

توان مکانیکی مفاصل اندام تحتانی راست و چپ در افراد مبتلا به اسکولیوز نوجوانی ناشناخته و افراد سالم هنگام راه رفتن

شیرین یزدانی^{۱*}، نادر فرهپور^۲

۱. استادیار، گروه رفتار حرکتی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

۲. استادا، گروه حرکت‌شناسی و بیومکانیک، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

مقاله پژوهشی

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۹/۸/۱۸

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۰/۳/۱۵

شماره صفحات: ۱۰۵ تا ۱۱۳

چکیده

مقدمه و هدف: اگرچه مستند است که در ناهنجاری اسکولیوز راستای ستون فقرات و لگن تغییر می‌یابد، لیکن اطلاعات دقیقی درباره تأثیر این تغییرات در بیومکانیک اندام تحتانی هنگام راه رفتن وجود ندارد. از این رو هدف این مطالعه مقایسه توان مفاصل اندام تحتانی بیماران اسکولیوز نوجوانی ناشناخته و افراد سالم هنگام راه رفتن بود. روش‌شناسی: با استفاده از دستگاه تحلیل حرکتی با ۴ دوربین Vicon و دو صفحه نیروی کیستلر، متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی راه رفتن ۲۰ دختر نوجوان مبتلا به اسکولیوز و ۲۰ دختر سالم ثبت و سپس با استفاده از نرم‌افزارهای Vicon Nexus و Polygon توان مفاصل ران، زانو و مچ پای راست و چپ در صفحه ساجیتال محاسبه شد. داده‌ها با استفاده از روش آماری ANOVA در سطح معنی‌داری $\alpha < 0.05$ پردازش شدند. یافته‌ها: جذب توان زانوی راست بیماران اسکولیوز به‌طور معناداری 12.5% کمتر از افراد سالم بود ($p=0.01$). به‌غیر از جذب توان در زانوی راست، بین میزان جذب و تولید توان در سایر مفاصل پای راست و چپ بیماران اسکولیوز و افراد سالم تفاوتی مشاهده نشد ($p>0.05$). بحث و نتیجه‌گیری: ناهنجاری اسکولیوز، با کاهش جذب توان زانو همراه است. با توجه به اینکه کاهش یک‌طرفه و نامتقارن جذب توان در زانو ممکن است با تغییرات نامتقارن گشتاور، نیروی عکس‌العمل و عملکرد عضلات مرتبط باشد، می‌تواند احتمالاً عامل اعمال نیروی نامتقارن به لگن و متعاقباً پیشرفت انحناء اسکولیوز شود.

کلیدواژه‌ها: اسکولیوز، راه رفتن، تولید توان، جذب توان، تقارن

The mechanical power of right and left lower extremity joints during walking in patients with adolescent idiopathic scoliosis and healthy controls

Shirin Yazdani^{1*}, Nader Farahpour²

1. Assistant Professor, Department of Motor Behavior, Faculty of Physical Education and Sport Science, University of Tabriz, Tabriz, Iran.
2. Professor, Department of Kinesiology and Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Science, Bu Ali Sina University, Hamdan, Iran.

Abstract

Background and Objective: although it is documented that the spine and hip alignments alter in scoliosis subjects, but the effect of these changes on the lower extremities' biomechanics have not been well understood yet. So, the aim of this study was to compare hip, knee and ankle joint's power generation and absorption during gait in patients with adolescent idiopathic scoliosis (AIS) and healthy controls. Methods: Using motion analysis system with 4 Vicon-460 cameras and two Kistler force plates, the kinematics and kinetics of gait was assessed in twenty girls with AIS and 20 matched healthy controls, then the power of the right and left hip, knee and ankle joints in sagittal plane was calculated. Data was analyzed using ANOVA statistical method with significance level of $\alpha < 0.05$. Results: Results showed that in scoliosis group, the peak power absorption of the right knee was significantly 12.5% smaller than that in control group ($p=0.01$). But, peak power generation and absorption of the hip and ankle joints in both right and left limbs were not statistically differed between the two groups ($p>0.05$). Conclusion: scoliosis is associated with the smaller power absorption of the knee joint at convex side. This might be linked with unilateral alterations of the joints' moment, joint forces, and the related muscle activity which might impose asymmetrical force to the hip and cause curve progression.

Keywords: Scoliosis, Gait, Power Generation, Power Absorption, Symmetry

*. sh_yazdani@tabrizu.ac.ir

مقدمه

اسکولیوز نوجوانی ناشناخته (AIS)^۱ ناهنجاری سه بعدی ستون فقرات با شیوع ۲-۳ درصد است که علت بروز آن مشخص نیست (۱). این ناهنجاری در نوجوانان دختر ۱۶-۱۱ ساله در حدود ۱۰ برابر بیشتر از پسران اتفاق می افتد (۱). در مطالعات قبلی فعالیت الکترومیوگرافی نامتقارن عضلات راست کننده ستون مهره‌ای (۲ و ۳ و ۴)، اختلالات تعادلی (۵ و ۶)، عدم تقارن مغز (۷ و ۸) و اختلالات رشدی سیستم مرکزی عصبی (۷) با بروز و پیشرفت ناهنجاری اسکولیوز نوجوانی ایدیوپاتیک ارتباط داشته‌اند. از آنجاکه راه رفتن به‌عنوان یک فعالیت پیچیده حرکتی توسط سیستم عصبی مرکزی کنترل می‌شود، هرگونه اختلال در عملکرد این سیستم ممکن است الگوی راه رفتن فرد را مختل نماید (۹ و ۱۰ و ۱۱). تحقیقات قبلی نشان داده‌اند که متغیرهای کینماتیکی، کینماتیکی و فعالیت عضلانی بیماران اسکولیوز در راه رفتن غیرعادی بوده‌اند (۹ و ۱۲ و ۱۳ و ۱۴ و ۱۵ و ۱۶ و ۱۷). در مطالعات قبلی تغییر متغیرهای کینماتیکی شامل، کاهش دامنه حرکتی شانه، ران و زانو (۱۴ و ۱۵ و ۱۸ و ۱۹) افزایش تیلت تنه (۱۹ و ۲۰)، افزایش دامنه حرکتی لگن (۱۸)، چرخش (۱۳ و ۱۴) و تیلت جانبی لگن و وضعیت نامناسب آن در صفحه عرضی (۱۸) و افزایش دورسی فلکشن مچ پا در مرحله نوسان (۱۸) در بیماران اسکولیوز گزارش شده است. همچنین طول قدم (۱۴) و طول گام (۹)، چرخش لگن (۱۳ و ۱۴) و کادنس (۱۳) در آن‌ها کم بوده است. البته برخی از محققین نیز سرعت راه رفتن و کادنس راه رفتن بیماران اسکولیوز را مشابه افراد سالم گزارش کرده‌اند (۱۴ و ۲۰ و ۲۱) و بین متغیرهای کینماتیکی سمت راست و چپ عدم تقارن دیده شده است (۱۱ و ۱۲). Mar و همکاران نیز در سال ۲۰۱۹ نشان دادند که بدتر شدن شاخص انحراف راه رفتن با کاهش سرعت در بزرگسالان مبتلا به اسکولیوز تخریبی ارتباط دارد (۲۲). در میان متغیرهای کینماتیکی نیز افزایش فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین و ضربه در بیماران اسکولیوز گزارش شده است (۲۳ و ۱۱). اختلال در متغیرهای نیروی عکس‌العمل و ضربه در مفاصل اندام تحتانی به‌نوبه خود ممکن است منشأ نیروهای نامتقارن بر ستون فقرات بوده و به‌نوعی با پیشرفت انحنا اسکولیوز مرتبط باشند. بنابراین بررسی دقیق‌تر کینماتیک راه رفتن از جنبه‌های مختلف از اهمیت کلینیکی خاصی برخوردار است. از بین متغیرهای کینماتیکی، نیروی عکس‌العمل زمین (۹ و ۱۱ و ۱۶ و ۱۷) و ضربه (۱۶ و ۲۳) در مطالعات قبلی گزارش شده است و برخی محققین نشان داده‌اند که تنه بیماران اسکولیوز نسبت به خط پیشروی به صورت نامتقارن می‌چرخد که باعث گشتاور چرخشی آزاد نامتقارن حول محور عرضی می‌شود (۹). در برخی مطالعات نیز نیروی عکس‌العمل زمین در جهت داخلی خارجی و همچنین ضربه در بیماران اسکولیوز به‌صورت نامتقارن بوده است (۱۷ و ۲۰). اما میزان تولید و جذب توان مفاصل مختلف اندام تحتانی، در این بیماران به‌خوبی مورد بررسی قرار نگرفته است و فقط در یک مطالعه چاو^۲ و همکاران نشان داده‌اند که بیماران اسکولیوز تولید و جذب توان کمتری در مفصل زانو دارند (۲۴). در مطالعه چاو و همکاران نمونه‌های مورد مطالعه شامل انواع مختلف انحناهای اسکولیوز با علل مختلف بوده‌اند. درحالی‌که نوع انحنا اسکولیوز

و جهت آن مکانیک بدن را به طور متفاوتی تغییر می‌دهد. بنابراین بهتر است جهت درک مکانیک بهتر بدن بیماران اسکولیوز، هر گروه اسکولیوز به طور مجزا بررسی شود. اسکولیوز سینه‌ای سمت راست یکی از شایع‌ترین انواع اسکولیوز است که همراه با اسکولیوز دابل احتمال پیشرفت آن نسبت به بقیه انواع اسکولیوز بیشتر است (۲۵). توان مفاصل این نوع از انحنا اسکولیوز تا به حال بررسی نشده است. بررسی دقیق این متغیر می‌تواند در ارزیابی، بررسی علل مرتبط با ناهنجاری و نیز طراحی ورزش‌های درمانی نقش مهمی داشته باشد. هدف از مطالعه حاضر مقایسه تولید و جذب توان مفاصل اندام تحتانی در بیماران مبتلا به اسکولیوز نوجوانی ناشناخته با انحنا سینه‌ای راست و افراد سالم هنگام راه رفتن عادی بود.

روش‌شناسی

پژوهش حاضر در زمره پژوهش‌های نیمه تجربی است. جامعه آماری پژوهش حاضر را بیماران اسکولیوز دختر شهر همدان در دامنه سنی ۱۶-۱۰ سال تشکیل دادند. از درون جامعه آماری ۷۰۰۰ نفر غربالگری شدند و با استفاده از اسکولیومتر و شاقول میزان هامپ دنده‌ای و راستای ستون فقرات (راستای مهره هفتم گردنی تا خاجی) اندازه‌گیری شدند. افرادی که دارای هامپ دنده‌ای بیش از ۷ درجه، انحراف شاقول و عدم تقارن چین‌های پوستی در دو سمت بدن بودند به پزشک اورتوپد معرفی شدند. با ارزیابی رادیوگرافی افرادی که دارای زاویه کاب^۱ بیش از ۱۰ درجه در سمت راست سینه‌ای بودند و علت مشخصی برای انحنا اسکولیوز نداشتند مشخص شدند. از بین این افراد ۲۰ دختر نوجوان مبتلا به AIS به‌طور داوطلبانه به‌عنوان آزمودنی در این پژوهش شرکت کردند. معیار حذف بیماران اسکولیوز داشتن سابقه هر نوع درمان برای اسکولیوز یا جراحی مهم تأثیرگذار در عملکرد سیستم عصبی - عضلانی، داشتن بیش از ۵ میلی‌متر اختلاف در طول اندام‌های تحتانی راست و چپ، داشتن درد کمر و هرگونه اختلالات عضلانی اسکلتی که بر روی الگوی راه رفتن تأثیر می‌گذارند، بود. اختلالات توسط پزشک مورد بررسی قرار گرفت. اختلاف طول پا نیز توسط محقق بررسی شد. از بین دانش‌آموزان دختر نوجوان سالم نیز ۲۰ نفر همگن به‌طور تصادفی به‌عنوان گروه کنترل انتخاب شدند (جدول شماره ۱). آزمودنی‌های گروه کنترل دارای ستون فقرات طبیعی و طول پاهای یکسان بوده و فاقد سابقه شکستگی، جراحی و اختلالات عصبی و عضلانی - اسکلتی بودند. به آزمودنی‌ها و والدین آن‌ها اطلاعات لازم جهت مشارکت در این پژوهش داده شد و قبل از شرکت در مطالعه از والدین آن‌ها خواسته شد تا فرم رضایت کتبی را پر کنند. پروتکل این مطالعه در کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه علوم پزشکی همدان با شماره ۱۶/۳۵/۹/۱۰۹ پ مورد تأیید قرار گرفت.

۱۶ مارکر منعکس‌کننده نور مادون‌قرمز به قطر ۱۴ میلی‌متر، بر اساس مدل پلاگ این گیت ست مارکر گذاری هلن هایس^۲، با استفاده از چسب دوطرفه روی خار خا صره 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

1. Cobb angle

2. Helen Hayes

نصب شدند (۱۸). با استفاده از دستگاه تحلیل حرکتی وایکان^۱ ۶۶۰ با ۴ دوربین سری T (فرکانس ۱۰۰ هرتز و دو صفحه نیروی کیستلر^۲ (فرکانس ۱۰۰۰ هرتز) (۶۰*۴۰ سانتی متر)، اطلاعات کینماتیکی و کینتیکی راه رفتن با سرعت عادی آزمودنی‌ها به‌طور هم‌زمان در فضای کالیبره شده در یک مسیر ۱۲ متری در داخل آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه آزاد همدان ثبت شد. قبل از شروع آزمون‌ها، صفحه نیرو و دوربین‌ها کالیبره شدند. برای کالیبره کردن دستگاه صفحه نیرو از یک وزنه ۱۰ کیلوگرمی استفاده شد. کالیبره کردن دوربین‌ها، با استفاده از یک وند و در فضایی به ابعاد $1/5 \text{ m}^3 * 2 * 3$ صورت گرفت که این فضا در وسط مسیر ۱۲ متری آزمایشگاه و محلی که صفحه نیروها قرار داشتند انجام می‌شد. برای تکمیل مراحل کالیبراسیون و تعریف مدل ایستای فرد، تصویر مارکرها در حالت ایستاده به صورتی که دست‌ها به حالت ضربدری در جلوی سینه نگه‌داشته می‌شد در وسط فضای کالیبراسیون ثبت می‌شد. برای هم‌زمان‌سازی دوربین‌ها با دستگاه صفحه نیرو از واحد پردازنده MX Giganet استفاده شد. اطلاعات به‌دست‌آمده از دوربین با استفاده از نرم‌افزار وایکان نکسوس ۲.۸.۱ پردازش شدند. داده‌های به‌دست‌آمده با استفاده از فیلتر باترورث سطح چهار و بدون اختلاف فازی با فرکانس برش ۶ هرتز هموار شدند.

جدول شماره ۱. میانگین و انحراف معیار خصوصیات دموگرافیک آزمودنی‌ها

زاویه کاب (درجه)	BMI kg/m ²	سن (سال)	جرم (kg)	قد (cm)	تعداد	
۲۷/۹±۸/۲	۱۸/۶±۲/۴	۱۴/۰±۱/۳	۴۹/۶±۷/۷	۱۶۳/۹±۵/۴	۲۰	اسکولیوز
-	۱۹/۳±۲/۳	۱۴/۱±۱/۵	۴۹/۰±۸/۰	۱۶۲/۵±۵/۳	۲۰	سالم

داده‌های فیلتر شده به نرم‌افزار وایکان پلیگان^۳ ۱.۵.۳ اکسپورت^۴ می‌شدند و با استفاده از این نرم‌افزار و معادلات دینامیک معکوس، متغیرهای کینتیکی شامل تولید و جذب توان مفاصل ران، زانو و مچ پا در صفحه ساجیتال هنگام راه رفتن با سرعت عادی در پای راست و چپ توسط نرم‌افزار محاسبه و متغیرهای مورد مطالعه استخراج شدند. برای بررسی تقارن شاخص تقارن به صورت زیر محاسبه گردید (۲۶):

$$100 * (0.05 * (\text{چپ} + \text{راست})) / (\text{چپ} - \text{راست}) = \text{شاخص تقارن}$$

برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها نیز از روش شاپیروویلیک استفاده شد. با توجه به اینکه توزیع داده‌ها نرمال بود ($p > 0.05$)، برای وصف داده‌ها از میانگین و انحراف استاندارد و آمار استنباطی آن‌ها در سطح معناداری $\alpha \leq 0.05$ برای تحلیل داده‌ها استفاده شد.

یافته‌ها

نتایج مربوط به تولید و جذب توان هر مفصل به‌طور جداگانه در نمودارهای زیر نشان داده شده‌اند. در این نمودارها، مقادیر مثبت و منفی به ترتیب تولید و جذب توان را نشان می‌دهند. جدول ۱ حداکثر تولید و جذب

1. Vicon 460
2. Kistler force plate

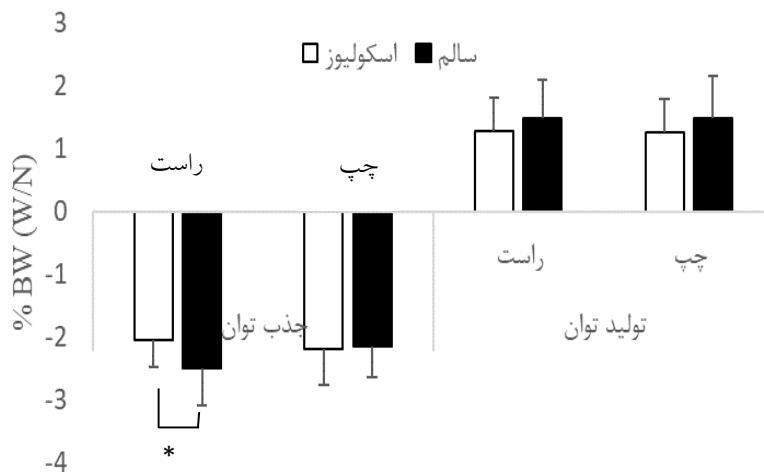
3. Vicon Polygon 3.5.1
4. Export

توان مفصل ران پای راست و چپ بیماران اسکولیوز و افراد سالم را نشان می‌دهد. در مفصل ران پای راست، حداکثر توان جذب شده در بیماران اسکولیوز تفاوتی با حداکثر جذب توان افراد سالم نداشت ($p=0/64$) در پای چپ نیز نتیجه مشابهی دیده شد ($p=0/35$). میزان توان تولید شده در مفصل ران بیماران اسکولیوز و افراد سالم نیز در هر دو پای راست و چپ مشابه بودند و تفاوت بین گروهی معنادار نبود ($p>0/05$).

جدول شماره ۱. جذب و تولید توان مفصل ران در پای راست و چپ بیماران اسکولیوز و افراد سالم هنگام راه رفتن

مقدار P	اختلاف میانگین‌ها	سالم	اسکولیوز		
۰/۹۰	۰/۰۶±۰/۰۵	۲/۱۵±۰/۴۰	۲/۲۱±۰/۵۶	راست	تولید توان
۰/۲۶	۰/۳۹±۰/۲۶	۲/۲۴±۰/۶۱	۲/۶۳±۱/۴۲	چپ	%BW: (W/N)
۰/۴۶	-۰/۱۲۲±۰/۲۹	-۳/۳۵±۰/۴۸	-۳/۴۷±۰/۹۳	راست	جذب توان
۰/۳۵	-۰/۳۰۵±۰/۳۲	-۳/۱۳±۰/۶۷	-۳/۴۷±۱/۱۹	چپ	%BW: (W/N)

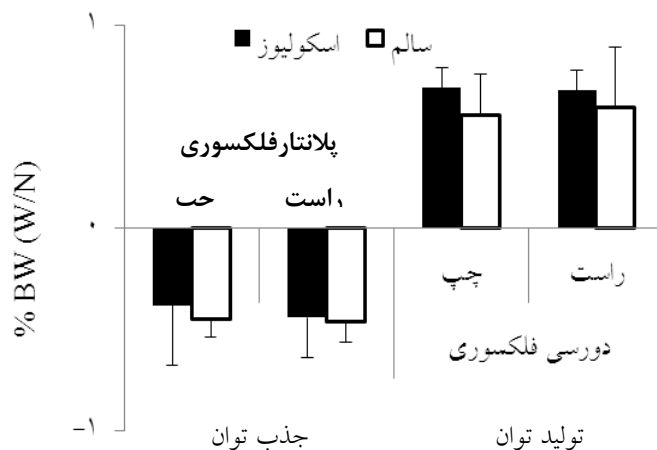
جذب و تولید توان مفصل ران در دو سمت چپ و راست برای هر دو گروه مقارن بود ($p>0/05$). نمودار شماره ۲ جذب و تولید توان مفصل زانو را در پای راست و چپ بیماران اسکولیوز و افراد سالم نشان می‌دهد. تولید توان زانو در هر دو پای راست و چپ بیماران AIS و گروه کنترل مشابه بود و بین توان دو گروه تفاوتی دیده نشد ($p>0/05$). اما جذب توان زانوی راست بیماران اسکولیوز به‌طور معناداری به‌اندازه ۱۲/۵٪ کمتر از افراد سالم بود ($p=0/01$). در پای چپ، بین دو گروه اختلافی مشاهده نگردید ($p=0/85$). همچنین در هر دو گروه میزان جذب و تولید توان زانوی مقارنی دیده شد ($p>0/05$).



نمودار شماره ۲. حداکثر جذب و تولید توان مفصل زانو در پای راست و چپ بیماران اسکولیوز و افراد سالم

میزان تولید و جذب توان مچ پای بیماران اسکولیوز و افراد سالم هنگام راه رفتن در نمودار شماره ۳ نمایش داده شده است. همانند مفصل ران، در هر دو پای راست و چپ، بیماران اسکولیوز و افراد سالم میزان تولید و

جذب توان میچ پای مشابهی هنگام راه رفتن داشتند ($p > 0.05$) و بین شاخص تقارن دو گروه تفاوتی مشاهده نگردید ($p > 0.05$).



نمودار شماره ۳. جذب و تولید توان مفصل میچ پای راست و چپ بیماران اسکولیوز و افراد سالم هنگام راه رفتن

بحث

هدف از مطالعه حاضر مقایسه تولید و جذب توان مفاصل اندام تحتانی در بیماران مبتلا به اسکولیوز نوجوانی ناشناخته (AIS) و افراد سالم هنگام راه رفتن عادی بود. نتایج نشان دادند که در هر دو پای راست و چپ، بین میزان تولید و جذب توان مفاصل ران و میچ پای بیماران اسکولیوز و افراد سالم تفاوتی وجود ندارد. اما بیماران اسکولیوز میزان جذب توان زانوی راست کمتری از افراد سالم داشتند. همچنین در هر دو گروه توان پای راست و چپ مشابه هم و متقارن بودند. تا به حال تنها در یک مطالعه توسط Chow و همکاران (۲۰۱۴)، توان مفاصل اندام تحتانی بیماران اسکولیوز و افراد سالم مورد بررسی قرار گرفته است که آن‌ها نیز در تایید یافته‌های مطالعه حاضر، بین تولید و جذب توان مفاصل ران و میچ پای دو گروه بیمار اسکولیوز و افراد سالم تفاوتی مشاهده نکردند (۲۴). همچنین همسو با یافته‌های مطالعه حاضر، آن‌ها نیز جذب توان کمتری در زانوی راست بیماران اسکولیوز گزارش کردند. درحالی‌که در مطالعه آن‌ها تولید توان زانو نیز در بیماران اسکولیوز کمتر بود که با یافته‌های مطالعه حاضر همخوانی ندارد. در مطالعه ایشان، انواع مختلف انحنای اسکولیوز از جمله انحنای توراسیک، لومبار و تورااکولومبار در سمت راست و چپ و همچنین انحنای دوپل در یک مطالعه بررسی شده بودند (۲۴) درحالی‌که سمت انحنای محل آن ممکن است مکانیک بدن و کنترل پوسچر را به‌طور متفاوتی تحت تأثیر قرار دهد (۲۷). برخلاف یافته‌های مطالعه حاضر Steeley و همکاران توان مکانیکی نامتقارنی در مفاصل زانو و میچ پا در افراد دارای اختلاف طول پا گزارش کردند و میزان این عدم تقارن در افراد دارای اختلاف پای زیاد بیشتر از افراد دارای اختلاف طول پای کمتر بود (۲۸). دلیل ناهمخوانی یافته‌های مطالعه حاضر با مطالعه Steeley و همکاران را می‌توان به نوع آزمودنی‌ها نسبت داد. در مطالعه حاضر اختلاف طول پای بیش از ۵ میلیمتر یکی از معیارهای خروج آزمودنی‌ها بود. براساس مرور

انجام شده، مطالعه حاضر برای اولین بار در بیماران اسکولیوز دارای انحنای توراسیک سمت راست گزارش می شود. بنابراین مطالعه ای که بتوان نتایج حاضر را با آن مقایسه نمود یافته نشد. در مطالعات قبلی فلکشن زانوی کمتری در بیماران اسکولیوز گزارش شده است (۱۴). کاهش فلکشن زانوی راست بیماران اسکولیوز در حین راه رفتن ممکن است باعث کاهش انقباض اکستریک اکستنسورهای زانو برای جذب ضربه در مرحله پاسخ بارگیری و در نتیجه کاهش جذب توان در این مفصل می شود. از طرفی نیز در برخی مطالعات گزارش شده است که توزیع وزن در پای راست و چپ بیماران اسکولیوز نامتقارن بوده و پای سمت تقعر انحنای (در این مطالعه سمت چپ) وزن کمتری تحمل می کند و نیروی عکس العمل زمین (Fz1) در پای چپ بیماران اسکولیوز کمتر از افراد سالم است (۱۵ و ۱۶). این عامل نیز می تواند بر میزان توان مکانیکی در این افراد اثرگذار باشد و تغییرات نامتقارن گشتاور و نیروی عکس العمل نیز ممکن است با کاهش یک طرفه و نامتقارن جذب توان در مفصل زانو مرتبط باشند.

همچنین مطالعات قبلی نشان داده اند که بیماران اسکولیوز برای کنترل تعادل خود بر گیرنده های حس عمقی مچ پا بیشتر از افراد سالم تکیه می کنند (۲۹ و ۴). در غیاب اطلاعات سیستم بینایی نیز، برای کنترل تعادل دینامیکی خود فعالیت عضلات مولتی فیدوس و سرینی میانی را نسبت به افراد سالم افزایش می دهند (۲۹). بر اساس نتایج مطالعات یاد شده می توان گفت که در مطالعات قبلی بر اهمیت استراتژی های هیپ و مچ پا در کنترل پوسچر ایستا و پویای بیماران اسکولیوز تاکید زیاد می شده است (۲۹). درحالی که نتایج مطالعه حاضر نشان دادند که هنگام راه رفتن و کنترل پوسچر دینامیکی، عملکرد مفصل زانو نیز در بیماران اسکولیوز با اختلال مواجه بوده و می تواند از اهمیت کلینیکی خاصی برخوردار باشد. اجزای مختلف بدن انسان همانند یک زنجیر به هم وصل می باشند و تغییر در ساختار یک بخش از بدن مثل انحنای اسکولیوز بر عملکرد بخش های دیگر بدن نیز تاثیرگذار خواهد بود و همانطوریکه در مطالعه حاضر مشاهده گردید این تغییرات ممکن است در اندامهایی نیز روی دهد که بسیاری از درمانگران به آن توجهی نمی کنند. در مطالعه حاضر توان مفاصل بدون در نظر گرفتن فعالیت عضلات بررسی شده بود، بنابراین پیشنهاد می شود در مطالعات آتی فعالیت الکتریکی عضلات نیز به طور هم زمان اندازه گیری شود تا مکانیسم ناهنجاری به طور دقیق مشخص شود.

نتیجه گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که در بیماران اسکولیوز جذب توان در مفصل زانوی سمت تقعر کاهش می یابد. توصیه می شود در ارزیابی های کلینیکی بیماران اسکولیوز و طراحی برنامه درمانی مناسب جهت جلوگیری از پیشرفت این ناهنجاری و درمان آن، علاوه بر توجه به ساختار و عملکرد ستون فقرات و لگن که در مطالعات قبلی نشان داده شده است، باید بر ارزیابی جنبه های کینتیکی اندام تحتانی بویژه مفصل زانو هنگام راه رفتن نیز توجه ویژه ای شود.

تشکر و قدردانی

پژوهشگران از از تمامی آزمودنیها بویژه بیماران اسکولیوز به خاطر همکاری صمیمانه در اجرای تستها و از دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان به خاطر در اختیار گذاشتن آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی تقدیر و تشکر می نمایند.

منابع

- Weinstein S.L., Dolan L.A., Spratt K.F., Peterson K.K., Spoonamore M.J., Ponseti I.V. (2003). Health and function of patients with untreated idiopathic scoliosis. A 50-year natural history study. *The Journal of the American Medical Association*; 289 (5): 559-67.
- Barba, N., Ignasiak, D., Villa, T.M.T., Galbusera, F., & Bassani, T. (2021). Assessment of trunk muscle activation and intervertebral load in adolescent idiopathic scoliosis by musculoskeletal modelling approach. *Journal of Biomechanics*, 114, 110154.
- Farahpour, N., Ghasemi, S., Allard, P., & Saba, M. S. (2014). 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*, 24(5), 645-651.
- Yazdani, S., Farahpour, N., Delavar, A., & Farahmand, F. (2017). Electromyographical activity of erector spinae and glutens medius muscles in patients with adolescent idiopathic scoliosis during gait. *Majallah-i pizishki-i Danishgah-i Ulum-i Pizishki va Khadamat-i Bihdashti-i Darmani-i Tabriz*, 38(6), 84.
- Wu, K.W., Lu, T.W., Lee, W.C., Ho, Y.T., Huang, T.C., Wang, J.H., & Wang, T.M. (2020). Altered balance control in thoracic adolescent idiopathic scoliosis during obstructed gait. *Plos one*, 15(2), e0228752.
- Scheyerer, M.J., Rohde, A., Stuermer, K.J., Kluehner, H.D., Bredow, J., Oikonomidis, S., ... & Eysel-Gosepath, K. (2020). Impact of the Vestibular System on the Formation and Progression to Idiopathic Scoliosis: A Review of Literature. *Asian Spine Journal*. 1-7.
- Burwell, R.G., Cole, A.A., Cook, T.A., Grivas, T.B., Kiel, A.W., Moulton, A., ... & Wemyss-Holden, S.A. (1992). Pathogenesis of idiopathic scoliosis. The Nottingham concepts. *Acta Orthopaedica Belgica*, 58, 33-58.
- Carry, P.M., Duke, V.R., Brazell, C.J., Stence, N., Scholes, M., Rousie, D.L., & Hadley Miller, N. (2020). Lateral semi-circular canal asymmetry in females with idiopathic scoliosis. *PloS one*, 15(4), e0232417.
- Kramers-de Quervain, I.A., Müller, R., Stacoff, A., Grob, D., & Stüssi, E. (2004). Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*, 13(5), 449-456.
- Bortone, I., Piazzolla, A., Buongiorno, D., Bizzoca, D., Fiore, P., Bevilacqua, V. and Moretti, B., 2020, June. Influence of clinical features of the spine on Gait Analysis in adolescent with idiopathic scoliosis. In 2020 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA). 1-6.
- Giakas, G., Baltzopoulos, V., Dangerfield, P.H., Dorgan, J.C., & Dalmira, S. (1996). Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. *Spine*, 21(19), 2235-2242.
- Garg, B., Gupta, M., Mehta, N. and Malhotra, R., 2021. Influence of Etiology and Onset of Deformity on Spatiotemporal, Kinematic, Kinetic, and Electromyography Gait Variables in Patients with Scoliosis—A Prospective, Comparative Study. *Spine*, 46(6), 374-382.
- Chen, P.Q., Wang, J. L., Tsuang, Y.H., Liao, T.L., Huang, P.I., & Hang, Y.S. (1998). The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. *Clinical biomechanics*, 13(1), S52-S58.
- Mahaudens, P., Banse, X., Mousny, M., & Detrembleur, C. (2009). Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis. *European spine journal*, 18(4), 512-521.
- Karski, T., & Karski, J. (2014). The biomechanical etiology 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*, 33-38.
- Yazdani, S., & Farahpour, N. (2017). Kinetic gait analysis in patients with adolescent idiopathic scoliosis and normal control subjects. *Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation*, 6(2), 48-59.
- Chockalingam, N., Dangerfield, P.H., Rahmatalla, A., Ahmed, E.N., & Cochrane, T. (2004). Assessment of ground reaction force during scoliotic gait. *European Spine Journal*, 13(8), 750-754.
- Syczewska, M., Graff, K., Kalinowska, M., Szczerbik, E., & Domaniecki, J. (2012). Influence of the structural deformity of the spine on the gait pathology in scoliotic patients. *Gait & Posture*, 35(2), 209-213.
- Park, Y.S., Woo, B.H., Kim, J.M., Chae, W.S., Kim, D.S., Jung, J.H., ... & Lim, Y.T. (2012). Comparison of gait analysis between adolescent idiopathic scoliosis patients and age matched controls. In *ISBS-Conference Proceedings Archive*.
- Yang, J. H., Suh, S. W., Sung, P. S., & Park, W. H. (2013). Asymmetrical gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*, 22(11), 2407-2413.
- Prince, F., Charbonneau, M., Lemire, G., & Rivard, C.H. (2010). Comparison of locomotor pattern between idiopathic scoliosis patients and control subjects. *Scoliosis*, 5(1), 1-1.O34.
- Mar, D., Lieberman, I., & Haddas, R. (2019). The Gait Deviation Index as an indicator of gait abnormality among degenerative spinal pathologies. *European Spine Journal*, 1-9.
- Bruyneel, A.V., Chavet, P., Ebermeyer, E., & Mesure, S. (2011). Idiopathic scoliosis: relations between the Cobb angle and the dynamical strategies when sitting on a seesaw. *European Spine Journal*, 20(2), 247-253.
- Chow, D.H., Kwok, M.L., Au-Yang, A.C., Holmes, A.D., Cheng, J.C., Yao, F.Y., & Wong, M. S. (2006). The effect of load carriage on the gait of girls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. *Medical Engineering & Physics*, 28(5), 430-437.
- Reamy, B.V., & Slakey, J. (2001). Adolescent idiopathic scoliosis: review and current concepts. *American Family Physician*, 64(1), 111-117.

26. Allard P, Lachance R, Aissaoui R, Sadeghi H, Duhaime H. (1997). Men and women able-bodied gait. In: Three-dimensional analysis of human locomotion. John Wiley and Sons Inc. 307-334.
27. Gauchard, G.C., Lascombes, P., Kuhnast, M., & Perrin, P.P. (2001). Influence of different types of progressive idiopathic scoliosis on static and dynamic postural control. *Spine*, 26(9), 1052-1058.
28. Seeley, M.K., Umberger, B.R., Clasey, J.L., & Shapiro, R. (2010). The relation between mild leg-length inequality and able-bodied gait asymmetry. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9(4), 572-579.
29. Simoneau, M., Richer, N., Mercier, P., Allard, P., & Teasdale, N. (2006). Sensory deprivation and balance control in idiopathic scoliosis adolescent. *Experimental Brain Research*, 170(4), 576-582.

نحوه درج مقاله: شیرین یزدانی، نادر فرهپور، (۱۴۰۰). توان مکانیکی مفاصل اندام تحتانی راست و چپ در افراد مبتلا به اسکولیوز نوجوانی ناشناخته و افراد سالم هنگام راه رفتن. پژوهش در طب ورزشی و فناوری. ۱۹(۱):۱۰۵-۱۱۳. دی او آی ۱۰.۲۹۲۵۲/jsmt.۱۹.۱.۱۰۵

How to cite this article: Shirin Yazdani, Nader Farahpour. (2021). The mechanical power of right and left lower extremity joints during walking in patients with adolescent idiopathic scoliosis and healthy controls. 19(1):105-113. (In Persian). DOI: 10.29252/jsmt.19.1.105.