

Original Article

Electromyographical Activity of Erector Spinae and Gluteus Medius Muscles in Patients with Adolescent Idiopathic Scoliosis during Gait

Shirin Yazdani¹, Nader Farahpour^{2*}, Ali Delavar³, Farzam Farahmand⁴

¹ Department of Motor Behavior, Faculty of physical education and sport science, University of Tabriz, Tabriz, Iran

² Department of sport Biomechanics, Faculty of sport sciences, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran

³ School of Educational Psychology, Allame Tabatabaei University, Tehran, Iran

⁴ Department of Mechanical Eng., Technological Sharif University, Tehran, Iran

Received: 16 Jun, 2014 Accepted: 12 Aug, 2014

Abstract

Background & Objectives: Understanding the muscle activity during gait in patients with adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is clinically important. The objectives of this study was to analyze electrical activity of erector spinae muscles at T6 (ES_{T6}), T10 (ES_{T10}) and L3 (ES_{L3}) levels as well as gluteus medius (GM) muscle during walking in female adolescents with and without idiopathic scoliosis.

Materials & Methods: Twenty female adolescents with right thoracic scoliosis and 18 healthy adolescent control females (all 11 to 17 years old) participated in this study. An imaging system synchronized with a MA300-16 electromyography system and bipolar surface electrodes were used to measure electrical activities of ES_{T6}, ES_{T10}, ES_{L3} and GM muscles during gait. Repeated measure analysis of variance and MANOVA were used for the comparisons within and between groups.

Results: During the right stance phase, the activity of right ES_{T6} and left GM muscles in scoliotic patients were significantly (1.8 and 1.4 times) greater than that of control group ($P=0.03$). In the left stance phase, scoliosis group showed higher activity at right and left GM muscles than control group ($P=0.04$). In the right and left swing phase, the EMG activity of right GM and right ES_{T6} muscles of scoliotic patients was respectively greater than that of controls. The right over left ratio of ES_{T6} muscle activity for scoliosis group was higher than that for control group at all phases of gait cycle except for the right swing phase.

Conclusion: AIS patients displayed greater activity in the right ES_{T6} and the right and left GM muscles during walking. AIS patients presented asymmetrical muscle activity in ES_{T6} muscle. EMG assessment during gait might have clinical importance in the detection of scoliotic curvature progression.

Keywords: Idiopathic Scoliosis, Electromyography, Gait, Muscle activity

*Corresponding author:

E-mail: naderfarahpour1@gmail.com

مقاله پژوهشی

فعالیت الکترومیوگرافی عضلات راست کننده ستون مهره‌ای و سرینی میانی در بیماران مبتلا به اسکولیوز نوجوانی ناشناخته هنگام راه رفتن

شیرین یزدانی^۱، نادر فرهپور^{۲*}، علی دلاور^۳، فرزاد فرهمند^۴

^۱گروه رفتار حرکتی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران
^۲گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
^۳دانشکده علوم تربیتی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران
^۴گروه مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران

دریافت: ۹۳/۳/۲۶ پذیرش: ۹۳/۵/۲۱

چکیده

زمینه و اهداف: درک فعالیت عضلانی هنگام راه رفتن در بیماران اسکولیوز نوجوانی ناشناخته (AIS) از اهمیت کلینیکی برخوردار است. هدف از این مطالعه مقایسه فعالیت عضلات راست کننده ستون فقرات در راستای مهره‌های ششم (ES_{T6}) و دهم سینه‌ای (ES_{T10})، سوم کمری (ES_{L3}) و عضله سرینی میانی (GM) بیماران اسکولیوز دختر نوجوان با افراد سالم هنگام راه رفتن بود.

مواد و روش‌ها: تعداد ۲۰ دختر نوجوان مبتلا به AIS و نیز تعداد ۱۸ دختر نوجوان سالم همگن (همگی بین ۱۱ تا ۱۷ سال سن) مورد مطالعه قرار گرفتند. فعالیت الکتریکی عضلات ES_{T6}، ES_{T10}، ES_{L3} و GM در دو سمت راست و چپ بدن هنگام راه رفتن ثبت و با استفاده از روش‌های آماری Repeated Measure و MANOVA تفاوت‌های بین گروهی و درون گروهی مورد تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: در مرحله استقرار پای راست، فعالیت عضلات ES_{T6} راست و GM چپ در بیماران به ترتیب حدود ۱/۸ و ۱/۴ برابر بیشتر از افراد سالم بود ($p < 0.05$). هنگام استقرار پای چپ نیز فعالیت عضله GM در هر دو سمت در گروه اسکولیوز به‌طور معناداری بیشتر از افراد سالم بود ($p < 0.05$). در نوسان پای راست و چپ نیز به ترتیب عضلات GM راست ($p = 0.02$) و ES_{T6} ($p = 0.04$) در بیماران فعالیت بیشتری از افراد سالم داشتند. نسبت فعالیت عضلات سمت راست به سمت چپ در عضله ES_{T6}، در همه مراحل بجز نوسان راست در بیماران اسکولیوز بیشتر از افراد سالم بود ($p < 0.05$).

نتیجه‌گیری: هنگام راه رفتن فعالیت عضلات ES_{T6} راست و GM در بیماران اسکولیوز بیشتر از افراد سالم بود. بیماری AIS با فعالیت نامتقارن عضله ES_{T6} در زمان استقرار روی هر دو پا و نوسان پای چپ همراه است. اندازه‌گیری فعالیت EMG عضلات تنه هنگام راه رفتن ممکن است برای تشخیص پیشرونده بودن انحنای اسکولیوز از ارزش کلینیکی برخوردار باشد.

کلید واژه‌ها: اسکولیوز ناشناخته، الکترومیوگرافی، راه رفتن، فعالیت عضلانی

*ایمیل نویسنده رابط: naderfarahpour1@gmail.com

مقدمه

است (۳). تشخیص پیشرونده بودن اسکولیوز کمک می‌کند تا اقدامات موثر پیشگیرانه و درمان جدی به موقع صورت گیرد. در ناهنجاری اسکولیوز سطح مقطع عضلانی نامتقارن (۴)، نارسایی در عملکرد دوک‌های عضلانی (۵)، افزایش درصد تارهای نوع II در سمت مقعر (۶) و فعالیت نامتقارن عضلات در دو سمت محدب و مقعر انحنای اسکولیوز (۷-۹) گزارش شده است. از همین روی فرضیه‌هایی مبنی بر ارتباط بین عملکرد

اسکولیوز نوجوانی ناشناخته یک ناهنجاری سه بعدی ستون فقرات است که با انحراف جانبی، چرخش محوری، تیلت جانبی مهره‌ها و برجستگی خلفی (هامپ) در سمت محدب انحنای همراه است (۱). هنوز هیچ دلیل مشخصی برای این بیماری شناخته نشده است (۲). شیوع این ناهنجاری در کودکان ۱۰-۱۶ ساله در حدود ۱ تا ۳٪ است که ۹۰٪ از مبتلایان به این بیماری را دختران تشکیل می‌دهند (۲). این ناهنجاری اسکلتی در برخی از موارد پیشرونده

هدف از اجرای این پژوهش مقایسه فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ارکتور اسپاینه در نواحی سینه‌ای و کمری و سربینی میانی بیماران اسکولیوز و افراد سالم در یک سیکل کامل راه رفتن بود. فرضیه‌های تحقیق عبارت بودند از: الف) شدت فعالیت عضلات مورد مطالعه در بیماران اسکولیوز بیش از افراد سالم است و ب) فعالیت عضلانی در بیماران اسکولیوز نامتقارن است.

مواد و روش‌ها

در یک برنامه غربالگری تعداد ۷۰۰۰ نفر از دانش‌آموزان دختر ۱۰ تا ۱۵ ساله شهر همدان مورد بررسی قرار گرفتند. افرادی 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. براساس مشاهده رادیوگرافی، افرادی که دارای انحنای اسکولیوز (زاویه کاب) بالای ۱۰ درجه در بخش قفسه سینه و با تحذب راست بودند، به عنوان گروه تجربی در نظر گرفته شدند. تعداد بیماران AIS در گروه تجربی ۲۰ نفر بودند که میانگین سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی (BMI) آنها به ترتیب برابر $14/1 \pm 1/3$ سال، $163/7 \pm 5/4$ cm، $49/6 \pm 7/7$ kg و kg/m^2 $18/6 \pm 2/4$ بودند. همچنین میانگین زاویه کاب بیماران اسکولیوز برابر $27/8 \pm 8/5$ درجه و میزان چرخش مهره apex آنها براساس روش Nash and Moe (۲۲) برابر $1/94 \pm 0/4$ بود.

شرایط پذیرش بیماران اسکولیوز 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 و نداشتن بیش از ۵ میلی‌متر اختلاف در طول اندام‌های تحتانی راست و چپ.

برای گروه کنترل نیز از میان همان افراد غربال شده، تعداد ۱۸ دختر سالم داوطلب با میانگین سن، قد، وزن و BMI به ترتیب برابر $14/2 \pm 1/6$ سال، $161/2 \pm 5/23$ cm، $49/0 \pm 8/0$ kg و $19/3 \pm 2/3$ kg/m² انتخاب شدند. آزمودنی‌های گروه کنترل دارای اسکلت طبیعی، طول پاهای یکسان، عدم سابقه شکستگی، جراحی و یا هر نوع بیماری سیستم عصبی - عضلانی بودند. دست راست و پای راست در همه آزمودنی‌های گروه اسکولیوز و افراد سالم برتر از دست و پای سمت چپ بودند.

پس از ارائه اطلاعات کامل در زمینه هدف و روش تحقیق، والدین و آزمودنی‌ها فرم رضایت برای شرکت در این پژوهش را امضاء نمودند. پروتکل این مطالعه در کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه علوم پزشکی همدان با شماره ۱۶/۳۵/۹/۱۰۹/پ مورد تصویب قرار گرفت.

برای ارزیابی فعالیت عضلات نگهدارنده ستون فقرات و سربینی میانی هنگام راه رفتن، از دستگاه MA-300-۱۶ EMG (Motion Lab Systems, Inc. 15045 Old Hammond) و الکترودهای (Highway, Baton Rouge, LA 70816 USA) و الکترودهای سطحی دو قطبی استفاده شد. برای ثبت سیگنال‌های EMG

سیستم عصبی عضلانی با بروز و پیشرفت ناهنجاری اسکولیوز ارائه شده است. در این راستا، محققین عملکرد عضلات ستون مهره‌ای این بیماران را با افراد سالم در شرایط و وظایف مختلف حرکتی مورد مقایسه قرار داده‌اند (۸-۱۶).

این بررسی‌ها وجود فعالیت غیرطبیعی عضلات مختلف بیماران اسکولیوز در هنگام فعالیت‌های مختلف حرکتی از جمله در فلکشن/اکستنشن ایزوکینتیکی تنه (۱۲)، مواجهه با آشفتگی‌های تعادلی (۱۰)، حرکت خم شدن جانبی تنه به راست و چپ (۸)، حرکات دینامیک با و بدون وزنه (۱۵)، در حالت‌های ایستاده، نشسته (۹) و خوابیده روی شکم (۶، ۷) و در انقباض ایزومتریک فلکسورها و اکستنسورهای تنه (۱۱) را تایید کرده‌اند. این فعالیت‌های غیرطبیعی غالباً با افزایش شدت فعالیت عضلات سمت محدب انحنای اسکولیوز همراه بوده‌اند (۱۲-۷، ۱۶).

بررسی‌های راه رفتن بیماران AIS کاهش ۱۰ درصدی طول نیم-گام (۱۴)، کاهش کادنس (۱۷)، افزایش چرخش لگن (۱۴)، کاهش دامنه حرکتی مفاصل زانو و ران، کاهش تیلت لگن (۱۴)، افزایش دورسی فلکشن مچ پا در مرحله نوسان (۱۸)، کاهش سرعت زاویه‌ای مچ و زانو (۱۴) و عدم تقارن در حرکت اندام تحتانی (۲۱-۱۹) را نشان داده‌اند. همچنین پیشرفت انحنای اسکولیوز با تغییر متغیرهای کینماتیکی راه رفتن همراه بوده است (۲۰).

در مقابل تحقیقات فوق، تعدادی از محققین نیز نتیجه گرفته‌اند که طول گام (۱۷)، سرعت راه رفتن و کادنس (۱۴) در بیماران AIS طبیعی است. برخی از محققین نیز گزارش کرده‌اند که در بیماران AIS هنگام راه رفتن نیروی عکس‌العمل زمین به طور نابرابری به پای سمت چپ و راست وارد می‌شود (۱۹، ۲۱). همچنین نشان داده شده است که در مقایسه با افراد سالم در بیماران AIS شدت فعالیت عضلانی در عضله پشتی بزرگ (۱۳) کمتر و در عضلات ارکتور اسپاینه، مربع کمری و سربینی بزرگ (۱۴، ۱۸) بیشتر است. زمان فعالیت عضلات مربع کمری، ارکتور اسپینه، سربینی میانی، و نیم‌وتری (۱۴) نیز هنگام راه رفتن طولانی‌تر از افراد سالم بوده است. اما تحقیقات پیشین در زمینه فعالیت‌های الکتریکی عضلات هنگام راه رفتن از محدودیت‌هایی برخوردارند که مانع از تعمیم نتایج آنها می‌شود. برخی از این محدودیت‌ها عبارتند: از کامل نبودن اطلاعات مربوط به آزمودنی‌ها و استفاده از تعداد بسیار محدود آزمودنی (۱۳)، رعایت نکردن توصیه‌های انجمن اروپایی الکترومیوگرافی و نداشتن گروه کنترل (۱۸)، بررسی تعداد محدودی از عضلات بدن (۱۳)، و ارائه اطلاعات کیفی (۱۳، ۱۴).

با توجه به این‌که راه رفتن یکی از فعالیت‌های روزمره است، ناهنجاری فعالیت عضلات ممکن است به‌خاطر اعمال نیروهای نامتقارن برای پیشرفت انحنای یک ریسک فاکتور تلقی گردد. بنابراین انجام پژوهش‌های مرتبط با عملکرد عضلات بدن هنگام راه رفتن و توسعه دانش در این زمینه توصیه می‌شود. این اطلاعات می‌تواند در شناسایی خطر پیشرفت انحنای و اقدام درمانی به موقع برای کنترل بیماری موثر باشد.

(فرکانس نمونه برداری = ۱۰۰۰ هرتز و gain = ۱۰۰۰ دسی بل) انتخاب شدند.

الکترودها بر روی عضلات ES در سطح مهره‌های T6 (ES_{T6})، T10 (ES_{T10}) و L3 (ES_{L3}) در فاصله ۳ سانتی متری از زوائد شوکی و روی عضله سیرینی میانی (GM) در وسط فاصله‌ی بین تاج خاصره و برجستگی بزرگ ران در دو سمت چپ و راست بدن قرار داده شدند (۳، ۲۴، ۲۳). جهت قرارگیری الکترودها در همه عضلات موازی با جهت تار عضلانی بود.

الکترودها مرجع نیز بر روی دسته جناغ چسبانده شد. قبل از الکتروگذاری، موهای زائد پوست در محل الکترودها تراشیده شده و پوست فرد با پنبه آغشته به الکل تمیز شد. سپس الکترودهای سطحی Ag/AgCl دوقطبی با فاصله مرکز تا مرکز ۱۷ میلی متر، با استفاده از چسب‌های دوطرفه بر روی عضلات مورد نظر قرار داده شدند. برای کاهش نویز، الکترودها و کابل‌ها با استفاده از باند کشی روی تنه ثابت شدند. دستگاه الکترومیوگرافی نیز با استفاده از کمر بند بر روی کمر آزمودنی‌ها نگه‌داشته شد.

پس از نصب الکترودها، برای تعیین دقیق مراحل مختلف راه رفتن، مارکرهای منعکس کننده نور بر اساس روش مارکر گذاری Plug in gait و سری مارکر گذاری Helen Hayes روی اندام‌های تحتانی و لگن قرار داده شدند تا همراه با اطلاعات EMG از وضعیت اندام‌ها تصویربرداری شود. برای تصویربرداری از دوربین‌های سری T و سیستم تحلیل حرکتی Vicon (۱۰۰ Hz) استفاده شد. سپس آزمودنی‌ها بصورت پابرنه در یک مسیر ۱۲ متری در طول آزمایشگاه راه رفتند و فعالیت EMG عضلات و متغیرهای کینماتیکی اندام‌ها به‌طور همزمان ثبت گردید. قبل از اجرای آزمون، افراد سه بار به‌طور آزمایشی در مسیر تعیین شده راه رفتند و سپس آزمون اصلی راه رفتن ۶ بار تکرار شد. بین هر تکرار ۱ دقیقه استراحت وجود داشت.

بعد از اتمام تست‌های راه رفتن، به تفکیک برای عضلات ES و سیرینی میانی، فعالیت الکتریکی هنگام یک فعالیت بیشینه ایزومتریک (MVIC) ثبت شد. تست MVIC عضلات ارتکوز اسپینه در وضعیت سورنسن اجرا شد، به این صورت که فرد بصورت دمر روی تخت دراز می‌کشید به طوری که بالاتنه فرد از قسمت لگن در بیرون از تخت و پاهای فرد بر روی تخت قرار می‌گرفت، سپس با استفاده از نوار، قسمت لگن، ران و ساق پای فرد به تخت بسته می‌شد و فرد تلاش می‌کرد تا در وضعیت اکستنشن صفر درجه، حداکثر نیروی خود را اعمال کند درحالی‌که در مقابل تلاش فرد مقاومت می‌شد (۲۵).

برای MVIC عضله سیرینی میانی نیز فرد به پهلو دراز می‌کشید و درحالی‌که مفصل ران در وضعیت ابداکشن ۲۵ درجه قرار داشت، آزمودنی حداکثر تلاش ابداکتوری خود را به مدت ۵ ثانیه در مقابل مقاومت دستان آزمونگر اعمال می‌کرد (۲۶). در حین اجرای تست های MVIC فرد تشویق می‌شد تا بیشترین نیروی خود را اعمال کند. هر تست MVIC، ۳ بار تکرار و بین هر تکرار نیز ۲ دقیقه استراحت وجود داشت.

برای پردازش اطلاعات کینماتیکی راه رفتن از نرم افزار Vicon Nexus استفاده شد. ابتدا مراحل گیت در هر پا به بخش های مختلف شامل الف) مرحله استقرار (از لحظه تماس پاشنه تا لحظه جدا شدن انگشتان) و ب) مرحله نوسان (از لحظه جدائی انگشتان تا لحظه تماس پاشنه با زمین) تقسیم شدند. محدوده این مراحل دقیقاً در سیگنال‌های EMG نیز مشخص شد.

سیگنال‌های الکتریکی عضلات با استفاده از نرم افزار EMG Graphing و برای هر یک از فازهای حرکتی تعیین شده در گیت پردازش شدند. به طوری که مجموعاً چهار دسته سیگنال جدا شد که عبارت بودند: از مراحل استقرار (stance) و نوسان (swing) برای هر یک از پاهای راست و چپ.

سپس سیگنال‌های زیر ۱۰ هرتز و بالای ۵۰۰ هرتز و همچنین ۵۰ هرتز برق شهری با استفاده از فیلتر حذف شدند و پس از آن IEMG (Integrated EMG) (انتگرال منحنی RMS) عضلات در زمان‌های مربوط به هر یک از مراحل راه رفتن محاسبه گردید.

برای نرمال‌سازی داده‌ها، مدت زمان مراحل استقرار و نوسان محاسبه گردید و IEMG هر مرحله از آزمون راه رفتن به IEMG به‌دست آمده از MVIC در مدت زمان مشابه تقسیم گردید. IEMG مربوط به MVIC از بخش مرکزی انقباضی ایزومتریکی MVIC استخراج شد.

برای پردازش داده‌های بدست آمده، از نرم افزار SPSS نسخه ۱۹ استفاده شد. اطلاعات بدست آمده، با استفاده از روشهای آماری تحلیل عاملی ANOVA و Repeated measure با آزمون تعقیبی Tukey و با ضریب اصلاحی Bonferroni تجزیه و تحلیل شدند. سطح معناداری آزمون، $p=0/05$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

شدت فعالیت الکتریکی تجمعی عضلات (Integrated EMG) برای عضلات ES_{T6}، ES_{T10}، ES_{L3} و GM در مرحله استقرار پای راست و چپ بیماران اسکولیوز و افراد سالم به ترتیب در نمودارهای شماره ۱ و ۲ نشان داده شده‌اند. در مرحله استقرار پای راست، فعالیت عضله ES_{T6} در سمت راست و عضله GM در سمت چپ بیماران اسکولیوز به ترتیب در حدود ۱/۸ و ۱/۴ برابر بیشتر از فعالیت این عضله در افراد سالم بود ($p=0/03$ و $p=0/03$). سایر عضلات فعالیت الکتریکی مشابهی در دو گروه داشتند ($p>0/05$).

در گروه اسکولیوز، در مرحله استقرار پای راست، به ترتیب عضلات GM راست، GM چپ و ES_{T6} راست بیشترین فعالیت را نسبت به سایر عضلات این گروه داشتند ($p<0/001$). در گروه کنترل نیز فعالیت الکتریکی عضلات GM راست و GM چپ بیش از سایر عضلات بدن بود ($p<0/001$). فعالیت سایر عضلات در این گروه مشابه بود (نمودار ۱).

نسبت فعالیت عضلات سمت راست به چپ در مرحله استقرار پای راست، در بیماران اسکولیوز برای عضلات ES_{T10}، ES_{T6} و ES_{L3} و GM به ترتیب برابر $1/5 \pm 0/7$ ، $2/5 \pm 0/9$ و $1/1 \pm 0/4$ و در گروه کنترل به ترتیب برابر $1/3 \pm 0/7$ ، $1/2 \pm 0/4$ و $1/7 \pm 1/0$

در بیماران اسکولیوز در مرحله نوسان پای راست، فعالیت عضلات GM بیشتر از فعالیت عضلات ES بود ($p=0/03$). در حالی که در افراد سالم فعالیت عضلات GM و ES_{T6} سمت چپ بیشتر بود ($p=0/03$ و $p=0/02$). همچنین فعالیت عضلات ES_{T6} و ES_{T10} دو گروه مشابه بود ($p>0/05$) و در هر دو گروه شدت فعالیت ES_{L3} کمتر از ES_{T6} و ES_{T10} بود ($p<0/05$). در این مرحله از راه رفتن، در دو گروه سالم و اسکولیوز، نسبت فعالیت عضلات سمت راست به چپ در عضلات مختلف مشابه بود ($p>0/05$).

نمودار شماره ۴ نتایج مربوط به شدت فعالیت عضلات را در مرحله نوسان پای چپ نشان می‌دهد. همان طوری که در این نمودار دیده می‌شود، در مرحله نوسان پای چپ نیز فعالیت عضله ES_{T6} در سمت راست در بیماران AIS بطور معناداری بیشتر از فعالیت این عضله در افراد سالم بود ($p=0/04$). فعالیت الکتریکی سایر عضلات بین دو گروه در مرحله نوسان پای چپ مشابه بودند ($p>0/05$) (نمودار شماره ۴).

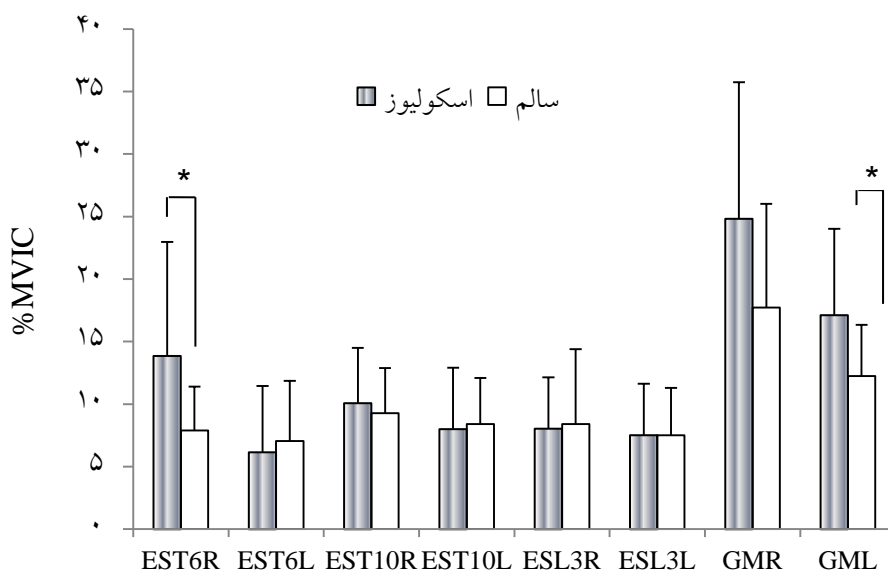
در گروه اسکولیوز، در این مرحله، عضله GM راست و ES_{T6} راست به‌طور معناداری بیشترین فعالیت را در مقایسه با سایر عضلات داشتند ($p<0/05$). در گروه سالم نیز همین الگو دیده شد ($p<0/05$). در مرحله نوسان پای چپ، نسبت فعالیت عضلات سمت راست به چپ در عضله ES_{T6} بیماران AIS و افراد سالم به ترتیب برابر $3/1 \pm 1/5$ و $2/0 \pm 1/1$ بود. بطوری‌که در بیماران AIS نسبت فعالیت عضلات سمت راست به چپ در حدود $1/1 \pm 1/3$ بیشتر از این نسبت در افراد سالم بود ($p=0/01$). در سایر عضلات بین نسبت فعالیت عضلانی دو گروه تفاوت معناداری مشاهده نگردید ($p>0/05$).

تحلیل آماری نشان داد که این نسبت در عضله ES_{T6} بیماران اسکولیوز به‌طور معناداری بیشتر از افراد سالم بود ($p=0/01$).

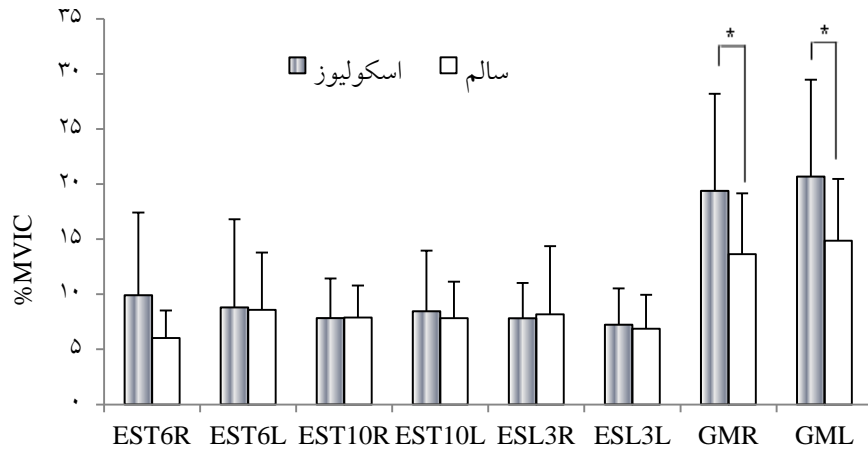
در مرحله استقرار پای چپ نیز فعالیت عضلات GM راست ($p=0/04$) و GM چپ ($p=0/04$) در گروه اسکولیوز به‌طور معناداری در حدود ۱/۴ برابر بیشتر از افراد سالم بود (نمودار شماره ۲). در هر دو گروه سالم و اسکولیوز، در استقرار پای چپ، به‌طور مشابه شدت فعالیت عضلات GM بیش از شدت فعالیت عضلات ES بود ($p<0/01$).

همچنین در این مرحله، نسبت شدت فعالیت عضلات سمت راست به چپ در عضلات ES_{T6} ، ES_{T10} ، ES_{L3} و GM در گروه AIS به ترتیب برابر $1/2 \pm 0/4$ ، $1/1 \pm 0/5$ ، $1/1 \pm 0/3$ و $1/1 \pm 0/7$ بود. این مقادیر در گروه کنترل به ترتیب $0/8 \pm 0/3$ ، $1/1 \pm 0/2$ ، $1/1 \pm 0/7$ و $0/9 \pm 0/2$ بودند. این نسبت‌ها در عضلات ES_{T10} ، ES_{L3} و GM در هر دو گروه مشابه بودند ($p>0/05$). اما، این نسبت در عضله ES_{T6} برای گروه بیماران اسکولیوز به‌طور معناداری بیشتر از گروه افراد سالم بود ($p=0/03$).

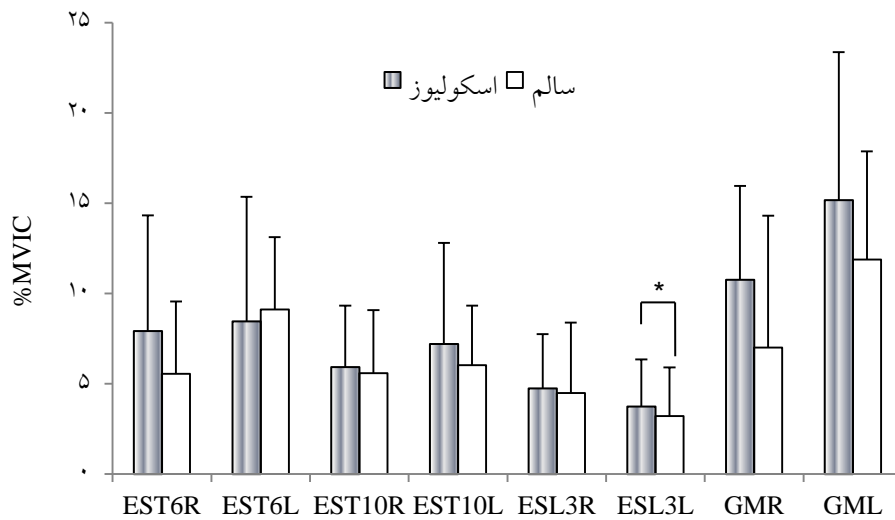
شدت فعالیت عضلات در مرحله نوسان برای پاهای راست و چپ به ترتیب در نمودارهای ۳ و ۴ نمایش داده شده است. در مرحله نوسان پای راست، شدت فعالیت عضلات تنه در هر دو گروه مشابه بود ($p>0/05$). اما فعالیت عضله GM راست در بیماران به‌طور معناداری حدود ۱/۵ برابر بیش از فعالیت این عضله در افراد سالم بود ($p=0/02$) (نمودار شماره ۳). هرچند فعالیت الکتریکی تجمعی عضله GM سمت چپ نیز در بیماران AIS بزرگتر از فعالیت آن در افراد سالم بود ولی به دلیل انحراف معیار بالا این اختلاف معنادار نبود ($p=0/2$).



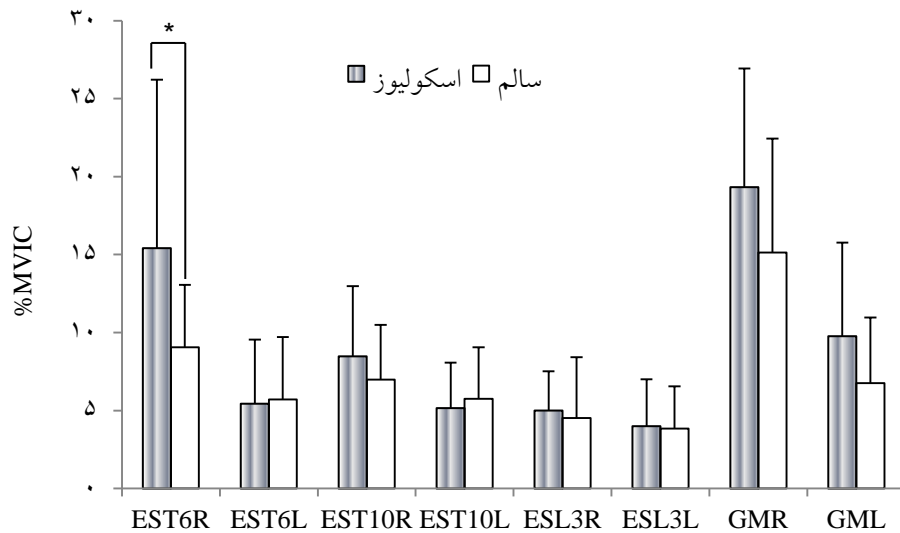
نمودار شماره ۴: شدت فعالیت همسان سازی شده (%MVIC) عضلات ES و GM در گروه‌های سالم و اسکولیوز در مرحله استقرار پای راست. ES_{T6} سمت راست، ES_{T6} سمت چپ، ES_{T10} سمت راست، ES_{T10} سمت چپ، ES_{L3} سمت راست، ES_{L3} سمت چپ، GMR سرینی میانی سمت راست و GML سرینی میانی سمت چپ.



نمودار شماره ۲: شدت فعالیت همسان سازی شده (MVIC%) عضلات ES و GM در گروه‌های سالم و اسکولیوز در مرحله استقرار پای چپ



نمودار شماره ۳: شدت فعالیت همسان سازی شده (MVIC%) عضلات ES و GM در گروه‌های سالم و اسکولیوز در مرحله نوسان پای راست



نمودار شماره ۴: شدت فعالیت همسان سازی شده (MVIC%) عضلات ES و GM در گروه‌های سالم و اسکولیوز در مرحله نوسان پای چپ

بحث

هدف از اجرای این تحقیق مقایسه فعالیت الکترومیوگرافی بخش‌های مختلف عضلات ES و عضله سربینی میانی بیماران اسکولیوز و افراد سالم در یک سیکل کامل راه رفتن بود. نتایج تحقیق حاضر نشان داد که در مرحله Stance پای راست، فعالیت عضلات ES_{T6} راست و GM چپ و نیز در مرحله Stance پای چپ، فعالیت عضله GM راست و چپ در بیماران AIS بیشتر از فعالیت این عضلات در گروه سالم بود. همچنین در مرحله نوسان پای راست، عضله GM راست و در مرحله نوسان چپ عضله ES_{T6} راست در بیماران AIS فعالیت بیشتری از افراد سالم داشتند. این نتیجه با یافته‌های قاسمی (۱۰)، Zuk (۷)، Hopf (۲۷)، Riddle (۲۸)، Cheung (۹)، Feiple (۸)، Tsai (۱۲)، Schmid (۱۵) و Park (۱۳) همخوانی دارد که نشان دادند فعالیت عضلانی در بیماران AIS بیشتر از افراد سالم است. هرچند که در برخی از مطالعات دیگر علاوه بر افزایش شدت فعالیت عضلات در بیماران اسکولیوز، افزایش زمان فعالیت عضلات سربینی میانی، ES، نیم وتری و مربع کمری نیز گزارش شده است (۱۴).

Zuk و همکاران افزایش فعالیت EMG عضلات ES را به ضعف این عضلات نسبت دادند و آن را علت پیشرفت انحنا اسکولیوز دانستند (۷)، درحالی‌که Riddle و Roaf (۲۸) و Chueng و همکاران (۳، ۹) فعالیت بیشتر در عضلات بیماران اسکولیوز را به قوی‌تر بودن عضله نسبت دادند. البته منابع معتبر موجود برای کار یکسان فعالیت شدیدتر عضله را دلیل بر ضعف آن می‌دانند. در بیماران اسکولیوز سطح مقطع عضلانی کوچک‌تر در سمت محدب انحنا اسکولیوز نسبت به سمت مقعر موبد ضعیف‌تر بودن عضله در آن سمت است (۴)، بنابراین می‌توان افزایش فعالیت عضلانی را در این بیماران، تلاشی برای جبران ضعف آنها دانست به طوری که این بیماران در حین اجرای وظیفه معین، تعداد واحدهای حرکتی بیشتری را درگیر می‌کنند که با افزایش در فعالیت EMG در آنها مشخص می‌شود.

در مقابل یافته‌های فوق، Oliveiria (۱۱) بین فعالیت EMG عضلات تنه دو گروه سالم و بیمار اسکولیوز تفاوت معنی‌داری مشاهده نکرد. Reuber و همکاران (۱۶) نیز گزارش کردند که در بیماران AIS با زاویه کاب کمتر از ۲۵ درجه شدت فعالیت عضلات مشابه افراد سالم است. همچنین Park و همکاران (۱۳) نشان دادند که فعالیت عضله پشتی بزرگ در سمت راست بیماران اسکولیوز کمتر از افراد سالم بود.

عوامل متعددی می‌تواند علت مغایرت نتایج بدست آمده بین مطالعات فوق‌الذکر و تحقیق حاضر را توضیح دهد. از جمله این عوامل عبارتند از تفاوت در نوع و شدت انحنا اسکولیوز بیماران مورد مطالعه، به‌کارگیری وظایف حرکتی مختلف و روش‌های اندازه‌گیری و روش پردازش متفاوت سیگنال‌های EMG. با این حال، تعداد مقالاتی که یافته‌های آنها مغایر با نتایج تحقیق حاضر است بسیار اندک می‌باشند و غالباً تحقیقات گذشته نیز هم‌سو با تحقیق حاضر، افزایش فعالیت عضلانی در AIS را تاکید می‌کنند (۷-۱۰، ۱۲، ۲۷، ۲۸). با توجه به اینکه ناهنجاری ستون مهره‌ای

جهت کشش تارهای عضلانی و بازوی گشتاوری آنها را تغییر می‌دهد بروز تغییر در شدت فعالیت و بهره مکانیکی این عضلات امری قابل قبول می‌باشد.

همچنین نتایج تحقیق حاضر نشان داد که در بیماران AIS، به غیر از مرحله Swing راست، در بقیه مراحل راه رفتن فعالیت عضله ES_{T6} در دو سمت راست و چپ تنه AIS نامتقارن بود. این عدم تقارن بیشتر به دلیل افزایش فعالیت این عضله در سمت راست بود. این یافته با نتایج تحقیقات متعددی که افزایش میزان فعالیت عضلات ES سمت محدب را گزارش نموده‌اند هم‌سو است (۸-۶، ۱۰، ۲۸). Farahpour و همکاران هنگام بروز شتاب ناگهانی در سطح اتکا نشان دادند که در بیماران اسکولیوز، فعالیت عضله ES در سمت محدب بیشتر از سمت مقعر بود (۱۰). Chueng و همکاران نیز افزایش فعالیت عضلات ES در سمت محدب انحنا را در نتیجه کشش عضلات سمت محدب فرض کردند و آن را با پیشرفت اسکولیوز مرتبط دانستند (۹). Schmid و همکاران (۲۰۱۰) نیز هنگام بلند کردن وزنه، در حالت نشسته بر روی صندلی رومی، و خم شدن بر روی میله هالتر فعالیت عضلات سمت مقعر را بیشتر از سمت محدب یافتند (۱۵). در مطالعات دیگری نیز افزایش فعالیت عضلات سمت مقعر در عضلات پاراسپینال (۱۲)، GM و کشنده پهن نیام (۲۷) گزارش شده است. در مقابل Reuber و همکاران در هر دو مورد اسکولیوز پیشرونده و غیرپیشرونده هنگام فلکشن تنه فعالیت متقارنی را در دو سمت محدب و مقعر مشاهده نمودند (۱۶). برخی از نویسندگان دیگر مثل Oliveiria (۱۱) و Mahudense (۱۴) نیز بر اساس مشاهدات خود فعالیت عضلانی در AIS را متقارن توصیف کردند.

با وجودی‌که در بیماران اسکولیوز فعالیت عضله GM بیشتر از افراد سالم بود ولی این افزایش در هر دو سمت راست و چپ یکسان بود. در تایید این یافته، Mahudense و همکاران فعالیت طولانی‌تری در عضلات GM هر دو سمت بیماران اسکولیوز گزارش کردند (۱۴).

دلایل متعددی برای عدم تقارن عضلانی در بیماران اسکولیوز گزارش شده است. Zoabli و همکاران (۴) نشان دادند که چربی زیر جلدی سمت مقعر بویژه در راس انحنا بیشتر از سمت محدب است. این وضعیت ممکن است در ثبت سیگنال‌ها موثر باشد. به همین خاطر آنها افزایش فعالیت عضلات سمت محدب را در نتیجه فاصله کمتر بین عضله فعال و الکترودها بیان کردند. در برخی مطالعات نیز، فعالیت عضلانی نامتقارن در بیماران اسکولیوز برای اصلاح انحنا غیرطبیعی (۷)، حفظ تعادل (۹) و نزدیک نگه داشتن مرکز ثقل قسمت فوقانی تنه به خط میانی بدن (۱۲) را نوعی انطباق‌پذیری با شرایط مکانیکی اسکولیوز دانسته‌اند. Feiple و همکاران (۸) و Tsai و همکاران (۱۲) نیز افزایش فعالیت عضلات سمت محدب را با اختلاف در ترکیب تارهای عضلانی در دو سمت انحنا مرتبط دانسته‌اند.

حفظ ثبات ستون فقرات یکی از مهمترین وظایف عضلات ES در حین راه رفتن می‌باشد. براساس یک فرضیه، با توجه به

تحقیق این است که با توجه به انحنای ستون مهره‌ای، راستای الکترودها معلوم نیست که تا چه حدی موازی تارهای عضلات ES می باشد.

نتیجه گیری

در حین راه رفتن، بیماران اسکولیوز در عضلات ES_{T6} راست و GM راست و چپ شدت فعالیت عضلانی بیشتری از افراد سالم نشان دادند. در بخش فوقانی انحنای اسکولیوز فعالیت عضله ES_{T6} در سمت محدب بیشتر بود. اما سایر عضلات فعالیت متقارنی داشتند. فعالیت بیشتر عضلات ES_{T6} و GM به ضعیف تر بودن این عضلات نسبت داده می شود و پیشنهاد می شود در درمان های غیرتهاجمی اسکولیوز از جمله ورزش درمانی و بريس تقويت این عضلات در دستور کار قرار گیرد. همچنین مقایسه EMG عضلات تنه حین راه رفتن در بیماران با اسکولیوز پیشرونده و غیر پیشرونده توصیه می شود.

تقدیر و تشکر

این مقاله مستخرج از رساله دکتری به شماره ۲۱۸۵۶۲۹ می-باشد. مولفین تشکر خود را از آقای دکتر گنجویان برای همکاری در معاینه بیماران و نیز از پرسنل بخش رادیولوژی بیمارستان بعثت و کلینیک الوند همدان برای تهیه عکس رادیولوژی از ستون مهره بیماران و از دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان به خاطر در اختیار گذاردن آزمایشگاه بیومکانیک ابراز می نمایند. همچنین از همه آزمودنی ها بویژه از بیماران اسکولیوز به خاطر همکاری آنها صمیمانه تقدیر و تشکر می گردد.

References

1. Stokes T.A, Lynda C, Bigalow M, Morey S. Moreland. Three dimensional spinal curvatures in Idiopathic Scoliosis. *Journal of Orthopedic Research* 1987; **5**: 102-113.
2. Weinstein S.L, 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): 559-567.
3. Cheung J, Veldhuizen AG, Halberts JP, Sluiter WJ, Van Horn JR. Geometric and electromyography assessments in the evaluation of curve progression in idiopathic scoliosis. *Spine* 2006; **31**: 322-329.
4. Zoabli G, Mathieu P, Aubin CE. Back muscles biometry in adolescent idiopathic scoliosis. *The Spine Journal* 2007; **7**: 338-344.
5. Yekutieli M, Robin GC, Yarom R. Proprioceptive function in children with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 1981; **6**: 560-566.
6. Weiss HR. Imbalance of electromyography activity and physical rehabilitation of patients with idiopathic scoliosis. *Eur Spine* 1993; **1**: 240-243.
7. Zuk T. The role of spinal and abdominal muscles in the pathogenesis of scoliosis. *J Bone Joint Surg* 1962; **44B**: 102-105.
8. Feiple V, Aubin CE, Ciolofan OC, Beausejour M, Labelle H, Mathieu PA. Electromyogram and kinematic analysis of lateral bending in idiopathic scoliosis patients. *Med Biol Eng Comput* 2002; **40**: 497-505.
9. Cheung J, Halbertsma Jan P.K, Veldhuizen AG, Sluiter WJ, Marius NM, et.al. A preliminary study on electromyographic analysis of the Para spinal musculature in idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2005; **14**: 130-137. DOI 10.1007/s00586-004-0780-7
10. Farahpour N, Ghasemi S, Allard P, Saba M.S. Electromyography responses of erector spine and lower limb's muscles to dynamic postural perturbations in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2014; In Press.
11. Oliveira A.S, Gianini P.E.S, Camarini P.M.F. Bevilaqua-Grossi D. Electromyography Analysis of Paravertebral Muscles in Patients with Idiopathic Scoliosis. *Spine* 2011; **36**(5): E334-E339.
12. Tsai YT, Leon CP, Huang YC, Kuo SH, Wang HC, Yeh HC, et.al. The Electromyographic Responses of Paraspinal Muscles during Isokinetic Exercise in Adolescents with Idiopathic Scoliosis with A Cobb's

اینکه در بیماران اسکولیوز وزن اندام های فوقانی یک گشتاور خمشی به سمت مقعر ایجاد می کنند (۲۹)، برای حفظ ثبات ستون مهره ای و تعادل، فعالیت عضلات سمت محدب افزایش می یابد. Cheung و همکاران (۹) نیز در وضعیت ایستاده، افزایش نسبت EMG محدب به مقعر در عضله ES مهره فوقانی را برای صاف نگه داشتن سر و گردن ضروری دانستند. از طرف دیگر در حین راه رفتن عمدتاً تارهای کند انقباضی درگیرند و در بیماران اسکولیوز تعداد تارهای کند انقباض در سمت محدب افزایش و در سمت مقعر کاهش می یابند (۶)، بنابراین در تایید یافته های Feiple (۸) و Tsai (۱۲)، افزایش فعالیت EMG عضله ES_{T6} سمت محدب را تا حدودی می توان به افزایش تارهای نوع I در این سمت نسبت داد. اگر این نظریه صحیح باشد باید در فعالیت هایی که تارهای تند انقباض بیشتری درگیرند، فعالیت عضلات سمت مقعر افزایش یابد که در مطالعه Schmid (۱۵) دیده می شود. البته این فرضیه به بررسی های بیشتری نیاز دارد. بعلاوه، فعالیت عضلانی نامتقارن در بیماران اسکولیوز را می توان به عدم تعادل در کنترل عصبی عضلانی در این بیماران نسبت داد. باتوجه به این که در فعالیت راه رفتن برقراری هماهنگی بالایی بین عضلات تنه و پا توسط سیستم عصبی لازم است و در تحقیقات قبلی نیز عدم تقارن سر، مغز و کنترل دهلیزی نخاعی عضلات تنه به عنوان یک عامل توسعه ناهنجاری اسکولیوز فرض شده است (۳۰)، بنابراین احتمال دارد این وضعیت بر تقارن فعالیت عضلانی در حین راه رفتن تاثیر گذار باشد. نتایج تحقیق حاضر نمی توانند نشان دهد که آیا عدم تعادل عضلانی علت اسکولیوز است یا اسکولیوز باعث عدم تقارن در فعالیت عضلات می شود. به علاوه یکی از محدودیت های این

- Angle Less than Fifty Degrees. *Chang Gung Med J* 2010; **33**: 540-550.
13. Park YS, Woo BH, Kim JM, Chae WS, Kim DS. Comparison of gait analysis between adolescent idiopathic scoliosis patients and age matched controls. *30th Annual Conference of Biomechanics in Sports – Melbourne* 2012.
 14. Mahaudens P, Banse X, Mousny M, Detrembleur C. "Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis," *Eur Spine J* 2009; **18**: 512-521.
 15. Schmid AB, Dyer L, Boni T, Held U, Brunner F. Para spinal muscle activity during symmetrical and asymmetrical weight training in idiopathic scoliosis. *Journal of Sport Rehabilitation* 2010; **19**: 315-327.
 16. Reuber M, Schultz A, McNeill T. Trunk muscle myoelectric activities in idiopathic scoliosis. *Spine* 1983; **8**: 447-456.
 17. Chen P-Q, Wang J-L, Tsuang Y-H, Liao T-L, Huang P-I, Hang Y-S. The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliotic adolescents. *Clin Biomech* 1998; **13** Suppl 1: S52-S58.
 18. Syczewska A, Lukaszewska A, Gorak B, Graff K. Changes in gait pattern in patients with scoliosis. *Rehabilitacja Medyczna* 2006, **10**(4): 18-24.
 19. Yang JH, Suh SW, Sung PS, Park WH. Asymmetrical gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *Eur Spine* 2013, Available from: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00586-013-2845-y>; DOI 10.1007/s00586-013-2845-y.
 20. Syczewska M, Graff K, Kalinowska M, Szczerbik E, Domaniecki J. Influence of the structural deformity of the spine on the gait pathology in scoliotic patients. *Gait & Posture* 2012; **35**: 209-213.
 21. Karski T, Karski J. 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* 2014; **5**: 33-38.
 22. Nash CL, Moe JH. A study of vertebral rotation. *J Bone Joint Surg (Am)* 1969; **51**: 223-229.
 23. Seze M, Cazalets JR. Anatomical optimization of skin electrode placement to record electromyography activity of erector spine muscles. *Surg Radio Anat* 2008; **30**: 137-143.
 24. O'Sullivan K, Sharon M, Shmith D, Sainsbury D. Electromyography analysis of the three subdivisions of gluteus medius during weight-bearing exercises. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology* 2010; **2**: 17.
 25. Francisco J, Vera-Garcia, Janice M, Moreside M, Stuart M, McGill. MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010; **20**: 10-16.
 26. Bolga LA, Uhl Timothy L. Reliability of electromyography normalization methods for evaluating the hip musculature. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2007; **17**: 102-111.
 27. Hopf CH, Scheidecker M, Steffan K, Bodem F, Eysel P. Gait analysis in idiopathic scoliosis before and after surgery: A comparison of the pre- and postoperative muscle activation pattern. *Eur Spine J* 1998; **7**: 6-11.
 28. Riddle HFV, Roaf R. Muscle imbalance in scoliosis. *Lancet* 1955; **1**: 1245-1247.
 29. Stoke I.A.F, Gardner-Morse M. Muscle activation strategies and symmetry of spinal loading in the lumbar spine with scoliosis. *Spine* 2004; **29**: 2103-2107.
 30. Niesluchowski W, Dabrowska A, Kedzior K, Zagrajek T. The Potential role of brain asymmetry in the development of adolescent idiopathic scoliosis: A hypothesis. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 1999; **22**(8): 540-544.