مطالعات طب ورزشی شماره ۱۰، پاییز و زمستان ۱۳۹۰، صص ۷۶-۵۹

عملکرد تعادلی نیمه‌پویا هنگام حمل کیف مدرسه روی یک شانه در نوجوانان دختر مبتلا به اسکلیوزیس ایدیوپاتیک

نادر فرهپور[۱]، لیلا غزاله[۲]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۵/۳۱ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۱۲/۱۸

چکیده

با توجه به نامتقارن بودن ساختار ستون فقرات در بیماری اسکلیوزیس نوجوانی و اهمیت کلینیکی شناسایی عوامل موثر بر عملکرد تعادلی این بیماران در شرایط مختلف، این تحقیق با هدف تاثیر حمل کیف روی یک شانه بر عملکرد تعادل دینامیکی و نحوهٔ توزیع وزن روی پاهادر بیماران اسکلیوزیس در شرایط نیمه‌پویا انجام گرفته است. به این منظور طی غربالگری مدارس شهر همدان و بعد از معاینات کلینیکی دقیق و تهیهٔ رادیوگرافی، ۲۱ دختر نوجوان مبتلا به اسکلیوزیس ناشناخته با میانگین کجی(^{o} ۱۹/۷ ± ^{o} ۲۳/۵) به‌عنوان گروه تجربی و ۲۰ دختر نوجوان سالم از میان افراد داوطلب به‌عنوان گروه گواه انتخاب شدند. با استفاده از دستگاه تعادل‌سنج دینامیکی شاخص‌های تعادل نیمه‌پویای آزمودنی‌هاحین حمل کیف با شانهٔ چپ و با شانهٔ راست در شرایط استقرار روی سطح نیمه‌پایدار و ناپایدار اندازه‌گیری شد. واحد اندزه‌گیری شاخص‌های تعادل درجه بود. نتایج به‌دست آمده با استفاده از آنالیز واریانس (α=۰/۰۵) تجزیه‌وتحلیل شد. نتایج نشان داد که شاخص‌های تعادلی نیمه‌پویا و توزیع وزن بدن روی پاها هنگام حمل کیف روی شانهٔ چپ و شانهٔ راست درشرایط سطح اتکای نسبتا پایدار و ناپایدار بین دو گروه سالم و بیمار یکسان بود(P=۰/۰۵).اسکلیوزیس نوجوانی ایدیوپاتیک عملکرد تعادلی فرد مبتلا را مختل نمی‌کند. حمل نامتقارن کیف مدرسه در بیماران اسکلیوزیس موجب اختلالات تعادلی نمی‌شود.

کلیدواژه‌های فارسی: اسکلیوزیس ایدیوپاتیک، تعادل، کوله‌پشتی، پوسچر.

۱. استاد دانشگاه بوعلی‌سینای همدان (نویسندهٔ مسئول) Email: naderfarahpour1@gmail.com
۲. کارشناس ارشد دانشگاه بوعلی‌سینای همدان

مقدمه

اسکلیوزیس ایدیوپاتیک نوجوانی[1] (AIS) را می‌توان از نظر بیومکانیکی، تغییر شکل سه‌بعدی ستون فقرات از ساختار طبیعی در سطوح ساجیتال و فرونتال همراه با چرخش محوری در مهره‌ها تعریف کرد که در نوجوانی ظاهر می شود(۱،۲). شیوع این ناهنجاری ۳درصد است و حدود ۹۰درصد این بیماران دختر هستند(۵-۳). در مراحل اولیه، مراقبت‌ها شامل مشاهده، فیزیوتراپی و ورزش‌درمانی است و در صورت عدم کنترل بیماری، پوشیدن بریس و نهایتا جراحی تجویز می‌شود(۹-۶). به‌دلیل حساسیت سن رشد و ماهیت پیشروندهٔ ناهنجاری اسکلیوزیس، رفتارهای فیزیکی مثل نحوهٔ نشستن یا ورزش و دیگر عوامل بیرونی اثرگذار ازجمله حمل بار(کیف مدرسه) مورد توجه درمانگران و والدین بوده است. اخیرا بارت و همکاران (۱۰) در یک مرور سیستماتیک، باورهای ضد و نقیض پزشکان در زمینهٔ اسکلیوزیس و تعامل آن با فعالیت‌های فیزیکی را خلاصه کرده‌اند. برای مثال پزشکان آمریکایی تا سال‌های اخیر، فعالیت فیزیکی را عامل تشدید اسکلیوزیس قلمداد کردند، اما امروزه ممانعت از ورزش را بیهوده می‌دانند (۱۳-۱۱).

در حال حاضر، عده‌ای نیز فشار ناشی از حمل کوله‌پشتی سنگین بر مهره‌ها در دوران نوجوانی را موجب بروز خستگی،کوفتگی عضلانی، کمردرد و حتی ناهنجاری اسکلتی ستون فقرات می‌دانند(۱۴). هنوز تحقیقات کافی در زمینهٔ تأثیر فیزیولوژیکی و بیومکانیکی حمل کیف مدرسه بر دانش‌آموزان مبتلا به اسکلیوزیس به‌عمل نیامده است. با آنکه وزن مناسب کیف دانش‌آموزان را تا ۱۰درصد وزن بدن فرد تعیین کرده‌اند، اما بر اساس تحقیقات معمولاً وزن این کیف‌ها تا حدود ۱۵درصد وزن بدن و گاهی نیز افزون بر آن است (۱۴،۱۵). در این راستا، اخیراً برخی محققان همچون گورمن[2] (۱۶)ادعا کرده‌اند که در دوران رشد، نوعی نقص فیزیولوژیکی ناشناخته در تعامل با اعمال نیروی بیومکانیکی نامتقارن در راستای ستون فقرات صفحهٔ رشد، مهره‌های درگیر را تحت تأثیر قرار می‌دهد که به بروز و پیشرفت اسکلیوزیس منجر می‌شود. در صورت ضعف عملکرد تعادلی، نیروهای مکانیکی ناشی از حمل بار مثل کیف مدرسه به‌طور نامتقارن به ستون مهره‌ای وارد می‌شوند. در همین راستا، تحقیقات عده‌ای از محققان حاکی از ضعف عملکرد تعادلی بیماران اسکلیوزیس (۲۱-۱۷) است. برای مثال چن[3](۱۸)، ساهلستراند[4]

1. Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS)
2. Gorman
3. Chen
4. Sahlstrand

(۲۲) و گوچارد[1](۲۳) گزارش کردند که نوسانات پوسچر و دامنهٔ جابه‌جایی مرکز فشار پا در بیماران اسکلیوزیس بیش از افراد سالم است. اما یافته‌های برخی دیگر، همچون یکوتیل[2] (۲۴)و زابجک[3] (۲۵) حاکی از عدم اختلاف در عملکرد تعادلی بیماران اسکلیوزیس و افراد سالم است. چیونگ[4] و همکاران (۲۶) نیز تاکید کردند که اسکلیوزیس موجب اختلال درک موقعیت فضایی و جهت بدن در فضا نمی‌شود. بیل[5] (۲۷) نیز معتقد است بیماران اسکلیوزیس در شرایط معمولی از تعادل عادی برخوردارند، اما وقتی سیستم بینایی و گیرنده‌های حسی-عمقی آنها در شرایطی مثل تاریکی محیط یا تغییر در سطح اتکا دستکاری می‌شوند، ضعف عملکرد تعادلی در آنها مشهود می‌شود.

در تحقیقات محدود انجام گرفته در زمینهٔ اثر حمل کیف در بیومکانیک ستون فقرات نیز چنین تناقضاتی وجود دارد. برای مثال، برخی ادعا کرده‌اند که در حمل بار اضافی نظیر کوله‌پشتی به‌دلیل متمایل شدن تنه و سر به جلو، نوسانات تعادلی بدن افزایش می‌یابد(۳۰-۲۸). در مقابل، گاه[6] و همکاران (۳۱) اظهار می‌کنند که حمل بار اضافی (کوله‌پشتی) با افزایش جرم بدن موجب افزایش اینرسی فرد می‌شود و از این طریق پایداری پوسچر و تعادل را بهبود می‌بخشد. همچنین اخیراً چاو[7] و همکاران (۳۲) نتیجه گرفته‌اند که کوله‌پشتی دانش‌آموزان موجب تمایل تنه به جلو شده و ضمن افزایش دامنهٔ نوسانات، سرعت نوسان کمتر می‌شود. آنها دریافتند که در این مورد عملکرد افراد سالم و بیماران اسکلیوزیس یکسان است. ساهلستراند (۲۲) خاطر نشان کرده است که تحقیقات در زمینهٔ حمل کیف در کودکان مبتلا به اسکلیوزیس از اهمیت زیادی برخوردار است، زیرا بروز آن ممکن است به عدم تعادل در کنترل پوسچر مربوط باشد.

شایان یادآوری است که تحقیقات پیشین، در زمینهٔ بررسی تعادل بیماران اسکلیوزیس در شرایط استاتیک بوده است(۱۸،۱۹،۲۴). همچنین تحقیقاتی که در زمینهٔ اثر حمل کیف بر عملکردهای تعادلی یا حرکتی آزمودنی‌ها صورت گرفته، غالبا از مدل حمل کیف روی دو شانه استفاده کرده‌اند(۲۸،۳۲،۳۳). این شرایط، محدودیت آن پژوهش‌ها تلقی می‌شود،زیرا اولا بیشتر اوقات نیروهای خارجی در شرایط *دینامیکی* بر تنه وارد می‌شوند و ثانیا قرار دادن کوله‌پشتی یا آویزان

1. Gauchard
2. Yekutiel
3. Zabjek
4. Cheung
5. Byl
6. Goh
7. Chow

کردن کیف روی یک شانه الگوی واقعی و شکل رایج حمل کیف در دانش‌آموزان است. علی‌رغم آن، ناهمسویی نتایج تحقیقات مختلف، کم و کیف تاثیر متقابل بین عامل بیماری اسکلیوزیس و عملکرد تعادلی را هنوز مبهم گذاشته است. هدف تحقیق حاضر مقایسهٔ شاخص‌های تعادل نیمه‌پویا هنگام حمل کیف روی یک شانه بین بیماران اسکلیوزیس و افراد سالم است.

روش‌شناسی پژوهش

آزمودنی‌ها

۲۱ دختر نوجوان از میان مبتلایان به AIS که بیماری آنها را براساس مشاهدهٔ رادیوگرافی AP پزشک متخصص ارتوپدی تشخیص داده بود و داوطلب شرکت در این پژوهش بودند، انتخاب شدند. دامنهٔ سن بیماران ۱۱ تا ۱۷ سال با میانگین (۱/۸ ± ۱۵ /۵)بود. همچنین قد و وزن بیماران به‌ترتیب ۷/۱ ± ۱۵۵/۷ سانتی‌متر و ۴۶/۴±۶/۷ کیلوگرم بود. همچنین ۲۰ دختر نوجوان سالم در دامنهٔ سنی مشابه که همتاسازی با گروه بیماران در آنها لحاظ شده بود، از میان افراد در دسترس به روش نمونه‌گیری ساده انتخاب شدند. شرایط پذیرش افراد سالم عبارت بود از برخورداری از سلامت جسمانی و نداشتن انحنای غیرطبیعی در ستون فقرات. در این زمینه داوطلبان شرکت در گروه گواه نیز مورد معاینات فیزیکی قرار گرفتند و وجود انحنای اسکلیوزیس ۱۰ درجه و بیشتر به‌عنوان ناهنجاری تلقی شد. دست برتر کلیهٔ آزمودنی‌ها دست راست بود و پای چپ آنها پای تکیه برای حفظ تعادل محسوب می‌شد. میانگین سن، قد و وزن افراد سالم به‌ترتیب ۲/۱ ± ۱/ ۱۵، ۵/۲±۱۵۷/۰ سانتی‌متر و ۱۰/۹±۵۰/۹ کیلوگرم بود. شرایط عمومی پذیرش آزمودنی‌ها در گروه‌ها عبارت بود از: فقدان سابقهٔ جراحی، قرار نداشتن در هر نوع رژیم‌درمانی، فقدان سابقهٔ ورزشی منظم، عدم تفاوت در طول پاها، فقدان هرنوع ناهنجاری در سیستم شنوایی یا ناهنجاری شناخته‌شده در سیستم عصبی-عضلانی، داشتن شاخص تودهٔ بدنی[1] (W/H^2) بین ۲۱ تا ۲۵.

۱۹ نفر از بیماران AIS دچار انحراف سادهٔ راست سینه‌ای[2] بودند و مهرهٔ اپیکال[3] انحنای آنان در در زیر حد فاصل بین مهره‌های T5 تا T10 قرار داشت. دو نفر از بیماران نیز انحراف سادهٔ راست‌کمری[4] داشتند که مهرهٔ اپیکال قوس آنها نیز در L3 قرار داشت. میانگین زاویهٔ کاب[5]

1. Weight/Height2 (kg/m2)
2. Single right thoraci
3. apical
4. Right lumbar
5. Cobb

بیماران ۱۹/۶۵ ± ۲۳/۰۵ درجه بود. همهٔ بیماران فعال بودند و مشکلی در انجام دادن تکالیف و فعالیت‌های روزمرهٔ خود احساس نمی‌کردند. والدین و آزمودنی‌ها قبل از شروع آزمون از کم و کیف آزمون‌ها مطلع شدند و فرم رضایت‌نامه را امضا کردند. همهٔ آزمایش‌ها را همکار خانم انجام داد و همواره یکی از والدین (اغلب مادران) همراه آزمودنی‌ها در آزمایشگاه حضور داشت.

ابزار اندازه‌گیری

با استفاده از دستگاه تعادل‌سنج دینامیکی شاخص‌های تعادلی نیمه‌پویای آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد. دستگاه مذکور شامل یک صفحهٔ دایره‌ای برای استقرار آزمودنی است که مرکز آن بر روی یک چهارشاخ گاردان با دو درجهٔ آزادی قرار دارد و بنابراین می‌تواند به‌راحتی در همهٔ جهت‌ها (در محدودهٔ ۳۶۰ درجه) بین صفر تا ۳۰ درجه از سطح افق انحراف یابد (تصویر ۱).

شیوهٔ عمل این دستگاه به این صورت است که فرد به‌طور قائم روی صفحهٔ تعادل‌سنج می‌ایستد، به‌طوری‌که کف پاهای فرد در اطراف نقطهٔ مرکز صفحه به‌طور متقارن جای می‌گیرد و اندام‌های فوقانی نیز به‌طور عمودی در کنار بدن امتداد می‌یابند. معمولاً در ایستادن ایده‌آل، وزن بدن به‌طور مساوی روی پاهای چپ و راست توزیع می‌شود و در نتیجه نقطهٔ مرکز فشار پاها (COP[1]) بر مرکز صفحهٔ استقرار منطبق است. در چنین حالتی صفحه در حالت افقی قرار می‌گیرد. با انحراف فرد از پوسچر طبیعی توزیع نیروی وزن روی پاها نامتقارن شده و متعاقباً مرکز فشار پاها نیز از مرکز سطح اتکا منحرف می‌شود. با انحراف مرکز فشار پاها از مرکز صفحهٔ تعادل‌سنج، صفحهٔ تعادل‌سنج نیز به همان سمت منحرف می‌شود. این دستگاه دارای یک صفحهٔ نمایش است که محل مرکز فشار پاها را نسبت به مرکز صفحه نشان می‌دهد و آزمودنی با دریافت این بازخورد تلاش می‌کند انحراف قامت خود را اصلاح کند.

هنگام آزمون، فرد به‌مدت ۲۰ ثانیه روی صفحهٔ تعادل‌سنج دستگاه قرار می‌گرفت و دستگاه با فرکانس ۲۰ هرتز، درجهٔ انحراف صفحه از حالت افقی را در قالب شاخص کلی[2]، در جهت قدامی-خلفی[3] و در جهت داخلی-جانبی[4] ثبت می‌کرد و معدل این شاخص‌ها به‌عنوان نتیجه استفاده می‌شد.

1. Center Of Pressure
2. Total
3. Antero-Posterior
4. Medio-Lateral

تصویر ۱. نحوهٔ قرارگیری آزمودنی روی صفحهٔ تعادل‌سنج

دستگاه مذکور می‌توانست درصد زمان قرارگیری COP را در هر ربع از دایرهٔ صفحهٔ تعادل‌سنج نشان دهد. ربع اول و چهارم به‌ترتیب به‌عنوان محل پنجه و پاشنهٔ پای راست و ربع دوم و سوم نیز به‌عنوان محل پنجه و پاشنهٔ پای چپ در نظر گرفته شد.

درجهٔ سفتی صفحهٔ تعادل‌سنج از سطح ۱ (شل‌ترین حالت) تا سطح ۸ (سفت‌ترین حالت) تنظیم‌پذیر بود. در درجات شل به‌دلیل نوسانات پردامنه سطح اتکا (تا ۳۵ درجه) استراتژی هیپ[1] را فعال می‌سازد. در استراتژی هیپ، گیرنده‌های حسی-عمقی لگن و تنه نقش مهمی در کنترل پوسچر و حفظ تعادل دارند. در درجات نسبتاً سفت فقط استراتژی مچ درگیر می‌شود. به همین دلیل برای درگیر کردن استراتژی مچ از درجهٔ ۸ (نسبتا پایدار)و برای درگیر کردن استراتژی هیپ از درجهٔ ۲ (ناپایدار) استفاده شد. هر آزمودنی دقایقی را با دستگاه به‌طور آزمایشی کار کرد تا ضمن آشنایی با آن، بتواند محل مناسب پاها را برای بهترین حالت ایستادن بیابد.

پایایی اندازه‌های شاخص تعادلی نیمه‌پویا در تحقیقات قبلی مورد آزمون قرار گرفته و همبستگی تکرارهای متوالی بین ۰/۷۹ تا ۰/۹۳ به‌دست آمده است (۳۴،۳۵).

شرایط آزمون‌ها

ابتدا آزمودنی بدون کفش و با کوله‌پشتی به‌مدت ۱۰ دقیقه روی تردمیل با سرعت عادی راه می‌رفت. وزن کوله‌پشتی معادل ۱۵درصد وزن بدن بود(۳۳). سپس آزمودنی در وضعیت تعریف‌شده بر روی صفحهٔ تعادل‌سنج به نوعی استقرار می‌یافت که COP بر مرکز صفحهٔ

1. Hip Strategy

تعادل‌سنج (سطح اتکا) منطبق باشد و صفحه کاملا در سطح افقی قرار گیرد. با اعلام آمادگی و پس از زدن دکمهٔ شروع، تعادل فرد تا ۲۰ ثانیه اندازه‌گیری می‌شد. آزمودنی در تمام مدت آزمون باید تلاش می‌کرد که به‌طور دینامیک مرکز فشار پاها را همواره روی مرکز سطح اتکا منطبق سازد. هر چه کنترل حرکتی و تعادل فرد بهتر بود، انحراف مرکز فشار پاها از مرکز سطح اتکا کمتر می‌شد. هر آزمون سه بار تکرار شد. میانگین ۳ تکرار در هر یک از متغیرها ثبت شد و در تحلیل آماری به‌کار رفت. بین هر دو تکرار متوالی ۱۰ ثانیه و بین هر دو آزمون متوالی دو دقیقه استراحت بود.

طرح آزمایش و عملیات آماری

جدول ۱ طرح آزمایش را نشان می‌دهد. آزمون‌ها در مجموع در شش حالت مختلف اجرا شد که عبارت بود از: الف)ایستادهٔ آناتومیکی، بدون حمل کیف، دستگاه در حالت نسبتاً پایدار؛ ب)ایستادهٔ آناتومیکی، بدون حمل کیف، دستگاه در شرایط ناپایدار؛ ج) ایستاده با کوله‌پشتی روی شانهٔ راست و دستگاه در وضعیت نسبتاً پایدار؛ د) ایستاده با کوله‌پشتی روی شانهٔ راست، دستگاه در وضعیت ناپایدار؛ هـ) ایستاده با کوله‌پشتی روی شانهٔ چپ، دستگاه در وضعیت نسبتاً پایدار؛ و) ایستاده با کوله‌پشتی روی شانهٔ چپ، دستگاه در وضعیت ناپایدار.

جدول ۱. طرح آزمایش تحقیق

عامل بین‌گروهی	عامل حمل کیف	عامل ثبات سطح اتکا	عامل جهت برای کنترل تعادل
افراد عادی	شانهٔ راست	نسبتا پایدار	AP
			ML
			Total
		ناپایدار	AP
			ML
			Total
	شانهٔ چپ	نسبتا پایدار	AP
			ML
			Total
		ناپایدار	AP
			ML
			Total
بیماران اسکلیوزیس	شانهٔ راست	نسبتا پایدار	AP
			ML
			Total
		ناپایدار	AP
			ML
			Total
	شانهٔ چپ	نسبتا پایدار	AP
			ML
			Total
		ناپایدار	AP
			ML
			Total

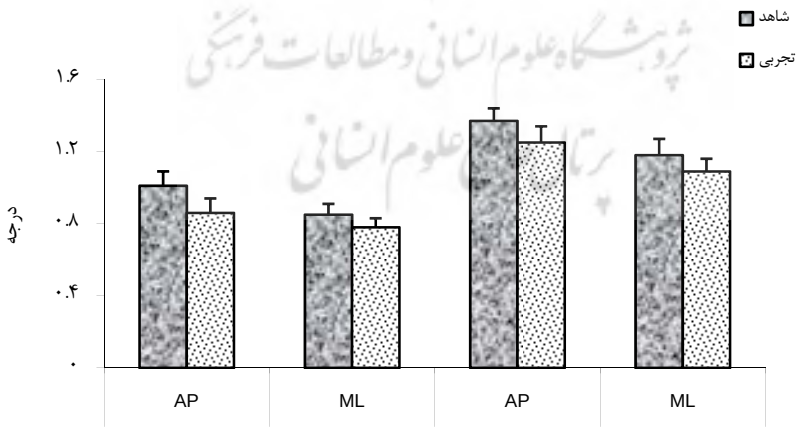
این ترکیب سه عامل درون‌گروهی تحت عناوین عامل ثبات صفحهٔ تعادل‌سنج (با دو سطح نسبتاً پایدار و ناپایدار) و عامل وظیفهٔ حرکتی (با دو سطح حمل کیف با شانهٔ راست و حمل کیف با شانهٔ چپ)، عامل جهت تعادل (با دو سطح AP & ML) و یک عامل بین‌گروهی با دو سطح (گروه اسکلیوزیس و گروه سالم) را در برداشت. از این روی تحلیل آماری داده‌ها با استفاده از آنالیز واریانس (تحلیل عاملی) ویژهٔ داده‌های تکراری انجام گرفت. مقدار خطای نوع اول برای تعیین سطح معناداری آزمون‌های آماری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌های پژوهش

الف) میانگین انحرافات COP گروه گواه در جهات AP و ML در حالت ایستادهٔ آناتومیکی(بدون حمل کیف) به‌ترتیب ^{o}۰/۲۴ ± ^{o}۱/۱۵ و ^{o}۰/۲۰ ± ^{o}۰/۸۹ و در گروه تجربی به‌ترتیب برابر با ^{o}۰/۳۱ ± ^{o}۰/۹۶ و ^{o}۰/۴۰ ± ^{o}۰/۸۸ بود. بررسی‌های آماری نشان داد که بین انحرافات COP گروه‌های تجربی و گواه در وضعیت ایستادهٔ آناتومیکی در هیچ‌یک از جهات AP و ML تفاوت معنی‌داری وجود ندارد.

ب) عملکرد تعادلی در حمل کیف با شانهٔ راست

نتایج انحرافات COP مربوط به حمل کیف با شانهٔ راست برای گروه‌های گواه و تجربی حین استقرار روی صفحهٔ نسبتا پایدار و ناپایدار در نمودار ۱ آمده است. تحلیل آماری نشان داد که هر دو گروه در این زمینه عملکرد مشابهی داشتند و تفاوت بین‌گروهی معنی‌دار نبود (P>۰/۰۵).

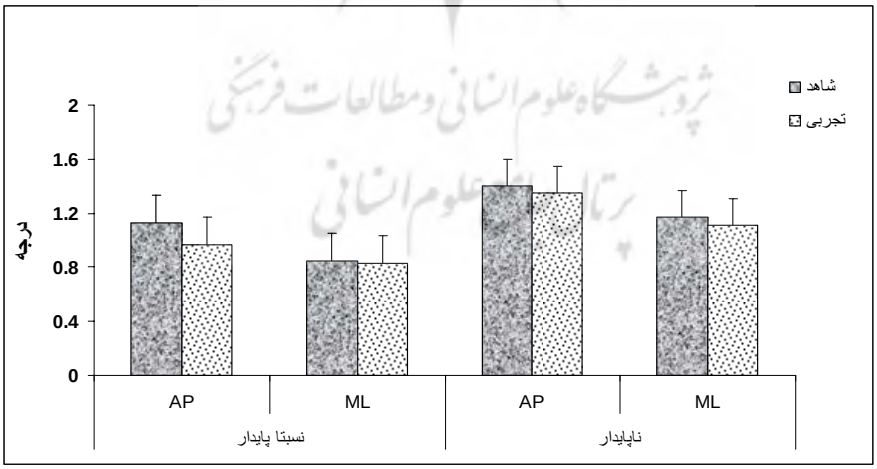


نمودار ۱. انحرافات COP حین حمل کیف با شانهٔ راست ایستاده در سطوح مختلف پایداری سطح اتکا

این نتایج نشان می‌دهند که در شرایط سطح اتکای نسبتا پایدار وقتی که کیف روی شانهٔ راست بود، انحرافات COP گروه گواه در جهات AP وML به‌ترتیب °۱/۰۱ ±۰/۰۸° و ۰/۸۵° ±۰/۰۵° و در گروه تجربی ۰/۸۶° ± ۰/۰۷° و ۰/۷۸° ± ۰/۰۵° بود. زمانی‌که سطح اتکا از حالت نسبتاً پایدار به ناپایدار تبدیل شد، انحرافات COP گروه گواه در هر دو جهت AP و ML به‌ترتیب ۰/۳۶ °± ۰/۰۲° و ۰/۳۳° ±۰/۰۱° افزایش یافت. این افزایش برای بیماران اسکلیوزیس به‌ترتیب ۰/۳۹° ±۰/۰۱° و ۰/۳۰° ±۰/۰۲° بود. تفاوت اندازه‌های شاخص تعادل بین دو حالت نسبتا پایدار و ناپایدار در هر دو گروه از نظر آماری معنی‌دار بود(P=۰/۰۰۱)، یعنی تمام آزمودنی‌ها اعم از سالم و بیمار رفتار یکسانی در این زمینه نشان دادند.

ج) عملکرد تعادلی در حمل کیف با شانهٔ چپ

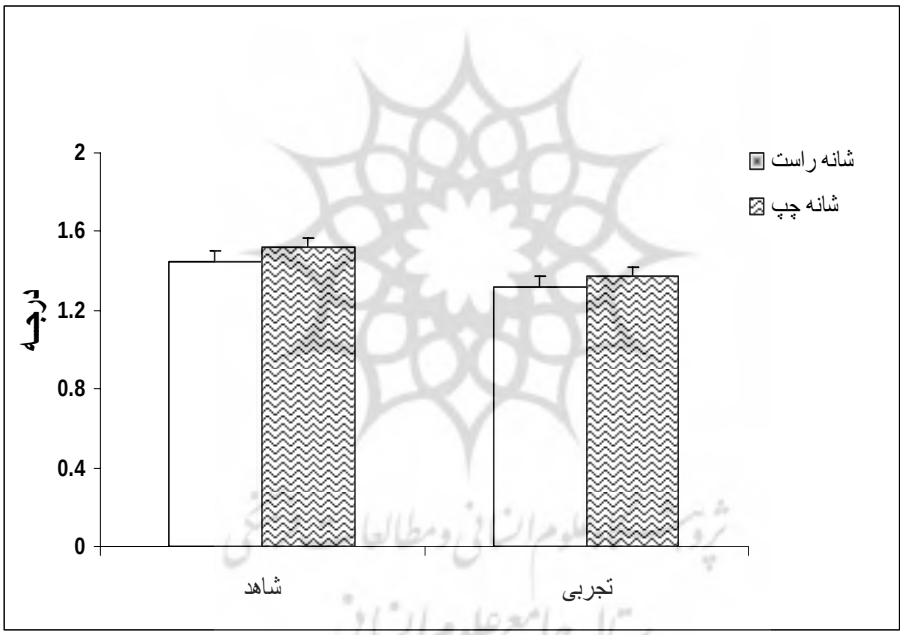
نتایج مربوط به انحرافات COP گروه‌های گواه و تجربی حین استقرار روی صفحهٔ نسبتا پایدار و ناپایدار زمانی‌که کیف روی شانهٔ چپ آزمودنی‌ها بود نیز در نمودار ۲ نشان داده شده است. براساس نتایج حاصل، انحرافات COP گروه گواه در این آزمون حین استقرار روی سطح پایدار در جهات AP و ML به‌ترتیب ۰/۸° ±۱/۱۳° و ۰/۷° ±۰/۸۵° و برای افراد گروه تجربی نیز به‌ترتیب ۰/۸° ±۰/۹۷ ° و ۰/۶° ±۰/۸۳° بود. اما هنگامی‌که ثبات سطح اتکا از حالت نسبتا پایدار به ناپایدار تغییر یافت، مقادیر مذکور در گروه گواه ۰/۴° ±۰/۲۶° و ۰/۲° ±۰/۳۲° و در گروه تجربی نیز ۰/۴° ±۰/۳۸° و ۰/۳° ±۰/۲۸°افزایش یافت. این افزایش در هر دو گروه معنی‌دار بود (P=۰/۰۰۱)، اما در هیچ‌یک از این حالت‌ها تفاوت بین‌گروهی معنی‌دار نبود.



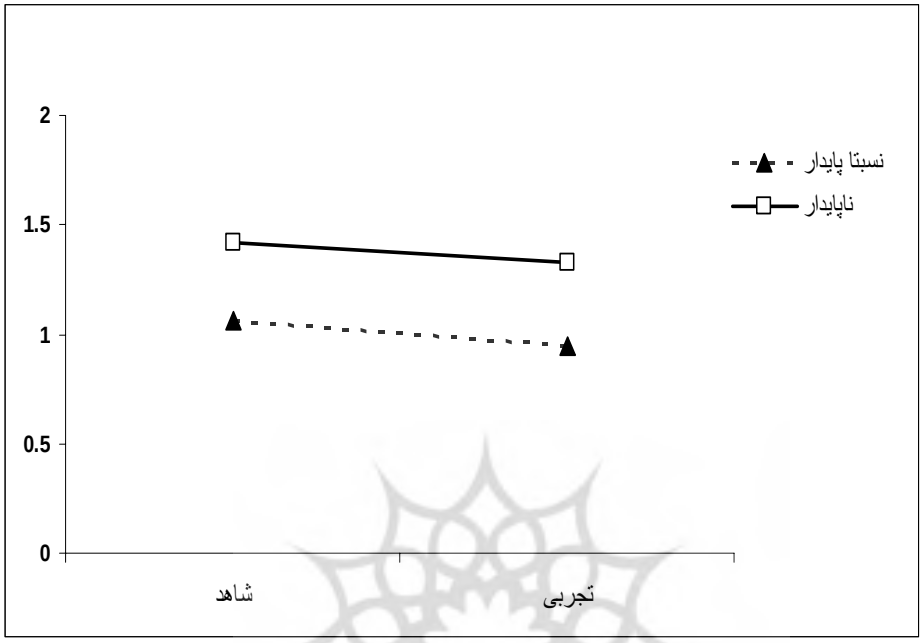
نمودار۲.انحرافات COP حین حمل کیف با شانهٔ چپ در حالت ایستاده در سطوح مختلف پایداری سطح اتکا

نگاهی به شاخص total انحراف COP نشان داد که این شاخص حین حمل کیف با شانهٔ راست کاملا مثل زمانی بود که کیف با شانهٔ چپ حمل می‌شد. این وضعیت در هر دو گروه سالم و بیمار مشابه بود. نکتهٔ شایان توجه این بود که بیماران اسکلیوزیس نیز که دچار انحراف جانبی ستون مهره‌ای بودند، همانند افراد سالم عمل کردند (نمودار ۳).

تحلیل عاملی نشان داد که تاثیر متقابل عامل ناپایداری سطح اتکا و عامل بین گروهی (سالم & بیمار) معنی‌دار نبود. به‌عبارت دیگر عامل انحنای اسکلیوزیس تاثیری در عملکرد تعادلی ندارد و به‌دلیل ناپایدار شدن سطح اتکا تغییرات یکسانی در هر دو گروه مشاهده شد. این الگو در نمودار ۴ نشان داده شده است.



نمودار ۳. شاخص Total انحراف COP از مرکز سطح اتکا در گروه‌های گواه و تجربی هنگام حمل کیف با شانه‌های راست و چپ



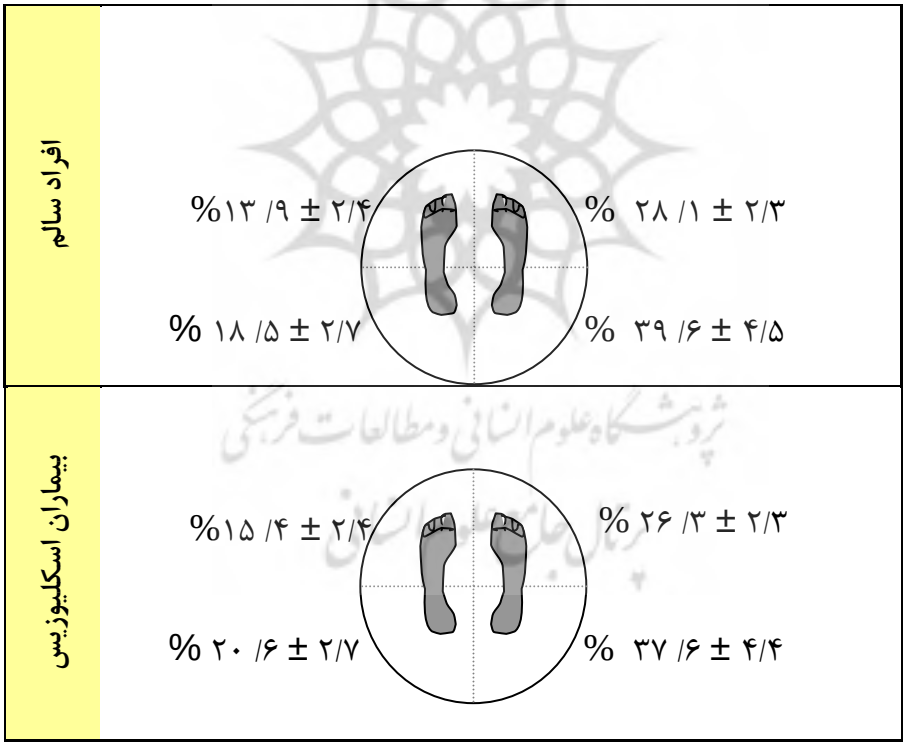
نمودار ۴. تأثیر متقابل عامل ثبات سطح اتکا و عامل بیماری

ج) توزیع فشار وزن روی پاها به تفکیک در پنجه و پاشنه

نتایج توزیع فشار وزن به تفکیک روی پای راست و چپ در جدول ۲ ارائه شده است. بر این اساس، هنگامی‌که کیف در شانهٔ راست قرار داشت و صفحهٔ تعادل‌سنج نسبتاً پایدار بود، در افراد سالم درصد مدت زمانی که فشار وزن روی پاهای راست و چپ بود، به‌ترتیب ۸/۷±۳۲/۹ و ۱۱/۴±۶۷/۱درصد بود. این مقادیر برای افراد بیمار نیز عبارت بود از ۸/۴±۳۴/۸ و ۱۱/۲±۶۵/۲درصد. به‌عبارت دیگر، هنگام حمل کیف روی شانهٔ راست در افراد هر دو گروه سالم و بیمار تمایل وزن بدن به‌طرف پای چپ دو برابر پای راست بود. وضعیت تقریبا مشابهی هنگام حمل کیف روی شانهٔ چپ دیده شد، در این حالت نیز تمایل وزن بدن به سمت پای چپ بیشتر بود.

جدول ۲. درصد زمان قرارگیری مرکز فشار پاها در حیطهٔ پای راست و چپ در آزمون‌های تعادل حین حمل کیف روی شانه‌های راست و چپ

وضعیت سطح اتکا	گروه‌ها	محل توزیع وزن	حمل کیف روی شانهٔ راست ٪	حمل کیف روی شانهٔ چپ ٪
نسبتاً پایدار	گواه	پای راست	۳۲/۹۵ ± ۸/۶۷	۲۶/۲۰± ۸/۲۴
		پای چپ	۶۷/۰۵ ± ۱۱/۴۴	۷۳/۸۰±۱۲/۵۸
	تجربی	پای راست	۳۴/۷۷ ± ۸/۴۴	۳۹/۷۶ ± ۸/۰۵
		پای چپ	۶۵/۱۹±۱۱/۱۷	۶۰/۰۹ ± ۱۲/۲۷
ناپایدار	گواه	پای راست	۳۳/۴۰± ۶/۹۷	۳۷/۲۰± ۶/۶۷
		پای چپ	۶۶/۶۰± ۸/۶۹	۶۳/۰۵ ± ۷/۱۶
	تجربی	پای راست	۳۸/۰۰± ۶/۸۱	۳۹/۷۱ ± ۶/۵۲
		پای چپ	۶۲/۰۰± ۸/۴۹	۶۰/۰۴ ± ۶/۹۹



نمودار ۵. مدت زمان (درصد) استقرار COP در هر یک از مناطق پاشنه و پنجهٔ پاهای راست و چپ در دو گروه سالم و بیمار

این نتایج تقریبا به‌طور مشابهی در شرایط استقرار روی سطح ناپایدار نیز تکرار شد. این وضعیت بیانگر آن است که پای چپ این آزمودنی‌ها را می‌توان پای تکیهٔ غالب در حفظ تعادل و پای راست را، پای راهنما یا پای ضربه در نظر گرفت. در نمودار ۵ نشان داده شده است که این فشار، چه درصدی از زمان روی پنجه و چه درصدی از زمان، روی پاشنه قرار داشته است.

بحث و نتیجه‌گیری

در این تحقیق با استفاده از دستگاه تعادل‌سنج بایودکس شاخص‌های تعادلی نیمه‌پویای بیماران اسکلیوزیس حین حمل کیف مدرسه روی یک شانه با افراد عادی مقایسه شد. مزیت این تحقیق نسبت به سایر تحقیقات مشابه این است که در دیگر تحقیقات عملکرد تعادلی افراد در حالت ایستا سنجیده شده است (۲۲،۲۴،۲۵،۳۲). در حالی که تحقیق حاضر بر عملکرد تعادلی در شرایط نیمه‌پویا تأکید دارد، زیرا اولا بیشتر فشارهای وارد بر ستون مهره‌ای در حین حرکت رخ می‌دهد و مدت زمانی که نوجوانان طی روز در حال حرکتند، بسیار بیش از زمانی است که ساکن ایستاده باشند. ثانیاً دانش‌آموزان کیف مدرسه را روی یک شانه حمل می‌کنند و این وضعیت رایجی است و البته همین حالت حمل نامتقارن مورد سوءظن پزشکان و محققان در رشد اسکلیوزیس است.

در ناهنجاری اسکلیوزیس ناشناخته، ستون فقرات و تنه وضعیت نامتقارنی دارند و به همین دلیل به‌نظر می‌رسد فشارهای وارد بر عضلات و مفاصل طرفین آن در حین فعالیت‌های روزمره نامتقارن باشد. آناتومی عضلات چرخاننده و راست‌کنندهٔ مهره‌ها در سمت مقعر کوتاه‌تر از سمت محدب است(۳۶). هنوز معلوم نیست این ناهنجاری معلول اسکلیوزیس است یا علت آن؛ با این حال در جدیدترین فرضیه‌ها که اخیرا ارائه شده است، این شرایط از جمله دلایل احتمالی پیشرونده بودن منحنی اسکلیوزیس ناشناخته معرفی شده است. به‌علاوه احتمال می‌رود رشد نامتوازن مهره‌ها و گوه‌ای شدن آنها همراه با کاهش دامنهٔ حرکتی به‌دلیل نیروهای محدودکنندهٔ ناشی از کوتاهی بافت نرم و عضلات و رباط‌ها یا فشارهای مکانیکی نامتقارن مداوم در فعالیت‌های روزانه باشد(۳۱). حمل کیف یکی از فعالیت‌های روزمرهٔ نوجوانان است، به‌ویژه آنکه نوجوانان مبتلا به اسکلیوزیس نیز به‌دلیل اقتضای سنی و نیاز روانی، دوست دارند مثل سایر همسالان خود و درست با همان مدل از کوله‌پشتی استفاده کنند و آن را معمولا روی شانه در یک سمت قرار می‌دهند.

براساس نتایج تحقیق حاضر، در حین حمل نامتقارن کیف شاخص‌های تعادلی نیمه‌پویا و توزیع وزن بدن بر هر دو پای بیماران اسکلیوزیس کاملا مشابه افراد سالم بود و تفاوت معنی‌داری بین افراد سالم و بیماران اسکلیوزیس مشاهده نشد. ثانیا، وقتی که سیستم گیرنده‌های حسی-عمقی بیماران و افراد سالم با ناپایدار کردن سطح اتکا تحریک شد نیز عملکرد بیماران مشابه افراد عادی بود. بیماران در حین حمل کیف روی هر یک از شانه‌ها رفتار کاملا مشابهی با افراد سالم از خود نشان دادند.

این یافته‌ها با نتایج تحقیق چاو و همکاران (۳۲،۳۷) و زابجک و همکاران (۲۵) همسویی دارد. چاو و همکاران (۳۲) در نتیجه‌گیری خود عنوان کردند که رفتار تعادلی افراد مبتلا به اسکلیوزیس کاملا شبیه افراد سالم است. زابجک و همکاران (۲۵) نیز دریافتند که در حالت ایستادهٔ طولانی‌مدت ۱۲۰ ثانیه وضعیت فضایی اندام‌های مختلف و نوسانات آنها در مقایسه با وضعیت سطح اتکا در دو گروه اسکلیوز و سالم مشابه بود. در تحقیق دیگری چیونگ و همکاران (۲۶) درک موقعیت و جهت بدن در فضا و مقدار انحراف از جهت عمودی یا افقی را در بیماران اسکلیوزیس و افراد سالم مقایسه کردند و نتیجه گرفتند که بیماری اسکلیوزیس، درک پوسچر و موقعیت فضایی بدن را مختل نمی‌کند.

چاو(۳۲) نشان داد که حمل کوله‌پشتی حاوی کتب درسی با فلکشن تنه روی لگن واکستنشن سر روی گردن همراه است و این تطابق موجب می‌شود که مرکز ثقل همچنان در محدودهٔ سطح اتکا نگه داشته شود. آنها همچنین نشان دادند که با افزایش وزن کوله‌پشتی دامنهٔ نوسان تنه در سمت قدامی-خلفی افزایش می‌یابد، اما از سرعت آن کاسته می‌شود. آنها علت عدم تأثیر متقابل حمل کوله‌پشتی و ناهنجاری اسکلیوزیس را چنین تبیین کردند که کوله‌پشتی موجب تغییر مکان مرکز ثقل در صفحهٔ ساجیتال می‌شود، در حالی‌که اسکلیوزیس سبب انحراف مرکز ثقل در صفحهٔ فرونتال می‌شود، از این‌رو آنها معتقدند تغییرات ناشی از حمل کیف به‌طور متقارن نمی‌تواند سازوکار تعامل بین اسکلیوز و تعادل را نشان دهد. در تحقیق حاضر تعادل آزمودنی‌ها را در حالت حمل یک طرفی کیف مورد سنجش قرار دادیم. این وضعیت در صورت ضعف در کنترل پوسچر طرفی می‌توانست موجب تشدید بی‌تعادلی و مشاهدهٔ ضعف عملکرد تعادلی بیماران شود. با این‌حال اختلافی بین دو گروه مشاهده نشد.

البته خاطر نشان می‌شود که بررسی چاو و همکاران(۳۲)از نظر روش و ابزار چند تفاوت اساسی با پژوهش ما دارد. در تحقیق آنها بندهای کوله‌پشتی به‌طور متقارن روی هر دو شانه قرار داشت و برای آزمون تعادل آزمودنی‌ها روی یک صفحهٔ کاملاً ثابت ایستادند، در حالی‌که در پژوهش

حاضر، شاخص‌های تعادلی افراد با ایستادن روی یک صفحهٔ متحرک و حمل کیف روی یک شانه بررسی شد.

نتایج تحقیق نشان می‌دهد که نامتقارن بودن ستون فقرات در اسکلیوزیس عملکرد تعادلی را حتی در شرایط نیمه‌پویا و در حین حمل نامتقارن کیف تحت تاثیر قرار نمی‌دهد. در حالی‌که فرد نیروی نامتقارنی را بر دوش خود دارد، سازوکار کنترلی برای پوسچر در جریان است که نیروهای موجود را به‌طور قرینه روی هر دو پا تقسیم می‌کند. البته این تحقیق به‌تنهایی نمی‌تواند تأثیر مکانیکی حمل کیف یکطرفی بر پیشرفت انحنای اسکلیوزیس را نشان دهد. اما بیانگر این است که اولاً رابطهٔ متقابل بین عملکرد تعادلی درشرایط نیمه‌پویا و بیماری اسکلیوزیس وجود ندارد و ثانیاً حمل کیف مدرسه روی شانه در یک‌طرف تنه نیز عملکرد تعادلی بیماران را مختل نمی‌کند و نیروی فشار وزن وارد بر پاها، همواره کاملاً مشابه افراد سالم است. یکی از محدودیت‌های این تحقیق آن است که همراه با بررسی عملکرد تعادلی و مرکز فشار پاها، به‌دلیل محدودیت ابزار و وسایل، نتوانستیم راستای بدن و امتداد ستون فقرات را نیز همزمان بررسی کنیم.

نتیجهٔ نهایی اسکلیوزیس ناشناختهٔ نوجوانی با نارسایی عملکرد تعادلی و کنترل پوسچر همراه نیست. هنگام حمل کیف مدرسه روی یک شانه، شاخص‌های تعادلی نیمه‌پویا و نحوهٔ توزیع وزن روی هر یک از پاها در بیماران اسکلیوزیس مشابه افراد سالم است. عملکرد سیستم گیرنده‌های حسی در بیماران مبتلا به اسکلیوزیس برای کنترل پوسچر و حفظ تعادل مختل نمی‌شود. به‌نظر می‌رسد تطابق لازم در مغز این بیماران برای هماهنگی با اسکلت نامتقارن به‌خوبی صورت می‌پذیرد. بررسی تاثیر متقابل حمل کیف و سایر عوامل از جمله تطابق‌پذیری آناتومیکی و خستگی در رشد انحنای اسکلیوزیس توصیه می‌شود.

منابع:

1. Weinstein S L, Dolan L A, Cheng J CY, Danielsson A, Morcuende J A. (2008). Adolescent idiopathic scoliosis. *The Lancet*. Volume 371, Issue 9623, Pages 1527-1537.
2. Weintein SL, Zavala DC, Ponseti IV. (1981). Idiopathic scoliosis: Long-term follow-up and prognosis in untreated patients. *J Bone Joint Surg* [*Am*]; 63; 702-12.
3. Dolan LA, Weinstein SL. (2007). Surgical rates after observation and bracing for adolescent idiopathic scoliosis: an evidence-based review. *Spine*; 32 (19 Suppl): S91-S100 .

4. Miyasaki R. A. (1980). Immediate influence of the thoracic flexion exercise on vertebral position in Milwaukee brace wearers. *Phys. Ther*. 60: 1005-1009.

5. Brooks HL. (1980). Current incidence of scoliosis in California. In: Zorav PA, siegler D, eds. *Scoliosis*. London: Academic Press. 7-12.

6. Schiller JR, Eberson CP. (2008). Spinal deformity and athletics. *Sports Med Arthrosc*. 16 (1) :26-31.

7. MacLean Jr WE, Green NE, Pierre CB, Ray DC. (1989). Stress and coping with scoliosis: psychological effects on adolescents and their families. *J Pediatr Orthop*. 9 (3): 257-61.

8. dos Santos Alves VL, Stirbulov R, Avanzi O. (2006). Impact of a physical rehabilitation program on the respiratory function of adolescents with idiopathic scoliosis. *Chest*; 130 (2): 500-5.

9. Liljenqvist U, Witt KA, Bullmann V, Steinbeck J, Volker K. (2006). Recommendations on sport activities for patients with idiopathic scoliosis. *Sportverletz Sportschaden*; 20 (1): 36-42.

10. Bart N. Green DC, MSEda,b, Claire Johnson DC, (2009). MSEdc, William Moreau DC. Is physical activity contraindicated for individuals with scoliosis?. A systematic literature review. *Journal of Chiropractic Medicine.* 8, 25–37.

11. Shands AR, Barr JS, Colonna PC, Noall L. (1941). End-result study of the treatment of idiopathic scoliosis: report of the Research Committee of the American Orthopedic Association. *J Bone Joint Surg*. 23-A (4): 963-77 .

12. Wood KB. (2002). Spinal deformity in the adolescent athlete". *Clin Sports Med.* 21(1):77-92.

13. Shands AR, Barr JS, Colonna PC, (1941). Noall L. End-result study of the treatment of idiopathic scoliosis: report of the Research Committee of the American Orthopedic Association. *J Bone Joint Surg*; 23-A (4): 963-77.

14. Sheir-Neiss GI, Kruse RW, Rahman T, Jacobson LP, Pelli JA. (2003). The association of backpack use and back pain in adolescents. *Spine.* 28(9):922–30.

15. Legg, S.J. (1985). Comparison of different methods of load carriage. *Ergonomics*. 28: 197–212

16. Gorman K F, Breden F. (2009). Idiopathic-type scoliosis is not exclusive to bipedalism. *Medical Hypotheses* ; 72; 348–352 .

17. Yamada K, Yamamoto H, Nakagawa Y, Tezuka A, Tamura T, Kawata S. (1984). Etiology of idiopathic scoliosis. *Clin Orthop*. 184: 50–7.

18. Chen PQ, Wang JL, Tsuang YH, Liao TL, Huang PI, Hang YS. (1998). The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. *Clin Biomech*. 13 (Suppl 1): S52–8 .

19. Nault ML, Allard P, Hinse S, Le Blanc R, Caron O, Labelle H, et al. (2002). Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 27: 1911–7

20. Keessen W, Crowe A, Hearn M. (1992). Proprioceptive accuracy in idiopathic scoliosis. *Spine*. 17:149-55 .

21. Byl NN, Gray JM. (1993). Complex balance reactions in different sensory conditions: adolescents with and without idiopathic scoliosis. *J Orthop Res*;11:215–27.

22. Sahlstrand T, Ortengren R, Nachemson A. (1978). Postural equilibrium in adolescent idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Scand*;49(4): 354–65

23. Gauchard G, Lascombes P, Kuhnast M, Perrin P. (2001). Influence of different types of progressive idiopathic scoliosis on static and dynamic postural control. *Spine*;26(9):1052–8.

24. Yekutiel M, Robin Gc, Yarom R. (1981). Proprioceptive function in childern with Adolescent Idiopathic scolisis. *Spine*; 6:560-566 .

25. Zabjek K F, Leroux M A, Coillard C, Rivard C-H, Prince F. (2005). Evaluation of segmental postural characteristics during quiet standing in control and Idiopathic Scoliosis patients. *Clinical Biomechanics*, 20(5): 483-490

26. Cheung J, Sluiter W J, Veldhuizen A G, Cool J C, Van Horn J R. (2002). Perception of vertical and horizontal orientation in children with scoliosis. *Journal of Orthopaedic Research*, 20(3):416-420

27. Byl NN, Holland S, Jurek A, Hu SS. (1997). Postural imbalance and vibratory sensitivity in patients with idiopathic scoliosis: implications for treatment. *J Orthop Sports Phys Ther*; 26:60–8

28. Grimmer KA, Williams MT, Gill TK. (1999). The associations between adolescent head-on-neck posture, backpack weight, and anthropometric features. *Spine*; 24:2262–7 .

29. Pascoe DD, Pascoe DE, Wang YT, Shim DM, Kim CK. (1977). Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths. *Ergonomics*;40:631–41 .

30. Goodgold S, Mohr K, Samant A, Parke T, Burns T, Gardner L. (2002). Effects of backpack load and task demand on trunk forward lean: pilot findings on two boys. *Work*; 18:213–20

31. Goh JH, Thambyah A, Bose K. (1998). Effects of varying backpack loads on peak forces in the lumbosacral spine during walking. *Clin Biomech*; 13(Suppl 1): S26–31.

32. Chow D H K, Kwok M L.Y., Cheng J C.Y., Lao ML M, Holmes A D, Au-Yang A, et al. (2006). The effect of backpack weight on the standing posture and

balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. *Gait & Posture*; 24 173–181.

33. Hong Y, Cheung CK. (2003). Gait and posture responses to backpack load during level walking in children. *Gait and Posture.*17:28–33

34. Pereira H M, Folly de Campos T, Santos M B, Cardoso J R, Garcia M de C, Cohen M. (2008). Influence of knee position on the postural stability index registered by the Biodex Stability System. *Gait & Posture*. 28(4): 668-672

35. Yazdani S, Farahpour N. (2005). The assessment of the reliability of Biodex Stability System for postural sway measurement with perturbation of different balance system. Research On Sport Sciences, N: 5, pages 121-134.

36. Kennelly KP, Stokes MJ. (1993). Pattern of asymmetry of paraspinal muscle size in adolescent idiopathic scoliosis examined by real-time ultrasound imaging. A preliminary study. Spine, 18(7):913-917.

37. Chow , Daniel. Leung, Dawn, and et al. (2007). The effect of load carriage and bracing on the balance of schoolgirls whit adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal.* 16(9):1351-1358.

38. Ghazale L. (1382). Dynamic balance in adolescent idiopathic scoliosis. Master thesis. Bu Ali Sina University, Hamedan.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی