

طب ورزشی - بهار و تابستان ۱۳۸۹
شماره ۴-ص ص: ۱۲۲-۱۱۵
تاریخ دریافت: ۸۹/۱۲/۰۴
تاریخ تصویب: ۹۰/۰۳/۰۸

مکانیزم بازیابی تعادل بدن در برابر اعمال اغتشاش بیرونی ناگهانی در صفحه ساجیتال در افراد مبتلا به کایفوسیس

۱. مهرداد عنبریان^۱ - ۲. پرویز زارعی - ۳. علی یلفانی - ۴. مسعود مختاری
۱. استادیار دانشگاه بوعلی سینا، ۲. کارشناس ارشد دانشگاه بوعلی سینا

چکیده

این تحقیق با هدف تعیین مکانیزم بازیابی تعادل بدن به دنبال ایجاد اغتشاش بیرونی ناگهانی در صفحه ساجیتال در بین افراد مبتلا به کایفوسیس در مقایسه با افراد نرمال انجام گرفت. به این منظور ۱۰ نفر با انحنای فقرات پشتی بیش از ۴۰ درجه به عنوان گروه کایفوتیک (میانگین سنی $21/5 \pm 1/6$ سال) و ۱۵ فرد فاقد عارضه کایفوسیس به عنوان گروه نرمال (میانگین سنی $22/1 \pm 1/19$ سال) در این تحقیق شرکت کردند. ۶ نشانگر بر روی نقاط استخوانی مشخص شده سمت راست بدن هر آزمودنی مشتمل بر زائده آکرومیون، تروکانتر بزرگ ران، اپی کندیل خارجی ران، قوزک خارجی پا، پاشنه و سر پنجمین استخوان کف پای نصب و یک مدل دو بعدی چهار قطعه ای تعریف شد. آزمایش ها در دو شرایط بدون اعمال اغتشاش (۳ تکرار) و با اعمال اغتشاش ناگهانی در جهت قدامی - خلفی (۳ تکرار) با رها کردن وزنه ها در دو شرایط بدون اعمال اغتشاش (۳ تکرار) و با اعمال اغتشاش کینماتیکی، به وسیله سه دوربین پرسرعت با فرکانس ۱۲۰ هرتز در ثانیه جمع آوری شد. تغییرات دامنه حرکتی و نوسانات گشتاور مفاصل ران، زانو و مچ پا محاسبه و داده های آماری با استفاده از تست آماری آنالیز واریانس با اندازه های مکرر در سطح معناداری ۰/۰۵ تجزیه و تحلیل شدند. نتایج نشان داد که گروه کایفوتیک نوسانات و تغییرات بزرگ تر و معنی داری در دامنه حرکتی در مفاصل ران ($P = 0/00$) و مچ پا ($P = 0/000$) نسبت به گروه نرمال دارد. همچنین، بین الگوی نوسانات گشتاوری مفاصل در هر دو گروه کایفوتیک و نرمال در واکنش به اغتشاش ایجاد شده تشابه نسبی مشاهده شد، اما در گروه کایفوتیک میزان نوسانات بیشتر از گروه نرمال بود. یافته ها بیانگر آن است که هر دو گروه آزمودنی برای بازگشت به حالت تعادل پس از اعمال اغتشاش ناگهانی بیرونی در جهت قدامی - خلفی، مکانیزم و پاسخ متفاوتی از خود نشان دادند. این امر نشان می دهد که اتخاذ راهبرد کنترل پوسچر تحت تاثیر دفورمیتی کایفوسیس قرار می گیرد.

واژه های کلیدی

اغتشاش ناگهانی، مکانیزم بازیابی تعادل، کایفوسیس، استراتژی ران، استراتژی مچ پا.

مقدمه

توانایی کنترل وضعیت بدن، یک سازوکار رفلکسی مورد نیاز برای انجام فعالیت های مختلف عادی و ورزشی است که در دو فرم استاتیکی و دینامیکی ارزیابی و تحلیل می شود (۱۰). از نظر بیومکانیکی، توانایی نگهداری مرکز جرم بدن (COM)^۱ در محدوده سطح اتکا در حالت ایستاده بر روی پاها صرف نظر از تنظیم و تعدیل خودکار اندک که از سوی بدن به طور مداوم در حال اعمال است، نمونه ای از تعادل استاتیکی محسوب می شود (۷). درحالی که اگر بدن در شرایط آشفتگی و اغتشاش^۲ اعمال شده ناشی از نیروهای داخلی یا خارج از بدن قرار داشته باشد یا پایداری سطح اتکا دستکاری شود، فرم دینامیکی تعادل مدنظر است (۹).

برای بررسی و تفسیر چگونگی حفظ تعادل پس از اعمال اغتشاش، محققان الگوهای فعالیت عضلانی یا مکانیزم ها و راهبردهای حرکتی را که فرد برای حفظ تعادل اتخاذ می کند، بررسی کرده اند. در این مطالعات به طور کلی سه دسته الگوی حرکتی مشتمل بر استراتژی مفصل مچ پا، استراتژی مفصل ران و استراتژی قدم برداشتن برای حفظ تعادل بدن در وضعیت ایستاده بر روی پاها مشخص شده است. اولین استراتژی حرکتی کنترل کننده نوسان بدن، استراتژی مچ پاست که اساساً توسط گروه های عضلانی دورسی فلکسورها و پلنتار فلکسورها، حول محور مفصل مچ پا انجام می پذیرد. این استراتژی به طور معمول، موقعی که نیروهای برهم زننده تعادل کوچک و سطح اتکا سفت باشد، از سوی فرد برای کنترل وضعیت بدن اتخاذ می شود (۱۹). زمانی که مچ پا قادر نباشد در برابر نیروهای برهم زننده بزرگ تر، گشتاور مورد نیاز بازیابی تعادل را اعمال کند، برای حفظ تعادل از استراتژی مفصل ران بهره گرفته می شود. در این استراتژی، حرکات مرکز ثقل بدن، با فلکشن و اکستنشن مفاصل ران در نتیجه فعالیت عضلانی ناحیه پروکسیمال^۳ ران و عضلات تنه کنترل می شود. حال اگر نیروهای برهم زننده تعادل بدن، به اندازه ای بزرگ و سریع باشند و یا فرد در وضعیت بسیار آشفته قرار گرفته باشد - به گونه ای که مرکز ثقل از محدوده سطح اتکا خارج شود - از استراتژی قدم برداشتن برای حفظ تعادل استفاده می شود (۱۳).

به منظور شناسایی نارسایی های تعادل و اقدام در جهت رفع نارسایی های آن، تا کنون محققان تحقیقات بسیاری در حیطه های مختلف علوم رفتاری و حرکتی انجام داده اند. از این بین، برخی از مطالعات بر روی تأثیر تغییرات وضعیتی

1 - Center of Mass

2 - Perturbation

3 - Proximal

بدن^۱ و قامت بر حفظ تعادل بدن متمرکز شده که مبین تاثیر منفی وضعیت بدنی غیرنرمال بر فرایند کنترل تعادل بدن است (۶، ۱۶، ۱۸، ۲۰). از این رو، بررسی دقیق آثار تغییرات وضعیتی یا ناهنجاری‌های اسکلتی به ویژه در ناحیه ستون فقرات بر کنترل وضعیت بدنی همواره دغدغه محققان بوده است. در این حوزه، محققان در پی یافتن شیوه‌های مؤثر کاهش عوارض ناشی از این ناهنجاری‌ها بر توانایی حفظ تعادل هستند. در بین ناهنجاری‌های ستون فقرات در سطح ساجیتال، کایفوسیس (ازدیاد انحنای بیش از حد طبیعی ستون فقرات)، یکی از موارد با اهمیت در مطالعه کنترل پاسچر از نگاه بیومکانیکی است، چرا که در وضعیت ایستاده، به دلیل اینکه بالاتنه تقریباً ۶۰ درصد کل وزن بدن را تشکیل می‌دهد، کوچک‌ترین انحراف موجب جابه‌جایی مرکز جرم بدن به سمت جلو می‌شود. بنابراین، با توجه به تمایل تنه افراد کایفوتیک به سمت جلو در صفحه ساجیتال (سهمی)، مرکز جرم تنه جلوتر از حد معمول قرار می‌گیرد و در نتیجه خطر سقوط و آسیب را در افراد کایفوتیک افزایش می‌دهد. با وجود تاثیر افزایش بیش از حد انحنای ستون فقرات در قابلیت حفظ کنترل پاسچر، کمتر به این مسئله پرداخته شده است. در بین محدود تحقیقات انجام گرفته در این حوزه، می‌توان به تحقیق موری^۲ و همکاران در سال ۲۰۰۰ اشاره کرد. آنان، نوسانات پاسچری افراد مبتلا به اسپوندیلیتیس انکیلوزینگ^۳ را که نوعی کایفوسیس ثابت محسوب می‌شود، با گروه کنترل مقایسه و گزارش کردند که افراد مبتلا به اسپوندیلیتیس انکیلوزینگ، نوسانات پاسچری بیشتری در مقایسه با گروه کنترل دارند (۱۸). اما در تحقیق آیداق^۴ و همکاران در سال ۲۰۰۶ بر روی تعادل دینامیکی افراد مبتلا به اسپوندیلیتیس انکیلوزینگ، تفاوت معنی‌داری بین نوسانات پاسچری و مرکز فشار پا^۵ دو گروه بیمار و کنترل مشاهده نشد (۶). براساس اطلاعات محققان، تنها در یک تحقیق به طور مستقیم اثر کایفوسیس پاسچرال^۶ یا غیرپاتولوژیکی بر روی حفظ تعادل بدن بررسی شده است. براساس نتایج این تحقیق که توسط عنبریان و همکاران در سال ۱۳۸۸ انجام گرفت. انحنای غیرطبیعی و بیش از حد ستون فقرات ناحیه پشتی در صفحه ساجیتال یا سهمی^۷ موجب بروز عملکرد تعادلی ضعیف‌تری در افراد کایفوتیک در مقایسه با گروه کنترل می‌شود (۴). در تحقیقات صورت گرفته بر روی افراد کایفوتیک^۸، گزارش‌هایی مبنی بر استفاده این افراد از یک سری مکانیزم‌های جبرانی

1 - Posture

2 - Murray

3 - Ankylosing Spondylitis

4 - Aydog

5 - Center of Pressure

6 - Postural

7 - Sagittal

8 - Kyphotic

در جهت جبران نقص عملکرد تعادلی مشاهده شده است. برای مثال، بوت^۱ در تحقیقی نشان داد که افراد با انحنای بیش از حد طبیعی ستون فقرات پشتی، برای جبران تمایل مرکز جرم بدن به سمت جلو و نگهداری مرکز جرم بر روی سطح اتکا، از مکانیزم های جبرانی مفاصل اندام تحتانی استفاده می کنند (۸). اما بررسی بوت به وضعیت پاسچر استاتیک آزمودنی ها محدود بود و هیچ گونه اطلاعاتی در زمان مواجهه بدن با اغتشاشات بیرونی، به دست نمی دهد. بدن انسان در زندگی روزمره و هنگام پرداختن به فعالیت های دینامیکی و ورزشی به طور مداوم، در حال اتخاذ راهبرد و کسب شرایطی است که مانع برهم خوردن تعادل شود. بنابراین شناخت و تحلیل چگونگی کنترل تعادل بدن در این گونه شرایط، در پیشگیری از بروز آسیب و سقوط در افراد با عملکرد تعادلی ضعیف کمک کننده است و اطلاعات مفیدی را در اختیار محققان قرار می دهد. از این رو، این تحقیق در پی تعیین راهبرد متخذه و مکانیزم بازبایی تعادل بدن به دنبال ایجاد اغتشاش بیرونی ناگهانی در صفحه ساجیتال در میان افراد مبتلا به کایفوسیس بود. فرض این تحقیق بر این بود که میزان نوسانات دامنه حرکتی^۲ و گشتاوری مفاصل مچ پا، زانو و ران در افراد مبتلا به کایفوسیس هنگام اغتشاش در صفحه ساجیتال در مقایسه با افراد سالم بزرگ تر است.

روش تحقیق

در این تحقیق مقایسه ای از نوع موردی - شاهدهی، پس از ارزیابی اولیه ۸۵۰ دانشجو با مشاهده و استفاده از تست نیویورک، ۳۰ نفر با انحنای بیش از حد طبیعی فقرات پشتی مشخص شدند. به منظور بررسی دقیق تر، میزان انحنای مهره های پشتی در محیط آزمایشگاه با خط کش منعطف^۳، اندازه گیری (۱۱، ۲۲، ۲۵) و در نهایت ۱۰ نفر با انحنای بیش از ۴۰ درجه به عنوان گروه کایفوتیک انتخاب شدند. گروه نرمال، شامل ۱۵ نفر از افرادی بود که پس از انجام تست های اولیه و اندازه گیری با خط کش انعطاف پذیر، فاقد عارضه کایفوسیس شناخته شدند. این گروه به شکلی انتخاب شدند که از نظر قد، وزن، سن و برخی ویژگی های آنتروپومتریکی با گروه تجربی مشابه باشند (جدول ۱).

1 - Bot

2 - Range of Motion

3 - Flexible ruler

جدول ۱_ برخی ویژگی های آنتروپومتریکی آزمودنیهای شرکت کننده در تحقیق

گروه‌ها		متغیر
کایفوتیک	نرمال	
۲۱/۵±۱/۶	۲۲/۱±۱/۱۹	سن (سال)
۱۷۳/۸±۵/۳۲	۱۷۵/۵±۴/۶	قد (سانتی متر)
۶۴/۴۲±۵/۰۴	۶۶/۱۳±۴/۰۶	وزن (کیلوگرم)
۲۴/۲۵±۰/۸۴	۲۴/۱۶±۰/۷	طول کف پا (سانتی متر)
۸/۹۸±۱/۱	۹/۱۵±۰/۴۸	عرض پا (سانتی متر)
۵۷/۱۲±۳/۱	۵۵/۷۴±۲/۸	قد بالا تنه (سانتی متر)
۸۷/۶۵±۱/۸	۸۸/۰۲±۴/۵	تروکانتر ران تا زمین (سانتی متر)
۴۶/۲۶±۲/۳	۴۵/۲۵±۳/۴	طول زانو تا زمین (سانتی متر)
۵۰/۶۵±۵/۵°	۳۱/۷۵±۴/۸°	زاویه انحنای فقرات پشتی (درجه)

* اختلاف در سطح ۰/۰۵ معنی دار است.

معیار انتخاب گروه کایفوتیک، دارا بودن زاویه کایفوسیس برابر یا بیشتر از ۴۰ درجه، نداشتن کایفوسیس ساختاری، نبود دفورمیتی در اندام تحتانی، نداشتن سابقه جراحی بر روی ستون فقرات و عدم ابتلا به بیماری ها و اختلال های بینایی، دهلیزی، عصبی و عضلانی بود. گروه نرمال ضمن برخورداری از شرایط گروه کایفوتیک یا تجربی، تنها دارای زاویه انحنای ستون فقرات پشتی، کمتر از ۴۰ درجه بودند.

به منظور اندازه گیری زاویه کایفوز، ابتدا آزمودنی بدون پوشش بالاتنه در وضعیت ایستاده قرار می گرفت، زائده شوکی مهره های دوم و دوازدهم پشتی آزمودنی ها در وضعیت فلکشن ستون فقرات مشخص می شد. برای پیشگیری از خطای اندازه گیری ناشی از حرکت پوست بدن، آزمونگر انگشتش را روی برجستگی زائده شوکی نگه می داشت تا آزمودنی در وضعیت ایستاده قرار گیرد. سپس نقاط مشخص شده، علامت گذاری می شد. آزمودنی در حالی که در مقابل وسیله ثابت کننده ستون فقرات می ایستاد، به مدت ۳ دقیقه در این وضعیت باقی می ماند تا به وضعیت عادی خویش (پیش از علامت گذاری زوائد شوکی) برسد (۲، ۴). از وسیله ثابت کننده ستون فقرات به منظور ممانعت از حرکت آزمودنی در سطح ساجیتال در مدت زمان اندازه گیری انحنای ستون فقرات استفاده شد. آنگاه خط کش منعطف بر روی نقاط مشخص شده مهره های دوم و دوازدهم پشتی قرار می گرفت، به نحوی که کاملاً منطبق بر انحنای پشتی آزمودنی ها

باشد. سپس قوس خط کش بدون هیچ گونه تغییری از روی پشت فرد روی کاغذ منتقل و انحنای آن ترسیم می شد. با اتصال دو انحنای به دست آمده با خط ال لاتین، یک کمان به دست آمد. سپس خط منصف بر قوس عمود شد (خط اچ لاتین). آنگاه زاویهٔ تتا (زاویهٔ انحنای پشتی) با استفاده از فرمول زیر محاسبه شد:

$$\theta = 4 \arctan(2h/L)$$

برای کاهش خطای اندازه گیری، زاویهٔ انحنای سه بار اندازه گیری و میانگین سه تکرار برای هر آزمودنی در نظر گرفته شد.

برای جمع آوری اطلاعات کینماتیکی^۱ از سیستم آنالیز حرکتی Eva Hi-RES^۲ با سه دوربین پرسرعت استفاده شد. این سیستم، دارای امکانات سخت افزاری و نرم افزاری برای به دست آوردن اطلاعات تصویری و پردازش آنهاست. این سیستم با قدرت تفکیک بالا و دقت بسیار خوب، توانایی ضبط حرکات با فرکانس های ۰/۰۱ تا ۲۴۰ فریم در ثانیه را دارد. برای اجرای آزمایش های مرتبط با این پروژه تحقیقاتی، از فرکانس ۱۲۰ هرتز در ثانیه استفاده شد.

برای اینکه حرکت آزمودنی برای دوربین ها قابل شناسایی باشد، قبل از شروع آزمایش شش نشانگر منعکس کننده نور کروی شکل به قطر ۲ سانتی متر بر روی سمت راست بدن هر آزمودنی نصب شد. نشانگرها، نقاط روشنی هستند که به وسیلهٔ دوربین ها شناسایی می شوند. محل قرارگیری نشانگرها عبارت بود از: زائدهٔ اکرومیون^۳، تروکانتر بزرگ استخوان ران^۴، اپی کندیل خارجی ران^۵، قوزک خارجی پا^۶، پاشنه^۷ و سر اولین استخوان کف پای^۸ (متاتارسال). به این ترتیب یک مدل دوبعدی چهار قطعه ای شامل پا، ساق، ران و تنه برای محاسبهٔ تغییرات دامنهٔ حرکتی و گشتاور مفاصل مچ پا، زانو و ران هنگام اغتشاش در صفحهٔ ساجیتال تعریف شد (شکل ۱).

1 - Kinematics

2 - Eva Hi-RES Motion Analysis System (Motion Analysis Corporation, Clalifornian, USA)

3 - Acromion

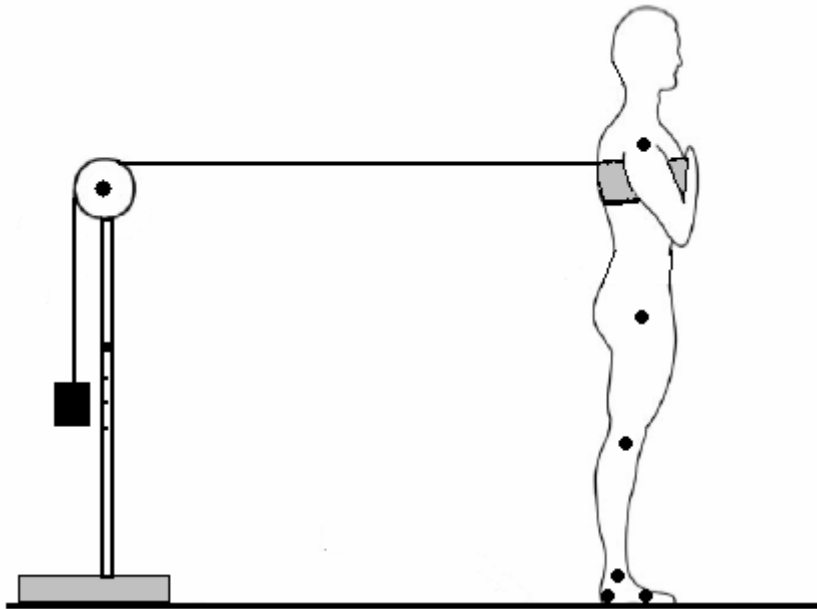
4 - Greater trochanter

5 - Lateral Femoral epicondyle

6 - Lateral malleolus

7 - Calcaneus

8 - Head of the fifth metatarsal



شکل ۱_ نحوه قرارگیری مارکرها بر روی بدن آزمودنی ها و مکانیزم ایجاد اغتشاش

مفصل مچ پا زاویه بین پا و ساق تعریف شد، درحالی که مفصل زانو زاویه ایجاد شده بین ساق پا و ران و در نهایت مفصل ران از زاویه بین ران و تنه در نظر گرفته شد.

آزمایش ها در دو شرایط برای هر دو گروه آزمودنی شامل شرایط بدون اعمال اغتشاش و اعمال اغتشاش در وضعیت بدنی، انجام گرفت. در وضعیت بدون اعمال اغتشاش، آزمودنی با پای برهنه درحالی که بازوهایش به صورت ضربدری بر روی سینه قرار گرفت، به شکلی که طرف راست بدنش به سمت دوربین ها باشد، می ایستاد. دوربین ها به مدت ۵ ثانیه (۱۴)، دامنه حرکتی مفاصل و اندام های چهارگانه بدن را که با نشانگر مشخص شده بودند، ثبت می کردند. شروع ثبت اطلاعات از زمان حضور آزمودنی به حالت ثبات در محل انجام آزمایش بود. در وضعیت بدون اعمال اغتشاش، آزمودنی سه بار حرکت را انجام داد که به منظور محاسبات و بررسی متغیرهای مورد بررسی، از سه تکرار میانگین گیری به عمل آمد. محل استقرار آزمودنی ها با توجه به محل قرارگیری پاها به عهده آزمودنی بود تا وضعیت معمول و راحت خویش را

برگزیند. اما برای یکسان سازی در تکرار آزمایش ها در اولین استقرار، جای پاها علامت گذاری می شد. بین هر تکرار ۳۰ ثانیه استراحت پیش بینی شد.

در وضعیت با اعمال اغتشاش، روش اجرای آزمایش ها، مشابه وضعیت قبلی بود. تنها تفاوت دریافت آشفستگی و اغتشاش در وضعیت بدنی افراد در هر دو گروه نسبت به وضعیت قبلی بود. مکانیزم اعمال آشفستگی، همان گونه که در شکل ۱ نشان داده شده است، به این صورت بود که ابتدا وزنه ای برابر ۱۰ درصد وزن هر آزمودنی به وسیله نواری از ناحیه خلفی به بدن آزمودنی متصل می شد. سپس بدون دادن آگاهی به آزمودنی، وزنه رها شده و آشفستگی در جهت قدامی به پاسچر فرد اعمال می شد. آزمودنی، برای مقابله با بی ثباتی ایجاد شده در اثر اعمال آشفستگی، در صدد تنظیم تعادل و ثبات بدن و بازگشت به وضعیت پیش از اعمال اغتشاش بر می آمد.

با توجه به نبود استاندارد یا اجماع در مقدار وزنه برای اعمال آشفستگی، پیش از اجرای آزمایش های اصلی، بر روی ۱۰ نفر به صورت آزمایشی وزنه های مختلف به کار گرفته شد. با توجه به هدف که نیازمند بررسی و مشخص کردن دقیق راهبرد اتخاذ شده هنگام مواجهه با آشفستگی بودیم، وزنه های سبک قادر به اعمال آشفستگی محسوس نبودند و از سوی دیگر، وزنه های سنگین موجب آشفستگی بیش از حد ناگهانی و احتمال سقوط می شد. در نهایت ۱۰ درصد وزن بدن برای اعمال آشفستگی مورد استفاده قرار گرفت (۱۷).

گشتاور مفاصل - به عنوان متغیر مهم بیومکانیکی در بررسی تعادل - از طریق آنالیز دینامیک معکوس^۱ با روش نیوتن اولر^۲ و با استفاده از نرم افزار MATLAB محاسبه شد. نحوه محاسبات در تحقیق پیشین به طور کامل توضیح داده شده است (۱۸).

برای مقایسه تغییرات و نوسانات اندام های مختلف بدن در جهت های X و Y و نیز تغییرات و نوسانات مفاصل مختلف بدن از تست آماری آنالیز واریانس با اندازه های مکرر^۳ در سطح معناداری ۰/۰۵ بهره گرفته شد.

1 - Inverse dynamic analysis

2 - Newton-Euler

3 - Analysis of Variance with repeated measures

نتایج و یافته های تحقیق

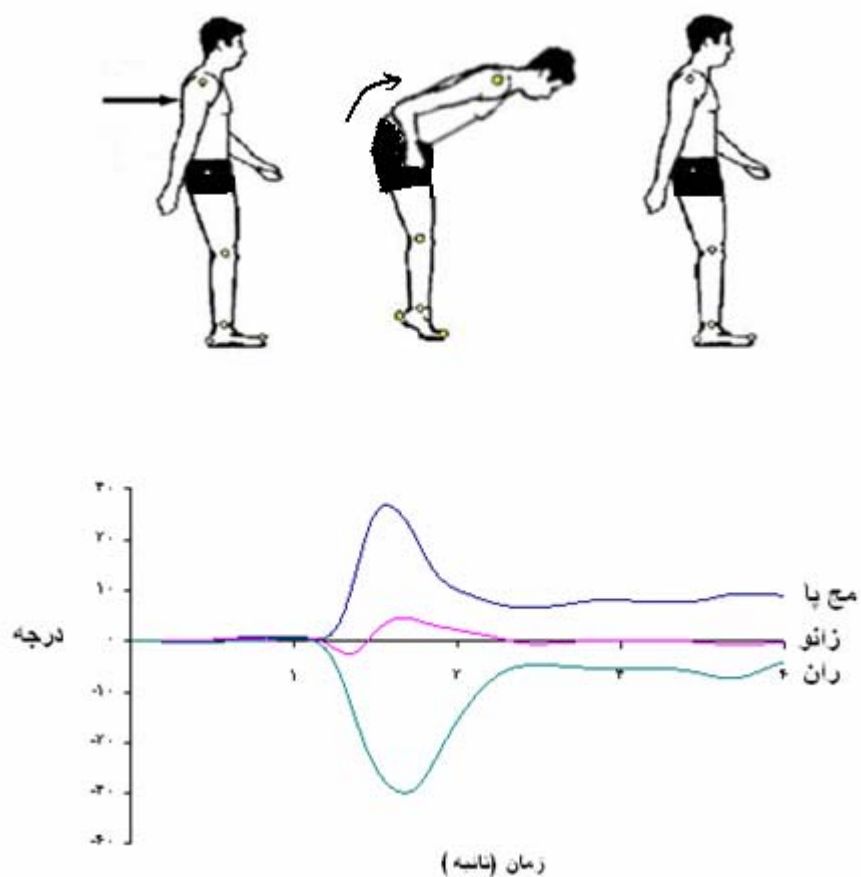
جدول ۲، نوسانات دامنه حرکتی مفاصل ران، زانو و مچ پا را پس از اعمال اغتشاش در هر دو گروه شرکت کننده در تحقیق در مقیاس درجه را نشان می دهد.

جدول ۲_ نوسانات و تغییرات دامنه حرکتی مفاصل به درجه در گروه های تحقیق

ارزش p بین دو گروه	نرمال	کایفوتیک	مفصل
۰/۰۰۰	۷/۳۳ ± ۱/۵۰	۵/۲۷ ± ۱/۱۲	مچ پا
۰/۵۳	۳/۸۸ ± ۱/۸۹	۴/۲۱ ± ۲/۵۸	زانو
۰/۰۰۰	۱۷/۰۹ ± ۲/۵۶	۲۶/۵۸ ± ۴/۲۷	ران

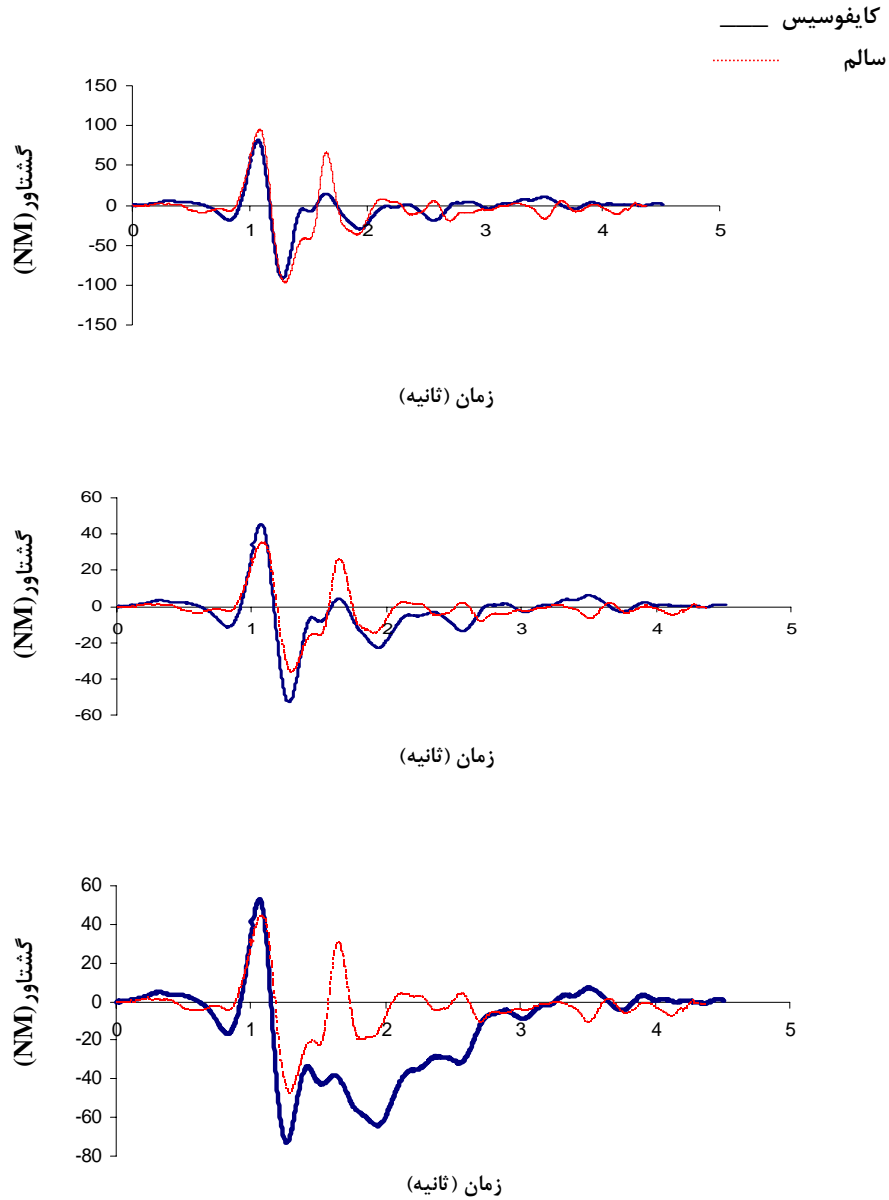
چنانکه مشاهده می شود، در بررسی تغییرات و نوسانات دامنه حرکتی مفاصل در افراد گروه نرمال، بیشترین دامنه حرکتی، در مفصل ران اتفاق افتاده است. مچ پا و زانو به ترتیب بیشترین نوسانات حرکتی را به خود اختصاص دادند. در گروه کایفوتیک نیز بیشترین نوسانات حرکتی در مفاصل، به ترتیب مربوط به مفاصل ران، مچ پا و زانو بود. در مقایسه گروهها با یکدیگر، اختلاف در نوسانات حرکتی در مفاصل ران ($P=۰/۰۰۰$) و مچ پا ($P=۰/۰۰۰$) به لحاظ آماری معنادار بود.

برای مشخص تر شدن نوسانات و تغییرات دامنه حرکتی مفاصل پس از اعمال اغتشاش، در شکل ۲ دامنه حرکتی مفاصل در یک فرد مبتلا به کایفوسیس به طور نمونه نشان داده شده است.



شکل ۲_ نمودار دامنه حرکتی مفاصل در یک فرد مبتلا به کایفوسیس بعد از اعمال اغتشاش

در شکل ۳، الگوی نوسانات گشتاور در مفاصل میچ، پا، زانو و ران در گروه های تحقیق با یکدیگر مقایسه شده است. همان طور که شکل ۳ نشان می دهد بین الگوی نوسانات گشتاوری مفاصل در هر دو گروه کایفوتیک و نرمال در واکنش به اغتشاش ایجاد شده تشابه نسبی وجود دارد، اما در گروه کایفوتیک میزان نوسانات در زانو و ران بیشتر از گروه نرمال ولی در مفصل میچ پا کمتر است.



شکل ۳_ مقایسه نوسانات گشتاوری مفاصل مچ پا (بالا)، زانو (وسط) و ران (پایین) در بین گروه های تحقیق

بحث و نتیجه گیری

با توجه به هدف کلی و اولین فرض این تحقیق، نتایج نشان داد که میزان نوسانات در دامنه حرکتی مفاصل مچ پا، زانو و ران در افراد مبتلا به کایفوسیس هنگام اغتشاش در صفحه ساجیتال در مقایسه با افراد نرمال بیشتر است. مختاری (۱۳۸۶) در بررسی زوایای مفاصل ران، زانو و مچ پا در افراد مبتلا به کایفوسیس در مقایسه با افراد گروه کنترل در حالت ایستاده، نتایج نسبتاً مشابهی را گزارش کرد (۵). در تحقیق مختاری با نصب نشانگرهایی بر روی نقاط آناتومیکی لاله گوش، مهره ۷ گردنی، زائده آکرومیون، خار خاصه قدامی، تروکانتر بزرگ استخوان ران، اپی کندیل خارجی استخوان ران، قوزک خارجی، سر متاتارسال پنجم، زوایای مفصل بر روی عکس دیجیتالی و با استفاده از نرم افزار AutoCAD محاسبه شد. مختاری در این تحقیق گزارش کرد که اختلاف زوایای مفاصل در افراد کایفوتیک احتمالاً مربوط به مکانیزم های جبرانی مفاصل پایین تنه برای جبران تمایل مرکز جرم به سمت جلو و نگهداری مرکز جرم بر روی سطح اتکاست. در این بین، مکانیزم جبرانی مچ پا بسیار مؤثرتر از نقش مفصل ران گزارش شد. این شرایط در تحقیق حاضر نیز دیده شد. یافته های این تحقیق در مورد تغییرات و نوسانات زاویه ای اندام های مختلف بدن نسبت به محور X نشان داد که تغییرات و نوسانات زاویه ای در هر سه مفصل بعد از اعمال اغتشاش در گروه کایفوتیک بیشتر از گروه نرمال بوده است. این اختلاف در مفاصل ران و مچ پا به لحاظ آماری معنادار بود ($P=0/000$)، ولی در مفصل زانو با وجود اختلاف، از نظر آماری معنادار نبود ($P=0/53$). شاید این مسئله نشان دهنده این مطلب باشد که افراد کایفوتیک، توانایی کمتری در کنترل پاسچر و برگشت به حالت تعادل پس از ایجاد اغتشاش در سطح ساجیتال (جهت قدامی - خلفی) دارند. این یافته ها با مفاهیم ارائه شده توسط بوت و همکاران (۱۹۹۹) مبنی بر روی آوردن افراد با عارضه کایفوسیس به مکانیزم های جبرانی در مفاصل اندام تحتانی همخوانی دارد. توضیح اینکه در زمان بی ثباتی بیشتر، به سبب افزایش ایجاد آشفستگی و اغتشاش در جهت قدامی - خلفی، افراد کایفوتیک برای حفظ تعادل خویش بیشتر به مکانیزم های جبرانی روی می آورند. در افراد کایفوتیک به دلیل دفورمیتی^۱ ستون فقرات در سطح ساجیتال، مرکز جرم (COM) بدن نسبت به حالت طبیعی، به طرف جلو و پایین تغییر مکان پیدا می کند و به تبع آن، بی ثباتی در تعادلی به وجود می آید. این بی ثباتی در پاسچر با اعمال اغتشاش بیرونی،

شدیدتر می شود. به منظور برگرداندن مرکز جرم بدن به حالت پیش از اعمال آشفتگی و حفظ تعادل، فرد مجبور به ایجاد فلکشن در مفاصل ران و زانو و همچنین پلنتر فلکشن میچ پا در قالب مکانیزم جبرانی می شود (۳). شایان ذکر است که در تحقیق حاضر افراد کایفوتیک در مقایسه با افراد گروه کنترل برای غلبه بر اغتشاش اعمال شده در سطح قدامی - خلفی بر خلاف نظر بوت و همکاران، کمتر از مکانیزم جبرانی فلکشن زانو استفاده کردند، به طوری که تغییرات زوایای مفصل زانو قبل و بعد از اعمال اغتشاش ناگهانی در بین گروه ها از نظر آماری معنی دار نبود ($P=0/53$). به نظر می رسد علت این ناهمسویی، این است که در تحقیق بوت و همکاران، افراد کایفوتیک در وضعیت ایستا بررسی شدند، ولی در تحقیق حاضر وضعیت دینامیکی آزمایش شد. این امر علاوه بر اینکه موجب برتری این تحقیق در قیاس با تحقیقات معدود انجام گرفته بر روی افراد با افزایش انحنای ستون فقرات ناحیه پشتی می شود، نتایج حاصله از آن اطلاعات مفیدی را در زمینه کنترل پاسچر در ارتباط با محیط دینامیک خارج به دست می دهد.

براساس نتایج تحقیقات انجام گرفته در بررسی راهبردهای حفظ تعادل در وضعیت ایستاده بر روی پاها، مقدار تغییرات و نوسانات زاویه ای بیشتر در اندام ها نتیجه کاهش تعادل و پایداری است. فرد برای حفظ کنترل بدن، با اتخاذ راهبرد و سازوکارهای جبرانی سعی در بازیابی تعادل می کند. نتایج حاصل از این تحقیق، با گزارش های ارائه شده در اتخاذ استراتژی حفظ تعادل بدن همسویی دارد. در توضیح این مطلب، به نظر می رسد که هنگام نوسان بدن به طرف جلو در اغتشاش ایجاد شده، بلافاصله عضلات خلفی ساق پا و به ویژه دوقلو فعال می شوند تا بر اغتشاش حاصله غلبه کند (۲۱)، اما به دلیل بزرگی اغتشاش نسبت به حالت طبیعی (نوسانات معمولی بدن در حالت ایستاده)، فرد مجبور به استفاده از راهبرد حرکتی ران است. در این هنگام، با فلکشن ناگهانی مفصل ران، تنه را خم می کند تا از مانع سقوط شود (۲۴). در واقع، اصل بهره گیری از استراتژی میچ پا، و ران در مواجهه با اغتشاش ناگهانی و ناخواسته در جهت قدامی - خلفی در افراد نرمال با مروری در پیشینه تحقیق مورد قبول است (۱۲، ۱۳).

فرض دوم این تحقیق، بزرگ تر بودن میزان نوسانات گشتاور مفاصل میچ پا، زانو و ران در افراد مبتلا به کایفوسیس هنگام اغتشاش در صفحه ساجیتال در مقایسه با افراد نرمال بود. براساس یافته ها، هر دو گروه الگوی نسبی مشابهی در میزان نوسانات گشتاوری مفاصل خود نشان دادند. به عبارت دیگر، گشتاور هر سه مفصل میچ

پا، زانو و ران در هر دو گروه آزمودنی با الگوی مشابهی پس از اعمال اغتشاش تغییر می یابد که به ترتیب از مچ پا به ران و زانو بزرگ تر می شود. اوج تغییرات در هر سه مفصل در زمان ۱/۰۸ ثانیه در هر دو گروه اتفاق افتاد. اوج گشتاور گروه نرمال در سه مفصل مچ پا، زانو و ران به ترتیب ۹۵/۳، ۳۵/۶ و ۴۴/۶ نیوتن متر و در گروه کایفوتیک ۸۱/۳، ۴۵/۷ و ۵۲/۷ نیوتن متر بود. این مسئله ضمن نشان دادن وجود الگوی تقریباً مشابه در هر دو گروه، به این نکته اشاره دارد که هر سه مفصل در کنترل حرکت COM پس از اعمال اغتشاش در صفحه ساجیتال دخالت دارند. در این بین، نقش مفصل مچ پا اهمیت بیشتری دارد، در صورتی که مفصل ران و زانو در مراتب بعدی قرار می گیرند. این نتایج با نتایج تحقیقات قبلی مبنی بر اینکه مفاصل نزدیک به سطح اتکا، مشارکت کنندگان اصلی حفظ تعادل بدن محسوب می شوند و مفاصل دورتر از سطح اتکا، هنگامی درگیر می شوند که بدن در برابر آشفتگی خارجی قرار بگیرد، همسوست (۱۵، ۲۳). در تحقیق حاضر، مچ پا به دلیل نزدیک بودن به سطح اتکا، بیشترین درگیری را دارد، ولی پس از آن مفصل ران در مقایسه با زانو بیشترین نقش را دارد که احتمالاً به سبب تغییرات بیشتر زاویه ای در ران و نیز دارا بودن درجه آزادی این مفصل از نظر دینامیکی در قیاس با مفصل زانوست.

براساس یافته های این تحقیق میزان نوسانات گشتاوری مفاصل ران و زانو در افراد کایفوتیک پس از اعمال آشفتگی و شتاب ناگهانی در سطح ساجیتال (جهت قدامی - خلفی) بیشتر از افراد فاقد عارضه انحنا بیش از حد طبیعی فقرات پشتی است. اما در مفصل مچ پا، گروه فاقد عارضه کایفوسیس نوسانات گشتاوری نسبتاً بزرگ تری را نسبت به گروه کایفوتیک نشان دادند. این مطلب بیانگر این است که افراد گروه کنترل، برای حفظ تعادل بدن پس از اعمال اغتشاش و شتاب ناگهانی بیشتر از مفصل مچ پا و افراد کایفوتیک بیشتر از مفصل ران استفاده می کنند. همان گونه که بیان شد، با توجه به نتایج تحقیقات پیشین که بیان می دارند مفاصل نزدیک به سطح اتکا مشارکت کنندگان اصلی حفظ تعادل محسوب می شوند، به نظر می رسد که گروه کنترل قادرند از طریق مفصل نزدیک به سطح اتکا بر آشفتگی پاسچرال خارجی غلبه کرده و تعادل خویش را حفظ کنند، درحالی که گروه کایفوتیک بیشتر از استراتژی مفصل ران بهره می برند. برخورداری از این توانایی در گروه کنترل به همراه تغییرات گشتاوری کمتر در مفاصل دیگر در قیاس با گروه کایفوتیک، می تواند حاکی از قابلیت بیشتر گروه کنترل در بازیابی تعادل بدن پس از مواجهه با شتاب ناگهانی خارجی به بدن باشد.

نتیجه‌گیری نهایی

یافته‌های این تحقیق نشان داد که هر دو گروه آزمودنی برای بازگشت به حالت تعادل پس از اعمال اغتشاش ناگهانی بیرونی در جهت قدامی - خلفی، مکانیزم و پاسخ‌های متفاوتی از خود نشان می‌دهند. با وجود تشابه در الگوی کینماتیکی برگشت به حالت تعادل پس از اغتشاش، گروه کایفوتیک نوسانات بزرگ‌تری را از خود بروز دادند که بیانگر ضعف عملکرد تعادلی در مقایسه با گروه کنترل است. به نظر می‌رسد که این امر را می‌توان یک ریسک فاکتور در سقوط در مواجهه با اغتشاشات بیرونی در افراد مبتلا به کایفوسیس محسوب کرد. بنابراین، از نتایج حاصل از این تحقیق، می‌توان به منظور آموزش کنترل پاسچر در افراد مبتلا به ناهنجاری‌ها و بدشکلی‌های ستون فقرات در مواجهه با اغتشاشات بیرونی بر هم زندهٔ تعادل بدن استفاده کرد. البته نیاز به انجام تحقیقات بیشتر در این حوزه، برای تعیین چگونگی اثرگذاری راهبردهای متخذه به منظور بازیابی کنترل پاسچر پس از اعمال اغتشاش در افراد کایفوتیک احساس می‌شود. همچنین، بررسی دقیق‌تر اختلال‌های تعادلی افراد با ناهنجاری‌های ستون فقرات در هدفمند کردن تصمیمات اصلاحی و درمانی مؤثر خواهد بود.

تشکر و قدردانی

در پایان از حوزهٔ معاونت پژوهش و فناوری دانشگاه بوعلی سینا، برای حمایت مالی و پشتیبانی در اجرای این پروژهٔ تحقیقی بسیار سپاسگزاریم.

منابع و مأخذ

۱. ابراهیمی، اسماعیل. صلواتی، مهیار. معروفی، نادر. اسماعیلی، وحید. (۱۳۸۵). "بررسی تأثیر تمرینات تعادلی و محدوده ثباتی پویا". فصلنامه علمی - پژوهشی توانبخشی، جلد ۷، شماره ۲، صص: ۱۹-۲۵.
۲. خلخالی زاویه، مینو. پرنیانپور، محمد. کریمی، حسین. مبینی، بهرام. کاظم نژاد، انوشیروان. (۱۳۸۲). "بررسی اعتبار و تکرارپذیری اندازه‌گیری کیفوز پشتی ستون فقرات توسط خط کش انعطاف پذیر در افراد مبتلا به هیپرکیفوز وضعیتی". فصلنامه علمی - پژوهشی توانبخشی، جلد ۴، شماره ۳، صص: ۱۸-۲۳.

۳. زارعی، پرویز. عنبریان، مهرداد. صادقی مهر، محسن. فرهپور، نادر. (۱۳۸۸). "شناسایی استراتژی کنترل تعادل در اجرای بالانس روی پارالل". پژوهش در علوم ورزشی (تخصصی طب ورزشی). شماره ۲۵، ص ص : ۳۹-۲۳.

۴. عنبریان، مهرداد. مختاری، مسعود. زارعی، پرویز. یلفانی، علی. (۱۳۸۸). "مقایسه ویژگی های کنترل پاسچر در افراد مبتلا به کایفوسیس و گروه کنترل". مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی همدان، دوره شانزدهم، شماره ۴، ص : ۶۰-۵۳.

۵. مختاری، مسعود. (۱۳۸۶). "بررسی ویژگی های کنترل پاسچر در افراد مبتلا به دفورمیتی کایفوسیس در مقایسه با گروه کنترل". پایان نامه کارشناسی ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا.

6. Aydog E., Depedibi R., Bal A., Eksioğlu E., Unlu E. and Cakci A. (2006). "Dynamic postural balance in ankylosing spondylitis patients". *Rheumatology*, Vol. 45, No. 4, PP:445-448.

7. Berg K. (1989). "Balance and its measure in the elderly : a review". *Physiotherapy Canada*, Vol. 41, PP:240-246.

8. Bot SD., Caspers M., Van Royen MC., Toussain HM. And Kingma I. (1999). "Biomechanical analysis of posture in patients with spinal kyphosis due to ankylosing spondylitis: Pilot study". *Rheumatology*, Vol. 38, No. 5, PP:441-443.

9. Bronstein A. (2003). "Posturography". In: Luxon L, Furman JM, Martin A, Stephens D, Editors. *Textbook of audiological medicine*. London, Martin Dunit. PP:747-759.

10. Bryant EC., Trew ME. Bruce AM., Kuisma RM. And Smith AW. (2005). "Gender differences in balance performance at the time of retirement". *Clinical Biomechanics* Vol.20, No.3, PP:330-335.

11. Garshasbi A. and Faghieh Zadeh S. (2005). "The effect of exercise of exercise on the intensity of low back pain in pregnant women". *Int J Gynaecol Obstert*. Vol. 88, No. 3, PP:271-275.

12. Horak FB., Nashner LM. And Diener HC. (1990). "Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss". *Experimental Brain Research*, Vol. 82, No.1, PP:167-177.

13. Horak FB. And Nashner LM. (1986). "Central programming of postural movement : adaptation to altered support surface configurations". *Journal of Neurophysiology*. Vol. 35, PP:1369-1381.

14. Hsiao-Weckler ET. Katdare K., Maston J., Liu W., Lipsitz LA. and Collins JJ. (2003). "Predicting the dynamic postural control response from quiet-stance behavior in elderly adults". *Journal of Biomechanics*, Vol. 36, No.9, PP:1327-1333.

15. Kerwin DG., and Trewartha G. (2001). "Strategies for maintaining a handstand in the anterior posterior direction". *Medicine & Science in Sports & Exercise*, Vol.33. No.7, PP:1182-1188.

16. Mirowsky y., Blankstein A. and Shlamkovitch N. (2006). "Postural control in patients with severe idiopathic scoliosis: a prospective study". *J Pediatr Orthop B.*, Vol. 15, No. 3, PP:168-171.

17. Moya GBL., Siqueira CM., Caffaro RR., Fu C., and Tanaka C. (2009). "Can quite standing posture predict compensatory postural adjustment?". *Clinics*, Vol. 64, No.8, PP:791-796.

18. Murray HC. Elliott C., Barton SE., and Murray A. (2000). "Do patients with ankylosing spondylitis have poorer balance than normal subjects?" *Rheumatology (Oxford)*, Vol. 39. No. 5, PP:497-500.

19. Nashner LM. (1997). "Physiology of balance, with special reference to healthy elderly". In *Gait disor of aging: falls and therapeutic strategies*. Eds: Masdeu JC, Sudardky L and Wolfson L. Philadelphia, Lippincott-Raven, PP:37-53.

20. Nault ML., Allard P., Hinse S., Le Blanc R., Caron O., Labelle H. and Sadghi H. (2002). "Relation between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis". *Spine*, Vol. 27, No.17, PP:7911-7917.

-
21. Shumway-Cook A., and Woollacott MH. (2000). "Motor control: Theory and practical application". Second Edition, Woltex Kluwer Company; Chapter Y.
22. Simpson SR. (1989). "Evaluation of flexible ruler technique for measuring lumbar lordosis in the clinical assessment of low back pain". *J Soc Occup Med.*, Vol. 39, No. 1, PP:25-29.
23. Wilson EL., Madigan ML., and Davidson BS. (2006). "Postural strategy changes with fatigue of the lumbar extensor muscles". *Gait & Posture*, Vol. 23, No.3, PP:348-354.
24. Winter DA. (1995). "Human Balance and posture control during standing and walking ". *Gait & Postur*, Vol. 3, PP:193-124.