

تأثیر هایپرکایفوزیس بر استراتژی بازیابی تعادل جوانان و سالمندان در پاسخ به اغتشاشات ناگهانی

نویسندگان: رامین بیرانوند^{۱*}، منصور صاحب‌الزمانی^۲، عبدالحمید دانشجو^۳

۱. دانشجوی دکتری، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت‌بدنی، دانشگاه شهیدباهنر، کرمان، ایران.
۲. استاد گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت‌بدنی دانشگاه شهیدباهنر، کرمان، ایران.
۳. استادیار گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت‌بدنی دانشگاه شهیدباهنر، کرمان، ایران.

E-mail: Ramin_Beyranvand@yahoo.com

* نویسنده مسئول: رامین بیرانوند

چکیده

مقدمه و هدف: تغییر در استراتژی بازیابی تعادل به‌عنوان یکی از ریسک‌فاکتورهای زمین‌خوردن سالمندان شناخته می‌شود. هدف از تحقیق حاضر پاسخ به این سؤال است که آیا انتقال استراتژی بازیابی تعادل سالمندان از مچ پا به سمت ران، تحت‌تأثیر افزایش طبیعی زاویه کایفوز در اثر افزایش سن قرار می‌گیرد یا خیر؟

مواد و روش‌ها: به‌همین منظور، شصت آزمودنی مرد به‌صورت تصادفی انتخاب شدند و با توجه به هدف تحقیق، در یکی از چهار گروه سالمندان کایفوتیک، سالمندان نرمال، جوانان کایفوتیک و جوانان نرمال (به‌ترتیب با میانگین سنی $65/3 \pm 3/7$ ، $63/5 \pm 3/1$ ، $23/7 \pm 1/7$ و $24/3 \pm 1/1$ سال) قرار گرفتند. در ادامه، جهت ارزیابی استراتژی بازیابی تعادل، اعمال آشفتگی از طریق حرکت ناگهانی دستگاه تردمیل صورت گرفت و نوسانات دامنه حرکتی مچ پا و ران آزمودنی‌ها توسط سیستم Motion Analysis ثبت گردید. سطح معنی‌داری در این تحقیق $P \leq 0/05$ در نظر گرفته شد.

نتایج: تحلیل داده‌ها نشان داد که در مقایسه با جوانان، نوسانات دامنه حرکتی مفاصل سالمندان از مچ پا به سمت ران انتقال پیدا کرده است ($P < 0/05$). نتایج همچنین نشان داد که با وجود افزایش نوسانات، دامنه حرکتی مفاصل در اثر هایپرکایفوزیس (از ۵ درصد تا ۲۴ درصد)، این افزایش نوسانات در هر دو گروه جوان و سالمند معنی‌دار نمی‌باشد ($P > 0/05$).

نتیجه‌گیری: به‌طور کلی می‌توان اظهار داشت که بازیابی تعادل در سالمندان عمدتاً از طریق استراتژی ران و در جوانان عمدتاً از طریق استراتژی مچ پا صورت می‌گیرد. از طرفی، به نظر می‌رسد که این تغییرات در استراتژی‌های تعادلی سالمندان تحت‌تأثیر افزایش طبیعی زاویه کایفوز در اثر افزایش سن قرار نگرفته و از عوامل دیگری تأثیر می‌پذیرد.

واژگان کلیدی: کایفوزیس، کنترل پاسجر، سالمند، جوان.

دوماهنامه علمی-پژوهشی
دانشگاه شاهد
سال بیست‌و‌چهارم-شماره ۱۳۰
شهریور ۱۳۹۶

دریافت: ۱۳۹۶/۰۴/۲۱

آخرین اصلاح‌ها: ۱۳۹۶/۰۵/۳۰

پذیرش: ۱۳۹۶/۰۶/۰۵

مقدمه

سیستم کنترل پاسچر به عنوان یک مکانیزم ترکیبی پیچیده شناخته می شود که هماهنگی سیستم های بینایی، وستیبولار و حس عمقی در آن نقش بسزایی دارند (۱)، (۲). از طرفی، تعامل سیستم های اسکلتی عضلانی، عصبی عضلانی و محیط هم برای کنترل پاسچر و حفظ تعادل ضروری به نظر می رسد (۳). چنانچه هماهنگی در بخش های مذکور به خوبی شکل بگیرد، بدن قادر خواهد بود که با انتخاب یک استراتژی مناسب برای کنترل قامت، به نگهداری مرکز ثقل در داخل سطح اتکا کمک کند و تعادل را در وضعیت های مختلف حفظ کند.

بر اساس تحقیقات پیشین، مشخص شده است که هر کدام از استراتژی های مورداستفاده برای بازیابی تعادل، دارای الگوی مشخصی از فعالیت عضلات سینرژست هستند (۴). این الگوهای حرکتی به سازوکارهای جبرانی مربوط می شود که هم در حرکت روبه جلو و هم در حرکت روبه عقب، به عنوان رفتار پیش بین برای حفظ و بازیابی تعادل مورداستفاده قرار می گیرند (۵).

سازوکارهای مذکور شامل استراتژی های Fixed Support (مانند استراتژی های Hip و Ankle که جابه جایی مرکز ثقل در آن ها بدون تغییر در سطح اتکا کنترل می شود) و استراتژی های Change in Support (مانند استراتژی های Grasping و Stepping که جابه جایی مرکز ثقل در آن ها با ایجاد تغییر در سطح اتکا کنترل می شود) می باشد (۵). اولین استراتژی حرکتی کنترل کننده نوسان بدن، استراتژی میچ پاست که اساساً توسط گروه های عضلانی دورسی فلکسور و پلاتاتارفلکسور حول مفصل میچ پا انجام می پذیرد. این استراتژی به طور معمول، زمانی برای کنترل وضعیت بدن اتخاذ می شود که نیروهای برهم زننده تعادل کوچک و سطح اتکا سفت باشد (۶). زمانی که میچ پا قادر نباشد در برابر نیروهای برهم زننده بزرگ تر، گشتاور مورد نیاز بازیابی تعادل را اعمال کند، برای حفظ تعادل از استراتژی ران بهره گرفته می شود. در این استراتژی حرکات مرکز ثقل بدن، با فلکشن و اکستنشن مفاصل ران و در نتیجه، فعالیت

عضلانی ناحیه پروگزیمال 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 سطح اتکا خارج شود، از استراتژی گام برداشتن و یا گرفتن استفاده می شود (۷).

نتایج تحقیقات حاکی از آن است که نشانه هایی از تغییرات مرتبط با سن در استراتژی های بازیابی تعادل وجود دارد که می تواند منجر به افزایش خطر زمین خوردن سالمندان شود (۸). در همین راستا، گزارش شده است که افراد مسن نسبت به جوان ترها بیش تر تمایل دارند که از استراتژی ران به جای استراتژی میچ پا استفاده کنند و همین عامل که مربوط به تغییرات تخریبی در مکانیزم های عصبی، عضلانی و یا اسکلتی می باشد، قادر است که ریسک زمین خوردن را در بین سالمندان افزایش دهد (۸).

به منظور شناسایی نارسایی های تعادل و اقدام در جهت رفع آن ها، تاکنون تحقیقات بسیاری در حیطه های مختلف علوم رفتاری و حرکتی صورت گرفته است. از این بین، تعدادی از مطالعات بر روی تأثیر تغییرات وضعیتی بدن بر کنترل پاسچر متمرکز شده است که مبین تأثیر منفی وضعیت بدنی غیرنرمال بر فرایند کنترل پاسچر است (۹-۱۱). بر همین اساس، بررسی دقیق آثاری که تغییر در وضعیت بدن و یا ناهنجاری های اسکلتی به ویژه در ناحیه ستون فقرات می تواند بر کنترل پاسچر افراد داشته باشد، همواره مورد توجه محققان بوده است. در بین ناهنجاری های ستون فقرات از نگاه بیومکانیکی، هایپرکایفوزیس یا انحنای بیش از حد ستون فقرات به عنوان یکی از مهم ترین ناهنجاری های مؤثر در مطالعه کنترل پاسچر به شمار می آید؛ چرا که در وضعیت ایستاده، بالاتنه تقریباً ۶۰ درصد از وزن کل بدن را تشکیل می دهد و کوچک ترین انحراف در این قسمت موجب جابه جایی مرکز جرم بدن به سمت جلو می شود (۹). بنابراین، با توجه به تمایل تنه افراد کایفوتیک

هایپرکایفوزیس در کاهش توانایی کنترل پاسچر افراد دارد و از طرفی نیز با توجه به تأثیری که این ناهنجاری در انتقال استراتژی‌های بازبایی تعادل از مچ پا به سمت ران دارد، برای اظهار نظر در مورد تأثیر سن بر استراتژی‌های بازبایی تعادل، می‌بایست به عدم‌ابتلای آزمودنی‌ها به ناهنجاری هایپرکایفوزیس توجه شود؛ چرا که احتمال ابتلای افراد مسن به این ناهنجاری به صورت طبیعی نیز وجود دارد.

با بررسی ادبیات پیشینه، مشاهده می‌شود در هیچ‌یک از تحقیقاتی که نشان داده‌اند استراتژی مچ پا در سالمندان به استراتژی ران تبدیل شده است، کایفوزیس نمونه‌ها به‌عنوان یک متغیر اثرگذار در نظر گرفته نشده است و چه‌بسا، همین عامل تفاوت بین سالمندان و جوانان باشد که باعث انتقال استراتژی مچ پا به سمت ران در بین جمعیت سالمندان شده است (۸، ۱۹-۱۶). لذا ضروری به نظر می‌رسد که تحقیقی با در نظر گرفتن تأثیر مسقیم ناهنجاری هایپرکایفوزیس بر استراتژی‌های بازبایی تعادل، بین دو گروه سنی جوانان و سالمندان صورت پذیرد تا با بررسی همزمان اثر سن و ناهنجاری هایپرکایفوزیس بر استراتژی‌های بازبایی تعادل، نتایج قابل‌اعتمادتری در راستای پیشگیری از زمین‌خوردن سالمندان و برنامه‌ریزی جهت بهبود توانایی‌های تعادلی این افراد حاصل شود.

روش بررسی

تحقیق حاضر یک تحقیق نیمه‌تجربی و از نوع مقایسه‌ای می‌باشد که آزمودنی‌های آن پس از ارزیابی‌های اولیه، از بین ۱۲۰ سالمند و جوان انتخاب شدند. بدین ترتیب، پس از ارزیابی‌های اولیه تعداد ۶۰ نفر از افراد موردبررسی، به‌عنوان آزمودنی‌های تحقیق انتخاب شدند و به‌صورت هدفمند در یکی از گروه‌های تحقیق قرار گرفتند.

گروه‌های موردبررسی در تحقیق حاضر متشکل از چهار گروه سالمندان کایفوتیک، سالمندان نرمال، جوانان کایفوتیک و جوانان نرمال می‌باشد. انتخاب آزمودنی‌ها به‌نحوی بود که گروه‌های تحقیق از نظر قد و وزن و

به‌سمت جلو در صفحه‌ی ساجیتال (سهمی)، مرکز جرم تنه نیز جلوتر از حد معمول قرار می‌گیرد و ضمن افزایش نوسانات پاسچری موجب افزایش خطر سقوط و آسیب‌دیدگی‌های ناشی از آن می‌شود (۱۲، ۱۳). در تحقیقات صورت‌گرفته روی افراد کایفوتیک گزارش‌هایی مبنی بر استفاده‌ی این افراد از یک سری مکانیزم‌های جبرانی جهت مقابله با نقص‌های تعادلی ارائه شده است. برای مثال بات^۱ و همکاران (۱۹۹۹) در تحقیقی نشان دادند که افراد کایفوتیک برای جبران تمایل مرکز جرم بدن به‌سمت جلو و نگهداری مرکز جرم بر روی سطح اتکا از مکانیزم‌های جبرانی مفصل اندام تحتانی استفاده می‌کنند (۱۰). در همین راستا، عنبریان و همکاران (۱۳۹۰) نیز در تحقیقی نشان دادند که استراتژی بازبایی تعادل بدن پس از اعمال یک اغتشاش بیرونی، تحت تأثیر دفورمیتی هایپرکایفوزیس قرار می‌گیرد، به‌طوری که این مکانیزم‌های جبرانی در افراد کایفوتیک در مقایسه با افراد نرمال، از مفصل مچ پا به‌سمت مفصل ران انتقال پیدا می‌کند (۹).

به‌طور عمومی، پذیرفته شده است که زاویه‌ی کایفوز پستی همزمان با افزایش سن پیشروی می‌کند و این افزایش قوس پستی به‌دلیل ضعف عضلات و رباط‌های نگهدارنده‌ی ستون فقرات پستی از یک طرف و فشرده‌شدن دیسک‌های بین مهره‌ای و همچنین استئوپروزیس مهره‌ها از طرف دیگر است که در کل با درد توأم می‌باشد (۱۴). در همین راستا نیسین^۲ (۲۰۰۸) در تحقیقی به‌بررسی تغییرات مهره‌های ستون فقرات در سنین مختلف پرداخت و به این نتیجه رسید که با افزایش سن، میانگین کایفوز پستی نمونه‌ها نیز افزایش می‌یابد (۱۵). بارتینسکی^۳ (۲۰۰۶) نیز در تحقیقی که روی نمونه‌های ۱۸ تا بالاتر از ۶۵ سال انجام داده بود، اظهار کرد که با افزایش سن، زاویه کایفوز به‌طور پیش‌رونده‌ای افزایش می‌یابد (۱۴). با توجه به مطالب ذکرشده در بالا و تأثیر مستقیمی که ناهنجاری

1. Bot

2. Nissinen

3. Bartinski

کش منعطف بر روی کاغذ ترسیم و نقاط T_2 و T_{12} در آن مشخص شد.

برای محاسبه زاویه کایفوز از روی شکل به دست آمده از خط کش منعطف، ابتدا نقاط T_2 و T_{12} با یک خط مستقیم به یکدیگر وصل و از عمیق ترین نقطه انحنا (۲۳)، خطی عمود به خط واصل T_2-T_{12} رسم گردید. این دو خط به ترتیب L و H نامیده شدند. آنگاه، پس از اندازه گیری خطوط L و H با خط کش میلی متری، مقادیر آنها در فرمول $\theta=4\text{ARCtan}(2H/L)$ گذاشته و میزان زاویه کایفوز پستی محاسبه شد. لازم به ذکر است که فرایند مذکور یک بار دیگر، پس از برداشتن لندمارکها از روی نشانه های استخوانی، تکرار و میانگین دو زاویه به دست آمده، به عنوان زاویه کایفوز هر آزمودنی ثبت گردید.

برای جمع آوری اطلاعات کینماتیکی از سیستم آنالیز حرکتی با شش دوربین پرسرعت استفاده شد. این سیستم دارای امکانات سخت افزاری و نرم افزاری برای به دست آوردن اطلاعات تصویری و پردازش آنهاست. لازم به ذکر است که قبل از شروع تست گیری، نسبت به کالیبره کردن این سیستم اقدام شد. برای اینکه حرکت آزمودنی برای دوربینها قابل شناسایی باشد، قبل از شروع آزمایش، پنج نشانگر رفلکسی کروی شکل به قطر نوزده میلی متر بر روی سمت راست بدن نصب گردید. نشانگرها، نقاط روشنی هستند که به وسیله دوربینها شناسایی می شوند. محل قرارگیری نشانگرها عبارت بودند از: زائده ASIS، تروکانتر بزرگ استخوان ران، اپی کندیل خارجی ران، قوزک خارجی پا و سر پنجمین استخوان کف پای. به این ترتیب، یک مدل دوبعدی چهار قطعه ای شامل پا، ساق، ران و لگن برای محاسبه تغییرات دامنه حرکتی و گشتاور مفاصل مچ پا و ران هنگام اغتشاش در صفحه ساجیتال تعریف شد (شکل ۱). مفصل مچ پا به عنوان زاویه بین پا و ساق در نظر گرفته شد، در حالی که مفصل ران به عنوان زاویه ایجاد شده بین ران و لگن منظور گردید.

شاخص توده بدنی مشابه باشند (جدول ۱). معیار گروه کایفوتیک، دارا بودن زاویه کایفوز برابر یا بیشتر از 40° درجه، نداشتن هایپرکایفوزیس ساختاری، نبود دفورمیتی در اندام تحتانی، نداشتن سابقه جراحی بر روی ستون فقرات و عدم ابتلا به بیماریها و اختلالات بینایی، دهلیزی و عصبی عضلانی بود (۹). گروه نرمال هم ضمن برخورداری از شرایط گروه کایفوتیک، تنها دارای زاویه انحنا ستون فقرات پستی کمتر از 40° درجه بودند. پیش از شروع اندازه گیریها، تمامی افراد از اهداف و چگونگی اجرای مراحل تحقیق آگاه شدند و در ادامه از آنها خواسته شد تا رضایت نامه کتبی شرکت در تحقیق را مطالعه و امضاء کنند. لازم به ذکر است که تحقیق حاضر، دارای تأییدیه کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی کرمان به شماره IR.KMU.REC.1394.598 می باشد.

برای اندازه گیری زاویه کایفوز، ابتدا آزمودنی بدون پوشش بالانته در وضعیت ایستاده قرار می گرفت و سپس دو نشانه استخوانی به عنوان نقاط ابتدایی و انتهایی قوس کایفوز سینه ای تعیین می شد که در تحقیق حاضر، به ترتیب از زوائد خاری مهره های T_2 و T_{12} استفاده شد (۲۲-۲۰). پس از مشخص شدن نشانه های استخوانی، از آزمودنی خواسته می شد تا به صورت کاملاً طبیعی و راحت در مقابل وسیله ای برای ثابت کردن ستون فقرات بایستد، به جلو نگاه کند و در حالی که پاها به اندازه 10 تا 15 سانتی متر از یکدیگر فاصله داشت و کاملاً برهنه بودند، وزنش را به طور یکسان بر روی دو پایش بیاندازد. در این حالت، 30° ثانیه صبر شد تا بدن فرد به وضعیت طبیعی و راحت خود برسد. در چنین شرایطی، خط کش منعطف در ناحیه کایفوز سینه ای فرد قرار داده می شد تا شکل قوس موجود را به خود بگیرد. پس از منعطف شدن خط کش منعطف بر روی ناحیه کایفوز، نقاطی از آن که در تماس با قسمت میانی لندمارکها بود، با ماژیک علامت زده شد و بدون آنکه تغییری در شکل خط کش منعطف صورت گیرد، از روی ستون فقرات به آرامی و با دقت برداشته و بر روی یک کاغذ مدرج گذاشته می شد. آنگاه، انحنا قسمت محدب خط

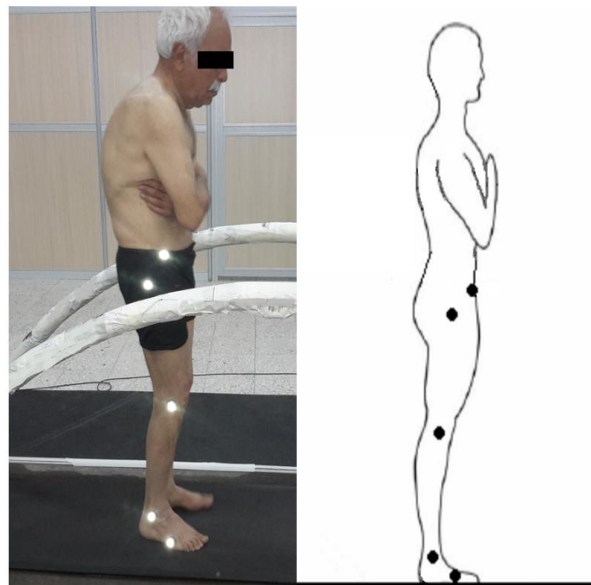
زمان حضور آزمودنی به حالت ثبات در محل انجام آزمایش در نظر گرفته می‌شد.

آزمودنی سه بار حرکت را انجام می‌داد که به منظور انجام محاسبات و بررسی متغیرها، میانگین سه تکرار مورد ارزیابی قرار گرفت. لازم به ذکر است که محل استقرار آزمودنی‌ها با توجه به محل قرارگیری پاها به عهده خود آزمودنی بود تا وضعیت معمول و راحت خویش را برگزینند. در ضمن، فاصله زمانی ۳۰ ثانیه، به عنوان زمان استراحت بین هر تکرار در نظر گرفته می‌شد. در نهایت، اطلاعات ثبت شده از نرم افزار به صورت فایل اکسل استخراج شده و به منظور محاسبه تغییرات کینماتیک صورت گرفته در مفاصل مچ پا و ران مورد بررسی‌های بعدی قرار گرفت.

در نهایت، پس از جمع‌آوری اطلاعات، داده‌های مربوط به ویژگی‌های آزمودنی‌ها و همچنین، متغیرهای تحقیق در دو بخش آمار توصیفی و استنباطی و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. از آنجا که آزمون Shapiro-Wilk نشان داد که توزیع متغیرهای مورد سنجش به صورت نرمال است، از آزمون تحلیل واریانس یک طرفه ($p < 0/05$) برای مقایسه دامنه تغییرات مفصلی در گروه‌های مورد تحقیق استفاده شد. پس از انجام آزمون تحلیل واریانس یک طرفه، در هر مورد که اختلاف معنادار بود، آزمون تعقیبی توکی انجام گرفت. لازم به ذکر است که در تمام آزمون‌های آماری تحقیق حاضر، $P < 0/05$ به عنوان حداقل سطح معنادار بودن اختلاف بین گروه‌های آزمایش در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

اطلاعات جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها در جدول شماره ۱ ارائه شده است. اطلاعات مربوط به نوسانات دامنه حرکتی مفاصل مچ پا و ران آزمودنی‌ها پس از اعمال اغتشاش نیز در جدول شماره ۲ نشان داده شده است.



شکل ۱. محل اتصال نشانگرهای رفلکسی روی بدن

برای شروع آزمایش می‌بایست هر آزمودنی با پای برهنه و در حالی که بازوهایش به صورت ضربدری روی سینه قرار گرفته و طرف راست بدنش به سمت دوربین‌ها قرار دارد، روی تردمیل بایستد. پس از اینکه هر آزمودنی به حالت ثبات در محل انجام آزمایش رسید، اعمال آشفتنگی از طریق حرکت کردن ناگهانی دستگاه تردمیل صورت می‌گرفت. در حقیقت بدون دادن آگاهی به آزمودنی، نوارگردان شروع به حرکت کرده و آشفتنگی در جهت قدیمی به پاسچر فرد اعمال می‌شد. سرعت حرکت اولیه تردمیل بر اساس طرح پیلوت برای تمامی آزمودنی‌ها ۱/۱ متر بر ثانیه تنظیم شده بود که موجب جابه‌جایی ۴۰ سانتی‌متری نوارگردان می‌شد. آزمودنی برای مقابله با بی‌ثباتی ایجاد شده در اثر اعمال آشفتنگی، در صدد تنظیم تعادل و ثبات بدن و بازگشت به وضعیت پیش از اعمال اغتشاش بر می‌آمد. از آزمودنی‌ها خواسته می‌شد که بدون گام برداشتن با اغتشاش ایجاد شده مقابله کنند و در صورت جابه‌جایی پاها حرکت تکرار می‌شد. دوربین‌ها به مدت ۵ ثانیه (۲۴) دامنه حرکتی مفاصل و اندام‌های چهارگانه بدن را که با نشانگر مشخص شده‌اند، ثبت می‌کردند. شروع ثبت اطلاعات از

جدول ۱. اطلاعات مربوط به خصوصیات جمعیت‌شناسی آزمودنی‌ها (SD ± میانگین)

درجه کایفوز	BMI	وزن	قد	سن	
۴/۵۶۶ ± ۵۱/۰۶۵	۲/۹۴۲ ± ۲۴/۹۲۰	۸/۶۷۳ ± ۷۰/۸۱۳	۵/۶۷۹ ± ۱۶۸/۶۳	۳/۷۳۷ ± ۶۵/۳۱	سالمندان کایفوتیک
۵/۲۶۴ ± ۳۰/۸۸۷	۲/۰۲۲ ± ۲۴/۳۷۱	۶/۹۳۳ ± ۷۰/۹۲۹	۴/۷۸۱ ± ۱۶۹/۶۴	۳/۰۳۱ ± ۶۳/۵۷	سالمندان نرمال
۳/۶۷۹ ± ۴۹/۷۲۴	۴/۵۵۶ ± ۲۳/۵۰۳	۱۲/۶۱۴ ± ۶۸/۸۶۷	۹/۴۷۸ ± ۱۷۱/۵۳	۱/۷۵۱ ± ۲۳/۷۳	جوانان کایفوتیک
۴/۰۳۴ ± ۳۲/۲۳۸	۴/۳۵۴ ± ۲۳/۳۰۳	۱۱/۵۶۶ ± ۶۹/۰۶۷	۹/۰۸۵ ± ۱۷۲/۶۰	۱/۱۷۵ ± ۲۴/۳۳	جوانان سالم

جدول ۲. دامنه نوسانات مفاصل مچ پا و ران پس از اعمال اغتشاش (بر حسب درجه SD ± میانگین)

نوسانات مفصل ران	نوسانات مچ پا	
۲/۰۵۳ ± ۷/۲۵۷	۲/۴۶۹ ± ۵/۳۳۵	سالمندان کایفوتیک
۲/۲۴۲ ± ۶/۳۰۳	۲/۵۱۳ ± ۵/۱۰۸	سالمندان نرمال
۱/۴۲۰ ± ۲/۴۹۵	۰/۷۱۱ ± ۳/۱۴۱	جوانان کایفوتیک
۰/۹۸۰ ± ۱/۸۹۸	۰/۷۰۱ ± ۲/۸۳۷	جوانان نرمال

و نرمال با گروه جوانان کایفوتیک و نرمال تفاوت معنی‌داری وجود دارد؛ در حالی که بین گروه سالمندان کایفوتیک با سالمندان نرمال و همچنین بین گروه جوانان کایفوتیک با جوانان نرمال تفاوت معنی‌داری وجود ندارد. علاوه بر این، مشخص شد که تعامل بین سن و کایفوز در میزان نوسانات مفصل مچ پا و ران تأثیر معناداری نداشته و اثر متقابل معنی‌داری بین این متغیرها مشاهده نشد. نتایج آزمون تحلیل واریانس دوطرفه در جدول شماره ۳ نشان داده شده است.

به‌منظور مقایسه دامنه نوسانات مفاصل مچ پا و ران در گروه‌های موردبررسی از آزمون تحلیل واریانس دوطرفه استفاده شد که نتایج این آزمون نشان داد بین نوسانات مفصل مچ پا و ران در گروه‌های سالمند و جوان اختلاف معنی‌داری وجود دارد ($p < 0/05$). نتایج همچنین نشان داد که بین نوسانات مفصل مچ پا و ران آزمودنی‌ها در دو گروه کایفوتیک و غیرکایفوتیک اختلاف معنی‌داری وجود ندارد. بر این اساس، به‌نظر می‌رسد که در هر دو مفصل مچ پا و ران، بین دامنه نوسانات صورت‌گرفته در گروه‌های سالمندان کایفوتیک

جدول ۳. مقایسه دامنه نوسانات مفصل مچ پا و ران (بر حسب درجه) بین گروه‌ها با استفاده از تحلیل واریانس دوطرفه

P	F	مجذور میانگین	درجه آزادی	مجموع مجذورات	گروه	
۰/۰۰۱*	۲۲/۲۷۰	۷۴/۵۹۹	۱	۷۴/۵۹۹	سن	مفصل مچ
۰/۵۷۷	۰/۳۱۵	۱/۰۵۵	۱	۱/۰۵۵	کایفوز	
۰/۹۳۵	۰/۰۰۷	۰/۰۲۲	۱	۰/۰۲۲	سن * کایفوز	
		۳/۳۵۰	۵۶	۱۸۷/۵۸۳	خطا	
			۶۰	۱۲۷۷/۳۶۱	کل	
۰/۰۰۱*	۱۰۳/۳۵۶	۳۱۴/۴۶۴	۱	۳۱۴/۴۶۴	سن	مفصل ران
۰/۰۹۱	۲/۹۵۸	۸/۹۹۸	۱	۸/۹۹۸	کایفوز	
۰/۶۹۴	۰/۱۵۶	۰/۴۷۵	۱	۰/۴۷۵	سن * کایفوز	
		۳/۰۴۳	۵۶	۱۷۰/۳۸۲	خطا	
			۶۰	۱۷۱۶/۹۱۰	کل	

* معنی‌داری در سطح ۰/۰۵

بحث

ثبت کردند (۸). نتایج این تحقیق نشان داد که سالمندان دارای جابه‌جایی مرکز ثقل بیشتر، فعالیت الکترومیوگرافی بالاتر و همچنین، حرکات مفصلی بزرگتری نسبت به جوانان هستند. در این تحقیق همچنین نشان داده شد که سالمندان برای بازیابی تعادل در مقایسه با جوانان، بیشتر متکی به استراتژی ران هستند که به‌نظر می‌رسد همین امر را می‌توان به‌عنوان یک ریسک‌فاکتور سقوط در مواجهه با اغتشاشات بیرونی برای سالمندان در نظر گرفت (۸). در همین راستا فوجیموتو^۳ و همکاران (۲۰۱۳) که در تحقیقی به بررسی استراتژی‌های بازیابی تعادل سالمندان و جوانان پرداخته بودند، گزارش کردند که قدرت عضلات دورسی فلکسور سالمندان به‌مراتب کمتر از جوانان است (۱۸). از طرفی نیز مشخص شد که اکثر سالمندان زمانی که بعد از اغتشاش به Heel Raise می‌رسیدند، قادر به بازگرداندن وضعیت تعادلی با استفاده از استراتژی میچ پا نبودند و از گام‌برداری برای رسیدن به ثبات مجدد استفاده می‌کردند. این در حالی بود که اکثر جوانان قادر بودند بعد از آنکه پاشنه‌هایشان به‌خاطر اغتشاش از زمین جدا شد و روی انگشتان قرار گرفته بودند، بدون گام‌برداری مجدداً به‌حالت ثبات برگردند. در نهایت، محققان گزارش کردند که ضعف عضلات دورسی فلکسور در سالمندان یکی از عواملی است که منجر به تغییر در استراتژی‌های مورداستفاده جهت بازیابی تعادل شده است (۱۸). ماکئی^۴ و همکاران (۲۰۰۶) نیز گزارش کردند که سرعت عکس‌العمل پایین‌تر سالمندان نسبت به جوانان موجب واکنش کندتری برای مقابله با اغتشاشات خارجی شده است و پیش از آنکه سالمندان بتوانند توسط استراتژی میچ پا به حفظ تعادل پردازند، مرکز ثقلشان از مرکز سطح اتکا فاصله‌گرفته و ناگزیر برای بازگشت به‌حالت تعادل می‌بایست از نوسانات مفاصل بالاتر کمک بگیرند (۱۶). با توجه به گزارشات

با توجه به هدف کلی، نتایج تحقیق حاضر نشان داد که هنگام اعمال اغتشاش در صفحه ساجیتال، میزان نوسانات دامنه حرکتی مفاصل میچ پا و ران افراد سالمند به‌شکل معنی‌داری بزرگ‌تر از جوانان است ($P < 0.001$). این نتایج به‌نوعی بیانگر ضعف عملکرد تعادلی سالمندان در مقایسه با جوانان است به‌طوری که در مواجهه با یک اغتشاش یکسان، جوانان قادرند که با ایجاد نوسانات کوچک‌تری در مفاصل میچ پا و ران به حفظ تعادل پردازند؛ در حالی که سالمندان می‌بایست از حرکات بزرگ‌تری در مفاصل مذکور برای مقابله با اغتشاش ایجادشده استفاده کنند. از طرفی، همانطور که در جدول ۲ مشاهده می‌شود، نتایج تحقیق حاضر نشان داد که حفظ تعادل سالمندان اغلب توسط نوسانات مفصل ران در صورت می‌پذیرد، به‌طوری که نوسانات مفصل ران در هر دو گروه سالمندان کایفوتیک و نرمال، بزرگ‌تر از مفصل میچ پا است. این در حالیست که جوانان برای حفظ تعادل در مواجهه با اغتشاشات بیرونی و شتاب ناگهانی در سطح ساجیتال عمدتاً به نوسانات مفصل میچ پا متکی هستند و دامنه حرکتی میچ پا در هر دو گروه جوانان کایفوتیک و نرمال، بزرگ‌تر از مفصل ران می‌باشد. یافته‌های این تحقیق همسو با گزارشات *ماتسدا*^۱ و همکاران است که در سال ۲۰۱۵ به بررسی و مقایسه تعادل افراد جوان و سالمند پرداختند (۱۷). اطلاعات الکترومیوگرافی ثبت‌شده در تحقیق مذکور نشان داد که سالمندان تمایل دارند برای بازیابی تعادل از فعالیت عضلات موجود در اطراف مفاصل بالاتری استفاده کنند و اکتیویتی عضلات میچ پای این افراد در مقایسه با جوانان کمتر است (۱۷). در تحقیق مشابهی *امیریدیس*^۲ و همکاران نیز در سال ۲۰۰۳ به بررسی و مقایسه کنترل تعادل جوانان و سالمندان پرداختند و تغییرات مرکز ثقل، فعالیت‌های الکترومیوگرافی و همچنین اطلاعات کینماتیک آزمودنی‌ها را حین تست‌های تعادلی ایستا

³. Fujimoto

⁴. Mackey

¹. Maeda

². Amiridis

پیشین که بیان می‌دارند مفاصل نزدیک به سطح اتکا مشارکت‌کنندگان، اصلی در حفظ تعادل محسوب می‌شوند (۲۵، ۲۶)، به نظر می‌رسد که جوانان قادرند از طریق مفصل نزدیک به سطح اتکا بر آشفستگی پاسچرال خارجی غلبه کرده و تعادل خویش را حفظ کنند، در حالی که سالمندان بیشتر از استراتژی مفصل ران بهره می‌برند. برخورداری از این توانایی جوانان در قیاس با سالمندان می‌تواند حاکی از قابلیت بیشتر جوانان در بازیابی تعادل بدن پس از مواجهه با شتاب ناگهانی خارجی به بدن باشد. همان‌طور که پیش‌تر هم اشاره شد، همین توانایی بالاتر جوانان در بازیابی تعادل می‌تواند توجیه مناسبی برای نوسانات دامنه حرکتی کوچک‌تر مفاصل میچ پا و ران این افراد در مقایسه با سالمندان باشد. به‌طور کلی و بر اساس گزارشات پیشین، به نظر می‌رسد که تفاوت‌های موجود در توانایی بازیابی تعادل بین جوانان و سالمندان، به متغیرهای وابسته به قدرت و سرعت عکس‌العمل آزمودنی‌ها مرتبط باشد و بر همین اساس، توصیه شده است که برنامه‌های تمرینی که برای پیشگیری از زمین‌خوردن سالمندان طراحی شده است، می‌بایست علاوه بر تمرینات قدرتی، شامل تمرینات تعادلی و چابکی هم باشد (۱۶).

نتایج تحقیق حاضر همچنین، نشان داد که میزان نوسانات دامنه حرکتی در مفاصل میچ پا و ران افراد مبتلا به هایپرکایفوزیس در مقایسه با افراد نرمال تا حدودی بیشتر است که این رابطه در هر دو گروه سنی جوانان و سالمندان برقرار است. در همین راستا مختاری (۱۳۸۶) در بررسی زوایای مفاصل میچ پا و ران افراد مبتلا به هایپرکایفوزیس در حالت ایستاده در مقایسه با گروه کنترل، نتایج نسبتاً مشابهی را با تحقیق حاضر گزارش کرده بود (۱۱). در تحقیق مختاری گزارش شد که اختلاف زوایای مفاصل افراد کایفوتیک احتمالاً مربوط به مکانیزم‌های جبرانی مفاصل پایین‌تنه برای جبران تمایل مرکز جرم به سمت جلو و نگهداری مرکز جرم روی سطح اتکاست (۱۱). این شرایط در تحقیق حاضر نیز دیده شد. یافته‌های این تحقیق در مورد تغییرات و

نوسانات زاویه‌ای اندام‌های مختلف بدن نسبت به محور X نشان داد که تغییرات و نوسانات زاویه‌ای در هر دو مفصل مورد بررسی، بعد از اعمال اغتشاش در گروه کایفوتیک، بیشتر از گروه نرمال بوده است، هر چند که این اختلاف‌ها از نظر آماری معنادار نبود ($P > 0.05$). شاید این مسئله نشان‌دهنده این مطلب باشد که افراد کایفوتیک، توانایی کمتری در کنترل پاسچر و برگشت به حالت تعادل پس از ایجاد اغتشاش در سطح ساجیتال دارند. این یافته‌ها با مفاهیم ارائه‌شده توسط بات و همکاران (۱۹۹۹) مبنی بر روی آوردن افراد با عارضه هایپرکایفوزیس به مکانیزم‌های جبرانی در مفاصل اندام تحتانی همخوانی دارد (۱۰). توضیح اینکه در زمان بی‌ثباتی بیشتر، به سبب افزایش آشفستگی و اغتشاش، افراد کایفوتیک برای حفظ تعادل‌شان، بیشتر به مکانیزم‌های جبرانی روی می‌آورند. در افراد کایفوتیک به دلیل دفورمیتی ستون فقرات در سطح ساجیتال، مرکز جرم بدن نسبت به حالت طبیعی، به طرف جلو و پایین تغییر مکان پیدا می‌کند و به تبع آن، بی‌ثباتی در تعادل به وجود می‌آید. این بی‌ثباتی در پاسچر با اعمال اغتشاش بیرونی، شدیدتر می‌شود. به منظور برگرداندن مرکز جرم بدن به حالت پیش از اعمال آشفستگی و حفظ تعادل، فرد مجبور به ایجاد فلکشن در مفاصل ران و زانو و همچنین پلنتار فلکشن میچ پا در قالب مکانیزم جبرانی می‌شود (۱۰). در توضیح این مطلب به نظر می‌رسد که هنگام نوسان بدن به طرف جلو، در اغتشاش ایجاد شده، بلافاصله عضلات خلفی ساق و به ویژه دوقلو فعال می‌شوند تا بر اغتشاش حاصله غلبه کنند (۲۷)؛ 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 خم می‌شود تا مانع سقوط شود (۲۸). البته همان‌طور که اشاره شد، اختلاف موجود بین گروه‌های کایفوتیک و نرمال در تحقیق حاضر معنی‌دار نمی‌باشد و بسیار محدود به نظر می‌رسد که با یافته‌های برخی محققان در این زمینه تا حدودی

از تحقیق اشاره کرد که می‌تواند قابلیت تعمیم‌یافته‌ها به این افراد را محدود کند. همچنین، در تحقیق حاضر شرایط روحی و روانی آزمودنی‌ها کنترل نشد که می‌تواند تا حدودی بر نتایج تحقیق اثرگذار باشد.

نتیجه‌گیری

به‌طور کلی، یافته‌های تحقیق حاضر نشان داد که پس از اعمال اغتشاش به پاسچر افراد، گروه‌های مختلف جوانان و سالمندان از مکانیزم‌ها و پاسخ‌های متفاوتی برای بازگشت به حالت تعادل استفاده می‌کنند. این نتایج حاکی از آن بود که با وجود تشابه در الگوی کینماتیکی برگشت به حالت تعادل، افراد سالمند دارای نوسانات بزرگ‌تری در مفاصل ران و مچ پای خود بودند که بیانگر ضعف عملکرد تعادلی این گروه در مقایسه با جوانان است. یافته‌ها همچنین نشان داد که بازیابی تعادل در سالمندان عمدتاً از طریق استراتژی ران و در جوانان عمدتاً از طریق استراتژی مچ‌پا صورت می‌گیرد که البته این تغییرات در استراتژی‌های تعادلی سالمندان تحت‌تأثیر افزایش طبیعی زاویه کایفوز در اثر افزایش سن قرار نگرفته و به‌نظر می‌رسد که افزایش طبیعی زاویه کایفوز در اثر سالمندی را نمی‌توان به‌عنوان یک ریسک‌فاکتور جدی برای تغییر در استراتژی‌های بازیابی تعادل و افزایش احتمال سقوط در مواجهه با اغتشاشات بیرونی برای این افراد در نظر گرفت.

تشکر و قدردانی

تحقیق حاضر برگرفته از پایان‌نامه دکتری در رشته آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه شهیدباهنر کرمان می‌باشد. بدین وسیله از تمامی عزیزانی که جهت اجرای این تحقیق مساعدت و همکاری داشتند کمال تشکر و سپاسگزاری را داریم.

منابع

1. Frändin K, Sonn U, Svantesson U, Grimby G. Functional balance tests in 76-year-olds in relation to performance, activities of daily living and platform tests. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 1995; 27 (4): 231-241.

مغایرت دارد (۹). بررسی زوایای مفصلی در تحقیق عنبریان و همکاران (۱۳۹۰) که با نصب نشان‌گرهایی روی زائده آکرومیون، تروکانتر بزرگ استخوان ران، اپی‌کندیل خارجی استخوان ران، قوزک خارجی و همچنین سر متاتارس پنجم و با استفاده از سیستم آنالیز حرکت صورت گرفته بود، نشان داد که نوسانات دامنه حرکتی مفصل ران افراد کایفوتیک به‌شکل معنی‌داری بیشتر از افراد نرمال است (۹). لازم به ذکر است که اعمال اغتشاش در تحقیق عنبریان و همکاران از قسمت بالاتنه و به‌صورت رهاکردن وزنه انجام شده بود، در حالی که در تحقیق حاضر و مشابه با منابع موجود در زمینه بررسی استراتژی‌های بازیابی تعادل (۱۷-۱۹)، اعمال اغتشاش از طریق حرکت دادن سطح زیر پای آزمودنی‌ها توسط تردمیل صورت پذیرفت و همین عامل می‌تواند دلیلی برای تفاوت در معنی‌داری نتایج دو تحقیق باشد. به‌نظر می‌رسد که ناهنجاری‌های موجود در ستون فقرات آزمودنی‌ها، با وجود اینکه می‌تواند تا حدودی در افزایش نوسانات دامنه حرکتی مفاصل نقش داشته باشد؛ ولی اختلاف معنی‌داری را سبب نمی‌شود. با این وجود اغتشاش صورت‌گرفته در ناحیه بالاتنه که در تحقیق عنبریان اعمال شده است، احتمالاً موجب افزایش تأثیر ناهنجاری و اغراق در اندازه اثر آن شده است که منجر به اختلاف معنی‌دار در نوسانات دامنه حرکتی مفصل ران آزمودنی‌های کایفوتیک و نرمال در تحقیق مذکور شده است.

در نهایت، باید خاطر نشان کرد که در استفاده از نتایج به‌دست‌آمده از تحقیق حاضر می‌بایست به محدودیت‌های آن نیز توجه ویژه‌ای شود. از جمله محدودیت‌های موجود در این تحقیق می‌توان به خروج سالمندان دارای نارسایی‌های عصبی، عضلانی و اسکلتی

2. Bernier JN, Perrin DH. Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1998; 27 (4): 264-275.

3. Shumway – Cook A, Woollacott M: Motor Control, translating research into clinical practice. Baltimor: Lippincott, William & Wilkins. 2007; 3-21.
4. Horak FB, Macpherson JM. Postural Orientation and Equilibrium. *Comprehensive Physiology*. 2011; 255-292.
5. Maki BE, McIlroy WE. The role of limb movements in maintaining upright stance: the “change-in-support” strategy. *Physical Therapy*. 1997; 77 (5): 488-507.
6. Nashner LM. Physiology of balance, with special reference to healthy elderly. In: *Gait disorder of aging: falls and therapeutic strategies*. Masdeu JC, Sudar-sky L, Wolfson L. Philadelphia, Lippincott-Raven. 1997; 37-53.
7. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movement: adaptation to altered support surface configurations. *Journal of Neurophysiology*. 1986; 35: 1369-1381.
8. Amiridis IG, Hatzitaki V, Arabatzi F. Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neuroscience Letters*. 2003; 350 (3): 137-140.
9. Anbarian M, Zareei P, Yalfani A, Mokhtary M. The balance recovery mechanism following a sudden external anterior-posterior perturbation in individuals with Kyphosis. *Journal of Sports Medicine*. 2010; 2 (4): 115-32 (Persian).
10. Bot SD, Caspers M, Van Royen MC, Toussain HM, Kingma I. Biomechanical analysis of posture in patients with spinal kyphosis due to ankylosing spondylitis: Pilot study. *Rheumatology*. 1999; 38 (5): 441-443.
11. Anbarian M, Mokhtari M, Zareie P, Yalfani A. A Comparison of postural control characteristics between subjects with kyphosis and controls. *Journal of Hamadan University of Medical Sciences*. 2010; 16 (4): 53-60 (Persian).
12. Regolin F, Carvalho GA. Relationship between thoracic kyphosis, bone mineral density, and postural control in elderly women. *Brazilian Journal of Physical Therapy*. 2010; 14 (6): 464-9.
13. Sinaki M, Brey RH, Hughes CA, Larson DR, Kaufman KR. Balance disorder and increased risk of falls in osteoporosis and kyphosis: significance of kyphotic posture and muscle strength. *Osteoporosis International*. 2005; 16 (8):1004-10.
14. Bartynskia WS, Hellera MT, Grahovaca SZ, Rothfusa WE, Kurs-Laskyby M. Sever thoracic kyphosis in the older patient in the absence of vertebral fracture: association of extreme curve with age. *American Journal of Neuroradiol*. 2005; 26 (8): 2077-85.
15. Nissinen M. Spinal posture during pubertal growth. *Acta Paediatrica*. 2008; 84 (3): 308-12.
16. Mackey DC, Robinovitch SN. Mechanisms underlying age-related differences in ability to recover balance with the ankle strategy. *Gait and Posture*. 2006; 23 (1): 59-68.
17. Maeda Y, Tanaka T, Nakajima Y, Miyasaka T, Izumi T, Kato N. Age-related Changes in Dynamic Postural Control Ability in the Presence of Sensory Perturbation. *Journal of Medical and Biological Engineering*. 2015; 35 (1): 86-93.
18. Fujimoto M, Hsu WL, Woollacott MH, Chou LS. Ankle dorsiflexor strength relates to the ability to restore balance during a backward support surface translation. *Gait and Posture*. 2013; 38 (4): 812-817.
19. Manchester D, Woollacott M, Zederbauer-Hylton N, Marin O. Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. *Journal of Gerontol*. 1989; 44 (4): 118-127.
20. Lndon KM, Li AM, Bibershtein S. Interrater and intrarater reliability in the measurement of kyphosis in postmenopausal women with osteoporosis. *Spine*. 1998; 23 (18): 1978-85.
21. Arnold CM, Beatty B, Harrison EL, Olszynski W. The reliability of five clinical postural alignment measures for women with osteoporosis. *Physiotherapy Canada*. 2000; 2: 286-94.
22. Khakhali-Zavieh M, Parnian-Pour M, Karimi H, Mobini B, Kazem-Nezhad A. The Validity and Reliability of Measurement of Thoracic Kyphosis Using Flexible Ruler in Postural Hyper Kyphotic Patients. *Journal of Rehabilitation*. 2003; 4 (3): 18-23 (Persian).
23. Seidi F, Rajabi R, Ebrahimi E, Alizadeh MH, Daneshmandi H. The Effect of a 10-Week Selected Corrective Exercise Program on Postural Thoracic Kyphosis Deformity. *Sport Medicine*. 2013; 5 (10): 5-22 (Persian).
24. Hsiao-Wecksler ET, Katdare K, Maston J, Liu W, Lipsitz LA, Collins JJ. Predicting the dynamic postural control response from quiet-stance behavior in elderly adults. *Journal of Biomechanics*. 2003; 36 (9): 1327-1333.
25. Kerwin DG, Trewartha G. Strategies for maintaining a handstand in the anterior posterior direction. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2001; 33 (7): 1182-1188.
26. Wilson EL, Madigan ML, Davidson BS. Postural strategy changes with fatigue of the lumbar extensor muscles. *Gait and Posture*. 2006; 23 (3): 348-354.
27. Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor control: Theory and practical application*. 2nd ed. Alphen aan den Rijn, Wolters Kluwer Company. 2000.
28. Winter DA. Human Balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*. 1995; 3:193-124.

The effect of hyperkyphosis on balance recovery strategy of young and old people in response to sudden perturbations

Ramin Beyranvand*, Mansour Sahebozamani, Abdolhamid Daneshjoo

Department of Sport Injury and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education & Sport Sciences, Shahid Bahonar University, Kerman, Iran.

* Corresponding author e-mail: Ramin_Beyranvand@yahoo.com

Abstract

Background and Objective: Change in balance recovery strategy is one of the risk factors for falls in the elderly. The aim of this study was to answer the question whether the transfer of balance recovery strategy from ankle to hip joint in elderly is affected by natural increase of kyphosis with aging or not.

Materials and Methods: In this study, 60 men were randomly selected and classified in four groups: the kyphotic elderly, normal elderly, kyphotic youth and normal youth (respectively with a mean age of 65.3 ± 3.7 , 63.5 ± 3.1 , 23.7 ± 1.7 & 24.3 ± 1.1 years). For assessment of the balance recovery strategy, perturbation was done through sudden movement of the treadmill. Range of motion (ROM) of the ankle and hip joint of subjects were recorded by a motion analysis system when perturbation was done. The significance level was considered $p < 0/05$.

Results: Data analysis showed that ROM of the ankle is transferred to hip joint in elderly compared to young people ($p < 0/05$). The results also showed that despite the increased ROM in hyperkyphotic people (from 5% to 24%), this increase in both young and elderly people were not significant ($p > 0/05$).

Conclusion: In general, it can be said that elderly had mainly hip dominant strategy and youth had mainly ankle dominant strategy for balance recovery. On the other hand, it seems that the changes in balance recovery strategies of older people is not affected by the natural increase of kyphosis angle due to aging and it is affected by other factors.

Keywords: Kyphosis, Postural control, Elderly, Young