

Effect of walking speed on Inter-Segmental Coordination in Elderly People with and without a History of Falling

Ghanavati T¹, Mehravar M², Karimi N³, Salavati M⁴, Negahban H⁵

Abstract

Purpose: Knowledge about inter-segmental coordination (ISC) during challenging walking conditions provides insight into the adaptability of central nervous system for controlling human gait. Particularly, this is an important issue in elderly people who are a large population of the society and are at risk of multiple falls while walking. The aim of our study was to evaluate the effects of speed of walking on variability and phase dynamics of inter-segmental coordination in elderly people with and without a history of falls.

Methods: Twenty non-faller and 12 faller people participated in this study. They were asked to perform three walking trials on a treadmill, including walking at three paces (preferred, slower and faster). Deviation phase (DP) and mean absolute relative phase (MARF) values (indicators of variability and phase dynamic of ISC, respectively) were calculated.

Results: The results showed that the main effects of walking speed were significant on pelvis-thigh, thigh-shank and shank-foot DPs. DP values were significantly higher during slower walking speed compared to preferred and fast walking speeds ($p < 0.05$). Furthermore, the main effects of walking speed were significant on the aforementioned ISC relationships, where MARFs of thigh-shank and shank-foot ISC were significantly higher during slower walking speed compared to fast walking speeds ($p < 0.05$).

Conclusion: Our findings indicated that aging leads to increased ISC while falling and faster walking could result in a decreased ISC variability. Furthermore, falling and faster walking could make the dynamic of ISC more in-phase which may be a possible strategy to reduce the control effort by the controller system.

Keywords: Walking speed, Inter-segmental coordination, Aging, Falling, Continuous relative phase

Received: 2016.12.06; Accepted: 2017.10.09

تاثیر سرعت راه رفتن بر هم‌آهنگی بین‌سگمانی در سالمندان با و بدون سابقه زمین خوردن

تبسم قنواتی^۱، محمد مهرآور^۲، نورالدین کریمی^۳، مهیار صلواتی^۴، حسین نگهبان^۵

هدف: کسب دانش درباره هم‌آهنگی بین‌سگمانی حین شرایط چالش‌برانگیز راه رفتن، می‌تواند نگاه ما نسبت به چگونگی سازگاری سیستم عصبی مرکزی در کنترل راه رفتن انسان را عمیق‌تر نماید. این امر در جامعه رو به فزونی سالمندان که در معرض زمین خوردن های متعدد حین راه رفتن هستند، اهمیت ویژه‌ای می‌یابد. لذا، هدف از این مطالعه بررسی تاثیر سرعت راه رفتن بر تغییرپذیری و دینامیک فاز هم‌آهنگی درون‌اندومی در سالمندان با و بدون سابقه زمین خوردن بود.

روش بررسی: ۲۰ سالمند با سابقه زمین خوردن و ۱۲ سالمند بدون سابقه زمین خوردن در این مطالعه مورد-شاهدی شرکت کردند. از ایشان خواسته شد که ۳ تکلیف راه رفتن بر روی تردمیل شامل راه رفتن با سرعت های کند، دلخواه و تند را انجام دهند. مقادیر فاز انحراف (Deviation Phases; DP) و میانگین مطلق فاز نسبی (Mean Absolute Relative Phase; MARF) که به ترتیب بیانگر تغییرپذیری و دینامیک فاز هم‌آهنگی درون‌اندومی بودند برای هر یک از این شرایط محاسبه گردید.

یافته‌ها: نتایج نشان دادند که اثر اصلی سرعت راه رفتن بر (DP) هم‌آهنگی بین‌سگمانی های لگن-ران، ران-ساق و ساق-پا معنی‌دار بود. مقادیر (DP) در راه رفتن آهسته به طور معنی داری بیشتر از راه رفتن با سرعت های دلخواه و کند بود.

($p < 0.05$). همچنین اثر سرعت بر (MARP) هم‌آهنگی نیز در تمامی سگمان‌های مذکور معنی دار بوده و مقادیر آن برای روابط بین‌سگمانی ساق-پا و ران-ساق در سرعت کند به طور قابل ملاحظه‌ای بیشتر از سرعت تند راه رفتن بود ($p < 0.05$).

نتیجه‌گیری: مطالعه‌ی ما نشان داد که سابقه زمین‌خوردن و افزایش سرعت راه رفتن، تغییرپذیری هم‌آهنگی بین‌سگمانی را کاهش می‌دهند. به علاوه سابقه زمین‌خوردن و راه رفتن سریع، دینامیک هم‌آهنگی را به سمت هم‌فازتر شدن سوق می‌دهند که گمان می‌شود سازوکاری برای کاهش تلاش کنترلی توسط سیستم کنترل‌گر باشد.

کلمات کلیدی: سرعت راه رفتن، هم‌آهنگی بین‌سگمانی، سالمندی، زمین‌خوردن، فاز نسبی پیوسته

نویسنده مسئول: تبسم قنواتی، tbsm.gh@gmail.com

آدرس: تبریز، کوی ولیعصر، توابع شمالی، نرسیده به گلپارک، دانشکده توانبخشی

۱- استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز، ایران

۲- کارشناس ارشد، مربی مرکز تحقیقات توانبخشی عضلانی - اسکلتی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران

۳- استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران

۴- استاد گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران

۵- استاد گروه فیزیوتراپی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

مقدمه

راه رفتن به چشم می‌خورد. نتایج مطالعات پیشین در زمینه راه رفتن سالمندان بیانگر کند شدن سرعت راه رفتن، کاهش تعداد گام‌ها در دقیقه، کاهش طول گام، افزایش تغییرپذیری (Variability) طول گام، افزایش زمان مرحله استنس (Stance)، کوتاه شدن زمان نسبی سوینگ (Swing)، افت شدید دامنه‌ی حرکتی، گشتاور و توان در مفاصل اندام تحتانی، و افزایش تیلت (Tilt) قدامی لگن می‌باشند (۲۲-۲۸، ۵، ۷، ۴).

چنین به نظر می‌رسد که بیشتر مطالعاتی که در زمینه بیومکانیک راه رفتن در سالمندان سالم صورت گرفته است بر روی تغییرات کینماتیک (Kinematic) راه رفتن متمرکز بوده‌اند و توجه کمتری به سوی ویژگی‌های مرتبه‌ی بالا همچون «هم‌آهنگی» معطوف گشته است. «هم‌آهنگی بین‌سگمانی» که یکی از مهمترین جنبه‌های کنترل حرکت می‌باشد بیانگر روابط وضعیت‌ها (جنبه‌های مکانی) و سرعت‌های زاویه‌ای (جنبه‌های زمانی) دو سگمانی است که آوران‌های حسی و وبران‌های حرکتی مرتبط به هم دارند. برای کمیت بخشیدن و سنجش مفهوم هم‌آهنگی بین‌سگمانی حین راه رفتن لازم است پارامترهایی همچون وضعیت و سرعت زاویه‌ای سگمان به وسیله‌ی دستگاه تحلیل حرکت (Motion analysis) ثبت شوند تا به عنوان پیش‌نیاز در محاسبه‌ی پارامترهای «فاز نسبی پیوسته» (Continuous relative phase) مورد استفاده قرار گیرند (۲۹، ۳۰). مطالعات، نشان دهنده‌ی تاثیر سالمندی بر هم‌آهنگی بین‌اندام‌های

انتظار می‌رود که جمعیت جهان ظرف ۵۰ سال آینده به طور قابل ملاحظه‌ای به سمت پیری پیش رود. همگام با رشد جمعیت سالمندان دنیا، جمعیت ایران نیز به سوی سالمندی سوق می‌یابد، به نحوی که پیش‌بینی می‌شود تا سال ۱۴۰۵، سالمندان ایران حدود ۱۱ درصد کل جمعیت کشور را تشکیل دهند (۱، ۲). با توجه به مطالب فوق، سیستم‌های مراقبت از سلامت برای برآوردن نیازهای روزافزونی که در راه مراقبت از سلامتی سالمندان با آن مواجه‌اند، مبارزه سختی را پیش رو خواهند داشت (۳). یکی از چالش‌های بزرگی که در زمینه سلامت عمومی سالمندان مطرح است، مشکل زمین‌خوردن می‌باشد (۴-۷). گزارش‌ها نشان می‌دهند که از هر ۳ نفر سالمند بالای ۶۵ سال، یک نفر، حداقل یک بار در سال به زمین می‌خورد (۸). این نرخ با افزایش سن و ضعیف‌تر شدن فرد به سرعت افزایش می‌یابد به نحوی که حدود ۵۰ درصد سالمندان بالای ۸۰ سال، حداقل سابقه یک بار زمین‌خوردن دارند (۱۴-۱۶، ۴). لذا زمین‌خوردن سالمندان، عوامل موثر بر آن و کاهش دفعات تکرار آن، مورد توجه بسیاری از پژوهشگرانی که آسیب‌ها و تبعات ناشی از زمین‌خوردن را مورد مطالعه قرار می‌دهند، واقع شده است (۱۳-۲۰، ۱۵، ۶).

بیش از ۵۰ درصد زمین‌خوردن‌ها در افراد سالمند حین راه رفتن رخ می‌دهند (۶، ۲۰). در بسیاری از سالمندان حتی آنان که به بیماری خاصی مبتلا نیستند، ناپایداری

تغییرپذیری و هم فازتر شدن هم‌آهنگی بین‌سگمانی گردد.

روش بررسی

مطالعه‌ی حاضر شامل یک طرح ۲ عاملی مختلط ۲×۳ شامل: یک عامل بین‌گروهی (گروه در ۲ سطح: سالمند بدون سابقه زمین‌خوردن و سالمند با سابقه‌ی زمین‌خوردن) و یک عامل درون‌گروهی (سرعت راه‌رفتن در سه سطح: راه‌رفتن تند، با سرعت دلخواه و کند) بود. متغیرهای مورد بررسی عبارت بودند از فاز انحراف (Deviation Phase; DP) و میانگین مطلق فاز نسبی (Mean Absolute Relative Phase; MARP) که به ترتیب بیانگر میزان تغییر پذیری و رفتار دینامیک فاز بودند. در این مطالعه که به تأیید کمیته اخلاق دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی رسیده است (کد اخلاق: ۱۰۰-۲۰۵)، مجموعاً ۳۲ سالمند بالای ۶۰ سال (۲۰ سالمند بدون سابقه‌ی زمین‌خوردن و ۱۲ سالمند با سابقه‌ی زمین‌خوردن شرکت نمودند. نمونه‌گیری به روش نمونه غیر احتمالی در دسترس (Convenient Non-stochastically) در آزمایشگاه تحلیل راه رفتن مرکز تحقیقات توانبخشی اسکلتی-عضلانی دانشگاه جندی شاپور اهواز، در سال ۱۳۹۱، صورت گرفت. ضمناً، افراد گروه با سابقه زمین‌خوردن با افراد گروه بدون سابقه زمین‌خوردن از لحاظ جنس و نمایه توده بدنی همسان سازی شدند.

سالمندان بالای ۶۰ سالی که قادر به پیمودن مسافت‌های کوتاه به صورت مستقل و بدون وسایل کمکی بوده و در انجام فعالیت‌های روزانه مستقل بودند به این مطالعه وارد می شدند. همچنین معیار ورود ویژه‌ی گروه سالمندان با سابقه زمین‌خوردن عبارت بود از تجربه حداقل دو بار به زمین‌خوردن در ۶ ماه اخیر. از معیارهای خروج از مطالعه می توان به ابتلاء به اختلالات و بیماری‌های سیستم دهلیزی (Vestibular)، روانشناختی (Psychological) (مثل افسردگی ماژور (۱۵- GDS < ۱۰) دمانس، آلزایمر)، نورولوژیک (مثل پارکینسون، میوپاتی، نوروپاتی محیطی، مالتیپل اسکلروزیس (Multiple Sclerosis)، بیماری‌های

تحتانی، حرکات سر، تنه و لگن حین راه‌رفتن و عبور از موانع می‌باشند. تغییر الگوها و خصوصاً افزایش تغییر پذیری آنها، اثر ناپایدار کننده‌ای بر روی راه‌رفتن سالمندان داشته و آنها را مستعد زمین‌خوردن نماید (۳۱). با این توصیفات به نظر می‌رسد که ممکن است در سالمندان انجام تکالیف پیچیده تری همچون راه‌رفتن با سرعت‌های مختلف، تغییرات بزرگتری را برای الگوهای هم‌آهنگی بین مفصلی و تغییرپذیری آنها رقم زده و خطر زمین‌خوردن را در این افراد بیشتر کنند (۳۰، ۲۸). یافته‌ها نشان می‌دهند که سرعت راه‌رفتن به ویژه سرعت-های پایین، اثرات قابل توجهی بر «تغییرپذیری» هم‌آهنگی بین‌سگمانی و «رفتار دینامیک فاز» دارند (۳۲، ۳۱). ضمناً، به نظر می‌رسد که سالمندان در مقایسه با جوانان، از راهکارهای کنترل عصبی-عضلانی متفاوتی برای تطابق یافتن با سرعت راه‌رفتن استفاده می‌نمایند و سالمندان بیشتر با تغییر در هم‌آهنگی بخشهای پروگزیمال (Proximal) اندام‌های تحتانی با تغییرات سرعت سازگار می‌شوند (۳۲).

علیرغم این که کشف تغییرات زیربنایی می‌تواند به ما در دستیابی به دید عمیق‌تر نسبت به اختلالات اساسی در ساز و کارهای کنترل کننده حرکت سالمندان حین راه‌رفتن با سرعت‌های مختلف کمک نموده و روشنگر مسیر شناخت عوامل خطرآفرین زمین‌خوردن در سالمندان باشد، اما بر اساس جستجوی انجام شده توسط محققین این پژوهش، در تحقیقاتی که پیش از این بر روی راه‌رفتن سالمندان صورت گرفته است، بررسی جنبه‌های زیربنایی آن همچون هم‌آهنگی بین مفصلی، بین سالمندان با سابقه‌ی زمین‌خوردن و سالمندانی که تا به حال به زمین نخورده‌اند، پرداخته نشده است. لذا با توجه به خلاء مطالعاتی در این زمینه و با این فرضیه که در سالمندان دشوار شدن تکلیف راه‌رفتن به علت تغییر دادن سرعت راه‌رفتن، می‌تواند بر الگو و تغییرپذیری هم‌آهنگی بین مفصلی ایشان تأثیر قابل توجهی داشته باشد، به پژوهشی پرداختیم که در آن با استفاده از روش غیرخطی «تحلیل فاز نسبی پیوسته»، تأثیرات سابقه زمین‌خوردن و سرعت را بر رفتار دینامیک فاز و تغییرپذیری هم‌آهنگی بین مفصلی افراد بررسی گردد. فرضیه ما این بود که افزایش سرعت راه‌رفتن می‌تواند منجر به کاهش

حساس به نور ایجاد کننده‌ی سیگنال ویدئویی را فعال می کرد. این سیستم مجهز به ۷ دوربین بود (تصویر ۱).
۳- تردمیل.

۴- مهار.

افراد مورد آزمون از بین اعضای کانون های بازنشستگان سازمان های مختلف استان خوزستان توسط یک مصاحبه تلفنی یا حضوری اولیه و با در نظر گرفتن معیارهای ورود و خروج که پیشتر توضیح داده شد انتخاب می شدند. جهت رعایت نکات اخلاقی پس از توضیح کامل در مورد مراحل انجام تحقیق، در صورتی که افراد تمایل به ادامه کار داشتند از ایشان رضایت آگاهانه اخذ می گردید. سپس اطلاعات مربوط به نام و نام خانوادگی نشانی شماره تلفن و متغیرهای نظیر سن، جنس، قد، وزن، شغل، سطح فعالیت فیزیکی، سابقه و تعداد دفعات زمین خوردن، و داروهایی که بطور مرتب مصرف می شود نیز از طریق پرسشنامه اطلاعات زمینه ای و مصاحبه حضوری گرد آوری شد. پس از طی مراحل فوق جمع آوری داده ها آغاز می شد. محیط انجام آزمایش دارای نور و تهویه کافی و درجه حرارت مناسب برای انجام آزمون ها بود. همچنین حین انجام آزمون ها سکوت برقرار بوده و شرایط یکسان طی آزمون ها برای همه افراد رعایت می شد.

ارزیابی راه رفتن: پس از تنظیم دستگاه تردمیل و کالیبراسیون دوربین ها، مارکرها را بر روی بدن فرد مشارکت کننده متصل می شدند. محل اتصال مارکرها در هر سمت بدن عبارت بودند از: پاشنه، قاعده متاتارس پنجم، سرفیولا، قوزک خارجی، تروکانتر بزرگ، اپی کندیل خارجی و خارهای خارصه خلفی فوقانی. پس از آن، فرد آزمون شونده جلیقه‌ی مخصوص مهار کننده ای را که بندهای آن به سقف آزمایشگاه قلاب می شدند، می پوشید تا از خطر از دست دادن تعادل و افتادن در موقع راه رفتن جلوگیری شود. به منظور تعیین سرعت راه رفتن دلخواه هر فرد، پس از قرار گرفتن فرد بر روی تردمیل و اتصال مهار کننده، سرعت راه رفتن را از یک سرعت ابتدائی کم شروع کرده و به اندازه‌ی ۰/۱ کیلومتر در ساعت افزایش می دادیم. این افزایش ها آنقدر ادامه می یافت تا فرد اعلام می کرد که به سرعتی رسیده است که در آن راه رفتن راحتی را انجام می دهد (نه سبک و نه سنگین). پس از این، مجدداً سرعت را به اندازه ۰/۵ کیلومتر در ساعت افزایش و کاهش می دادیم تا سرعت

مخچه ای)، اورتوپدیک (مثل آرتروپلاستی^۱، شکستگی ها و دررفتگی های در ۶ ماه اخیر) در کمر، لگن و اندام های تحتانی اشاره نمود. همچنین افراد در صورت ابتلاء به کسالت حاد (همچون بیماری های عروق کرونری، Heart Failure، عفونت ریوی در ۳ ماهه‌ی گذشته)، سکتة مغزی، فشار خون کنترل نشده از مطالعه خارج می شدند (۲۴-۱۳).

برای تعیین توان مطالعه از نرم افزار G Power نسخه ۳.۱.۷ استفاده گردید. در این برنامه با انتخاب روش آزمون تعقیبی^۲ برای آزمون آماری تحلیل واریانس برای اندازه گیری های مکرر^۳ از گروه آزمون های F، با احتساب مجذور اتای نسبی^۴ برای تعیین اندازه موثر^۵ به این نتیجه رسیدیم که با حداقل مجذور اتای نسبی و در نظر گرفتن ۱۲ نفر در هر یک از دو گروه، توان مطالعه ۰/۹۹۳ می باشد. در این محاسبات احتمال خطای آلفا برابر با ۰/۰۵ در نظر گرفته شده بود.

ابزارهای گردآوری اطلاعات: ۱- پرسشنامه ثبت مشخصات فردی و پیشینه‌ی پزشکی افراد شرکت کننده در آزمون، حاوی اطلاعات زمینه‌ای مربوط به متغیرهای سن، قد، وزن، شغل، سابقه زمین خوردن، دفعات زمین خوردن، سطح سواد، سابقه‌ی ابتلا به بیماری های مزمن، دارو های مصرفی و تعداد مصرف روزانه‌ی آنها (به ویژه داروهای سایکواکتیو مثل ضد افسردگی ها).

۲- دستگاه تحلیل حرکت: سیستم عکس برداری از حرکت Qualisys (Qualisys, Inc.) دارای برنامه های کاربردی سخت افزاری و نرم افزاری برای کنترل کامل و تجزیه و تحلیل حرکت ضبط شده است. هر دوربین دارای حلقه‌ای از لامپ های LED است که اطراف لنزها کار گذاشته شده اند. روی بخش های معینی از بدن فرد مورد آزمایش که حرکتش ثبت می شد، تعدادی نشانگر بازتابنده متصل می شد. زمانی که فرد در محدوده قابل تصویربرداری حرکت می کرد نور ناشی از لامپ مجدداً به داخل لنزهای دوربین بازتابانده شده و یک صفحه‌ی

^۱ Artheroplasty

^۲ Post hoc

^۳ Repeated measure ANOVA

^۴ Partial eta squared

^۵ Effect size



تصویر ۱: محیط آزمایشگاه تحلیل راه رفتن

فاز نسبی: فاز نسبی مقیاسی برای تعامل و هم آهنگی دو سگمان حین سیکل راه رفتن می‌باشد. برای محاسبه‌ی فاز نسبی برای داده‌های هر نقطه‌ی i ام سیکل راه رفتنی که بر اساس زمان نرمالیزه شده باشد، زاویه‌ی فاز سگمان پروگزیمال را از زاویه‌ی فاز سگمان دیستال کم می‌کنیم. ویژگی منحصر به فرد مقیاس فاز نسبی این است که چهار متغیر (جابجایی زاویه‌ای سگمان‌های پروگزیمال و دیستال، و سرعت‌های زاویه‌ای آن‌ها) را در قالب یک مقدار، فشرده می‌نماید. مقادیر فاز نسبی که صفر هستند، نشان می‌دهند که دو سگمان نوسان کننده «هم فاز»^۱ هستند، حال آن که مقادیری که به 180° درجه نزدیک می‌شوند، «غیر هم فاز»^۲ محسوب می‌شوند. مقادیر فاز نسبی مثبت بیانگر جلوتر بودن سگمان دیستال^۳ نسبت به پروگزیمال در فضای فاز هستند در حالی که مقادیر فاز نسبی منفی نشان می‌دهند که در فضای فاز، سگمان پروگزیمال جلوتر قرار دارد. شیب منحنی فاز نشان می‌دهد که کدام سگمان حین سیکل راه رفتن، سریع‌تر حرکت می‌کند، به این ترتیب که شیب مثبت حاکی از حرکت سریع‌تر سگمان دیستال و شیب منفی بیانگر حرکت سریع‌تر سگمان پروگزیمال در فضای فاز می‌باشد.

میانگین مطلق فاز نسبی: برای کمیت بخشیدن به اینکه آیا الگوی حرکت سگمان‌ها حین سیکل راه رفتن، هم فاز یا غیر هم فاز است و همچنین به منظور آزمون آماری

دلخواه فرد، مجدداً تایید شود ($13,17,30$). سپس سرعت تند (110° تا 120° ٪ سرعت دلخواه) و سرعت کند (70° تا٪ سرعت دلخواه) برای هر فرد تعیین می‌گردید (30°) کلیه‌ی آزمون‌ها به ترتیب تصادفی انجام می‌شد. مدت انجام هر آزمون 90° ثانیه بود و زمان لازم برای استراحت بین آزمون‌ها به افراد داده می‌شد. بدین ترتیب هر جلسه‌ی جمع‌آوری اطلاعات (با احتساب شرح آزمون‌ها برای افراد، اتصال مارکرها، اخذ آزمون‌ها و زمان‌های استراحت) حدوداً یک ساعت طول می‌کشید.

روش تحلیل داده‌های راه رفتن: پارامترهای مورد مطالعه در تحلیل فاز نسبی پیوسته به شرح زیر می‌باشند:

زاویه‌ی فاز: زاویه‌ی فاز در مسیر نقشه‌ی فاز، با کمی کردن رفتار سگمان‌ها، محل قرارگیری تراژکتوری در نقشه‌ی فاز را در گذر زمان را مشخص می‌نماید. برای محاسبه‌ی این زاویه که لازمه‌ی محاسبات بعدی برای محاسبه‌ی فاز نسبی می‌باشد، تراژکتوری‌های نقشه‌ی فاز از مختصات کارتزین (X, Y) به مختصات قطبی (با شعاع r و زاویه‌ی فاز θ) تبدیل می‌شوند. زاویه‌ای که بین شعاع و محور افقی تشکیل می‌شود، زاویه‌ی فاز تراژکتوری خواهد بود (معادله ۱).

معادله ۱: فرمول محاسبه زاویه فاز

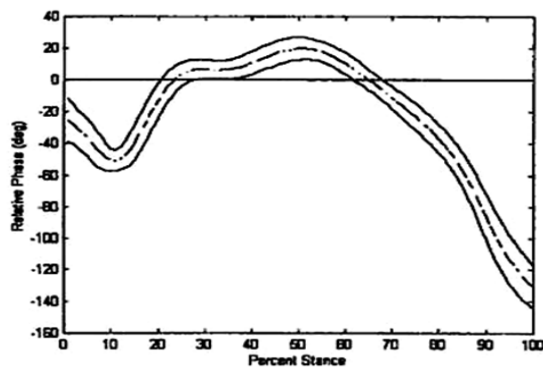
$$\theta = \text{tg}^{-1} \left[\frac{y_i}{x_i} \right]$$

y = سرعت زاویه‌ای، x = وضعیت زاویه‌ای، i = نقطه‌ی تراژکتوری، زاویه‌های مثبت و منفی، به ترتیب، در ربع‌های اول و چهارم تراژکتوری محاسبه می‌گردند.

^۱ In-phase

^۲ Out-of-phase

^۳ Distal



تصویر ۲: منحنی Mean Ensemble فاز

روش های آماری تجزیه و تحلیل داده ها: به منظور بررسی انطباق توزیع فراوانی متغیرهای کمی با توزیع نظری نرمال از طریق آزمون آماری شاپیرو-ویلک و محاسبه شاخص های چولگی (Skewness) و برجستگی (Kurtosis) انجام شد. همچنین، تاثیر اصلی و متقابل گروه و سرعت راه رفتن بر متغیرهای وابسته به وسیله آزمون آماری تحلیل واریانس برای اندازه گیری های مکرر صورت گرفت. در صورت حصول معنی داری آزمون تحلیل واریانس در مرحله ی بعدی از آزمون مقایسه میانگین های بونفرونی استفاده گردید. سطح معنی داری در این مطالعه $p < 0.05$ در نظر گرفته شد. به منظور محاسبات آماری از نرم افزار SPSS نسخه ۲۰ استفاده گردید.

یافته ها

مشخصات آمار توصیفی متغیرهای زمینه‌ای شرکت-کنندگان در این مطالعه در جدول ۱ نمایش داده شده اند. همانطور که در این جدول مشاهده می‌شود دو گروه مورد مطالعه از نظر متغیرهای زمینه‌ای با یکدیگر جور شده اند. علاوه بر این نتایج آزمون آماری t برای مقایسه دو گروه تفاوت معنی داری را در مورد این متغیرها نشان نمی‌داد ($p > 0.05$). نرمال بودن توزیع متغیرها با توجه به معیارهای چولگی و برجستگی مورد بررسی قرار گرفت و مقادیر این دو معیار برای تمامی پارامترهای مورد بررسی همواره بین $+1/5$ و $-1/5$ قرار داشتند. همچنین نتایج آزمون شاپیرو-ویلک (Shapiro-Wilk) برای متغیرهای مورد مطالعه و خطاها (Residuals) حاکی از نرمال بودن توزیع داده ها و خطاها بود. به علاوه، عدم وجود خودهمبستگی (Self-correlation) در خطاها نیز از

اختلاف ها بین منحنی های فاز نسبی، می توان از میانگین مطلق فاز نسبی (MARP) استفاده کرد. MARP از طریق میانگین گرفتن از مقادیر مطلق نقاط روی منحنی Mean Ensemble (تصویر ۲) محاسبه می گردد (معادله ۲).

معادله ۲- فرمول محاسبه میانگین مطلق فاز نسبی

$$MARP = \frac{\sum_{i=1}^N |\phi_{\text{فاز نسبی}}|}{N}$$

MARP = میانگین مطلق فاز نسبی

N = تعداد نقاط روی منحنی mean ensemble فاز نسبی

$|\phi|$ (نسبی فاز) = قدر مطلق رابطه ی فاز نسبی بین دو سگمان

هر چه MARP کوچکتر باشد، سگمان های نوسان کننده بیشتر در فاز هستند و بالعکس.

فاز انحراف: می توان با استفاده از فاز انحراف فاز نسبی برای دو سگمان تعامل کننده، مقیاسی برای تغییرپذیری و پایداری سازماندهی سامانه‌ی عصبی-عضلانی را تعیین نمود. فاز انحراف از طریق میانگین گرفتن از انحرافات استاندارد نقاط منحنی Mean Ensemble محاسبه می‌شود (معادله ۳).

معادله ۳- فرمول محاسبه فاز انحراف

$$DP = \frac{\sum_{i=1}^N |SD_i|}{N}$$

DP = فاز انحراف

N = تعداد نقاط روی منحنی Mean Ensemble فاز نسبی

$|SD_i|$ = قدر مطلق انحراف استاندارد Mean Ensemble در نقطه ی i

مقادیر کم فاز انحراف نشان می‌دهند که سازماندهی سامانه‌ی عصبی-عضلانی از تغییرپذیری کمتری برخوردار بوده و پایدارتر می‌باشد. بالعکس مقادیر زیاد فاز انحراف حاکی از تغییرپذیری بیشتر و پایداری کمتر این سامانه خواهد بود (۲۹).

- تعداد سیکل های راه رفتن لازم برای تحلیل CRP در این مطالعه ۱۵ سیکل پیوسته راه رفتن بود.
- کلیه این محاسبات از طریق برنامه‌ای که در محیط MatLab نوشته شده بود صورت گرفت.

مرتبط است (۳۴). بطور اخص نتایج مطالعه Chiu و همکارانش نشان دادند که راهرفتن آهسته بطور معنی داری تغییرپذیری هم‌آهنگی را افزایش می‌دهد. آن‌ها دریافتند که سرعت راهرفتن تاثیر قابل ملاحظه‌ای بر تغییرپذیری هم‌آهنگی بین مفصلی ران-زانو داشته است. آنها نشان دادند که در جوانان تنظیماتی که هنگام راهرفتن با سرعت-های مختلف ایجاد می‌شود عمدتاً از طریق تغییر در فاز نسبی زوایای بین مفصل ران و زانو به وقوع می‌پیوندد. اگر چه در این مطالعه به لحاظ تاثیر سرعت بر تغییرپذیری هم‌آهنگی بین مفصلی تفاوت برجسته‌ای بین جوانان و سالمندان نگردید، ولی آن‌ها ادعا کردند که به نظر می‌رسد هنگامی که جوانان با سرعت‌های کندتر و تندتر راه می‌رفتند، قادر بودند برای حفظ تطابق‌های متناسب با سرعت راهرفتن، تغییرات بیشتری را در الگوی هم‌آهنگی شان به وجود بیاورند. آن‌ها بیان کردند که تغییر سرعت راهرفتن می‌تواند الگوهای کنترل حرکت مختلفی را در جوانان و سالمندان ایجاد کند. چنین به نظر می‌رسد که سالمندان در به کارگیری الگوهای هم‌آهنگی مختلف در پاسخ به تغییرات تکلیف حرکتی با دشواری مواجهند. این یافته با فقدان پیچیدگی کنترل حرکت در اثر پدیده سالمندی مشابهت دارد (۳۱). هرچند مطالعات نشان داده اند که تغییرپذیری کم می‌تواند دال بر ضایعات ناشی از استرس‌های مکرر بر ساختارهای آناتومیک بدن باشد، اما تغییرپذیری بیش از حد نیز می‌تواند موجب اختلالاتی شود که الگوی کنترل حرکت را تغییر می‌دهند (۲۹-۳۲). یافته‌ی جدیدی که در پژوهش حاضر به دست آمده است مربوط به رفتار دینامیک فاز هم‌آهنگی می‌باشد. نتایج این مطالعه نشان داد که سرعت‌های متفاوت اثر خود را بیشتر در روابط بین‌سگمانی ران-ساق و لگن-ران نشان می‌دهند که به نحوی که سرعت تند راهرفتن منجر به هم‌فاز تر شدن روابط بین‌سگمانی ران-ساق و لگن-ران می‌گردد، حال آنکه راهرفتن با سرعت آهسته رفتار این سگمان‌ها را بیشتر به سمت غیر هم‌فاز شدن سوق می‌دهد. شایان ذکر است که برای کنترل بهینه حرکت در شرایط دشوار همچون زمان‌هایی که فرد تند راه می‌رود، سیستم کنترل کننده ممکن است راهکارهای مختلفی را برگزیند (۳۱،۳۳). باتوجه به محدود بودن ظرفیت کنترلی، به نظر می‌رسد که سیستم کنترل کننده

طریق آزمون دوربین واتسون (Durbin Watson) انجام شد که کلیه مقادیر نزدیک به ۲ بودند. لازم به ذکر است که فرض کروی بودن توزیع داده‌ها که یکی از پیش فرض‌های آزمون تحلیل واریانس برای اندازه‌گیری‌های مکرر است بوسیله آزمون کرویت ماچلی (Mauchly sphericity) انجام شد. مواردی که مقدار p آزمون ماچلی بیشتر از ۰/۰۵ شد، یعنی فرض کروی برآورده شده است و در جدول F سطح معنی داری مربوط به فرض کروی بودن ملاحظه گردید و چنانچه مقدار p آزمون ماچلی کمتر از ۰/۰۵ شد، فرض کروی زیر پا گذاشته شده و در جدول آزمون F ، سطح معنی داری تخمین گرین‌هاوس-گیسر (Greenhouse-Geisser) مد نظر قرار گرفت. نتایج آزمون تحلیل واریانس اندازه‌گیری‌های مکرر حاکی از غیر معنادار بودن اثرات متقابل سرعت و گروه بر پارامترهای مورد مطالعه بود. اثر اصلی سرعت راهرفتن بر انحراف فاز و میانگین مطلق فاز نسبی روابط بین‌سگمانی لگن-ران، ران-ساق و ساق-پای هر دو سمت بدن معنادار ($p < 0/05$) بود (جدول ۲). در مرحله بعد برای مقایسه میانگین‌ها از آزمون بونفرونی (Bonferroni) استفاده گردید که نتایج آن در نمودارهای ۱ و ۲ نمایش داده شده‌اند.

بحث و نتیجه‌گیری

فرضیه مطالعه حاضر این بود که افزایش سرعت راهرفتن می‌تواند منجر به کاهش تغییرپذیری و هم‌فازتر شدن هم‌آهنگی بین‌سگمانی گردد که این فرضیه بر اساس نتایج این مطالعه تایید شد. در همین راستا، یافته‌های ما در زمینه تاثیر سرعت راهرفتن بر تغییرپذیری هم‌آهنگی بین‌سگمانی نشان داد که کند راهرفتن نسبت به راهرفتن با سرعت‌های دلخواه یا تند، به طور قابل توجهی تغییرپذیری را افزایش می‌دهد؛ حال آنکه بین تغییرپذیری هم‌آهنگی بین‌سگمانی در سرعت‌های تند و دلخواه تفاوت معنی داری مشاهده نگردید. هر چند مطالعاتی وجود دارند که بیان می‌کنند راهرفتن با سرعت‌های پایین تر و بالاتر از سرعت معمول فرد می‌توانند باعث افزایش تغییرپذیری گام به گام راهرفتن شوند اما اکثریت مطالعات در این زمینه موید بالاتر رفتن تغییرپذیری بر اثر راهرفتن کند می‌باشند (۳۳). Hicheur بیان کرد که تغییرات هم‌آهنگی درون اندامی با تغییرات در سرعت راهرفتن

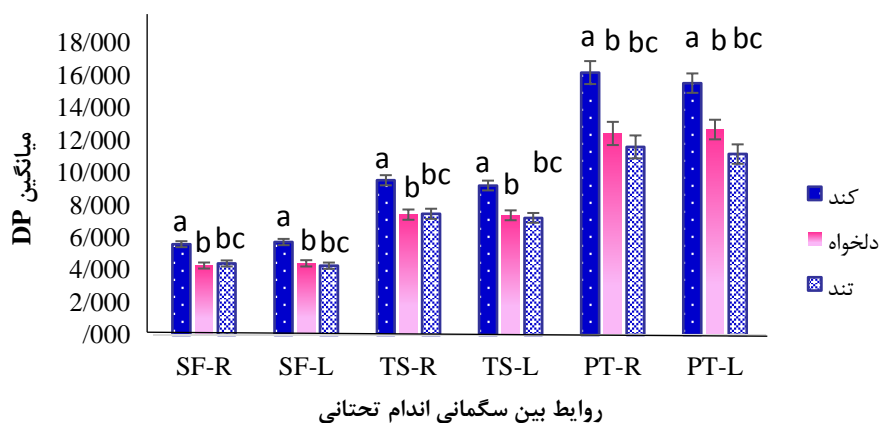
جدول ۱: آمار توصیفی متغیرهای زمینه‌ای در گروه های مورد مطالعه

گروه	نام متغیر	تعداد	انحراف معیار ± میانگین
سالمدان بدون سابقه زمین خوردن	سن (سال)	۲۰	۶۶/۱۵ ± ۴/۶۰
	قد (متر)	۲۰	۱/۶۴ ± ۰/۰۸
	وزن (کیلوگرم)	۲۰	۷۱/۱۷ ± ۱۱/۴۸
سالمدان با سابقه زمین خوردن	نمایه توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۰	۲۶/۸۷ ± ۳/۶۰
	سن (سال)	۱۲	۶۵/۱۰ ± ۴/۶۰
	قد (متر)	۱۲	۱/۵۸ ± ۰/۰۸
	وزن (کیلوگرم)	۱۲	۷۳/۳۷ ± ۱۱/۳۰
	نمایه توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۱۲	۲۹/۲۴ ± ۳/۵۸

جدول ۲: نتایج آزمون تحلیل واریانس برای تاثیر عوامل گروه و سرعت بر متغیرهای فاز انحراف و میانگین مطلق فاز نسبی

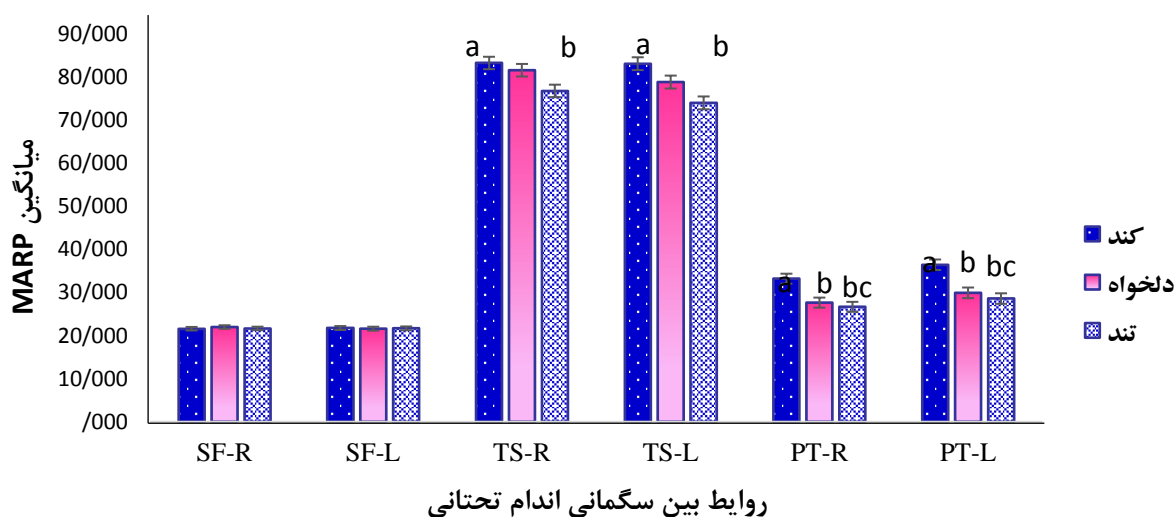
عامل (ها)	متغیرهای وابسته											
	MARP						DP					
	PT_L	PT_R	TS_L	TS_R	SF_L	SF_R	PT_L	PT_R	TS_L	TS_R	SF_L	SF_R
گروه	۰/۵۰۲	۰/۶۳۱	۰/۵۵۰	۰/۵۸۲	۰/۶۸۲	۰/۶۷۶	۰/۵۷۲	۰/۵۵۹	۰/۵۹۸	۰/۶۵۹	۰/۶۳۲	۰/۶۶۴
سرعت راه رفتن	۰/۰۴۲	۰/۰۴۰	۰/۰۴۶	۰/۰۴۶	۰/۰۴۴	۰/۰۴۵	۰/۰۴۰	۰/۰۳۹	۰/۰۳۵	۰/۰۳۹	۰/۰۳۸	۰/۰۳۸
گروه × سرعت راه رفتن	۰/۱۷۲	۰/۱۵۸	۰/۱۳۵	۰/۲۰۴	۰/۱۵۵	۰/۱۵۲	۰/۱۹۸	۰/۱۹۴	۰/۱۵۵	۰/۱۵۲	۰/۲۵۴	۰/۱۵۲

DP: Deviation Phase; MARP: Mean Absolute Relative Phase; SF: Shank-Foot; TS: Thigh-Shank; PT: Pelvic-Thigh; R: Right; L: Left



نمودار ۱: نتایج آزمون بونفرونی برای تاثیر سرعت راه رفتن بر میانگین های انحراف فاز

DP: Deviation Phase; SF: Shank-Foot; TS: Thigh-Shank; PT: Pelvic-Thigh; R: Right; L: Left.
 * برای هر رابطه بین سگمانی میانگین هایی که با حروف غیر مشترک انگلیسی در بالای نمودار مشخص شده اند با هم تفاوت معنی دار دارند و در صورتی که یکی از حروف مشترک باشد تفاوت آن دو میانگین غیر معنی دار خواهد بود. به ترتیب a بزرگترین میانگین خواهد بود و b و c در رتبه های بعدی قرار خواهند گرفت.



نمودار ۲: نتایج آزمون بونفرونی برای تاثیر سرعت راه رفتن بر میانگین های مطلق

MARP: Mean Absolute Relative Phase; SF: Shank-Foot; TS: Thigh-Shank; PT: Pelvic-Thigh; R: Right; L: Left.

* برای هر رابطه بین سگمانی میانگین هایی که با حروف غیر مشترک انگلیسی در بالای نمودار مشخص شده اند با هم تفاوت معنی دار دارند و در صورتی که یکی از حروف مشترک باشد تفاوت آن دو میانگین غیر معنی دار خواهد بود. به ترتیب a بزرگترین میانگین خواهد بود و b و c در رتبه های بعدی قرار خواهند گرفت.

برای اینکه افراد سالمند بتوانند در فعالیت های روزمره ای که احتیاج به راه رفتن به سرعت های مختلف دارند (مانند زمانی که فرد برای رسیدن به اتوبوس یا پاسخ دادن به تلفن عجله دارد، یا زمانی که ضمن راه رفتن مشغول صحبت با شخص دیگر یا حمل اشیا می باشد و یا برای تفریح آهسته تر از معمول گام بر می دارد) با حداقل خطر عدم تعادل یا زمین خوردن مواجه شود، پیشنهاد می شود که به عملکرد و هم آهنگی بین سگمان های پروگزیمال تر اندام تحتانی یعنی روابط بین سگمان لگن-ران و ران-ساق و مفاصل ران و زانو توجه ویژه ای معطوف گردد. پیشنهاد می شود در تمرین درمانی این افراد تمرینات هم آهنگی اندام تحتانی که به طور خاص این سگمان ها را درگیر کند گنجانده شوند.

لازم به ذکر است که در این مطالعه برای انجام آنالیز فاز نسبی پیوسته به تعداد زیادی سیکل راه رفتن نیاز بود. با توجه به امکانات محدود آزمایشی موجود تنها راه دستیابی به این تعداد سیکل راه رفتن استفاده از دستگاه تردمیل بود. از سوی دیگر استفاده از تردمیل خود می تواند یک محدودیت بالقوه برای این مطالعه باشد زیرا تردمیل بالجبار سرعت راه رفتن فرد را در کلیه شرایط ثابت نگه می داشت. این می تواند بطور مصنوعی تغییر

سعی خواهد نمود تا در تکالیف سخت فرامین حرکتی را به نحوی صادر کند که تلاش کنترلی را به حداقل برساند و به این ترتیب به بهترین کیفیت کنترل حرکت دست یابد (۳۲). یکی از این شیوه های کاهش تلاش کنترلی در سگمان های نوسان کننده، «هم فازتر» کردن حرکت این دو سگمان نسبت به یکدیگر می باشد. هرچه حرکت دو سگمان نسبت به هم، هم فازتر باشد نیاز کنترلی آنها کاهش می یابد به نحوی که هنگامی که حرکت آن ها کاملا هم فاز بوده و اختلاف فاز آن ها صفر برسد، تلاش کنترلی سیستم کنترل کننده برای حفظ حرکت آن ها به حداقل می رسد (۳۰-۳۲).

از آنجا که در بسیاری از فعالیت های روزانه لازم است که افراد با سرعت هایی تندتر یا کندتر از سرعت عادی-شان راه بروند و براساس یافته های این مطالعه و مطالعات پیشین (۳۱،۳۲،۳۴) می توان گفت که این سرعتها می توانند شرایط چالش برانگیزی را برای سالمندان ایجاد کنند، پیشنهاد می شود که در کلینیک نیز از سرعت های مختلف راه رفتن به منظور تسهیل و کسب هم آهنگی درون اندامی سازگارانه برای بهبود راه رفتن سالمندان استفاده کرد.

منابع

1. Bayatlou A, Salavati M, Akhbari B. The ability to selectively allocate attentional demands on walking during secondary cognitive and motor tasks in elderly people with and without a history of falls. *Iranian Journal of Ageing* 2011; 5(18): 1-7.
2. Noroozian M. The Elderly Population in Iran: An Ever Growing Concern in the Health System. *Iranian Journal of Psychiatry and Behavioral Sciences* 2012; 2: 1-6.
3. Barak Y, Wagenaar RC, Holt KG. Gait characteristics of elderly people with a history of falls: a dynamic approach. *Phys Ther.* 2006; 86(11): 1501-10.
4. Lockhart TE, Woldstad JC, Smith JL. Effects of age-related gait changes on the biomechanics of slips and falls. *Ergonomics* 2003; 46(12): 1136-60.
5. Beauchet O, Dubost V, Allali G, Gonthier R, et al. 'Faster counting while walking' as a predictor of falls in older adults. *Age Ageing* 2007; 36(4): 418-23.
6. Auvinet B, Berrut G, Touzard C, Moutel L, et al. Gait Abnormalities in Elderly Fallers. *J Aging Phys Act* 2003; 11: 40-52.
7. Lamoth CJ, van Deudekom FJ, van Campen JP, Appels BA, et al. Gait stability and variability measures show effects of impaired cognition and dual tasking in frail people. *J Neuroeng Rehabil* 2011; 8: 1-8.
8. Voermans NC, Snijders AH, Schoon Y, Bloem BR. Why old people fall (and how to stop them). *Pract Neurol* 2007; 7(3): 158-71.
9. Beauchet O, Allali G, Annweiler C, Berrut G, et al. Does change in gait while counting backward predict the occurrence of a first fall in older adults? *Gerontology* 2008; 54(4): 217-23.
10. Lockhart TE, Spaulding JM, Park SH. Age-related slip avoidance strategy while walking over a known slippery floor surface. *Gait Posture* 2007; 26(1):142-9.
11. Zijlstra A, Ufkes T, Skelton DA, Lundin-Olsson L, et al. Do dual tasks have an added value over single

پذیری طبیعی و نیازهای توجهی راه رفتن را نسبت به راه رفتن روی زمین تغییر دهد. ولی از آنجایی که کلیه شرکت کنندگان با شرایط کنترل شده یکسان و نسبت به بار شناختی و سرعت راه رفتن خود شان مورد آزمون قرار می گرفتند می توان گفت که شاید راه رفتن روی زمین تفاوت جزئی با مقادیر اندازه گیری شده در این مطالعه داشته باشد.

پیشنهاد می گردد که در مطالعات آینده تمرینات جدیدی بر مبنای تغییرات هم آهنگی درون اندامی طراحی، و اثر آنها بر بهبود راه رفتن و کاهش خطر زمین خوردن سالمندان راه رفتن بررسی گردد. همچنین پیشنهاد می شود که از ارزیابی هم آهنگی درون اندامی به عنوان ابزاری برای سنجش تاثیر تمرینات و استراتژی های پیشگیرانه و درمانی سالمندان در معرض زمین خوردن استفاده گردد.

سرعت راه رفتن یک عامل موثر بر هم آهنگی بین سگمانی اندام های تحتانی حین راه رفتن می باشد. این مساله به ویژه در سالمندان اهمیت بیشتری می یابد، زیرا بر اثر فقدان - های ناشی از پیر شدن ارگان های بدن در سالمندان، عدم توانایی تطابق سیستم های کنترل کننده هم آهنگی بین سگمانی با تغییرات سرعت در ایشان رخ داده و می تواند زمینه ساز زمین خوردن در ایشان به ویژه در سرعت های آهسته ی راه رفتن گردد.

سپاسگزاری

نویسندگان از دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی تهران و مرکز تحقیقات توانبخشی اسکلتی-عضلانی دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز و کانون بازنشستگان آموزش و پرورش استان خوزستان کمال تشکر را دارند.

- tasks for balance assessment in fall prevention programs? A mini-review. *Gerontology* 2008; 54(1): 40-9.
12. Melzer I, Kurz I, Shahar D, Levi M, et al. Application of the voluntary step execution test to identify elderly fallers. *Age Ageing* 2007; 36(5): 532-7.
13. Hollman JH, Kovash FM, Kubik JJ, Linbo RA. Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait Posture*. 2007; 26(1): 113-9.
14. Kressig RW, Herrmann FR, Grandjean R, Michel JP, et al. Gait variability while dual-tasking: fall predictor in older inpatients? *Aging Clin Exp Res* 2008;20(2):123-30.
15. Callisaya ML, Blizzard L, Schmidt MD, Martin KL, et al. Gait, gait variability and the risk of multiple incident falls in older people: a population-based study. *Age Ageing* 2011; 40(4): 481-7.
16. de Bruin ED, Schmidt A. Walking behaviour of healthy elderly: attention should be paid. *Behav Brain Funct* 2010; 6:59.
17. Hollman JH, Childs KB, McNeil ML, Mueller AC, et al. Number of strides required for reliable measurements of pace, rhythm and variability parameters of gait during normal and dual task walking in older individuals. *Gait Posture* 2010; 32(1): 23-8.
18. Callisaya ML, Blizzard L, Schmidt MD, McGinley JL, et al. Ageing and gait variability--a population-based study of older people. *Age Ageing* 2010; 39(2): 191-7.
19. Kyvelidou A, Kurz MJ, Ehlers JL, Stergiou N. Aging and partial body weight support affects gait variability. *J Neuroeng Rehabil* 2008; 5: 22-29.
20. Priest AW, Salamon KB, Hollman JH. Age-related differences in dual task walking: a cross sectional study. *J Neuroeng Rehabil* 2008; 5: 29-35.
21. Ko SU, Hausdorff JM, Ferrucci L. Age-associated differences in the gait pattern changes of older adults during fast-speed and fatigue conditions: results from the Baltimore longitudinal study of ageing. *Age Ageing* 2010; 39(6): 688-94.
22. Callisaya ML, Blizzard L, Schmidt MD, McGinley JL, et al. A population-based study of sensorimotor factors affecting gait in older people. *Age Ageing* 2009; 38(3): 290-5.
23. DeVita P, Hortobagyi T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol* 2000; 88(5): 1804-11.
24. Ostrosky KM, VanSwearingen JM, Burdett RG, Gee Z. A comparison of gait characteristics in young and old subjects. *Phys Ther* 1994; 74(7): 637-44.
25. Winter DA, Patla AE, Frank JS, Walt SE. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys Ther* 1990; 70: 340-7.
26. Laufer Y. Effect of age on characteristics of forward and backward gait at preferred and accelerated walking speed. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2005; 60(5): 627-32.
27. Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U, Lipsitz LA, et al. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79(3): 317-22.
28. Kirkwood RN, Gomes HA, Sampaio RF, Culham E, et al. Biomechanical analysis of hip and knee joints during gait in elderly subjects. *Acta Ortop Bras* 2007;15(5):267-71.
29. Stergiou N. Innovative Analysis of Human Movement: Human Kinetics; 2004: 329.
30. Ghanavati T, Salavati M, Karimi N, Negahban H, et al. Intra-limb coordination while walking is affected by cognitive load and walking speed. *J Biomech* 2014; 45: 2300-2305.
31. Chiu SL, Chou LS. Effect of walking speed on inter-joint coordination differs between young and elderly adults. *J Biomech* 2012; 45(2): 275-80.
32. Ghanavati T, Karimi N, Salavati M, Negahban H, et al. Gender differences in Intra Limb Coordination while walking in older people.

Iranian Rehabilitation Journal 2014; 12 (21): 6-11.

33. Kang HG, Dingwell JB. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait Posture*. 2007; 27(4): 572-7.
34. Hicheur H, Terekhov AV, Berthoz A. Intersegmental coordination during human locomotion: does planar covariation of elevation angles reflect central constraints? *J Neurophysiol* 2006; 96(3): 1406-19.