Journal of Gerontology (joge) **Original Article**

Vol 6, No 4, Winter 2022

The Effect of Dual Motor-cognitive Task Training on Inter-join Coordination during Walking in Elderly with Balance Impairment

Akhlaghi Dadgar S[1], Azadian E[2*], Majlesi M[3]

1-MSc Student of Motor Behavior, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities, Islamic Azad University, Hamedan Branch, Hamedan, Iran.
2- Assistant Professor of Motor Behavior, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities, Islamic Azad University, Hamedan Branch, Hamedan, Iran.
3- Associate Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities, Islamic Azad University, Hamedan Branch, Hamedan, Iran.

Corresponding Author: Elaheh Azadian, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities, Islamic Azad University, Hamedan Branch, Hamedan, Iran.
Email: azadian1@yahoo.com

Received: 19 Dec 2021 Accepted: 28 Dec 2021

Abstract

Introduction: The pattern of inter-join coordination changes with age, and these changes may increase the risk of falls in the elderly. Cognitive interventions are one of the effective training on gait parameters, but the effect of these exercises on coordination between joints has been less considered. Therefore, the aim of this study was to investigate the effect of dual task motor-cognitive training on inter-join coordination during walking in elderly with balance impairment.

Methods: This study was semi experimental. 30 elderlies with the mean age of 73.8 ± 4.9 participated in this study. The elderly's functional balance score was lower than 52, and the Mini Mental Status Exam was higher than 23. These individuals were purposefully divided into two groups of 15 people, the experimental group participated in 24 cognitive-motor dual task training sessions, and after the pre-test and the control group engaged in normal daily activities. The Vicon 3D motion analysis system with four T20 series cameras was used to evaluate the Inter-join Coordination. The participants had to walk a 12-meter path and the coordination was recorded at the sagittal level in four gait cycle by vector coding. The data were analyzed by repeated measures and one-way ANOVA at the significance level of $p < 0.05$.

Results: The findings of this study showed that after training, the amount of coupling angle has decreased in most gait cycles. The greatest effect of dual training in the experimental group is in the loading response and push off in the wrist-knee coordination, which the value of this angle had a significant decrease compared to before training ($P< 0.05$). Training factor had no effect on coordination in the wrist-knee joints ($P< 0.05$), but the experimental group had a significant reduction in coupling angle in wrist-knee joints compared to a control group ($P< 0.05$). Some temporal characteristics of gait, such as walking speed, were also significantly improved by dual task training ($P< 0.05$).

Conclusions: According to the results, it can be concluded that the dual task training had improved the coordination characteristics between the lower limbs joints. This change in coordination with the improvement of some temporal parameters was a sign of increased balance and better posture control in the elderly with balance impairment.

Keywords: Inter-join coordination, Gait, Dual motor-cognitive task training, Coupling angle.

نشریه سالمندشناسی مقاله پژوهشی

دوره ۶ شماره ۴، زمستان ۱۴۰۰

تأثیر تمرین تکلیف دوگانه حرکتی–شناختی بر هماهنگی درون مفصلی حین گام برداری در سالمندان دارای ضعف تعادلی

سمیه اخلاقی دادگر[۱]، الهه آزادیان[۲*]، مهدی مجلسی[۳]

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد رفتار حرکتی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران.
۲- استادیار رفتار حرکتی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران.
۳- دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران.

نویسنده مسئول: الهه آزادیان. استادیار رفتار حرکتی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران.
ایمیل: azadian1@yahoo.com

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۹/۲۸ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۱۰/۷

چکیده

مقدمه: الگوی هماهنگی بین مفصلی با افزایش سن تغییر می یابد و این تغییرات ممکن است منجر به افزایش ریسک سقوط در سالمندان گردد. مداخلات شناختی یکی از تمرینات مؤثر بر پارامترهای گام برداری می باشد، اما تأثیر این تمرینات بر هماهنگی بین مفاصل کمتر مورد توجه بوده است. لذا هدف از این مطالعه بررسی تأثیر تمرین تکلیف دوگانه حرکتی–شناختی بر هماهنگی درون مفصلی حین گام برداری در سالمندان دارای ضعف تعادلی می باشد.

روش کار: نوع این مطالعه نیمه تجربی می باشد. ۳۰ سالمند مرد با میانگین سنی ۴/۹ ± ۷۳/۸ سال در این مطالعه شرکت کردند. نمره آزمون تعادل عملکردی سالمندان از ۵۲ پایین تر، و نمره آزمون خلاصه معاینه روانی نیز از ۲۳ بالاتر بود. این افراد به صورت هدفمند به دو گروه ۱۵ نفری تقسیم شدند، گروه تجربی پس از پیش آزمون در ۲۴ جلسه تمرین تکلیف دوگانه شناختی–حرکتی شرکت کردند و گروه کنترل به فعالیت های روزمره معمولی اشتغال داشتند. برای بررسی هماهنگی درون مفصلی از سیستم تحلیل حرکتی سه بعدی وایکان با چهار دوربین سری T20، استفاده شد. شرکت کنندگان می بایست در یک مسیر ۱۲ متری راه می رفتند و هماهنگی بین مفاصل آنها در سطح سهمی و در چهار مرحله گام برداری توسط تکنیک برنامه نویسی بردار ثبت گردید. اطلاعات بدست آمده توسط آزمون آماری آنالیز واریانس ویژه داده های تکراری و آنالیز واریانس یک طرفه در سطح معنی داری $p<۰/۰۵$ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته ها: یافته های این پژوهش نشان دادند، بعد از تمرین مقدار زاویه جفت شدن در اکثر مراحل گام برداری کاهش یافته است. بیشترین تأثیر تمرین دوگانه در گروه تجربی در مراحل بارگذاری و بلند شدن پنجه از زمین در هماهنگی مچ ران و زانو–ران می باشد که مقدار این زاویه کاهش معنی داری نسبت به قبل از تمرین داشته است ($P<۰/۰۵$). عامل تمرین تأثیری بر زاویای هماهنگی در مفاصل مچ–زانو نداشته است ($P>۰/۰۵$)، اما گروه تجربی نسبت به گروه کنترل کاهش معنی داری در هماهنگی بین این دو مفصل داشته است ($P<۰/۰۵$). برخی ویژگی های زمانی گام برداری مانند سرعت راه رفتن نیز با تمرین تکلیف دوگانه بهبود معنی داری یافته بود ($P<۰/۰۵$).

نتیجه گیری: با توجه به نتایج می توان بیان کرد تمرین تکلیف دوگانه شناختی–حرکتی موجب بهبود ویژگی های هماهنگی در بین مفاصل پایین تنه گردیده بود. این تغییر در هماهنگی همراه با بهبود برخی پارامترهای زمانی نشانه افزایش تعادل و کنترل قامت بهتر در سالمندان دارای ضعف تعادلی بود.

کلید واژه ها: هماهنگی بین مفصلی، گام برداری، تمرین تکلیف دوگانه حرکتی–شناختی، زاویه جفت شدن.

مقدمه

گذر سن به طور طبیعی با تغییر در بسیاری از عملکردهای حسی و حرکتی و نیز سیستم عصبی مرکزی همراه است. این تغییرات موجب کاهش سرعت ارتباطات عصبی (۱)، اختلال در حافظه، تعادل و تحرک فرد و افزایش زمان واکنش می شود، که در نهایت منجر به کاهش فعالیت های روزمره در سالمندان خواهد شد (۲-۴). با افزایش سن جمعیت جهان در بسیاری از کشورها، سقوط در افراد مسن یک نگرانی عمده برای سلامت عمومی است. تقریبا بین ۳۰ تا ۶۰ درصد افراد ۶۵ ساله و بالاتر هر ساله سقوط را تجربه می کنند (۵, ۶) که معمولا سقوط در حین راه رفتن اتفاق می افتد. با افزایش سن مشخصه های راه رفتن و تعادل نیز تغییر می کنند، کاهش در سرعت گام برداری، کاهش در طول گام (۷) و افزایش مدت زمان اتکای دو پایی ازجمله این ویژگی ها می باشد.

یکی دیگر از عوامل درگیر در کنترل قامت، عملکردهای شناختی هستند که توسط لب قدامی مغز (لوب پیشانی) کنترل می شوند (۸)، مهمترین این عوامل کارکردهای اجرایی هستند که شامل مجموعه ای از مراحل شناختی است که کنترل، هماهنگی، سازماندهی و حفظ بقیه توانایی های شناختی را بر عهده دارد (۹). همچنین، کارکردهای اجرایی در راه رفتن و حفظ تعادل نقش ضروری و مهمی دارند، مطالعات نشان داده اند که تضعیف کارکردهای اجرایی، با افزایش زمان واکنش، کاهش ظرفیت توجه، اختلال در کنترل قامت و انجام همزمان تکالیف دوگانه و افزایش خطر سقوط در سالمندان مرتبط می باشد (۱۰-۱۴). ارتباط بین عملکرد شناختی با عملکردهای حرکتی فرد را می توان در بیماران دارای آسیب شناختی مشاهده کرد. در بیماران آلزایمر، میزان سقوط با پیشرفت بیماری، افزایش می یابد (۱۵)، در این بیماران، تغییرپذیری در راه رفتن هنگام اجرای تکالیف دوگانه مثل شمارش معکوس (۱۶) یا تکرار اعداد تصادفی (۱۷) افزایش می یابد. همچنین ارتباط بین عملکردهای شناختی و کاهش سرعت راه رفتن در سالمندان با آسیب شناختی متوسط (۱۸)، زوال عقلی (۱۹) و هیدروسفالی ناشناخته (۴)، گزارش شده است.

تحلیل الگوی هماهنگی بین مفصلی موجب روشن شدن چگونگی کنترل عصبی-عضلانی گام برداری و شناسایی عوامل درگیر در سقوط خواهد شد (۲۰). مشابه با دیگر پارامترهای گام برداری، الگوی هماهنگی بین مفصلی با افزایش سن تغییر می یابد و این تغییرات ممکن است منجر به افزایش ریسک سقوط در سالمندان گردد. برای مثال، چیو و همکاران (۲۰۱۳) گزارش کردند که تغییرپذیری در هماهنگی مفصل مچ -زانو در مرحله اتکا در سالمندان مستعد سقوط که دارای ضعف تعادلی هستند، بیشتر می باشد (۲۱). هافر و بویر (۲۰۱۸) نیز در مرحله میانه اتکا، هماهنگی درون مرحله بیشتری را در مفاصل مچ-زانو در مقایسه با جوانان مشاهده کرد؛ این یافته ها ممکن است منعکس کننده تلاش برای حفظ ثبات در طی تک اتکایی باشد (۲۲).

هدف تحقیقات مرتبط با پیری گسترش روش هایی است که استقلال و کیفیت زندگی را در سالمندان حفظ کند. با توجه به تحقیقات موجود، ضعف در تعادل و راه رفتن چندعاملی می باشد که خوشبختانه بیشتر این عوامل تغییرپذیرند و می توانند هدف مداخلات درمانی قرار گیرند (۲۳). در سال های اخیر، مداخلات زیادی با هدف به حداقل رساندن خطر سقوط و کاهش تعداد سقوط در سالمندان انجام شده است. برنامه‌های مداخله‌ای زیادی که شامل تمرینات قدرتی، تعادلی، تمرین راه رفتن، تنظیم کفش، ارزیابی و استفاده از وسایل کمکی، ارزیابی داروها، آزمون های بینایی و اطلاعات مربوط به سقوط بوده اند، در اقدامات بالینی گنجانده شده است (۲۴, ۲۵). نتایج اکثر این مطالعات نشان دهنده تأثیر مثبت مداخلات بر کاهش سقوط سالمندان بوده است (۲۶). علاوه بر مداخلاتی که هدف آنها تمرینات بدنی بوده است (۲۷)، نتایج در مورد مداخلات بازتوانی شناختی که اخیراً مورد توجه محققین قرار گرفته است، نشان داده است که این گونه مداخلات نیز موجب بهبود توجه، کارکرد اجرایی و همچنین حافظه در سالمندان، و در نتیجه بهبود الگوی راه رفتن و تعادل می شود. مداخلات تکلیف دوگانه حرکتی-شناختی شامل ترکیب بازتوانی شناختی و جسمانی می باشد که انجام این تمرینات در برنامه های پیشگیری از سقوط توصیه شده است (۲۸). نتایج در مورد تمرین تکلیف دوگانه نشان داده است که این تمرینات ممکن است در خودکار شدن یک تکلیف و در نتیجه آزاد شدن ظرفیت توجه و تمرکز بر تکلیف دیگر، کمک کند. پس اجرای تمرین تکلیف دوگانه، ظرفیت توجه

برای پردازش اطلاعات محیطی بیشتر و واکنش افراد به آشفتگی های ناگهانی سریعتر می شود. مطالعات متعددی برای بررسی و مقایسه توانایی سالمندان و بزرگسالان در عملکرد تکالیف دوگانه انجام شده است؛ اما تعداد کمی از مطالعات روش تمرین تکلیف دوگانه را برای بهبود عملکرد جسمانی طراحی کرده اند. یامادا و همکاران (۲۰۱۱) پس از یک دوره تمرین تکلیف دوگانه، بهبود معنی داری را در سرعت راه رفتن یافتند، اما در نمره آزمون زمان رفت و برگشت (TUG)، هزینه راه رفتن و تعداد قدم ها در دقیقه با و بدون اجرای تکلیف همزمان، تغییری مشاهده نشد (۲۹). در پژوهش دیگری از یامادا و همکاران (۲۰۱۱) زمان راه رفتن بهبود یافت، ولی TUG تغییری نشان نداده بود (۳۰). درنهایت یومورا و همکاران (۲۰۱۲) هیچ تغییری را در متغیرهای راه رفتن گزارش نکردند (۳۱). همچنین هیامیزو و همکاران (۲۰۱۲) گزارش کردند که تفاوت معنی داری در آزمون رساندن دست ها ، آزمون TUG و نوسانات قامتی بعد از تمرین درمانی ایجاد نگردید و فقط در نسبت پاسخ های صحیح به آزمون استروپ تفاوت معنی دار بود (۳۲). شوئنک و همکاران (۲۰۱۰) در مطالعه خود شواهدی را نشان می دهد که تمرین تکلیف دوگانه موجب بهبود گام برداری در افراد دارای زوال عقل خفیف تا متوسط می گردد (۳۳). این یافته نشان می دهد که تمرینات حرکتی-شناختی در مقایسه با برنامه ای که منحصراً بر عملکرد حرکتی متمرکز است، ممکن است در بهبود راه رفتن به ویژه بر سرعت گام برداری مؤثرتر باشد (۲۸, ۳۴). در مورد تأثیر تمرینات بر هماهنگی بین مفاصل حین راه رفتن مطالعات معدودی انجام گرفته است، به عنوان مثال راح و همکاران (۲۰۱۶) در مورد تأثیر تمرین پیلاتس بر هماهنگی درون مفصلی به نتایج مثبتی رسیدند که نشان دهنده افزایش سازگاری و تطابق سیستم عصبی-عضلانی حین گام برداری و کاهش ریسک سقوط می باشد (۳۵).

با توجه به بررسی مطالعات گذشته، این فرض وجود دارد که برای تأثیرگذاری تمرینات جسمانی نیاز به حداقل ظرفیت شناختی می باشد و نیز توصیه‌شده است که سالمندان سالم بالای ۸۰ سال و یا سالمندانی که دارای اختلال تعادلی هستند، می بایست در تمرینات بازتوانی شناختی شرکت کنند (۳۴). در حالی که بررسی پارامترهای فضایی-زمانی گام برداری اطلاعات و معیارهای مفیدی از راه رفتن سالمندان هستند، ممکن است الگوهای هماهنگی مفصل در اندام تحتانی را منعکس نکنند. مطالعه هماهنگی موجب گسترش پیشینه تحقیقات در مورد کنترل حرکتی در طول راه رفتن، می گردد. بنابراین در تحقیق حاضر هماهنگی درون مفصلی در مفاصل پایین تنه (ران، زانو، مچ) به عنوان اندامی که در راه رفتن درگیر هستند موردبررسی قرار گرفتند. همچنین با توجه به عدم وجود تحقیق کافی در مورد تأثیر تمرینات شناختی بر الگوی هماهنگی بین مفصلی در حین گام برداری در سالمندان، در این مطالعه این نوع شیوه تمرین شناختی (تمرین تکلیف دوگانه شناختی) در سالمندان دارای ضعف تعادلی مورد ارزیابی قرار می گیرد. در این تحقیق به دنبال پاسخ به سوالات زیر هستیم آیا تمرین تکلیف دو گانه، موجب بهبود سرعت راه رفتن می گردد؟ آیا این شیوه تمرینی می توانند بر هماهنگی بین مفاصل پایین تنه تأثیرگذار باشد؟

روش کار

این مطالعه از نوع نیمه تجربی با طرح پیش آزمون/ پس آزمون و با گروه کنترل بود. جامعه آماری این پژوهش شامل سالمندان ساکن شهرستان همدان بود. با استفاده از نرم افزار G*Power با $\alpha=0.05$ و توان آماری ۸۰ درصد (۳۶, ۳۷) حداقل ۲۴ آزمودنی برای این مطالعه لازم بود، که تعداد ۳۰ سالمند با استفاده از نمونه گیری در دسترس انتخاب شدند (پیوست ۱). روند انتخاب آزمودنی ها شامل دومرحله بود، شرایط ورود برای مرحله اول داشتن سن بالای ۷۰ سال (۳۷) و توانایی راه رفتن مستقل به میزان حداقل ۱۰ متر بود (۳۸). در این مرحله از بین افراد مراجعه کننده حدود ۷۸ نفر انتخاب شدند. ملاک انتخاب آزمودنی ها در مرحله دوم، داشتن نمره آزمون برگ (BBS) بین ۲۴-۵۲ و نمره ۲۳ به بالا برای آزمون خلاصه معاینه روانی (MMSE) بود (۳۸). وجود اختلالات بینایی و شنوایی، بیماری نورولوژیکی مانند سکته و آسیب های مغزی، آسیب عضلانی-اسکلتی طوری که بر تعادل و شیوه راه رفتن تأثیرگذار باشد، همچنین عدم توانایی شرکت در برنامه های تمرینی یا عدم حضور منظم در دوره های تمرین، معیارهای خروج از مطالعه حاضر بودند. در مجموع تعداد ۳۰ سالمند به صورت هدفمند از بین داوطلبان انتخاب شدند و به طور تصادفی در گروه آزمایشی (۱۵ نفر) و کنترل (۱۵ نفر) قرار گرفتند.

در نهایت کلیه شرکت کنندگان رضایت نامه جهت شرکت در آزمون را تکمیل کردند و سپس مراحل انجام آزمون ها و چگونگی اندازه گیری متغیرها و شیوه کار به طور کامل برای آزمودنی ها تشریح شد. پروتکل این مطالعه در کمیته اخلاق دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان با شماره IR.IAU.H.REC.1400.009 مورخ ۱۴۰۰/۶/۹ مورد تأیید قرار گرفت.

ابزار و روش اجرا

آزمون تعادل برگ برای اندازه گیری تعادل کارکردی در سالمندان طراحی شده و دارای ۱۴ آیتم می باشد، نمره هر آیتم بین صفر تا ۴ می باشد و بنابراین امتیازات از ۵۶ تا صفر متغیر است. آیتم ها شامل: ۱) بلند شدن از حالت نشسته، ۲) ایستادن بدون حمایت، ۳) نشستن روی یک صندلی بدون پشتی، ۴) نشستن از حالت ایستاده، ۵) انتقال از یک چهار پایه به صندلی، ۶) ایستادن بدون حمایت با چشمان بسته، ۷) ایستادن بدون حمایت با پاهای جفت شده، ۸) کشش دست ها به جلو در حالت ایستاده، ۹) برداشتن یک شی از زمین از حالت ایستاده، ۱۰) چرخش به سمت شانه چپ و راست برای دیدن پشت سر در حالت ایستاده، ۱۱) چرخش ۳۶۰ درجه، ۱۲) قرار دادن متناوب پاها بر روی یک چهارپایه در حالی که فرد بدون حمایت ایستاده است، ۱۳) ایستادن بدون حمایت وقتی یک پا جلوی پای دیگر قراردارد، ۱۴) ایستادن روی یک پا. ملاک ورود به این پژوهش کسب نمره کمتر از ۵۲ در تست تعادلی برگ بود. طبق تحقیقات انجام شده، نقطه برش در این تست ۴۵ می باشد که در آن افراد برای تحرک نیاز به کمک و حمایت دارند (۳۹). اعتبار درونی و بیرونی این آزمون در سالمندان به ترتیب ۰/۹۸ و ۰/۹۹ است (۴۰).

آزمون MMSE پرسشنامه کوتاهی است که به دلیل روایی و پایایی عالی آن پرکاربردترین ابزار بالینی می باشد. این تست شامل ۱۱ مقوله: آگاهی به زمان، آگاهی به مکان، محفوظات، توجه و محاسبه، یادآوری، نامگذاری، تکرار، درک مطلب، خواندن، نوشتن و ترسیم کردن، می باشد (۴۱). حداکثر نمره در این تست ۳۰ می باشد که پایایی (به روش دونیمه کردن)، ویژگی و حساسیت این تست به ترتیب ۷۱، ۸۴ و ۹۰ درصد گزارش شده است (۴۲). نقطه برش این تست نمره ۲۴ می باشد که نشان دهنده اختلال شناختی فرد سالمند می باشد (۴۳).

سیستم تحلیل حرکتی سه بعدی وایکان (Vicon system, Oxford Metrics, Oxford, UK) با چهار دوربین سری T20، با فرکانس ۱۰۰ هرتز که با دو صفحه نیروی کیستلر (Kistler 9281EA, Winterthur, Switzerland) با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز هم زمان شده بود، برای ثبت متغیرهای پژوهش در طی گام برداری استفاده شد. تعداد ۱۶ مارکر کروی شکل با قطر ۱۴ میلی متر بر اساس مدل مارکرگذاری (Plug-In Gait Marker Set, Vicon Peak, Oxford, UK)، به نقاط خاص آناتومیکی هر دو پای شرکت کنندگان متصل شد (۴۴). محل شروع گام برداری به‌طور آزمون و خطا به نحوی انتخاب شد که هر یک از پاها یک گام کامل در داخل فضای کالیبره شده داشته باشند. شرکت کنندگان در یک مسیر به طول ۱۲ متری راه می رفتند. فاصله محل شروع و پایان راه رفتن تا فضای کالیبره شده نیز به حدی بود که شرکت کنندگان قبل و بعد از وارد شدن به فضای کالیبره شده حداقل ۷ قدم برمی داشتند با این شرایط اثر مربوط به شروع و توقف راه رفتن، حذف گردید (۴۵). با استفاده از نرم افزارهای Vicon Nexus نسخه ۱،۸،۲ و Polygan نسخه ۳،۵،۲ داده های جمع آوری شده مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. همچنین داده های کینماتیکی توسط فیلتر باتروورث مرتبه چهارم و با برش فرکانسی ۶ هرتز فیلتر شدند (۴۶).

آزمودنی ها در مسیر تعیین شده با سرعت عادی راه می رفتند و اطلاعات کینماتیکی آنها ثبت گردید، در نهایت به منظور تحلیل اطلاعات، میانگین ۳ تلاش گام برداری که دارای دیتاهای صحیح بودند، برای آنالیز مورد استفاده قرار گرفت.

پس از انتخاب و انتصاب شرکت کنندگان در گروه های مورد مطالعه، پیش آزمون اجرا گردید. سپس افراد گروه تجربی، جلسات تمرینی خود را به مدت ۸ هفته، هر هفته سه جلسه به مدت ۶۰ دقیقه شروع کردند (جدول ۱). در این مرحله گروه کنترل هیچ نوع مداخله ای دریافت نکردند. در پایان جلسات تمرین، پس آزمون از هر دو گروه به عمل آمد.

جدول ۱. طرح کلی و زمانبندی ارائه تمرینات در گروه تمرین تکلیف دوگانه

جلسه	گرم کردن	فعالیت		سرد کردن
جلسه اول تا ششم	۱۰ دقیقه حرکت کششی و نرمشی	اجرای تکالیف تعادلی، راه رفتن و شناختی به شکل منفرد هر کدام ۱۵ دقیقه تمرین تکلیف دوگانه: تمرین راه رفتن و تعادلی به همراه تمرینات شناختی ساده تمرین تکلیف دوگانه: تمرین راه رفتن و تعادلی به همراه تمرینات شناختی مشکل	– تغییر مرکز فشار پاها به جلو و عقب و پهلوها بدون جابه جایی – تمرینات شروع، پایان مثل شروع راه رفتن از حالت ایستاده با ایست های پی در پی – تمرینات شناختی ساده: شمارش اعداد به جلو، تکرار اعداد، اشیاء – تمرینات شناختی مشکل: نام بردن اسامی حیوانات، گیاهان و مشاغل، دسته بندی اعداد و ...	۵ دقیقه حرکات کششی و نرمشی
جلسه هفتم تا دوازدهم				
جلسه سیزدهم تا بیست و چهارم				

برای ارزیابی هماهنگی بین مفصلی در سطح ساجیتال و در چهار مرحله گام برداری (مرحله بارگذاری، مرحله میانی، مرحله جدا شدن پنجه از زمین و مرحله نوسان)، از تکنیک برنامه نویسی بردار استفاده گردید (۴۷). در این روش، حرکت نسبی بین نقاط داده های نمونه گیری شده به صورت یکپارچه از نمودار زاویه–زاویه محاسبه می شود و زاویه برآیند حاصل از آن (نسبت به سطح ساجیتال) بین این نقاط محاسبه می شود. این فرآیند سپس در تمامی دوره فاز اتکا تکرار می شود. نمودار زاویه–زاویه برای هر سیکل راه رفتن ترسیم گردید به طوری که موقعیت مفصل دیستال بر روی محور X و موقعیت مفصل پروگزیمال بر روی محور Y قرار داشت. زاویه بردار (Θ) جهت محاسبه راستای فریم های مجاور بر روی نمودار زاویه–زاویه نسبت به محور افقی به ترتیب فرمول زیر محاسبه شد:

$$\theta_{j.j+1} = \frac{(Y_{j+1} - Y_j)}{(X_{j+1} - X_j)}$$

در این رابطه j نشان دهنده یک فریم در طی سری زمانی است. یک زاویه بردار، دارای ارزشی در دامنه ۰ تا ۳۶۰ درجه است.

طول بردار میانگین زاویه کاپلینگ ($\overline{r_i}$) بر طبق رابطه زیر محاسبه می شود.

$$\overline{r_i} = \sqrt{\bar{x}_i^2 + \bar{y}_i^2}$$

در ادامه تغییرپذیری زاویه کاپلینگ CAVi طبق رابطه زیر محاسبه شد.

$$\overline{r_i} = \sqrt{\bar{x}_i^2 + \bar{y}_i^2}$$

روش آماری

برای بررسی نرمال بودن داده‌ها و امکان استفاده از آزمون‌های پارامتریک از آزمون شاپیرو ویلک استفاده شد. طرح آزمایشی این مطالعه شامل دو عامل درون گروهی: ۱) عامل زمان با دو سطح (پیش آزمون و پس آزمون)؛ و ۲) عامل مرحله در ۴ سطح (مرحله بارگذاری، مرحله میانی گام برداری، مرحله جداشدن پنجه از زمین و مرحله نوسان) بود. در این پژوهش، برای مقایسه درون‌گروهی از روش آماری آنالیز واریانس ویژه داده های تکراری و برای مقایسه بین گروهی از آزمون آنالیز واریانس یک طرفه (ANOVA) استفاده شد. کلیه مراحل تجزیه و تحلیل آماری داده ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ و با سطح معناداری $p<۰/۰۵$ انجام گردید.

یافته ها

ویژگی های جمعیت شناختی و نتایج آزمون های همگن سازی شرکت کنندگان به تفکیک گروه ها در (جدول۲) آورده شده است.

جدول ۲. ویژگی های دموگرافیک و آزمون های همگن سازی گروه ها

	گروهها			
	تمرین تکلیف دوگانه		کنترل	
	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار
سن (سال)	۷۳/۹	۵/۵	۷۳/۷	۴/۴
قد (متر)	۱/۶۸	۰/۰۶	۱/۶۵	۰/۰۶
وزن (کیلوگرم)	۷۳/۵	۱۵/۱	۷۰/۸	۱۴/۲
تست برگ (BBS)	۴۵/۷	۳/۹	۴۴/۹	۵/۲
آزمون معاینه روانی MMSE	۲۵/۱	۲/۷	۲۴/۹	۲/۱

پارامترهای زمانی گام برداری

نتایج مقایسه پارامترهای زمانی در گروه های پژوهش نشان داد زمان اتکای دو پایی و سرعت راه رفتن در گروه تمرین تکلیف دوگانه، در پس آزمون نسبت به پیش آزمون بهبود معنی داری یافته است (جدول ۳). نتایج مقایسه بین گروهی نشان داد که قبل از تمرین اختلاف بین دو گروه کنترل و تجربی معنی دار نبوده است، اما بعد از مداخله گروه تجربی افزایش معنی دار در سرعت راه رفتن (P=۰/۰۲۳ و F=۵/۶) و کاهش معنی دار در زمان اتکای دوپایی (P=۰/۰۱ و F=۵/۸) را نسبت به گروه کنترل نشان داد.

جدول ۳. ویژگی های زمانی راه رفتن

	گروه تکلیف دوگانه				گروه کنترل			
	پیش آزمون	پس آزمون	F	Sig.	پیش آزمون	پس آزمون	F	Sig.
زمان نوسان (s)	۰/۵۵±۰/۰۲	۰/۴۸±۰/۰۲	۳/۲	۰/۰۵	۰/۵۱±۰/۰۲	۰/۵۲±۰/۰۲	۰/۰۲	۰/۸۵
زمان اتکای دوپایی (s)	۰/۳۵±۰/۰۲	۰/۲۸±۰/۰۲	۶/۲	۰/۰۰۷	۰/۳۴±۰/۰۲	۰/۳۵±۰/۰۲	۰/۰۱	۰/۹۰
سرعت راه رفتن (m/s)	۰/۸۱±۰/۰۴	۰/۹۰±۰/۰۴	۵/۸	۰/۰۲	۰/۸۱±۰/۰۴	۰/۸۰±۰/۰۴	۰/۰۱	۰/۸۹

هماهنگی مچ-ران

نتایج مقایسه بین گروهی در مرحله پیش آزمون و پس آزمون نشان داد در هماهنگی این مفصل اختلاف معنی داری بین دوگروه وجود ندارد (P>۰/۰۵)، نتایج مربوط به پس آزمون نشان دهنده عدم تفاوت معنی دار بین گروهی در تمام متغیرها بود (P>۰/۰۵) (جدول۴). نتایج مقایسه درون گروهی در هماهنگی مچ-ران نشان داد تمرین تکلیف دوگانه موجب کاهش تقریباً ۸/۴ درصدی در زاویه کاپلینگ این مفاصل گردیده است که این مقدار از لحاظ آماری معنی دار بود (F=۴/۵ ،P=۰/۰۴۵ ،Eta=۰/۳۵)

جدول ۴. مقایسه بین گروهی هماهنگی در مفاصل مچ-ران

مرحله	زمان	گروه تکلیف دوگانه	گروه کنترل	F	Sig.
بارگذاری	پیش‌آزمون	۲۲۷/۲۳±۰۲/۴۶ (IP)	۲۷۰/۳۸ ± ۹/۸۷ (PP)	۴/۲۲	۰/۰۶
	پس‌آزمون	۲۸۱/۵±۶۴/۷۶ (PP)	۲۷۴/۵۱ ± ۱۰/۶۷ (PP)	۲/۷۵	۰/۱۱
میانه اتکا	پیش‌آزمون	۲۷۴/۸±۶۰/۶۰ (PP)	۲۸۷/±۲۱ ۶/۲۶ (PP)	۰/۰۰۴	۰/۹۸
	پس‌آزمون	۲۷۴/۱۳±۳۶/۵۶ (PP)	۲۸۶/۵۹ ± ۶/۱۷ (PP)	۲/۲۲	۰/۱۵
بلند کردن پنجه	پیش‌آزمون	۱۱۷/۵±۰۲/۶۱ (AP)	۱۲۹/۴۹ ± ۱۲/۹۳ (AP)	۰/۰۳	۰/۸۷
	پس‌آزمون	۱۱۸/۸±۱۴/۶۸ (AP)	۱۲۶/۴۲ ± ۱۲/۴۴ (AP)	۰/۷۶	۰/۴۰
نوسان	پیش‌آزمون	۱۴۴/۷±۱۳/۰۴ (AP)	۱۳۹/۱۳ ± ۶/۰۴ (AP)	۰/۴۲	۰/۵۳
	پس‌آزمون	۱۳۹/۵±۷۱/۵۱ (AP)	۱۴۰/۱۴ ± ۶/۱۷ (AP)	۱/۰۳	۰/۳۲

اختصارات: IP: وضعیت هم فاز؛ AP: وضعیت ناهم فاز؛ PP: وضعیت پروگسیمال؛ DP: وضعیت دیستال

هماهنگی مچ-زانو

نتایج مقایسه بین گروهی درمفصل مچ-زانو در (جدول ۵) نشان داده شده است، نتایج در مرحله پیش آزمون بیان کننده عدم اختلاف معنی دار در زاویه کاپلینگ بین این دو مفصل در دو گروه بود (P>۰/۰۵). اما در پس آزمون، مرحله میانه اتکا و مرحله جداشدن پنجه اختلاف دو گروه معنی دار بود (P<۰/۰۵). نتایج مقایسه درون گروهی در این مفصل نشان داد عامل زمان در هر دو گروه تأثیری بر زاویه کاپلینگ این مفاصل نداشته است (Eta=۰/۱۵، P=۰/۲۳، F=۱/۶۴).

جدول ۵. مقایسه بین گروهی هماهنگی در مفاصل مچ-زانو

مرحله	زمان	گروه تکلیف دوگانه	گروه کنترل	F	Sig.
بارگذاری	پیش‌آزمون	۱۳۴/۱۹±۱۲/۸۳ (AP)	۱۳۲/۵۳ ± ۱۷/۴۱ (AP)	۳/۲۰	۰/۰۹
	پس‌آزمون	۱۳۴/۱۳±۱۱/۶۹ (AP)	۱۶۸/۱۶ ± ۲۱/۸۵ (DP)	۰/۳۴	۰/۵۷
میانه اتکا	پیش‌آزمون	۱۸۳/۱۹±۸۲/۳۶ (DP)	۱۹۶/۰۱ ± ۱۶/۷۱ (DP)	۰/۲۷	۰/۶۱
	پس‌آزمون	۱۹۴/۹±۱۰/۹۲ (DP)	۱۴۷/۲۷ ± ۲۱/۸۹ (AP)	۶/۱۵	۰/۰۲*
بلند کردن پنجه	پیش‌آزمون	۱۱۵/۷±۷۶/۶۸ (AP)	۱۲۳/۳۰ ± ۶/۵۴ (AP)	۴/۰۹	۰/۰۶
	پس‌آزمون	۱۱۶/۴±۲۱/۸۳ (AP)	۱۲۱/۶۶ ± ۶/۳۱ (AP)	۶/۳۳	۰/۰۲*
نوسان	پیش‌آزمون	۲۲۹/۹±۷۲/۱۸ (IP)	۲۳۶/۲۹ ± ۹/۷۳ (IP)	۱/۳۹	۰/۲۵
	پس‌آزمون	۲۴۲/۴±۹۷/۴۳ (IP)	۲۳۸/۰۱ ± ۹/۸۷ (IP)	۰/۱۲	۰/۷۴

اختصارات: IP: وضعیت هم فاز؛ AP: وضعیت ناهم فاز؛ PP: وضعیت پروگسیمال؛ DP: وضعیت دیستال

نتایج مقایسه بین گروهی درمفصل زانو-ران در (جدول ۶) نشان داده شده است، نتایج در مرحله پیش آزمون نشان دهنده عدم اختلاف معنی دار در هماهنگی بین مفصل زانو-ران بود (P>۰/۰۵). اما در پس آزمون در مرحله نوسان اختلاف دو گروه معنی دار بود (P<۰/۰۵). نتایج مقایسه درون گروهی نشان داد که عامل زمان تأثیر معنی داری بر هماهنگی داشته است.

جدول ۶. مقایسه بین گروهی هماهنگی در مفاصل زانو-ران

مرحله	زمان	گروه تکلیف دوگانه	گروه کنترل	F	Sig.
بارگذاری	پیش‌آزمون	۲۵۹/۱۷±۹۹/۷۵ (PP)	۲۴۰/۵۱ ± ۱۴/۲۳ (IP)	۲/۰۵	۰/۱۷
	پس‌آزمون	۲۶۷/۱۲±۷۲/۳۶ (PP)	۲۴۳/۳۲ ± ۱۴/۹۲ (IP)	۰/۱۶	۰/۷۰
میانه اتکا	پیش‌آزمون	۲۶۸/۶±۰۳/۴۲ (PP)	۲۵۶/۶۳ ± ۳/۹۵ (PP)	۰/۰۲	۰/۹۰
	پس‌آزمون	۲۳۰/۲۴±۸۷/۳۹ (IP)	۲۵۵/۹۹ ± ۳/۹۰ (PP)	۱/۷۱	۰/۲۱
بلند کردن پنجه	پیش‌آزمون	۴۸/۸±۱۲/۴۱ (IP)	۵۴/۸۶ ± ۱۵/۵۹ (IP)	۰/۴۱	۰/۵۳
	پس‌آزمون	۴۸/۵±۰۴/۷۶ (IP)	۵۰/۶۴ ± ۱۵/۶۷ (IP)	۰/۰۰	۰/۹۹
نوسان	پیش‌آزمون	۱۶۳/۹±۲۰/۰۸ (DP)	۱۵۷/۲۵ ± ۸/۶۰ (AP)	۰/۲۲	۰/۶۵
	پس‌آزمون	۱۷۱/۱۰±۰۶/۱۳ (DP)	۱۵۶/۷۴ ± ۵/۹۶ (AP)	۵/۳۳	۰/۰۳*

اختصارات: IP: وضعیت هم فاز؛ AP: وضعیت ناهم فاز؛ PP: وضعیت پروگسیمال؛ DP: وضعیت دیستال

بحث

هدف از این پژوهش بررسی اثر یک دوره تمرین تکلیف دوگانه حرکتی-شناختی بر هماهنگی بین مفصلی سالمندان دارای ضعف تعادلی بود. این پژوهش در راستای تحقیقاتی است که هدف آنها شناسایی ویژگی های گام برداری در سالمندان و ارائه راهکارهایی برای پیشگیری از سقوط می باشد.

نتایج حاصل از بررسی بین گروهی در هماهنگی مچ-ران نشان داد، مقدار زاویه کاپلینگ در پیش آزمون و پس آزمون اختلاف معنی داری نداشت. بررسی درون گروهی در هماهنگی این مفاصل نشان داد، تمرین بطور کلی حدود ۸/۴ درصد موجب کاهش زوایای کاپلینگ در مفاصل مچ-ران در حین گام برداری تأثیر داشته است که این مقدار از لحاظ آماری معنی داری بوده است. بررسی نتایج به

تفکیک مراحل گام برداری نشان داد، بیشترین تأثیر تمرین در هماهنگی مچ–ران در مرحله بارگذاری و بلند کردن پنجه بوده است. در مرحله بارگذاری، تمرین موجب تغییر هماهنگی از فاز پروگسیمال به هم فاز گردیده است. در وضعیت پروگسیمال مفصل مچ تمایل به ثبات حرکت و مفصل ران در حال اکستنشن می باشد، درحالی که پس از تمرین در این مرحله از گام برداری، حرکات مفاصل مچ و ران به صورت هم فاز گردیده اند، یعنی ران درحال اکستنشن و مچ نیز تمایل به شروع پلانتارفلکشن دارد. در مرحله بلند کردن پنجه، پس از تمرینات مقدار زاویه کاپلینگ کوچکتر گردیده بود. با توجه به زوایا در این مرحله، ران درحال فلکشن و مچ در حال شروع پلانتارفلکشن می باشد، کاهش این زوایا به معنی نزدیک شدن به فاز پروگسیمال است، که همسو با یافته های مطالعات گذشته نشانه ثبات بهتر در گام برداری افراد می باشد (۴۸). با توجه به اهمیت بیشتر مفاصل پروگسیمال نسبت مفاصل دیستال در حفظ تعادل دینامیکی حین راه رفتن (۴۹، ۵۰)، به ویژه در مراحل بارگذاری و بلند کردن پنجه که مرکز فشار بدن در حال انتقال از یک پا به پای دیگر می باشد، نتایج بدست آمده از این مطالعه منطقی می باشد. بنابراین می توان نتیجه گرفت که تمرین موجب بهبود وضعیت تعادل دینامیکی سالمندان گروه تجربی حین راه رفتن گردیده است. در مرحله بارگذاری زاویه کاپلینگ بدست آمده هماهنگی هم فاز را بعد از اجرای تمرینات، نشان می دهد که افزایش حرکت مچ پا در مرحله بارگذاری نسبت به قبل از تمرینات است. این امر ممکن است به علت افزایش سرعت راه رفتن و کاهش زمان مرحله بارگذاری باشد، که موجب حرکت سریعتر مفصل مچ به سمت پلانتارفلکشن و قرار گرفتن در مرحله اتکا باشد. در مطالعات گذشته نیز بر تأثیر سرعت راه رفتن بر تغییر زوایای کاپلینگ مفاصل تأکید شده است (۵۱–۵۳). یافته های این پژوهش درباره هماهنگی مچ–زانو نشان داد، پس از تمرینات در مرحله میانه اتکا مقدار زاویه کاپلینگ در گروه تجربی به طور معنی داری کمتر از گروه کنترل بود. مطالعات در راه رفتن نرمال و در افراد جوان نشان داده است، هماهنگی مفاصل مچ–زانو در مرحله میانه اتکا، معمولا در فاز دیستال قرار دارد، در این فاز حرکت پلانتارفلکشن مچ و ثبات زانو وجود دارد (۵۴). در پژوهش حاضر گروه کنترل در مرحله پس آزمون هماهنگی مچ–زانو تمایل به ناهم فاز شدن دارد، که نشان دهنده وجود فلکشن در مفصل زانو در مرحله میانه اتکا می باشد. این امر نشانه ضعف تعادل در سالمندان نسبت به جوانان می باشد، که برای پایین آوردن مرکز ثقل و کنترل بیشتر بدن انجام می گردد (۵۵). در مرحله بلند کردن پنجه، گروه کنترل هم در پیش آزمون و هم در پس آزمون دارای زاویه بیشتری نسبت به گروه تجربی بود، با این حال زوایای کاپلینگ هر دو گروه به حالت ناهم فاز قرار دارند. نتایج مقایسه درون گروهی در این مفصل نشان داد عامل تمرین تأثیری بر زاویه کاپلینگ این مفاصل نداشته است. بنابراین تمرینات دوگانه تأثیری بر هماهنگی مفاصل مچ–زانو نشان نداده اند.

به طور کلی تأثیر تمرین بر هماهنگی مفاصل زانو–ران حدود ۶ درصد برآورد شده است. بررسی تأثیر تمرین بر مراحل گام برداری در هماهنگی بین این مفاصل نشان داد پس از تمرین زاویه کاپلینگ در مرحله بارگذاری حدود ۱۶ درصد، مرحله میانه اتکا حدود ۷ درصد و در مرحله بلند کردن پنجه پا حدود ۱۱ درصد کاهش یافته است. بررسی زاویه کاپلینگ قبل از تمرین نشان داد مفاصل زانو–ران در حین مرحله بارگذاری در فاز پروگسیمال بوده اند بدین معنی که مفصل ران در حال اکستنشن و مفصل زانو بی حرکت بوده است. اما پس از تمرین این زاویه کاهش یافته بود به طوری که موجب هم فاز شدن این دو مفصل در مرحله بارگذاری گردیده بود. در وضعیت هم فاز ضمن اینکه مفصل ران در حال اکستنشن می باشد، زانو نیز در وضعیت اکستنشن قرار می گیرد. کاهش زاویه کاپلینگ در مرحله بارگذاری و استفاده از وضعیت هم فاز به علت محدود کردن درجه آزادی مفاصل و کنترل بهتر حرکات مورد استفاده قرار می گیرد (۵۶). همچنین با موجود اهمیت مفاصل پوگسیمال در حفظ تعادل، استفاده از مفاصل دیستال موجب کنترل دقیق تر حرکات می گردد (۲۱). بنابراین تمرین تکلیف دوگانه حرکتی–شناختی موجب بهبود سرعت راه رفتن و تغییر فاز هماهنگی در این مرحله گردیده است. بررسی زاویه کاپلینگ مفصل زانو–ران در مرحله بلند کردن پنجه نشان داد که گروه تجربی قبل از تمرین در وضعیت غیر هم فاز بوده اند، در این وضعیت ران درحال فلکشن و زانو تمایل به اکستنشن دارد. بعد از تمرین با وجود کاهش زاویه کاپلینگ بین این دو مفصل، فاز هماهنگی ثابت باقی مانده است. کاهش زاویه کاپلینگ در این مرحله به علت افزایش سرعت گام برداری پس از تمرین می باشد. نتایج در مورد تأثیر اجرای تکلیف دوگانه بر هماهنگی مچ–ران معنی داری

بـود.

نتیجه گیری

نتایـج ایـن مطالعـه نشـان داد تمریـن تکلیـف دوگانـه حرکتـی-شـناختی موجـب کاهـش زوایـای گاپلینـگ در تمام مفاصـل پایین تنـه و همچنیـن در مراحـل مختلـف گام بـرداری گردیـد. نتایـج نشـان دادنـد بیشـترین تأثیـر تمریـن بـر مراحـل بارگـذاری و بلند کـردن پنجـه بـوده اسـت کـه در ایـن مراحـل نقـش تعـادل بـه علـت انتقـال وزن بیـن پاهـا بیشـتر مـی باشـد. یافتـه هـای ایـن مطالعـه نشـان داد ایـن تمرینـات مـی تواننـد بـر هماهنگـی بیـن مفصلـی و در نتیجـه کنتـرل بهتـر تعـادل حیـن راه رفتـن مؤثـر باشـند. ایـن امـر بـه ویـژه در سـالمندان دارای ضعـف تعادلـی کـه قـادر بـه فعالیـت هـای عضلانـی و یـا راه رفتـن مسـتقل نیسـتند کمـک فراوانـی خواهـد کـرد. بنابـر ایـن نتایـج، توصیـه می شـود در مطالعـات بعـدی تأثیـر تمریـن دوگانـه در سـالمندان دارای ضعـف شـناختی کـه دارای اختـلال راه رفتـن و حفـظ تعـادل هسـتند نیـز بررسـی گـردد.

سپاسگزاری

بدیـن وسـیله از تمـام آزمونـی هـا کـه در انجـام ایـن پژوهـش ما را یـاری نمودنـد تشـکر و قدردانـی مـی گـردد.

تضاد منافع

وجود ندارد.

References

1. Wollesen B, Voelcker-Rehage C. Training effects on motor-cognitive dual-task performance in older adults. European Review of Aging and Physical Activity. 2014:1-20. https://doi.org/10.1007/s11556-013-0122-z
2. Faulkner JA, Larkin LM, Claflin DR, Brooks SV. Age related changes in the structure and function of skeletal muscles. Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology. 2007;34(11):1091-6. https://doi.org/10.1111/j.1440-1681.2007.04752.x
3. Barbieri G, Gissot A-S, Pérennou D. Ageing of the postural vertical. Age. 2010;32(1):51-60. https://doi.org/10.1007/s11357-009-9112-5
4. 4. Borel L, Alescio-Lautier B. Posture and cognition in the elderly: Interaction and contribution to the rehabilitation strategies. Neurophysiologie Clinique/ Clinical Neurophysiology. 2013. https://doi.org/10.1016/j.neucli.2013.10.129
5. Barin K, Dodson EE. Dizziness in the elderly. Otolaryngologic Clinics of North America. 2011;44(2):437-54. https://doi.org/10.1016/j.otc.2011.01.013
6. Borel L, Alescio-Lautier B. Posture and cognition in the elderly: Interaction and contribution to the rehabilitation strategies. Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology. 2014; 44 (1):95-107. https://doi.org/10.1016/j.neucli.2013.10.129
7. LORD SR, Lloyd DG, LI SK. Sensori-motor function, gait patterns and falls in community-dwelling women. Age and Ageing. 1996;25(4):292-9. https://doi.org/10.1093/ageing/25.4.292
8. Herman T, Mirelman A, Giladi N, Schweiger A, Hausdorff JM. Executive control deficits as a prodrome to falls in healthy older adults: a prospective study linking thinking, walking, and falling. Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences. 2010;65(10):1086-92. https://doi.org/10.1093/gerona/glq077
9. Stuss DT, Alexander MP. Executive functions and the frontal lobes: a conceptual view. Psychological research. 2000;63(3):289-98. https://doi.org/10.1007/s004269900007
10. Yogev-Seligmann G HJ, Giladi N. The role of executive function and attention in gait. Mov Disord. 2008;23:329-42. https://doi.org/10.1002/mds.21720
11. Hausdorff JM, Doniger GM, Springer S, Yogev G, Simon ES, Giladi N. A common cognitive profile in elderly fallers and in patients with Parkinson's disease: the prominence of impaired executive function and attention. Experimental aging research. 2006;32(4):411-29. https://doi.org/10.1080/03610730600875817
12. Smith-Ray RL, Hughes SL, Prohaska TR, Little DM, Jurivich DA, Hedeker D. Impact of cognitive training on balance and gait in older adults. Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences. 2015;70(3):357-66. https://doi.org/10.1093/geronb/gbt097
13. Wollesen B, Voelcker-Rehage C, Willer J,

Zech A, Mattes K. Feasibility study of dual-task-managing training to improve gait performance of older adults. Aging clinical and experimental research. 2015;27(4):447-55. https://doi.org/10.1007/s40520-014-0301-4

14. Mozolic JL, Long AB, Morgan AR, Rawley-Payne M, Laurienti PJ. A cognitive training intervention improves modality-specific attention in a randomized controlled trial of healthy older adults. Neurobiology of aging. 2011;32(4):655-68. https://doi.org/10.1016/j.neurobiolaging.2009.04.013
15. Stark SL, Roe CM, Grant EA, Hollingsworth H, Benzinger TL, Fagan AM, et al. Preclinical Alzheimer disease and risk of falls. Neurology. 2013;81(5):437-43. https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e31829d8599
16. Allali G, Assal F, Kressig RW, Dubost V, Herrmann FR, Beauchet O. Impact of impaired executive function on gait stability. Dementia and geriatric cognitive disorders. 2008;26(4):364-9. https://doi.org/10.1159/000162358
17. Sheridan PL, Solomont J, Kowall N, Hausdorff JM. Influence of executive function on locomotor function: divided attention increases gait variability in Alzheimer's disease. Journal of the American Geriatrics Society. 2003;51(11):1633-7. https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2003.51516.x
18. Montero-Odasso M, Bergman H, Phillips NA, Wong CH, Sourial N, Chertkow H. Dual-tasking and gait in people with mild cognitive impairment. The effect of working memory. BMC geriatrics. 2009;9(1):41. https://doi.org/10.1186/1471-2318-9-41
19. Allali G, Dubois B, Assal F, Lallart E, de Souza LC, Bertoux M, et al. Frontotemporal dementia: pathology of gait? Movement Disorders. 2010;25(6):723-9. https://doi.org/10.1002/mds.22927
20. Ippersiel P, Robbins S, Dixon P. Lower-limb coordination and variability during gait: The effects of age and walking surface. Gait & Posture. 2021;85:251-7. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.02.009
21. Chiu S-L, Chou L-S. Variability in inter-joint coordination during walking of elderly adults and its association with clinical balance measures. Clinical Biomechanics. 2013;28(4):454-8. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.03.001
22. Hafer JF, Boyer KA. Age related differences in segment coordination and its variability during gait. Gait & posture. 2018;62:92-8. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.02.021
23. Society AG, Society G, Of AA, Prevention OF, Panel OS. Guideline for the prevention of falls in older persons. Journal of the American Geriatrics Society. 2001;49(5):664-72. https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2001.49115.x
24. Kannus P, Sievänen H, Palvanen M, Järvinen T, Parkkari J. Prevention of falls and consequent injuries in elderly people. The Lancet. 2005;366(9500):1885-93. https://doi.org/10.1016/S0140-6736(05)67604-0
25. Doughty K, Lewis R, McIntosh A. The design of a practical and reliable fall detector for community and institutional telecare. Journal of Telemedicine and Telecare. 2000;6(1_suppl):150-4. https://doi.org/10.1258/1357633001934483
26. Moncada LVV, Mire LG. Preventing falls in older persons. American family physician. 2017;96(4):240-7.
27. Papalia GF, Papalia R, Diaz Balzani LA, Torre G, Zampogna B, Vasta S, et al. The effects of physical exercise on balance and prevention of falls in older people: A systematic review and meta-analysis. Journal of clinical medicine. 2020;9(8):2595. https://doi.org/10.3390/jcm9082595
28. Pichierri G, Wolf P, Murer K, de Bruin ED. Cognitive and cognitive-motor interventions affecting physical functioning: a systematic review. BMC geriatrics. 2011;11(1):1-9. https://doi.org/10.1186/1471-2318-11-29
29. Yamada M, Aoyama T, Tanaka B, Nagai K, Ichihashi N. Seated stepping exercise in a dual-task condition improves ambulatory function with a secondary task: a randomized controlled trial. Aging clinical and experimental research. 2011;23(5):386-92. https://doi.org/10.1007/BF03337763
30. Yamada M, Aoyama T, Hikita Y, Takamura M, Tanaka Y, Kajiwara Y, et al. Effects of a DVD-based seated dual-task stepping exercise on the fall risk factors among community-dwelling elderly adults. Telemedicine and e-Health. 2011;17(10):768-72. https://doi.org/10.1089/tmj.2011.0054
31. Uemura K, Yamada M, Nagai K, Tateuchi H, Mori S, Tanaka B, et al. Effects of dual-task switch exercise on gait and gait initiation performance in older adults: preliminary results of a randomized controlled trial. Archives of gerontology

and geriatrics. 2012;1;54(2):e167-71. https://doi.org/10.1016/j.archger.2012.01.002
32. Hiyamizu M, Morioka S, Shomoto K, Shimada T. Effects of dual task balance training on dual task performance in elderly people: a randomized controlled trial. Clinical rehabilitation. 2012;26(1):58-67. https://doi.org/10.1177/0269215510394222
33. Schwenk M, Zieschang T, Oster P, Hauer K. Dual-task performances can be improved in patients with dementia: a randomized controlled trial. Neurology. 2010;74(24):1961-8. https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e3181e39696
34. Gobbo S, Bergamin M, Sieverdes JC, Ermolao A, Zaccaria M. Effects of exercise on dual-task ability and balance in older adults: A systematic review. Archives of gerontology and geriatrics. 2014;58(2):177-87. https://doi.org/10.1016/j.archger.2013.10.001
35. Roh S, Yoon S, Kim JN, Lim HS. Effects of modified Pilates on variability of inter-joint coordination during walking in the elderly. Journal of physical therapy science. 2016;28(12):3463-7. https://doi.org/10.1589/jpts.28.3463
36. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. Behavior research methods. 2007;39(2):175-91. https://doi.org/10.3758/BF03193146
37. Azadian E, Taheri HR, Saberi Kakhki A, Farahpour N. Effects of dual-tasks on spatial-temporal parameters of gait in older adults with impaired balance. Iranian Journal of Ageing. 2016;11(1):100-9. https://doi.org/10.21859/sija-1101100
38. Silsupadol P, Shumway-Cook A, Lugade V, van Donkelaar P, Chou L-S, Mayr U, et al. Effects of Single-Task Versus Dual-Task Training on Balance Performance in Older Adults: A Double-Blind, Randomized Controlled Trial. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2009;90(3):381-7. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.09.559
39. Berg K. Measuring Balance in the Elderly: Development and Validation of an Instrument1992.
40. Moulodi B, Azad A, Taghizadeh G, Roohi-Azizi M, Mohammadi P. Reliability and validity of persian version of performance-oriented mobility assessment (POMA) in Community-dwelling Iranian Older Adults: Psychometric Properties. Iranian Rehabilitation Journal. 2020;18(1):39-48. https://doi.org/10.32598/irj.18.1.626.5
41. Behdarvandi M. Mini-Mental State Examination. Institute of Behavioural and Cognitive Sciences, Sina. 2012.
42. Salari S, Shaeiri MR, Asghari-Moghaddam MA. Psychometric Characteristics of the Rowland Universal Dementia Assessment Scale (RUDAS) in a Sample of Iranian Elderly. Iranian Journal of Psychiatry and Clinical Psychology. 2014;20(1):74-84.
43. Sleutjes DK, Harmsen IJ, van Bergen FS, Oosterman JM, Dautzenberg PL, Kessels RP. Validity of the Mini-Mental State Examination-2 in Diagnosing Mild Cognitive Impairment and Dementia in Patients Visiting an Outpatient Clinic in the Netherlands. Alzheimer disease and associated disorders. 2020;34(3):278. https://doi.org/10.1097/WAD.0000000000000403
44. Ferrari A, Benedetti MG, Pavan E, Frigo C, Bettinelli D, Rabuffetti M, et al. Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. Gait & Posture. 2008;28(2):207-16. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.11.009
45. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement: John Wiley & Sons; 2009. https://doi.org/10.1002/9780470549148
46. Fukaya T, Mutsuzaki H, Wadano Y. Kinematic analysis of knee varus and rotation movements at the initial stance phase with severe osteoarthritis of the knee. The Knee. 2015;22(3):213-6. https://doi.org/10.1016/j.knee.2015.02.012
47. Robertson GE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics: Human kinetics; 2013. https://doi.org/10.5040/9781492595809
48. Kibushi B, Moritani T, Kouzaki M. Local dynamic stability in temporal pattern of intersegmental coordination during various stride time and stride length combinations. Experimental brain research. 2019;31;237(1):257-71. https://doi.org/10.1007/s00221-018-5422-0
49. Winter DA. Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. Physical therapy. 1992;72(1):45-53. https://doi.org/10.1093/ptj/72.1.45
50. Chiu S-L, Osternig L, Chou L-S. Concussion induces gait inter-joint coordination variability

under conditions of divided attention and obstacle crossing. Gait & posture. 2013;38(4):717-22. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.03.010

51. Chiu S-L, Chou L-S. Effect of walking speed on inter-joint coordination differs between young and elderly adults. Journal of biomechanics. 2012;45(2):275-80. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.10.028
52. Lelas JL, Merriman GJ, Riley PO, Kerrigan DC. Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. Gait & posture. 2003;17(2):106-12. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00060-7
53. Hicheur H, Terekhov AV, Berthoz A. Intersegmental coordination during human locomotion: does planar covariation of elevation angles reflect central constraints? Journal of neurophysiology. 2006;96(3):1406-19. https://doi.org/10.1152/jn.00289.2006
54. Jafarnezhadgero A, Mousavi SH, Madadi-Shad M, Hijmans JM. Quantifying lower limb inter-joint coordination and coordination variability after four-month wearing arch support foot orthoses in children with flexible flat feet. Human movement science. 2020;70:102593. https://doi.org/10.1016/j.humov.2020.102593
55. Igawa T, Katsuhira J. Biomechanical analysis of stair descent in patients with knee osteoarthritis. Journal of physical therapy science. 2014;26(5):629-31. https://doi.org/10.1589/jpts.26.629
56. Harbourne RT, Stergiou N. Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. Physical therapy. 2009; 89 (3):267-82. https://doi.org/10.2522/ptj.20080130

پیوست ۱

برای تعیین حجم نمونه G*Power خروجی نرم افزار

F tests - ANOVA: Repeated measures, within factors
Analysis: A priori: Compute required sample size
Input: Effect size f=0.25
α err prob=0.05
Power (1-β err prob)=0.80
Number of groups=2
Number of measurements =4
Corr among rep measures =0.5
Nonsphericity correction ε=1
Output: Noncentrality parameter λ =12.0000000
Critical F=2.7437108
Numerator df=3.0000000
Denominator df =66.0000000
Total sample size =24
Actual power=0.8157454