پژوهش نامه مدیریت ورزشی و رفتار حرکتی دوره نوزدهم / شماره سی و هشتم / پاییز و زمستان ۱۴۰۲

دریافت:۱۳۹۹/۸/۲۶ پذیرش: ۱۴۰۱/۶/۹ ص ص: ۶۷-۵۱

تأثیر یک دوره تمرین راه رفتن همراه با بازخورد حسی شنیداری بر تعادل ایستا و پویای سالمندان

امید فروتن[۱]، ضیاء فلاح محمدی[۲]، مژگان معمار مقدم[۳]

چکیده

مقدمه و هدف: هدف از پژوهش حاضر بررسی تأثیر یک دوره تمرین با بازخورد حسی شنیداری بر تعادل ایستا و پویای سالمندان بود.

روش شناسی: نمونه آماری این پژوهش شامل ۳۶ نفر مرد سالمند سالم بودند که به‌طور هدفمند انتخاب و به‌صورت تصادفی به سه گروه (تجربی با بازخورد حسی شنیداری، گروه کنترل راه رفتن بدون بازخورد و گروه کنترل بدون تمرین) تقسیم شدند. برای اندازه‌گیری تعادل ایستا و پویا از آزمون تعادل ایستای ثابت و آزمون آستانه پایداری عملکردی در پیش و پس‌آزمون استفاده شد و برای ارزیابی هم‌انقباضی عضلانی و تأثیرات آن بر تعادل، الگوی فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی (نعلی، ساقی قدامی، پهن داخلی، پهن خارجی و دوسررانی) از دستگاه الکترومایوگرافی استفاده شد. گروه تجربی به مدت ۶ هفته، ۳ جلسه در هفته و هر جلسه ۲۰ دقیقه تمرین راه رفتن با بازخورد حسی شنیداری انجام دادند و گروه کنترل راه رفتن بدون بازخورد نیز تمرینات راه رفتن ساده را در همین بازه زمانی بدون بازخورد دنبال کردند. تحلیل داده¬ها با استفاده از مدل آنالیز کوواریانس و آزمون ناپارامتریک بوت استرپ در سطح معناداری ۰/۰۵ انجام شد.

یافته ها: نتایج نشان داد تمرین راه رفتن با بازخورد حسی شنیداری، علی‌رغم بهبود بر هم انقباضی عضلات و عملکرد تعادلی گروه تجربی، از نظر آماری معنادار نبود ($P>۰/۰۵$).

نتیجه گیری: این نتایج نشان می دهد بازخورد حسی شنیداری در حین راه¬رفتن بر تعادل سالمندان تأثیر زیادی ندارد

واژه‌های کلیدی: بازخورد حسی بیرونی، تعادل، سالمندی

۱ امید فروتن، دانش آموخته کارشناسی ارشد گروه فیزیولوژی ورزشی دانشکده علوم ورزشی دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران (نویسنده مسئول omidforoutan1398@gmail.com

۲ استاد گروه فیزیولوژی ورزشی دانشکده علوم ورزشی دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران

۳ استادیار گروه بیومکانیک ورزشی و رفتار حرکتی، دانشکده علوم ورزشی دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران

مقدمه

سالمندی[۱] دوره‌ای از سیر طبیعی زندگی هر فردی است که در اثر عامل زمان پیش می‌آید. به تعریف سازمان بهداشت جهانی، افراد بالای ۶۰ سال سالمند محسوب می‌شود و تخمین زده شده است که این جمعیت به ۲۲ درصد در سال ۲۰۵۰ افزایش خواهد یافت، لذا توجه و مراقبت از بهداشت روانی و جسمانی این افراد جزو اولویت‌های اساسی هر جامعه می‌باشد (۱). یکی از رایج‌ترین مشکلات شایع در این دوران، کاهش تعادل[۲] سقوط و اختلال در راه رفتن است. آسیب‌های جدی ناشی از سقوط شامل شکستگی گردن ران، اندام‌ها و مهره‌های کمر و خونریزی زیرپوستی است که منجر به خانه‌نشینی، آسیب‌های روانی، از دست دادن عملکرد مستقل در زندگی روزمره و حتی مرگ می‌شود. لذا حفظ تعادل ایستا و پویا برای انجام فعالیت‌های روزمره زندگی و ازجمله راه رفتن لازم و ضروری است (۲, ۳).

چندین عامل باعث کنترل ضعیف قامت و کاهش تعادل در سالمندان می‌شود که ازاین‌بین، افول سیستم‌های حسی مانند بینایی، شنوایی (۳)، کاهش قدرت عضله و تغییر در الگوی فعالیت عضلانی از مهم‌ترین این عوامل هستند (۴). با افزایش سن سیستم‌های حسی بیشتر از سایر سیستم‌ها دستخوش تغییرات نزولی می‌شود. این تغییرات موجب ارسال اطلاعات حسی غیردقیق به فرد خواهند شد و درنتیجه بدن قادر به شناسایی انحرافات از مرکز ثقل نخواهد بود که این امر دقت و توجه فرد به اندام‌ها را افزایش می‌دهد (توجه درونی) و درنتیجه اجرای کنترل خودکار حرکت را مختل می‌کند (۵). همچنین دریافت اطلاعات ورودی نادرست موجب می‌شود، فرد سالمند برای انجام فعالیت ساده‌ای چون راه رفتن و حفظ تعادل به‌دقت و توجه بیشتری نیاز داشته باشد. نورون‌های عصبی مسیر طولانی‌تری را تا قشر حرکتی طی کرده و در ادامه نمود آن در افزایش درصد هم انقباضی برای حفظ تعادل دیده می‌شود (۶). مطالعات نشان می‌دهند که افراد سالمند برای حفظ وضعیت قامت و تعادل عضلات بیشتری را فعال می‌سازند و الگوی فعال‌سازی آن‌ها نسبت به جوان‌ترها متفاوت است (۳). افزایش هم انقباضی عضله[۳] در سالمندان یک استراتژی برای حفظ تعادل است و باعث افزایش هزینه‌های انرژی راه رفتن، خستگی و کاهش عملکرد حرکتی و سرعت راه رفتن می‌شود و همچنین با افزایش نیرو در اطراف مفصل باعث غضروفی شدن و از بین رفتن مفصل می‌گردد که می‌تواند با افزایش خطر افتادن و بی‌تحرکی همراه شود (۲). اگرچه درصدی از انقباض هم‌زمان عضلات موافق و مخالف در مسیر حرکت مفصل، یک تاکتیک نرمال برای کنترل حرکتی است اما افزایش آن با پیشرفت سن، به‌عنوان یک ناهنجاری، عواقب منفی بر هزینه انرژی و محدودیت حرکتی و کاهش تعادل دارد. لذا کاهش هم انقباضی اندام تحتانی به‌منظور بهبود کنترل حرکتی راه رفتن و تعادل و درنتیجه کاهش خطرات افتادن و بی‌تحرکی مهم است (۲, ۵, ۶).

مجموعه قابل توجهی از شواهد نشان می دهد در سالمندی درگیری شناختی در کنترل وضعیت و تعادل افزایش می یابد، بخش عمده ای از این مطالعات راه رفتن، تعادل پویا و ایستا را حاصل درگیری همزمان سیستم شناختی و عصبی عضلانی گزارش کردند برخلاف تکالیف شناختی دایم مانند تشخیص صدا انجام حرکت حتی ساده مانند حفظ تعادل ایستا یا پویا نیاز به همپوشانی مدارهای عصبی عضلانی با شناختی دارد که در نتیجه تعامل و تداخل

۱. Elderly

۲. Balance

۳. Cocontraction

دو عامل کیفیت کار را پایین خواهد آورد و در نهایت تعادل را به چالش می کشد. در ادبیات مربوط به پیری و بازتوانی بطور خاص بهتر است عملکرد شناختی توجهی بهبود یابد تا سیستم عصبی حرکتی سازگار شود (۷).

یکی از موضوعات موردعلاقه محققان کنترل حرکتی، بررسی تأثیرات راهکارهای جدید درمانی بر رفتار حرکتی بوده است (۸). یافته‌های تجربی این پژوهش‌ها نشان می‌دهد که مربیان و درمانگرها می‌توانند تنها با تغییر دستورالعمل‌ها به‌عنوان یک قید تکلیف، توجه اجراکننده‌ها را بر جنبه‌های خاصی از تکلیف و مهارت در حال اجرا متمرکز نموده و به دنبال آن، دقت و یادگیری حرکتی اجراکنندگان را به‌طور متفاوتی دستخوش تغییر کنند (۸, ۹). استفاده از برنامه‌های تمرینی با بازخوردهای حسی بیرونی یکی از این استراتژی‌ها می‌باشد، بازخورد حسی بیرونی شنیداری از بازخوردهای حسی که در آن از ضرب‌آهنگ (ریتم) و علائم زمان‌بندی‌شده به اشکال مختلف مانند بوق‌های موزون (بافاصله‌ی زمانی مشخص)، مترونوم، موسیقی و یا دست زدن ریتمیک در حین راه رفتن استفاده می‌شود این نشانه و بازخوردها منجر به تمرکز افراد به محیط بیرونی و عدم توجه به اندام‌ها خواهد شد با این هدف که الگوی حرکتی در ادامه خودکار شده و نیاز به مصرف انرژی بیشتر و توجه به اندام‌ها کاهش یابد (۸, ۵). تحریکات ریتمیک شنیداری روشی جدید درعلم نوین بازتوانی است که علاوه بر تاثیر روی قشر ارادی مغز، بیشتر مناطق مغز که شامل توجه، عملکرد حرکتی و پردازش عاطفی است را تحریک می کند و از سوی دیگر مناطقی از مغز که مربوط به فرآیندهای شناختی به خصوص قشر سینگولیت قدامی را با دامنه وسیع تر درگیر کرده و باعث ایجاد تغییرات در شکل پذیری عصبی شده و از این طریق باعث تاخیر رشد اختلالات شناختی در افراد مسن می شود. در این نوع مداخلات ضرب آهنگ به صورت یک نوسانگر بیرونی اعمال شده و منجر به هم زمانی تحریک–حرکت و فراخوانی واحدهای حرکتی منسجم تر و درنتیجه سبب بهبودی فعالیت عصبی عضلانی خواهد شد(۱۰–۱۱–۱۲) بر اساس فرضیه عمل محدود شده، تلاش برای کنترل آگاهانه به شکل راهبردهای توجه درونی، سیستم حرکتی را محدود ساخته و مانع از فرایندهای خودکاری می‌شود که حرکت را کنترل می‌کنند، اما توجه به سمت اثرات حرکت (توجه بیرونی) به سیستم اجازه می‌دهد تا به کمک درگیری بیشتر در فرایندهای پردازش خودکار، خودسازمانده شده و این خودسازمانی منجر به بهبود عملکرد و اجرای حرکتی می‌گردد (۵, ۱۳, ۱۴). از دیگر دلایل اثربخشی این نوع بازخوردها می‌توان به نظریه کدگذاری مشترک پرینز۱ (۱۹۹۰) اشاره نمود که بحث اصلی آن این است که دقت زمانی کارآمدتر خواهد بود که بر اساس نتیجه (بازخورد بیرونی) بازنمایی گردد (۱۵). علاوه بر این، بازخوردهای موزون حسی بیرونی پاسخ‌های حرکتی را با علائم موزون، هم‌زمان می‌کند و باعث افزایش کیفیت پاسخ و تغییرات در برنامه‌ریزی و اجرای حرکتی می‌گردند که این فرآیند نه‌تنها به تغییر سرعت حرکت منجر می‌شود بلکه موجب ایجاد مسیرهای حرکتی هموارتر با تغییرپذیری کمتر و فراخوانی عضله می‌گردد (۸).

به‌طورکلی در علوم شناختی از کانون توجه و فرایندهای مربوط به آن به‌عنوان عامل کلیدی برای توسعه اجرای بهینه مهارت‌های حرکتی یاد می‌کنند. باوجوداین تأثیرات مثبت، مطالعات محدودی درمان مبتنی بر بازخورد حسی بیرونی را بر روی تعادل افراد سالمند بررسی کرده‌اند و محققان از این نوع بازخورد بیشتر جهت بهبود بیماری‌های اعصاب محیطی بهره برده‌اند. مطالعات مختلفی نشان داده‌اند که استفاده از این نوع بازخورد حسی شنیداری در جمعیت مختلفی از افراد با ناهنجاری‌های بالینی ازجمله بیماری‌های عصب‌شناختی مانند پارکینسون، اماس تأثیرات مثبتی را به دنبال داشته است (۱۶, ۱۸،۱۷). در جمعیت سالمندی نیز تحقیقات محدودی به‌صورت مشابه با ضرب

---

۱. Prinz's theory of common coding

آهنگ و یا موسیقی انجام شده است، ازجمله در مطالعه‌ای توسط سانتوس و همکاران۱ (۲۰۲۱) موسیقی ریتمیک را به‌عنوان یک عامل مثبت برای سلامتی افراد مسن گزارش کرده‌اند، در این مطالعه ۲۸ سالمند سالم تحت فعالیت با موسیقی قرار گرفتند. دستاوردهای حاصل از این مداخله تأثیر مثبتی را بر مهارت‌های حرکتی سالمندان نشان داد (۱۰). ناسسیمنتو و همکاران۲ (۲۰۲۰) تأثیر تحریک شنوایی موزون با موسیقی بر روی پارامترهای مکانی– زمانی در ۱۵ سالمند کم تحرک را بررسی نمودند. نتایج نشان داد، راه رفتن به‌عنوان شاخص مهمی در ارزیابی تعادل تحت تأثیر یک جلسه تمرین با این نوع مداخلات، تغییرات مثبتی داشته است. این محققان اظهار داشتند که فعال شدن نواحی حرکتی مغز با استفاده از محرک‌هایی با ریتم می‌تواند تحریک‌پذیری سلول‌های عصبی حرکتی نخاع را افزایش دهد و درنتیجه ارسال فرمان‌های حرکتی و شروع پاسخ‌های عضلانی سریع‌تر خواهد بود (۱۱). ترومبتی و همکاران۳ (۲۰۱۱) اثر یک برنامه تمرینی ترکیبی شامل تکالیف چندگانه و موسیقی بر راه رفتن و تعادل سالمندان را مورد بررسی قرار دادند. گروه تجربی تمرینات خود را به مدت شش ماه دنبال کردند. پس از انجام تمرینات این گروه بهبود معنی‌داری در عملکرد تعادل پویا نسبت به گروه کنترل نشان دادند، درحالی‌که تأثیر معناداری در تعادل ایستا گروه تجربی مشاهده نشد (۱۹). دویترون و همکاران۴ (۲۰۰۵) از دو شیوه بازخورد شنیداری برای کنترل تعادل در سالمندان استفاده کردند، بازخورد شنیداری اول، تحریک صوتی در غالب پالس‌های ریتمیک و ضرب دار، بازخورد دیگر شامل یک موسیقی به بلندی ۴۴۰ هرتز بود. نتایج نشان داد که بازخورد شنیداری در هر دو گروه باعث بهبود تعادل گردید ولی گروهی که از پالس‌های ریتمیک استفاده کردند، ثبات بیشتری را در تعادل نشان دادند. بااین‌حال محققان در این مطالعه تنها یک جلسه بازخوردهای شنیداری اکتفا نمودند و سازگاری‌های فیزیولوژیکی ناشی از اثرات بلند مدت مداخلات را مورد ارزیابی قرار ندادند ۲۰). در همین راستا رجب تبار و همکاران (۱۳۹۹) اثر تمرین با زمان‌بندی حسی بیرونی با استفاده از ریتم را بر میانگین سرعت و دامنه مرکز فشار تعادل ایستا و پویای سالمندان با استفاده از فوت اسکن مورد بررسی قرار دادند. نتایج پژوهش نشان داد تمرین با زمان‌بندی حسی بیرونی موجب افزایش معنی‌دار دامنه‌ی مرکز فشار در مسیر قدامی–خلفی و داخلی–خارجی در گروه تجربی شد که موجب بهبود تعادل پویا گردید ولی بر روی تعادل ایستا تأثیری نداشت (۲۱). حسینی و همکاران در دو مطالعه (۱۳۹۸) اثر یک دوره تمرینات با بازخورد شنیداری و دیداری را بر فعالیت الکتریکی عضلات حین راه‌رفتن بررسی کردند، نتایج مطالعات آن‌ها نشان داده است هم‌انقباضی در دوره سالمندی اولیه چشم‌گیر نبوده و اثر معناداری بر الگوی راه‌رفتن و سیستم‌های توجهی ندارد بنابراین بهبودی ناشی از بازخورد حسی بیرونی چه از نوع شنیداری و چه از نوع دیداری اثر معنادار آماری بر فعالیت الکتریکی عضلات حین راه رفتن نداشته است، اما از دید تعادل پویا و ایستا بررسی انجام نشده و مطالعات بیشتر در این زمینه را پیشنهاد داده است (۱۲، ۲۲).

به نظر می رسد، طراحی این گونه مداخلات حسی می تواند راهبردی قابل اجرا برای بهبود تعادل در سالمندان باشد. از دیدگاه علمی هنوز پتانسیل کامل این گونه مداخلات به عنوان یک برنامه کاربردی به خوبی درک نشده است. در کل با توجه به کمبود تحقیقات درزمینه تأثیر این نوع بازخوردهای حسی شنیداری، به‌عنوان یک نوع دستورالعمل کانون توجه بیرونی، بر روی تعادل سالمندان و نیز محدودیت‌های مطرح شده در این تحقیقات و تناقض

[1]. Santos, et al.
[2].Nascimento, et al.
[3]. Trombetti, et al.
[4]. Deviterne, et al.

در یافته‌های موجود، به مطالعات بیشتر و شواهد بهتر و باکیفیت‌تری نیاز است تا در رابطه با اثربخشی این نوع تمرینات در سالمندان صحبت کرد. در این تحقیق سعی شد برخلاف بیشتر تحقیقات پیشین که از آزمون‌های میدانی برای ارزیابی تعادل استفاده کردند، از ابزارهای دقیق مانند دستگاه الکترومیوگرافی که احتمال خطای انسانی را کاهش می‌دهد، استفاده شود (۲۳). روش ارزیابی فعالیت الکتریکی عضله، عملکرد تعادل سالمندان را براساس مکانیسم‌های زیربنایی اثر گذار بر تعادل بررسی می‌کند (۲۴). همچنین سعی شد با کنترل در روش‌شناسی و رفع محدودیت‌های تحقیقات پیشین، برای جداسازی اثر بازخورد حسی شنیداری از اثر تمرین راه رفتن بر روی تعادل، از گروه کنترل راه رفتن بدون بازخورد حسی شنیداری استفاده شد. چرا که ممکن است، اثرات مثبت دیده شده در تحقیقات گذشته، ناشی از پیاده روی منظم در طی جلسات تمرین باشد و نه نتیجه این گونه مداخلات بیرونی. لذا نیاز به مطالعات کنترل شده بیشتری هست تا بتوانیم با قطعیت بیشتری از این یافته‌ها حمایت کنیم. با توجه به این‌که تحقیقات نشان می‌دهد که راه رفتن به‌عنوان یک تمرین ساده برای بهبود تعادل سالمندان مؤثر است، این یافته‌ها ممکن است در توصیه‌ی یک روش مداخله‌ای ارزان و ساده و قابل استفاده در هر زمان و مکان و بدون نیاز به درمانگر برای بهبود تعادل سالمندان ارزشمند باشد. لذا هدف از تحقیق حاضر، بررسی تأثیر یک دوره تمرین راه رفتن با بازخورد حسی شنیداری بر تعادل ایستا و پویا سالمندان می‌باشد.

روش شناسی پژوهش

این تحقیق از نوع نیمه تجربی و به لحاظ هدف کاربردی و دارای اندازه‌گیری پیش و پس‌آزمون می‌باشد. جامعه‌ی آماری شامل سالمندان ۷۵- ۶۰ ساله (سالمندی اولیه) شهرستان بابلسر می‌باشند که با توجه به ماهیت این مطالعه که دارای مداخله می‌باشد و بر اساس ملاک‌های ورود به مطالعه، تعداد ۳۶ نفر به‌صورت نمونه‌گیری هدفمند از مرکز سرای مهر شهرستان بابلسر انتخاب شدند. ملاک‌های ورود به مطالعه با توجه به سابقه و پرونده پزشکی افراد عبارت بودند از: عدم ناتوانی در ایستادن یا راه رفتن بدون کمک، عدم سابقه‌ی شکستگی در اندام تحتانی در یک سال گذشته، عدم وجود آسیب‌های عصبی عضلانی، عدم وجود مشکلات ارتوپدی در شش ماه گذشته، عدم سابقه‌ی جراحی در ناحیه‌ی ران و زانو، عدم مصرف داروهای اعصاب، عدم وجود اختلال شنوایی (۲،۲۵). برای جمع‌آوری اطلاعات فردی آزمودنی‌ها از پرسش‌نامه‌ی اطلاعات فردی (به‌طور محرمانه) استفاده شد. سپس افراد واجد شرایط و داوطلب پس از امضای رضایت‌نامه وارد تحقیق شدند (این مطالعه با کد اخلاق: IR. Umz.REC.1397.05 به ثبت رسیده است). برای همگن‌سازی شرکت‌کننده‌ها در گروه‌های تحقیق بر اساس نمره تعادل، از آزمون برخاستن و راه‌رفتن زمان‌دار[1] استفاده شد. این آزمون شامل سه مرحله برخاستن از صندلی، سه متر راه‌رفتن، چرخیدن و برگشتن است و زمان اجرای آزمون به‌وسیله زمان‌سنج اندازه‌گیری شد. آلفای کرونباخ این آزمون ۰/۸۶-۰/۹۶ گزارش شده است (۲۵). سپس آزمودنی‌ها بر اساس نمره تعادل کسب شده در آزمون برخاستن و راه‌رفتن زمان‌دار به‌طور تصادفی به سه گروه مساوی (یک گروه تجربی و ۲ گروه کنترل با تمرین راه رفتن بدون بازخورد حسی شنیداری و گروه کنترل بدون تمرین) تقسیم شدند.

[1].Timed to Get Up and Go test (T.G.U.G)

برای ارزیابی فعالیت عضلانی در حین تعادل ایستا و پویا، از عضلات هم انقباض اندام تحتانی شامل عضلات دو سر رانی، پهن داخلی، پهن خارجی، ساقی قدامی و نعلی (۶، ۲۶)، با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی بایویژن[۱] ۱۶ کاناله ساخت کشور آلمان با فرکانس ۵۰۰-۴۳۳ هرتز و از الکترودهای ژل مرطوب که هدایت بهتر و امپدانس پایین‌تری دارند، استفاده شد. فیلتر پایین‌گذر و بالاگذر در نرم‌افزار متلب روی ۵۰۰-۱۰ قرار داده شد (۱۹). همچنین سیگنال‌های الکترومیوگرافی در فرکانس ۲۰۰۰ داده در هر ثانیه نمونه‌گیری و استخراج شد (۱۹). داده‌ها توسط نرم‌افزار دسی لب نسخه ۱۰ ثبت شد. در برنامه نوشته‌شده در این نرم‌افزار، فعالیت هرکدام از عضلات در کانال جداگانه ثبت شد. داده‌ها پس از استخراج به نرم‌افزار متلب برای محاسبات متغیرهای مربوط به هم انقباضی انتقال داده شد. بعد از آماده کردن پوست محل موردنظر و پاک کردن ناحیه با الکل سفید، یک جفت الکترود سطحی دوقطبی به قطر ۱ سانتیمتر و بافاصله ۲ سانتیمتری از مرکز یکدیگر روی محل‌های تعیین شده قرار گرفت. نصب الکترودها بر اساس استانداردهای تعیین شده در سنیام[۲] انجام شد. پس از آماده‌سازی اولیه، برای نرمال کردن اطلاعات هم‌انقباضی عضلات، ابتدا از آزمودنی‌ها داده‌های انقباض ارادی مرجع[۳] در طول مدت ۵ ثانیه جمع‌آوری شد. انقباض ارادی مرجع عضله نعلی در حالت ایستاده و عضله ساقی قدامی در وضعیت ۹۰ درجه دورسی فلکشن مچ پا به همراه وزنه‌ای ۲/۵ کیلویی ثبت شد (۲۷). همین‌طور عضله دوسر رانی در موقعیت زانوی خم‌شده به میزان ۳۰ درجه همراه با وزنه‌ی ذکرشده که به بخش دیستال ساق پا آویزان شد و عضلات پهن داخلی و پهن خارجی در حالت ران خم‌شده و وزنه‌ای با همان میزان که به ساق پا آویزان شد، گرفته شد (۲۸). درنهایت ارزیابی هم‌انقباضی بر اساس اطلاعات انقباض داوطلبانه مرجع گرفته و نرمال شد و به‌صورت درصدی از میانگین فعالیت هم‌زمان گروه عضلات موافق و مخالف بیان شد (۲).

برای اندازه‌گیری تعادل ایستا از آزمودنی‌ها خواسته شد که با پای برهنه و به‌اندازه عرض شانه باز و به فاصله‌ی یک و نیم متر از دیوار بایستند و به یک دایره مشکی ۵ سانتی که بر روی کاغذ کشیده شده، (نشانه در ارتفاع چشمان شرکت‌کنندگان قرار داشت) خیره شوند. هم انقباضی در ۳ ثانیه ابتدایی ایستادن برای ثبت عملکرد تعادل ایستا ثبت گردید. ترانیشی و همکاران[۴] (۲۰۱۰) درمطالعه ای روایی و پایایی برای این تکلیف تعادلی را به ترتیب ۰/۹۳ و ۰/۷۶ اعلام کردند (۲۹،۲۸). برای اندازه‌گیری تعادل پویا از آزمون آستانه پایداری عملکردی[۵] استفاده شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد که ۵ ثانیه بی‌حرکت بایستند و سپس وزن بدن خود را اول روبه‌جلو و به سمت انگشتان پا و سپس به سمت پاشنه تا جایی که امکان دارد و با دامنه بالا تغییر دهند، بدون این‌که تماس کامل پا از زمین قطع شود (از رفتن بر روی انگشتان و یا پاشنه پا خودداری کنند). آزمودنی باید برای ثبت داده‌های الکترومیوگرافی، به مدت ۳ ثانیه در هر جهت (جلو و عقب) می‌ماندند. درمطالعه ای که توسط دانکان و همکاران [۶] (۱۹۹۰) انجام شد روایی و پایایی را به ترتیب ۰/۷۱ و ۰/۹۲ اعلام کردند (۳۱،۳۰, ۲۱).

---

۱. Biovision

۲. Seniam

۳. Reference voluntary contraction

4. Teranishi, et al.

5. Functional stability threshold

6. Duncan, et al.

پس از اجرای مرحله پیش‌آزمون و تقسیم آزمودنی‌ها در گروه‌های خود، گروه تجربی به مدت ۶ هفته، ۳ جلسه در هفته و هر جلسه ۲۰ دقیقه تمرینات خود را انجام دادند و گروه کنترل بدون بازخورد حسی شنیداری، تمرینات راه رفتن ساده را در همین بازده زمانی انجام داد؛ درحالی‌که گروه کنترل بدون تمرین، هیچ تمرین سازماندهی‌شده ایی را انجام نداد (۳۲). پیش از شروع تمرینات، از هر شرکت‌کننده خواسته شد که در یک مسیر ۱۰ متری ۳ بار با سرعت ترجیحی راه برود. بار اول برای آشنایی و سپس میانگین ۲ بار بعدی به‌عنوان آهنگ ترجیحی انتخاب شد. تعداد قدم‌ها و زمان پیمودن مسافت مذکور ثبت و تعداد قدم‌ها در مدت‌زمان یک دقیقه به‌عنوان آهنگ ترجیحی هر آزمودنی محاسبه گردید (۳۳).

گروه بازخورد حسی شنیداری، علائم شنیداری را در هنگام راه رفتن دریافت می‌کرد. علائم شنیداری توسط یک مترونوم مارک ماسدو (ام-تی ۱۰۰) ایجاد و به‌وسیله‌ی یک هدفون پخش می‌شد. از شرکت‌کننده‌ها خواسته شد تا با ضرب‌آهنگ‌هایی که ٪۱۰ بالاتر از آهنگ راه‌رفتن ترجیحی‌شان بود، در مسافت ۱۰ متر راه بروند و گام خود را با آن هماهنگ سازند. به‌منظور ایجاد اضافه‌بار، در پایان هر هفته آهنگ ترجیحی شرکت‌کنندگان گرفته و ۱۰٪ به آن اضافه می‌گشت. در هر جلسه تمرین این امکان برای شرکت‌کننده‌ها فراهم می‌کرد که اگر ۲۰ دقیقه راه رفتن متوالی برای آنان دشوار بود به بازه‌های زمانی کوچک‌تری تقسیم شود. به‌منظور اطمینان از صحت اجرای تمرین و نیز مراقبت از آزمودنی‌ها حین انجام تمرینات هر آزمودنی توسط یک مربی همراهی می‌شد (۳۳،۱۲). شرکت‌کننده‌های گروه کنترل راه رفتن، تمرینات مشابه گروه تجربی را بدون دریافت بازخورد حسی شنیداری انجام می‌دادند. درنهایت مجدداً در جلسه‌ی پس‌آزمون، متغیرهای تحقیق از گروه‌ها اندازه‌گیری شد. در پایان مراحل پژوهش در گروه تجربی و کنترل راه رفتن ۱۰ نفر و ۹ نفر در گروه کنترل بدون فعالیت، باقی ماندند و بقیه شرکت‌کننده‌ها به دلیل تمرینات نامنظم و یا انصراف از ادامه همکاری ازگروه ها حذف شدند.

به‌منظور تحلیل داده‌ها، از آمار توصیفی و استنباطی استفاده شد. پیش‌فرض‌های آزمون پارامتریک کوواریانس مانند آزمون‌های شاپیروویلک، لون و شیب همگنی واریانس‌ها مورد بررسی قرار گرفت. در صورت برقراری پیش‌فرض‌ها، از آزمون پارامتریک کوواریانس چند متغیره و در صورت عدم برقراری هر یک از پیش‌فرض‌ها، از آزمون ناپارامتریک بوت استرپ استفاده شد. تمامی محاسبات آماری در نرم‌افزار اس‌پی‌اس‌اس نسخه‌ی ۲۰ و در سطح معناداری ۰/۰۵ انجام شد.

یافته ها

جدول ۱. مشخصات فردی شرکت‌کننده‌ها در گروه‌های مختلف تحقیق

گروه‌ها	سن (سال)	قد (متر)	وزن (کیلوگرم)	شاخص توده بدنی (کیلوگرم به مترمربع)
کنترل (بدون فعالیت)	۶۸/۸۷±۲/۶۴	۱۶۷/۵±۱/۷۷	۷۳/۵±۴/۰۲	۲۷/۱±۱/۴۹

راه رفتن (بدون بازخورد)	۶۸/۲±۲۳	۱۶۸/۳±۰۸	۷۶/۵±۷۶	۲۶/۵±۲/۱
بازخورد حسی شنیداری	۶۹/۳±۰۸	۱۶۸/۸۸±۳/۰۱	۷۸/۱۱±۵/۸۶	۲۶/۳۹±۲/۹۸

جدول شماره ۲ اطلاعات توصیفی مربوط به متغیرهای تحقیق را در پیش و پس‌آزمون نشان می‌دهد. نتایج نشان می‌دهد که فعالیت عضلات منتخب در تعادل ایستا و پویا گروه تجربی نسبت به سایر گروه‌ها در پس‌آزمون بهبود بیشتری را داشته است، بااین‌وجود برای پی بردن به مقدار تأثیرات این مداخله از آزمون فرضیه استفاده شد.

جدول ۲. اطلاعات توصیفی مربوط به عضلات منتخب در تعادل ایستا و پویا

			عضلات نعلی- ساقی قدامی (میکرو ولت)		عضلات پهن داخلی - خارجی (میکرو ولت)		عضلات پهن داخلی- دوسر رانی (میکرو ولت)		عضلات پهن خارجی- دو سر رانی (میکرو ولت)	
گروه	زمان		انحراف استاندارد ± میانگین		انحراف استاندارد ± میانگین		انحراف استاندارد ± میانگین		انحراف استاندارد ± میانگین	
بازخورد حسی شنیداری	پیش آزمون	تعادل ایستا	۲۲/۴۸	۵۵/۴۲	۲۸/۲۷	۷۰/۰۶	۲۳/۱۶	۵۴/۱۹	۱۵ /۲۳	۷۱/۲۲
		تعادل پویا	۱۹/۹۳	۵۴/۰۶	۲۶/۵۲	۷۳/۱۷	۱۷/۲۹	۵۵/۰۸	۱۷/۰۳	۶۳/۳۵
	پس آزمون	تعادل ایستا	۲۷/۳۴	۵۱/۰۵	۱۷/۷۷	۷۷/۳۱	۲۹/۶۰	۴۲/۰۲	۲۵/۷۳	۴۲/۸۰
		تعادل پویا	۲۱/۱۹	۵۲/۶۶	۱۴/۹۴	۸۱/۲۹	۱۸/۳۷	۴۵/۴۲	۲۱/۸۴	۴۶/۱۳
کنترل (راه رفتن)	پیش آزمون	تعادل ایستا	۲۳/۱۵	۴۰/۵۷	۱۸/۰۳	۷۰/۹۸	۳۴/۲۵	۴۷/۰۴	۲۹/۲۰	۴۲/۱۶
		تعادل پویا	۲۶/۴۷	۵۶/۷۶	۶/۶۷	۷۲/۹۸	۱۷/۰۸	۵۳/۵۴	۲۲/۳۰	۵۰/۴۵
	پس آزمون	تعادل ایستا	۲۹/۲۵	۳۶/۲۹	۲۱/۵۳	۷۴/۷۸	۲۱/۰۱	۳۱//۱۷	۲۰/۱۵	۳۳/۱۱
		تعادل پویا	۲۳/۳۲	۶۵/۶۸	۲۱/۲۰	۷۸/۱۶	۱۷/۸۳	۵۴/۳۹	۲۰/۸۸	۵۷/۱۶

	پیش آزمون	تعادل ایستا	۲۳/۹۳	۵۱/۹۷	۱۵/۶	۸۷/۶	۱۵/۷۸	۳۸/۴۰	۱۷/۱۸	۴۴/۴۶
		تعادل پویا	۱۶/۰۸	۴۶/۳۹	۲/۴۴	۸۹/۰۰	۲۰/۰۱	۵۰/۲۹	۲۰/۲۵	۵۳/۰۰
کنترل (بدون تمرین)	پس آزمون	تعادل ایستا	۳۰/۵۸	۴۵/۰۳	۱۹/۸۷	۷۴/۷۲	۶۸/۲۵	۴۹/۵۷	۳۱/۵۴	۵۵/۶۲
		تعادل پویا	۲۱/۸۷	۳۹/۰۷	۹/۷۹	۸۳/۱۵	۲۲/۲۷	۵۶/۴۱	۲۳/۱۰	۶۰/۱۶

ابتدا پیش از استفاده از آزمون آنالیز کوواریانس، پیش‌فرض‌های آن مورد بررسی قرار گرفت. به‌منظور طبیعی بودن داده‌ها از آزمون شاپیرویلک و برای بررسی همگنی واریانس‌ها از آزمون لون استفاده شد. پیش‌فرض همگنی شیب رگرسیون نیز مورد بررسی قرار گرفت. همگنی شیب رگرسیون در تعادل ایستا فقط در عضلات پهن داخلی- خارجی برقرار بود، در تعادل پویا هم انقباضی به‌غیراز متغیر پهن خارجی- دو سر رانی در مابقی برقرار بود (**P**=۰/۰۳۹)؛ بنابراین در متغیرهایی که پیش‌فرض‌های آزمون برقرار نبود از آزمون معادل ناپارامتریک آن، یعنی آزمون بوت استرپ استفاده شد.

جدول ۳. نتایج آزمون کوواریانس و بوت استرپ در عضلات منتخب تکلیف تعادل ایستا در گروه‌های مختلف تحقیق

عضلات منتخب	گروه	مجموع مجذورات	میانگین مجذورات	مقدار f	معناداری	ضریب اتا
پهن داخلی- خارجی	تجربی –کنترل	۴۰۴/۴۵۷	۴۰۴/۴۵۷	۱/۴۸۹	۰/۲۴	۰/۱۱
	تجربی – راه رفتن	۳۹/۳۴۶	۳۹/۳۴۶	۰/۱۸	۰/۶۷	۰/۰۱
پهن داخلی- دو سر رانی	تجربی –کنترل	۱۸۸/۱۳۳	۱۸۸/۱۳۳	۰/۲۲	۰/۶۴	
	تجربی – راه رفتن	۴۰۹/۶۴۵	۴۰۹/۶۴۵	۰/۵۸	۰/۴۵	
پهن خارجی- دو سر رانی	تجربی –کنترل	۲۷۶۴/۱۷۹	۲۷۶۴/۱۷۹	۳/۹۴۹	۰/۰۶	

	تجربی – راه رفتن	۱۲۷/۴۲۲	۱۲۷/۴۲۲	۰/۳۱	۰/۵۸
درشت‌نی قدامی – نعلی	تجربی –کنترل	۹۶/۷۳۴	۹۶/۷۳۴	۰/۱۱	۰/۷۳
	تجربی – راه رفتن	۶۰۳/۱۵۱	۶۰۳/۱۵۱	۰/۷۹	۰/۳۸

تجزیه‌وتحلیل یافته‌ها با استفاده از آزمون پارامتریک کوواریانس در جدول ۳ نشان می‌دهد که هم انقباضی عضلات پهن داخلی – خارجی در تعادل ایستا تحت تأثیر بازخورد حسی شنیداری، تغییرات معناداری را نشان نمی‌دهد (P=۰/۶۷). نتایج بوت استرپ نیز نشان می‌دهد که یک دوره تمرین همراه با بازخورد حسی شنیداری بر هم انقباضی عضلات پهن داخلی – دوسررانی (P=۰/۵۸)، پهن خارجی – دو سر رانی (P=۳/۹۴) و درشت‌نی قدامی – نعلی (P=۰/۷۹)، سالمندان در تعادل ایستا، تأثیر معناداری نداشته است.

جدول ۴. نتایج آزمون کوواریانس و بوت استرپ در عضلات منتخب تکلیف تعادل پویا در گروه‌های مختلف تحقیق

عضلات منتخب	گروه	مجموع مجذورات	میانگین مجذورات	مقدار f	معناداری	ضریب اتا
پهن داخلی– خارجی	تجربی –کنترل	۴۱۲/۷۳۳	۴۱۲/۷۳۳	۴/۰۴	۰/۰۶	۰/۲۲
	تجربی – راه رفتن	۳۹/۵۲۰	۳۹/۵۲۰	۰/۳۶	۰/۵۵	۰/۰۲
پهن داخلی– دو سر رانی	تجربی –کنترل	۱۱۳/۱۶۹	۱۱۳/۱۶۹	۱/۳۳	۰/۲۶	۰/۰۸
	تجربی – راه رفتن	۳۸۵/۴۵۶	۳۸۵/۴۵۶	۱/۳۷	۰/۴۵	۰/۰۴
پهن خارجی– دو سر رانی	تجربی –کنترل	۷۷۸/۶۹۳	۷۷۸/۶۹۳	۲/۳۳	۰/۱۴	۰/۱۴
	تجربی – راه رفتن	۱۲۶۱/۹۱	۱۲۶۱/۹۱	۳/۵۰	۰/۰۸	۰/۱۹
درشت‌نی قدامی – نعلی	تجربی –کنترل	۵۵۷/۵۵۹	۵۷۷/۵۵۹	۱/۱۷	۰/۲۹	
	تجربی – راه رفتن	۱۲۶۱/۹	۱۲۶۱/۹۱	۳۱/۵۰	۰/۰۸	

نتایج آزمون کوواریانس در جدول شماره ۴ نشان می‌دهد که یک دوره تمرین با بازخورد حسی شنیداری بر هم انقباضی عضلات پهن داخلی – خارجی (P=۰/۵۵)، پهن داخلی – دو سر رانی (P=۰/۴۵) و پهن خارجی – دو سر رانی (P=۰/۰۸) بر تعادل پویای سالمندان تأثیر معناداری نداشته است. نتایج آزمون ناپارامتریک بوت استرپ نیز نشان می‌دهد که این مداخله بر هم انقباضی عضلات درشت‌نی قدامی – نعلی (P=۰/۰۸) در تعادل پویای سالمندان تأثیر معناداری نداشته است.

بحث و نتیجه گیری

هدف از این پژوهش، بررسی یک دوره تمرین راه‌رفتن با بازخورد حسی شنیداری بر تعادل ایستا و پویای سالمندان بود. نتایج نشان داد که مداخله تمرینی علی‌رغم بهبود در متغیرهای اندازه‌گیری شده، بر تعادل سالمندان تأثیر معنی‌داری نداشته است. مطالعات پیشین انجام شده درزمینه بازخورد حسی شنیداری، عمدتاً بر روی بیماران با مشکلات راه‌رفتن و اختلالات عصب‌شناختی بود و تاکنون تحقیقی که مکانیسم‌های زیربنایی فعالیت عضله را در عملکرد تعادلی سالمندان بررسی کند، گزارش نشده است. اولین یافته‌های تحقیق نشان داد که بین گروه‌های تحقیق در تعادل ایستا تفاوت معناداری وجود ندارد (P>۰/۰۵). این نتایج بامطالعه ترومبتی و همکاران (۲۰۱۱) و رجب تبار و همکاران (۱۳۹۹) هم سو است (۱۹، ۲۱).

یکی از دلایل معنادار نشدن پروتکل طراحی شده در این مطالعه بر تعادل ایستای سالمندان می‌تواند چنین باشد که حفظ تعادل ایستا بیشتر وابسته به عواملی همچون قدرت و استقامت عضلانی است و کمتر به فرآیندهای شناختی از جمله بازخوردهای حسی وابسته باشد و همچنین شاید، برای ایجاد بهبود در ناهنجاری هم انقباضی زیاد عضلانی در تعادل ایستا نیاز به مداخلات با تمرینات مقاومتی برنامه‌ریزی شده باشد تا این گونه مداخلات حسی که تنها توجه شخص را به یک محرک بیرونی هدایت می کند (۱۸، ۲۱). تمرینات مورد استفاده در این تحقیق راه رفتن عادی با سرعت ترجیحی با بازخورد شنیداری بود و فرایندهای شناختی مانند توجه بیرونی را به نسبت فعالیت عضلانی بیشتر درگیر می کند (۱۲). از طرفی، به نظر می‌رسد که در سالمندی اولیه، تغییر مسیر مدارهای عصبی از ناحیه خودکار در زیر قشر به ناحیه قشری هنوز جایگزین نشده است و درگیری عوامل شناختی مانند توجه به راه رفتن هنوز بارز نیست، زیرا مطابق با نظریه شناختی، کمبود ورود اطلاعات حسی در یک دوره طولانی منجر به زوال شناختی و تضعیف سیگنال‌های ادراکی در بزرگ‌سالان مسن‌تر نسبت به بزرگ‌سالان جوان خواهد شد. ارتباط قوی بین عوامل شناختی و بازخورد حسی ریتمیک وجود دارد و هرچقدر منابع شناختی کمتر محرک‌ها را شناسایی کند و برای حفظ تعادل اندام‌ها را برای یک حرکت ساده رصد کنند به‌مرور زمان با سازگاری دوره تمرینی، تغییرات معنادارتر و بارزتر را نشان می‌دهد (۳۶، ۳۵، ۳۴، ۱۲). همچنین ممکن است بازخوردهای حسی بیرونی برای سازگاری با شاخص‌های عصبی عضلانی در دوران سالمندی اولیه، نیاز به زمان بیشتری داشته باشد؛ بنابراین، شاید اگر دوره تمرینی این تحقیق طولانی‌تر بود، می‌توانستیم تأثیرات معنادار این‌گونه بازخوردهای حسی بیرونی را بهتر ببینیم. علی‌رغم این‌که نتایج تحقیق تأثیرات معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات منتخب بعد از یک دوره تمرین راه رفتن با بازخورد شنیداری در تعادل ایستا نشان نداد، بااین‌حال با نگاه به جدول شماره ۲ و مقایسه میانگین نمرات پیش و پس‌آزمون، می‌توان تغییرات مثبت را بااحتیاط مشاهده کرد. این نتایج نشان می‌دهد که شاید اگر دوره

تمرینات طولانی‌تر بود، تأثیرات معنی‌دار این نوع تمرینات بر تعادل ایستا مشاهده می‌شد. این جدول نشان می‌دهد که هم‌انقباضی عضلات ساقی قدامی–نعلی در گروه تجربی کاهش داشته و همچنین فعالیت هم‌زمان عضلات همکار پهن داخلی–خارجی بیشتر شده است که این امر به ثبات و تعادل بیشتر زانو کمک می‌کند (۱۹، ۲). همچنین هم‌انقباضی عضلات پهن خارجی–دوسررانی نیز کاهش یافته است. این عضله نقش بیشتری در حفظ ثبات زانو دارد و همکاری بیشتر آن با عضله مخالف باعث کنترل کارآمدتر زانو در حین حرکت می‌شود (۱۲). زاکارون و همکارانش[1] در سال ۲۰۱۶ اظهار داشتند که فعالیت هم‌زمان سطوح هم‌انقباضی عضلات پهن خارجی و دوسر ۲۰ران در وضعیت‌ها و گشتاورهای مختلف، متفاوت است اما در حالت کلی در سیکل راه رفتن هر چه انقباض هم‌زمان آن‌ها کمتر شود می‌تواند به نفع کنترل افراد باشد، زیرا افزایش آن موجب دور شدن بیش‌ازحد زانو می‌شود که خود دلیلی بر بی‌ثباتی خواهد بود (۳۱). در رابطه با هم‌انقباضی عضلات پهن داخلی و خارجی، گروه تجربی افزایش بیشتری را نشان داد. مطالعات بیان می‌کنند افزایش این هم‌انقباضی و همکاری به کاهش آسیب رباط‌های زانو کمک می‌کند و باعث افزایش همکاری عضلات پهن چهارسرران شود (۳۷). درواقع بازخورد حسی بیرونی– شنیداری مبتنی بر یک مدل هم‌زمانی است که در آن علائم موزون شنیداری، پاسخ‌های حرکتی را در روابط زمانی ثابتی با خود هم‌زمان می‌سازند. به‌عبارت‌دیگر، ریتم به‌عنوان یک مرجع زمانی پیوسته و قابل پیش‌بینی عمل می‌کند که بر اساس آن حرکات عملکردی درون یک الگوی زمانی ثابت طرح‌ریزی می‌شوند. ازاین‌رو، هم‌زمانی بین بازخورد حسی شنیداری و پاسخ‌های حرکتی سبب می‌شود تا الگوی راه رفتن تنظیم و تثبیت گردد (۸، ۳۱). با توجه به فرضیه عمل محدود شده، احتمالاً شرایط توجه بیرونی منجر شده تا شرکت‌کنندگان کمتر در فرایندهای کنترل هوشیارانه که نیازمند ظرفیت بالای حافظه کاری است، درگیر شوند و بنابراین بیشتر از فرایندهای کنترل خودکار بهره برده‌اند و به دنبال آن، عملکرد بهتری را از خود به نمایش گذاشته‌اند (۵). همچنین محققان دیگری، تحت عنوان فرضیه پردازش هشیارانه[2] استدلال کردند که توجه بیرونی صرفاً یک منبع که خارج از سیستم حرکتی است، درحالی‌که در توجه درونی علاوه بر اطلاعات سیستم حرکتی، اطلاعات بیرون سیستم حرکتی نیز پردازش می‌شود. درواقع، دستورالعمل‌های توجه درونی، بار بیشتری روی منابع توجهی یا حافظه کاری اعمال می‌کند(۳۳). ولف و همکاران (۲۰۱۶) فرضیه دیگری به نام " خود فراخوانی[3]" را نیز مطرح کردند که اذعان می‌دارد که تمرکز درونی با ایجاد خودارزیابی موجب افت در اجرا می‌گردد (۳۸). همچنین بر اساس دیدگاه قیود محور، می‌توان نتیجه‌گیری کرد که، شرکت‌کنندگان تحقیق حاضر، به‌واسطه به‌کارگیری راهبردهای توجهی بیرونی، توانسته‌اند، اطلاعات مورد نیاز فراهم‌سازهای محیطی را کسب نمایند و به دنبال آن ویژگی‌های پویای خودسازمانی حرکت را بهبود ببخشند. به عبارت دیگر، معطوف کردن توجه بر اثرات حرکت در محیط به‌واسطه جهت دادن بر فرایندهای جستجوی فراهم‌سازهای مربوط به اجرای تکلیف، به اجراکننده‌ها در جستجو و کشف اطلاعات ویژه محیطی مورد نیاز جهت توسعه جفت شدن ادراک و عمل و خودسازمانی قیود اجرای تکلیف، جهت داده است (۳۹) .

نتایج این تحقیق بر تعادل ایستای سالمندان با نتایج دویترن و همکاران (۲۰۰۵) و هامبورگ و کلیر (۲۰۰۳) هم‌خوانی ندارد (۲۰،۳۰) تفاوت در روش‌شناسی تحقیقات مختلف می‌تواند از دلایل نتایج متفاوت تحقیقات با یکدیگر باشد. طول مدت تمرین در تحقیق هامبورگ و کلیر، ۱۴ هفته بود، درحالی‌که طول دوره تمرین در این تحقیق ۶

[1] .Zacaron, et al.
[2] - Conscious processing hypothesis
3 -Self-invoking trigger

هفته بود، شاید این تعداد جلسات بیشتر تمرین توجیه‌کننده این تناقض باشد. از طرفی ابزار سنجش تعادل در این دو تحقیق نیز متفاوت بود. این محققان برای ارزیابی تعادل ایستا از آزمون لک‌لک که یک آزمون میدانی است و احتمال خطای انسانی در آن بسیار است، استفاده نموده‌اند و در مقایسه با دستگاه الکترومایوگرافی که یک ابزار دقیق و با حساسیت بالاست، نتایج می‌تواند بسیار متفاوت باشد. همچنین این یافته‌ها بامطالعه دویترن و همکاران (۲۰۱۰) نیز متناقض است (۲۰). دویترون و همکاران[1] نشان دادند که بازخورد شنیداری بر تعادل ایستای سالمندان اثر معنادار دارد و باعث بهبود تعادل می‌شود. از علت‌های تناقض نتایج این تحقیق با پژوهش حاضر می‌توان به نوع بازخورد و شیوه تمرینی متفاوت و نبودن گروه کنترل در این تحقیق اشاره کرد، دویترون و همکاران تأثیر یک جلسه تحریکات بیرونی شنیداری و دیداری بر تعادل را در یک جلسه مورد بررسی قرار دادند که نتایج به‌دست‌آمده در پس‌آزمون می‌تواند به دلیل اثر یادگیری ایجاد شده ناشی از اجرای پیش‌آزمون و پس‌آزمون در همان جلسه باشد. از طرفی نبود گروه کنترل در این مطالعه، تعمیم این یافته‌ها را بااحتیاط همراه می‌سازد (۲۰).در مطالعه ای که توسط آلتین و همکاران [2](۲۰۲۰) با عنوان اثرات تکلیف شناختی بر عملکرد تعادل در مرحله اولیه سالمندی بررسی شد، فرایندهای تقسیم توجه و مهار کردن سیستم توجهی در امور روزانه را برای بهبود تعادل سالمند مناسب می دانند. مطالعات طولی نشان می دهد حجم ماده خاکستری قشر مغز بطور خطی در مناطق پیشانی و گیجگاهی کاهش می یابد در حالیکه در مناطقی مانند بینایی نسبتا پایدار است(۴۰). ازطرفی الله وردی پور و همکاران[3] (۲۰۲۰) اذعان داشته اند که بیشترین حساسیت و تخریب در مغز در اثر سن بر قشر جلوی پیشانی وارد می شود و کاهش عملکرد شناخت را همزمان با حرکت همراه دارد اما تاثیر قابل توجهی بر پاسخ حسی تعادل ندارد همچنین اگر چه وظایف اضافی توجه شنیداری اثر مثبت بر روند سازگاری توجهی در حین حرکت گذاشته است، تعادل ایستا به دلیل چالش بیشتر سیستم عضلانی تغییرات معناداری نداشته است(۴۱). یافته‌های دیگر تحقیق نشان داد که یک دوره تمرین راه رفتن همراه با بازخورد حسی شنیداری بر تعادل پویا سالمندان تأثیرات معناداری نداشته است. بااین‌حال مقایسه نتایج پیش و پس‌آزمون در گروه تجربی مقداری بهبودی را در عملکرد عضلات نشان می‌دهد. همان‌طور که قبلاً گفته شد، شاید اگر دوره تمرینات طولانی‌تر بود، تأثیرات معنی‌دار این نوع مداخلات بهتر نشان داده می‌شد. نتایج این تحقیق با نتایج حسینی و همکاران (۱۳۹۸، ۱۳۹۸) هم سو (۲۲، ۱۲) و با نتایج ترومبتی و همکاران (۲۰۱۱)، دویترن و همکاران (۲۰۰۵) و رجب تبار و همکاران (۱۳۹۹) هم‌خوانی ندارد (۱۹, ۲۱, ۲۰). طراحی‌های مختلف در تحقیقات مانند روش تمرین، طول مدت مداخله، تکالیف و ابزارهای سنجش می‌تواند توضیح‌دهنده یافته‌های متفاوت باشد. یکی از مهم‌ترین نقاط قوت تحقیق حاضر و وجه تمایز با تحقیقات پیشین، استفاده از گروه کنترل راه رفتن بدون دریافت بازخورد حسی شنیداری است که درواقع متغیر تعدیل کننده راه رفتن را مورد توجه قرار داده است. شاید بخشی از تأثیرات مشاهده شده در تحقیقات قبلی به دلیل تأثیرات مثبت پیاده‌روی منظم باشد تا تأثیرات صد در صد بازخورد حسی شنیداری.

علی‌رغم عدم تغییرات معنادار در عملکرد تعادلی سالمندان پژوهش حاضر، مطالعاتی که اثر بازخورد شنیداری را بر روی بیماران مبتلابه تخریب سیستم عصبی مانند سکته مغزی، اماس و پارکینسون[4] بررسی کرده‌اند، نتایج معناداری

[1]. Deviterne & et al.
[2] .Altin & et a.
[3] .Allahverdipour & et a
[4] .MS and Parkinson

را مشاهده نمودند (۱۴،۱۷،۱۸) شاید یکی از دلایل این تناقض، عملکرد شناختی متفاوت این بیماران با سالمندان تحقیق حاضر باشد. در این‌گونه بیماران به دلیل آسیب سیستم عصبی مرکزی ظرفیت توجه و حافظه تقلیل یافته است؛ بنابراین تمرکز هم‌زمان بر روی علائم مختلف برای آن‌ها ممکن نیست. استفاده از تحریکات حسی شنیداری می‌تواند راه رفتن را از طریق هدایت توجه به بیرون بهبود بخشد(۴۳ ،۴۲). در شرایط توجه بیرونی بار کمتری بر منابع توجهی یا حافظه کاری اعمال می‌شود چرا که اجرا کننده تنها یک منبع اطلاعات بیرونی را پردازش می‌کند و درنتیجه به اجرای بهتر حرکت منجر می‌گردد (۴۴،۴۵)، لذا این‌گونه بیماران به دلیل تخریب عملکرد شناختی، از این نوع مداخلات حسی (به دلیل هدایت توجه بیرونی) سود بیشتری می‌گیرند، درحالی‌که شرکت‌کننده‌های تحقیق ما سالمندانی بودند که در اوایل دوره سالمندی اولیه قرار داشتند و هنوز تحت تأثیر اثرات شناختی قرار نگرفته‌اند و به نظر می‌رسد نسبت به این نوع مداخلات پاسخ‌دهی دیرتر و یا ضعیف‌تری خواهند داشت. از طرفی، هدف نهایی یک سیستم کنترل حرکتی، رسیدن به کنترل خودکار در برنامه‌ریزی یک حرکت است این نوع از مداخلات حسی، فرآیند کنترل را از آگاهانه به ناآگاهانه تغییر داده و درنتیجه به انتخاب پاسخ سریع‌تر و برنامه‌ریزی بهتر عمل و افزایش هماهنگی بین اندام‌ها می‌گردد و موجب ارتقاء اجرا و یادگیری حرکت می‌شود (۳۶،۴۶). به نظر می‌رسد که سالمندان شرکت‌کننده در این تحقیق که در اوایل دوره سالمندی هم قرار داشتند، هنوز از حالت خودکاری تعادل و راه رفتن خارج نشده‌اند و لذا اثربخشی این مداخلات برای آن‌ها به‌اندازه سایر تحقیقات انجام‌شده بر روی دیگر گروه‌های تحقیقاتی نبوده است. شاید تأثیرات این نوع مداخلات بر روی سالمندی ثانویه به دلیل تخریبات بیشتر عملکردی و شناختی نسبت به سالمندی اولیه، متفاوت باشد.

این مطالعه محدودیت‌هایی نیز داشت. ازجمله این‌که تمام آزمودنی‌ها سالمندان مرد بودند که در دوران سالمندی اولیه قرار داشتند و هنوز دچار فرایندهای زوال عملکرد جسمانی و شناختی نشده بودند. به نظر می‌رسد تأثیر این‌گونه مداخلات بر روی سالمندی ثانویه و یا سالمندان دارای ناتوانی‌های جسمانی و شناختی متفاوت باشد، لذا به پژوهشگران آینده پیشنهاد می‌شود که تأثیر این تمرینات را بر دوران سالمندی ثانویه و همچنین بر روی زنان سالمند و در مدت‌زمان طولانی‌تر مورد مطالعه قرار دهند.

به‌طور کلی نتایج این مطالعه نشان داد که ۱۸ جلسه تمرین راه رفتن همراه با بازخورد حسی شنیداری بر عملکرد تعادل ایستا و پویای سالمندان تأثیر معنی‌داری نداشته است، بااین‌حال با توجه به روند بهبودی در هم انقباضی عضلات شاید با طولانی کردن دوره مداخله، بتوان از این نوع تمرینات به‌عنوان یک روش آسان، ارزان و بدون نیاز به درمانگر و قابل استفاده در هر مکان و زمان در توان‌بخشی تعادلی سالمندان استفاده نمود، بااین‌حال برای رسیدن به قطعیت نیاز به تحقیقات بیشتری می‌باشد.

تشکر و قدردانی

از تمامی سالمندان عزیزی که صبورانه در تمامی مراحل تحقیق با ما همراه بودند، سپاسگزاریم.

References:

1. McLellan A, Slaght J, Craig C, Mayo A, Sénéchal M, Bouchard DRJAc, et al. Can older adults improve the identification of moderate intensity using walking cadence? 2018;30(1):89-92.
2. Lo J, Lo O-Y, Olson EA, Habtemariam D, Iloputaife I, Gagnon MM, et al. Functional implications of muscle co-contraction during gait in advanced age. 2017;53:110-4.
3. Gomes MM, Reis JG, Neves TM, Petrella M, de Abreu DCJIJoG. Impact of aging on balance and pattern of muscle activation in elderly women from different age groups. 2013;7(2):106-11.
4. Henschke JU, Ohl FW, Budinger EJFian. Crossmodal connections of primary sensory cortices largely vanish during normal aging. 2018;10:52.
5. Wulf G. 2013. Attentional focus and motor learning: a review of 15 years. International Review of sport and Exercise psychology. *6*(1):77-104.
6. Boyer KA, Johnson RT, Banks JJ, Jewell C, Hafer JFJEg. Systematic review and meta-analysis of gait mechanics in young and older adults. 2017;95:63-70.
7. Li KZ, Bherer L, Mirelman A, Maidan I, Hausdorff JM. Cognitive involvement in balance, gait and dual-tasking in aging: a focused review from a neuroscience of aging perspective. Frontiers in neurology. 2018 Oct 29;9:913.
8. Nagai K, Yamada M, Uemura K, Yamada Y, Ichihashi N, Tsuboyama TJAog, et al. Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. 2011;53(3):33.٤٣-٨
9. Terrier PJAobe. Fractal fluctuations in human walking: comparison between auditory and visually guided stepping. 2016;44(9):2785-93
10. Santos mr, krug ms, brandão mr, leon vs, martinotto jc, fonseca jd, brasil ac, machado ag, oliveira aa. Effects of musical improvisation as a cognitive and motor intervention for the elderly. Estudos de psicologia (campinas). 2021;38.
11. Nascimento CM, Lucena LD, Lima ÁR, Lima JC, Lins CC, Coriolano MD. Immediate effect of rhythmic auditory stimulation on the spatio-temporal parameters of gait in old people: a pilot study. Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia. 2020;23(3).
12. Hoseini H, Fallah Mohammadi Z, Memarmoghaddam M, Hosseini Nejad SE. The Effect of Walking Training with Auditory Cueing on Co-Contraction of Lower Limb Muscles in Healthy Elderly. Journal of Sport Biosciences. 2019 Nov 22;11(3):327-42. [Persian].
13. Krampe J. Exploring the effects of dance-based therapy on balance and mobility in older adults. Western journal of nursing research. 2013 Jan;35(1):39-56.
14. Cho N. The Effects of Visual· Auditory Rhythmic Stimulation (VARS) in Static Balance and Dynamic Balance with Chronic Stroke Patients. Journal of The Korean Society of Integrative Medicine. 2013;1(4):9-14.
15. Prinz W. A common coding approach to perception and action. Relationships between perception and action: Springer; 1990. p. 167-201.
16. Yu L, Zhang Q, Hu C, Huang Q, Ye M, Li DJJopts. Effects of different frequencies of rhythmic auditory cueing on the stride length, cadence, and gait speed in healthy young females. 2015;27(2):485-7.

17. Caetano MJD, Lord SR, Allen NE, Brodie MA, Song J, Paul SS, et al. Stepping reaction time and gait adaptability are significantly impaired in people with Parkinson's disease: implications for fall risk. 2018;47:32-8.
18. Shahraki M, Sohrabi M, Torbati HT, Nikkhah K, NaeimiKia MJJom, life. Effect of rhythmic auditory stimulation on gait kinematic parameters of patients with multiple sclerosis. 2017;10(1):33.
19. Trombetti A, Hars M, Herrmann FR, Kressig RW, Ferrari S, Rizzoli RJAoim. Effect of music-based multitask training on gait, balance, and fall risk in elderly people: a randomized controlled trial. 2011;171(6):525-33.
20. Deviterne D, Gauchard GC, Jamet M, Vançon G, Perrin PPJBrb. Added cognitive load through rotary auditory stimulation can improve the quality of postural control in the elderly. 2005;64(6):487.۹۲-
21. Rajabtabar M, Eslami M, Memmarmoghadam M. The effect of training with external sensory timing on average of speed and center of pressure amplitude of static and dynamic balance of the elderlies. Journal of Sports medicine.2020. doi: 10.22089/SMJ.2020.8174.1407. [Persian].
22. Hoseini H, Falahmohamadi Z, Memar-moghaddam M, Hosseininejad E. Effect of a Walking Training Period with Rhythmic Visual Stimulation on Co-Contraction Select Muscles in Older Adult. Journal of Applied Exercise Physiology. 2019 Dec 22;15(30):203-12. [Persian].
23. Hagen M, Seidel S, Bergmann DS, Muehlbauer T. Associations between Subtalar Muscle Strength and Balance Performance in Healthy Young and Old Adults. Gerontology. 2020;66(1):15-23.
24. Alizadeh S, Leila, et al. Modulation of soleus muscle H-reflexes and ankle muscle co-contraction with surface compliance during unipedal balancing in young and older adults. Experimental Brain Research, 2020, 238: 1371-1383.
25. Yogev-Seligmann G, Sprecher E, Kodesh EJJomb. The effect of external and internal focus of attention on gait variability in older adults. 2017;49(2):179-84.
26. FATHI RZ, Aslankhani M, Farsi A, Abdoli B, ZAMANI SS. A comparison of three functional tests of balance in identifying fallers from non-fallers in elderly people. 2010.
27. Yang DJ, Park SK, Uhm YH, Park SH, Chun DW, Kim J. The correlation between muscle activity of the quadriceps and balance and gait in stroke patients. 2016;28(8):2289-92.
28. Iwamoto Y, Takahashi M, Shinkoda KJJopa. Differences of muscle co-contraction of the ankle joint between young and elderly adults during dynamic postural control at different speeds. 2017;36(1):32.
29. Teranishi T, Kondo I, Sonoda S, Kagaya H, Wada Y, Miyasaka H, Tanino G, Narita W, Sakurai H, Okada M, Saitoh E. A discriminative measure for static postural control ability to prevent in-hospital falls: Reliability and validity of the Standing Test for Imbalance and Disequilibrium (SIDE). Japanese Journal of Comprehensive Rehabilitation Science. 2010;1:11-6.
30. Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, Studenski S. Functional reach: a new clinical measure of balance. Journal of gerontology. 1990 Nov 1;45(6):M192-7.
31. Zacaron KAM, Dias JMD, Alencar MA, Almeida LLd, Alberto Mourão-Júnior C, Dias RCJFeM. Electromyographic normalization of vastus lateralis and biceps femoris co-contraction during gait of elderly females. 2016;29(4):787-94.
32. Hamburg J, Clair AAJJoMT. The effects of a movement with music program on measures of balance and gait speed in healthy older adults. 2003;40(3):212-26.

33. Westlake KP, Culham EG. Sensory-specific balance training in older adults: effect on proprioceptive reintegration and cognitive demands. Physical therapy. 2007 Oct 1;87(10):1274-83.
34. Ebaid D, Crewther SG. Time for a Systems Biological Approach to Cognitive Aging?—A Critical Review. Frontiers in Aging Neuroscience. 2020 May 12;12:114.
35. Sonntag WE, Eckman DM, Ingraham J, Riddle DR. 12 Regulation of Cerebrovascular Aging. Brain aging: Models, methods, and mechanisms. 2007 Apr 19:279.
36. Maxwell JP, Masters R. External versus internal focus instructions: Is the learner payingattention? International Journal of Applied Sports Sciences. 2002;14(2).
37. Palmieri-Smith RM, McLean SG, Ashton-Miller JA, Wojtys EM. Association of quadriceps and hamstrings cocontraction patterns with knee joint loading. Journal of athletic training. 2009 May;44(3):256-63.
38. Wulf G, Lewthwaite R. Optimizing performance through intrinsic motivation and attention for learning: The OPTIMAL theory of motor learning. Psychonomic bulletin & review. 2016;23(5):1382-414.
39. McNevin NH, Shea CH, Wulf G. Increasing the distance of an external focus of attention enhances learning. Psychological research. 2003;67(1):22-9.
40. Altın B, Aksoy S. Investigation of the effects of cognitive tasks on balance performance in young adults. American journal of otolaryngology. 2020 Nov 1;41(6):102663.
41. Allahverdipour H, Dianat I, Mameh G, Asghari Jafarabadi M. Effects of cognitive and physical loads on dynamic and static balance performance of healthy older adults under single-, dual-, and multi-task conditions. Human factors. 2020 May 29:0018720820924626.
42. Vitkovitch M, Bishop S, Dancey C, Richards A. Stroop interference and negative priming in patients with multiple sclerosis. Neuropsychologia. 2002 Jan 1;40(9):1570-6.
43. Laughton CA, Slavin M, Katdare K, Nolan L, Bean JF, Kerrigan DC, et al. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. 2003;18(2):101-8.
44. Rochester L, Hetherington V, Jones D, Nieuwboer A, Willems AM, Kwakkel G, Van Wegen E. The effect of external rhythmic cues (auditory and visual) on walking during a functional task in homes of people with Parkinson's disease. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2005 May 1;86(5):999-1006.
45. Thaut M, Leins A, Rice R, Argstatter H, Kenyon G, McIntosh G, et al .Rhythmic auditor y stimulation improves gait more than NDT/Bobath training in near-ambulatory patients early poststroke: a single-blind, randomized trial. 2007;21(5):455-9.
46. Ghai S, Ghai I, Effenberg AOJA, disease. Effect of rhythmic auditory cueing on aging gait: a systematic review and meta-analysis. 2018;9(5):901.