



Original Article

The Effect of Muscle Pattern Sonification and Visual Feedback on Balance in Elderly Individuals Under Fatigue Conditions

Zahra Bari¹, Mahin Aghdaei², Alireza Farsi³, Hamidreza Kobravi⁴

1. PhD Student, Department of Cognitive and Behavioral Science and Technology in Sport, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran.

2. Assistant Professor, Department of Cognitive and Behavioral, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran.

3. Professor. Department of Cognitive and Behavioral Science and Technology in Sport, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran.

4. Associated Professor, Biomedical Engineering, Islamic Azad University, Mashhad Branch, Mashhad, Iran.

Received: 23/01/2024, **Revised:** 20/09/2024, **Accepted:** 19/10/2024

* Corresponding Author: Mahin Aghdaei, E-mail: M-Aghdaei@sbu.ac.ir

How to Cite: Bari, Z; Aghdaei, M; Farsi, A.R; Kobravi, H. (2025). The Effect of Muscle Pattern Sonification and Visual Feedback on Balance in Elderly Individuals Under Fatigue Conditions. *Sport Medicine Studies*, 16(42), 99-114. In Persian.

Extended Abstract

Background and Purpose

Fatigue is a significant factor that can impair stability and increase the risk of injury, while also reducing an individual's functional capacity (1). Studies have demonstrated that muscle fatigue negatively affects dynamic balance. Maintaining balance and postural control is particularly critical for the elderly, relying on the integrated function of sensory systems such as vision, vestibular, and proprioception (2). Utilizing diverse sensory feedback mechanisms is essential for improving balance. Auditory biofeedback, or sonification, conveys physiological information through sound and has emerged as an effective tool for balance enhancement (3). Despite its importance, the auditory system has been underutilized compared to vision. Auditory feedback offers advantages such as improved concentration, reduced cognitive load relative to vision, and more precise timing, which better conveys biomechanical data (4). Given the role of auditory feedback and changes in muscle activity during fatigue, this study investigates the effects of muscle pattern sonification versus visual feedback on balance in elderly individuals under fatigue conditions.

Materials and Methods

Twenty healthy elderly participants (mean age 66.20 ± 5.72 years) were randomly assigned to two groups (visual feedback and auditory sonification), each consisting of 10 individuals (3 males, 7 females). Following baseline assessments, participants completed eight sessions of postural stability



training on the Biodex balance system. Prior to each session, participants underwent a fatigue protocol using a Bike Ergometer. Post-fatigue, they performed balance training with either visual feedback or muscle pattern sonification, completing 15 repetitions of 20 seconds each with 10 seconds rest between attempts. The Biodex system provides real-time feedback on balance indices. Balance indices—including overall, medial-lateral, and anterior-posterior—were recorded pre- and post-intervention with three repetitions per test. Data were analyzed using SPSS-22, employing descriptive statistics and one-way ANCOVA with significance set at $p \leq 0.05$.

Results

Significant differences were observed between groups in overall balance and anterior-posterior sway ($p \leq 0.001$), with the sonification group showing significantly better balance control. No significant difference was found in the medial-lateral balance index ($p > 0.05$). The sonification group exhibited reduced sway compared to the visual feedback group, indicating better balance control. The absence of feedback revealed that sonification training led to improved overall and anterior-posterior balance post-intervention. This may be attributed to over-reliance on visual feedback in the visual group, whereas auditory feedback encourages more autonomous balance control (6,7). Additionally, greater sway was noted in the anterior-posterior direction under fatigue, consistent with prior findings that anterior-posterior muscles are more sensitive and affected earlier by fatigue than medial-lateral muscles (8). These results suggest that auditory feedback targeting muscle electrical activity can effectively enhance balance in elderly individuals.

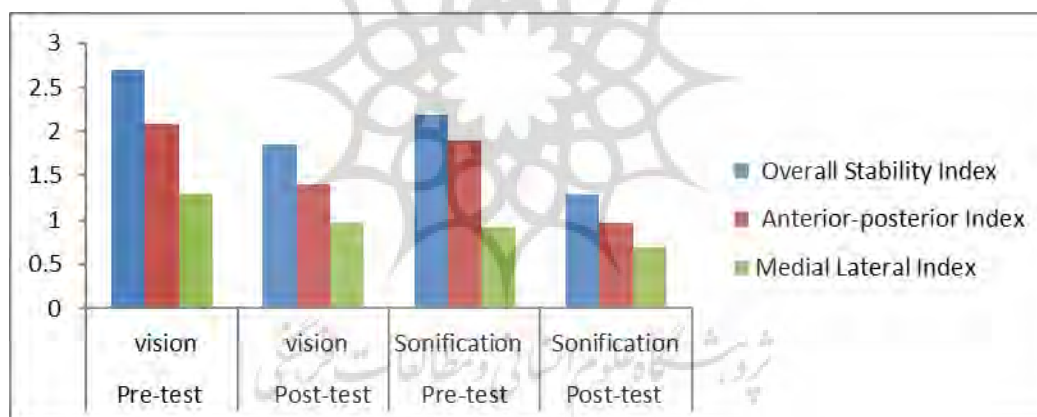


Figure 1- Mean of Overall Stability, Anterior-posterior and Medial Lateral Indexes in different stages

Conclusion

Auditory biofeedback through muscle pattern sonification is an effective method to improve balance in elderly individuals, particularly under fatigue conditions. Training programs incorporating auditory feedback focused on muscle activity may offer superior benefits over traditional visual feedback, potentially reducing fall risk and enhancing functional independence in the aging population.

Keywords: postural control, Stability index, muscles pattern sonification, elderly



تأثیر سانیفیکیشن الگوی عضلات و بازخورد بینایی در شرایط خستگی بر تعادل سالمندان

زهرا باری^۱ , مهین عقدائی^۲ , علیرضا فارسی^۳ , حمیدرضا کبروی^۴ 

۱. دانشجوی دکتری، گروه علوم رفتاری، شناختی و فناوری ورزش، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران.
۲. استادیار، گروه علوم رفتاری، شناختی و فناوری ورزش، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران.
۳. استاد، گروه علوم رفتاری، شناختی و فناوری ورزش، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران.
۴. دانشیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، مشهد، ایران.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۱۱/۰۳، تاریخ اصلاح: ۱۴۰۳/۰۶/۳۰، تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۰۷/۲۸

* Corresponding Author: Mahin Aghdaei, E-mail: M-Aghdaei@sbu.ac.ir

How to Cite: Bari, Z; Aghdaei, M; Farsi, A.R; & Kobraei, H. (2025). The Effect of Muscle Pattern Sonification and Visual Feedback on Balance in Elderly Individuals Under Fatigue Conditions. *Sport Medicine Studies*, 16(42), 99-114. In Persian.

چکیده

هدف از انجام پژوهش حاضر، تعیین تأثیر سانیفیکیشن الگوی عضلات و بازخورد بینایی در شرایط خستگی بر تعادل سالمندان بود. در این مطالعه، ۲۰ سالمند سالم (۱۴ زن و ۶ مرد) با (میانگین سنی $5/72 \pm 66/20$) سال به صورت داوطلبانه شرکت نمودند. این افراد به طور تصادفی به گروه «سانیفیکیشن الگوی عضلانی» و «بینایی» تقسیم شدند و در مجموع، طی ۸ جلسه در برنامه تمرینی شرکت کردند. شاخص‌های تعادل (کلی، میانی - جانبی و قدامی - خلفی) در مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون از طریق دستگاه تعادل سنج بایودکس ثبت شد. مدت زمان هر آزمون ۲۰ ثانیه و زمان استراحت بین آزمون‌ها ۱۰ ثانیه بود. تحلیل داده‌ها با استفاده از نسخه ۲۲ نرم افزار SPSS و آزمون تحلیل کواریانس انجام شد. نتایج نشان داد که هشت جلسه برنامه تمرینی تعادل باعث افزایش توانایی تعادل می‌شود. تحلیل کواریانس تفاوت معناداری بین دو گروه در شاخص کلی پایداری ($P=0/02$) و قدامی - خلفی تعادل ($P=0/04$) در پس‌آزمون نشان داد. به این معنا که گروه تمرین با استفاده از سانیفیکیشن الگوی عضلانی عملکرد بهتری در تعادل داشت. تمرینات تعادل در شرایط خستگی، به همراه سانیفیکیشن الگوی عضلانی، به ویژه در بعد زمانی، می‌تواند موجب بهبود شاخص‌های تعادل شود.

واژگان کلیدی: کنترل پاسجر، شاخص‌های تعادل، سانیفیکیشن الگوی عضلانی، سالمندان.



مقدمه

خستگی یکی از عواملی است که می‌تواند میزان آسیب‌دیدگی ناشی از نقص در ثبات را تشدید کرده و موجب کاهش فعالیت‌های عملکردی فرد شود. با توجه به اینکه خستگی بر اجزای ثبات مرکزی تأثیر می‌گذارد (۱،۲). عملکردهای تعادلی در فعالیت‌های زیستی و حرفه‌ای انسان نقش به‌سزایی ایفا می‌کنند (۳). خستگی عضلانی ناشی از فعالیت فیزیکی در قسمت‌های مختلف سیستم عصبی عضلانی، از جمله سیستم عصبی مرکزی، کنترل عصبی عضله و خود عضله رخ می‌دهد. این وضعیت باعث کاهش کارکرد، نقص کارایی عضلات و افزایش احتمال آسیب پس از وقوع خستگی می‌شود (۴). در مطالعات گذشته، عوامل خستگی عضلانی به دو بخش محیطی و مرکزی تقسیم شده‌اند. از عوامل محیطی می‌توان به اختلال در هدایت تکانه در تارهای عضلانی و فرایند انقباض اشاره کرد (۵). مهمترین عامل مرکزی خستگی نیز عدم فعالسازی نورون‌های حرکتی توسط مغز و شکست در زنجیره اطلاعات ارسالی از مغز به نورون‌های حرکتی و عضلات است (۶). با توجه به کاهش زمان رسیدن به خستگی در سالمندان، توجه به این موضوع ضروری است. (۷). برای مثال، گریبل^۱ و همکاران (۲۰۰۴)، اثر خستگی و بی‌ثباتی مزمن مچ پا را مطالعه کرده و گزارش دادند که، خستگی بر کاهش کنترل پاسچر افراد مسن تأثیر معناداری دارد (۸). در مطالعه دیگری، ویلروم^۲ و همکاران (۲۰۰۶)، تأثیر خستگی عضلات ساق بر تعادل پویا در سالمندان را بررسی کردند و کاهش کنترل پاسچر پس از اعمال برنامه خستگی را نشان دادند (۹). به طور کلی، مرور مطالعات انجام شده در خصوص اثرات خستگی بر حفظ تعادل پویا نشان دهنده تأثیر قطعی و معنادار خستگی عضلانی بر تعادل پویا است (۸ - ۱۱). سیستم تعادل و کنترل پاسچر در سالمندان اهمیت زیادی دارد. و سیستم‌های مختلفی از جمله بینایی، دهلیزی و حس عمقی، با هماهنگی یکدیگر نقش به‌سزایی در حفظ تعادل می‌کنند (۱۲، ۱۳). کاهش در یکپارچگی حسی، افت عملکرد گیرنده‌های عمقی، بینایی و شنوایی از عوامل مهمی هستند که منجر به کاهش تعادل می‌شوند. در چنین شرایطی، بدن قادر به شناسایی انحرافات مرکز ثقل و تولید پاسخ‌های عضلانی مناسب و سریع برای اصلاح وضعیت نخواهد بود (۱۴). با توجه به وابستگی سیستم تعادلی به درون‌دادهای حسی، کاهش و یا قطع یکی از این درون‌دادها منجر به افزایش نوسان بدن و فعالیت‌های عضلانی می‌شود که برای حفظ تعادل لازم است (۱۵، ۱۶). بنابراین، استفاده از هر کدام از حواس به عنوان بازخورد در بهبود تعادل اهمیت ویژه‌ای دارد. یکی از عوامل مهم در بهبود تعادل، ارائه بازخورد اطلاعات محیطی تکمیلی از حرکات بدن به سیستم عصبی مغزی است. این اطلاعات تکمیلی به‌طور گسترده در فیزیوتراپی و توانبخشی مورد استفاده قرار گرفته است. این اطلاعات ممکن است به‌وسیله حسگرهای مصنوعی، درمانگر یا تجهیزات آزمایشگاهی ایجاد شود (۱۷، ۱۸). با توجه به اینکه در توانبخشی، اغلب بیماران در انجام حرکات مشکل دارند و قادر به کنترل هم‌زمان عضلات مختلف نیستند، استفاده از بازخورد زیستی با هدف افزایش آگاهی و شناخت از حرکات بدن در زمان واقعی، به عنوان راه‌حلی برای این مشکل به کار گرفته شده است. در بازخورد زیستی، اطلاعات فیزیولوژیکی معمولاً با استفاده از حسگرهایی مانند الکترومایوگرافی به‌صورت بازخورد بینایی به افراد ارائه می‌شود (۱۹، ۲۰). با این حال، بازخورد بینایی الکترومایوگرافی ممکن است باعث حواس‌پرتی و اختلال در دریافت هم‌زمان چندین داده شود. یک روش بالقوه جهت غلبه بر این مشکل استفاده از بیوفیدبک شنیداری است. بازخورد شنوایی که اطلاعات را به‌صورت صوت به افراد منتقل می‌کند،

1. Gribble

2. Vuillerom

سانیفیکیشن^۱ نامیده می‌شود. این روش از صداهای غیرکلامی برای نمایش اطلاعات استفاده می‌کند (۲۱، ۲۲) سانیفیکیشن حواس پرتی ایجاد نمی‌کند، تمرکز را بهبود می‌بخشد و نسبت به بینایی پردازش کمتری نیاز دارد. همچنین از نظر زمان‌بندی نسبت به بینایی دقیق‌تر است و داده‌های بیومکانیکی را بهتر نمایش می‌دهد (۲۵ - ۲۳). در زمینه کنترل و یادگیری حرکتی، بهره‌گیری از صوت به عنوان تسهیل‌کننده در استفاده از تکنیک یادگیری اکتشافی هدایت‌شده، عملکرد سیستم ادراکی را بهبود می‌بخشد (۲۶). شواهد نشان می‌دهند که سلول‌های آینه‌ای نه تنها در حیطه بینایی، بلکه به دروندادهای شنوایی نیز پاسخ می‌دهند. اطلاعات بینایی و شنوایی در اجرای تکالیفی مانند مکان‌یابی و تعقیب حرکت شیء، با هم یکپارچه می‌شوند (۲۷). بینایی تنها سیستم فراهم‌کننده اطلاعات برای درک الگوی حرکت نیست. شنوایی نیز کانال ادراکی مناسبی دیگری برای جمع‌آوری اطلاعات درباره الگوی حرکت است، اما به‌طور قابل توجهی مورد غفلت واقع شده است. اطلاعات شنوایی، اطلاعات مکمل‌های بسیار مهمی هستند؛ زیرا در برخی از حیطه‌ها، مانند تشخیص‌های زمانی یا یکپارچه‌سازی صداهای متوالی در یک ریتم، گوش‌ها نسبت به چشم‌ها عملکرد دقیق‌تری دارند (۲۸). پژوهش‌های پیشین نشان داده‌اند که در بسیاری از شرایط، نمایش‌ها، بر اساس ارزیابی‌های اکتساب و یادداری، ممکن است مانع یادگیری شوند (۲۹). علت این موضوع آن است که نمایش‌ها، به‌ویژه حرکات پیچیده، فرد را به سمت تقلید صرف سوق می‌دهند. به نظر می‌رسد همراه شدن الگوهای شنوایی (مانند هشدار و سانیفیکیشن) با معطوف کردن توجه فرد به مقیاس‌بندی حرکت (ارتباط نسبی بین بخش‌های مختلف بدن)، این تقلید صرف را از بین می‌برد (۳۰).

تحقیقات زیادی به بررسی تغییرات مرتبط با سن در کنترل پاسچر پرداخته است. در اغلب این تحقیقات، اثر سیستم بینایی بررسی شده است. با وجود اهمیت سیستم شنوایی در تعادل، نقش این سیستم در کنترل پاسچر کمتر مورد توجه قرار گرفته است. بیشتر مطالعات، تأثیر سیستم شنوایی را از نظر میزان شنوایی افراد و انحرافات مرکز ثقل بررسی کرده‌اند. با این حال، تحقیقاتی که ویژگی‌های کینتیکی و کینماتیکی تعادل را در شرایط مختلف به‌صورت بازخورد زیستی شنیداری از طریق فعالیت عضلانی به افراد ارائه دهد، هنوز انجام نشده است. در پژوهش‌های گذشته، اثر سیستم‌های حسی در شرایط عادی و بدون ایجاد خستگی مطالعه شده است، اما در این پژوهش، سیستم‌های حسی در شرایط خستگی مورد بررسی قرار گرفته‌اند. با توجه به اهمیت سیستم شنوایی در تعادل و تغییرات فعالیت عضلات در شرایط خستگی، این تحقیق به بررسی سانیفیکیشن فعالیت عضلات پرداخته است تا به سوالات زیر پاسخ دهد:

۱. آیا بازخورد بینایی و سانیفیکیشن الگوی عضلانی در شرایط خستگی بر تعادل سالمندان موثر است؟
۲. کدام نوع بازخورد در شرایط خستگی و چالش‌برانگیز اهمیت بیشتری دارد؟

روش پژوهش

این پژوهش از نوع تجربی و کاربردی بوده و با استفاده از طرح پیش‌آزمون - پس‌آزمون در دو گروه بینایی و سانیفیکیشن انجام شد. شرکت‌کنندگان این تحقیق شامل ۲۰ سالمند (۶ مرد و ۱۴ زن) با دامنه سنی ۶۰ تا ۸۰ سال (میانگین سنی ۵/۷۲ ± ۶۶/۲۰۰) بودند. تعداد افراد با توجه به پژوهش‌های گذشته، که گروه‌هایی با ۱۰ نفر یا کمتر انجام شده بود، تخمین زده شد (۳۵-۳۱). شرکت‌کنندگان به‌صورت داوطلبانه و در دسترس از میان سالمندان شهر مشهد انتخاب شدند. معیارهای

انتخاب شرکت کنندگان شامل موارد زیر بود:

سن بین ۶۰ تا ۸۰ سال، توانایی ایستادن به مدت حداقل یک دقیقه، توانایی اجرای دستورات ساده، نداشتن سابقه بیماری‌های نورولوژیک، نداشتن مشکلات حاد یا عمده ارتوپدی خصوصاً در لگن، اندام‌های تحتانی و ستون فقرات، عدم وجود مشکلات شنوایی و بینایی اصلاح نشده، نداشتن سابقه اختلال و سرگیجه مکرر.

ابزار جمع‌آوری داده‌ها شامل: ۱. پرسشنامه اطلاعات دموگرافیک ۲. فرم رضایت آگاهانه ۳. دستگاه اندازه‌گیری پایداری قامت: از دستگاه ساخت شرکت بایودکس آمریکا برای سنجش کنترل قامت استفاده شد. این دستگاه قابلیت تنظیم پایداری از سطح ۱ تا ۱۲ و همچنین تغییر زاویه تا ۲۰ درجه نسبت به سطح افقی در تمام جهات را دارد. روایی این دستگاه در مطالعات مختلف تایید شده است (۳۶، ۳۷). ۴. اسپیکر ۵. دستگاه ثبت فعالیت الکتریکی عضلات: برای ثبت داده‌های الکترومایوگرافی از دستگاه g.tec مدل g.USBamp-RESEARCH استفاده شد. که دارای ۱۶ کانال بوده و قادر به اندازه‌گیری زمان‌بندی، توالی و میزان فعالیت الکتریکی عضله دوقلو^۱ است. ۶. دوچرخه کارسنج ثابت.

برای انتخاب درجه سختی سطح تمرین در شرایط خستگی، قبل از شروع کار اجرایی، از چند سالمند تست تعادل در سطوح مختلف گرفته شد. با توجه به نتایج، سطح ۸ به عنوان سطحی با درجه سختی متوسط برای تمرین انتخاب شد. پس از انتخاب آزمودنی‌ها، توضیح مختصری در مورد دستگاه و آزمون پایداری قامت برای آشنایی شرکت‌کنندگان ارائه شد. در مرحله پیش‌آزمون، شرکت‌کنندگان قبل از اجرای آزمون تعادل به وسیله دوچرخه کارسنج خسته شدند. برای اجرای پروتکل خستگی، از آزمون شدت بالا با استفاده از دوچرخه کارسنج ثابت بهره گرفته شد. برای این منظور، ارتفاع زین و دسته دوچرخه مطابق با طول پاها و بازوهای هر شرکت‌کننده تنظیم شد. سالمندان ابتدا با شدت مقاومت کم به مدت ۱۰ دقیقه گرم کردند. سپس با سرعت ۷۵ تا ۸۰ دور در دقیقه، نسبت به آمادگی جسمانی هر فرد، تا رسیدن به خستگی رکاب زدند. هر دو دقیقه میزان خستگی سالمندان اندازه‌گیری شد (۳۸). برای تعیین میزان خستگی شرکت‌کنندگان از مقیاس درک فشار بورگ استفاده گردید. برای اندازه‌گیری مقیاس درک فشار، از شرکت‌کنندگان خواسته شد که احساس واقعی خود را درباره شدت فعالیتی که انجام می‌دهند، بیان کنند. با استفاده از جدول بورگ که دارای مقیاس بین ۶ - ۲۰ است، نمره آن استخراج شد. حداقل نمره مورد نظر برای خستگی، ۱۵ تعیین شده بود.

بعد از رسیدن آزمودنی به این نقطه، از وی تست پایداری قامت گرفته شد. بدین صورت که بلافاصله بعد از خستگی روی دستگاه بایودکس ایستادند و در حالی که صفحه بایودکس پوشانده شده بود، آزمون پایداری قامت را بدون هیچ بازخوردی از نوع بینایی یا شنوایی در سطح ۸ دستگاه بایودکس سه مرتبه با مدت زمان ۲۰ ثانیه‌ای و استراحت ۱۰ ثانیه‌ای بین هر تست انجام دادند. سپس افراد بر اساس نمرات پیش‌آزمون به دو گروه مساوی ۱۰ نفره (۳ مرد و ۷ زن) تقسیم شدند: گروه بازخورد بینایی و گروه بازخورد شنوایی بعد از ۴۸ ساعت از مرحله پیش‌آزمون شرکت‌کنندگان طی ۸ جلسه، تمرین پایداری قامت را به وسیله دستگاه بایودکس انجام دادند. این تمرینات به این صورت انجام شد که شرکت‌کنندگان در هر دو گروه ابتدا پروتکل خستگی را به وسیله دوچرخه کارسنج، همان‌گونه که بیان شد، انجام دادند. سپس تمرین پایداری قامت را بلافاصله بعد از رسیدن به خستگی، در شرایط بازخورد بینایی یا با سانیفیکیشن الگوی عضلانی، با ۱۵ تکرار (هر تکرار به مدت ۲۰ ثانیه و با ۱۰ ثانیه استراحت) در سطح ناپایدار هشتم دستگاه بایودکس انجام دادند.

1. Gastrocnemius

شرایط بازخورد بینایی: شرکت کنندگان بعد از رسیدن به خستگی، بلافاصله روی دستگاه بایودکس ایستادند و تعادل خود را تنها از طریق اطلاعات بصری که از صفحه بایودکس دریافت می کردند، حفظ نمودند.

شرایط استفاده از سانیفیکیشن الگوی عضلانی: برای جلوگیری از استراحت بین پروتکل خستگی و تمرین تعادل، قبل از انجام پروتکل خستگی محل دقیق الکترودها براساس سنیم، بر سطح پوست در عضله دو قلو با استفاده از پنبه و الک تمیز شد تا عوامل مقاومتی پوست کنترل شوند. سپس چست لیدها بر روی عضله دو قلو چسبانده شد بعد از آماده سازی، سالمندان پروتکل خستگی را همانند گروه بینایی انجام دادند. پس از رسیدن به خستگی، بلافاصله روی دستگاه بایودکس قرار گرفتند و الکترودها به چست لیدها متصل شدند.

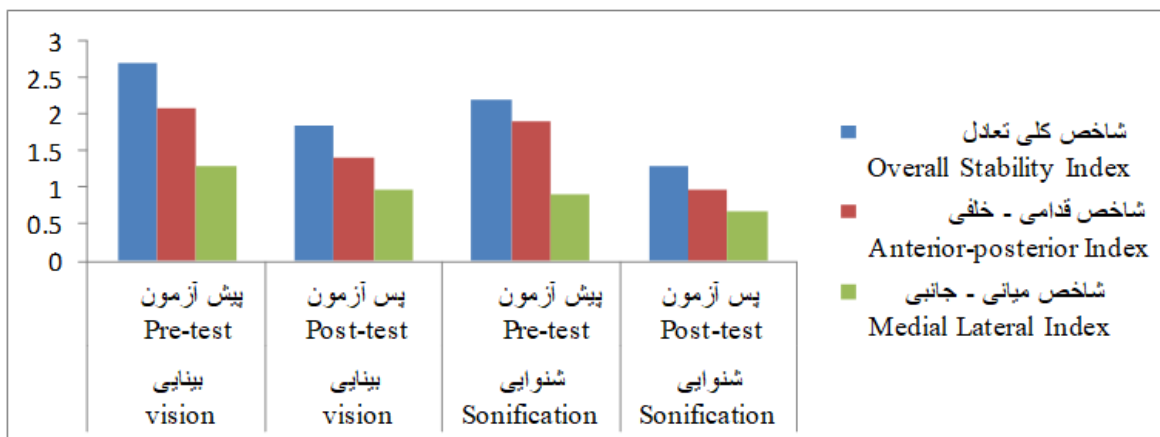
برای جلوگیری از حواس پرتی و تمرکز بیشتر بر بازخورد سانیفیکیشن الگوی عضلانی، از افراد خواسته شد به نقطه ای مشخص روی صفحه بایودکس، که پوشانده شده بود و هیچ اطلاعات بینایی ارائه نمی کردند نگاه کنند. در این شرایط، تعادل تنها از طریق صدایی که از فعالیت عضله دو قلو دریافت می شد، حفظ شد. این تمرین نیز همانند گروه بینایی شامل ۱۵ تکرار با مدت زمان ۲۰ ثانیه در هر کوشش و ۱۰ ثانیه استراحت بین کوشش ها در سطح ۸ ناپایدار دستگاه بایودکس بود.

سیگنال های الکترومایوگرافی با استفاده از دستگاه ثبت سیگنال g.tec مدل g.USBamp-RESEARCH با فرکانس نمونه برداری ۱۲۰۰ هرتز ثبت شد. الکترودهای سطحی دو قطبی با فاصله ۲ سانتی متر بین آنها انجام گردید (۳۹). سپس الکترودهای سطحی به موازات تارهای عضلانی در محل عضله مورد نظر قرار داده شد. سپس اطلاعات به دست آمده از دستگاه الکترومایوگرافی به منظور تجزیه و تحلیل به نرم افزار متلب وارد شدند. جهت فیلتر کردن داده ها از فیلتر میان گذر ۵ تا ۵۰۰ هرتز استفاده شد. بعد از نرمال سازی سیگنال های الکترومایوگرافی توسط نرم افزار متلب، داده ها همزمان توسط نرم افزار سانیفای به صدا تبدیل شدند. شرکت کنندگان می توانستند صدای فعالیت عضله دو قلو خود را بشنوند و با افزایش فعالیت عضله، فرکانس صدا بیشتر می شد. سیگنال های الکترومایوگرافی در محدوده ۳۰ تا ۸۰ برای ارائه بازخورد شنوایی به کار گرفته شدند. این محدوده قبل از شروع کار، توسط افراد سالمند و جوان با تعادل مناسب برای سانیفیکیشن برآورد شده بود. بعد از ۴۸ ساعت از آخرین جلسه تمرین، پس از آزمون مشابه پیش آزمون انجام شد. (۴۰، ۴۱).

به منظور تحلیل داده ها از نرم افزار spss نسخه ۲۲ با سطح معناداری ≤ 0.05 استفاده شد. در بخش آمار توصیفی، از شاخص های گرایش مرکزی مانند میانگین و شاخص های پراکندگی مانند انحراف معیار استفاده شد. همچنین، برای تجزیه و تحلیل فرضیه های تحقیق، از آمار استنباطی بهره گرفته شد. برای اطمینان از طبیعی بودن توزیع داده ها، از آزمون شاپیروویلیک استفاده گردید. همچنین، جهت بررسی تفاوت بین دو گروه، از آزمون تحلیل کواریانس یک طرفه استفاده شد. این پژوهش توسط کمیته اخلاق دانشگاه شهید بهشتی تهران (IR.SBU.REC.1402.132) تایید شده است.

نتایج

در شکل (۱) میانگین شاخص های کلی، قدامی - خلفی و میانی - جانبی تعادل در مراحل مختلف ارائه شده است.



شکل ۱- میانگین شاخص‌های کلی، قدامی - خلفی و میانی - جانبی تعادل در مراحل مختلف

Figure 1- Mean of Overall Stability, Anterior-posterior and Medial Lateral Indexes in different stages

توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیروویلک مورد بررسی قرار گرفت. بر اساس داده‌های جدول ۱، و از آنجایی که مقدار P به دست آمده برای آزمون‌ها بزرگتر از سطح معناداری ($P = 0.05$) بود، فرض نرمال بودن داده‌ها پذیرفته شد. بنابراین، می‌توان برای بررسی فرضیه‌ها از روش‌های پارامتریک استفاده نمود. در پژوهش حاضر، برای تحلیل فرضیه‌های تحقیق، از آزمون تحلیل کواریانس یک طرفه استفاده شد که یک آزمون پارامتریک محسوب می‌شود.

جدول ۱- نتایج آزمون نرمال بودن متغیرهای مورد بررسی با استفاده از آزمون شاپیروویلک

Table 1- Results of normality test of the variables studied using Shapiro-Wilk test

پس آزمون Post-test P value	پیش آزمون Pre-test P value	متغیر Variable	گروه Group
0.47	0.16	شاخص کلی کنترل تعادل Overall Stability Index	بازخورد بینایی vision feedback
0.10	0.44	شاخص قدامی - خلفی Anterior-posterior Index	
0.06	0.11	شاخص میانی - جانبی Medial Lateral Index	
0.25	0.18	شاخص کلی کنترل تعادل Stability Index Overall	بازخورد سانیفیکیشن Sonification feedback
0.94	0.16	شاخص قدامی - خلفی Anterior-posterior Index	
0.55	0.62	شاخص میانی - جانبی Medial Lateral Index	

همچنین، با استفاده از آزمون لوین، فرض برابری واریانس نمرات شاخص پایداری قامت در دو گروه بینایی و سانیفیکیشن بررسی شد (جدول ۲).

جدول ۲- آزمون لوین جهت بررسی برابری واریانس‌ها در شاخص پایداری قامت

Table 2- Levene's Test of Equality of Variances in postural stability Index

متغیر variable	F	درجا آزادی ۲ Df 1	درجه آزادی ۲ Df 2	سطح معنی داری P -value
شاخص کلی تعادل Overall Stability Index	1.22	1	18	0.28
قدامی - خلفی Anterior-posterior Index	1.52	1	18	0.23
میانی - جانبی Medial Lateral Index	3.12	1	18	0.09

بررسی مقدماتی برای اطمینان از عدم تخطی از مفروضه‌های نرمال بودن (آزمون شاپیروویلک، $p > 0.05$)، همگنی واریانس‌ها (آزمون لوین، $p > 0.05$) و همگنی شیب رگرسیون (سطح معنی داری تعامل بین مداخله و متغیر هم تغییر، $p > 0.05$) انجام شد. بنابراین، در این پژوهش برای مقایسه گروه‌ها در شاخص‌های کلی تعادل، قدامی - خلفی و جانبی - میانی تعادل، از آزمون تحلیل کواریانس یک‌طرفه استفاده شد.

جدول ۳- نتایج تحلیل کواریانس در دو گروه بینایی و سانیفیکیشن در شاخص پایداری قامت

Table 3- The results of the covariance test in the two vision and Sonification groups in postural stability Index

متغیر variable	منبع تغییر Source of variation	مجموع مجدورات Sum of Squares	درجات آزادی Degrees of Freedom	میانگین مجدورات Mean Square	F	سطح معناداری P -value	مجدور اتا Partial Eta Squared
شاخص کلی تعادل Overall Stability Index	پیش‌آزمون تعادل کلی Pre-test Overall Stability	1.25	1	1.25	6.48	0.02	0.27
	گروه Group	0.97	1	0.97	5.05	0.03	0.22
	خطا Error	3.28	17	0.19			
قدامی - خلفی Anterior-posterior Index	پیش‌آزمون قدامی - خلفی Pre-test Anterior-posterior	0.36	1	0.36	1.87	0.18	0.09
	گروه Group	0.87	1	0.87	4.48	0.04	0.20

جدول ۳- نتایج تحلیل کواریانس در دو گروه بینایی و سانیفیکیشن در شاخص پایداری قامت

Table 3- The results of the covariance test in the two vision and Sonification groups in postural stability Index

متغیر variable	منبع تغییر Source of variation	مجموع مجدورات Sum of Squares	درجات آزادی Degrees of Freedom	میانگین مجدورات Mean Square	F	سطح معناداری P-value	مجدور اتا Partial Eta Squared
میانی - جانبی Medial Lateral Index	خطا Error	3.29	17	0.19			
	پیش‌آزمون میانی - جانبی Pre-test Medial Lateral	0.13	1	0.13	1.70	0.20	0.09
	گروه Group	0.19	1	0.19	2.36	0.14	0.12
	خطا Error	1.37	17	0.08			

همانطور که در جدول ۳ مشاهده می‌شود، در نمرات شاخص کلی تعادل و قدمی - خلفی تعادل بین گروه‌ها تفاوت معناداری وجود دارد ($0.05 \leq$). با توجه به میانگین نمرات گروه سانیفیکیشن نسبت به گروه بینایی در شاخص کلی تعادل و شاخص قدمی - خلفی عملکرد بهتری داشته است. این امر بیانگر مفید بودن تمرین به صورت الگوی عضلانی سانیفیکیشن است. اما در شاخص میانی - جانبی، بین دو گروه تفاوت معناداری مشاهده نشد ($P > 0.05$) با این حال، براساس شکل ۱، میانگین گروه بازخورد سانیفیکیشن کمتر از گروه بینایی بوده که نشان می‌دهد گروه سانیفیکیشن تعادل بهتری داشته است، هر چند این تفاوت از نظر آماری معنادار نبوده است.

بحث و نتیجه‌گیری

باتوجه به اینکه افزایش سن با اختلال در سیستم‌های مختلف بدن انسان همراه است، توانایی پاسخ به اغتشاش قامت کاهش یافته و ریسک افتادن افزایش می‌یابد. در نتیجه، اگر بتوان با استفاده از مداخلات مختلف این اختلالات را معکوس یا کم کرد، می‌توان از ریسک افتادن و پیامدهای جبران‌ناپذیر آن کاست. شواهد نشان می‌دهد که تمرین اثر قوی بر پیشگیری از افتادن دارد. محققان به این نتیجه رسیده‌اند که تمرینات پیشگیری از افتادن باید اجزای آمادگی جسمانی شامل قدرت، توان، تعادل و راه رفتن که با خطر افتادن مرتبط هستند، هدف قرار دهند. علاوه بر این، مشخص شده است که تمریناتی که تعادل را هدف قرار نمی‌دهند، تاثیر چندانی در پیشگیری از افتادن ندارند. همچنین، تمرینات ورزشی که تمرکز بیشتری بر بخش تعادلی دارند، بیشتر از سایر موقعیت‌های تمرینی مؤثر بوده‌اند. تمرین تعادلی نوعی از مداخلات ورزشی است که با هدف جلوگیری از افتادن و افزایش تعادل در سالمندان انجام می‌شود. این تمرینات تعادلی معمولاً شامل تمریناتی مانند کار با توپ و چوب موازنه، راه رفتن با پاشنه و پنجه پا، راه رفتن روی خط، تمرین قدم زدن، ایستادن روی یک پا، گرفتن یا پرتاب توپ، پیلاتس، دستگاه بایودکس و تمرینات تای‌چی است (۴۲).

تمرینات تعادلی یا حسی - حرکتی بر قسمت‌های مختلف بدن مانند عضلات، اعصاب و مغز تأثیر می‌گذارند و باعث بهبود تعادل در سالمندان می‌شوند (۴۳). در این تحقیق، شرکت‌کنندگان با استفاده از دستگاه بایودکس در شرایط خستگی با بهره‌گیری از حواس مختلف، تمرینات تعادل را انجام دادند و نتایج اثر مثبت تمرینات را در شرایط مختلف نشان داد. پژوهش حاضر نشان داد که در مرحله پس‌آزمون، بین دو گروه بازخورد بینایی و سانیفیکیشن الگوی عضلانی در شاخص کلی تعادل و شاخص قدامی - خلفی تفاوت معناداری وجود دارد. این تفاوت مربوط به بهبود تعادل در گروه تمرین با استفاده از سانیفیکیشن الگوی عضلانی بود که با گروه بازخورد بینایی متفاوت بود. طبق پژوهش دی‌یر، استاپلتون و راجر (۲۰۱۷)، تبدیل سیگنال حرکت به صدا در زمان واقعی می‌تواند به عنوان بازخورد افزوده برای یادگیری مهارت‌های حرکتی مورد استفاده قرار گیرد. این اطلاعات شنوایی، یادگیری مهارت‌های حرکتی را سریع‌تر و با موفقیت بیشتر می‌سازد. هدف اصلی این سیستم، بهبود دائمی عملکرد در تکلیف یا مهارت جسمانی است، به گونه‌ای که این بهبود در غیاب بازخورد افزوده نیز ادامه داشته باشد. هماهنگی موفق نیاز به برداشت و استفاده از اطلاعات شنوایی از طریق ادراک - عمل دارد. این هماهنگی از طریق تکرار تعاملات اطلاعات شنوایی با یک تکلیف حاصل می‌شود. که می‌تواند دلیلی بر برتری گروه سانیفیکیشن نسبت به بینایی باشد (۲۶). همچنین چندین دهه است که برای آموزش افراد جهت بهبود عملکرد در رفتار فیزیولوژیکی از بیوفیدبک حسی تقویت‌شده استفاده می‌شود. هدف بیوفیدبک سیستم کنترل پاسچر، ارائه اطلاعات حسی افزوده در مورد وضعیت یا جهت‌گیری تعادل به سیستم عصبی مرکزی است.

بیوفیدبک در اشکال مختلف از جمله شنوایی و بینایی وجود دارد. پژوهش‌های گذشته نشان داده‌اند که بیوفیدبک بینایی و شنوایی می‌تواند کنترل پاسچر را در حالت ایستا و ناپایدار، همچنین در زمان راه رفتن بهبود بخشند. این نتایج زمانی به‌دست آمد که بازخورد به‌صورت پیوسته ارائه می‌شد و نه به شکل گسسته. با این حال، به نظر می‌رسد استفاده از بیوفیدبک پیوسته، به ویژه بصری، منجر به اتکای بیش از حد به بازخورد بینایی شود (۴۴). براساس نتایج لاکانی و منسفیلد^۱ بیوفیدبک بصری پیوسته باعث کاهش نوسان کنترل پاسچر بر روی سطح فوم شد. اما هنگامی که بازخورد حذف شد، این اثر از بین رفت و ماندگاری نداشت. در مقابل، بازخورد شنوایی حتی پس از ۴۸ ساعت، همچنان تأثیر خود را حفظ کرد (۴۵). این نتایج با پژوهش حاضر همسو است. نتایج تحقیق حاضر با مطالعات نیکولای^۲ و همکاران (۲۰۱۰)، میرلمان^۳ و همکاران (۲۰۱۱)، باربیری^۴ و همکاران (۲۰۱۹)، زوفیا^۵ و همکاران (۲۰۱۹) هم‌راستا است (۳۳، ۳۴، ۴۶، ۴۷). همچنین، هاسگاوا و همکاران (۲۰۱۷) تأثیر کنترل پاسچر توسط بیوفیدبک شنوایی در مقابل بینایی را در ۱۸ بزرگسال جوان بررسی کردند. نتایج تحقیقات آنها نشان داد که تمرین بیوفیدبک بینایی باعث وابستگی به اطلاعات بینایی می‌شود و در غیاب بینایی، کنترل پاسچر ضعیف می‌شود. اما تمرین بیوفیدبک شنوایی منجر به یکپارچگی سیستم حسی شده و عملکرد پاسچر را در زمینه‌های فضایی و زمانی در مقایسه با بیوفیدبک بینایی بهبود می‌بخشد. همچنین بدون بیوفیدبک نیز باعث بهبود یادگیری کنترل پاسچر پویا می‌شود، که با نتایج پژوهش حاضر همخوانی دارد (۳۵). با این تفاوت که در پژوهش حاضر، در شرایط خستگی از فعالیت

1. Lakhani B, Mansfield

2. Nicolai

3. Mirelman

4. Barbieri

5. Zofia

الکتریکی عضله دوقلوی ساق پا به عنوان بازخورد شنوایی استفاده شد، اما در پژوهش هاسگاوا و همکاران، از انحرافات مرکز ثقل به عنوان بازخورد استفاده شد و شرایط خستگی در نظر گرفته نشده بود.

در راستای اهمیت بازخورد شنوایی در حفظ تعادل، می‌توان به ویژگی‌های مختلفی از حس شنوایی اشاره نمود: مانند بازخورد شنوایی باعث بهبود تمرکز اعمال و پردازش کمتر نسبت به بینایی می‌شود؛ از نظر زمان‌بندی نسبت به بینایی دقیق‌تر است و بهتر می‌تواند داده‌های بیومکانیکی را نمایش دهد (۲۳ - ۲۵)؛ زمان عکس‌العمل شنوایی نسبت به بینایی سریع‌تر است (۴۸).

بر اساس نتایج فیچ و کرامر (۱۹۹۴)، ویکنز و لیو^۱، (۱۹۸۸)، نمایش‌های شنوایی ممکن است مناسب‌ترین حس در هنگامی باشند که اطلاعات ارائه‌شده شامل الگوهای پیچیده، تغییرات زمانی، هشدارها یا صداها مرتبط با عمل فوری هستند. در محیط‌های تمرینی یا کاری، عمل‌کننده‌ها (اپراتورها)، اغلب قادر به استفاده از سیستم بینایی نیستند: مثلاً ممکن است سیستم بینایی با تکالیف دیگری درگیر باشد (۴۹، ۵۰)، یا دچار آسیب‌های بینایی شده باشد. همچنین، عوامل محیطی مانند مه غلیظ یا خط دید نامناسب ممکن است مانع استفاده از اطلاعات بینایی شوند (۴۹، ۵۱ - ۵۳). یا ممکن است سیستم بینایی مملو از اطلاعات باشد. در چنین شرایطی، استفاده از سیستم شنوایی به عنوان بازخورد از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است و می‌تواند باعث بهبود تعادل شود (۵۴). این موضوع در پژوهش حاضر نیز مشاهده شد: به‌طوری که شرکت‌کنندگان گروه سانیفیکیشن در شرایط بدون بازخورد، عملکرد بهتری نسبت به گروه بینایی داشتند.

همچنین، زو و همکاران در سال ۲۰۱۶ در پژوهش خود نتیجه‌گیری کردند که نوسانات تعادلی در هنگام ایستادن با چشم بسته افزایش می‌یابد. یکی از دلایل بهبود تعادل در گروه تمرینات ترکیبی می‌تواند استفاده از حسگرهای کوچک لرزاننده باشد، چرا که به‌نظر می‌رسد انجام تمرینات همراه با دستگاه بازخوردی، موجب تحریک گیرنده‌های عمقی و جنبشی مفاصل اندام تحتانی می‌شود (۵۵)، این نتایج با یافته‌های مطالعه حاضر مطابقت دارد. یافته دیگر تحقیق حاضر این بود که در شرایط خستگی، به‌طور کلی نوسان بدن در جهت قدامی - خلفی بیشتر از نوسان در جهت میانی - جانبی بود، که نشان‌دهنده عدم تعادل قامتی بیشتر در جهت قدامی - خلفی است. این عدم تعادل ممکن است با افزایش سن در ارتباط باشد. بسیاری از مطالعات نشان داده‌اند که با افزایش سن، زمان واکنش و کاهش یکپارچگی حسی افزایش می‌یابد، که ممکن است به افزایش نوسان بدن و کاهش کنترل تعادل منجر شود (۵۶). این نتایج با یافته‌های پژوهش‌های دیگر، از جمله یافته‌های داوالت^۲ و همکاران (۲۰۰۳)، بوتینی^۳ و همکاران (۲۰۰۱)، و گیمون^۴ (۲۰۱۱) همخوانی دارد. این پژوهش‌ها گزارش کردند که عضلات ناحیه قدامی - خلفی در مقایسه با عضلات داخلی - خارجی در حفظ تعادل حساس‌تر هستند و در مقابله با عوامل مداخله‌گر منفی در الگوی حرکت (مانند خستگی در اندام تحتانی) زودتر تحت تأثیر قرار می‌گیرند (۵۸ - ۵۶).

این نکته نشان می‌دهد که در تمرینات مربوط به تقویت حس عمقی، عضلات حرکت دهنده در صفحه ساجیتال باید به‌صورت اختصاصی‌تر مورد تمرین قرار گیرند، که با نتایج پژوهش حاضر نیز همخوانی دارد. همچنین، نتایج پژوهش بودراهم و رویگر^۵ (۲۰۰۹) نشان داد که استفاده از عضلات ناحیه قدامی - خلفی برای افزایش تعادل، اثرگذاری بیشتری نسبت به عضلات میانی

1. Wickens, Gordon, & Liu

2. Dault

3. Bottini

4. Gimmon

5. Boudrahem and Rougier

- جانبی دارد. این عضلات سریع تر تحت تاثیر عوامل مختلف قرار می گیرند و استفاده از آنها به عنوان بازخورد باعث عملکرد بهتری در افراد می شود.

آنها همچنین بیان کردند که استفاده از بازخورد زیستی به عنوان مولفه عمومی، نقش مهمی در افزایش توانبخشی تعادل دارد (۵۹). در پژوهش حاضر، یکی از دلایل استفاده از فعالیت الکتریکی عضله دوقلو به عنوان بازخورد زیستی به صورت بازخورد سانیفیکیشن، حساس تر بودن عضلات ناحیه قدامی - خلفی نسبت به عضلات میانی - جانبی در حفظ تعادل بود. این موضوع به ویژه در افراد سالمندان که بیشتر به سمت جلو تعادل خود را از دست می دادند، مشهود است. تحریک این عضلات به صورت بازخورد زیستی باعث افزایش فعالیت آنها شده و در نتیجه، تعادل بهبود یافته و خطر سقوط افراد سالمند کاهش می یابد. نتایج این پژوهش نیز اثرات مثبت بازخورد سانیفیکیشن الگوی عضلانی در عضله دوقلو را نشان داده است. با توجه به نتایج به دست آمده، به نظر می رسد که تمرینات تعادلی با تمرکز بر روی فعالیت الکتریکی عضلات به صورت بازخورد شنوایی، می تواند تعادل سالمندان را بهبود بخشد. علاوه بر این، نتایج تحقیق نشان می دهد که برنامه تمرینی ارائه شده قادر است اطمینان حرکتی آزمودنی ها را افزایش دهد. این امر که برای کیفیت زندگی و پیشگیری از آسیب های ناشی از سقوط حائز اهمیت است، نیز بهبود یافته است.

پیام مقاله

با توجه به اینکه بازخورد زیستی یکی از مولفه های توانبخشی جهت افزایش تعادل است، استفاده از فعالیت الکتریکی عضلات به عنوان بازخورد زیستی به صورت بازخورد سانیفیکیشن الگوی عضلانی، به ویژه در عضلات قدامی - خلفی اندام تحتانی که در سالمندان نوسان بیشتری در حفظ تعادل دارند، یک روش مفید جهت بهبود کنترل پاسچر سالمندان محسوب می شود. این روش تاکنون برای افزایش تعادل در شرایط چالش برانگیز (مانند خستگی) استفاده نشده است؛ پژوهش حاضر به این موضوع پرداخته و یک روش نوین برای بهبود تعادل سالمندان و پیشگیری از سقوط معرفی کرده است. مداخله تعادلی مورد استفاده در تحقیق حاضر، پتانسیل آن را دارد که به عنوان یک روش کم هزینه و از نظر زمان کارآمد، تعادل و اطمینان حرکتی سالمندان، به ویژه در شرایط چالش برانگیز را بهبود بخشد. علاوه بر این، با توجه به نتایج پژوهش های گذشته که نشان داده اند بازخورد بینایی باعث وابستگی افراد به بازخورد می شود، می توان از مزایای بازخورد سانیفیکیشن الگوی عضلانی بهره برد. این نوع بازخورد زیستی می تواند استفاده از حس عمقی سالمندان را افزایش داده و از وابستگی به بازخورد جلوگیری کند. در نتیجه، در شرایطی که افراد دسترسی به بازخورد ندارند، قادر خواهند بود تعادل خود را با استفاده از حس عمقی حفظ نمایند. این امر می تواند به پیشگیری از سقوط سالمندان و کاهش آسیب های جدی در آنها کمک کند.

تشکر و قدردانی

از تمامی سالمندانی که ما را در اجرای تحقیق یاری نمودند کمال تشکر و قدردانی را داریم.

منابع

1. Augustsson J, Thomee R, Karlsson J. Ability of a new hop test to determine functional deficits after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2004; 12(5): 350-6.
2. Augustsson J, Thomee R, Linden C, Folkesson M, Tranberg R, Karlsson J. Single leg hop testing following fatiguing exercise: reliability and biomechanical analysis. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2006; 16(2): 111- 20.

3. Sheikh-Hassani S, Rajabi R, Minoonejad H. The effect of core muscle fatigue on measurements of lower extremity functional performance in male athletes. *Journal of Research in Rehabilitation Sciences*. 2013; 9(4): 668– 82. (In persian).
4. David J, Joan, Arnold H. Skeletal muskele from molecules to movement. *Human kinetic*. 2004; 87-93.
5. McComas A. Skeletal Muscle: Form and Function. Champaign, IL, Human Kinatics. 1996; 58-67.
6. Miura K, Ishibashi Y, Tsuda E, Okamura Y, Otsuka H, Toh S. The effect of local and general fatigue on knee proprioception. *Arthroscopy*. 2004; 20(4): 414-18.
7. Balogun JA, Akindele KA, Nahinlola J. Age-related changes in balance performance. *Diabil Rehabil*. 1994; 16: 58-62.
8. Gribble P, Hertel J, Denegar C, Buckley W. The effects of fatigue and cronic ankle instability on dynamic postural control. *J Athl Train*. 2004; 39(4): 321-29.
9. Vuillerom N, Burdet C, Isableu BC , Dmetz S. The magnitude of the effect of calf muscles fatigue on postural control during bipedal quiet standing with vision epends on the eye- visual Target distance. *Gait & Posture*. 2006; 24(2):169-72.
10. Ochsendorf DT, Mattacola CG, Arnold BL. Effect of orthotics on postural sway after fatigue of the plantar flexors and dorsiflexors. *J Athletic Train*. 2000; 35(1): 26-30.
11. Yaggie J, McGregor S. Effect of isokinetic fatigue on the maintenance of balance and postural limits. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002; 83: 224-28.
12. Golchini A, Rahnama N, LotfiForoushani M. Effect of systematic corrective exercises on the static and dynamic balance of patients with pronation distortion syndrome: A randomized controlled clinical trial study. *Int J Prev Med* 2021; 12:129.
13. Bernier JN, Perrin DH. Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1998; 27 (4): 264-275.
14. Hu MH, Woollacott MH. Multisensory training of standing balance in older adults: I. Postural stability and one-leg stance balance. *J Gerontol* 1994; 49(2): M52-M61.
15. Barnett CT, Vanicek N, Polman RC. Postural responses during volitional and perturbed dynamic balance tasks in new lower limb amputees: A longitudinal study. *Gait Posture*. 2013; 37(3): 319-25.
16. Bolger D, Ting LH, Sawers A. Individuals with transtibial limb loss use interlimb force asymmetries to maintain multi-directional reactive balance control. *Clin Biomech*. 2014; 29(9):1039-47.
17. Shumway-Cook A, Anson D, and Haller S. Postural sway biofeedback: its effect on re-establishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys. Med Rehabil*. 1988; 69 (6): 395- 400.
18. Wall C, Weinberg MS. Balance prostheses for postural control. *IEEE Eng Med Biol*. 2003; 22(2): 84– 90.
19. Petrofsky J S. The use of electromyogram biofeedback to reduce Trendelenburg gait. *Eur J Applied Physiol*. 2001; 85 (6): 491–5.
20. Aiello E, Gates DH, Patritti BL, Cairns KD, Meister M, Clancy EA, Bonato P. Visual EMG biofeedback to improve ankle function in hemiparetic gait. in *Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2005; 2005: 7703–6.
21. O'Brien B, Vidal A, Bringoux L, Bourdin, C. Developing Movement Sonification for Sports Performance. In: *Interactive Sonification Workshop*. (ISON 2019); Nov 2019, Stockholm, Sweden. KTH Royal Institute of Technology; 2019
22. Walker BN, Nees MA. Theory of sonification. In: Hermann T, Hunt A, Neuhoﬀ JG, editors. *Principles of Auditory Display and Sonification*. New York: Springer; 2011. p. 399-425
23. Chiari L, Dozza M, Cappello A, Horak FB, Macellari V, Giansanti D. Audio biofeedback for balance improvements: an accelerometry-based system. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2005; 13(1):2108-11
24. Dozza M. Biofeedback systems for human postural control [dissertation]. Bologna: University of Bologna; 2006.
25. Tsubouchi Y, Suzuki K. bioTones: A wearable device for EMG auditory biofeedback. *Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2010; 2010:6543-6.
26. Dyer JF, Stapleton P, Rodger M. Mapping sonification for perception and action in motor skill learning. *Front Neurosci*. 2017; 11: 463.

27. Shams L, Seitz AR. Benefits of multisensory learning. *Trends in Cognitive Sciences*; 2008; 12(11): 411-7.
28. Hermann T, Zehe S. Sonified Aerobics - Interactive Sonification of coordinated body movements. 17th Annual Conference on Auditory Display, Budapest. Worall D, Wersényi G (Eds); Budapest, Hungary: OPAKFI. 2011.
29. Hodges N, Chua R & Franks I M. The role of video in Facilitating perception and action of a novel coordination movement. *J Mot Behav*; 2003; 35(3): 247-260.
30. Cutting JE, Proffitt DR. The minimum principle and the perception of absolute, common and relative motion. *Cogn Psychol*. 1982; 14(2): 211-46.
31. Singer ML, Loringa KS, Leland ED, Foreman KBO. Age-related difference in Postural control during recovery from posterior and anterior perturbations. *Anat Rec*. 2015;298(2):346-53.
32. Dozza M, Chiari L, Horak FB. Audio-biofeedback improves balance in patients with bilateral vestibular loss. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86:1401-3.
33. Nicolai S, Mirelman A, Herman T, Zijlstra A, Mancini M, Becker C, et al. Improvement of balance after audio-biofeedback. A 6-week intervention study in patients with progressive supranuclear palsy. *Z Gerontol Geriatr* 2010; 43: 224-8.
34. Mirelman A, Herman T, Nicolai S, Zijlstra A, Zijlstra W, Becker C, Chiari L, et al. Audio-Biofeedback training for posture and balance in Patients with Parkinson's disease. *J Neuroeng Rehabil*. 2011; 8: 35.
35. Hasegawa N, Takeda K, Sakuma M, Mani H, Maejima H, Asaka T. Learning effects of dynamic postural control by auditory biofeedback versus visual biofeedback training. *Gait Posture*. 2017; 58:188-93
36. Rougier P. Compatibility of postural behavior induced by two aspects of visual feedback: time delay and scale display. *Exp Brain Res*. 2005;165(2):193-202
37. Bagheri R, Sarmadi A, Dadashi Arani L. Learning effects of the biodex balance system during assessment of postural task with in test-retest measurements. *Koomesh*. 2012; 13 (3): 354 -61.
38. Hassanlouei H, Falla D, Arendt-Nielsen L, Kersting UG. The effect of six weeks endurance training on dynamic muscular control of the knee following fatiguing exercise. *J Electromyogr Kinesiol*. 2014;24(5):682-8
39. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10 (5):361-74.
40. Matsubara M, Terasawa H, Kadone H, Suzuki K, Makino SH. Sonification of muscular activity in human movements using the temporal patterns in EMG. In: *Proceedings of APSIPA ASC*; 2012. Asia-Pacific; IEEE. 2012.
41. Sandra, P, Hunt A. The sonification of EMG data. In: *Proceedings of the 12th International Conference on Auditory Display*. Georgia Institute of Technology; 2006; London, UK. p. June 20-23
42. Cadore EL, Rodríguez-Mañas L, Sinclair A, Izquierdo M. Effects of different exercise interventions on risk of falls, gait ability, and balance in physically frail older adults: a systematic review. *Rejuvenation res*. 2013; 16(2): 105-14.
43. Panich KP, Ajijmaporn A, Kuptniratsaikul V. Effect Of 4 Week Simple Balance Exercise On Balance Ability In Thai Elderly. *J Sports Sci Technol*. 2015; 15(1): 203-11.
44. Hasegawa N, Takeda K, Mancini M, King LA, Horak FB, Asaka T . Differential effects of visual versus auditory biofeedback training for voluntary postural sway. *PLoS ONE*. 2020; 15(12): e0244583.
45. Lakhani B, Mansfield A. Visual feedback of the centre of gravity to optimize standing balance. *Gait Posture*. 2015; 41(2): 499-503.
46. Barbieri FA, Penedo T, Simieli L, Barbieri RA, Zagatto AM, van Dieën JH, et al. Effects of ankle muscle fatigue and visual behavior on postural sway in young adults. 2019
47. Zofia F, Sabato M, Martin G, Carlo T, Clemens B, Ludger S, et al. Real-time use of audio-biofeedback can improve postural sway in patients with degenerative ataxia. *Ann Clin Transl Neurol*. 2019;6(2):285-94
48. Land GT, Woodworth RS. *Elements of physiological psychology*. New York: Charles Scribner's Sons; 1911

49. Fitch, WT, Kramer G. Sonifying the body electric: Superiority of an auditory over a visual display in a complex, multivariate system. In: Kramer G, editor. Auditory display: Sonification, audification, and auditory interfaces. Reading (MA): Addison-Wesley; 1994. p. 307-26
50. Wickens, CD, Liu Y. Codes and modalities in multiple resources: a success and a qualification. Hum Factors. 1988;30(5):599-616
51. Walker BN. Magnitude estimation of conceptual data dimensions for use in sonification. J Exp Psychol Appl. 2002;8(4):211-21.
52. Walker B N, Kramer G. Ecological psychoacoustics and auditory displays: hearing, grouping, and meaning making. In: Neuhooff J, editor. Ecological psychoacoustics. New York: Academic Press; 2004. p. 150-75.
53. Wickens CD, Gordon SE, Liu Y. An introduction to human factors engineering. New York: Pearson; 2014
54. Brewster S. Using non-speech sound to overcome information overload. Displays. 1997;17(3):179-89
55. Zhou J, Lipsitz L, Habtemariam D, Manor B. Sub-sensory vibratory noise augments the physiologic complexity of postural control in older adults. J Neuroeng Rehabil 2016; 13(1): 44.
56. Dault C, Haart M, Geurts ACH, Arts ILJ. Effects of visual center of pressure feedback on postural control in young and elderly healthy adults and in stroke patients. Hum Mov Sci. 2003;22(3):221-36
57. Bottini G, Karnath HO, Vallar G, Sterzi R, Frith CD, Frackowiak RS, et al. Cerebral representations for egocentric space: functional-anatomical evidence from caloric vestibular stimulation and neck vibration. J Brain 2001; 124: 1182-96.
58. GimmonY, Riemer R, Oddsson L, Melzer I. The effect of plantar flexor muscle fatigue
59. Boudrahem, R, Rougier P. Relation between postural control assessment with eyes open and centre of pressure visual feedback effects in healthy individuals. Exp Brain Res. 2009;195(1):145-52.

