



The Comparison of the Effect of Eight weeks of Strength and Balance Training on Reactive Postural Control of Healthy Elderly

Mahboobeh Dehnavi¹, Amirali Jafarnejadgero^{2*}, Farhad Tabatabai Ghomsheh³,
Ali Fattahi⁴

1- Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sport Science And Physical Education, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

2- Associate Professor, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

3- Ergonomics Department, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

4- Assistant professor, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sport Science and Physical Education, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

Corresponding Author: Amirali Jafarnejadgero, Associate Professor, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Email: amiralijafarnejad@gmail.com

Received: 2024/08/18

Accepted: 2024/11/25

Abstract

Introduction: It seems that investigating factors that reduce falls and also the effect of physical activities during activities is more effective in reducing falls in the elderly. Because the elderly fall during activity or walking, not in a stationary state where postural control is measured, the aim of this study was to compare the effect of strength and balance training on the reactive postural control of healthy elderly people.

Methods: The current research is semi-experimental in terms of method and strategy; and in terms of the topic, it was applied research with a pre-test-post-test design. The current research includes two experimental groups (strength and balance training groups) and one control group. The statistical sample of this research included 36 people (12 people in each group) with an age range of 60 to 75 years. Electromyographic muscle activity was used to evaluate the reactive postural control of the elderly. To analyze the data, two-way analysis of variance and Bonferroni post hoc tests were performed at a significance level of $p \geq 0.05$. Statistical software SPSS version 26 and Excel 2019 were used for statistical calculations and drawing graphs.

Results: The results of this study showed that balance training ($P=0.001$); and strength training ($P=0.001$). They have a significant effect on the reactive postural control of the elderly. Also, the results of the research showed that there is no significant difference between balance exercises with strength on the reactive postural control of the elderly ($p < 0.05$).

Conclusions: It seems that both balance and strength training have a significant effect on the reactive postural control of the elderly. Also, the results showed that there is no significant difference between balances with strength training on the reactive postural control of the elderly. Therefore, both balance and strength training can be used as an alternative to improve the reactive postural control of the elderly and thus reduce the risk of falls in the elderly.

Keywords: Elderly, Balance training, Strength training, Reactive postural control.



مقایسه تأثیر هشت هفته تمرینات قدرتی و تعادلی بر کنترل پاسچر واکنشی سالمندان سالم

محبوبه دهنوی^۱، امیر علی جعفرنژادگرو^{۲*}، فرهاد طباطبایی قمشه^۳، علی فتاحی^۴

۱- گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تربیت بدنی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.

۲- دانشیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

۳- استاد گروه ارگونومی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

۴- استادیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تربیت بدنی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد تهران مرکزی، تهران، ایران.

نویسنده مسئول: امیر علی جعفرنژادگرو، دانشیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
ایمیل: amiralijafarnezhad@gmail.com

پذیرش مقاله: ۱۴۰۳/۹/۵

دریافت مقاله: ۱۴۰۳/۵/۲۸

چکیده

مقدمه: به نظر می‌رسد که بررسی عوامل کاهنده سقوط و همچنین تأثیر فعالیت‌های بدنی بر حین فعالیت‌ها بیشتر بر کاهش سقوط سالمندان مؤثر باشد؛ زیرا سالمندان حین فعالیت و یا راه رفتن سقوط می‌کنند نه در حالت ساکن که کنترل پاسچر سنجیده می‌شود؛ بنابراین هدف از این مطالعه مقایسه تأثیر تمرینات قدرتی و تعادلی بر کنترل پاسچر واکنشی سالمندان سالم بود.

روش کار: تحقیق حاضر به لحاظ روش و راهبرد نیمه تجربی، به لحاظ موضوع یک تحقیق کاربردی و با طرح پیش‌آزمون-پس‌آزمون بود. تحقیق حاضر شامل دو گروه تجربی (یک گروه تمرینات قدرتی و یک گروه تمرینات تعادلی) و یک گروه کنترل هست. نمونه آماری این تحقیق شامل ۳۶ نفر (هر گروه ۱۲ نفر) با دامنه سنی ۶۰ تا ۷۵ سال انتخاب شدند. برای ارزیابی کنترل پاسچر واکنشی سالمندان از فعالیت الکترومیوگرافی عضلات استفاده شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از تحلیل واریانس دو سویه و آزمون‌های تعقیبی بونفرونی در سطح معناداری $P \leq 0.05$ انجام شد. از نرم‌افزار آماری spss نسخه ۲۶ و اکسل ۲۰۱۹ برای محاسبات آماری و رسم نمودار استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج مطالعه حاضر نشان داد که هم تمرینات تعادلی ($P=0.001$)؛ و هم تمرینات قدرتی ($P=0.001$)؛ بر کنترل پاسچر واکنشی سالمندان تأثیر معنی‌داری دارند. همچنین نتایج پژوهش نشان داد که تفاوت معنی‌داری بین تمرینات تعادلی با قدرتی بر کنترل پاسچر واکنشی سالمندان وجود ندارد ($P > 0.05$).

نتیجه‌گیری: تمرینات تعادلی و هم تمرینات قدرتی بر کنترل پاسچر واکنشی سالمندان تأثیر معنی‌داری داشت. از تمرینات تعادلی و تمرینات قدرتی هم به صورت مجزا و هم به صورت ترکیبی می‌توان برای بهبود کنترل پاسچر واکنشی سالمندان استفاده کرد و در نتیجه ریسک سقوط سالمندان را کاهش داد.

کلیدواژه‌ها: سالمند، تمرینات تعادلی، تمرینات قدرتی، کنترل پاسچر واکنشی.

مقدمه

که بر اساس تغییرات آرام و پیش‌رونده همراه با افزایش سن تمامی وجود انسان را در برمی‌گیرد، این تغییرات طبیعی خود تحت تأثیر عواملی چون نژاد، جنس، شغل و شرایط اجتماعی بوده و نسبت به تأثیر آن روند سالمندی متغیر خواهد بود (۲). با در نظر داشتن نیازهای ویژه این دوره در سالمندان و توجه به فعالیت‌های جسمانی و کیفیت

بر اساس آمار سازمان بهداشت جهانی ۵۹۰ میلیون نفر سالمند بالای ۶۰ سال موجود در سال ۲۰۰۰ به بالای ۱/۲ بیلیون نفر در سال ۲۰۲۵ خواهد رسید که کشور ما نیز از این قاعده مستثنی نخواهد بود (۱). سالمندی فرآیندی است

زندگی مناسب آن‌ها امری بسیار مهم تلقی می‌شود که نباید مورد غفلت واقع شود.

شایع‌ترین حادثه‌ای که در جامعه سالمندی رخ می‌دهد، زمین خوردن است که به دلیل تغییرات همه‌جانبه‌ای می‌باشد که در سیستم‌های عصبی - محیطی، جسمانی رخ می‌دهد (۳). به طور میانگین از هر ۳ نفر سالمند یک نفر سالانه حداقل یک تجربه زمین خوردن دارد. انجمن طب سالمندی آمریکا (AGS) با انتشار مقاله‌ای تحت عنوان «راهنمای پیشگیری از زمین خوردن در سالمندان» در سال ۲۰۰۱ عنوان کرد که تقریباً دوسوم زمین خوردن‌ها در سالمندان قابل پیش‌بینی هستند و می‌توان به‌سادگی با شناسایی عوامل به وجود آورنده خطر و تغییرات در محیط زندگی فرد از رخداد آن پیشگیری نمود (۴).

پهلوانیان و همکاران، در یک مطالعه مروری به بررسی شیوع سقوط در سالمندان و عوامل مرتبط با آن پرداختند. یافته‌های حاصل از این مطالعه مروری افزایش فراوانی افتادن در سالمندان و به خصوص سالمندان ایرانی را نشان می‌دهد (۵). نتایج این مطالعه مروری نشان می‌دهد اهداف مطالعات گذشته که به بررسی تأثیر مداخلات تمرینی بر بهبود تعادل سالمندان پرداخته شده هست به خوبی اجرا نشده هست و با فاکتورهای مهمی دیگری نیز در سقوط سالمندان وجود دارد که مطالعات کمتر به آن پرداخته‌اند. بسیاری از سالمندان علت سقوط خود را به سطوح خانه نسبت می‌دهند. این سطوح معمولاً لغزنده یا ناصاف هستند. در ۹۱ درصد از خانه‌ها با میانگین ۳/۳ خطر در هر فرد، خطرات فیزیکی یافت شده است (۶). ۵۶ درصد افتادن، در بیرون از منزل (در باغچه، خیابان، زمین فوتبال یا مغازه) رخ می‌دهد، در حالی که ۴۴ درصد باقیمانده در منزل اتفاق می‌افتد. همچنین گزارش شده است که بیشترین زمان افتادن در صبح‌ها و عصرها و حدود ۲۰ درصد آن بین ساعت ۹ شب تا ۷ صبح رخ می‌دهد. این مطالعه نشان داد ۷۲/۵ درصد افتادن‌ها در صبح، ۱۷/۵ درصد در عصرها، ۵ درصد در غروب و ۵ درصد در طول شب رخ می‌دهد؛ و این به این دلیل است که بیشترین فعالیت‌ها در صبح تا عصر انجام می‌شود و باعث سقوط سالمندان می‌شود (۷). به نظر می‌رسد که بررسی عوامل کاهنده سقوط حین فعالیت‌ها بیشتر بر کاهش سقوط سالمندان مؤثر باشد؛ زیرا سالمندان حین فعالیت و یا راه رفتن سقوط می‌کنند نه در حالت ساکن که کنترل

پاسچر سنجیده می‌شود؛ بنابراین ارزیابی فاکتورهای مؤثر حین فعالیت و یا حالت پویا خیلی مهم‌تر از حالت ایستا می‌تواند بر سقوط سالمندان مؤثر باشد. یکی از فاکتورهای مهم می‌تواند، واکنش فرد حین اغتشاش و یا حین سقوط باشد که فرد بتواند تعادل خود را در شرایط سخت و چالش برانگیز حفظ کند. یکی از این فاکتورها می‌تواند کنترل پاسچر واکنشی باشد که مطالعات کمتر به آن پرداخته‌اند.

Fransson و همکاران، به مقایسه کنترل پاسچر و کنترل پاسچر واکنشی سالمندان با افراد بزرگسالان پرداختند. نتایج مطالعه نشان داد که سالمندان، استراتژی‌های تعادلی متفاوتی نسبت به بزرگسالان در پاسخ به اغتشاشات نشان می‌دهند و همچنین کنترل پاسچر ضعیف و همچنین تأخیر در کنترل پاسچر واکنشی نسبت به بزرگسالان دارند. Lin و همکاران، در مطالعه‌ای به مقایسه کنترل پاسچر واکنشی، تعادل و قدرت عضلانی بین سه گروه سالمندان با ثبات عملکردی، سالمندان عدم ثبات عملکردی و جوانان سالم پرداختند، نتایج مطالعه آن‌ها نشان داد که کنترل پاسچر واکنشی بین سالمندان با جوانان تفاوت معنی‌داری وجود دارد؛ و بین دو گروه سالمندان تفاوت معنی‌داری در کنترل پاسچر واکنشی مشاهده نشد؛ اما در میزان قدرت عضلانی و تعادل بین دو گروه سالمندان تفاوت معنی‌داری مشاهده شد و سالمندان با عدم ثبات عملکردی، تعادل و قدرت عضلانی ضعیف‌تری از خودشان نشان دادند (۸). Kubicki و همکاران، به بررسی کنترل پاسچر واکنشی سالمندان سالم با سالمندان ضعیف دارای اختلال تعادل پرداختند. نتایج مطالعه آن‌ها نشان داد که هر دو گروه تأخیر در کنترل پاسچر واکنشی نسبت به اغتشاش ایجاد شده داشتند، اما میزان تأخیر در سالمندان دارای اختلال تعادلی بیشتر از سالمندان سالم بود. پیشنهاد کردند که با تمرینات اختصاصی به تقویت کنترل پاسچر واکنشی سالمندان پرداخته شود (۹). در همین راستا به بررسی مطالعات گذشته می‌پردازیم تا مشخص شود چه نوع مداخلاتی روی کنترل پاسچر و کنترل پاسچر واکنشی سالمندان صورت گرفته است و نتایج مطالعات چگونه بوده است.

Rossi و همکاران، به بررسی اثر یک دوره اغتشاشی بر پایه تمرینات تعادلی بر کنترل نوروماسکولار واکنشی سالمندان پرداختند. نتایج مطالعات نشان داد که این

اندازه اثر ۰/۵ تعداد نمونه‌های هر گروه مورد محاسبه قرار گرفت. با احتمال ریزش احتمالی نمونه‌ها، ۱۰ درصد بیشتر از حد نصاب محاسبه شده نرم افزار تعداد نمونه‌های هر گروه مدنظر قرار گرفت. لازم به ذکر است که برای تخمین حجم نمونه، میزان اندازه اثر گزارش شده در ارتباط با شاخص‌های تعادلی مورد استفاده قرار گرفت. نمونه آماری این تحقیق شامل ۳۶ نفر (هر گروه ۱۲ نفر) با دامنه سنی ۶۰ تا ۷۵ سال انتخاب شدند.

معیارهای ورود به تحقیق شامل: جنسیت زن بودن آزمودنی‌ها، داشتن حداقل ۶۰ سال سن و حداکثر ۷۵ سال سن (سالمند جوان)، نداشتن بیماری‌های قلبی عروقی و تنفسی، کسب نمره ۲۴ یا بالاتر در آزمون وضعیت ذهنی (MMSE)، رضایت کتبی برای شرکت در پژوهش، اجتناب از انجام تمرینات ورزشی و یا فعالیت‌های شدید در طول انجام تحقیق، عدم وجود ناهنجاری وضعی اثرگذار در روند تحقیق (در اندام تحتانی و فوقانی) و داشتن التزامات پرسشنامه آمادگی فعالیت بدنی و پرسشنامه سلامت آزمودنی‌ها.

معیارهای خروج در طول تحقیق: عدم شرکت در دو جلسه تمرینی متوالی یا سه جلسه تمرینی غیر متوالی، به وجود آمدن دردهای عضلانی-اسکلتی پس از انجام تمرینات (۱۴).

به منظور اندازه گیری قد آزمودنی‌ها از دستگاه اندازه‌گیری قد نواری استفاده شد. وزن آزمودنی‌ها توسط ترازوی دیجیتال با دقت ۱۰۰ گرم بدون کفش و با کم‌ترین لباس اندازه‌گیری شد. سن آزمودنی‌ها نیز بر اساس سن شناسنامه‌ای و گزارش شفاهی آزمودنی، ثبت گردید.

آزمون وضعیت شناختی

آزمون (MMSE) با توجه به قابلیت اجرایی خوب آن در بسیاری از نقاط جهان و در فرهنگ‌های متفاوت استفاده می‌شود که با سنجش کارکردهای مختلف شناختی، برآورد کلی از وضعیت ذهنی فرد ارائه می‌دهد این آزمون به زبان‌های مختلف نیز ترجمه شده و استفاده از آن علیرغم برخی محدودیت‌ها ازجمله در افراد بی‌سواد همچنان بسیار رایج می‌باشد. این ابزار ۲۰ سؤال دارد و از چهار مقیاس (موقعیت‌یابی، ثبت، توجه و محاسبه و یادآوری) تشکیل شده است و در مجموع ۳۰ امتیاز می‌باشد. نمره‌ی بین ۲۴ تا ۳۰ نشان دهنده سلامت شناختی و نمرات ۲۳ یا پایین‌تر نشان دهنده اختلال شناختی در نظر گرفته می‌شود. این گونه که نمره‌ی ۲۱ تا ۲۳ بیانگر اختلال شناختی خفیف، نمره

تمرینات بر زمان واکنش عضله، فعال‌سازی عضله مچ پا و توانایی بدن بر حفظ صحیح کنترل پاسچر بعد از اغتشاش کمک می‌کند (۱۰). DeSousa و همکاران، در یک مطالعه به بررسی اثر تمرینات مقاومتی روی کنترل پاسچر واکنشی سالمندان پرداختند. نتایج مطالعه نشان داد که تمرینات مقاومتی موجب کاهش دوره نوسانات برای ثبات کنترل پاسچر بعد از اغتشاش ایجاد شده می‌شوند و همچنین موجب کاهش میزان تغییرپذیری در فاز پایداری بعد از اغتشاش ایجاد شده می‌شوند؛ بنابراین پیشنهاد کردند این تمرینات را برای بهبود کنترل پاسچر واکنشی سالمندان ارائه شود (۱۱). Batcir و همکاران، به بررسی تأثیر تمرینات شبیه‌ساز دوچرخه روی کنترل پاسچر پیش‌بینانه و واکنشی سالمندان پرداختند. این پروتکل تمرینی یک نوع تمرینات اغتشاشی تحریک‌کننده ظرفیت عصبی-حرکتی سالمندان بود. نتایج مطالعه نشان داد که تمرینات شبیه‌ساز دوچرخه تأثیر معنی‌داری بر کنترل پاسچر واکنشی و پیش‌بینانه سالمندان دارد (۱۲).

با مرور مطالعات مشخص می‌شود که تمرین بر کنترل پاسچر واکنشی سالمندان تأثیر مثبتی دارد؛ اما مطالعات به بررسی و مقایسه این دو نوع تمرین تعادلی و قدرتی نپرداخته‌اند تا مشخص شود که کدام نوع تمرینات بیشتر بر کنترل پاسچر واکنشی سالمندان تأثیرگذار هست. بنابراین هدف از این مطالعه مقایسه تأثیر تمرینات قدرتی و تعادلی بر کنترل پاسچر واکنشی سالمندان سالم بود.

روش کار

با توجه به اعمال متغیر مداخله‌ای (تمرینات قدرتی و تعادلی) و انتخاب تصادفی آزمودنی‌ها از بین افراد جامعه، تحقیق حاضر به لحاظ روش و راهبرد نیمه تجربی، به لحاظ موضوع یک تحقیق کاربردی و با طرح پیش آزمون-پس آزمون بود. تحقیق حاضر شامل دو گروه تجربی (یک گروه تمرینات قدرتی و یک گروه تمرینات تعادلی) و یک گروه کنترل هست. همچنین روند پیش آزمون و پس آزمون پس از اجرای پروتکل تمرینی در هر سه گروه مورد بررسی قرار گرفت. جامعه آماری این تحقیق شامل سالمندان سالم شهرستان تهران با دامنه سنی ۶۰ تا ۷۵ سال تشکیل دادند. برای تعیین حجم نمونه در تحقیق حاضر، از نتایج مطالعات قبلی مشابه (۱۳) و نرم افزار G*Power استفاده شد. بر این اساس با ضریب اطمینان ۰/۹۵، توان آزمون ۰/۸۰ و

۱۰ تا ۲۱ اختلال شناختی متوسط و نمره‌ی زیر ۹ بیانگر اختلال شدید شناختی است. این پرسش‌نامه توسط فروغان و همکاران سنجیده شده و از روایی مناسب برخوردار بوده و همچنین پایایی آن از طریق آلفای کرونباخ تأیید شده است (۱۵).

نحوه ایجاد اغتشاش برای ثبت کنترل پاسچر واکنشی سالمندان: برای شروع اندازه‌گیری، هر یک آزمودنی‌ها با پای برهنه و درحالی که دست‌ها در کنار بدن قرار می‌گرفت روی نوار گردان ترمیل، می‌ایستادند. نحوه استقرار به این شکل بود که می‌بایست پاها به اندازه عرض شانه از هم فاصله داشته باشند. از آزمودنی‌ها خواسته می‌شد که رو به جلو صفحه نمایشگر ترمیل قرار بگیرند و وضعیت قائم خود را در برابر شتاب ناگهانی حفظ کنند. در ادامه بدون دادن آگاهی به آزمودنی و به‌طور ناگهانی نوار گردان در یک لحظه حرکت و متوقف می‌شد و آشفتگی به پاسچر فرد اعمال می‌شد. از آزمودنی‌ها خواسته می‌شد که بدون گام برداشتن با اغتشاش ایجاد شده مقابله کنند و در صورت جابجایی پاها، حرکت تکرار می‌شد. سرعت حرکت اولیه ترمیل بر اساس طرح پایلوت برای تمامی آزمودنی‌ها ۱/۱ متر بر ثانیه تنظیم می‌شد که موجب جابجایی ۴۰ سانتی‌متری نوار گردان می‌شد. در این زمان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ثبت می‌شد (۱۶).

نحوه الکتروود گذاری برای ثبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب

برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از جفت الکترودهای دو قطبی سطحی مدل CDE که متشکل از دو سطح دایره‌ای به قطر ۱ سانتی‌متر بودند، استفاده شد. الکترودهای مورد استفاده از نوع الکترودهای چسبنده نقره/کلرید نقره (Ag-AgCl) بود که به فاصله مرکز به مرکز دو سانتیمتر روی پوست چسبانده می‌شدند. همچنین جهت تعیین محل دقیق اتصال الکترودها، از لمس لند مارک‌های استخوانی و انقباض ایزومتریک بیشینه عضلات استفاده شد و سپس الکترودها بر روی پوست و در راستای فیبرهای عضلانی چسبانده می‌شدند.

محل مناسب جهت الکتروود گذاری عضلات بر اساس دستورالعمل SENIAM به شرح زیر می‌باشند:

عضله درشت نئی قدامی (Tibialis Anterior; TA): یک‌سوم فوقانی فاصله بین برجستگی سر استخوان نازک نئی و قوزک داخلی در جهت فیبرهای عضله که با یک

انقباض ایزومتریک ایزوله به‌صورت مقاومت به حرکت دورسی فلکشن مچ پا، محل الکتروود گذاری تأیید می‌شود (۱۷).

سر داخلی عضله دوقلو (Gastrocnemius Medialis; GM): الکتروود باید در فاصله یک‌سوم فوقانی سر استخوان تیبیا و مرکز پاشنه روی برجسته‌ترین قسمت شکم عضله در جهت فیبرهای عضله قرار بگیرد. محل الکتروود گذاری با یک انقباض ایزومتریک ایزوله به‌صورت مقاومت به حرکت پلاتنار فلکشن و اینورژن مچ پا، تأیید می‌شود (۱۷).

عضله راست رانی (Rectus Femoris; RF): یک دوم فاصله بین ASIS و کشکک زانو در جهت فیبرهای عضله که با یک انقباض ایزومتریک ایزوله به‌صورت مقاومت به حرکت اکستنشن زانو، محل الکتروود گذاری تأیید می‌شود (۱۷).

عضله دو سر رانی (Biceps Femoris; BF): یک دوم فاصله بین برجستگی نشیمنگاهی و کندیل خارجی تیبیا در جهت فیبرهای عضله که با یک انقباض ایزومتریک ایزوله به‌صورت مقاومت به حرکت فلکشن جزئی زانو و اکستنشن ران، محل الکتروود گذاری تأیید می‌شود (۱۷).

عضله پاراورتبرال کمری (Lumbar erector spine; ES): ۳ سانتی‌متر به سمت خارج اسپاینس پروسس مهره سوم کمری در جهت فیبرهای عضله که با یک انقباض ایزومتریک ایزوله، فرد به‌صورت دمر روی تخت دراز می‌کشد، نواحی لگن، زانو و مچ پا به‌وسیله استرپ چرمی به‌طور محکم ثابت به تخت بسته می‌شود. سپس فرد در مقابل مقاومت و با حداکثر نیرو سعی می‌کند تنه خود را اکستند کند (۱۸).

رکتوس ابدومینال (rectus abdominus; RA): ۳ سانتی‌متر به سمت خارج ناف در جهت فیبرهای عضله که با یک انقباض ایزومتریک ایزوله، فرد به‌صورت سوپاین روی تخت دراز می‌کشد، نواحی لگن، زانو و مچ پا به‌وسیله استرپ چرمی به‌طور محکم ثابت به تخت بسته می‌شود. سپس فرد در مقابل مقاومت و با حداکثر نیرو سعی می‌کند تنه خود را فلکس کند (۱۹).

نحوه آماده‌سازی پوست برای اتصال الکترودها

پس از مشخص شدن محل اتصال الکترودها، آماده‌سازی به ترتیب زیر صورت می‌گیرد: ۱) موهای محل علامت زده شده با تیغ یک بار مصرف، تراشیده می‌شوند؛ ۲) از سمباده نرم به منظور برداشتن لایه‌های سطحی و مرده

پس از قرار دادن الکترودها در محل‌های مشخص شده روی عضلات، از یک نوار چسب برای محکم کردن کابل‌ها، به منظور جلوگیری از حرکات ناخواسته کابل‌ها و کاهش ریسک جدا شدن الکترودها از پوست استفاده می‌شد. سپس آزمودنی‌ها برای شروع اندازه‌گیری روی نوار گردان تردمیل می‌ایستادند. برای ثبت و تجزیه و تحلیل اطلاعات خام به دست آمده از الکترودهای سطحی از نرم‌افزار OT Biolab استفاده شد. داده‌های الکترومیوگرافی با فرکانس نمونه‌برداری برابر ۲۰۴۸ هرتز در ثانیه جمع‌آوری شدند و نسبت سیگنال به نویز برابر ۹۰ دسی‌بل بود. محدوده گذردهی سیگنال‌ها ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز انتخاب شد (فیلتر پایین‌گذر: ۵۰۰ Hz و بالاگذر: ۱۰ Hz) قبل از ثبت فعالیت الکتریکی عضلات به منظور بررسی (بصری) کیفیت سیگنال، نویز خط پایه سیگنال‌های خام توسط محقق بررسی می‌شدند. هم‌زمان با حرکت تردمیل ثبت فعالیت الکتریکی عضلات شروع و به مدت ۵ ثانیه ادامه می‌یافت. هنگام پردازش سیگنال‌های ثبت شده ۲ ثانیه دوم مورد تجزیه و تحلیل قرار می‌گرفت. برای بررسی میزان فعالیت عضلات، پس از اعمال فیلتر دیجیتال پایین‌گذر با فرکانس قطع ۰/۱ روی سیگنال، داده‌ها توسط ریشه دوم میانگین (RMS) در سگمنت‌های متوالی ۲۵ میلی‌ثانیه‌ای از سیکل حرکتی یکنواخت می‌شدند. در نهایت میزان فعالیت عضله با شاخص RMS بر مقادیر MVIC همان عضله تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب می‌شد. برای محاسبه زمان آغاز و ترتیب فعال شدن عضلات، در ابتدا موج یک‌سویه شده و ۳ برابر انحراف استاندارد میزان فعالیت الکتریکی عضله در خط زمینه به عنوان آستانه آغاز فعالیت الکترومیوگرافی شناخته می‌شد. بر طبق قرار داد، هنگامی که فعالیت عضله به آستانه برسد و حداقل به مدت ۲۵ میلی‌ثانیه بالای سطح آستانه باقی می‌ماند این نقطه به عنوان زمان آغاز فعالیت عضله در نظر گرفته می‌شد (۲۱). لازم به ذکر است که تجزیه و تحلیل سیگنال‌ها نیز توسط همین نرم‌افزار انجام و خروجی آن در فایل اکسل ذخیره می‌شد. فازهای مختلف فاز اتکای راه رفتن شامل مرحله پاسخ بارگزاری، مرحله میانی اتکا، و مرحله هل دادن بود که توسط فوت سویچ تعیین شد.

برنامه تمرینی تعادلی

برنامه تمرینی تعادلی از ترکیب سه پروتکل تمرینی Martinez و همکاران، Clark و همکاران، Carmeli و همکاران استفاده

جهت کاهش مقاومت پوست استفاده می‌شود؛ ۳) الکترولیت متعاقب آن آب برای شستشوی پوست ناحیه مورد نظر به کار می‌رود؛ ۴) در نهایت محل مورد نظر توسط پنبه به طور کامل خشک می‌شود (۲۰).

نحوه ثبت حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک عضلات

برای ثبت داده‌های الکترومیوگرافی، از دستگاه EMG-USB2+ - User Manual V1.3 ساخت کشور ایتالیا با ۱۶ کانال استفاده شد. پس از مشخص شدن محل قرارگیری الکترودها و آماده‌سازی پوست، محل جاگذاری الکترودها علامت‌گذاری می‌شد. سپس الکترودها که به‌وسیله آداپتورهای دوقطبی به دستگاه الکترومیوگرافی متصل می‌شدند به بدن فرد، روی محل‌های مشخص شده در حد فاصل مرکز عصب دهی عضله و تاندون انتهایی نصب می‌شدند؛ الکترودهای زمین نیز پس از مرطوب شدن به مچ پای فرد بسته می‌شد. سپس با استفاده از انقباض ایزومتریک ایزوله عضلات از صحت جاگذاری الکترودها اطمینان حاصل می‌شد. در پردازش سیگنال‌های الکترومیوگرافی برای اینکه امکان مقایسه بین عضلات مختلف و آزمودنی‌های متفاوت فراهم شود، فعالیت عضله باید با یک مقدار مرجع نرمال شود. پیش از شروع اندازه‌گیری به منظور نرمال‌سازی داده‌های الکترومیوگرافی از روش حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) استفاده شد. به همین منظور مقادیر به دست آمده از سیگنال خام الکترومیوگرافی به‌وسیله الگوریتم (RMS) عدد حاصل میانگین توان یک سیگنال است که میزان یا سطح فعالیت عضله را نشان می‌دهد حین اعمال اغتشاش به مقادیر به دست آمده از حداکثر انقباض ارادی هر عضله تقسیم می‌شد و میزان فعالیت عضلات به‌صورت درصدی از حداکثر انقباض ارادی در نظر گرفته می‌شد. بدین ترتیب که از هر یک از عضلات مورد مطالعه ۲ بار آزمون حداکثر انقباض ارادی با ۳۰ ثانیه استراحت بین هر تکرار گرفته می‌شد و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات در ۷ ثانیه ثبت گردید. از آزمودنی خواسته می‌شد ۲ ثانیه به حداکثر قدرت خود برسد، سپس آن را به مدت ۳ ثانیه نگه دارد و در عرض ۲ ثانیه دیگر از حداکثر تلاش خود به حالت استراحت برسد. برای پردازش اطلاعات، ۲ ثانیه اول و آخر آن حذف و ۳ ثانیه میانی انتخاب و بیشترین مقدار حاصل از ۲ بار اندازه‌گیری برای تحلیل داده‌ها استفاده می‌شد.

نحوه محاسبه فعالیت الکتریکی عضلات

شد (۲۲-۲۴). برای اجرای تمرینات تعادلی، آزمودنی‌ها ۸ هفته (سه جلسه در هفته در روزهای فرد) از ساعت ۱۰ تا ۱۱ صبح در سالن تمرینی، حضور یافتند. هر جلسه تمرینی به مدت ۶۰ دقیقه (۵ دقیقه گرم کردن، ۵۰ دقیقه پروتکل تمرینی و ۵ دقیقه سرد کردن) انجام شد. پروتکل تمرینی و نحوه پیشرفت پروتکل تمرینی در طی هفته‌های آتی در جداول (۱) به تفصیل بیان شده است.

جدول ۱. برنامه تمرینی تعادلی (۲۲-۲۴)

شماره تمرین	دستورالعمل
۱	فرد بین میله‌های پارالل روی توپ سوئیس بال به‌طوری که تنه صاف باشد می‌نشیند و فلکشن، اکستنشن زانو را انجام می‌دهد.
۲	فرد بین میله‌های پارالل با پاهای موازی روی تیلت بورد می‌ایستد و سپس تیلت بورد را به سمت عقب و جلو حرکت می‌دهد.
۳	فرد بین میله‌های پارالل با پاهای موازی روی تیلت بورد می‌ایستد و سپس تیلت بورد را به سمت طرفین حرکت می‌دهد.
۴	فرد بین میله‌های پارالل روی تیلت بورد می‌ایستد و برای ۱۵ ثانیه تعادل خود را روی تیلت بورد حفظ می‌کند.
۵	فرد بین میله‌های پارالل به صورت متناوب با عوض کردن پاها از توپ‌های بوسو بال (سه توپ بوسو بال پشت سرهم قرار دارد)، بالا و پایین می‌رود.
۶	تکرار تمرینات شماره ۲، ۳، ۴ درحالی که زانوها کمی خم است.
۷	فرد بین میله‌های پارالل روی وابل بورد با یک پا (پای غالب) می‌ایستد و برای ۱۵ ثانیه تعادل خود را روی وابل بورد حفظ می‌کند.
۸	فرد بین میله‌های پارالل با پاهای موازی روی توپ بوسو بال به مدت ۱۵ ثانیه می‌ایستد.
۹	فرد بین میله‌های پارالل روی بوسو بال با یک پا (پای غالب) می‌ایستد و برای ۱۵ ثانیه تعادل خود را روی بوسو بال حفظ می‌کند.
۱۰	تکرار تمرینات شماره ۷، ۸، ۹ درحالی که زانوها کمی خم هست.
۱۱	فرد به صورت طاق باز روی زمین دراز می‌کشد و پاهای خود را روی یک توپ سوئیزی قرار می‌دهد و سپس لگن و پشت خود را بالا می‌آورد، به صورتی که تنه و پاهای او در یک راستا قرار بگیرند، فرد برای حفظ تعادل دست‌های خود را روی زمین قرار می‌دهد.
۱۲	تکرار تمرین شماره ۱۱، این بار فرد دست‌های خود را روی شکم قرار می‌دهد. (در واقع بدون حمایت دست‌ها این تمرین را انجام می‌دهد).
۱۳	فرد پشت به دیوار می‌ایستد درحالی که یک توپ سوئیزی بین دیوار و کتف‌های او قرار دارد. سپس درحالی که سر و تنه صاف نگه داشته می‌شود زانو و ران خود را خم می‌کند و دوباره به حالت شروع بر می‌گردد (پرس دیوار).
۱۴	تکرار تمرین شماره ۱۳ درحالی که زانوها تا ۹۰ درجه خم می‌شود.
۱۵	راه رفتن به سمت جلو، راه رفتن با پاشنه، راه رفتن به صورتی که پنجه پای عقبی در تماس با پاشنه پای جلویی باشد (تاندم گیت)، راه رفتن از پهلوی، راه رفتن با پنجه و راه رفتن به سمت عقب. (۲ ست با ۱۵ تکرار در یک مسیر مشخص ۱۰ متری).
۱۶	تکرار تمرین شماره ۱۵ در سطح ناهموار.
- تمریناتی که در آن‌ها زمان مدنظر است به‌صورت ۲ ست ۱۵ ثانیه‌ای با یک دقیقه استراحت بین ست‌ها انجام می‌شود.	
- تمریناتی که در آن تکرار مدنظر است به‌صورت ۲ ست با ۱۰ الی ۱۵ تکرار و یک دقیقه استراحت بین ست‌ها انجام می‌شود.	
تعداد هفته	پیشرفت تمرینات
هفته اول	انجام تمرینات شماره ۶ تا ۱۰. گرفتن هر دو دست روی میله‌های پارالل برای حفظ تعادل
هفته دوم	انجام تمرینات شماره ۶ تا ۱۰. گرفتن یک دست روی میله‌های پارالل برای حفظ تعادل
هفته سوم	انجام تمرینات شماره ۶ تا ۱۰. بدون کمک گرفتن از میله‌های پارالل
هفته چهارم	انجام تمرینات شماره ۱۴ تا ۱۷. گرفتن هر دو دست روی میله‌های پارالل برای حفظ تعادل. (تمرینات ۱۱ تا ۱۴ بدون استفاده از پارالل)
هفته پنجم	انجام تمرینات شماره ۱۴ تا ۱۷. گرفتن یک دست روی میله‌های پارالل برای حفظ تعادل. (تمرینات ۱۱ تا ۱۴ بدون استفاده از پارالل)
هفته ششم	انجام تمرینات شماره ۱۴ تا ۱۷. بدون کمک گرفتن از میله‌های پارالل. (تمرینات ۱۱ تا ۱۴ بدون استفاده از پارالل)
هفته هفتم	انجام تمرینات شماره ۱۵
هفته هشتم	انجام تمرینات شماره ۱۶

برنامه تمرینی قدرتی برای اجرای تمرینات قدرتی، آزمودنی‌ها ۸ هفته (سه جلسه در هفته در روزهای زوج) از ساعت ۱۰ تا ۱۱ صبح ۶۰ دقیقه - (۵ دقیقه گرم کردن، ۵۰ دقیقه پروتکل تمرینی و ۵ دقیقه سرد کردن) انجام شد. تمرینات قدرتی شامل

شد. مقایسه نتایج هر پارامتر با استفاده از آزمون‌های تحلیل واریانس دو عاملی مختلط با یک متغیر درون گروهی زمان (پیش آزمون- پس آزمون) و یک متغیر بین گروهی مکان (گروه تمرینی ۱، ۲ و گروه کنترل)، تحلیل واریانس دو سویه و آزمون‌های تعقیبی بونفرونی در سطح معناداری $p \leq 0.05$ انجام شد. از نرم‌افزار آماری Spss نسخه ۲۸ و اکسل ۲۰۱۹ برای محاسبات آماری و رسم نمودار استفاده شد. همچنین جهت بررسی اندازه اثر پروتکل‌های تمرینی بر کنترل پاسچر واکنشی از روش مجذور اتا استفاده شد (۲۶). در روش اندازه اثرها به سه قسمت اندازه اثر کوچک (کمتر از ۰/۰۹)، میانی (بین ۰/۰۹ الی ۰/۱۷) و بزرگ (۰/۱۷ به بالا) تقسیم می‌شوند. همچنین تمام متغیرهای مورد نظر با فاصله اطمینان ۹۵٪ مورد محاسبه قرار گرفتند.

یافته‌ها

در جدول ۳ میانگین و انحراف استاندارد داده‌های دموگرافیک (سن، قد و وزن) در گروه تمرینات قدرتی، گروه تمرینات تعادلی و گروه کنترل آورده شده است. نتایج بدست آمده نشان داد بین میانگین قد، وزن و سن آزمودنی‌های سه گروه از نظر آماری اختلاف معناداری وجود نداشت.

اجرای یک ست ۱۲ تکراری تمرین برای هشت گروه عضلانی (عضلات چهارسر، عضلات نزدیک کننده پا، عضلات دور کننده پا، عضلات سرینی، عضلات همسترینگ، عضلات ساق پا، عضلات سینه ای، عضلات پشتی) بود. شدت تمرینات و میزان وزنه‌ها با توجه به سن و توانایی سالمندان و با توجه به عضله مورد نظر از ۳۵ تا ۶۵ درصد یک تکرار بیشینه در نظر گرفته شد و به طور تدریجی هنگامی که آزمودنی‌ها بتوانند بیش از تکرارهای تعیین شده در هر شدت معین اجرا را انجام دهند، میزان وزنه‌ها افزایش یافت، و در آخر ۱۰ دقیقه سرد کردن انجام شد (۲۵).

روش آماری مورد استفاده جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها

در این تحقیق از آمار توصیفی برای توصیف داده‌های هر گروه (سن، قد، طول پا، وزن آزمودنی‌ها، شاخص توده بدنی)؛ برای توصیف داده‌ها از شاخص میانگین و انحراف استاندارد استفاده شد. از آزمون شایپرو-ویلک برای تشخیص نرمال یا عدم نرمال بودن داده‌ها؛ و برای بررسی همگن بودن واریانس‌ها نیز از آزمون لون استفاده شد. جهت مقایسه میانگین اطلاعات پیش آزمون و پس آزمون گروه‌های تجربی و کنترل از آزمون آنالیز کوواریانس استفاده

جدول ۲. مشخصات میانگین و انحراف استاندارد دموگرافیک آزمودنی‌ها در سه گروه.

پارامترها	گروه کنترل	گروه تمرین قدرتی	گروه تمرین تعادلی	سطح معناداری
سن (سال)	61.62 ± 1.74	63.12 ± 2.10	62.50 ± 2.00	۰/۰۸۳
وزن (کیلوگرم)	174.62 ± 4.43	172.12 ± 3.60	171.87 ± 4.58	۰/۳۷۳
قد (سانتیمتر)	170.87 ± 11.50	173.37 ± 3.33	173.25 ± 3.19	۰/۷۳۷

*سطح معنی داری $P < 0.05$

کنترل طی دوییدن سالمندان سالم معنادار نبود ($P > 0.05$) (جدول ۴).

با توجه به نتایج به دست آمده هیچ یک از مؤلفه‌های دامنه فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در مرحله پیش آزمون بین سه گروه تمرینات قدرتی، تعادلی و گروه

جدول ۳. مقایسه پیش آزمون فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در سه گروه تمرین مقاومتی، تمرین تعادل و کنترل در سالمندان

عضلات	مؤلفه‌ها	گروه تمرین مقاومتی	گروه تمرین تعادل	گروه کنترل	سطح معنی داری
درشت نی قدامی	LR	86.83 ± 37.47	70.96 ± 32.65	89.05 ± 46.3	۰/۵۷۳
	MS	56.99 ± 20.54	66.45 ± 24.71	98.39 ± 43.72	۰/۲۹۴
	PO	46.7 ± 9.13	49.05 ± 13.48	55.91 ± 11.06	۰/۲۵۹
دوقلوی داخلی	LR	75.22 ± 25.75	78.95 ± 26.54	101.13 ± 52.34	۰/۲۸۵
	MS	69.31 ± 32.44	66.66 ± 23.02	100.93 ± 62.47	۰/۲۲۸
	PO	51.23 ± 24.04	49.96 ± 23.75	60.86 ± 23.87	۰/۱۵۰

۰/۱۱۱	۸۸.۹۹±۴۰.۳۶	۷۶.۱۱±۲۹.۸۷	۶۴.۳۲±۱۸.۸۳	LR	پهن خارجی
۰/۱۳۵	۸۸.۸±۴۷.۲۳	۶۸.۶۶±۲۱.۱۲	۷۳.۹۷±۳۲.۲	MS	
۰/۰۵۲	۵۱.۱۵±۲۴.۱۲	۴۱.۹۲±۱۴.۶	۴۳.۷۹±۲۰.۷۸	PO	
۰/۱۸۹	۸۰.۰۳±۴۱.۹۲	۶۷.۰۶±۲۶.۳۱	۵۵.۹۵±۲۲.۶۸	LR	پهن داخلی
۰/۴۶۴	۷۶.۷۵±۳۷	۶۵.۰۶±۲۰.۲۴	۷۵.۰۷±۳۶.۲۸	MS	
۰/۷۰۹	۴۳.۰۸±۲۰.۷۵	۳۶.۱۲±۱۱.۷	۳۷.۹۲±۱۷.۷	PO	
۰/۶۷۳	۷۰.۱۵±۳۴.۴۱	۵۷.۷۶±۲۲.۴۵	۴۸.۴۴±۱۸.۶۳	LR	راست رانی
۰/۹۵۷	۶۸.۹۷±۳۰.۵۳	۵۸.۶۴±۱۶.۲۸	۶۷.۱۶±۲۹.۰۷	MS	
۰/۸۷۵	۴۰.۸۲±۲۰.۱۳	۳۴.۶۸±۱۱.۳۷	۳۵.۴۴±۱۶.۵۱	PO	
۰/۸۱۹	۶۸.۶۳±۲۹.۳	۵۵.۸۱±۱۷.۷۲	۴۷.۴۵±۱۷.۹۹	LR	دو سر رانی
۰/۲۲۳	۷۰.۱±۲۷.۶۹	۶۸.۲۳±۱۶.۶۶	۷۱.۶۹±۲۸.۲۴	MS	
۰/۵۷۹	۳۷.۹۷±۱۶.۵۵	۳۲.۱۴±۸.۳۶	۳۴.۲۴±۱۶.۵۵	PO	
۰/۵۹۸	۶۴.۶۸±۲۷.۴۲	۵۱.۱۵±۱۶.۷۶	۴۳.۶۸±۱۵.۳۷	LR	نیم وتری
۰/۶۷۵	۶۶.۴۴±۲۴.۷۶	۶۳.۶۲±۱۵.۲۲	۶۹.۲۶±۲۶.۷۶	MS	
۰/۶۹۲	۳۶.۸±۱۵.۰۱	۳۰.۸۴±۷.۱۹	۳۲.۵۵±۱۵.۸۲	PO	
۰/۶۸۷	۶۴.۴۹±۲۳.۶۳	۵۱.۲۴±۱۸.۹۵	۴۴.۴۹±۱۹.۰۷	LR	سرینی میانی
۰/۶۲۳	۶۷.۳۵±۲۴.۲۹	۶۲.۹±۱۳.۱۵	۶۸.۶۱±۲۱.۰۷	MS	
۰/۶۳۴	۳۵.۲۲±۱۳.۶۸	۳۹.۶۵±۷.۸	۳۰.۹۲±۱۵.۷۵	PO	

*سطح معنی داری $P<0/05$
 LR: مرحله هل دادن، MS: مرحله میانی، PO: نرخ بارگذاری

بودند (جدول ۵).

اثر تعاملی زمان*گروه در مقادیر فعالیت الکتریکی عضله دوقلوی داخلی در فاز پیش روی از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود ($d=0/365$; $P=0/004$). آزمون تعقیبی نشان داد مقادیر فعالیت الکتریکی عضله دوقلوی داخلی در پس آزمون گروه تمرین مقاومتی در مقایسه با پیش آزمون افزایش یافته بود. اثر تعاملی زمان*گروه در مقادیر فعالیت الکتریکی عضله پهن خارجی در فاز پیش روی از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود ($d=0/334$; $P=0/008$). آزمون تعقیبی نشان داد مقادیر فعالیت الکتریکی عضله پهن خارجی در پس آزمون گروه تمرین مقاومتی در مقایسه با پیش آزمون دچار افزایش شده بود. اثر تعاملی زمان*گروه در مقادیر فعالیت الکتریکی عضله پهن داخلی در فاز پیش روی از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود ($d=0/328$; $P=0/008$). آزمون تعقیبی نشان داد مقادیر فعالیت الکتریکی عضله پهن داخلی گروه تمرین مقاومتی و تعادلی در پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون افزایش یافته بود. اثر تعاملی زمان*گروه در مقادیر فعالیت الکتریکی عضله دوسررانی در فاز پیش روی از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود ($P=0/017$);

با توجه به نتایج نشان داده شده در جدول ۴ اثر عامل زمان در مقادیر فعالیت الکتریکی در فاز پاسخ بارگذاری در عضلات درشت نئی قدامی ($d=0/205$; $P=0/020$), دوقلوی داخلی ($d=0/449$; $P<0/001$), پهن خارجی ($d=0/266$; $P=0/007$), پهن داخلی ($d=0/399$; $P=0/001$), راست رانی ($P=0/001$), دوسررانی ($d=0/376$; $P<0/001$), نیم وتری ($d=0/468$; $P<0/001$), سرینی میانی ($d=0/451$; $P<0/001$), از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود. همچنین اثر عامل زمان در مقادیر فعالیت الکتریکی در فاز پیش روی در عضلات درشت نئی قدامی ($d=0/208$; $P=0/019$), دوقلوی داخلی ($d=0/206$; $P=0/008$), پهن خارجی ($P=0/005$), پهن داخلی ($d=0/281$; $P<0/001$), دوسررانی ($d=0/444$; $P<0/001$), نیم وتری ($d=0/490$; $P<0/001$) و سرینی میانی ($d=0/554$; $P<0/001$) از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بودند (جدول ۵).

اثر عامل گروه در دامنه فعالیت الکتریکی عضلات در فاز پیش روی در عضلات پهن خارجی ($d=0/233$; $P=0/042$), پهن داخلی ($d=0/251$; $P=0/031$) و سرینی میانی ($d=0/235$; $P=0/040$) از نظر آماری دارای اختلاف معناداری

محبوبه دهنوی و همکاران

و تعادلی در پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون افزایش داشت. اثر تعاملی زمان*گروه در مقادیر فعالیت الکتریکی عضله سیرینی میانی در فاز پیش روی از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود ($d=0/336$; $P=0/007$). آزمون تعقیبی نشان داد مقادیر فعالیت الکتریکی عضله سیرینی میانی در گروه تمرین مقاومتی و تعادلی در پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون افزایش یافته بود (جدول ۴).

($d=0/286$). آزمون تعقیبی نشان داد مقادیر فعالیت الکتریکی عضله دوسررانی در گروه تمرین مقاومتی و تعادلی در پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون افزایش یافته بود. اثر تعاملی زمان*گروه در مقادیر فعالیت الکتریکی عضله نیم وتری در فاز پیش روی از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود ($d=0/294$; $P=0/015$). آزمون تعقیبی نشان داد مقادیر فعالیت الکتریکی عضله نیم وتری در گروه تمرین مقاومتی

جدول ۴: مقایسه مقادیر مؤلفه های فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در سه گروه تمرین مقاومتی، تعادلی و کنترل در سالمندان

عضلات	گروه تمرین مقاومتی	پیش آزمون	پس آزمون	گروه تمرین تعادل	پیش آزمون	پس آزمون	گروه کنترل	اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر تعاملی زمان*گروه
درشت نی قدیمی	LR	۸۶.۸۳±۳۷.۴۷	۴۷.۴۷±۱۴.۰۷	۷۰.۹۶±۳۲.۶۵	۶۲.۵۹±۱۶.۴۱	۸۹.۰۵±۴۶.۳	۷۲.۶۴±۳۲.۹	*۰.۲۰ (۰.۲۰۵)	(۰.۰۸۴) ۰.۳۵۱	(۰.۰۸۹) ۰.۳۲۸
	MS	۵۶.۹۹±۲۰.۵۴	۶۷.۸۶±۲۹.۹۲	۶۶.۴۵±۲۴.۷۱	۹۸.۵۳±۳۷.۳۲	۹۸.۳۹±۴۳.۷۲	۱۰۳.۵۵±۶۴.۷	۰.۰۹۸ (۰.۱۱)	(۰.۲۲۱) ۰.۰۵۰	(۰.۰۶۱) ۰.۴۷۳
	PO	۴۶.۷۹±۹.۱۳	۷۷.۲۱±۴۲.۶۴	۴۹.۰۵±۱۳.۴۸	۵۶.۳۸±۱۸.۰۸	۵۵.۹۱±۱۱.۰۶	۶۲.۰۹±۱۹.۷۸	*۰.۱۹ (۰.۲۰۸)	(۰.۰۶۱) ۰.۴۶۹	(۰.۱۳۳) ۰.۱۸۱
دوقلوی داخلی	LR	۷۵.۲۲±۲۵.۷۵	۵۹.۵۵±۳۰.۴۷	۷۸.۹۵±۲۶.۵۴	۲۰.۲۳±۵۲.۷۰	۱۰۱.۱۳±۵۲.۳۴	۶۵.۸۸±۲۱.۲۹	*۰.۰۷ (۰.۲۶۶)	(۰.۱۳۳) ۰.۱۸۱	(۰.۰۳۴) ۰.۶۶۱
	MS	۶۹.۳۱±۳۲.۴۴	۶۶.۱۶±۳۰.۸۴	۶۶.۶۶±۳۳.۰۲	۸۲.۲۷±۴۲	۱۰۰.۹۳±۶۲.۴۷	۱۰۳.۹±۵۱.۵۳	۰.۵۲۸ (۰.۰۱۷)	(۰.۱۵۶) ۰.۱۳۱	(۰.۰۳۸) ۰.۶۲۹
	PO	۵۱.۲۳±۲۴.۰۴	۱۰۷.۹±۴۸.۳۴	۴۹.۹۶±۲۳.۷۵	۶۲.۵۷±۳۱.۶	۶۰.۸۶±۳۳.۸۷	۵۳.۹۵±۱۵.۶۱	*۰.۰۰۸ (۰.۲۰۶)	(۰.۱۹۴) ۰.۰۷۵	(۰.۳۶۵) *۰.۰۰۴
پهن خارجی	LR	۶۴.۳۲±۱۸.۸۳	۴۷.۹۷±۱۹.۸۶	۷۶.۱۱±۲۹.۸۷	۴۱.۱۶±۱۷.۳۴	۸۸.۹۹±۴۰.۳۶	۴۸.۷۸±۱۲.۹۶	*P<۰/۰۰۱ (۰.۳۴۹)	(۰.۱۰۲) ۰.۲۷۶	(۰.۰۸۴) ۰.۳۴۸
	MS	۷۳.۹۷±۳۲.۲	۶۶.۶۸±۳۳.۶۹	۶۸.۶۶±۲۱.۱۲	۷۶.۶۱±۵۱.۷۳	۸۸.۸±۴۷.۲۳	۱۰۴.۲۸±۴۳.۲۷	۰.۶۲۷ (۰.۰۱)	(۰.۱۷۲) ۰.۱۰۳	(۰.۰۰۳) ۰.۶۹۲
	PO	۴۳.۷۹±۲۰.۷۸	۱۱۰.۹۸±۶۱.۹۸	۴۱.۹۲±۱۴.۶	۵۷.۴۵±۳۹.۰۵	۵۱.۱۵±۲۴.۱۲	۴۷.۶±۱۵.۸	*۰.۰۰۵ (۰.۲۸۱)	(۰.۲۳۳) *۰.۰۴۲	(۰.۲۳۴) *۰.۰۰۸
پهن داخلی	LR	۵۵.۹۵±۲۲.۶۸	۴۲.۵۵±۱۸.۴۶	۶۷.۰۶±۲۶.۳۱	۳۶.۶۹±۱۷.۳۵	۸۰.۰۳±۴۱.۹۲	۴۲.۴±۱۳.۵۷	*۰.۰۰۱ (۰.۳۹۹)	(۰.۰۸۵) ۰.۳۴۵	(۰.۰۸۵) ۰.۳۴۴
	MS	۷۵.۰۷±۳۶.۲۸	۵۹.۲۹±۳۰.۴۱	۶۵.۰۶±۲۰.۲۴	۷۰.۷۳±۴۷.۷۷	۷۶.۷۵±۳۷	۹۹.۵۶±۴۷.۰۹	۰.۶۹۹ (۰.۰۰۶)	(۰.۱۴۴) ۰.۱۵۴	(۰.۰۸۲) ۰.۳۶۰
	PO	۳۷.۹۲±۱۷.۷	۱۱۱.۰۹±۶۰.۹	۳۶.۱۲±۱۱.۷	۶۲.۲۳±۳۰.۶	۴۳.۰۸±۲۰.۷۵	۵۰.۲±۱۷.۹۶	*P<۰/۰۰۱ (۰.۴۴۴)	(۰.۲۵۱) *۰.۰۳۱	(۰.۳۲۸) *۰.۰۰۸
راست رانی	LR	۴۸.۴۴±۱۸.۶۳	۳۷.۶۴±۱۵.۱۲	۵۷.۷۶±۲۲.۴۵	۳۴.۳۹±۱۵	۷۰.۱۵±۳۴.۴۱	۳۹.۲۱±۱۲.۱۵	*۰.۰۰۱ (۰.۳۷۶)	(۰.۱۱۱) ۰.۲۴۵	(۰.۰۸۱) ۰.۳۶۲
	MS	۶۷.۱۶±۲۹.۰۷	۵۱.۸۴±۲۴.۰۲	۵۸.۶۴±۱۶.۲۸	۶۰.۹۷±۳۸.۷۳	۶۸.۹۷±۳۰.۵۳	۸۳.۹۵±۳۸.۳۱	(۰.۰۰/۰) ۰.۹۳۹	(۰.۱۴۲) ۰.۱۵۹	(۰.۰۷۹) ۰.۳۷۲
	PO	۳۵.۴۴±۱۶.۵۱	۹۵.۵۶±۵۱.۸۲	۳۴.۶۸±۱۱.۳۷	۵۵.۳۵±۲۶.۸	۴۰.۸۲±۲۰.۱۳	۴۵.۸۲±۱۵.۵	*P<۰/۰۰۱ (۰.۴۰۷)	(۰.۲۱۹) ۰.۰۵۱	(۰.۳۱۱) *۰.۰۱۱
دو سر رانی	LR	۴۷.۴۵±۱۷.۹۹	۳۵.۱۸±۱۳.۲	۵۵.۸۱±۱۷.۷۲	۳۱.۶۲±۱۳.۳۳	۶۸.۶۳±۲۹.۳	۳۵.۴±۱۰.۳۶	*P<۰/۰۰۱ (۰.۳۷۶)	(۰.۱۳۰) ۰.۱۸۹	(۰.۱۱۰) ۰.۳۴۵
	MS	۷۱.۶۹±۲۸.۲۴	۴۶.۶±۱۹.۰۶	۶۸.۲۳±۱۶.۶۶	۵۵.۲۵±۳۳.۷۷	۷۰.۱±۲۷.۶۹	۷۶.۴۵±۳۶.۲۱	(۰.۰۷۸) ۰.۱۶۸	(۰.۰۹۵) ۰.۳۰۱	(۰.۱۱۲) ۰.۲۴۰
	PO	۳۴.۲۴±۱۶.۵۵	۸۶.۷۲±۴۳.۱۴	۳۲.۱۴±۸.۳۶	۵۲.۹۶±۲۵.۳۵	۳۷.۹۷±۱۶.۵۵	۴۶.۰۵±۱۴.۵۲	*P<۰/۰۰۱ (۰.۴۶۸)	(۰.۲۰۵) ۰.۰۶۴	(۰.۲۸۶) *۰.۰۱۷

LR	۴۳.۶۸±۱۵.۳۷	۳۵.۳±۱۰.۷۹	۵۱.۱۵±۱۶.۷۶	۳۱.۲۹±۱۲.۸۳	۶۴.۶۸±۲۷.۴۲	۳۳.۹۸±۹.۹۵	*P<./۰.۰۱ (۰.۴۵۱)	۰.۱۹۷ (۰.۱۲۷)	۰.۱۴۲ (۰.۱۵)
MS	۶۹.۲۶±۲۶.۷۶	۴۴.۵۱±۱۷.۴۵	۶۳.۶۲±۱۵.۲۲	۵۴.۶۹±۳۱.۰۶	۶۶.۴۴±۲۴.۷۶	۷۱.۵۹±۳۳.۱۶	۰.۱۶۹ (۰.۰۷۷)	۰.۳۶۰ (۰.۰۸۲)	۰.۲۱۲ (۰.۱۲۱)
PO	۳۲.۵۵±۱۵.۸۲	۸۱.۷۸±۳۷.۶۲	۳۰.۸۴±۷.۱۹	۵۱.۶۸±۲۳.۷۳	۳۶.۸±۱۵.۰۱	۴۴.۹۲±۱۴.۰۶	*P<./۰.۰۱ (۰.۴۹۰)	۰.۰۶۴ (۰.۲۰۵)	۰.۱۵ (۰.۲۹۴)
LR	۴۴.۴۹±۱۹.۰۷	۳۳.۵۱±۹.۰۹	۵۱.۲۴±۱۸.۹۵	۲۹.۲۹±۱۱.۷۴	۶۴.۴۹±۲۳.۶۳	۳۱.۷۵±۸.۷۲	*P<./۰.۰۱ (۰.۵۱۹)	۰.۲۲۴ (۰.۱۱۷)	۰.۱۴۰ (۰.۱۵۱)
MS	۶۸.۶۱±۲۱.۰۷	۴۲.۸۴±۱۶.۱	۶۲.۹±۱۳.۱۵	۵۴.۸۶±۲۷.۶۳	۶۷.۳۵±۲۴.۲۹	۷۱.۳۸±۳۴.۷۳	۰.۱۵۰ (۰.۰۸۴)	۰.۲۰۶ (۰.۱۲۴)	۰.۲۰۸ (۰.۱۲۳)
PO	۳۰.۹۲±۱۵.۷۵	۷۹.۶۶±۳۱.۶۱	۲۹.۶۵±۷.۸	۴۹.۱۲±۲۱.۸۲	۳۵.۲۲±۱۳.۶۸	۴۴.۹۲±۱۱.۴۳	*P<./۰.۰۱ (۰.۵۵۴)	۰.۰۴۰ (۰.۲۳۵)	۰.۰۷ (۰.۲۳۶)

*سطح معنی داری P<./۰.۰۵
LR: مرحله بارگذاری، MS: مرحله میانی، PO: نخ هل دادن.

بحث

هدف از مطالعه حاضر بررسی تأثیر هشت هفته تمرینات قدرتی و تعادلی بر کنترل پاسچر واکنشی سالمندان سالم بود. نتایج مطالعه نشان داد که هم تمرینات تعادلی و هم تمرینات قدرتی بر کنترل پاسچر واکنشی سالمندان تأثیر معنی داری دارند. همچنین نتایج پژوهش نشان داد که تفاوت معنی داری بین تمرینات تعادلی با قدرتی بر کنترل پاسچر واکنشی سالمندان وجود ندارد.

نتایج مطالعه حاضر در مورد تأثیر گذاری تمرینات تعادلی بر کنترل پاسچر واکنشی سالمندان با نتایج مطالعات Rossi و همکاران (۱۰)، DeSousa و همکاران (۱۱)، Batcir و همکاران (۱۲)، همراستا می باشد. در واقع پس از انجام تمرینات تعادلی به دلیل بهبود کنترل عصبی-عضلانی، اشخاص قادر می شوند تا تکالیف را با فراخوانی مناسب تعداد واحدهای حرکتی و یا فیبرهای عضلانی انجام دهند. افزایش تحریکات عصبی به عضلات اندام تحتانی و افزایش آگاهی نسبت به عضلات، کنترل تنه و همچنین موقعیت لگن منجر به افزایش تولید نیرو در عضلات اندام تحتانی می شود (۲۷). همچنین مطالعات اشاره کرده اند که تغییرات سریع طول/تنش در فاز اکستریک تمرینات اغتشاشی تعادلی منجر به ایجاد تطابق در دوک های عضلانی و ارگان های وتیری گلژی می شود. افزایش حساسیت دوک های عضلانی، ورودی های آوران به سیستم عصبی مرکزی را افزایش می دهد (۲۸). علاوه بر این، عنوان شده است که تمرینات اغتشاشی تعادلی به علت غیر منتظره بودن نوع حرکات نیازمند فعالیت پیش بین عضلات است، در نتیجه هنگامی که عضلات به طور مکرر تحریک می شوند، میزان حساسیت فراخوانی تارهای عضلانی افزایش پیدا می کند که باعث بهبود عملکرد عضلات می شود (۲۷).

سازوکار احتمالی که به وسیله آن تمرینات تعادلی می تواند نیرو یا توان خروجی را افزایش دهد، در ارتباط با اثر مهاری گیرنده های وتیری گلژی روی تولید نیرو می باشد. از آنجایی که گیرنده های گلژی به عنوان یک عامل محدود کننده تنش عمل می کنند، میزان نیرویی که می تواند تولید شود را محدود می کنند. آستانه تحریکی گیرنده ها به عنوان یک عامل محدود کننده مطرح می شود. تمرینات تعادلی حساسیت گیرنده های وتیری گلژی را کاهش داده و در نتیجه سطح مهار شدن را بالا می برد. در واقع چنانچه سطح مهار شدن افزایش یابد، بار بیشتری بر سیستم عضلانی اسکلتی اعمال می شود و در نتیجه توانایی تولید نیرو افزایش پیدا می کند (۲۹). همچنین هماهنگی عصبی-عضلانی سازوکار دیگری است که منجر به افزایش توانایی تولید نیرو می شود. سرعت انقباض وابسته به هماهنگی عصبی-عضلانی است. تمرینات تعادلی با ایجاد تطابقات عصبی عضلانی و با کشش اولیه انفجاری کارایی عضلات را بهبود می بخشد (۳۰).

تمرینات تعادلی تمامی تدابیر موجود برای تحریک آوران های محیطی، فعال شدن هم زمان عضله و کنترل حرکتی رفلکسی و از پیش برنامه ریزی شده را در بر می گیرند. تأکید بر انجام تکنیک ها و مانورهای خاصی که مفاصل را در وضعیت های بی تعادلی قرار می دهند، در شرایط کنترل کننده مفید است. به این ترتیب با تکرار و شدت کنترل شده، فعالیت عضلانی (واکنشی و پیش بین) به تدریج از کنترل حرکتی هوشیارانه به غیر هوشیارانه پیشرفت می کند (۳۱). از دیدگاه کنترل حرکتی نیز باید عنوان کرد که براساس این دیدگاه، سازمان دهی حرکات با توجه به هدف است و برنامه های حرکتی به صورت سکانس های حرکتی مشخص شده اند نه سکانس های

و توالی و تایمینگ انقباضات عضلانی و فعالیت عضلانی صورت گرفته است به اندازه ای است که بتواند کنترل پاسچر واکنشی سالمندان را بهبود ببخشد. گزارشات حاکی از آن است که تأخیر در زمان آغاز فعالیت عضلانی می تواند باعث خروج مرکز ثقل از محدوده سطح اتکا تأمین شده توسط پاها گردد و با ایجاد یک اغتشاش بزرگتر، بدن را مجبور کند که برای بازیابی تعادل از فعالیت عضلات بالاتر و دیگر استراتژی های بازیابی تعادل مانند استراتژی ران به هنگام اغتشاش استفاده کند (۳۷). اعتقاد بر آن است که بهبود توالی و کاهش تأخیر در فعالیت های عضلانی موجب افزایش کارایی در پاسخ های ارائه شده می گردد و اجازه می دهد که بازیابی تعادل با استفاده از استراتژی میچ پا صورت بگیرد (۳۸). در همین راستا Mackey و همکاران، طی تحقیقی گزارش کردند که در مقایسه با جوانان، تغییرات صورت گرفته در استراتژی های بازیابی تعادل در سالمندان به هنگام اغتشاش و انتقال آن از میچ پا به سمت ران می تواند به دلیل افزایش در زمان عکس العمل این افراد با به عبارتی کاهش سرعت فعالی شدن عضلات در اطراف میچ پا آن ها باشد (۳۹). بر همین اساس توصیه کردند که برنامه های تمرینی که برای پیشگیری از زمین خوردن سالمندان طراحی می شود، باید به بهبود قدرت عضلانی منجر شود. بر اساس همین فرض، نتایج مطالعه حاضر نیز نشان داد که برنامه های تمرینی قدرتی باعث بهبود کنترل پاسچر سالمندان می شود؛ لذا توصیه می شود برای کاهش ریسک سقوط سالمندان از برنامه های تمرینی قدرتی در برنامه های روزانه سالمندان استفاده شود.

فوجیموتو و همکاران (۲۰۱۳) گزارش کردند که ضعف عضلات دورسی فلکسور عامل تغییر در راهبردهای مورد استفاده جهت بازیابی کنترل پاسچر بوده است و بر همین اساس توصیه کردند که افزایش قدرت عضلانی به ویژه در عضلات دورسی فلکسور می تواند نقش مهمی در بهبود کنترل پاسچرال داشته باشد (۴۰). تحقیقات بالینی نشان می دهد که قدرت عضلات اندام تحتانی سالمندان، در مقایسه با جوانان کمتر است. این افراد که با ضعف عضلانی در اندام تحتانی مواجه اند قادر به تولید نیروی پایدارکننده مناسب در مفصل میچ پا جهت حفظ تعادل بدن نمی باشند (۴۱). این ضعف عضلانی منجر به محدود شدن توانایی در تولید گشتاور مناسب می شود و زمانی که گشتاور مناسب در میچ پا نتواند تولید شود فرد را مجبور

عضلانی خاص. در واقع هیچ گاه عضله هدف نیست، انقباض و تمرکز بر یک عضله حین حرکت، عضله را به هدف تبدیل می کند. عضلات در یک سینرژی پیچیده کار می کنند نه به صورت مجزا. در حقیقت فعالیت عضلانی وابسته به تکلیف است و نقش عضلات در تکالیف مختلف تغییر می کند. برای همین تمرکز و کار کردن بر روی یک عضله در یک حرکت مشخص، آن را برای سایر تکالیف آماده نمی کند (۳۲). بنابراین به نظر می رسد که تمرینات تعادلی باعث بهبود کنترل پاسچر واکنشی سالمندان می شود و در نتیجه می تواند میزان نرخ سقوط در سالمندان را کاهش دهد.

همچنین نتایج مطالعه حاضر نشان داد که تمرینات قدرتی بر کنترل پاسچر واکنشی سالمندان تأثیر معنی داری دارد. نتایج مطالعه حاضر با نتایج مطالعات Arampatzis و همکاران (۳۳)، Kim و همکاران (۳۴)، Lacroix و همکاران (۳۵) و DeSousa و همکاران همسو می باشد (۱۱). Arampatzis و همکاران به بررسی تمرینات قدرتی و ترکیبی قدرتی و اغتشاشی بر کنترل پاسچر واکنشی سالمندان پرداختند. نتایج مطالعه آنها نشان داد که تفاوت معنی داری بین تمرینات قدرتی با تمرینات ترکیبی قدرتی و اغتشاشی وجود ندارد و هر دو نوع تمرین باعث بهبود معناداری کنترل پاسچر واکنشی سالمندان شده بود (۳۳). همچنین Lacroix و همکاران، در مطالعه ای به بررسی اثر مقایسه ای تمرینات تعادلی با تمرینات ترکیبی تعادلی- قدرتی بر کنترل پاسچر واکنشی سالمندان پرداختند. نتایج مطالعه نشان داد که هر دو برنامه تمرینی باعث بهبود کنترل پاسچر واکنشی سالمندان شده بودند و تفاوت معنی داری بین دو گروه مشاهده نشده بود (۳۵). علاوه بر این، نتایج مطالعه DeSousa و همکاران نشان داد که تمرینات قدرتی باعث ارتقا کنترل پاسچر واکنشی سالمندان می شود. از این رو توصیه کردند به منظور بهبود کنترل پاسچر واکنشی و همچنین کاهش احتمال سقوط سالمندان، برنامه تمرینی قدرتی جز برنامه های اصلی سالمندان باشد (۱۱).

نتایج مطالعه حاضر به کاهش زمان آغاز انقباضات عضلانی و همچنین افزایش میزان فعالیت عضلانی اندام تحتانی سالمندان شده است. تحقیقات گذشته نشان داده اند که فراخوانی و زمانبندی مناسب عضلات دیستال و پروگزیمال اندام تحتانی نقش قابل توجهی در ایجاد ثبات مفصلی بر عهده دارند (۳۶). بنابراین میزان پیشرفتی که در تنظیم

ثبات برگردانند (۴۳).

نتیجه گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که هم تمرینات تعادلی و هم تمرینات قدرتی بر کنترل پاسچر واکنشی سالمندان تأثیر معنی داری دارند. همچنین نتایج پژوهش نشان داد که تفاوت معنی داری بین تمرینات تعادلی با قدرتی بر کنترل پاسچر واکنشی سالمندان وجود ندارد. بنابراین هم از تمرینات تعادلی و هم از تمرینات قدرتی به صورت جایگزین می توان برای بهبود کنترل پاسچر واکنشی سالمندان استفاده کرد و در نتیجه ریسک سقوط سالمندان را کاهش داد.

سیاسگذاری

از تمامی شرکت کنندگان در این مطالعه کمال تشکر و قدردانی را داریم.

ملاحظات اخلاقی

این مطالعه مورد تایید کارگروه/کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه آزاد اسلامی-واحد ساری (ایران) IR.IAU.SARI.REC.1403.109; و کلیه آزمایشات مطابق با دستورالعمل ها و مقررات مربوطه انجام شد.

تعارض منافع

در مطالعه حاضر هیچ گونه تعارض منافع مابین نویسندگان گزارش نشده است.

References

- Osoba MY, Rao AK, Agrawal SK, Lalwani AK. Balance and gait in the elderly: A contemporary review. *Laryngoscope investigative otolaryngology*. 2019;4(1):143-53. <https://doi.org/10.1002/lto.2.252>
- Park H, Kim D. Effects of combined exercise training on physical performance, falling risk and balance in elderly women. *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society*. 2021;22(5):371-8.
- Zahedian-Nasab N, Jaber A, Shirazi F, Kavousipor S. Effect of virtual reality exercises on balance and fall in elderly people with fall risk: a randomized controlled trial. *BMC geriatrics*. 2021;21:1-9.

به استفاده از راهبردهای جبرانی مختلف برای جلوگیری از قرار گرفتن بدن در موقعیت های ناپایدار می کند. در واقع این افراد تمایل بیشتری به استفاده از راهبرد ران نسبت به مچ پا دارند (۳۹). در نتیجه باعث ضعف کنترل پاسچر واکنشی در سالمندان می شود. بنابراین، به نظر می رسد که تمرینات قدرتی با افزایش قدرت عضلانی سالمندان، باعث بهبود کنترل پاسچر واکنشی سالمندان شده است. همچنین مزایای عملکردی تمرینات تعادلی روشن است، مداخلات برنامه ای در سالمندان می توانند به گونه ای طراحی شوند که شامل توالی های حرکتی سریعی باشند که اقدامات مورد نیاز در زمان از دست رفتن تعادل را شبیه سازی می کنند. از آنجا که سالمندان ممکن است در هنگام حفظ تعادل و آغاز حرکت، احتیاط را بر کارایی اولویت دهند، تشویق تقویت اندام های تحتانی برای ترویج جهت گیری و تحرک مهم است (۴۲). ماکی و همکاران (۲۰۰۶) در یک مطالعه ای گزارش کردند که پایین بودن سرعت عکس العمل در عضلات اطراف مچ پا منجر به واکنش کندتری برای مقابله با اغتشاشات خارجی شده و پیش از آنکه فرد بتواند توسط راهبرد مچ پا به حفظ تعادل بپردازند، مرکز ثقل از مرکز سطح اتکا فاصله گرفته و شخص را مجبور می کند که برای بازگشت به حالت تعادل از نوسانات مفاصل بالاتر استفاده کند (۳۹). به دنبال افزایش کارایی در سیستم حسی حرکتی که از طریق تمرینات تعادلی صورت می گیرد، سرعت عکس العمل افزایش پیدا می کند و هرچقدر سرعت عکس العمل سالمندان بالاتر باشد، افراد قادرند که مرکز ثقل را پیش از آنکه به فاصله دورتری نسبت به مرکز سطح اتکا برسد کنترل کنند و به وضعیت

<https://doi.org/10.1186/s12877-021-02462-w>

- Pfortmueller C, Lindner G, Exadaktylos A. Reducing fall risk in the elderly: risk factors and fall prevention, a systematic review. *Minerva Med*. 2014;105(4):275-81.
- Pahlevanian AA, Najarian R, Adabi S, Mirshoja MS. The prevalence of fall and related factors in Iranian elderly: a systematic review. *Archives of Rehabilitation*. 2020;21(3):286-303. <https://doi.org/10.32598/RJ.21.3.2084.6>
- Our oven The dangers of the physical space of the house and falls of the elderly. *Promotion of safety and prevention of injuries*. 5(4):242-37.
- Dhargave P, Sendhilkumar R. Prevalence of risk factors for falls among elderly people living

- in long-term care homes. *Journal of clinical gerontology and geriatrics*. 2016;7(3):99-103. <https://doi.org/10.1016/j.jcgg.2016.03.004>
8. Lin S-I, Woollacott M. Association between sensorimotor function and functional and reactive balance control in the elderly. *Age and ageing*. 2005;34(4):358-63. <https://doi.org/10.1093/ageing/afi089>
 9. Kubicki A, Bonnetblanc F, Petrement G, Ballay Y, Mourey F. Delayed postural control during self-generated perturbations in the frail older adults. *Clinical interventions in aging*. 2012;65-75. <https://doi.org/10.2147/CIA.S28352>
 10. Rossi LP, Pereira R, Brandalize M, Gomes ARS. The effects of a perturbation-based balance training on the reactive neuromuscular control in community-dwelling older women: a randomized controlled trial. *Human movement*. 2013;14(3):238-46. <https://doi.org/10.2478/humo-2013-0029>
 11. de Sousa PN, Silva MB, de Lima-Pardini AC, Teixeira LA. Resistance strength training's effects on late components of postural responses in the elderly. *Journal of aging and physical activity*. 2013;21(2):208-21. <https://doi.org/10.1123/japa.21.2.208>
 12. Batcir S, Lubovsky O, Bachner YG, Melzer I. The effects of bicycle simulator training on anticipatory and compensatory postural control in older adults: study protocol for a single-blind randomized controlled trial. *Frontiers in neurology*. 2021;11:614664. <https://doi.org/10.3389/fneur.2020.614664>
 13. Aradmehr M, Sagheeslami A, Ilbeigi S. The effect of balance training and pilates on static and functional balance of elderly men. *Feyz Medical Sciences Journal*. 2015;18(6):571-7.
 14. Zarei H, Norasteh AA, Lieberman LJ, Ertel MW, Brian A. Effects of proprioception and core stability training on gait parameters of deaf adolescents: a randomized controlled trial. *Scientific Reports*. 2023;13(1):21867. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-49335-3>
 15. Trzepacz PT, Hochstetler H, Wang S, Walker B, Saykin AJ, Initiative AsDN. Relationship between the Montreal Cognitive Assessment and Mini-mental State Examination for assessment of mild cognitive impairment in older adults. *BMC geriatrics*. 2015;15:1-9. <https://doi.org/10.1186/s12877-015-0103-3>
 16. Sahebozamani M, Salari A, Daneshjoo A, Karimi Afshar F. Assessment of Balance Recovery Strategies During Manipulation of Somatosensory, Vision, and Vestibular Systems in Deaf Persons. *Physical Treatments - Specific Physical Therapy*. 2019;9(2):107-16. <https://doi.org/10.32598/ptj.9.2.107>
 17. Majlesi M, Azadian E, Farahpour N, Jafarnezhad AA, Rashedi H. Lower limb muscle activity during gait in individuals with hearing loss. *Australasian physical & engineering sciences in medicine*. 2017;40(3):659-65. <https://doi.org/10.1007/s13246-017-0574-y>
 18. Keller TS, Colloca CJ. Mechanical force spinal manipulation increases trunk muscle strength assessed by electromyography: a comparative clinical trial. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*. 2000;23(9):585-95. <https://doi.org/10.1067/mmt.2000.110947>
 19. Ekström RA, Donatelli RA, Carp KC. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2007;37(12):754-62. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2471>
 20. Perotto AO. *Anatomical guide for the electromyographer: the limbs and trunk*: Charles C Thomas Publisher; 2011.
 21. Schwartz M. *EMG methods for evaluating muscle and nerve function: BoD-Books on Demand*; 2012. <https://doi.org/10.5772/1465>
 22. Martínez-Amat A, Hita-Contreras F, Lomas-Vega R, Caballero-Martínez I, Alvarez PJ, Martínez-López E. Effects of 12-week proprioception training program on postural stability, gait, and balance in older adults: a controlled clinical trial. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2013;27(8):2180-8. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31827da35f>
 23. Carmeli E, Zinger-Vaknin T, Morad M, Merrick J. Can physical training have an effect on well-being in adults with mild intellectual disability? *Mechanisms of ageing and development*. 2005;126(2):299-304. <https://doi.org/10.1016/j.mad.2004.08.021>
 24. Clark VM, Burden AM. A 4-week wobble board exercise programme improved muscle onset latency and perceived stability in individuals with a functionally unstable ankle. *Physical therapy in sport*. 2005;6(4):181-7. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2005.08.003>
 25. Alfieri FM, Riberto M, Gatz LS, Ribeiro CPC, Lopes JAF, Battistella LR. Comparison of multisensory and strength training for postural control in the elderly. *Clinical interventions in aging*. 2012;119-25.

- <https://doi.org/10.2147/CIA.S27747>
26. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences Lawrence Earlbaum Associates. Hillsdale, NJ. 1988:20-6.
 27. Lizardo FB, Ronzani GM, Sousa LR, Silva DCdO, Santos LAd, Lopes PR, et al. Proprioceptive exercise with bosu maximizes electromyographic activity of the ankle muscles. *Biosci j(Online)*. 2017;754-62. <https://doi.org/10.14393/BJ-v33n3-32840>
 28. Lazarou L, Kofotolis N, Malliou P, Kellis E. Effects of two proprioceptive training programs on joint position sense, strength, activation and recurrent injuries after ankle sprains. *Isokinetics and exercise science*. 2017;25(4):289-300. <https://doi.org/10.3233/IES-171146>
 29. Kachouri H, Borji R, Baccouch R, Laatar R, Rebai H, Sahli S. The effect of a combined strength and proprioceptive training on muscle strength and postural balance in boys with intellectual disability: An exploratory study. *Research in developmental disabilities*. 2016;53:367-76. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2016.03.003>
 30. Gidu DV, Badau D, Stoica M, Aron A, Focan G, Monea D, et al. The effects of proprioceptive training on balance, strength, agility and dribbling in adolescent male soccer players. *International journal of environmental research and public health*. 2022;19(4):2028. <https://doi.org/10.3390/ijerph19042028>
 31. Winter L, Huang Q, Sertic JV, Konczak J. The Effectiveness of Proprioceptive Training for Improving Motor Performance and Motor Dysfunction: A Systematic Review. *Frontiers in Rehabilitation Sciences*. 2022;3:49. <https://doi.org/10.3389/fresc.2022.830166>
 32. Aman JE, Elangovan N, Yeh I-L, Konczak J. The effectiveness of proprioceptive training for improving motor function: a systematic review. *Frontiers in human neuroscience*. 2015;8:1075. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.01075>
 33. Arampatzis A, Peper A, Bierbaum S. Exercise of mechanisms for dynamic stability control increases stability performance in the elderly. *Journal of biomechanics*. 2011;44(1):52-8. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.08.023>
 34. Kim S, Lockhart T. Effects of 8 weeks of balance or weight training for the independently living elderly on the outcomes of induced slips. *International Journal of Rehabilitation Research*. 2010;33(1):49-55. <https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e32832e6b5e>
 35. Lacroix A, Kressig RW, Muehlbauer T, Gschwind YJ, Pfenninger B, Bruegger O, Granacher U. Effects of a supervised versus an unsupervised combined balance and strength training program on balance and muscle power in healthy older adults: a randomized controlled trial. *Gerontology*. 2016;62(3):275-88. <https://doi.org/10.1159/000442087>
 36. Sibley K, Inness E, Straus S, Salbach N, Jaglal S. Clinical assessment of reactive postural control among physiotherapists in Ontario, Canada. *Gait & posture*. 2013;38(4):1026-31. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.05.016>
 37. Pijnappels M, Reeves ND, Maganaris CN, Van Dieen JH. Tripping without falling; lower limb strength, a limitation for balance recovery and a target for training in the elderly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008;18(2):188-96. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.06.004>
 38. Shafiee A, Daneshjoo A, Sahebozamani M. The effect of eight weeks of water training on postural control and balance recovery strategies in 60-70 years old elderly men. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2022;10(6):1326-37. <https://doi.org/10.32598/SJRM.10.6.20>
 39. Mackey DC, Robinovitch SN. Mechanisms underlying age-related differences in ability to recover balance with the ankle strategy. *Gait & posture*. 2006;23(1):59-68. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.11.009>
 40. Fujimoto M, Hsu W-L, Woollacott MH, Chou L-S. Ankle dorsiflexor strength relates to the ability to restore balance during a backward support surface translation. *Gait & posture*. 2013;38(4):812-7. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.03.026>
 41. Candow DG, Chilibeck PD. Differences in size, strength, and power of upper and lower body muscle groups in young and older men. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2005;60(2):148-56. <https://doi.org/10.1093/gerona/60.2.148>
 42. Sturnieks DL, St George R, Lord SR. Balance disorders in the elderly. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*. 2008; 38 (6):467-78. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.09.001>
 43. Maki B. Postural strategies. *Encyclopedia of Neuroscience* Berlin: Springer. 2009. https://doi.org/10.1007/978-3-540-29678-2_4714