Iranian Journal of Rehabilitation Research in Nursing Original Article

Winter 2025, Volume 11, Issue 2

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

Mahboobeh Dehnavi[1], Amirali Jafarnejadgero[2*], Farhad Tabatabai Ghomsheh[3], Ali Fattahi[4]

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- Ergonomy 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: amiralijafarnezhad@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.

نشریه پژوهش توانبخشی در پرستاری
مقاله پژوهشی

زمستان ۱۴۰۳، دوره ۱۱، شماره ۲

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

دریافت مقاله: ۱۴۰۳/۵/۲۸ پذیرش مقاله: ۱۴۰۳/۹/۵

چکیده

مقدمه: به نظر می‌رسد که بررسی عوامل کاهنده سقوط و همچنین تأثیر فعالیت های 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 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. 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 داده ها از تحلیل واریانس دو سویه و آزمون‌های تعقیبی بونفرونی در سطح معناداری $p\leq ۰/۰۵$ انجام شد. از نرم‌افزار آماری spss نسخه ۲۶ و اکسل ۲۰۱۹ برای محاسبات آماری و رسم نمودار استفاده شد.

یافته ها: نتایج مطالعه حاضر نشان داد که هم تمرینات تعادلی ($P=۰/۰۰۱$)؛ و هم تمرینات قدرتی ($P=۰/۰۰۱$)؛ 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 ($p>۰/۰۵$).

نتیجه گیری: تمرینات تعادلی و هم تمرینات قدرتی بر کنترل پاسچر واکنشی سالمندان تأثیر معنی داری داشت. از تمرینات تعادلی و تمرینات قدرتی هم به صورت مجزا و هم به صورت ترکیبی می توان برای بهبود کنترل پاسچر واکنشی سالمندان استفاده کرد و در نتیجه ریسک سقوط سالمندان را کاهش داد.

کلیدواژه ها: سالمند، تمرینات تعادلی، تمرینات قدرتی، کنترل پاسچر واکنشی.

مقدمه

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 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

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 یا 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

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 ۸۰٪ و 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 دیجیتالی با دقت ۱۰۰ گرم بدون کفش و با کم ترین لباس اندازه گیری 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 زبان های 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 دهنده‌ی اختلال شناختی در نظر گرفته می‌شود. این‌گونه که نمره‌ی ۲۱ تا ۲۳ بیانگر اختلال شناختی خفیف، نمره

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 پای‌برهنه و درحالی‌که دست‌ها در کنار بدن قرار می‌گرفت روی نوار گردان تردمیل، 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 تردمیل 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 تردمیل بر اساس طرح پایلوت برای تمامی آزمودنی ها ۱/۱ متر بر ثانیه تنظیم می شد که موجب جابجایی ۴۰ سانتی‌متری نوار گردان می شد. در این زمان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ثبت می شد (۱۶).

نحوه الکترود 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 الکترود 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 الکترود گذاری تائید می‌شود (۱۷).

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

جهت کاهش مقاومت پوست استفاده می‌شود؛ ۳) الکل و 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 الکترومایوگرافی متصل می‌شدند به بدن فرد، روی محل‌های مشخص شده در حد فاصل مرکز عصب دهی عضله و تاندون انتهایی نصب می‌شدند؛ الکترود 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 الکترومایوگرافی 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 الکترومایوگرافی 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

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 پایین گذر : 500 Hz و بالاگذر : 10 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 پایین گذر با فرکانس قطع ۰/۱ روی سیگنال، داده‌ها توسط ریشه دوم میانگین (RMS) در سگمنت های متوالی ۲۵ میلی ثانیه‌ای 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، هنگامی‌که فعالیت عضله به آستانه برسد و حداقل به مدت ۲۵ میلی ثانیه بالای سطح آستانه باقی می ماند 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 سوییچ تعیین شد.

برنامه تمرینی تعادلی

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

شـد (۲۲-۲۴). بـرای اجـرای تمرینـات تعادلـی، آزمودنی‌هـا ۸ هفتـه (سـه جلسـه در هفتـه در روزهـای فـرد) از سـاعت ۱۰ تـا ۱۱ صبـح در سـالن تمرینـی، حضـور یافتنـد. هـر جلسـه تمرینـی بـه مـدت ۶۰ دقیقـه (۵ دقیقـه گـرم کـردن،۵۰ دقیقـه پروتـکل تمرینـی و ۵ دقیقـه سـرد کـردن) انجـام شـد. پروتـکل تمرینـی و نحـوه پیشـرفت پروتـکل تمرینـی در طـی هفته‌هـای آتـی در جـداول (۱) بـه تفصیـل بیـان شـده اسـت.

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 درحالی‌که زانوها کمی خم است.
۷	فرد بین میله‌های پارالل روی وابل بورد با یک‌پا (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 یک‌پا (پای غالب) می‌ایستد و برای ۱۵ ثانیه تعادل خود را روی بوسو بال حفظ می‌کند.
۱۰	تکرار تمرینات شماره ۷،۸،۹ درحالی‌که زانوها کمی خم هست.
۱۱	فرد به صورت طاق‌باز روی زمین دراز می‌کشد و پاهای خود را روی یک توپ سوئیسی 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 درحالی‌که یک توپ سوئیسی بین دیوار و کتف‌های او قرار دارد. سپس درحالی‌که 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 درحالی‌که 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 (تاندوم گیت)، راه رفتن از پهلو، 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 ۱. گرفتن هر دو دست روی میله‌های پارالل برای حفظ تعادل
هفته دوم	انجام تمرینات شماره ۶ تا ۱. گرفتن یک دست روی میله‌های پارالل برای حفظ تعادل
هفته سوم	انجام تمرینات شماره ۶ تا ۱. بدون کمک گرفتن از میله‌های پارالل
هفته چهارم	انجام تمرینات شماره ۱۴ تا ۷. 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 ۷. گرفتن یک دست روی میله‌های پارالل برای حفظ تعادل. (تمرینات ۱۱ تا ۱۴ بدون استفاده از پارالل)
هفته ششم	انجام تمرینات شماره ۱۴ تا ۷. 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

بـرای اجـرای تمرینـات قدرتـی، آزمودنی‌هـا ۸ هفتـه (سـه جلسـه در هفتـه در روز هـای زوج) از سـاعت ۱۰ تـا ۱۱ صبـح در سـالن تمرینـی، حضـور یافتنـد. هـر جلسـه تمرینـی بـه مـدت ۶۰ دقیقـه (۵ دقیقـه گـرم کـردن،۵۰ دقیقـه پروتـکل تمرینـی و ۵ دقیقـه سـرد کـردن) انجـام شـد. تمرینـات قدرتـی شـامل

اجـرای یـک سـت ۱۲ تکـراری تمریـن بـرای هشـت گـروه عضلانـی (عضـلات چهارسـر، عضـلات نزدیـک کننـده پـا، عضـلات دورکننـده پـا، عضـلات سـرینی، عضلات همسـترینگ، عضـلات سـاق پـا، عضـلات سـینه ای، عضـلات پشـتی) بـود. شـدت تمرینـات و میـزان وزنـه هـا بـا توجـه بـه سـن و توانایـی سـالمندان و بـا توجـه بـه عضلـه مـورد نظـر از ۳۵ تـا ۶۵ درصـد یـک تکـرار بیشـنه در نظـر گرفتـه شـد و بـه طـور تدریجـی هنگامـی کـه آزمودنـی هـا بتواننـد بیـش از تکرارهـای تعییـن شـده در هـر شـدت معیـن اجـرا را انجـام دهنـد، میـزان وزنـه هـا افزایـش یافـت، و در آخـر ۱۰ دقیقـه سـرد کـردن انجـام شـد (۲۵).

روش آماری مورد استفاده جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها

در ایـن تحقیـق از آمـار توصیفـی بـرای توصیـف داده‌هـای هـر گـروه (سـن، قـد، طـول پـا، وزن آزمودنی‌هـا، شـاخص تـوده بدنـی)؛ بـرای توصیـف داده‌هـا از شـاخص میانگیـن و انحـراف اسـتاندارد اسـتفاده شـد. از آزمـون شـاپیرو- ویلـک برای تشـخیص نرمـال یـا عـدم نرمـال بـودن داده‌هـا؛ و بـرای بررسـی همگـن بـودن واریانس‌هـا نیـز از آزمـون لـون اسـتفاده شـد. جهـت مقایسـه میانگیـن اطلاعـات پیـش آزمـون و پس‌آزمـون گروه‌هـای تجربـی و کنتـرل از آزمـون آنالیـز کوواریانس اسـتفاده شـد. مقایسـه نتایـج هـر پارامتـر بـا اسـتفاده از آزمون‌هـای تحلیل واریانـس دو عاملـی مختلـط بـا یـک متغیـر درون گروهـی زمـان (پیـش آزمـون- پس‌آزمـون) و یـک متغیـر بیـن گروهـی مـکان (گـروه تمرینـی ۱، ۲ و گـروه کنتـرل)، تحلیـل واریانـس دو سـویه و آزمون‌هـای تعقیبـی بونفرونـی در سـطح معنـاداری $p\leq$۰/۰۵ انجـام شـد. از نرم‌افـزار آمـاری Spss نسـخه ۲۸ و اکسـل ۲۰۱۹ بـرای محاسـبات آمـاری و رسـم نمـودار اسـتفاده شـد. همچنیـن جهـت بررسـی انـدازه اثـر پروتکل‌هـای تمرینـی بـر کنتـرل پاسـچر واکنشـی از روش مجـذور اتـا اسـتفاده شـد (۲۶). در روش انـدازه اثرهـا به سـه قسـمت انـدازه اثـر کوچـک (کمتـر از ۰/۰۹)، میانـی (بیـن ۰/۰۹ الـی ۰/۱۷) و بـزرگ (۰/۱۷ بـه بـالا) تقسـیم مـی شـوند. همچنیـن تمـام متغیرهـای مـورد نظـر بـا فاصلـه اطمینـان ۹۵٪ مـورد محاسـبه قـرار گرفتنـد.

یافته ها

در جـدول ۳ میانگیـن و انحـراف اسـتاندارد داده هـای دموگرافیـک (سـن، قـد و وزن) در گـروه تمرینـات قدرتـی، گـروه تمرینـات تعادلـی و گـروه کنتـرل آورده شـده اسـت. نتایـج بدسـت آمـده نشـان داد بیـن میانگیـن قـد، وزن و سـن آزمودنـی هـای سـه گـروه از نظـر آمـاری اختـلاف معنـاداری وجـود نداشـت.

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

پارامترها	گروه کنترل	گروه تمرین قدرتی	گروه تمرین تعادلی	سطح معناداری
سن (سال)	۶۱/۶۲ ± ۱/۷۴	۶۳/۱۲ ± ۲/۱۰	۶۲/۵۰ ± ۲/۰۰	۰/۰۸۳
وزن (کیلوگرم)	۱۷۴/۶۲ ± ۴/۴۳	۱۷۲/۱۲ ± ۳/۶۰	۱۷۱/۸۷ ± ۴/۵۸	۰/۳۷۳
قد (سانتیمتر)	۷۰/۸۷ ± ۱۱/۵۰	۷۳/۳۷ ± ۳/۳۳	۷۳/۲۵ ± ۳/۱۹	۰/۷۳۷

*سطح معنی داری P<۰/۰۵

بـا توجّـه بـه نتایـج به‌دسـت آمـده هیـچ یـک از مؤلفـه هـای دامنـه فعالیـت الکتریکـی عضـلات انـدام تحتانـی در مرحلـه پیـش آزمـون بیـن سـه گـروه تمرینـات قدرتـی، تعادلـی و گـروه کنتـرل طـی دویـدن سـالمندان سـالم معنـادار نبـود (P>۰/۰۵) (جـدول ۴).

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

عضلات	مؤلفه ها	گروه تمرین مقاومتی	گروه تمرین تعادل	گروه کنترل	سطح معنی داری
درشت نی قدامی	LR	۸۶.۸۳±۳۷.۴۷	۷۰.۹۶±۳۲.۶۵	۸۹..۰۵±۴۶.۳	۰/۵۷۳
	MS	۵۶.۹۹±۲۰.۵۴	۶۶.۴۵±۲۴.۷۱	۹۸.۳۹±۴۳.۷۲	۰/۲۹۴
	PO	۴۶.۷±۹.۱۳	۴۹..۰۵±۱۳.۴۸	۵۵.۹۱±۱۱..۰۶	۰/۲۵۹
دوقلوی داخلی	LR	۷۵.۲۲±۲۵.۷۵	۷۸.۹۵±۲۶.۵۴	۱۰۱.۱۳±۵۲.۳۴	۰/۲۸۵
	MS	۶۹.۳۱±۳۲.۴۴	۶۶.۶۶±۲۳..۰۲	۱۰۰.۹۳±۶۲.۴۷	۰/۲۲۸
	PO	۵۱.۲۳±۲۴..۰۴	۴۹.۹۶±۲۳.۷۵	۶۰.۸۶±۲۳.۸۷	۰/۱۵۰

پهن خارجی	LR	۶۴.۳۲±۱۸.۸۳	۷۶.۱۱±۲۹.۸۷	۸۸.۹۹±۴۰.۳۶	۰/۱۱۱
	MS	۷۳.۹۷±۳۲.۲	۶۸.۶۶±۲۱.۱۲	۸۸.۸±۴۷.۲۳	۰/۱۳۵
	PO	۴۳.۷۹±۲۰.۷۸	۴۱.۹۲±۱۴.۶	۵۱.۱۵±۲۴.۱۲	۰/۰۵۲
پهن داخلی	LR	۵۵.۹۵±۲۲.۶۸	۶۷.۰۶±۲۶.۳۱	۸۰.۰۳±۴۱.۹۲	۰/۱۸۹
	MS	۷۵.۰۷±۳۶.۲۸	۶۵.۰۶±۲۰.۲۴	۷۶.۷۵±۳۷	۰/۴۶۴
	PO	۳۷.۹۲±۱۷.۷	۳۶.۱۲±۱۱.۷	۴۳.۰۸±۲۰.۷۵	۰/۷۰۹
راست رانی	LR	۴۸.۴۴±۱۸.۶۳	۵۷.۷۶±۲۲.۴۵	۷۰.۱۵±۳۴.۴۱	۰/۶۷۳
	MS	۶۷.۱۶±۲۹.۰۷	۵۸.۶۴±۱۶.۲۸	۶۸.۹۷±۳۰.۵۳	۰/۹۵۷
	PO	۳۵.۴۴±۱۶.۵۱	۳۴.۶۸±۱۱.۳۷	۴۰.۸۲±۲۰.۱۳	۰/۸۷۵
دو سر رانی	LR	۴۷.۴۵±۱۷.۹۹	۵۵.۸۱±۱۷.۷۲	۶۸.۶۳±۲۹.۳	۰/۸۱۹
	MS	۷۱.۶۹±۲۸.۲۴	۶۸.۲۳±۱۶.۶۶	۷۰.۱±۲۷.۶۹	۰/۲۲۳
	PO	۳۴.۲۴±۱۶.۵۵	۳۲.۱۴±۸.۳۶	۳۷.۹۷±۱۶.۵۵	۰/۵۷۹
نیم وتری	LR	۴۳.۶۸±۱۵.۳۷	۵۱.۱۵±۱۶.۷۶	۶۴.۶۸±۲۷.۴۲	۰/۵۹۸
	MS	۶۹.۲۶±۲۶.۷۶	۶۳.۶۲±۱۵.۲۲	۶۶.۴۴±۲۴.۷۶	۰/۶۷۵
	PO	۳۲.۵۵±۱۵.۸۲	۳۰.۸۴±۷.۱۹	۳۶.۸±۱۵.۰۱	۰/۶۹۲
سرینی میانی	LR	۴۴.۴۹±۱۹.۰۷	۵۱.۲۴±۱۸.۹۵	۶۴.۴۹±۲۳.۶۳	۰/۶۸۷
	MS	۶۸.۶۱±۲۱.۰۷	۶۲.۹±۱۳.۱۵	۶۷.۳۵±۲۴.۲۹	۰/۶۲۳
	PO	۳۰.۹۲±۱۵.۷۵	۲۹.۶۵±۷.۸	۳۵.۲۲±۱۳.۶۸	۰/۶۳۴

*سطح معنی داری P<۰/۰۵
LR: مرحله هل دادن، MS: مرحله میانی، PO: نرخ بارگذاری

با توجّه به نتایج نشان داده شده در جدول ۴ اثر عامل زمان در مقادیر فعالیت الکتریکی در فاز پاسخ بارگذاری در عضلات درشت نئی قدامی (P=۰/۰۲۰؛ d=۰/۲۰۵)، دوقولوی داخلی (P=۰/۰۰۷؛ d=۰/۲۶۶)، پهن خارجی (P<۰/۰۰۱؛ d=۰/۴۴۹)، پهن داخلی (P=۰/۰۰۱؛ d=۰/۳۹۹)، راست رانی (P=۰/۰۰۱؛ d=۰/۳۷۶)، دوسررانی (P<۰/۰۰۱؛ d=۰/۴۶۸)، نیم وتری (P<۰/۰۰۱؛ d=۰/۴۵۱)، سرینی میانی (P<۰/۰۰۱؛ d=۰/۵۱۹) از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود. همچنین اثر عامل زمان در مقادیر فعالیت الکتریکی در فاز پیش روی در عضلات درشت نئی قدامی (P=۰/۰۱۹؛ d=۰/۲۰۸)، دوقولوی داخلی (P=۰/۰۰۸؛ d=۰/۲۰۶)، پهن خارجی (P=۰/۰۰۵؛ d=۰/۲۸۱)، پهن داخلی(P<۰/۰۰۱؛ d=۰/۴۴۴)، دوسررانی (P<۰/۰۰۱؛ d=۰/۴۶۸)، نیم وتری (P<۰/۰۰۱؛ d=۰/۴۹۰) و سرینی میانی (P<۰/۰۰۱؛ d=۰/۵۵۴) 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 (P=۰/۰۴۲؛ d=۰/۲۳۳)، پهن داخلی (P=۰/۰۳۱؛ d=۰/۲۵۱) و سرینی میانی (P=۰/۰۴۰؛ d=۰/۲۳۵) از نظر آماری دارای اختلاف معناداری 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 (P=۰/۰۰۴؛ d=۰/۳۶۵). 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 (P=۰/۰۰۸؛ d=۰/۳۳۴). 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 (P=۰/۰۰۸؛ d=۰/۳۲۸). 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=۰/۰۱۷؛

d=۰/۲۸۶). آزمـون تعقیبـی نشـان داد مقادیـر فعالیـت الکتریکـی عضلـه دوسـررانی در گـروه تمریـن مقاومتـی و تعادلـی در پـس آزمـون در مقایسـه بـا پیـش آزمـون افزایـش یافتـه بـود. اثـر تعاملـی زمان*گـروه در مقادیـر فعالیـت الکتریکـی عضلـه نیـم وتـری در فـاز پیـش روی از نظـر آمـاری دارای اختـلاف معنـاداری بـود (P=۰/۰۱۵؛ d=۰/۲۹۴). آزمـون تعقیبـی نشـان داد مقادیـر فعالیـت الکتریکـی عضلـه نیـم وتـری در گـروه تمریـن مقاومتـی و تعادلـی در پـس آزمـون در مقایسـه بـا پیـش آزمـون افزایـش داشـت. اثـر تعاملـی زمان*گـروه در مقادیـر فعالیـت الکتریکـی عضلـه سـرینی میانـی در فـاز پیـش روی از نظـر آمـاری دارای اختـلاف معنـاداری بـود (P=۰/۰۰۷؛ d=۰/۳۳۶). آزمـون تعقیبـی نشـان داد مقادیـر فعالیـت الکتریکـی عضلـه سـرینی میانـی در گـروه تمریـن مقاومتـی و تعادلـی در پـس آزمـون در مقایسـه بـا پیـش آزمـون افزایـش یافتـه بـود (جـدول ۴).

جدول ٤: مقایسه مقادیر مؤلفه های فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در سه گروه تمرین مقاومتی، تعادلی و کنترل در سالمندان

عظلات		گروه تمرین مقاومتی		گروه تمرین تعادل		گروه کنترل		اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر تعاملی زمان*گروه
		پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون			
درشت نی قدامی	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	*۰.۰۲۰ (۰.۲۰۵)	۰.۳۵۱ (۰.۰۸۴)	۰.۳۲۸ (۰.۰۸۹)
	MS	۵۶.۹۹±۲۰.۵۴	۶۷.۸۶±۲۹.۹۲	۶۶.۴۵±۲۴.۷۱	۹۸.۵±۳۷.۳۲	۹۸.۳۹±۴۳.۷۲	۱۰۳.۵۵±۶۴.۷	۰.۰۹۸ (۰.۱۱)	۰.۰۵۰ (۰.۲۲۱)	۰.۴۷۳ (۰.۰۶۱)
	PO	۴۶.۷±۹.۱۳	۷۷.۲۱±۴۲.۶۴	۴۹.۰۵±۱۳.۴۸	۵۶.۳۸±۱۸.۰۸	۵۵.۹۱±۱۱.۰۶	۶۲.۰۹±۱۹.۷۸	*۰.۰۱۹ (۰.۲۰۸)	۰.۴۶۹ (۰.۰۶۱)	۰.۱۸۱ (۰.۱۳۳)
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	*۰.۰۰۷ (۰.۲۶۶)	۰.۱۸۱ (۰.۱۳۳)	۰.۶۶۱ (۰.۰۳۴)
	MS	۶۹.۳۱±۳۲.۴۴	۶۶.۱۶±۳۰.۸۴	۶۶۶۶±۲۳.۰۲	۸۲.۲۷±۴۲	۱۰۰.۹۳±۶۲.۴۷	۱۰۳.۹±۵۱.۵۳	۰.۵۲۸ (۰.۰۱۷)	۰.۱۳۱ (۰.۱۵۶)	۰.۶۲۹ (۰.۰۳۸)
	PO	۵۱.۲۳±۲۴.۰۴	۱۰۷.۹±۴۸.۳۴	۴۹.۹۶±۲۳.۷۵	۶۲.۵۷±۳۱.۶	۶۰.۸۶±۲۳.۸۷	۵۳.۹۵±۱۵.۶۱	*۰.۰۰۸ (۰.۲۰۶)	۰.۰۷۵ (۰.۱۹۴)	*۰.۰۰۴ (۰.۳۶۵)
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 (۰.۴۴۹)	۰.۲۷۶ (۰.۱۰۲)	۰.۳۴۸ (۰.۰۸۴)
	MS	۷۳.۹۷±۳۲.۲	۶۶۶۸±۳۳.۶۹	۶۸.۶۶±۲۱.۱۲	۷۶۶۱±۵۱.۷۳	۸۸.۸±۴۷.۲۳	۱۰۴.۲۸±۴۳.۲۷	۰.۶۲۷ (۰.۰۱)	۰.۱۰۳ (۰.۱۷۲)	۰.۶۹۲ (۰.۰۳)
	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)	*۰.۰۴۲ (۰.۲۳۳)	*۰.۰۰۸ (۰.۳۳۴)
پهن داخلی	LR	۵۵.۹۵±۲۲.۶۸	۴۲.۵۵±۱۸.۴۶	۶۷.۰۶±۲۶.۳۱	۳۶۶۹±۱۷.۳۵	۸۰.۰۳±۴۱.۹۲	۴۲.۴±۱۳.۵۷	*۰.۰۰۱ (۰.۳۹۹)	۰.۳۴۵ (۰.۰۸۵)	۰.۳۴۴ (۰.۰۸۵)
	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)	۰.۱۵۴ (۰.۱۴۴)	۰.۳۶۰ (۰.۰۸۲)
	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)	*۰.۰۳۱ (۰.۲۵۱)	*۰.۰۰۸ (۰.۳۲۸)
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)	۰.۲۴۵ (۰.۱۱۱)	۰.۳۶۲ (۰.۰۸۱)
	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	۰.۹۳۹ (۰۰۰/۰)	۰.۱۵۹ (۰.۱۴۲)	۰.۳۷۲ (۰.۰۷۹)
	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)	۰.۰۵۱ (۰.۲۱۹)	*۰.۰۱۱ (۰.۳۱۱)
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 (۰.۴۷۶)	۰.۱۸۹ (۰.۱۳۰)	۰.۲۴۵ (۰.۱۱۰)
	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	۰.۱۶۸ (۰.۰۷۸)	۰.۳۰۱ (۰.۰۹۵)	۰.۲۴۰ (۰.۱۱۲)
	PO	۳۴.۲۴±۱۶.۵۵	۸۶.۷۲±۴۳.۱۴	۳۲.۱۴±۸.۳۶	۵۳.۹۶±۲۵.۳۵	۳۷.۹۷±۱۶.۵۵	۴۶.۰۵±۱۴.۵۲	*P<۰/۰۰۱ (۰.۴۶۸)	۰.۰۶۴ (۰.۲۰۵)	*۰.۰۱۷ (۰.۲۸۶)

نیم وتری	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<۰/۰۰۱ (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<۰/۰۰۱ (۰.۴۹۰)	۰.۰۶۴ (۰.۲۰۵)	*۰.۰۱۵ (۰.۲۹۴)
سرینی میانی	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<۰/۰۰۱ (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<۰/۰۰۱ (۰.۵۵۴)	*۰.۰۴۰ (۰.۲۳۵)	*۰.۰۰۷ (۰.۳۳۶)

*سطح معنی داری P<۰/۰۵

LR: مرحله بارگذاری، MS: مرحله میانی، PO: نرخ 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 می‌شوند 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 می‌شود (۲۷). همچنین مطالعات اشاره کرده‌اند که تغییرات سریع طول/تنش در فاز اکسنتریک تمرینات اغتشاشی تعادلی منجر به ایجاد تطابق در دوک‌های عضلانی و ارگان‌های وتری گلژی می‌شود. افزایش حساسیت دوک‌های عضلانی، ورودی‌های آوران به سیستم عصبی مرکزی را افزایش می‌دهد (۲۸). علاوه بر این، عنوان شده است که تمرینات اغتشاشی تعادلی به علت غیر منتظره بودن نوع حرکات نیازمند فعالیت پیش‌بین عضلات است، در نتیجه هنگامی‌که عضلات به‌طور مکرر تحریک می‌شوند، میزان حساسیت فراخوانی تارهای عضلانی افزایش پیدا می‌کند که باعث بهبود عملکرد عضلات می‌شود (۲۷).

سازوکار احتمالی که به‌وسیله آن تمرینات تعادلی می‌تواند نیرو یا توان خروجی را افزایش دهد، در ارتباط با اثر مهاری گیرنده‌های وتری گلژی روی تولید نیرو می‌باشد. از آنجایی که گیرنده‌های گلژی به عنوان یک عامل محدود کننده تنش عمل می‌کنند، میزان نیرویی که می‌تواند تولید شود را محدود می‌کنند. آستانه تحریکی گیرنده‌ها به عنوان یک عامل محدود کننده مطرح می‌شود. تمرینات تعادلی حساسیت گیرنده‌های وتری گلژی را کاهش داده و در نتیجه سطح مهار شدن را بالا می‌برد. در واقع چنانچه سطح مهار شدن افزایش یابد، بار بیشتری بر سیستم عضلانی اسکلتی اعمال می‌شود و در نتیجه توانایی تولید نیرو افزایش پیدا می‌کند (۲۹). همچنین هماهنگی عصبی-عضلانی سازوکار دیگری است که منجر به افزایش توانایی تولید نیرو می‌شود. سرعت انقباض وابسته به هماهنگی عصبی-عضلانی است. تمرینات تعادلی با ایجاد تطابقات عصبی عضلانی و با کشش اولیه انفجاری کارایی عضلات را بهبود می‌بخشد (۳۰).

تمرینات تعادلی تمامی تدابیر موجود برای تحریک آوران‌های محیطی، فعال شدن هم‌زمان عضله و کنترل حرکتی رفلکسی و از پیش برنامه ریزی شده را در بر می‌گیرند. تأکید بر انجام تکنیک‌ها و مانورهای خاصی که مفاصل را در وضعیت‌های بی‌تعادلی قرار می‌دهند، در شرایط کنترل کننده مفید است. به این ترتیب با تکرار و شدت کنترل شده، فعالیت عضلانی (واکنشی و پیش‌بین) به‌تدریج از کنترل حرکتی هوشیارانه به غیر هوشیارانه پیشرفت می‌کند (۳۱). از دیدگاه کنترل حرکتی نیز باید عنوان کرد که براساس این دیدگاه، سازمان‌دهی حرکات با توجه به هدف است و برنامه‌های حرکتی به‌صورت سکانس‌های حرکتی مشخص شده‌اند نه سکانس‌های

عضلانی خاص. در واقع هیچ‌گاه عضله هدف نیست، انقباض و تمرکز بر یک عضله حین حرکت، عضله را به هدف تبدیل می‌کند. عضلات در یک سینرژی پیچیده کار می‌کنند نه به‌صورت مجزا. در حقیقت فعالیت عضلانی وابسته به تکلیف است و نقش عضلات در تکالیف مختلف تغییر می‌کند. برای همین تمرکز و کار کردن بر روی یک عضله در یک حرکت مشخص، آن را برای سایر تکالیف آماده نمی‌کند (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 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 مچ 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 مچ پا به سمت ران می تواند به دلیل افزایش در زمان عکس العمل این افراد با به عبارتی کاهش سرعت فعالی شدن عضلانت در اطراف مچ 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 به‌ویژه در عضلات دورسی فلکسور می‌تواند نقش مهمی در بهبود کنترل پاسچرال داشته باشد (۴۰). تحقیقات بالینی نشان می‌دهد که قدرت عضلات اندام تحتانی سالمندان، در مقایسه با جوانان کمتر است. این افراد که با ضعف عضلانی در اندام تحتانی مواجه‌اند قادر به تولید نیروی پایدارکننده مناسب در مفصل مچ پا جهت حفظ تعادل بدن نمی‌باشند (۴۱). این ضعف عضلانی منجر به محدود شدن توانایی در تولید گشتاور مناسب مچ پا می‌شود و زمانی که گشتاور مناسب در مچ پا نتواند تولید شود فرد را مجبور

به استفاده از راهبردهای جبرانی مختلف برای جلوگیری از قرار گرفتن بدن در موقعیت‌های ناپایدار می‌کند. 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 برنامه‌ای در سالمندان می‌توانند به‌گونه‌ای طراحی شوند که شامل توالی‌های حرکتی سریعی باشند که اقدامات مورد نیاز در زمان از دست رفتن تعادل را شبیه‌سازی می‌کنند. از آنجا که سالمندان ممکن است در هنگام حفظ تعادل و آغاز حرکت، احتیاط را بر کارایی اولویت دهند، تشویق تقویت اندام‌های تحتانی برای ترویج جهت‌گیری و تحرک مهم است (۴۲). ماکی و همکاران (۲۰۰۶) در یک مطالعه‌ای گزارش کردند که پایین بودن سرعت عکس‌العمل 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 می‌کند 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 می‌گیرد، سرعت عکس‌العمل افزایش پیدا می‌کند 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 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.

سپاسگزاری

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 منافعی مابین نویسندگان گزارش نشده است.

Refrences

1. 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/lio2.252
2. 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.
3. Zahedian-Nasab N, Jaberi 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. https://doi.org/10.1186/s12877-021-02462-w
4. 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.
5. 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
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.
7. 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. Ekstrom 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