Journal of
Sport Biomechanics

Summer 2026. Vol 12. Issue 2

Research Paper

Effects of Aquatic Balance–Strength Training on Direction-Specific Changes in Center of Pressure Velocity and Displacement Amplitude in Postmenopausal Women with Osteoporosis

Ava Mahdizadeh[1], *Heydar Sadeghi[2,3], Pedram Tehrani[4]

1. Department of Sports Biomechanics, CT.C., Islamic Azad University, Tehran, Iran.
2. Department of Sport Biomechanics and Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University Tehran, Iran.
3. Department of Sport Biomechanics and Rehabilitation, Kinesiology Research Center, Kharazmi University, Tehran, Iran.
4. Department of Mechanical Engineering, CT.C., Islamic Azad University, Tehran, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation: Mahdizadeh A, Sadeghi H, Tehrani P. Effects of Aquatic Balance–Strength Training on Direction-Specific Changes in Center of Pressure Velocity and Displacement Amplitude in Postmenopausal Women with Osteoporosis. Journal of Sport Biomechanics.2026;12(2):338-356. https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.2.338

https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.2.338

ABSTRACT

Objective This study aimed to determine the effect of a structured aquatic balance–strength training program on anteroposterior and mediolateral center of pressure (COP) velocity and displacement in postmenopausal women with osteoporosis.

Methods In this randomized quasi-experimental study, 24 postmenopausal women with osteoporosis were randomly allocated to either an experimental or control group. The experimental group completed a 12-week aquatic balance–strength training program. Postural control was assessed using a Kistler force plate (Model 9260AA6) by calculating COP mean velocity and displacement amplitude in the anteroposterior and mediolateral directions during four standing tasks: (1) bipedal stance with eyes open, (2) bipedal stance with eyes closed, (3) semi-tandem stance with eyes open, and (4) semi-tandem stance with eyes closed. Data were analyzed using paired t-tests and analysis of covariance (ANCOVA) in SPSS (version 21), with the significance level set at 0.05.

Results After adjustment for baseline values using ANCOVA, the experimental group demonstrated significant improvements in COP mean velocity and displacement amplitude in both directions compared with the control group ($p < 0.05$). Pre- to post-test change scores further confirmed that these improvements occurred exclusively in the training group, whereas no significant changes were observed in the control group. Improvements were particularly pronounced in the anteroposterior direction and under more challenging stance conditions, such as reduced base of support or eyes-closed tasks.

Conclusion Aquatic balance–strength training significantly enhances postural control in postmenopausal women with osteoporosis by improving anteroposterior and mediolateral COP measures. Longitudinal studies with extended follow-up periods are needed to determine the persistence of these adaptations.

Article Info:

Received: 4 January 2026
Accepted: 15 February 2026
Available Online: 17 February 2026

Keywords:

Osteoporosis, Postmenopausal women, Aquatic exercise, Center of pressure, Postural control

Corresponding Author:
Heydar Sadeghi
Address: Department of Sport Biomechanics and Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University Tehran, Iran.
E-mail: sadeghi061959@gmail.com, h.sadeghi@khu.ac.ir

This is an open access article under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY 4.0), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.
© 2026 The Author(s). Journal of Sport Biomechanics published by Islamic Azad University, Hamedan Branch.

Extended Abstract

1. Introduction

Osteoporosis is a prevalent skeletal disorder among older adults, characterized by low bone mass and microarchitectural deterioration of bone tissue (1,2). In postmenopausal women, it is frequently accompanied by reductions in muscle strength and sensorimotor function, which collectively increase the risk of falls and fractures (3–6). Impaired postural control is a major contributor to this elevated risk, and center of pressure (COP)–derived metrics are widely used as sensitive indicators of static balance performance (7–11). Among these variables, mean COP velocity (MV-COP) is considered particularly responsive because it reflects the overall magnitude of sway and the intensity of neuromuscular control activity, whereas COP displacement amplitude (DA-COP) provides complementary information regarding the spatial extent of instability along the anteroposterior (AP) and mediolateral (ML) axes (12–15).

Although several land-based randomized trials have demonstrated improvements in postural outcomes following balance, strength, or combined interventions in women with osteoporosis, the available evidence is limited by heterogeneity in exercise protocols, inconsistent selection of COP variables, and insufficient directional analysis. In addition, certain land-based balance tasks may impose mechanical and postural control demands that challenge individuals with compromised skeletal integrity, particularly under reduced base-of-support conditions (16,17). Aquatic exercise offers a potentially advantageous alternative due to buoyancy-mediated unloading, multidirectional viscous resistance, and continuous low-amplitude perturbations that may safely stimulate multisensory integration processes (18–22). To date, only one study (Aveiro et al.) has evaluated aquatic training in this population; however, it did not assess COP responses separately in the AP and ML directions under systematically graded stance conditions (23). Consequently, empirical evidence regarding the directional characteristics of COP adaptations following structured aquatic balance–strength training remains limited.

Accordingly, the present study aimed to examine the effects of a 12-week structured aquatic balance–strength training program, incorporating principles of the Otago Exercise Program and ROPE methodology, on MV-COP and DA-COP in the AP and ML directions during progressively challenging static stance tasks in postmenopausal women with osteoporosis.

2. Methods

This semi-experimental pre–post controlled study included 24 postmenopausal women aged 50–65 years with osteoporosis (T-score ≤ −2.5 at the femoral neck and L1–L4). The sample size was determined a priori using G*Power ($\alpha = 0.05$, power = 0.80, effect size = 0.35). Eligible participants were identified from DXA records in eastern Tehran and selected using computer-generated random numbers. After orthopedic screening, participants were randomly assigned, via concealed sealed envelopes prepared by an independent researcher, to either an aquatic training group or a non-exercising control group.

Inclusion criteria were female sex, age 50–65 years, more than five years postmenopause, and independent ambulation. Exclusion criteria included cardiovascular, pulmonary, neuromuscular, oncologic, or severe arthritic disease; major visual, vestibular, or sensory deficits; limb-length discrepancy; use of internal orthoses; regular exercise within the previous six months; substantial fear of water; and use of medications or dietary regimens affecting bone metabolism. The screening physician, force-plate operator, and data analysts were blinded to group allocation. Static balance was assessed using a Kistler 9260AA6 force plate during four 60-second quiet-stance tasks: two-legged stance with eyes open (TLEO) and closed (TLEC), and semi-tandem stance with eyes open (STEO) and closed (STEC), each performed three times. Foot position was self-selected in TLEO and TLEC; in STEO and STEC, the dominant foot was positioned posteriorly in a standardized semi-tandem configuration (13,14,24,25). Data were sampled at 100 Hz, low-pass filtered (fourth-order Butterworth, 10 Hz), and the first 10 seconds of each trial were discarded (26–28).

MV-COP (AP and ML) was calculated as sway path length divided by trial duration. DA-COP was defined as the maximal excursion around the mean COP in each axis. For each condition, the mean of the three trials was used for analysis. The intervention consisted of 12 weeks of aquatic balance–strength training (three sessions per week, 50–75 minutes per session), adapted from the Otago and ROPE programs, and

performed in chest-deep water (29,30). Data were analyzed using SPSS version 21 with paired t-tests and analysis of covariance (ANCOVA), with baseline values entered as covariates ($p < 0.05$).

3. Results

Table 1 summarizes the descriptive statistics and change scores for balance parameters at the pre- and post-test assessments. Negative values indicate improvement, as reduced center-of-pressure sway reflects enhanced postural stability. In addition, analysis of covariance (ANCOVA) results controlling for baseline values are presented to enable a more rigorous comparison between groups. Within-group analyses showed that the aquatic training group demonstrated significant improvements across a wide range of COP-based indices, whereas the control group exhibited minimal changes or slight deterioration. In the training group, MV-COP decreased significantly ($p < 0.05$) in the AP direction across all four tasks (TLEO, TLEC, STEO, STEC) and in the ML direction during TLEO, TLEC, and STEC. The only non-significant MV-COP change was observed in the ML direction during STEO. DA-COP also decreased significantly during STEC in both AP and ML directions, and during STEO and TLEC in the AP direction. Changes in TLEO (AP and ML) and in STEO and TLEC (ML) were not statistically significant. In contrast, the control group showed no significant pre–post improvements. The only significant change was an increase in MV-COP in the AP direction during STEC ($p = 0.017$), indicating reduced stability under the most challenging condition. All other COP variables remained statistically unchanged ($p > 0.05$).

Between-group ANCOVA, controlling for baseline values, demonstrated significant intervention effects across nearly all COP outcomes. The only exception was DA-COP in the AP direction during the TLEO test, which did not reach statistical significance. For all other stance conditions, directions, and variables, post-test values were significantly better in the aquatic training group than in the control group ($p < 0.05$). The pattern of adjusted means confirmed that these improvements were attributable to the aquatic training program rather than to baseline differences or spontaneous variation.

4. Discussion

This study demonstrated that a 12-week aquatic balance–strength training program, based on Otago and ROPE principles, produced meaningful improvements in COP-based postural stability in postmenopausal women with osteoporosis. The most pronounced effects were observed in MV-COP, particularly under challenging stance conditions and along the AP axis. These findings support prior evidence suggesting that velocity-related COP measures are more sensitive to early neuromuscular adaptations than spatial sway metrics (31,32). From a neuromechanical perspective, these findings are consistent with current theoretical frameworks. MV-COP reflects rapid sensorimotor processing, reduced response latency, and enhanced anticipatory and reactive postural adjustments—mechanisms that tend to adapt relatively quickly with training (32). In contrast, DA-COP is more closely associated with structural muscle capacity and the ability to generate larger stabilizing torques, which typically require longer intervention periods to improve (13,33). The aquatic environment, characterized by buoyancy-induced unloading and viscous resistance, may further promote frequent, small corrective actions rather than large-amplitude excursions, thereby reinforcing improvements in MV-COP (34,35).

Task-specific patterns highlighted the influence of base of support and dominant balance strategy. The greatest improvements were observed in semi-tandem conditions, particularly STEC, where reduced stability and removal of visual input increase reliance on ankle-dominant control in the sagittal plane. In contrast, two-legged stance tasks elicited smaller changes, likely due to greater involvement of trunk and pelvic strategies and reduced lateral mechanical stimulation in the aquatic environment (36–38). The stronger adaptations in the AP compared with the ML direction are consistent with the primary role of ankle mechanisms in rapid postural regulation (39). Methodologically, the combined assessment of MV-COP and DA-COP across AP and ML directions, together with assessor blinding and direction-specific ANCOVA, strengthens the validity of the findings. Clinically, the results suggest that structured aquatic training may enhance the speed of postural corrections, reduce AP sway under reduced base-of-support conditions, and help mitigate age-related decline in postural control in women with osteoporosis.

Table 1. Pre- to post-test variations in COP-based balance indices and ANCOVA outcomes for group comparisons

Test	Visual condition	Direction	Variable	Group	Pre-test (Mean ± SD)	Post-test (Mean ± SD)	Mean difference	Within-group p-value	Between-group p-value
Two-leg stance	Eyes open	ML*	DA***	Exp*****	1.803 ± 0.624	1.675 ± 0.484	-0.128	0.074	0.001
				Ctrl******	1.814 ± 0.556	1.908 ± 0.721	0.936	0.507	
			MV****	Exp	0.760 ± 0.263	0.636 ± 0.237	-0.124	0.001	p<0.001
				Ctrl	0.798 ± 0.230	0.855 ± 0.246	0.056	0.076	
		AP**	DA	Exp	2.488 ± 0.537	2.472 ± 0.478	-0.016	0.856	0.089
				Ctrl	2.563 ± 0.554	2.778 ± 0.508	0.215	0.131	
			MV	Exp	0.870 ± 0.201	0.697 ± 0.160	-0.173	0.003	p<0.001
				Ctrl	1.009 ± 0.283	1.070 ± 0.247	0.611	0.112	
	Eyes closed	ML	DA	Exp	1.834 ± 0.356	1.783 ± 0.239	-0.051	0.394	p<0.001
				Ctrl	1.933 ± 0.580	2.151 ± 0.349	0.217	0.052	
			MV	Exp	0.734 ± 0.231	0.659 ± 0.127	-0.135	0.003	p<0.001
				Ctrl	0.880 ± 0.291	0.933 ± 0.253	0.052	0.054	
		AP	DA	Exp	2.924 ± 0.796	2.514 ± 0.477	-0.409	0.011	p<0.001
				Ctrl	2.707 ± 0.530	2.833 ± 0.454	0.126	0.110	
			MV	Exp	1.288 ± 0.244	1.094 ± 0.244	-0.194	0.001	p<0.001
				Ctrl	1.235 ± 0.209	1.349 ± 0.340	0.114	0.073	
Semi-tandem stance	Eyes open	ML	DA	Exp	3.082 ± 0.396	2.910 ± 0.487	-0.172	0.056	p<0.001
				Ctrl	3.243 ± 0.590	3.315 ± 0.533	0.072	0.249	
			MV	Exp	1.659 ± 0.178	1.616 ± 0.200	-0.043	0.091	p<0.001
				Ctrl	1.776 ± 0.150	1.841 ± 0.222	0.065	0.109	
		AP	DA	Exp	2.137 ± 0.595	1.816 ± 0.187	-0.321	0.042	p<0.001
				Ctrl	2.395 ± 0.670	2.536 ± 0.360	0.141	0.307	
			MV	Exp	1.307 ±0.121	1.180 ± 0.134	-0.126	0.007	0.001
				Ctrl	1.251 ± 0.132	1.273 ± 0.141	0.022	0.318	
	Eyes closed	ML	DA	Exp	3.260 ± 0.627	2.980 ± 0.794	-0.280	0.048	p<0.001
				Ctrl	3.428 ± 0.577	3.571 ± 0.551	0.143	0.138	
			MV	Exp	2.079 ± 0.444	1.700 ± 0.402	-0.379	0.001	p<0.001
				Ctrl	2.200 ±0.355	2.416 ± 0.364	0.215	0.060	
		AP	DA	Exp	2.377 ± 0.435	1.915 ± 0.318	-0.462	0.003	0.002
				Ctrl	2.474 ±0.551	2.841 ± 0.947	0.367	0.103	
			MV	Exp	1.681 ± 0.246	1.444 ± 0.161	-0.237	0.004	p<0.001
				Ctrl	1.733 ± 0.210	1.914 ± 0.240	0.181	0.017	

*ML: Medial-Lateral **AP: Anterior-Posterior
***DA: Distance Amplitude of COP ****MV: Mean Velocity of COP
*****Exp: Experimental group ******Ctrl: Control groups

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

All ethical procedures were conducted in accordance with the guidelines of the Research Ethics Committee of the Kharazmi University Motor Behavior Research Center. Ethical approval for the study was obtained under the code IR-KHU.KRC.1000.220.

Funding

The authors have not received any financial support from any government or private organization or institution.

Authors' contributions

Conceptualization, study design, investigation, methodology, data analysis, and manuscript drafting and revision were carried out by Ava Mahdizadeh and Heydar Sadeghi. All authors contributed to the final approval of the manuscript.

Conflicts of interest

The authors declare that they have no conflict of interest associated with this study.

مقاله پژوهشی

تأثیر تمرینات تعادلی–قدرتی در آب بر تغییرات جهت‌مند سرعت و دامنه جابه‌جایی مرکز فشار در زنان یائسه مبتلا به پوکی استخوان

آوا مهدی‌زاده[۱]، *حیدر صادقی[۲و۳]، پدرام طهرانی[۴]

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.

۲. گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

۳. گروه بیومکانیک ورزشی و توان‌بخشی، پژوهشکده علوم حرکتی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

۴. گروه مهندسی مکانیک، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.

Use your device to scan and read the article online

Citation: Mahdizadeh A, Sadeghi H, Tehrani P. Effects of Aquatic Balance–Strength Training on Direction-Specific Changes in Center of Pressure Velocity and Displacement Amplitude in Postmenopausal Women with Osteoporosis. Journal of Sport Biomechanics.2026;12(2):338-356. https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.2.338

https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.2.338

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۱۴ دی ۱۴۰۴
تاریخ پذیرش: ۲۶ بهمن ۱۴۰۴
تاریخ انتشار: ۲۸ بهمن ۱۴۰۴

کلید واژه‌ها:
پوکی استخوان، زنان یائسه، ورزش در آب، نوسانات مرکز فشار، تعادل

چکیده

هدف این پژوهش با هدف تعیین تأثیر تمرینات تعادلی–قدرتی ساختارمند در محیط آب، بر تغییرات جهت‌مند نوسانات مرکز فشار در زنان یائسه مبتلا به پوکی استخوان انجام شد.

روش‌ها در این مطالعه نیمه‌آزمایشی، ۲۴ زن یائسه مبتلا به پوکی استخوان به‌طور تصادفی در دو گروه آزمایش و کنترل قرار گرفتند. گروه آزمایش به مدت ۱۲ هفته در تمرینات تعادلی–قدرتی در آب شرکت کرد. تعادل با استفاده از فورس‌پلیت Kistler (مدل 9260AA6) و بر اساس میانگین سرعت و دامنه جابه‌جایی مرکز فشار در جهات قدامی–خلفی و داخلی–خارجی طی چهار وضعیت ایستادن (دوپا با چشمان باز و بسته، و نیمه‌پشت‌سرهم با چشمان باز و بسته) ارزیابی شد. داده‌ها با آزمون t زوجی و ANCOVA در نرم‌افزار SPSS (نسخه ۲۱) و در سطح معناداری ۰/۰۵ تحلیل شدند.

یافته‌ها نتایج تحلیل کوواریانس با کنترل مقادیر پایه نشان داد که پس از مداخله، میانگین سرعت و دامنه جابه‌جایی مرکز فشار در هر دو جهت قدامی–خلفی و داخلی–خارجی در گروه تجربی نسبت به گروه کنترل به‌طور معناداری بهبود یافت (p< ۰/۰۵). مقایسه تغییرات پیش‌آزمون تا پس‌آزمون نیز نشان داد این بهبود تنها در گروه تمرینی رخ داده و گروه کنترل تغییر معناداری نداشته است. این بهبودها به‌ویژه در جهت قدامی–خلفی و در شرایط چالش‌برانگیزتر (کاهش سطح اتکا یا چشمان بسته) بارزتر بود.

نتیجه‌گیری پژوهش حاضر نشان می‌دهد تمرینات تعادلی–قدرتی در محیط آب، عملکرد تعادلی زنان مبتلا به پوکی استخوان را به‌طور معناداری بهبود می‌دهد و شاخص‌های جهت‌مند نوسانات مرکز فشار را ارتقا می‌بخشد. انجام مطالعات آینده‌نگر بلندمدت می‌تواند به روشن‌تر شدن پایداری این سازگاری‌ها کمک کند.

*نویسنده مسئول:
حیدر صادقی
آدرس: گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.
ایمیل: sadeghi061959@gmail.com, h.sadeghi@khu.ac.ir

مقدمه

پوکی استخوان یکی از شایع‌ترین اختلالات اسکلتی دوران سالمندی است که با کاهش تدریجی تراکم و کیفیت استخوان مشخص می‌شود (۱, ۲). تغییراتی که همراه با افت عملکرد عضلانی و کاهش کارایی سامانه‌های حسی–حرکتی، خطر زمین خوردن و شکستگی‌های ناشی از آن را افزایش می‌دهد (۳, ۴). این وضعیت در زنان یائسه به دلیل تغییرات هورمونی و کاهش سریع توده استخوانی شیوع بالاتری دارد و پیامدهای عملکردی و اقتصادی گسترده‌تری ایجاد می‌کند (۵, ۶). در این میان، اختلال در کنترل پاسچر و کاهش تعادل به‌عنوان یکی از مهم‌ترین عوامل زمینه‌ساز سقوط در این جمعیت شناخته می‌شود که نقش تعیین‌کننده‌ای در بروز شکستگی‌های ناشی از زمین خوردن ایفا می‌کنند (۷, ۸).

ارزیابی دقیق کنترل پاسچر معمولاً با استفاده از شاخص‌های مبتنی بر نوسانات مرکز فشار (COP)[1] انجام می‌شود (۹–۱۱). میانگین سرعت نوسان مرکز فشار (MV-COP)[2] یکی از معتبرترین و حساس‌ترین پارامترها برای سنجش پایداری پاسچر محسوب می‌شود، زیرا علاوه بر میزان نوسان، کیفیت زمانی پاسخ‌های کنترلی سامانه عصبی–عضلانی را منعکس می‌کند. در کنار آن، دامنه جابه‌جایی مرکز فشار (DA-COP)[3] اطلاعاتی در مورد میزان واقعی نوسان، فراهم می‌کند و به‌طور مستقیم سطح ناپایداری مکانیکی بدن را بازتاب می‌دهد (۱۲). تحلیل جهت‌مند این شاخص‌ها در راستاهای قدامی–خلفی (AP)[4] و داخلی–خارجی (ML)[5] نیز اهمیت ویژه‌ای دارد، زیرا هر یک از این راستاها تحت تأثیر مکانیسم‌های متفاوتی از کنترل پاسچر قرار می‌گیرند و می‌توانند الگوهای اختصاصی ناپایداری در زنان مبتلا به پوکی استخوان را آشکار کنند (۱۳, ۱۴). در سال‌های اخیر، مجموعه‌ای از کارآزمایی‌های تصادفی و مطالعات مداخله‌ای در محیط خشکی نشان داده‌اند که تمرینات تعادلی، قدرتی و ترکیبی می‌توانند برخی شاخص‌های آزمایشگاهی کنترل پاسچر را در زنان مبتلا به پوکی استخوان بهبود دهند. برای مثال، برک و همکاران (۲۰۱۰) کاهش سرعت نوسان مرکز فشار و بهبود شاخص‌های پایداری وضعیتی را گزارش کردند (۳). گریوز و همکاران (۲۰۲۰) پس از یک برنامه ده‌ماهه تمرینی، بهبود معناداری در سرعت نوسان و شاخص‌های دینامیک تعادل مشاهده کردند (۱۵). همچنین میکو و همکاران (۲۰۱۸) نشان دادند که تمرینات تعادلی–هوازی طی ۱۲ ماه می‌تواند عملکرد تعادلی و شاخص‌های سنجش پایداری را بهبود دهد (۴). با وجود شواهد ذکر شده، این مطالعات از نظر نوع تمرین، مدت مداخله، ابزارهای ارزیابی و شاخص‌های انتخابی مرکز فشار ناهمگون‌اند و اغلب از پروتکل‌های محقق ساخته استفاده کرده‌اند. علاوه بر این، تحلیل جهت‌مند سرعت نوسان COP در راستاهای AP و ML به‌صورت نظام‌مند انجام نشده است. همچنین وضعیت‌های چالش‌برانگیز ایمن و استاندارد برای سالمندان، مورد استفاده قرار نگرفته است.

از سوی دیگر، اجرای بسیاری از تمرینات ورزشی در خشکی برای بخش قابل توجهی از سالمندان، از جمله زنان مبتلا به پوکی استخوان با چالش‌های ایمنی همراه است. تمرینات تحمل وزن، جابه‌جایی مرکز ثقل یا وضعیت‌های با سطح اتکای محدود می‌تواند بار مکانیکی و نیازهای کنترلی فراتر از ظرفیت این جمعیت ایجاد کند و خطر لغزش و سقوط را افزایش دهد (۱۶, ۱۷). این محدودیت‌ها ضرورت بهره‌گیری از محیط‌های تمرینی ایمن‌تر را برجسته می‌کند و محیط آبی را به‌عنوان یکی از گزینه‌های مناسب

1. Center of Pressure
2. Mean Velocity of COP
3. Displacement Amplitude of COP
4. Anterior-Posterior
5. Medial-Lateral

برای کاهش بارگذاری و افزایش ایمنی مطرح می‌نماید (۱۸, ۱۹). ویژگی‌های منحصربه‌فرد محیط آبی، از جمله کاهش فشارهای عمودی وارد بر اندام‌ها به‌واسطه شناوری، افزایش زمان واکنش به‌دلیل کاهش شتاب سقوط، ایجاد مقاومت چندجهتی و یکنواخت ناشی از ویسکوزیته آب و حضور نوسانات محیطی به‌عنوان محرک‌های طبیعی اختلال تعادلی، شرایطی را فراهم می‌کند که در آن سامانه‌های بینایی، دهلیزی و حس عمقی به‌صورت هم‌زمان و کنترل‌شده درگیر می‌شوند و امکان بهبود یکپارچه‌سازی حسی و تقویت پاسخ‌های حرکتی فراهم می‌شود (۲۰, ۲۱). باوجوداین ظرفیت نظری، شواهد تجربی درباره اثر تمرینات ورزش در آب بر شاخص‌های دقیق و جهت‌مند نوسان مرکز فشار در زنان مبتلا به پوکی استخوان بسیار محدود است، به‌طوری‌که تاکنون تنها یک کارآزمایی تصادفی کنترل‌شده، آویرو و همکاران (۲۰۱۷)، این موضوع را بررسی کرده است (۲۳). مطالعه‌ای که با وجود ارزش پیشگامانه خود، فاقد گروه کنترل بدون مداخله بوده، از وضعیت‌های بسیار چالش‌برانگیز و بالقوه ناایمن مانند تندم[1] و تک پا استفاده کرده و تحلیل جهت‌مند سرعت COP را به‌عنوان محور اصلی تبیین نتایج به‌کار نگرفته است. این محدودیت‌ها تفسیر و تعمیم یافته‌های موجود را دشوار می‌کند و نیاز به پژوهش‌هایی با طراحی بیومکانیکی دقیق‌تر، پروتکل‌های تمرینی استاندارد و آزمون‌های تعادلی ایمن را آشکار می‌سازد.

در چنین شرایطی، انجام پژوهشی که بتواند اثر تمرینات ورزش در آب را با استفاده از شاخص‌های دقیق و چندبعدی مرکز فشار، از جمله میانگین سرعت نوسان و دامنه جابه‌جایی مرکز فشار در راستاهای قدامی–خلفی و داخلی–خارجی، ارزیابی کند اهمیت پیدا می‌کند. به‌کارگیری این شاخص‌ها در وضعیت‌های ایمن اما چالش‌برانگیز مانند نیم‌تندم[2] امکان پایش حساس تغییرات پاسچرال را فراهم می‌نماید (۴۰)، ازاین‌رو می‌تواند مبنایی برای طراحی مداخلات هدفمند و مبتنی بر شواهد در زنان یائسه مبتلا به پوکی استخوان ایجاد کند. بر این اساس، پژوهش حاضر با هدف بررسی تأثیر یک دوره تمرینات ورزش در آب بر میانگین سرعت نوسان و دامنه جابه‌جایی مرکز فشار در این جمعیت طراحی شد تا شواهدی دقیق و قابل اتکا درباره سازگاری‌های پاسچرال ناشی از تمرینات ورزش در آب ارائه کند.

روش شناسی

مطالعه حاضر از نوع نیمه‌آزمایشگاهی با طرح پیش‌آزمون–پس‌آزمون همراه با گروه کنترل است و جزء پژوهش‌های کاربردی محسوب می‌شود. جامعه آماری شامل تمامی زنان ۵۰ تا ۶۵ ساله مبتلا به استئوپروز بود که طی سه‌ماهه منتهی به آغاز پژوهش، سنجش تراکم استخوان آن‌ها در مراکز درمانی شرق تهران انجام شده بود. حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار G*Power و بر اساس سطح معناداری ۰/۰۵، توان آزمون ۰/۸۰ و اندازه اثر ۰/۳۵ محاسبه شد و تعداد ۲۴ نفر به‌عنوان حجم نمونه مورد نیاز تعیین گردید. برای نمونه‌گیری، ابتدا فهرست افراد واجد شرایط از مراکز مذکور استخراج شد. سپس با بهره‌گیری از تابع RAND در نرم‌افزار Microsoft Excel، افراد به‌صورت تصادفی انتخاب و برای مشارکت در مطالعه دعوت شدند. با توجه به اینکه تمامی افراد انتخاب شده در مرحله نخست تمایل به شرکت در پژوهش نداشتند، فرآیند نمونه‌گیری تصادفی تا تکمیل تعداد مورد نیاز آزمودنی‌ها شش مرتبه تکرار شد تا در نهایت نمونه مورد نظر با رعایت اصول تصادفی‌سازی و حداقل‌سازی سوگیری انتخاب گردد.

1. Tandem
2. Semi-Tandem

پیش از آغاز مداخله، تمامی شرکت‌کنندگان بعد از دریافت توضیحات کامل درباره اهداف و مراحل پژوهش، فرم رضایت‌نامه آگاهانه را امضا کردند و سپس پرسشنامه ثبت غذایی سه‌روزه و فرم سوابق دارویی را تکمیل کردند. ارزیابی اولیه وضعیت سلامت و احراز شرایط ورود به مطالعه توسط متخصص ارتوپد انجام شد تا انطباق آزمودنی‌ها با معیارهای تعیین‌شده تأیید شود. معیارهای ورود شامل زن بودن، قرار داشتن در محدوده سنی ۵۰ تا ۶۵ سال، ابتلا به استئوپروز (T-score≤۲/۵) در ناحیه گردن ران و مهره‌های کمری L1–L4 و گذشت بیش از پنج سال از یائسگی بود. به‌منظور کنترل عوامل مداخله‌گر، شرکت‌کنندگانی که مبتلا به بیماری‌های قلبی، ریوی، عصبی–عضلانی، سرطان یا آرتروز شدید بودند از مطالعه حذف شدند. علاوه بر این، وجود هرگونه اختلال بینایی، شنوایی، دهلیزی یا حسی–حرکتی، داشتن ارتزهای داخلی یا اختلاف طول اندام، مصرف داروهای هورمونی مؤثر بر متابولیسم استخوان، ناتوانی در راه رفتن مستقل، سابقه فعالیت ورزشی منظم طی شش ماه گذشته، ترس شدید از آب، یا پیروی از رژیم غذایی یا درمان دارویی با اثر بالقوه بر متابولیسم استخوان نیز موجب حذف فرد از مطالعه شد. آزمودنی‌ها به‌صورت تصادفی، در دو گروه تمرینی (ورزش در آب) و گروه کنترل قرار گرفتند. لازم به ذکر است، پزشک غربالگر، اپراتورهای ابزارهای اندازه‌گیری و تیم تحلیل داده (شامل تحلیل‌گر آماری و مسئول پردازش داده‌ها) همگی نسبت به تخصیص گروه‌ها بی‌اطلاع بودند. فرآیند تخصیص تصادفی توسط فردی مستقل و خارج از تیم پژوهش انجام گرفت، فردی که هیچ‌گونه نقشی در طراحی، اجرای مداخله یا جمع‌آوری داده‌ها نداشت. فهرست افراد واجد شرایط پس از غربالگری تهیه شد و تخصیص هر آزمودنی به گروه تمرینی یا کنترل، بر اساس توالی تصادفی تولید، بر روی برگه‌ای جداگانه ثبت و در پاکت‌های مهر و موم شده قرار داده شد. شرکت‌کنندگان تا لحظه شروع برنامه تمرینی از گروه خود بی‌اطلاع باقی ماندند. اپراتور مسئول اندازه‌گیری متغیرهای وابسته (ثبت نوسانات پاسچر با فورس‌پلیت) نیز از هدف مطالعه و نحوه تخصیص گروه‌ها مطلع نبود و صرفاً وظیفه اجرای پروتکل‌های فنی و ثبت داده‌ها را بر عهده داشت. داده‌های خام پس از جمع‌آوری، به‌صورت کدگذاری شده و فاقد هرگونه اطلاعات مرتبط با نوع مداخله، در اختیار تیم تحلیل آماری قرار گرفت تا فرآیند تحلیل نیز به‌طور کامل در شرایط کور انجام شود. جمع‌آوری داده‌های پیش‌آزمون و پس‌آزمون به شکل کاملاً یکسان انجام شد، به‌طوری‌که برای سنجش تعادل آزمودنی‌ها، نوسانات مرکز فشار (COP) در دو راستای قدامی–خلفی (AP) و داخلی–خارجی (ML) با استفاده از فورس‌پلیت مدل 9260AA6 ساخت شرکت Kistler ثبت و تحلیل شد. ارزیابی تعادل ایستا از طریق چهار پروتکل استاندارد انجام گرفت که هر یک سطح اتکا و شرایط بینایی متفاوتی را ایجاد می‌کردند. ۱. ایستاده روی دو پا با چشمان باز (TLEO)[1]؛ ۲. ایستاده روی دو پا با چشمان بسته (TLEC)[2]؛ ۳. ایستاده به‌صورت نیمه پشت سرهم با چشمان باز (STEO)[3]؛ ایستاده به‌صورت نیمه پشت سرهم با چشمان بسته (STEC)[4] برای اجرای آزمون‌ها، شرکت‌کنندگان پابرهنه و با دست‌های قرارگرفته در کنار بدن، روی فورس‌پلیت می‌ایستادند. در شرایط با چشمان باز، آزمودنی به یک نشانگر مشکی رنگ، با قطر ۵ سانتی‌متر که در فاصله ۳/۵ متری و در ارتفاع هم‌سطح چشم نصب شده بود، نگاه می‌کرد. در شرایط چشمان بسته، آزمودنی پس از دریافت فرمان شفاهی، چشم‌بند را روی چشم‌ها قرار می‌داد و آزمون را آغاز می‌کرد. در آزمون‌های TLEO و TLEC الگوی مشخصی برای قرارگیری پاها تعیین نشد و وضعیت پاها به اختیار شخص آزمودنی قرار داده شد (۱۳, ۱۴, ۲۴). از سوی دیگر برای تست‌های STEO و STEC پس از مشخص کردن پای برتر آزمودنی (از طریق تکنیک شوت فوتبال)، نصف طول پای برتر وی مشخص می‌شد، پای برتر را عقب قرار داده و پاشنه پای دیگر را در محل علامت‌گذاری شده می‌گذاشت (۲۵). هر آزمون ۶۰ ثانیه به طول می‌انجامید و ۳ بار تکرار می‌گردید. با توجه به اینکه معمولاً در ابتدای هر تست، آزمودنی‌ها در حال یافتن وضعیت متعادل

1. Two-legged stand with eyes open
2. Two-legged stand with eyes closed
3. Semi-tandem stand with eyes open
4. Semi-tandem stand with eyes closed

هستند، اطلاعات مربوط به ۱۰ ثانیه ابتدایی حذف شد (۱۴, ۲۵, ۲۶). داده‌ها با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز جمع‌آوری شد و خروجی‌های فورس‌پلیت با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث، مرتبه ۴ و فرکانس قطع ۱۰ هرتز پردازش شد (۲۷, ۲۸).

میانگین سرعت نوسان مرکز فشار (MV-COP)، برحسب سانتی‌متر بر ثانیه توسط فرمول‌های زیر و با استفاده از نرم‌افزار متلب محاسبه شد.

$$\text{Mean Velocity of COP ML} = \text{Sway length ML}/T$$

$$(\text{Sway length ML} = \sum n|Xn+1 - Xn)$$

$$\text{Mean Velocity of COP AP} = \text{Sway length AP}/T$$

$$(\text{Sway length AP} = \sum n|Yn+1 - Yn)$$

همچنین دامنه جابه‌جایی مرکز فشار (DA-COP)، برحسب سانتی‌متر با استفاده از فرمول‌های زیر و با استفاده از نرم‌افزار متلب محاسبه شدند.

$$\text{Amplitude ML} = \max_{n,m} |X_n - X_m|$$

$$(X_n = ML_n - \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} ML_i)$$

$$\text{Amplitude AP} = \max_{n,m} |Y_n - Y_m|$$

$$(Y_n = AP_n - \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} AP_i)$$

با توجه به اینکه هر آزمون در سه تکرار اجرا شد، پس از استخراج مقادیر مربوط به هر متغیر، میانگین سه تکرار برای تحلیل‌های بعدی مد نظر قرار گرفت.

پیش از شروع مداخله تمرینی، با استفاده از آزمون t دو گروه مستقل، این اطمینان حاصل شد که دو گروه تجربی و کنترل قابل مقایسه می‌باشند. آزمودنی‌های گروه تجربی به مدت ۱۲ هفته، هر هفته سه جلسه و هر جلسه بین ۵۰ تا ۷۵ دقیقه، از برنامه تمرینی تعادلی–قدرتی در آب، بهره‌مند شدند. تمرینات تعادلی استفاده شده در این پژوهش برگرفته از تمرینات استاندارد Otago و تمرینات قدرتی اجرا شده، برگرفته از تمرینات استاندارد ROPE بود (۲۹, ۳۰). آزمودنی‌ها حرکات ایستاده را در عمقی اجرا می‌کردند که سطح آب در حدود ارتفاع قفسه سینه قرار می‌گرفت. در تمرین‌هایی که طی اجرای حرکت، تغییر ارتفاع بدن رخ می‌داد، شرکت‌کنندگان در عمقی قرار می‌گرفتند که سطح آب در تمام مدت، بین سطح ناف و قفسه سینه باقی بماند تا شرایط بارگذاری یکنواخت حفظ شود. در تمرینات با وضعیت بدنی خوابیده (طاق باز یا دمر)، بسته به میزان مورد نیاز برای ایجاد شناوری و حفظ ثبات، از تجهیزات کمکی شناوری، مانند کمربند و مچ بندهای شناوری استفاده شد. در تمرینات قدرتی از وزنه‌های مچ پا و دمبل‌ها استفاده می‌شد. شدت تمرینات با توجه به درصدی از یک تکرار بیشینه (1RM)[1] تعیین می‌گردید. در هفته نخست اجرای هر تمرین، آزمودنی‌ها تحت آزمون تعیین یک تکرار بیشینه، قرار گرفتند و تمرینات در طول دوره با شدت ۴۰ تا ۷۰ درصد 1RM اجرا می‌شدند (۳۰). لازم به ذکر است تست یک تکرار بیشینه در داخل استخر انجام می‌شد. برای اجرای ایمن برنامه تمرینی، تمامی ملاحظات ایمنی مرتبط با تمرین در آب رعایت شد. تمرینات گروه مداخله در استخری با ورودی شیب‌دار و بدون پله انجام گرفت. به‌منظور حفظ ایمنی، دو نجات‌غریق (یکی در آب و دیگری در کنار استخر) در طول جلسات حضور داشتند. دمای آب در محدوده ۳۰ تا ۳۵ درجه سانتی‌گراد ثابت نگه داشته شد. نظارت بر اجرای صحیح حرکات بر عهده مربی اصلی بود و دو کمک مربی نیز در کنار شرکت‌کنندگان حضور

1. One Repetition Maximum

داشتند تا در صورت نیاز، حمایت فیزیکی لازم را فراهم کنند و خطر سقوط، به‌ویژه در تمرینات تعادلی، به حداقل برسد. نرخ حضور شرکت‌کنندگان در جلسات تمرینی ۹۵/۳۷ درصد بود. آنالیز داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ انجام شد. نرمال بودن توزیع متغیرها با آزمون شاپیرو–ویلک بررسی و تأیید شد. برای ارزیابی تغییرات درون‌گروهی از آزمون t زوجی استفاده شد. تحلیل اصلی اثر مداخله، از طریق تحلیل کوواریانس (ANCOVA) انجام گرفت، به‌طوری‌که مقدار پس‌آزمون به‌عنوان متغیر وابسته و مقدار پیش‌آزمون به‌عنوان کوواریانس وارد مدل شد و گروه (ورزش در آب/کنترل) به‌عنوان عامل بین‌گروهی در نظر گرفته شد. پیش از اجرای ANCOVA، فروض آماری شامل خطی بودن رابطه پیش‌آزمون با پس‌آزمون، همگنی شیب‌های رگرسیون بین گروه‌ها و همگنی واریانس‌ها بررسی شد و نتایج نشان داد که این فروض برقرار هستند. در تمامی تحلیل‌ها سطح معناداری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

نتایج

پیش از ورود به تحلیل‌های اصلی، پیش‌فرض‌های آماری داده‌ها ارزیابی شد. آزمون شاپیرو–ویلک نشان داد که توزیع متغیرها نرمال و برای به‌کارگیری روش‌های پارامتریک مناسب است. در جدول ۱ مشخصات دموگرافیک شرکت‌کنندگان آورده شده است. نتایج آزمون t مستقل بیانگر آن است که دو گروه در آغاز مطالعه از نظر ویژگی‌های پایه‌ای تفاوت معناداری نداشتند. موضوعی که امکان مقایسه معتبر بین‌گروهی را فراهم می‌کند. شاخص‌های مبتنی بر COP شامل میانگین سرعت نوسان مرکز فشار (MV-COP) و دامنه جابه‌جایی مرکز فشار (DA-COP) در جدول ۲ ارائه شده‌اند. مطابق آزمون t مستقل، دو گروه در شروع مطالعه از نظر شاخص‌های تعادلی تفاوت معناداری نداشتند. برای ارائه دقیق‌تر الگوی تغییرات و بررسی اثر مداخله، میانگین، انحراف معیار و میزان تغییر هر یک از شاخص‌های تعادلی در پیش‌آزمون و پس‌آزمون در جدول ۳ ارائه شده است. لازم به ذکر است در تفسیر اختلاف میانگین‌های پس‌آزمون و پیش‌آزمون، منفی بودن مقدار، به معنای بهبود امتیازات است. به‌بیان‌دیگر از آن‌جا که کاهش نوسانات مرکز فشار نشان‌دهنده بهبود عملکرد تعادلی است، کاهش عددی در میانگین سرعت نوسان مرکز فشار (MV-COP) و دامنه جابه‌جایی مرکز فشار (DA-COP) و در نتیجه منفی بودن اختلاف میانگین پس‌آزمون و پیش‌آزمون بیانگر بهبود تعادل است. در مقابل، افزایش این مقادیر و مثبت بودن اختلاف میانگین، نشان‌دهنده تضعیف عملکرد تعادلی محسوب می‌شود.

جدول ۱. ویژگی‌های دموگرافیک و بالینی آزمودنی‌های گروه تجربی و کنترل

متغیر (واحد)	گروه		مقدار p** (آزمون تی دو گروه مستقل)
	تجربی (تمرین در آب)	کنترل	
سن (سال)	۵۶/۸۳ ± ۳/۸۳	۵۵/۷۵ ± ۳/۵۱	۰/۴۶۹
وزن (کیلوگرم)	۶۸/۰۵ ± ۷/۱۲	۶۸/۱۲ ± ۶/۰۶	۰/۸۶۲
قد (سانتی‌متر)	۱۵۵/۵۰ ± ۴/۷۰	۱۵۷/۰۱ ± ۲/۸۷	۰/۳۷۳
شاخص توده بدنی (کیلوگرم / مترمربع)	۲۸/۰۹ ± ۱/۹۳	۲۷/۶۷ ± ۲/۷۱	۰/۶۸۱
تعداد سال‌های گذشته از یائسگی (سال)	۸/۱۷ ± ۱/۸۲	۸/۶۷ ± ۲/۸۴	۰/۲۸۴
تعداد دفعات افتادن در طول یک سال گذشته	۲/۳۳ ±۱/۱۸	۱/۷۵ ± ۰/۹۲	۰/۲۱۱
PASE*	۱۰۸/۴۲ ± ۱۰/۳۶	۱۰۴/۵۸ ± ۱۶/۰۵	۰/۵۱۵
درصد کایفوز (°)	۱۲/۷۳ ± ۳/۳۸	۱۳/۳۷ ± ۲/۵۸	۰/۲۱۳

* امتیاز در مقیاس فعالیت فیزیکی سالمندان (Physical Activity Scale for the Elderly; PASE)
** سطح معناداری حاصل از آزمون تحلیل واریانس جهت اطمینان از قابل مقایسه بودن گروه‌ها

جدول ۲. شاخص‌های تعادلی مبتنی بر COP در آغاز مطالعه در دو گروه

تست	وضعیت بینایی	جهت	متغیر	گروه آزمایشگاهی میانگین ± انحراف معیار	گروه کنترل میانگین ± انحراف معیار	مقدار p (آزمون تی دو گروه مستقل)
ایستادن روی دو پا	چشم‌باز	ML*	DA***	۱/۸۰۳ ± ۰/۶۲۴	۱/۸۱۴ ± ۰/۵۵۶	۰/۹۶۶
			MV****	۰/۷۶۰ ± ۰/۲۶۳	۰/۷۹۸ ± ۰/۲۳۰	۰/۷۲۰
		AP**	DA	۲/۴۸۸ ± ۰/۵۳۷	۲/۵۶۳ ± ۰/۵۵۴	۰/۷۵۳
			MV	۰/۸۷۰ ± ۰/۲۰۱	۱/۰۰۹ ± ۰/۲۸۳	۰/۲۰۱
	چشم‌بسته	ML	DA	۱/۸۳۴ ± ۰/۳۵۶	۱/۹۳۳ ± ۰/۵۸۰	۰/۶۳۴
			MV	۰/۷۹۴ ± ۰/۲۳۱	۰/۸۸۰ ± ۰/۲۹۱	۰/۵۰۳
		AP	DA	۲/۹۲۴ ± ۰/۷۹۶	۲/۷۰۷ ± ۰/۵۳۰	۰/۲۰۲
			MV	۱/۲۸۸ ± ۰/۲۴۴	۱/۲۳۵ ± ۰/۲۰۹	۰/۵۸۶
ایستادن به‌صورت نیمه پشت سر هم	چشم‌باز	ML	DA	۳/۰۸۲ ± ۰/۳۹۶	۳/۲۴۳ ± ۰/۵۹۰	۰/۴۶۵
			MV	۱/۶۵۹ ± ۰/۱۷۸	۱/۷۷۶ ± ۰/۱۵۰	۰/۱۰۸
		AP	DA	۲/۱۳۷ ± ۰/۵۹۵	۲/۳۹۵ ± ۰/۶۷۰	۰/۳۵۱
			MV	۱/۳۰۷ ± ۰/۱۲۱	۱/۲۵۱ ± ۰/۱۳۲	۰/۲۸۶
	چشم‌بسته	ML	DA	۳/۲۶۰ ± ۰/۶۲۷	۳/۴۲۸ ± ۰/۵۷۷	۰/۳۶۲
			MV	۲/۰۷۹ ± ۰/۴۴۴	۲/۲۰۰ ± ۰/۳۵۵	۰/۴۶۰
		AP	DA	۲/۳۷۷ ± ۰/۴۳۵	۲/۴۷۴ ± ۰/۵۵۱	۰/۶۵۲
			MV	۱/۶۸۱ ± ۰/۲۴۶	۱/۷۳۳ ± ۰/۲۱۰	۰/۶۰۴

* داخلی-خارجی (Medial-lateral; ML) ** قدامی-خلفی (Anterior-Posterior; AP)
*** دامنه جابه‌جایی (Displacement Amplitude; DA) **** میانگین سرعت (Mean Velocity; MV)

بر اساس نتایج ارائه شده در جدول ۳، آزمون t زوجی تغییرات معناداری را در گروه تجربی نشان داد، همان‌گونه که الگوی تغییرات ارائه شده نشان می‌دهد، تحلیل درون‌گروهی مبتنی بر آزمون t زوجی حاکی از آن است که گروه تجربی (ورزش در آب) در طیف گسترده‌ای از شاخص‌های تعادلی بهبود معناداری را تجربه کرده است. در گروه تجربی، میانگین سرعت نوسان مرکز فشار در تمامی تست‌های انجام شده در جهت AP و نیز در تست‌های TLEO، TLEC و STEC در جهت ML کاهش معناداری نشان داد ($p< ۰/۰۵$). تنها استثنا، تست STEO در جهت ML بود که در آن تغییر معناداری مشاهده نشد ($p>۰/۰۵$). همچنین، همان‌گونه که در جدول ۳ مشخص است، دامنه جابه‌جایی مرکز فشار در پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون در تست STEC در هر دو جهت AP و ML و نیز در تست‌های STEO و TLEC در جهت AP بهبود معناداری داشته است ($p< ۰/۰۵$). در مقابل، دامنه جابه‌جایی COP در تست TLEO در هر دو جهت و همچنین در تست‌های STEO و TLEC در جهت ML فاقد تغییرات معنادار بوده است ($p>۰/۰۵$). با توجه به داده‌های جدول ۳، از میان تمام شاخص‌های تعادلی گروه کنترل، تنها میانگین سرعت COP در جهت AP تست STEC به سطح معناداری رسیده است ($p=۰/۰۱۷$) و در این متغیر هم، امتیازها در پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون تضعیف شده است. در سایر موارد مربوط به متغیر میانگین سرعت و دامنه جابه‌جایی COP تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه کنترل وجود ندارد ($p>۰/۰۵$). در نتیجه، با توجه به فقدان تغییرات معنادار در گروه کنترل، می‌توان استنباط کرد که بهبودهای مشاهده شده در گروه تمرینی به‌طور مشخص به مداخله ورزش در آب نسبت داده می‌شود.

علاوه بر تحلیل‌های درون‌گروهی، نتایج آزمون تحلیل کوواریانس ANCOVA با کنترل مقادیر پایه (پیش‌آزمون) برای مقایسه عملکرد دو گروه ارائه شده است. یافته‌ها نشان می‌دهد که به‌استثنای شاخص DA-COP در جهت AP آزمون TELO، برای تمامی شاخص‌های تعادلی دیگر، تفاوت بین دو گروه از نظر آماری معنادار بوده است ($p< ۰/۰۵$).

جدول ۳. تغییرات پیش‌آزمون و پس‌آزمون شاخص‌های تعادلی مبتنی بر COP و نتایج تحلیل بین‌گروهی (ANCOVA)

تست	وضعیت بینایی	جهت	متغیر	گروه	پیش‌آزمون میانگین ± انحراف معیار	پس‌آزمون میانگین ± انحراف معیار	اختلاف میانگین	P مقدار درون‌گروهی	مقدار p بین گروهی ANCOVA
ایستادن روی دو پا	چشم‌باز	ML	DA	تجربی	۱/۸۰۳ ± ۰/۶۲۴	۱/۶۷۵ ± ۰/۴۸۴	−۰/۱۲۸	۰/۰۷۴	۰/۰۰۱
				کنترل	۱/۸۱۴ ± ۰/۵۵۶	۱/۹۰۸ ± ۰/۷۲۱	۰/۹۳۶	۰/۵۰۷	
			MV	تجربی	۰/۷۶۰ ± ۰/۲۶۳	۰/۶۳۶ ± ۰/۲۳۷	−۰/۱۲۴	۰/۰۰۱	p<۰/۰۰۱
				کنترل	۰/۷۹۸ ± ۰/۲۳۰	۰/۸۵۵ ± ۰/۲۴۶	۰/۰۵۶	۰/۰۷۶	
		AP	DA	تجربی	۲/۴۸۸ ± ۰/۵۳۷	۲/۴۷۲ ± ۰/۴۷۸	−۰/۰۱۶	۰/۸۵۶	۰/۰۸۹
				کنترل	۲/۵۶۳ ± ۰/۵۵۴	۲/۷۷۸ ± ۰/۵۰۸	۰/۲۱۵	۰/۱۳۱	
			MV	تجربی	۰/۸۷۰ ± ۰/۲۰۱	۰/۶۹۷ ± ۰/۱۶۰	−۰/۱۷۳	۰/۰۰۳	p<۰/۰۰۱
				کنترل	۱/۰۰۹ ± ۰/۲۸۳	۱/۰۷۰ ± ۰/۲۴۷	۰/۶۱۱	۰/۱۱۲	
	چشم‌بسته	ML	DA	تجربی	۱/۸۳۴ ± ۰/۳۵۶	۱/۷۸۳ ± ۰/۲۳۹	−۰/۰۵۱	۰/۳۹۴	p<۰/۰۰۱
				کنترل	۱/۹۳۳ ± ۰/۵۸۰	۲/۱۵۱ ± ۰/۳۴۹	۰/۲۱۷	۰/۰۵۲	
			MV	تجربی	۰/۷۹۴ ± ۰/۲۳۱	۰/۶۵۹ ± ۰/۱۲۷	−۰/۱۳۵	۰/۰۰۳	p<۰/۰۰۱
				کنترل	۰/۸۸۰ ± ۰/۲۹۱	۰/۹۳۳ ± ۰/۲۵۳	۰/۰۵۲	۰/۰۵۴	
		AP	DA	تجربی	۲/۹۲۴ ± ۰/۷۹۶	۲/۵۱۴ ± ۰/۴۷۷	−۰/۴۰۹	۰/۰۱۱	p<۰/۰۰۱
				کنترل	۲/۷۰۷ ± ۰/۵۳۰	۲/۸۳۳ ± ۰/۴۵۴	۰/۱۲۶	۰/۱۱۰	
			MV	تجربی	۱/۲۸۸ ± ۰/۲۴۴	۱/۰۹۴ ± ۰/۲۴۴	−۰/۱۹۴	۰/۰۰۱	p<۰/۰۰۱
				کنترل	۱/۲۳۵ ± ۰/۲۰۹	۱/۳۴۹ ± ۰/۳۴۰	۰/۱۱۴	۰/۰۷۳	
ایستادن به‌صورت نیمه پشت سرهم	چشم‌باز	ML	DA	تجربی	۳/۰۸۲ ± ۰/۳۹۶	۲/۹۱۰ ± ۰/۴۸۷	−۰/۱۷۲	۰/۰۵۶	p<۰/۰۰۱
				کنترل	۳/۲۴۳ ± ۰/۵۹۰	۳/۳۱۵ ± ۰/۵۳۳	۰/۰۷۲	۰/۲۴۹	
			MV	تجربی	۱/۶۵۹ ± ۰/۱۷۸	۱/۶۱۶ ± ۰/۲۰۰	−۰/۰۴۳	۰/۰۹۱	p<۰/۰۰۱
				کنترل	۱/۷۷۶ ± ۰/۱۵۰	۱/۸۴۱ ± ۰/۲۲۲	۰/۰۶۵	۰/۱۰۹	
		AP	DA	تجربی	۲/۱۳۷ ± ۰/۵۹۵	۱/۸۱۶ ± ۰/۱۸۷	−۰/۳۲۱	۰/۰۴۲	p<۰/۰۰۱
				کنترل	۲/۳۹۵ ± ۰/۶۷۰	۲/۵۳۶ ± ۰/۳۶۰	۰/۱۴۱	۰/۳۰۷	
			MV	تجربی	۱/۳۰۷ ± ۰/۱۲۱	۱/۱۸۰ ± ۰/۱۳۴	−۰/۱۲۶	۰/۰۰۷	۰/۰۰۱
				کنترل	۱/۲۵۱ ± ۰/۱۳۲	۱/۲۷۳ ± ۰/۱۴۱	۰/۰۲۲	۰/۳۱۸	
	چشم‌بسته	ML	DA	تجربی	۳/۲۶۰ ± ۰/۶۲۷	۲/۹۸۰ ± ۰/۷۹۴	−۰/۲۸۰	۰/۰۴۸	p<۰/۰۰۱
				کنترل	۳/۴۲۸ ± ۰/۵۷۷	۳/۵۷۱ ± ۰/۵۵۱	۰/۱۴۳	۰/۱۳۸	
			MV	تجربی	۲/۰۷۹ ± ۰/۴۴۴	۱/۷۰۰ ± ۰/۴۰۲	−۰/۳۷۹	۰/۰۰۱	p<۰/۰۰۱
				کنترل	۲/۲۰۰ ± ۰/۳۵۵	۲/۴۱۶ ± ۰/۳۶۴	۰/۲۱۵	۰/۰۶۰	
		AP	DA	تجربی	۲/۳۷۷ ± ۰/۴۳۵	۱/۹۱۵ ± ۰/۳۱۸	−۰/۴۶۲	۰/۰۰۳	۰/۰۰۲
				کنترل	۲/۴۷۴ ± ۰/۵۵۱	۲/۸۴۱ ± ۰/۹۴۷	۰/۳۶۷	۰/۱۰۳	
			MV	تجربی	۱/۶۸۱ ± ۰/۲۴۶	۱/۴۴۴ ± ۰/۱۶۱	−۰/۲۳۷	۰/۰۰۴	p<۰/۰۰۱
				کنترل	۱/۷۳۳ ± ۰/۲۱۰	۱/۹۱۴ ± ۰/۲۴۰	۰/۱۸۱	۰/۰۱۷	

این الگو بیانگر آن است که حتی پس از تعدیل اثر مقادیر اولیه، امتیازهای پس‌آزمون گروه تمرینی به‌طور معناداری بهتر از گروه کنترل است و تغییرات مشاهده شده به‌روشنی به نفع مداخله ورزش در آب می‌باشد. به‌عبارت‌دیگر، ستون تغییرات پس‌آزمون–پیش‌آزمون در جدول ۳ نشان می‌دهد که جهت و اندازه این تفاوت‌ها به‌طور کامل با اثر مداخله هم‌راستا بوده و گروه کنترل نه‌تنها بهبودی نشان نداد، بلکه در یکی از شاخص‌ها کاهش معناداری را تجربه کرده است.

بحث

این مطالعه نشان داد که به‌کارگیری یک برنامه ۱۲ هفته‌ای تمرینات تعادلی–قدرتی مبتنی بر پروتکل‌های استاندارد Otago و ROPE در محیط آب، موجب بهبود معنادار شاخص‌های مبتنی بر COP در زنان مبتلا به پوکی استخوان می‌شود. یافته‌ها حاکی از آن است که تمرینات ساختارمند در محیط آبی می‌تواند سازوکارهای کلیدی کنترل پاسچرال را در این جمعیت تقویت کند. این تغییرات عمدتاً در میانگین سرعت نوسان مرکز فشار (MV-COP) و در برخی موارد در دامنه جابه‌جایی مرکز فشار (DA-COP) مشاهده شد.

همان‌طور که از جدول ۳ و نتایج آزمون‌ها مشخص است، در اغلب تست‌های این مطالعه متغیر MV-COP نسبت به متغیر DA-COP، حساسیت بیشتری به مداخله نشان داده است. این روند با شواهد پیشین نیز همخوان می‌باشد. در مطالعه برک و همکاران (۲۰۱۰)، پارامترهای سرعتی COP در چندین وضعیت ایستا و پویا بهبود معنادار داشتند، درحالی‌که شاخص‌های دامنه‌ای تغییرات محدودتری نشان دادند (۳). یافته‌های آویرو و همکاران (۲۰۱۷) نیز نشان داد که در شرایط چالش‌برانگیزتر (تاندوم و تک پا)، کاهش سرعت نوسان COP پایاتر و گسترده‌تر از تغییرات دامنه‌ای بود (۲۳). به‌طور مشابه در مطالعه میکو و همکاران (۲۰۱۸)، اگرچه سرعت COP به‌طور مستقیم اندازه‌گیری نشده است، اما شاخص‌های عملکردی مبتنی بر زمان که ماهیتاً بازتاب‌دهنده سرعت تنظیمات پاسچرال و میزان پاسخ‌دهی سیستم عصبی–عضلانی در فرآیند حفظ تعادل هستند، بهبودهای معنادار و گسترده‌تری نسبت به شاخص‌های دامنه‌ای داشتند (۴). در مجموع، این همگرایی شواهد تأیید می‌کند که پارامترهای سرعتی COP، شاخص‌های حساس‌تری برای آشکارسازی تغییرات کنترل وضعیتی محسوب می‌شوند. تبیین این روند، از منظر نورومکانیکی نیز قابل‌انتظار است. شاخص‌های سرعتی COP مستقیماً تحت تأثیر فرآیندهای سریع‌تری قرار می‌گیرند، از جمله افزایش سرعت پردازش حسی–حرکتی، کاهش تأخیر پاسخ‌های عضلانی و بهبود تنظیمات پاسچرال پیش‌بینانه و بازتابی که همگی در مراحل اولیه تمرین‌پذیری دستخوش تغییر می‌شوند (۳۱, ۳۲). در مقابل، دامنه جابه‌جایی COP بیش از آن‌که بازتاب‌دهنده اصلاحات لحظه‌ای پاسچرال باشد، به ظرفیت‌های ساختاری–عضلانی، توانایی تولید گشتاورهای بزرگ‌تر و تغییرات آهسته‌تر در ویژگی‌های مکانیکی سیستم اسکلتی–عضلانی وابسته است. عواملی که معمولاً در دوره‌های تمرینی طولانی‌تر دچار تحول می‌شوند (۱۳, ۳۳). افزون بر این، محیط آبی با ایجاد مقاومت یکنواخت و ویسکوزیته بالا، اصلاحات کوچک و سریع پاسچرال را بیش از اصلاحات دامنه‌ای بزرگ تحریک می‌کند (۳۴, ۳۵)؛ بنابراین، غلبه تغییرات مشاهده شده در MV-COP نسبت به DA-COP نه‌تنها با یافته‌های پیشین هم‌خوان است، بلکه از منظر فیزیولوژیک و بیومکانیکی نیز کاملاً منطقی و توجیه‌پذیر است.

از سوی دیگر مقایسه الگوهای پاسخ در تست‌های STEO/STEC و TLEO/TLEC نشان می‌دهد که میزان تغییر در شاخص‌های COP به سطح اتکا، وابسته است. در شرایطی مانند STEO و STEC که سطح اتکا کاهش یافته است و بدن در وضعیت چالش‌برانگیزتری قرار می‌گیرد، بهبودهای معنادار و برجسته‌تری در خروجی‌ها ثبت شده است این الگو با گزارش‌های آویرو و همکاران (۲۰۱۷) هم‌خوان است که نشان داده‌اند تمرینات آبی بیشترین اثر خود را در شرایط دشوارتر بروز می‌دهند (۲۳). در مقابل، در تست‌های TLEO و TLEC با سطح اتکای گسترده‌تر، تغییرات محدودتر است. این تفاوت را می‌توان ناشی از آن دانست که سطح اتکای وسیع‌تر، موجب انتقال بار کنترل قامت، به ساختارهای مرکزی‌تر مانند لگن و تنه می‌شود. سازگاری این ساختارها معمولاً به زمان طولانی‌تر نیاز دارد و همین امر کاهش پاسخ‌های کوتاه مدت را در تست‌های با سطح اتکای وسیع‌تر توضیح می‌دهد (۳۶–۳۸).

در کنار تفاوت‌های وابسته به سطح اتکا و نوع آزمون، تحلیل جهت نوسان نیز نشان داد که تغییرات مبتنی بر COP در محور قدامی–خلفی (صفحه ساجیتال) بیشتر از محور داخلی–خارجی (صفحه فرونتال) بود. الگویی که در مطالعات آویرو و همکاران (۲۰۱۷) و گریوز و همکاران (۲۰۱۸)، نیز توصیف شده است (۱۵, ۲۳). برتری تغییرات در صفحه ساجیتال با نقش سازوکارهای سریع اصلاح قامت در این راستا هم‌خوان است، زیرا نخستین واکنش‌های کنترلی در تکالیف ایستایی چالش‌برانگیز، به‌صورت پاسخ‌های سریع و با شدت بالا فعال می‌شوند. محیط آبی نیز با ایجاد مقاومت ویسکوز و تحریک‌های کوچک در حرکات پیش‌رونده و پس‌رونده، این پاسخ‌ها را تقویت می‌کند. در مقابل، کنترل نوسانات جانبی بیشتر به فعال‌سازی عضلات لگنی و جانبی ران وابسته است، واحدهایی که برای سازگاری مؤثر به دوره‌های تمرینی طولانی‌تر و بارگذاری اختصاصی‌تر نیاز دارند و همین امر کاهش تغییرات کوتاه‌مدت در محور فرونتال را توضیح می‌دهد (۳, ۳۹)؛ بنابراین، هم کاهش سطح اتکا و هم برتری محور AP شرایطی ایجاد می‌کنند که سامانه تعادلی ناگزیر به واکنش سریع‌تر و مؤثرتر می‌شود، الگویی که توضیح می‌دهد چرا تمرینات آبی در این وضعیت‌ها بیشترین اثر خود را نشان می‌دهند.

از منظر تحلیل بین‌گروهی نیز یافته‌ها شواهد محکمی در تأیید اثر اختصاصی مداخله ارائه می‌کنند. درحالی‌که در گروه تمرینی، تقریباً تمامی شاخص‌های سرعتی COP در شرایط چالش‌برانگیز، بهبود معنادار داشتند، گروه کنترل در بخش قابل‌توجهی از متغیرها بدون تغییر باقی ماند یا نشانه‌هایی از تضعیف تدریجی عملکرد تعادلی نشان داد. این روند با مطالعاتی همخوان است که افت طبیعی تعادل را در زنان مبتلا به پوکی استخوان در غیاب مداخله هدفمند گزارش کرده‌اند. به کارگیری ANCOVA با کنترل مقادیر پایه نشان داد که تفاوت‌های مشاهده شده در پس‌آزمون، ناشی از اختلافات اولیه یا تغییرات تصادفی نیست و با توجه به هم‌ترازی دقیق گروه‌ها در ابتدای مطالعه، بازتاب اثر برنامه تعادلی–قدرتی در محیط آب است. این یافته‌ها با گزارش‌های میکو و همکاران (۲۰۱۸) (۴) و سایر پژوهش‌هایی که افت تدریجی عملکرد در گروه‌های کنترل را نشان داده‌اند سازگار است و تأکید می‌کند که در زنان مبتلا به پوکی استخوان، حفظ وضعیت موجود بدون مداخله عملاً به معنای پذیرش سیر نزولی کنترل وضعیتی است. شاخص DA-COP در آزمون TLEO در جهت AP تنها موردی است که در تحلیل کوواریانس تفاوت معنادار را بین گروه‌ها نشان نمی‌دهد، امری که مجدداً نقش محدودتر راهبردهای اصلاح سریع در شرایط سطح اتکای وسیع را نشان می‌دهد (۳۸).

یکی از نقاط قوت روش‌شناختی پژوهش حاضر، به‌کارگیری هم‌زمان میانگین سرعت COP و دامنه جابه‌جایی COP به‌عنوان دو شاخص مکمل برای سنجش کنترل قامت است. بسیاری از مطالعات پیشین یا صرفاً بر پارامترهای سرعتی تکیه کرده‌اند یا تنها از شاخص‌های دامنه‌ای و ناحیه‌ای استفاده کرده‌اند و کمتر مطالعه‌ای این دو بعد را به‌صورت هم‌زمان و نظام‌مند در زنان مبتلا به پوکی استخوان بررسی کرده است. ترکیب این دو شاخص امکان آن را فراهم ساخت که از یک سو تغییرات سریع‌تر و حساس‌تر عصبی–عضلانی در قالب کاهش میانگین سرعت COP و از سوی دیگر روند کندتر و ساختاری‌تر ظرفیت‌های حرکتی و دامنه‌ای را در یک چارچوب واحد دنبال کنیم. این الگو نشان می‌دهد که مداخلات تعادلی–قدرتی در محیط آب در گام نخست مسیرهای عصبی–عضلانی مرتبط با سرعت اصلاحات پاسچرال را فعال و تقویت می‌کند و تنها با تداوم دوره تمرین می‌توان انتظار داشت این سازگاری‌های اولیه به‌تدریج در شاخص‌های دامنه‌ای و تغییرات ساختاری‌تر کنترل قامت نیز بازتاب پیدا کند. بر پایه مجموعه شواهد به‌دست‌آمده تمرینات تعادلی–قدرتی مبتنی بر پروتکل‌های استاندارد در محیط آب، می‌تواند در بازه‌ای نسبتاً کوتاه، سرعت اصلاحات پاسچرال را به‌طور معناداری بهبود بخشد، نوسانات قدامی–خلفی را در شرایط سطح اتکای کاهش یافته مهار کند و از تضعیف طبیعی کنترل وضعیتی در زنان مبتلا به پوکی استخوان جلوگیری نماید.

نتیجه‌گیری نهایی

یافته‌های این پژوهش نشان می‌دهد که استفاده از تمرینات تعادلی–قدرتی ساختارمند در محیط آب می‌تواند به‌عنوان یک گزینه عملی و ایمن برای ارتقای کنترل قامت در زنان مبتلا به پوکی استخوان به کار گرفته شود. چنین مداخله‌ای با فراهم کردن شرایط کم‌خطر و تنظیم تدریجی بار تمرینی، ظرفیت مناسبی برای بهبود عملکرد تعادلی و کاهش احتمال سقوط در این جمعیت ایجاد می‌کند. نتایج حاضر بر ضرورت گنجاندن برنامه‌های تمرین در آب در پروتکل‌های پیشگیری و توان‌بخشی مرتبط با پوکی استخوان تأکید دارد و نشان می‌دهد که بررسی دوره‌های طولانی‌تر تمرین، برای ارزیابی پایداری و درک سازوکارهای چند لایه سازگاری پاسچرال در شرایط ایمن و استاندارد، مسیر آینده این حوزه را تعیین خواهد کرد.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق پژوهشکده علوم حرکتی دانشگاه خوارزمی در نظر گرفته شده و کد اخلاق به شماره (IR-KHU.KRC.1000.220) دریافت شده است.

حامی مالی

این پژوهش هیچ‌گونه کمک مالی از سازمان‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

ایده، مفهوم‌سازی، تحقیق، بررسی، روش‌شناسی، تحلیل داده‌ها، تدوین و ویرایش مقاله توسط آوا مهدی زاده و حیدر صادقی صورت پذیرفت، نهایی‌سازی توسط همه نویسندگان به انجام رسید.

تعارض

بنا بر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

Reference

1. Erhan B, Ataker Y. Rehabilitation of patients with osteoporotic fractures. Journal of Clinical Densitometry. 2020;23(4):534-538. [DOI:10.1016/j.jocd.2020.06.006]

2. Frank E. Treatment of low bone density or osteoporosis to prevent fractures in men and women. Annals of Internal Medicine. 2017;167(12):899. [DOI:10.7326/L17-0489]

3. Berk E, Koca TT, Güzelsoy SS, Nacitarhan V, Demirel A. Evaluation of the relationship between osteoporosis, balance, fall risk, and audiological parameters. Clinical Rheumatology. 2019;38:3261-3268. [DOI:10.1007/s10067-019-04655-6]

4. Miko I, Szerb I, Szerb A, Bender T, Poor G. Effect of a balance-training programme on postural balance, aerobic capacity and frequency of falls in women with osteoporosis: a randomized controlled trial. Journal of Rehabilitation Medicine. 2018;50(6):542-547. [DOI:10.2340/16501977-2349]

5. Walker MD, Shane E. Postmenopausal osteoporosis. New England Journal of Medicine. 2023;389(21):1979-1991. [DOI:10.1056/NEJMcp2307353]

6. Miller P, Pannacciulli N, Malouf-Sierra J, Singer A, Czerwiński E, Bone H, et al. Efficacy and safety of denosumab vs. bisphosphonates in postmenopausal women previously treated with oral bisphosphonates. Osteoporosis International. 2020;31:181-191. [DOI:10.1007/s00198-019-05233-x]

7. Mollova K, Valeva S, Bekir N, Teneva P, Varlyakov K. Effectiveness of proprioceptive training on postural stability and chronic pain in older women with osteoporosis: a six-month prospective pilot study. Journal of Functional Morphology and Kinesiology. 2025;10(3):316. [DOI:10.3390/jfmk10030316]

8. Stolzenberg N, Felsenberg D, Belavy D. Postural control is associated with muscle power in post-menopausal women with low bone mass. Osteoporosis International. 2018;29(10):2283-2288. [DOI:10.1007/s00198-018-4599-1]

9. Jorgensen MG. Assessment of postural balance in community-dwelling older adults. Danish Medical Journal. 2014;61(1):B4775.

10. Hewson DJ, Singh NK, Snoussi H, Duchene J. Classification of elderly as fallers and non-fallers using centre of pressure velocity. In: Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 2010 Aug 31-Sep 4; Buenos Aires, Argentina. p. 3678-3680. [DOI:10.1109/IEMBS.2010.5627649]

11. Dehkordi SS, ShamsehKohan P. Comparison of symmetry in postural sway while maintaining static balance in elderly women with and without poor central stability. Journal of Sport Biomechanics. 2023;9(1):60-72. [DOI:10.61186/JSportBiomech.9.1.60]

12. Rizzato A, Benazzato M, Cognolato M, Grigoletto D, Paoli A, Marcolin G. Different neuromuscular control mechanisms regulate static and dynamic balance: a center-of-pressure analysis in young adults. Human Movement Science. 2023;90:103120. [DOI:10.1016/j.humov.2023.103120]

13. Quijoux F, Nicolaï A, Chairi I, Bargiotas I, Ricard D, Yelnik A, et al. A review of center of pressure (COP) variables to quantify standing balance in elderly people: algorithms and open-access code. Physiological Reports. 2021;9(22):e15067. [DOI:10.14814/phy2.15067]

14. Riemann BL, Piersol K. Intersession reliability of self-selected and narrow stance balance testing in older adults. Aging Clinical and Experimental Research. 2017;29:1045-1048. [DOI:10.1007/s40520-016-0687-2]

15. Graves M, Snyder K, McFelea J, Szczepanski J, Smith MP, Strobel T, et al. Quantitative measurement of the improvement derived from a 10-month progressive exercise program to improve balance and function in women at increased risk for fragility fractures. Journal of Clinical Densitometry. 2020;23(2):286-293. [DOI:10.1016/j.jocd.2018.06.003]

16. Mineiro L, Zeigelboim BS, dos Santos CF, da Rosa MR, Valderramas S, Gomes ARS. Effects of exercise for older women with osteoporosis: a systematic review. Molecular and Cellular Biomechanics. 2024;21:117-119. [DOI:10.62617/mcb.v21.117]

17. Kumar S, Smith C, Clifton-Bligh RJ, Beck BR, Girgis CM. Exercise for postmenopausal bone health-can we raise the bar? Current Osteoporosis Reports. 2025;23(1):20. [DOI:10.1007/s11914-025-00912-7]

18. Seyedjafari E, Sahebozamani M, Ebrahimipour E. Effect of eight weeks of water exercises in the deep part of the pool on the static balance of elderly men. Salmand: Iranian Journal of Ageing. 2017;12(3):384-393. [DOI:10.21859/sija.12.3.384]

19. Zaravar F, Tamaddon G, Zaravar L, Jahromi MK. The effect of aquatic training and vitamin D3 supplementation on bone metabolism in postmenopausal obese women. Journal of Exercise Science and Fitness. 2024;22(2):127-133. [DOI:10.1016/j.jesf.2024.01.002]

20. Deng Y, Tang Z, Yang Z, Chai Q, Lu W, Cai Y, et al. Comparing the effects of aquatic-based exercise and land-based exercise on balance in older adults: a systematic review and meta-analysis. European Review of Aging and Physical Activity. 2024;21(1):13. [DOI:10.1186/s11556-024-00349-4]

21. Appiah-Kubi KO, Galgon A, Tierney R, Lauer R, Wright WG. Concurrent vestibular activation and postural training recalibrate somatosensory, vestibular and gaze stabilization processes. PLoS One. 2024;19(7):e0292200. [DOI:10.1371/journal.pone.0292200]

22. Hesari AR, Hesari AR, Pirshahid AM. Comparison of musculoskeletal disorders in the upper limbs of male athletes with obese and thin non-athlete males. Journal of Sport Biomechanics. 2023;7(4):260-269.

23. Aveiro MC, Avila MA, Pereira-Baldon VS, Ceccatto Oliveira ASB, Gramani-Say K, Oishi J, et al. Water-versus land-based treatment for postural control in postmenopausal osteoporotic women: a randomized, controlled trial. Climacteric. 2017;20(5):427-435. [DOI:10.1080/13697137.2017.1325460]

24. Rhea CK, Kiefer AW, Wright WG, Raisbeck LD, Haran FJ. Interpretation of postural control may change due to data processing techniques. Gait and Posture. 2015;41(2):731-735. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2015.01.008]

25. Alsubaie SF, Whitney SL, Furman JM, Marchetti GF, Sienko KH, Sparto PJ. Reliability of postural sway measures of standing balance tasks. Journal of Applied Biomechanics. 2018;35(1):11-18. [DOI:10.1123/jab.2017-0322]

26. Gonzalez DRG, Imbiriba LA, Jandre FC. Comparison of body sway measured by a markerless low-cost motion sensor and by a force plate. Research on Biomedical Engineering. 2021;37(3):507-517. [DOI:10.1007/s42600-021-00161-4]

27. Hernandez ME, Snider J, Stevenson C, Cauwenberghs G, Poizner H. A correlation-based framework for evaluating postural control stochastic dynamics. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2015;24(5):551-561. [DOI:10.1109/TNSRE.2015.2436344]

28. Huurnink A, Fransz DP, Kingma I, van Dieën JH. Comparison of a laboratory-grade force platform with a Nintendo Wii Balance Board on measurement of postural control in single-leg stance balance tasks. Journal of Biomechanics. 2013;46(7):1392-1395. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2013.02.018]

29. Chiu H-L, Yeh T-T, Lo Y-T, Liang P-J, Lee S-C. The effects of the Otago Exercise Programme on actual and perceived balance in older adults: a meta-analysis. PLoS One. 2021;16(8):e0255780. [DOI:10.1371/journal.pone.0255780]

30. Sinaki M. Musculoskeletal rehabilitation in patients with osteoporosis-Rehabilitation of Osteoporosis Program-Exercise (ROPE). Journal für Mineralstoffwechsel. 2010;17(2):60-65.

31. Hill MW, Wdowski MM, Rosicka K, Kay AD, Muehlbauer T. Exploring the relationship of static and dynamic balance with muscle mechanical properties of the lower limbs in healthy young adults. Frontiers in Physiology. 2023;14:1168314. [DOI:10.3389/fphys.2023.1168314]

32. Ruhe A, Fejer R, Walker B. Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: a systematic review of the literature. European Spine Journal. 2011;20(3):358-368. [DOI:10.1007/s00586-010-1543-2]

33. Zemková E, Kováčiková Z. Sport-specific training induced adaptations in postural control and their relationship with athletic performance. Frontiers in Human Neuroscience. 2023;16:1007804. [DOI:10.3389/fnhum.2022.1007804]

34. Jain PP, Kanase SB, Rainak A, Kanase SB. Effect of aquatic exercises on postural control in elderly population. NeuroQuantology. 2022;20(16):5349.

35. Marinho-Buzelli AR, Rouhani H, Masani K, Verrier MC, Popovic MR. The influence of the aquatic environment on the control of postural sway. Gait and Posture. 2017;51:70-76. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2016.09.009]

36. Board D, Stemper BD, Yoganandan N, Pintar FA, Shender B, Paskoff G. Biomechanics of the aging spine. Biomedical Sciences Instrumentation. 2006;42:1-6.

37. Fransz DP, Huurnink A, de Boode VA, Kingma I, van Dieën JH. The effect of the stability threshold on time to stabilization and its reliability following a single-leg drop jump landing. Journal of Biomechanics. 2016;49(3):496-501. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2015.12.048]

38. Hong S, Park S. Biomechanical optimization and reinforcement learning provide insight into transition from ankle to hip strategy in human postural control. Scientific Reports. 2025;15(1):13640. [DOI:10.1038/s41598-025-97637-5]

39. Swanenburg J, de Bruin ED, Stauffacher M, Mulder T, Uebelhart D. Effects of exercise and nutrition on postural balance and risk of falling in elderly people with decreased bone mineral density: randomized controlled trial pilot study. Clinical Rehabilitation. 2007;21(6):523-534. [DOI:10.1177/0269215507075206]

40. Lee Y, Shin S. Effects of the shape of the base of support and dual task execution on postural control. Asian Journal of Kinesiology. 2019;21(1):14-24. [DOI:10.15758/ajk.2019.21.1.14]