Sport. Med. Stud, 2026, 18(47): 106-128. Doi: 10.22089/smj.2026.18703.1839

Sport Medicine Studies

Journal hompage: https://smj.ssrc.ac.ir

The Effect of Eight Weeks of Cognitive–Balance Training on Biomechanical Gait Characteristics in Children with Congenital Deafness (Comparison with Healthy Children)

Neda Boroushak*[1], Mahdi Majlesi[2], Elaheh Azadian[3]

1. Department of Sports Biomechanics, Sport Sciences Research Institute, Tehran, Iran (Corresponding Author)
2. Department of Sport Biomechanics, Ha.C., Islamic Azad University, Hamedan, Iran
3. Department of Motor Behavior, Ha.C., Islamic Azad University, Hamedan, Iran

Received: 05/01/2026, Accepted: 14/06/2026, Published: 15/06/2026

* Corresponding Author: Neda Boroushak, E-mail: n.boroushak@ssrc.ac.ir

How to Cite: Boroushak N., Majlesi M., Azadian E. The Effect of Eight Weeks of Cognitive–Balance Training on Biomechanical Gait Characteristics in Children with Congenital Deafness (Comparison with Healthy Children). Studies in Sport Medicine, 2026; 18(47): 106-128. https://doi.org/10.22089/smj.2026.18703.1839.

Extended Abstract

Background and Purpose

Children with congenital deafness may experience difficulties in balance control and walking due to reduced auditory input and, in some cases, vestibular dysfunction. These impairments can contribute to altered gait patterns characterized by shorter steps, lower walking speed, and greater gait variability compared with hearing peers. Previous biomechanical studies have also reported differences in ground reaction force (GRF) patterns in deaf children, particularly in the mediolateral and propulsive force components, which may reflect altered gait control strategies. Therefore, detailed biomechanical assessment of gait, including spatiotemporal parameters and GRF components, may help identify motor control deficits and support the development of targeted rehabilitation interventions. One emerging approach for improving motor performance in children with balance impairments is cognitive–balance training, which combines balance exercises with cognitive tasks involving attention, memory, and decision-making. By simultaneously engaging cognitive and motor processes, this type of training may improve motor control and movement stability. Previous studies in different clinical populations have suggested that dual-task and cognitive–motor exercises can enhance postural and cognitive performance. However, research on children with congenital deafness remains limited and has primarily focused on static balance rather than dynamic gait characteristics.

In addition, gait variability is considered an important indicator of gait stability and neuromuscular control during walking. Increased step-to-step variability has often been associated with reduced

Copyright: © 2023 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

movement stability and less consistent gait patterns. Nevertheless, it remains unclear whether cognitive–balance training can reduce gait variability and modify GRF characteristics in children with congenital deafness. Therefore, the present study aimed to investigate the effects of eight weeks of cognitive–balance training on spatiotemporal gait parameters, gait variability (COV), and three-dimensional ground reaction force components (vertical, anterior–posterior, and mediolateral) in boys with congenital deafness. The findings of this study may contribute to the development of more effective rehabilitation strategies for improving gait performance in this population.

Methods

The present study was conducted using a quasi-experimental pretest–posttest design with a healthy control group. Participants consisted of 30 boys aged 7–12 years who were purposefully assigned to two groups: 15 children with congenital deafness (intervention group) and 15 age-matched healthy children (healthy control group). The inclusion criteria for the deaf group included severe-to-profound bilateral congenital sensorineural hearing loss (>75 dB), no use of cochlear implants or hearing aids, and absence of any musculoskeletal or neuromuscular disorders. Written informed consent was obtained from the parents of all participants before participation.

Only the deaf intervention group participated in an eight-week cognitive–balance training program, whereas the healthy control group continued their usual daily activities. Training sessions were conducted three times per week, with each session lasting approximately 70 minutes and consisting of 10 minutes of warm-up, 55 minutes of main exercises, and 5 minutes of cool-down. The main training program included a combination of balance exercises and cognitive tasks, such as solving simple arithmetic problems, memory games, and decision-making tasks during balance activities. Participants performed these exercises on unstable surfaces, including balance boards and foam pads, while maintaining postural stability. The intensity and complexity of the exercises progressively increased throughout the intervention period, for example by performing tasks with eyes closed or under time constraints during the later weeks. All sessions were supervised by a physical education instructor and an occupational therapist experienced in working with deaf children and communicating through sign language.

Pre- and post-tests were conducted during barefoot walking at a self-selected speed on a 12-meter walkway. Kinematic data were collected using a Vicon motion analysis system (Oxford Metrics, UK) equipped with six infrared cameras sampling at 100 Hz. Sixteen reflective markers were attached to anatomical landmarks according to the Plug-in Gait model. Ground reaction force (GRF) data were simultaneously collected using two Kistler force plates (model 9286EA) at a sampling frequency of 1000 Hz. Kinematic and kinetic data were synchronized through the Vicon system. To reduce signal noise, data were filtered using a fourth-order Butterworth low-pass filter with cut-off frequencies of 6 Hz for kinematic data and 20 Hz for kinetic data. Spatiotemporal gait parameters, including cadence, stride length, step length, stride time, step time, walking speed, stance and swing durations, and single- and double-support times, were calculated. For each variable, the coefficient of variation (COV) was calculated across three gait cycles to quantify gait variability. GRF components were analyzed in the vertical (Fz), anterior–posterior (Fx), and mediolateral (Fy) directions during the stance phase. GRF waveforms were analyzed using Statistical Parametric Mapping (SPM1D), which enables continuous functional comparisons between groups throughout the stance phase. The Shapiro–Wilk test was first used to assess normality of data distribution. Paired t-tests were applied for within-group comparisons (pre- vs. post-test), and independent t-tests were used for between-group comparisons. The significance level

was set at $p < 0.05$. Statistical analyses were performed using SPSS version 26 and MATLAB (SPM1D toolbox).

Results

The results of the present study showed that the mean values of spatiotemporal gait parameters, including cadence, stride length, walking speed, stride time, and stance time, did not differ significantly between the deaf and healthy groups in either the pretest or posttest assessments. Similarly, the eight-week cognitive–balance training program did not produce significant changes in the mean values of these gait parameters within the deaf group. However, the analysis of gait variability (COV) demonstrated that, prior to the intervention, variability in several spatiotemporal gait parameters was significantly greater in the deaf group than in the healthy control group, particularly for cadence, step time, stride length, and walking speed. Following the intervention, the variability of these parameters decreased significantly in the deaf group ($p < 0.05$), and the between-group differences were substantially reduced. These findings suggest a more consistent gait pattern after the training intervention.

Ground reaction force (GRF) analysis also revealed changes following the intervention. In the anterior–posterior direction, the deaf group showed a significant reduction in braking force during the early stance phase (10–28% of stance) and a significant increase in propulsive force during the late stance phase (72–89% of stance) ($p < 0.05$). In the mediolateral direction, a reduction in the amplitude of lateral force during mid-stance was observed after training, which may reflect changes in gait control strategies during walking.

Table 1. Comparison of Spatiotemporal Gait Parameters (Mean ± SD) Between the Deaf and Healthy Groups in Pre- and Post-Test Phases (Including Results of Independent and Paired t-Tests)

Spatial- Temporal Variables	DG Pre	DG Post	CG Pre	CG Post	Between-groups (pre)		Between-groups (Post)		Within-group (DG)		Within-group (CG)	
					t	P	t	p	t	p	t	p
Cadence (steps/min)	125.90 ± 15.29	126.16 ± 8.51	126.65 ± 11.56	126.57 ± 11.10	0.15	0.88	0.11	0.91	0.07	0.94	0.18	0.86
Stride time (s)	0.967 ± 0.099	0.960 ± 0.076	0.956 ± 0.087	0.955 ± 0.087	0.33	0.74	0.16	0.87	0.31	0.76	0.34	0.74
Step time (s)	0.491 ± 0.052	0.493 ± 0.046	0.479 ± 0.047	0.477 ± 0.047	0.66	0.51	0.77	0.44	0.12	0.89	0.97	0.34
Single support (s)	0.386 ± 0.050	0.395 ± 0.039	0.390 ± 0.023	0.390 ± 0.024	0.27	0.79	0.41	0.68	0.78	0.45	0.15	0.88
Double support (s)	0.178 ± 0.031	0.164 ± 0.039	0.179 ± 0.042	0.179 ± 0.044	0.06	0.94	0.99	0.33	1.30	0.21	0.00	1.00
Foot off (%)	59.05 ± 2.49	58.14 ± 1.94	59.07 ± 1.83	58.90 ± 2.28	0.03	0.98	0.99	0.33	1.19	0.25	0.96	0.35
Stride length (m)	1.067 ± 0.118	1.085 ± 0.171	1.132 ± 0.124	1.127 ± 0.123	1.47	0.15	0.77	0.44	0.57	0.58	1.58	0.13
Step length (m)	0.555 ± 0.131	0.535 ± 0.133	0.559 ± 0.084	0.559 ± 0.087	0.10	0.92	0.57	0.57	0.49	0.62	0.39	0.70
Walking speed (m/s)	1.113 ± 0.127	1.132 ± 0.179	1.198 ± 0.194	1.197 ± 0.190	1.42	0.17	0.97	0.34	0.31	0.75	0.17	0.86
Stance time (s)	0.571 ± 0.065	0.558 ± 0.054	0.565 ± 0.063	0.563 ± 0.063	0.25	0.81	0.23	0.81	0.66	0.52	1.01	0.33
Sway time (s)	0.396 ± 0.046	0.401 ± 0.030	0.390 ± 0.029	0.391 ± 0.031	0.38	0.71	0.95	0.35	0.76	0.46	0.23	0.82

Conclusion

The findings of the present study showed that the eight-week cognitive–balance training program did not produce significant changes in the mean values of spatiotemporal gait parameters such as walking speed, stride length, and cadence. However, the intervention significantly reduced the variability (COV) of several gait parameters in children with congenital deafness. Reduced gait variability may reflect a more consistent gait pattern and improved movement control during walking. Changes were also observed in the ground reaction force (GRF) patterns following the intervention. Specifically, the deaf group demonstrated reduced braking force during early stance

and increased propulsive force during late stance. In addition, a reduction in mediolateral force amplitude during mid-stance was observed after training. These findings suggest that cognitive–balance training may influence gait control strategies and dynamic movement regulation during walking.

Taken together, the results indicate that cognitive–balance training may be a useful complementary approach for improving gait control in children with congenital deafness. Nevertheless, the findings should be interpreted with caution because of limitations such as the relatively small sample size and the absence of long-term follow-up assessments. Future studies are recommended to include larger samples and additional biomechanical and neuromuscular measurements to better clarify the mechanisms underlying these adaptations.

Keywords: Congenital Deafness, Cognitive–Balance Training, Gait

Article Message

The findings of this study suggest that an eight-week cognitive–balance training program may influence certain biomechanical aspects of gait in children with congenital deafness. The most notable changes included reduced variability of spatiotemporal gait parameters and alterations in specific ground reaction force (GRF) components, particularly increased propulsive force during late stance. These findings indicate that cognitive–balance exercises may contribute to improved gait control and movement consistency during walking. Therefore, this type of training may be considered as a complementary approach in rehabilitation and physical activity programs for children with congenital deafness.

Ethical Considerations

The present study was approved by the Ethics Committee of the Sport Sciences Research Institute (Approval Code: IR.SSRC.REC.1404.109). Written informed consent was obtained from the parents of all participants prior to participation, and all research procedures were conducted in accordance with ethical guidelines for human studies.

Authors' Contributions

Conceptualization: (Neda Boroushak, Mahdi Majlesi, Elaheh Azadian)
Data Collection: (Neda Boroushak)
Data Analysis: (Neda Boroushak, Mahdi Majlesi)
Manuscript Writing: (Neda Boroushak, Mahdi Majlesi)
Review and Editing: (Mahdi Majlesi, Elaheh Azadian)
Responsible for funding: (Neda Boroushak)
Literature Review: (Neda Boroushak, Mahdi Majlesi, Elaheh Azadian)
Project Manager: (Neda Boroushak)

Conflict of Interest

The authors declare no conflicts of interest related to this article.

Acknowledgments

The authors sincerely thank all participants for their valuable contributions to this study

مطالعات طب ورزشی، بهار ۱۴۰۵، دوره ۱۸، شماره ۴۷، صص ۱۲۸-۱۰۶. Doi: 10.22089/smj.2026.18703.1839

مطالعات طب ورزشی
Journal hompage: https://smj.ssrc.ac.ir

نوع مقاله: پژوهشی

اثر هشت هفته تمرین شناختی-تعادلی بر ویژگی‌های بیومکانیکی گام‌برداری کودکان ناشنوای مادرزادی (مقایسه با کودکان سالم)

ندا بروشک[1*]، مهدی مجلسی[2]، الهه آزادیان[3]

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران
۲. گروه بیومکانیک ورزشی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران
۳. گروه رفتار حرکتی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۱/۰۹/۲۱، تاریخ پذیرش: ۱۴۰۵/۰۳/۲۴، تاریخ انتشار:۱۴۰۵/۰۳/۲۵

*نویسنده مسئول: ندا بروشک، E-mail: n.boroushak@ssrc.ac.ir

How to Cite: Boroushak N., Majlesi M., Azadian E. The Effect of Eight Weeks of Cognitive–Balance Training on Biomechanical Gait Characteristics in Children with Congenital Deafness (Comparison with Healthy Children). Studies in Sport Medicine. 2026; 18(47): 106-128. https://doi.org/10.22089/smj.2026.18703.1839.

چکیده

کودکان ناشنوا به دلیل نقص در ورودی‌های شنوایی و تعادل، در مقایسه با همتایان سالم خود، اغلب دچار اختلالاتی در الگوی راه‌رفتن و کنترل وضعیتی هستند. پژوهش حاضر مطالعه‌ای نیمه‌تجربی با طرح پیش‌آزمون-پس‌آزمون با گروه کنترل بود. این پژوهش با هدف بررسی تأثیر یک دوره تمرینات شناختی-تعادلی بر ویژگی‌های بیومکانیکی گام‌برداری شامل پارامترهای فضایی-زمانی، تغییرپذیری آن‌ها و نیروهای عکس‌العمل زمین در کودکان ناشنوای مادرزادی و مقایسه آن‌ها با کودکان شنوای سالم انجام شد؛ بر این اساس ، ۱۵ کودک پسر ناشنوای مادرزادی و ۱۵ کودک شنوای سالم به صورت هدفمند انتخاب شدند. گروه ناشنوا به مدت هشت هفته (سه جلسه در هفته، هر جلسه حدود ۷۰ دقیقه) تمرینات شناختی-تعادلی را دریافت کرد، اما برای گروه سالم هیچ مداخله‌ای ارائه نشد. پیش و پس از دوره تمرین، ارزیابی گام‌برداری در شرایط راه‌رفتن طبیعی و با پای برهنه با استفاده از سیستم Vicon و صفحات نیروی Kistler انجام شد. نتایج نشان داد که در گروه ناشنوا پس از مداخله، تغییرپذیری برخی پارامترهای فضایی-زمانی مانند سرعت (P=۰/۰۲۶)، کادنس (P=۰/۰۲۹) و زمان قدم (P=۰/۰۰۳) به طور معناداری کاهش یافت. در تحلیل نیروهای عکس‌العمل زمین نیز افزایش نیروی پیش‌برندگی در فاز رانش (P=۰/۰۳۱) و بهبود ثبات جانبی (P=۰/۰۴۵) در فاز میانی اتکا مشاهده شد (P<۰/۰۵). به طور کلی، تمرینات شناختی-تعادلی منجر به کاهش تغییرپذیری پارامترهای گام‌برداری، بهبود ثبات جانبی و بهبود الگوی نیروهای عکس‌العمل زمین در کودکان ناشنوا شد. این یافته‌ها از اثربخشی مداخلات شناختی-حرکتی در

Copyright: © 2023 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

بهبود ثبات و کیفیت گام‌برداری این گروه از کودکان حمایت می‌کند و می‌تواند در طراحی برنامه‌های توان‌بخشی هدفمند برای این جمعیت استفاده شود.

واژگان کلیدی: ناشنوایی مادرزادی، تمرینات شناختی-تعادلی، گام‌برداری.

مقدمه

کودکان با نیازهای ویژه نظیر ناشنوایان مادرزادی در مقایسه با همسالان سالم خود، الگوی راه‌رفتن متفاوتی از نظر کنترل تعادل و پارامترهای حرکتی نشان می‌دهند (۱). ناشنوایی مادرزادی در برخی موارد ممکن است با اختلال در عملکرد سیستم دهلیزی گوش داخلی همراه باشدکه این موضوع می‌تواند بر کنترل تعادل و ثبات پاسچر تأثیر بگذارد (۲). این اختلال تعادل ناشی از آسیب دهلیزی یکی از علل تأخیر رشد حرکتی و افت عملکرد راه‌رفتن در کودکان ناشنوا محسوب می‌شود (۳). بررسی‌های پیشین نشان داده‌اند که کودکان ناشنوای مادرزادی گام‌های کوتاه‌تر و نامنظم‌تر، سرعت راه‌رفتن آهسته‌تر و الگوی احتیاط‌آمیزتری در راه‌رفتن دارند (۴). همچنین این کودکان معمولاً ناپایداری بیشتری حین راه‌رفتن دارند و برای حفظ تعادل به درگیری بیشتر سیستم عضلانی نیاز دارند (۵). به طور خاص، پژوهش‌ها تفاوت‌هایی را در نیروهای عکس‌العمل زمین (GRF)[1] افراد ناشنوا در مقایسه با افراد شنوا گزارش کرده‌اند؛ برای مثال، جعفرنژادگرو و همکاران نشان دادند که کودکان ناشنوای مادرزادی نسبت به کودکان سالم هنگام راه‌رفتن نیروی جانبی-میانی متفاوتی تولید می‌کنند که می‌تواند نشان‌دهنده تفاوت در کنترل ثبات جانبی و راهبردهای راه‌رفتن باشد (۶)؛ ازاین‌رو تحلیل ویژگی‌های گام‌برداری ازجمله پارامترهای فضایی-زمانی و مؤلفه‌های سه‌بعدی نیروهای عکس‌العمل زمین، می‌تواند اطلاعات ارزشمندی درباره نحوه کنترل تعادل، جذب و تولید نیرو، و راهبردهای حرکتی این کودکان فراهم کند. بررسی این مؤلفه‌ها همچنین می‌تواند در شناسایی نقص‌های عملکردی و طراحی مداخلات توان‌بخشی هدفمند مفید باشد.

ازآنجاکه حفظ تعادل حین راه‌رفتن مستلزم کنترل مداوم مرکز جرم بدن نسبت به سطح اتکا است، الگوهای نیروهای عکس‌العمل زمین می‌توانند بازتابی از راهبردهای تعادلی و کنترل عصبی-عضلانی فرد باشند؛ به‌ویژه تغییرات مؤلفه‌های قدامی-خلفی و میانی-جانبی GRF اطلاعات مهمی درباره کنترل ثبات دینامیک، انتقال وزن و تنظیم شتاب و کاهش شتاب بدن در طول چرخه گام فراهم می‌کنند؛ بنابراین بررسی هم‌زمان ویژگی‌های تعادلی و الگوهای GRF می‌تواند درک دقیق‌تری از نحوه کنترل راه‌رفتن در کودکان ناشنوا ارائه دهد.

یکی از رویکردهای توان‌بخشی برای بهبود کنترل حرکتی در کودکان دارای مشکلات تعادلی، بهره‌گیری از تمرینات شناختی-تعادلی است. این تمرینات شامل ترکیبی از فعالیت‌های تعادلی (تقویت سیستم‌های حسی-حرکتی مرتبط با تعادل) و چالش‌های شناختی (مانند حافظه، توجه و تصمیم‌گیری هم‌زمان با حرکت) می‌شود. ایده اصلی این است که هم‌زمانی وظایف شناختی و حرکتی می‌تواند موجب درگیری بیشتر سیستم عصبی مرکزی در طی حرکت شود و هماهنگی عصبی-عضلانی را بهبود بخشد. مطالعات در سایر جمعیت‌ها نشان داده‌اند که تمرینات دوگانه[2] می‌توانند به طور هم‌زمان موجب ارتقای توانایی‌های شناختی و مهارت‌های حرکتی شوند (۸، ۷)؛ به بیان دیگر، تمریناتی که نیازمند توجه و پردازش شناختی در حین حفظ تعادل هستند، ممکن است سازگاری‌های عصبی ویژه‌ای ایجاد کنند که کنترل حرکتی حین

1. Ground Reaction Force
2. Motor-Cognitive Dual-Task

راه‌رفتن را بهبود می‌بخشد. درمورد ناشنوایان که برای حفظ تعادل بیشتر به اطلاعات حسی‌پیکری و بینایی متکی هستند، چنین تمریناتی می‌تواند به تقویت راهبردهای جبرانی و بهبود ثبات حین فعالیت‌های حرکتی بینجامد؛ با این حال، تاکنون بیشتر پژوهش‌های مداخله‌ای روی افراد ناشنوا به تأثیر تمرینات تعادلی یا حرکتی عمومی بر تعادل ایستا و شاخص‌های کلی راه‌رفتن پرداخته‌اند (۱۱-۹) و کمتر به بررسی تأثیر تمرینات خاص بر ویژگی‌های دینامیک گام‌برداری مانند الگوهای نیروهای عکس‌العمل زمین و تغییرپذیری گام‌برداری توجه شده است.

تغییرپذیری پارامترهای گام‌برداری یکی از شاخص‌های مهم ثبات دینامیک و کنترل عصبی-عضلانی حین راه‌رفتن محسوب می‌شود. افزایش تغییرپذیری بین چرخه‌های گام معمولاً با کاهش پایداری راه‌رفتن، کنترل حرکتی ضعیف‌تر و افزایش نیاز به راهبردهای جبرانی همراه است. ازآنجاکه تمرینات شناختی-تعادلی به طور هم‌زمان سیستم‌های شناختی، حسی و حرکتی را درگیر می‌کنند، انتظار می‌رود این مداخلات بتوانند با بهبود هماهنگی عصبی-عضلانی و تنظیم بهتر کنترل حرکت، نوسانات بین چرخه‌های گام را کاهش دهند. در پژوهش حاضر، برای کمی‌سازی تغییرپذیری گام از ضریب تغییرات (COV)[1] استفاده شد که به‌عنوان یکی از شاخص‌های رایج و قابل‌فهم تغییرپذیری بین‌چرخه‌ای در مطالعات گام‌برداری کاربرد گسترده‌ای دارد.

شکاف پژوهشی موجود آن است که مشخص نیست آیا مداخلات تمرینی می‌توانند نوسانات و تغییرپذیری گام‌ها را در کودکان ناشنوا کاهش دهند یا خیر؛ شاخصی که افزایش آن معمولاً با کاهش ثبات راه‌رفتن و کنترل حرکتی ضعیف‌تر مرتبط دانسته می‌شود. همچنین مشخص نیست آیا این مداخلات می‌توانند الگوهای نیروهای وارد بر زمین را به الگوی کودکان سالم نزدیک کنند یا خیر. به طور کلی، مرور مطالعات اخیر نشان می‌دهد برنامه‌های ورزشی و تمرینی مختلف تأثیر مثبتی بر تعادل و راه‌رفتن کودکان و نوجوانان دارای نقص شنوایی داشته‌اند (۱۲)؛ با این حال، به انجام پژوهش‌های بیشتری نیاز است تا مشخص شود تمرینات شناختی-تعادلی که هم‌زمان به جنبه‌های شناختی و تعادلی می‌پردازند، چه تأثیری بر GRF و تغییرپذیری پارامترهای گام‌برداری در کودکان ناشنوا دارند. مطالعه حاضر با هدف پاسخ به این نیاز طراحی شد. در این پژوهش اثر هشت هفته تمرینات شناختی-تعادلی بر پارامترهای فضایی-زمانی گام‌برداری و تغییرپذیری آن‌ها (ضریب تغییرات یا COV) و نیز بر مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستای عمودی، قدامی–خلفی و میانی–جانبی، در پسران ناشنوای مادرزادی بررسی شد و با کودکان سالم مقایسه شد. انتظار می‌رود نتایج این پژوهش، شواهد علمی برای اثربخشی این نوع تمرینات بر بهبود کنترل حرکتی و الگوی راه‌رفتن کودکان ناشنوا ارائه کند و به غنی‌سازی برنامه‌های توان‌بخشی این گروه از کودکان کمک نماید.

روش پژوهش

آزمودنی‌ها

مطالعه حاضر به صورت نیمه‌تجربی با طرح پیش‌آزمون–پس‌آزمون با گروه کنترل انجام شد. برای تعیین حجم نمونه، از نرم‌افزار G*Power استفاده شد. براساس تحلیل توان با سطح معناداری α=۰/۰۵، توان آماری ۰/۸۰ و اندازه اثر بزرگ (effect size=۰/۸۰) حداقل حجم نمونه موردنیاز برای هر گروه ۱۴ نفر برآورد شد. درنهایت، با در نظر گرفتن احتمال

1. Coefficient of Variation

ریزش نمونه، ۱۵ نفر در هر گروه وارد مطالعه شدند. جامعه آماری شامل کودکان پسر ۷ تا ۱۲ ساله مبتلا به ناشنوایی مادرزادی و کودکان شنوای سالم همتای آنان بود. در این مطالعه، دو گروه بررسی شد: ۱) گروه ناشنوای مداخله (DG)[1] شامل ۱۵ کودک مبتلا به ناشنوایی حسی–عصبی مادرزادی دوطرفه با افت شنوایی شدید (بیش از ۷۵ دسی‌بل) (۱۳) که به صورت هدفمند انتخاب شدند و در برنامه تمرینات شناختی–تعادلی شرکت کردند؛ ۲) گروه کودکان شنوای سالم (CG)[2] شامل ۱۵ کودک سالم که از نظر میانگین سن، قد و وزن با گروه ناشنوا همتاسازی شدند. به دلیل ماهیت نیمه‌تجربی پژوهش، تخصیص تصادفی آزمودنی‌ها به گروه‌ها انجام نشد. معیارهای ورود برای گروه ناشنوا شامل ناشنوایی حسی-عصبی مادرزادی دوطرفه، استفاده نکردن از وسایل کمک‌شنوایی (مانند کاشت حلزون) و نداشتن هرگونه اختلال جسمی–حرکتی یا مشکلات عصبی-عضلانی همراه بود (۱۴، ۲). والدین کودکان پیش از شرکت در پژوهش، رضایت‌نامه آگاهانه را امضا کردند. مطالعه حاضر حاصل یک طرح پژوهشی مصوب در آموزش و پرورش گیلان بوده و به تأیید کمیته اخلاق در پژوهش پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی با شناسه اخلاق (IR.SSRC.REC.1404.109) رسیده است. شایان ذکر است که تمرینات مداخله‌ای صرفاً برای گروه ناشنوا انجام گرفت؛ در حالی که گروه کنترل طی مدت پژوهش فعالیت معمول روزمره خود را داشت. هر دو گروه در مراحل قبل و بعد از دوره تمرین، با آزمون‌های راه‌رفتن ارزیابی شدند.

ابزار اندازه‌گیری

برای ثبت داده‌های کینماتیک سه‌بعدی راه‌رفتن از سیستم تحلیل حرکت Vicon (Oxford Metrics, UK) استفاده شد. شش دوربین مادون قرمز پرسرعت در اطراف مسیر حرکت نصب شد و ثبت داده‌های حرکت با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز صورت گرفت. همچنین داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین توسط صفحات نیروی Kistler با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز جمع‌آوری شد. داده‌های کینماتیکی و کینتیکی به صورت هم‌زمان و از طریق نرم‌افزار مرکزی سیستم Vicon با صفحات نیرو همگام‌سازی شدند تا تطابق زمانی دقیق بین داده‌های حرکتی و نیروهای عکس‌العمل زمین حفظ شود. به‌منظور مدل‌سازی دقیق حرکات اندام تحتانی، یک مجموعه مارکر روی نقاط شاخص آناتومیکی بدن نصب شد. درمجموع، ۱۶ مارکر بازتابنده (به قطر ۱۴ میلی‌متر) بر پوست روی برجستگی‌های استخوانی دو اندام تحتانی و لگن قرار گرفت (۱۵). محل دقیق نصب مارکرها براساس مدل استاندارد Plug-in Gait شامل خار خاصره‌ای فوقانی قدامی و خلفی راست و چپ (روی استخوان ایلیوم در جلوی و پشت لگن)، لقمه خارجی استخوان ران (روی کندیل جانبی زانو)، قسمت یک‌سوم پایین سطح خارجی ران (نمایانگر حرکت استخوان ران)، قوزک خارجی (روی مالئولوس جانبی استخوان ساق)، قسمت یک‌سوم پایین سطح خارجی ساق (روی استخوان درشتنی)، سر استخوان متاتارس دوم (روی مفصل پنجه پا) و استخوان پاشنه (روی کالکانئوس) به صورت دوطرفه بود (۱۶) (شکل ۱). برای ثبت نیروهای وارده بر زمین از دو تخته نیرو ساخت شرکت Kistler (Kistler Instrument AG, Winterthur, Switzerland) (مدل 9286EA) استفاده شد که به طور هم زمان در مسیر گام‌برداری در وسط محیط کالیبره آزمایشگاه کار گذاشته شدند. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین در هر سه مؤلفه عمودی (Fz)، قدامی–خلفی (Fy) و میانی–جانبی (Fx) با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز جمع‌آوری شدند. به‌منظور حذف نویز و هموارسازی سیگنال‌ها، داده‌های کینماتیک و کینتیک پس از ثبت تحت فیلتر پایین‌گذر Butterworth مرتبه چهارم بدون تأخیر فاز قرار گرفتند؛ به طوری که داده‌های مکان-زمان با فرکانس قطع ۶ هرتز و داده‌های نیرو با

1. Deaf Group
2. Control Group

فرکانس قطع ۲۰ هرتز فیلتر شدند (۱۷). تمامی اندازه‌گیری‌ها در آزمایشگاه بیومکانیک و در شرایط استاندارد (راه‌رفتن با پای برهنه) انجام گرفت. برای ثبت قد، وزن و سایر ویژگی‌های آنتروپومتری آزمودنی‌ها، ابزارهای مرسوم (قدسنج دیواری و ترازوی کالیبره‌شده دیجیتال) به کار رفت و شاخص توده بدن (BMI) هر فرد محاسبه شد.

شکل ۱- نحوه مارکرگذاری مدل Plug in Gait از نمای قدامی

Figure 1- Marker placement of the Plug-in Gait model in the anterior view

هر کودک ابتدا برای آشنایی با محیط آزمایش چند مرتبه روی مسیر تعیین‌شده در محیط کالیبره آزمایشگاه با ابعاد ۱۲×۱/۵×۲ متر با سرعت دلخواه معمول خود راه رفت؛ زیرا هدف بررسی الگوی طبیعی گام‌برداری و کنترل حرکتی در شرایط عملکردی نزدیک به زندگی روزمره بود. اگرچه سرعت راه‌رفتن می‌تواند بر برخی پارامترهای فضایی–زمانی و نیروهای عکس‌العمل زمین اثرگذار باشد، استفاده از سرعت خودانتخابی در مطالعات کودکان برای کاهش محدودیت‌های مصنوعی و حفظ الگوی طبیعی حرکت رویکردی رایج محسوب می‌شود. سطح مسیر از کف‌پوش سفت سالن ورزشی تشکیل شده بود و تمامی آزمون‌ها در شرایط یکسان و با پای برهنه انجام شدند. برای اطمینان از ثبت داده‌های کیفی، هر آزمودنی پنج مرتبه راه رفتن را تکرار کرد و سعی شد در هر مرتبه حداقل یک گام پای راست و یک گام پای چپ به طور کامل بخش کالیبره‌شده محیط آزمایشگاه باشد. معیار انتخاب آزمون آن بود که پای آزمودنی به طور کامل بر صفحه نیرو تماس حاصل کند و تمامی مارکرها در میدان دید دوربین‌ها باشند. پس از جمع‌آوری داده‌ها، برای هر آزمودنی سه چرخه گام کامل (شامل فازهای اتکا و نوسان هر دو پا) استخراج و برای تحلیل استفاده شد. از آنجایی که همه آزمودنی‌ها پای غالبشان راست بود و در تحلیل داده‌ها تفاوتی بین پاها مشاهده نشد، فقط پای راست برای تحلیل‌های بعدی در نظر گرفته شد. پارامترهای فضایی-زمانی شامل شامل طول قدم، طول گام، زمان قدم، زمان گام، مدت‌زمان فاز اتکا و نوسان، زمان‌های حمایت تک‌پا و دوپا، کادنس و سرعت راه‌رفتن، زمان نسبی (برحسب درصدی از چرخه گام) جدا شدن پنجه پا بودند. این پارامترها از طریق داده‌های کینماتیکی Vicon و یا ترکیب داده‌های مکان–زمان و طول گام محاسبه شدند. همچنین برای هریک از پارامترهای مذکور، ضریب تغییرات (COV) براساس سه چرخه کامل گام محاسبه شد تا میزان تغییرپذیری بین چرخه‌های گام تعیین شود؛ بر این اساس، ابتدا میانگین و انحراف معیار هر پارامتر در سه چرخه گام استخراج شد و سپس COVاز طریق تقسیم انحراف معیار بر میانگین و ضرب در ۱۰۰ درصد محاسبه شد.

مداخله تمرینی (تمرینات شناختی-تعادلی)

گروه ناشنوا به مدت هشت هفته برنامه تمرینی ویژه‌ای را دریافت کرد که به‌منظور بهبود هم‌زمان مهارت‌های شناختی و تعادلی طراحی شده بود. جلسات تمرین به صورت سه بار در هفته برگزار شد و مدت هر جلسه حدود ۷۰ دقیقه بود. محتوای کلی هر جلسه شامل ۱۰ دقیقه گرم‌کردن عمومی، حدود ۵۵ دقیقه تمرینات اصلی شناختی-تعادلی و در پایان ۵ دقیقه سردکردن و حرکات کششی آرام بود (جدول ۱). برای طراحی تمرینات اصلی از ترکیب فعالیت‌هایی استفاده شد که چالش‌های تعادلی را با وظایف شناختی همراه می‌کردند (۲۰-۱۸، ۱۳، ۹)؛ به عنوان نمونه، کودکان در حالی که روی تخته تعادل یا سطح ناپایدار (مانند تخته تعادل یا فوم) می‌ایستادند و سعی در حفظ ثبات داشتند، به سؤالات ساده ریاضی که به صورت تصویری به آن‌ها ارائه می‌شد، پاسخ می‌دادند یا بازی‌های حافظه کلامی انجام می‌دادند. تمرینات دیگر شامل راه‌رفتن روی مسیر مستقیم همراه با انجام فعالیت ذهنی (مثل شمردن معکوس اعداد یا به خاطر سپردن توالی رنگ‌ها) بود. همچنین بازی‌های حرکتی طراحی شد که کودکان می‌بایست هم‌زمان با جابه‌جایی مرکز ثقل و حفظ تعادل، تصمیم‌گیری شناختی می‌داشتند (مانند ایستادن تک‌پا و پرتاب و گرفتن توپ با شمارش اعداد خاص). شدت و پیچیدگی تمرینات به‌تدریج طی هفته‌ها افزایش یافت؛ به طوری‌که در هفته‌های ابتدایی تمرکز بر یادگیری تکلیف و حفظ ایمنی بود و در ادامه، دشواری تمرینات با کاهش سطح اتکا، افزایش سرعت پاسخ‌دهی شناختی و اجرای تکالیف در شرایط چالش‌برانگیزتر افزایش پیدا کرد. تنظیم شدت تمرینات براساس توانایی عملکردی و تحمل فردی کودکان و با نظارت مربی و کاردرمانگر انجام شد؛ به طوری که در هفته‌های ابتدایی بیشتر تمرکز بر یادگیری تکلیف و حفظ ایمنی بود و در هفته‌های پایانی تمرینات در شرایط چالش‌برانگیزتری (مانند بستن چشم‌ها، افزایش سرعت پاسخ‌دهی شناختی یا کاهش سطح اتکا) انجام شد. تمامی جلسات توسط مربی متخصص تربیت‌بدنی و کاردرمانگر آشنا با ناشنوایان نظارت شد و کودکان با زبان اشاره یا حرکات نمایشی، دستورالعمل‌های تمرینی را دریافت می‌کردند تا اطمینان حاصل شود که ماهیت شناختی تمرینات به‌درستی درک شده است. گروه کنترل در این مدت، هیچ برنامه تمرینی خاصی دریافت نکرد و فقط در فعالیت‌های عادی مدرسه (نظیر کلاس تربیت‌بدنی) حضور داشت. پس از تکمیل دوره هشت‌هفته‌ای، دوباره آزمون راه‌رفتن برای هر دو گروه انجام و داده‌های پس‌آزمون ثبت شد.

جدول ۱- برنامه هشت‌هفته‌ای تمرینات شناختی-تعادلی

Table 1- Eight-week cognitive–balance training program

هفته Week	هدف اصلی Main Objective	تمرینات تعادلی Balance Exercises	تکلیف شناختی هم‌زمان Concurrent Cognitive Task	پیشرفت شدت/پیچیدگی Progression of Intensity/Complexity
1-2	آشنایی با تمرینات و حفظ ثبات پایه Familiarization with exercises and maintenance of basic stability	ایستادن دوپا روی سطح پایدار و فوم، راه‌رفتن مستقیم Double-leg stance on stable and foam surfaces, straight walking	شمارش اعداد، تشخیص رنگ‌ها Counting numbers, color recognition	سرعت پایین، چشم باز، حمایت دوپا Low speed, eyes open, double-leg support
1-2	هماهنگی پایه شناختی–حرکتی Basic cognitive–motor coordination	ایستادن روی تخته تعادل با جابه‌جایی وزن Standing on a balance board with weight shifting	پاسخ به سؤالات ساده ریاضی Answering simple arithmetic questions	مدت کوتاه (10-15 ثانیه) Short duration (10–15 s)
3-4	بهبود کنترل پاسچر دینامیک Improvement of dynamic postural control	راه‌رفتن روی خط مستقیم و عبور از موانع کوتاه Walking on a straight line and stepping over low obstacles	شمارش معکوس، یادآوری توالی رنگ Backward counting, recalling color sequences	کاهش سطح اتکا، افزایش زمان اجرا Reduced base of support, increased task duration
3-4	کنترل تعادل تک‌پا Single-leg balance control	ایستادن تک‌پا روی فوم یا تخته تعادل Single-leg stance on foam or balance board	حافظه کوتاه‌مدت و بازی‌های یادآوری Short-term memory and recall games	کاهش حمایت دستی Reduced manual support
5-6	افزایش بار شناختی–حرکتی Increased cognitive–motor load	راه‌رفتن همراه تغییر جهت و انتقال وزن Walking with direction changes and weight transfer	تصمیم‌گیری سریع (انتخاب رنگ/عدد) Rapid decision-making (color/number selection)	افزایش سرعت پاسخ‌دهی Increased response speed
5-6	ثبات در شرایط چالش‌برانگیز Stability under challenging conditions	ایستادن روی سطح ناپایدار همراه پرتاب و دریافت توپ Standing on unstable surfaces while throwing and catching a ball	شمارش هم‌زمان یا پاسخ به سؤالات شناختی Simultaneous counting or cognitive questioning	زمان بیشتر و کاهش اتکا Longer duration and reduced support
7-8	بهبود کنترل دوگانه و ثبات دینامیک Improvement of dual-task control and dynamic stability	راه‌رفتن روی مسیر باریک و تکلیف دوگانه Walking on a narrow path with dual-task performance	انجام هم‌زمان حافظه کاری و تصمیم‌گیری Simultaneous working memory and decision-making	افزایش پیچیدگی تکلیف Increased task complexity

7-8	تثبیت الگوی حرکتی Stabilization of movement pattern	ایستادن تک‌پا با چشم بسته و تغییر مرکز ثقل Single-leg stance with eyes closed and center-of-mass shifting	پاسخ‌دهی تحت محدودیت زمانی Responding under time constraints	افزایش دشواری و کاهش بازخورد بیرونی Increased difficulty and reduced external feedback

تجزیه و تحلیل داده‌ها

برای مقایسه تغییرات بین دو گروه و درون هر گروه از آزمون‌های آماری پارامتریک استفاده شد. ابتدا نرمال بودن توزیع داده‌ها با آزمون شاپیرو-ویلک تأیید شد. سپس آزمون تی مستقل برای مقایسه گروه ناشنوا و گروه سالم در مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون به کار رفت. آزمون تی زوجی نیز به‌منظور بررسی تغییرات درون‌گروهی (پیش از مداخله در برابر پس از مداخله) استفاده شد. سطح معناداری آماری در تمامی تحلیل‌ها ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. برای تحلیل موج نیروهای عکس‌العمل زمین در طی فاز اتکای گام (صفر تا ۱۰۰ درصد زمان اتکا)، از روش SPM بر پایه آزمون تی بهره گرفته شد؛ بدین صورت که منحنی نیرو-زمان هر مؤلفه GRF برای هر فرد محاسبه و در بازه صفر تا ۱۰۰ درصد نرمال‌سازی زمانی شد. سپس آزمون‌های مقایسه‌ای بین‌گروهی (ناشنوا در مقابل سالم) و درون‌گروهی (پیش‌آزمون در مقابل پس‌آزمون برای گروه‌ها) به شکل تابعی روی این منحنی‌ها اعمال شد. این روش امکان شناسایی بازه‌های زمانی معنادار (کلاسترهای زمانی با $P<۰/۰۵$) را در منحنی GRF فراهم می‌کند. تمامی تحلیل‌های آماری با نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۶ و نرم‌افزار MATLAB (کتابخانه SPM1D) انجام گرفت.

نتایج

پارامترهای فضایی–زمانی گام‌برداری

نتایج آزمون‌های تی مستقل و تی زوجی مربوط به پارامترهای فضایی-زمانی گام‌برداری در جدول (۲) ارائه شده است. مقایسه نتایج بین‌گروهی نشان داد، در هر دو مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون، اختلاف بین دو گروه در شاخص‌های فضایی-زمانی گام‌برداری معنادار نبود ($P>۰/۰۵$)؛ یعنی اجرای دوره هشت‌هفته‌ای تمرینات شناختی تعادلی، تغییر معناداری را در این متغیرها ایجاد نکرد.

تغییرپذیری (COV) پارامترهای فضایی–زمانی

نتایج آزمون تی مستقل در جدول (۳) ارائه شده است. طبق نتایج بین‌گروهی، در مرحله پیش‌آزمون، مقدار CoV به طور کلی در گروه DG بیشتر از گروه کنترل بود، اما این اختلاف در متغیرهای کادنس، زمان قدم، طول گام و طول قدم، سرعت راه رفتن و زمان نوسان معنادار بود ($P<۰/۰۵$). پس از اجرای مداخله شناختی، اختلاف بین دو گروه کاهش یافت؛ به طوری که این اختلافات به سطح غیرمعنادار رسید. مقایسه درون‌گروهی نیز نشان داد، گروه مداخله شناختی در مقدار تغییرپذیری برخی پارامترها کاهش معناداری را نشان داد. طبق نتایج مندرج در جدول (۳)، CoV در متغیرهای کادنس، زمان قدم، طول گام و سرعت راه رفتن پس‌مداخله نسبت به پیش‌آزمون کاهش معناداری را نشان داد.

نیروی‌های عکس‌العمل زمین

نیروهای عکس‌العمل زمین در سه مؤلفه عمودی (Fz)، قدامی-خلفی (Fy)، میانی-جانبی (Fx) در دو گروه DG و CG، پیش و پس از اجرای مداخلات شناختی تعادلی مقایسه شد.

نیروی عکس‌العمل زمین در راستاری عمودی

تحلیل الگوی SPM{t} بین گروه‌ها در مراحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون نشان داد که گروه DG نسبت به گروه CG در انتهای فاز اتکا (۹۸ تا ۱۰۰ درصد مرحله اتکا) نسبت به گروه CG دارای Fz کمتری بود (P=۰/۰۴). همچنین نتایج درون‌گروهی نشان‌دهنده اختلاف معنادار بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه DG بود (۴۴ تا ۹۰ درصد، P=۰/۰۰۰). این نتایج در شکل (۲) گزارش داده شده است.

نیروی عکس‌العمل زمین در راستاری قدامی-خلفی

نتایج تحلیل الگوی SPM{t} در این محور نشان‌دهنده نبود اختلاف معنادار بین‌گروهی و درون‌گروهی بود؛ اما به طور کلی همان طور که در شکل (۳) نیز مشاهده می‌شود، مقدار این نیرو در فاز ترمزکنندگی و پیش‌برنده در گروه DG نسبت به گروه CG کمتر بود. گروه ناشنوا در پس‌آزمون کاهش معنادار در نیروی ترمزگیری طی ۱۰ تا ۲۸ درصد از فاز تکیه‌گاه (P=۰/۰۴۲) و افزایش معنادار در نیروی پیش‌رانش طی ۷۲ تا ۸۹ درصد (P=۰/۰۳۱) را نشان داد (شکل ۳). این تغییرات بیانگر بهبود کنترل در فازهای کاهش و افزایش شتاب حرکتی است.

نیروی عکس العمل زمین در راستاری میانی-جانبی

طبق تحلیل الگوی SPM{t} در محور میانی-جانبی که در شکل (۴) نشان داده شده است، اختلاف بین دو گروه در مرحله پیش‌آزمون در اواسط (۵۳/۶-۵۹/۴ درصدی، P=۰/۰۱۹) و اواخر فاز اتکا (۹۴/۸-۱۰۰ درصدی، P=۰/۰۲۴) معنادار بود. طبق نمودار، به طور کلی مقدار این نیرو در پیش‌آزمون گروه DG کمتر از گروه CG بود. بعد از مداخله شناختی این نتایج مشابه بود؛ یعنی در اواسط فاز اتکا (۳۹/۴-۶۰/۴ درصدی، P=۰/۰۰۰) و اواخر فاز اتکا (۹۷/۷-۱۰۰ درصدی، P=۰/۰۴۲) مقدار نیروی FX در گروه DG به طور معناداری کمتر از گروه CG بود. مقایسه درون‌گروهی نیز نشان‌دهنده نبود تغییر معنادار بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در هر دو گروه بود (P>۰/۰۵). در این محورکاهش معنادار دامنه نیروی جانبی در بازه ۱۸ تا ۳۶ درصد از فاز تکیه‌گاه بیانگر بهبود ثبات جانبی در مرحله میانی تکیه‌گاه است.

جدول ۲- مقایسه پارامترهای فضایی–زمانی گام‌برداری (انحراف معیار ± میانگین) بین گروه ناشنوا و گروه سالم در مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون (شامل نتایج آزمون‌های تی مستقل و زوجی)

Table 2- Comparison of spatiotemporal parameters of gait (mean ± standard deviation) between the deaf group and the healthy group in the pre-test and post-test stages (including results of independent and paired t-tests)

درون‌گروهی CG Within a group CG		درون‌گروهی DG Within a group DG		بین‌گروهی، پس‌آزمون Between-group, post-test		بین‌گروهی، پیش‌آزمون Between-group, pre-test		پس‌آزمون CG CG Post-test	پیش‌آزمون CG CG Pre-test	پس‌آزمون DG DG Post-test	پیش‌آزمون DG DG Pre-test	
p	t	p	t	p	t	p	t					
0.86	0.18	0.94	0.07	0.91	0.11	0.88	0.15	126.57 ± 11.10	126.65 ± 11.56	126.16 ± 8.51	125.90 ± 15.29	کادنس Cadence
0.74	0.34	0.76	0.31	0.87	0.16	0.74	0.33	0.955 ± 0.087	0.956 ± 0.087	0.960 ± 0.076	0.967 ± 0.099	زمان گام Stride time
0.34	0.97	0.89	0.12	0.44	0.77	0.51	0.66	0.477 ± 0.047	0.479 ± 0.047	0.493 ± 0.046	0.491 ± 0.052	زمان قدم Step time
0.88	0.15	0.45	0.78	0.68	0.41	0.79	0.27	0.390 ± 0.024	0.390 ± 0.023	0.395 ± 0.039	0.386 ± 0.050	حمایت تک‌اتکایی Single-support
1.00	0.00	0.21	1.30	0.33	0.99	0.94	0.06	0.179 ± 0.044	0.179 ± 0.042	0.164 ± 0.039	0.178 ± 0.031	حمایت دواتکایی Double-support
0.35	0.96	0.25	1.19	0.33	0.99	0.98	0.03	58.90 ± 2.28	59.07 ± 1.83	58.14 ± 1.94	59.05 ± 2.49	جدا شدن پنجه Toe off
0.13	1.58	0.58	0.57	0.44	0.77	0.15	1.47	1.127 ± 0.123	1.132 ± 0.124	1.085 ± 0.171	1.067 ± 0.118	طول گام Stride length
0.70	0.39	0.62	0.49	0.57	0.57	0.92	0.10	0.559 ± 0.087	0.559 ± 0.084	0.535 ± 0.133	0.555 ± 0.131	طول قدم Step length
0.86	0.17	0.75	0.31	0.34	0.97	0.17	1.42	1.197 ± 0.190	1.198 ± 0.194	1.132 ± 0.179	1.113 ± 0.127	سرعت گام‌برداری Walking Speed
0.33	1.01	0.52	0.66	0.81	0.23	0.81	0.25	0.563 ± 0.063	0.565 ± 0.063	0.558 ± 0.054	0.571 ± 0.065	زمان اتکا Stance time
0.82	0.23	0.46	0.76	0.35	0.95	0.71	0.38	0.391 ± 0.031	0.390 ± 0.029	0.401 ± 0.030	0.396 ± 0.046	زمان نوسان Swing time

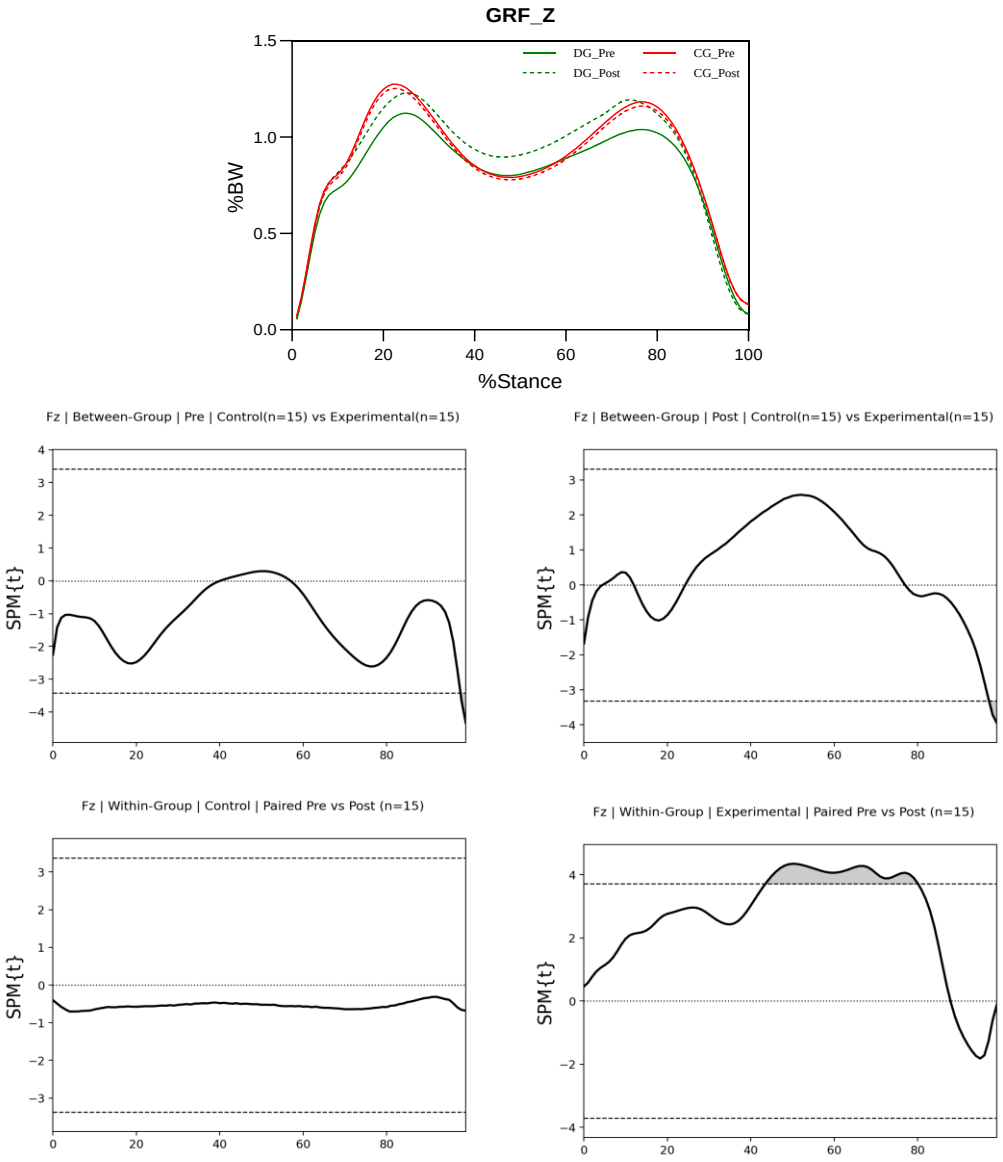
نکته: واحد متغیرهای فضایی–زمانی گام‌برداری: کادنس: قدم /دقیقه؛ زمان گام: ثانیه؛ زمان قدم: ثانیه؛ حمایت تک‌اتکایی: ثانیه؛ حمایت دواتکایی: ثانیه؛ جدا شدن پنجه: درصد؛ طول گام: متر؛ طول قدم: متر؛ سرعت گام‌برداری: متر بر ثانیه؛ زمان اتکا: ثانیه؛ زمان نوسان: ثانیه؛ t: آماره آزمون تی؛ P: سطح معناداری آماری؛ CG: گروه کنترل؛ DG: گروه ناشنوا؛ سطح معناداری برای آزمون‌ها برابر با ۰/۰۵ در نظر گرفته شده است.

جدول ۳- مقایسه تغییرپذیری پارامترهای فضایی–زمانی گام‌برداری (انحراف معیار ± میانگین) بین گروه ناشنوا و گروه سالم در مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون (شامل نتایج آزمون‌های تی مستقل و زوجی)

Table 3- Comparison of the variability of spatiotemporal parameters of gait (standard deviation ± mean) between the deaf group and the healthy group in the pre-test and post-test stages (including the results of independent and paired t-tests

درون گروهی CG Within a group CG		درون گروهی DG Within a group DG		بین گروهی، پس آزمون Between-group, post-test		بین گروهی، پیش –آزمون Between-group, pre-test		پس آزمون CG CG Post-test	پیش آزمون CG CG Pre-test	پس آزمون DG DG Post-test	پیش آزمون DG DG Pre-test	
p	t	p	t	p	t	p	t					
0.69	0.40	0.02	2.88	0.21	1.27	0.02	2.38	2.51 ± 1.21	2.27 ± 1.00	3.16 ± 1.65	3.56 ± 1.64	کادنس Cadence
0.83	0.22	0.97	0.03	0.24	1.20	0.12	1.60	2.13 ± 1.11	2.18 ± 1.17	3.12 ± 3.00	3.09 ± 1.85	زمان گام Stride time
0.27	1.15	0.00	3.58	0.13	1.53	0.04	2.34	4.59 ± 1.82	4.29 ± 1.78	3.53 ± 1.99	5.75 ± 2.13	زمان قدم Step time
0.56	0.59	0.86	0.17	0.07	1.85	0.06	1.98	3.92 ± 1.66	3.80 ± 2.26	5.79 ± 3.55	5.57 ± 2.63	حمایت تک اتکایی Single-support
0.45	0.76	0.38	0.90	0.11	1.66	0.44	0.773	14.36 ± 12.44	14.32 ± 12.41	17.46 ± 9.64	21.06 ± 9.41	حمایت دواتکایی Double-support
0.35	0.95	0.75	0.33	0.12	1.59	0.49	0.695	2.93 ± 2.04	2.75 ± 1.99	3.95 ± 1.40	3.55 ± 4.01	جدا شدن پنجه Toe off
0.71	0.37	0.04	2.24	0.63	0.475	0.01	2.55	3.54 ± 3.32	3.62 ± 3.33	4.18 ± 2.10	7.12 ± 2.29	طول گام Stride length
0.22	1.27	0.05	2.11	0.48	0.704	0.01	2.51	5.90 ± 4.73	6.15 ± 4.89	7.33 ± 4.23	11.22 ± 6.71	طول قدم Step length
0.14	1.54	0.02	2.50	0.11	1.64	0.00	3.15	4.14 ± 2.80	3.86 ± 3.03	5.17 ± 2.96	8.68 ± 3.54	سرعت گام‌برداری Walking Speed
0.87	0.16	0.38	0.89	0.09	1.73	0.38	0.877	3.97 ± 2.18	3.94 ± 2.44	5.61 ± 2.95	4.66 ± 2.07	زمان اتکا Stance time
0.75	0.31	0.72	0.36	0.08	1.793	0.01	2.78	3.25 ± 3.30	3.17 ± 3.44	5.65 ± 4.11	6.13 ± 2.30	زمان نوسان Swing time

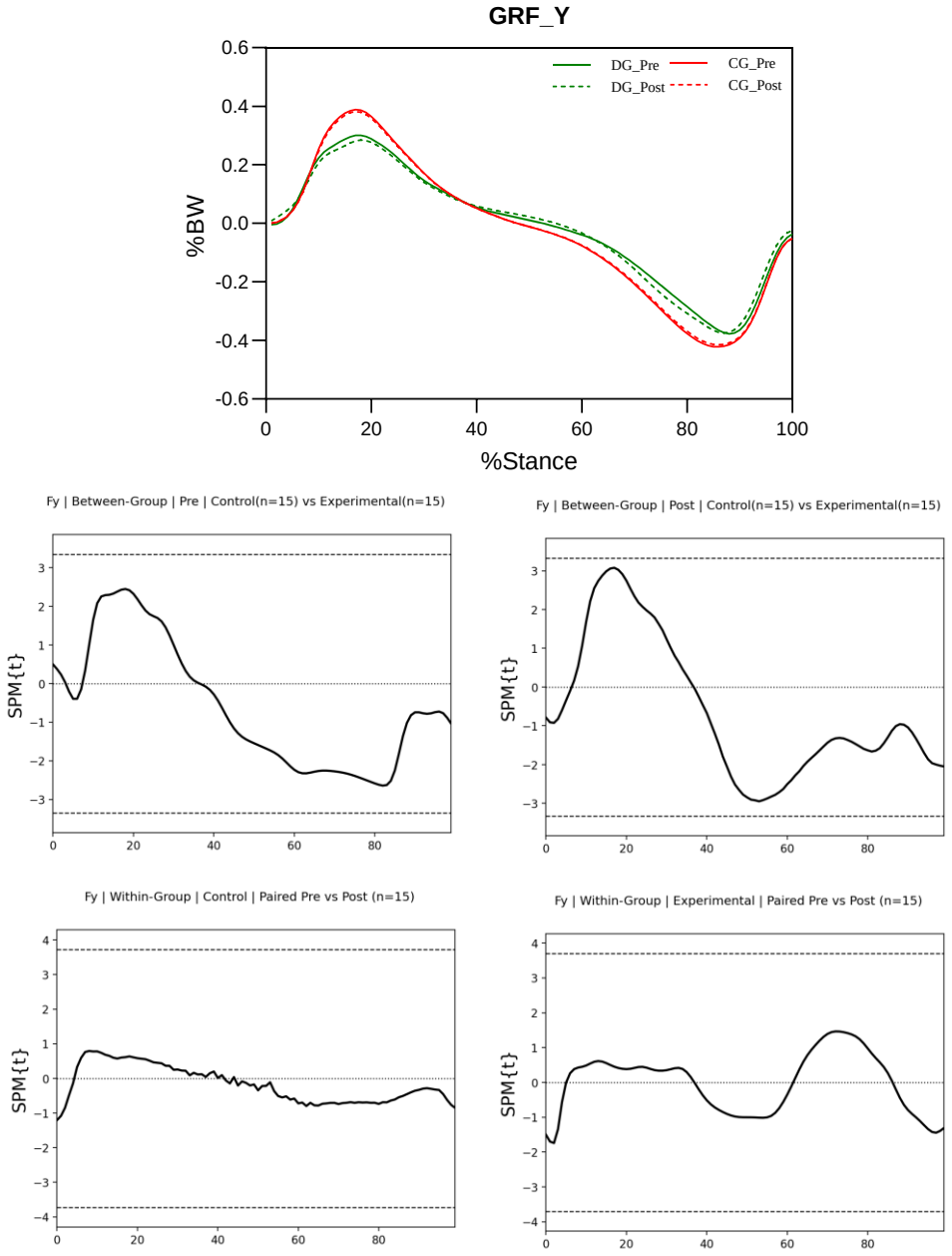
نکته: واحد متغیرهای فضایی–زمانی گام‌برداری: کادنس: قدم /دقیقه؛ زمان گام: ثانیه؛ زمان قدم: ثانیه؛ حمایت تک‌اتکایی: ثانیه؛ حمایت دواتکایی: ثانیه؛ جدا شدن پنجه: درصد؛ طول گام: متر؛ طول قدم: متر؛ سرعت گام‌برداری: متر بر ثانیه؛ زمان اتکا: ثانیه؛ زمان نوسان: ثانیه؛ t: آماره آزمون تی؛ P: سطح معناداری آماری؛ CG: گروه کنترل؛ DG: گروه ناشنوا؛ سطح معناداری برای آزمون‌ها برابر با ۰/۰۵ در نظر گرفته شده است.



شکل ۲- نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی (Fz) و نتایج SPM{t} مربوط به آن

Figure 2- Vertical ground reaction force (Fz) and its corresponding SPM{t} results

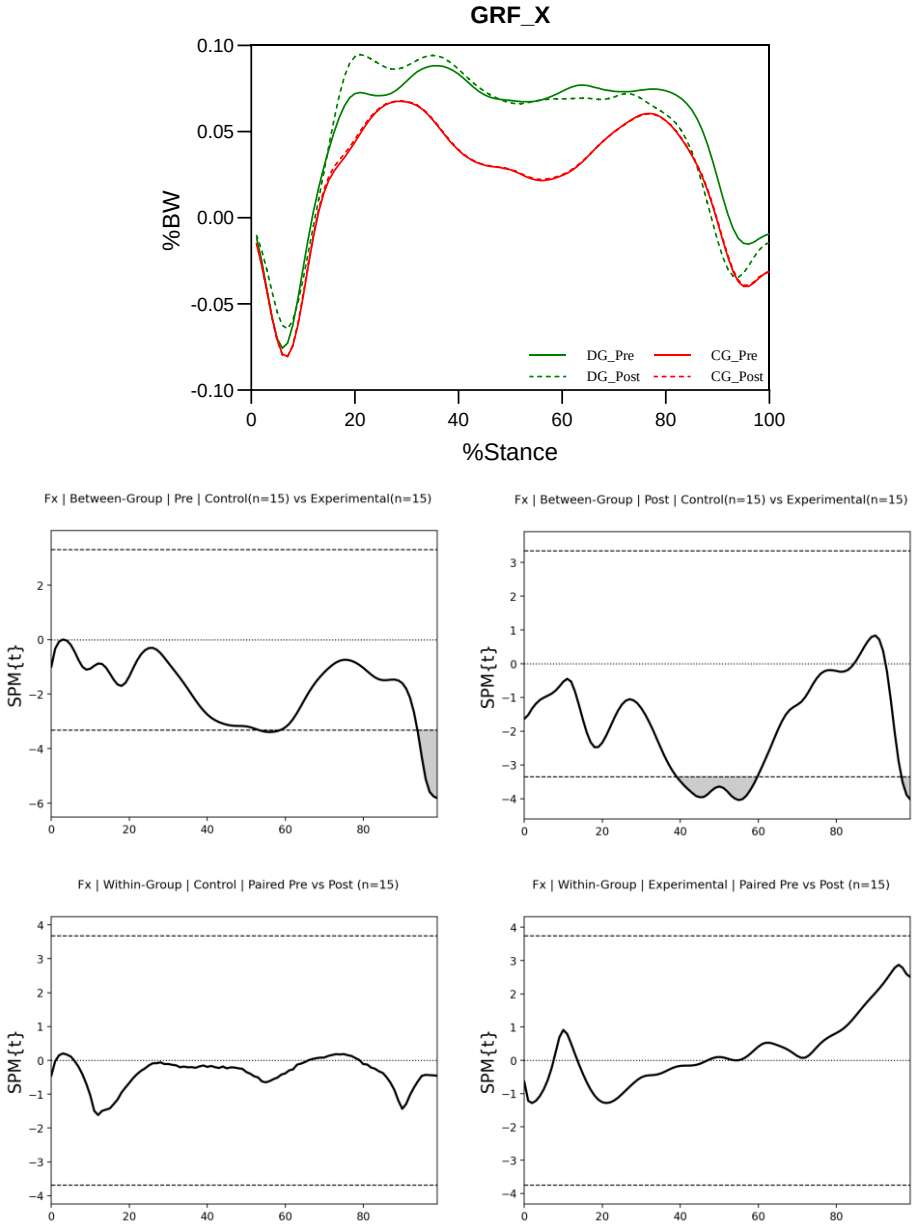
ردیف بالا: Fz (میانگین± انحراف معیار) در طول صفر تا ۱۰۰ درصد فاز اتکا برای گروه‌های ناشنوا (DG) و کنترل (CG) در پیش‌آزمون و پس‌آزمون؛ ردیف وسط: مقایسه بین‌گروهی با استفاده از SPM{t} در پیش‌آزمون و پس‌آزمون؛ نواحی سایه‌خورده نشان‌دهنده کلاسترهای معنادار در سطح p<۰/۰۵ هستند؛ ردیف پایین: مقایسه درون‌گروهی برای DG (پیش در برابر پس از هشت هفته تمرینات شناختی) با SPM{t}، نواحی سایه‌خورده نشان‌دهنده کلاسترهای معنادار در سطح P<۰/۰۵ است.



شکل ۳- نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی خلفی (FY) و نتایج SPM{t} مربوط به آن

Figure 3- Anterior–posterior ground reaction force (Fy) and the corresponding SPM{t} results

ردیف بالا: F_Y (میانگین± انحراف معیار) در طول ص تا ۱۰۰ درصد فاز اتکا برای گروه‌های ناشنوا (DG) و کنترل (CG) در پیش‌آزمون و پس‌آزمون؛ ردیف وسط: مقایسه بین‌گروهی با استفاده از SPM{t} در پیش‌آزمون و پس‌آزمون؛ ردیف پایین: مقایسه درون‌گروهی برای دو گروه با SPM{t}.



شکل ۴- نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی (FX) و نتایج SPM{t} مربوط به آن

Figure 4- Mediolateral ground reaction force (Fx) and the corresponding SPM{t} results

ردیف بالا: F_X (میانگین± انحراف معیار) در طول صفر تا ۱۰۰ درصد فاز اتکا برای گروه‌های ناشنوا (DG) و کنترل (CG) در پیش‌آزمون و پس‌آزمون؛ ردیف وسط: مقایسه بین‌گروهی با استفاده از SPM{t} در پیش‌آزمون و پس‌آزمون؛ نواحی سایه‌خورده نشان‌دهنده کلاسترهای معنادار در سطح $p<۰/۰۵$ هستند؛ ردیف پایین: مقایسه درون‌گروهی برای دو گروه با SPM{t}.

بحث و نتیجه‌گیری

در پژوهش حاضر اثر یک دوره تمرین شناختی-تعادلی بر پارامترهای گام‌برداری کودکان ناشنوای مادرزادی بررسی شد. یافته‌ها نشان داد که میانگین پارامترهای فضایی-زمانی گام‌برداری (نظیر کادنس، سرعت، طول گام و زمان‌های مراحل گام) در مقایسه بین دو گروه ناشنوا و سالم تفاوت معناداری نداشت؛ به عبارت دیگر، اجرای دوره هشت‌هفته‌ای این تمرینات نتوانست تغییر چشمگیری در میانگین الگوی گام‌برداری کودکان ناشنوا ایجاد کند؛ تاحدی‌که پس از مداخله نیز مقادیر این شاخص‌ها به سطح کودکان سالم نزدیک شد، اما از نظر آماری همچنان غیرمتمایز باقی ماند. این نبود تفاوت معنادار در شاخص‌های فضایی-زمانی با برخی مطالعات پیشین همخوانی دارد؛ برای نمونه، مجلسی و همکاران گزارش کردند که یک دوره تمرین تعادلی مبتنی بر حس عمقی، با وجود کاهش معنادار نوسانات پاسچر، تأثیر معناداری بر افزایش سرعت راه‌رفتن کودکان ناشنوا نداشت (۱۳). در مطالعه حاضر نیز سرعت خودانتخابی راه‌رفتن و آهنگ گام‌برداری کودکان ناشنوا پس از تمرین بهبود جزئی یافت، اما این بهبود از نظر آماری درخورتوجه نبود. ممکن است یکی از دلایل نبود تغییر معنادار سرعت و طول گام، ماهیت خودانتخابی سرعت راه‌رفتن باشد که کودکان حتی پس از تمرین نیز تمایل داشتند با سرعتی حرکت کنند که برایشان راحت و ایمن است. همچنین ممکن است مدت و شدت مداخله برای ایجاد تغییر در الگوهای بنیادی راه‌رفتن کافی نبوده است یا اینکه پارامترهای فضایی-زمانی به علت سازوکارهای جبرانی کودکان ناشنوا در سطح نزدیک به طبیعی باقی مانده‌اند. جالب توجه است که در یک کارآزمایی اخیر، زارعی و همکاران نشان دادند تمرینات حس‌عمقی به مدت هشت هفته توانست برخی پارامترهای راه‌رفتن ناشنوایان مانند طول گام و زمان گام را نسبت به پیش از تمرین بهبود دهد (۱)؛ البته در مطالعه آن‌ها، مداخله صرفاً بر حس‌عمقی متمرکز بود و مقایسه‌ای با گروه سالم نیز صورت نگرفت. درمقابل، نتایج پژوهش حاضر حاکی از آن است که تمرینات ترکیبی شناختی-تعادلی بیش از آنکه الگوی کلی گام‌برداری (میانگین‌ها) را تغییر دهد، موجب بهبود کیفیت کنترل حرکتی و ثبات گام‌ها در کودکان ناشنوا شده است؛ این امر در کاهش نوسانات و تغییرپذیری گام‌برداری گروه ناشنوا پس از مداخله منعکس شد.

تغییرپذیری گام‌برداری (COV) به عنوان شاخصی از ثبات و یکنواختی در راه‌رفتن در این مطالعه مدنظر بود. پیش از مداخله، تغییرپذیری بسیاری از پارامترهای گام‌برداری در گروه ناشنوا به طور درخورتوجهی بیشتر از کودکان سالم بود؛ این امر در ادبیات نیز به‌عنوان گام‌های نامنظم‌تر ناشنوایان گزارش شده است (۲۱)، اما پس از تمرینات شناختی-تعادلی، مقدار COVدر چندین پارامتر کلیدی به طور معناداری در گروه ناشنوا کاهش یافت. به طور مشخص، ضریب تغییرات کادنس، زمان گام، طول گام و سرعت راه‌رفتن در گروه ناشنوا پس از دوره تمرین نسبت به پیش‌آزمون کاهش معناداری را نشان داد (برای مثال، COV کادنس از حدود ۵ درصد به ۳ درصد کاهش یافت. این کاهش تغییرپذیری بیانگر آن است که کودکان ناشنوا پس از مداخله توانستند الگوی راه‌رفتن خود را با یکنواختی و ثبات بیشتری تکرار کنند و نوسانات گام به گام را کاهش دهند؛ درنتیجه در پس‌آزمون تفاوت‌های تغییرپذیری بین دو گروه تا حد زیادی از بین رفت و برای اکثر شاخص‌ها اختلاف معناداری میان گروه ناشنوا و سالم مشاهده نشد. این یافته حاکی از اثر مثبت مداخله بر کنترل حرکتی کودکان ناشنوا است؛ به نحوی که توانست الگوی راه‌رفتن متغیر و ناپایدار آنان را پایدارتر کند. از دیدگاه عصبی-عضلانی، کاهش COVمی‌تواند ناشی از بهبود هماهنگی در زمان‌بندی انقباضات عضلات و به‌کارگیری مؤثرتر بازخوردهای حسی برای تنظیم گام‌ها باشد (۲۲). در تمرینات شناختی-تعادلی این پژوهش، کودکان یاد گرفتند ضمن انجام وظایف شناختی، توجه خود را به حفظ ریتم و تعادل معطوف کنند. چنین افزایش توجه و آگاهی حرکتی احتمالاً منجر به کاهش خطاهای سیستم

کنترلی در هر چرخه گام شده و درنهایت سطح تغییرپذیری را پایین آورده است. نتایج مطالعه‌ای نیز نشان داد که تمرینات تعادلی-حسی باعث کاهش جزئی در تغییرپذیری گام‌برداری ناشنوایان شد، اما این کاهش در اغلب شاخص‌ها معنادار نبود و تنها در یک متغیر (زمان اتکا تک‌پا) اختلاف گروه‌ها پس از تمرین محو شد (۴). یافته‌های تحقیق حاضر از این منظر فراتر می‌رود که در چندین شاخص مهم کاهش معنادار COV مشاهده شد. می‌توان نتیجه گرفت که اضافه کردن مؤلفه‌های شناختی به تمرینات تعادلی، اثربخشی بیشتری ب بهبود ثبات دینامیکی راه‌رفتن ناشنوایان داشته و توانسته است الگوی راه‌رفتن آن‌ها را پیش‌بینی‌پذیرتر و منسجم‌تر کند. این بهبود ثبات گام احتمالاً به کاهش خطر زمین‌خوردن و افزایش اطمینان حرکتی کودکان ناشنوا در فعالیت‌های روزمره منجر می‌شود؛ موضوعی که در تحقیقات آینده می‌تواند به طور مستقیم ارزیابی شود.

یکی دیگر از یافته‌های کلیدی این پژوهش، مشاهده تغییرات مطلوب در الگوی GRF گروه ناشنوا پس از مداخله بود. هر دو گروه ناشنوا و سالم در پیش‌آزمون الگوی طبیعی دوفازی در مؤلفه قدامی-خلفی (شامل فاز تزمزکنندگی و فاز پیش‌برندگی) و الگوی دوقله‌ای در مؤلفه عمودی را نشان دادند، اما میزان نیروها در برخی فازهای گام بین گروه‌ها تفاوت داشت. پیش از مداخله، کودکان ناشنوا تمایل به اعمال نیروی کمتری در جهت قدامی-خلفی در هر دو فاز تزمزکنندگی (اوایل اتکا) و پیش‌برندگی (اواخر اتکا) نسبت به همسالان سالم داشتند؛ یعنی در حالت پایه، ناشنوایان احتمالاً با احتیاط بیشتری پاشنه را بر زمین می‌گذاشتند (کاهش نیروی منفی ترمزگیری) و همچنین با نیروی کمتری خود را به جلو هل می‌دادند (کاهش نیروی مثبت پیش‌برندگی) که می‌تواند به سرعت راه‌رفتن کمتر و الگوی محافظه‌کارانه منجر شود. پس از دوره تمرینی، اما تغییرات معناداری در مؤلفه قدامی-خلفی GRF گروه ناشنوا مشاهده شد. براساس نتایج SPM، گروه ناشنوا در پس‌آزمون طی ۱۰ تا ۲۸ درصدی ابتدای فاز اتکا نیروی تزمزکنندگی کمتری را به زمین وارد کرد (کاهش معنادار نسبت به پیش‌آزمون و طی ۷۲ تا ۸۹ درصدی انتهای فاز اتکا نیروی پیش‌برندگی بیشتری تولید کرد (افزایش معنادار نسبت به پیش‌آزمون)؛ به بیان ساده، پس از تمرینات شناختی-تعادلی کودکان ناشنوا هنگام برخورد پا به زمین، نرم‌تر و با شتاب‌گیری کنترل‌شده‌تری گام برمی‌داشتند (کاهش نیروی تزمزکنندگی) و در لحظه جدا شدن پنجه و هل دادن به جلو نیروی قوی‌تری تولید می‌کردند (افزایش نیروی پیش‌برندگی). این تغییرات از دید بیومکانیکی بسیار حائز اهمیت است؛ زیرا کاهش نیروی ترمزکنندگی می‌تواند نشان‌دهنده کنترل بهتر در فاز کاهش شتاب و جلوگیری از افت ناگهانی سرعت باشد و افزایش نیروی پیش‌برندگی بیانگر بهبود توانایی تولید نیروی جلوبرنده توسط عضلات پلانتارفلکسور مچ پا (مانند عضله گاستروکنمیوس و سولئوس) در فاز رانش است (۲۳)؛ درنتیجه این کودکان پس از تمرین قادر بودند با اعتمادبه‌نفس بیشتری به جلو حرکت کنند و نیروی محرکه بیشتری در هر گام ایجاد نمایند؛ عاملی که می‌تواند به بهبود سرعت و کارایی راه‌رفتن آن‌ها در بلندمدت منجر شود. چنین بهبودی در کنترل نیروهای قدامی-خلفی را می‌توان به ارتقای هماهنگی عصبی-عضلانی و زمان‌بندی بهینه‌تر انقباضات عضلانی نسبت داد که حاصل تمرینات دوگانه شناختی-تعادلی است. به طور مشابه، جعفرنژادگرو و همکاران گزارش کردند که کودکان ناشنوا به طور معمول نیروی پیش‌برندگی کمتری نسبت به افراد سالم اعمال می‌کنند و این می‌تواند یکی از دلایل سرعت کمتر راه‌رفتن آن‌ها باشد (۶)؛ لذا افزایش نیروی پیش‌برندگی در مطالعه حاضر نشان می‌دهد که مداخله توانسته است به رفع بخشی از این نقص کمک کند و الگوی تولید نیرو را به الگوی کودکان سالم نزدیک‌تر سازد.

در مؤلفه میانی-جانبی (Fx)، تغییرات درون‌گروهی معنادار نبود، اما مقایسه بین‌گروهی نشان داد که دامنه نیروی جانبی در میانه و انتهای فاز اتکا در کودکان ناشنوا کمتر از کودکان سالم بود. این تغییر ممکن است نشان‌دهنده تفاوت در راهبردهای کنترل تعادل و کاهش نوسانات جانبی حین راه‌رفتن باشد؛ هرچند تفسیر مستقیم آن به‌عنوان بهبود ثبات جانبی نیازمند احتیاط است (۲۴). به طور کلی، مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین می‌توانند اطلاعات مکملی درباره نحوه کنترل حرکتی و انتقال بار در حین راه‌رفتن فراهم کنند، اما برای تفسیر دقیق‌تر پیامدهای بالینی، بررسی شاخص‌های دیگری مانند نرخ بارگذاری، سینماتیک مفصلی و فعالیت عضلانی نیز ضروری است. در مؤلفه عمودی (Fz) نیز گروه ناشنوا پس از تمرین، افزایش معناداری در نیروی عمودی در میانه فاز اتکا داشتند که می‌تواند بیانگر تحمل وزن بهتر و کنترل مؤثرتر انتقال وزن باشد. این یافته‌ها به طور کلی حاکی از بهبود الگوی GRF پس از مداخله است؛ ازجمله کاهش نیروی ترمزگیری، افزایش نیروی پیش‌رانش و ثبات جانبی بیشتر در فاز اتکا.

یافته‌های این پژوهش نشان داد که تمرینات شناختی-تعادلی می‌توانند با کاهش تغییرپذیری گام‌برداری و بهبود برخی مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین، ثبات راه‌رفتن کودکان ناشنوای مادرزادی را بهبود بخشند. این نتایج از کاربرد تمرینات شناختی-حرکتی در برنامه‌های توان‌بخشی کودکان ناشنوا حمایت می‌کند؛ با این حال، به دلیل محدودیت‌هایی مانند حجم نمونه کوچک و نبود پیگیری بلندمدت، انجام پژوهش‌های بیشتر در این زمینه ضروری است. از دیگر محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به کنترل نشدن سرعت راه‌رفتن اشاره کرد که ممکن است بر برخی متغیرهای بیومکانیکی اثر گذاشته باشد.

پیام مقاله

یافته‌های این پژوهش نشان داد که اجرای هشت هفته تمرینات شناختی-تعادلی می‌تواند برخی ویژگی‌های بیومکانیکی گام‌برداری کودکان ناشنوای مادرزادی را تحت‌تأثیر قرار دهد. مهم‌ترین تغییرات مشاهده‌شده شامل کاهش تغییرپذیری پارامترهای فضایی-زمانی گام و تغییر در برخی مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین، به‌ویژه افزایش نیروی پیش‌برندگی در فاز رانش، بود. این نتایج نشان می‌دهد که تمرینات شناختی-تعادلی می‌توانند به بهبود کنترل حرکتی و ثبات راه‌رفتن در کودکان ناشنوا کمک کنند. با توجه به ماهیت ساده و غیرتهاجمی این مداخلات، استفاده از آن‌ها در برنامه‌های توان‌بخشی و فعالیت‌های حرکتی کودکان ناشنوا می‌تواند مدنظر قرار گیرد؛ با این حال، به دلیل محدودیت‌هایی مانند حجم نمونه نسبتاً کوچک و نبود پیگیری بلندمدت، تفسیر نتایج باید با احتیاط انجام شود و انجام مطالعات بیشتر در این زمینه ضروری است.

ملاحظات اخلاقی

مطالعه حاضر حاصل طرح پژوهشی از آموزش و پرورش گیلان است که به تأیید کمیته اخلاق در پژوهش پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی با شناسه (IR.SSRC.REC.1404.109) رسیده است.

مشارکت نویسندگان

ایده‌پردازی: ندا بروشک، مهدی مجلسی و الهه آزادیان

جمع‌آوری داده‌ها: ندا بروشک

تحلیل داده‌ها: ندا بروشک و مهدی مجلسی

نوشتن مقاله: ندا بروشک و مهدی مجلسی

بازبینی و ویرایش: مهدی مجلسی و الهه آزادیان

مرور ادبیات: ندا بروشک، مهدی مجلسی و الهه آزادیان
مدیر پروژه: ندا بروشک

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

این مطالعه با حمایت مادی و معنوی آموزش و پرورش گیلان انجام شده است؛ ازاین‌رو نگارندگان این مقاله بر خود لازم می‌دانند از همکاری و حمایت‌های صمیمانه مسئولان و همچنین مدیران، معلمان، والدین و به‌ویژه کودکان ناشنوای شرکت‌کننده در این پژوهش قدردانی نمایند.

منابع

1. 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
2. Azadian E, Majlesi M, Jafarnezhadgero AA, Granacher U. The impact of hearing loss on three-dimensional lower limb joint torques during walking in prepubertal boys. Journal of Bodywork and Movement Therapies. 2020;24(2):123-9. https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2019.10.013
3. Sokolov M, Gordon KA, Polonenko M, Blaser SI, Papsin BC, Cushing SL. Vestibular and balance function is often impaired in children with profound unilateral sensorineural hearing loss. Hearing Research. 2019;372:52-61. https://doi.org/10.1016/j.heares.2018.03.032
4. Yaghoubi Hamraz F, Majlesi M. Comparing Gait variability between deaf and normal-hearing children after proprioception training. Journal of Sport Biomechanics. 2020;5(4):262-71. https://doi.org/10.32598/biomechanics.5.4.6
5. Majlesi M, Azadian E, Farahpour N, Jafarnezhad AA, Rashedi H. Lower limb muscle activity during gait in individuals with hearing loss. Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine. 2017;40:659-65. https://doi.org/10.1007/s13246-017-0574-y
6. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. Gait and Posture. 2017;53:236-40. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.02.006
7. 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
8. Hiyamizu M, Morioka S, Shomoto K, Shimada T. Effects of dual task balance training on dual task performance in elderly people: a randomized controlled trial. Clinical Rehabilitation. 2012;26(1):58-67. https://doi.org/10.1177/0269215510394222
9. Hedayatjoo M, Rezaee M, Alizadeh Zarei M, Mirzakhany N, Nazeri A, Akbarzadeh Baghban A, et al. Effect of balance training on balance performance, motor coordination, and attention in children with hearing deficits. Archives of Neuroscience. 2020;7(1):e84869. https://doi.org/10.5812/ans.84869
10. Kamel RM, Khaireldin A, Gad Allah MA, Bakhoom RYF, Abdelhakiem NM, Mehrem ES. Efficacy of balance exercises intervention on postural control-related impairment in children with sensorineural hearing loss. NeuroRehabilitation. 2024;54(3):349-58. https://doi.org/10.3233/NRE-230284
11. Kolasa S, Magnussen LH, Nilsen RM, Wilhelmsen KT, Goplen FK, Nordahl SHG, et al. Walking and balance in older adults with age-related hearing loss: a cross-sectional study of cases and

matched controls. Gait and Posture. 2024;113:398-406. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.07.301
12. Melo RS, Tavares-Netto AR, Delgado A, Wiesiolek CC, Ferraz KM, Belian RB. Does the practice of sports or recreational activities improve the balance and gait of children and adolescents with sensorineural hearing loss? A systematic review. Gait and Posture. 2020;77:144-55. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.02.001
13. Majlesi M, Farahpour N, Azadian E, Amini M. The effect of interventional proprioceptive training on static balance and gait in deaf children. Research in Developmental Disabilities. 2014;35(12):3562-7. https://doi.org/10.1016/j.ridd.2014.09.001
14. Soori Z, Heyrani A, Rafie F. Exercise effects on motor skills in hearing-impaired children. Sport Sciences for Health. 2019;15(3):635-9. https://doi.org/10.1007/s11332-019-00564-y
15. Duffell LD, Hope N, McGregor AH. Comparison of kinematic and kinetic parameters calculated using a cluster-based model and Vicon's plug-in gait. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 2014;228(2):206-10. https://doi.org/10.1177/0954411913518747
16. McCallister E, Russell N. Comparison of kinematic outputs and reliability of plug-in gait versus conventional gait model 2 during cycling. International Journal of Exercise Science. 2025;18(7);712. https://doi.org/10.70252/DMWA1583
17. Sorkheh E, Majlesi M, Jafarnezhadgero AA. Frequency domain analysis of gait ground reaction forces in deaf and hearing children. Journal of Sport Biomechanics. 2018;4(2):17-27. https://doi.org/10.3389/fphys.2022.876974
18. Zhou Y, Qi J. Effectiveness of interventions on improving balance in children and adolescents with hearing impairment: a systematic review. Frontiers in Physiology. 2022;13:876974. https://doi.org/10.3389/fphys.2022.876974
19. Büyükçelik NM, Yiğit S, Turhan B. An investigation of the effects of dual-task balance exercises on balance, functional status and dual-task performance in children with Down syndrome. Developmental Neurorehabilitation. 2023;26(5):320-7. https://doi.org/10.1080/17518423.2023.2233031
20. Jahanbakhsh H, Sohrabi M, Saberi Kakhki A, Khodashenas E. The effect of task-specific balance training program in dual-task and single-task conditions on balance performance in children with developmental coordination disorder. Acta Gymnica. 2020;50(1):28-37. https://doi.org/10.22059/jmlm.2021.283379.1455
21. Sakurai R, Suzuki H, Ogawa S, Takahashi M, Fujiwara Y. Hearing loss and increased gait variability among older adults. Gait and Posture. 2021;87:54-8. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.04.007
22. Leech KA, Kinnaird CR, Holleran CL, Kahn J, Hornby TG. Effects of locomotor exercise intensity on gait performance in individuals with incomplete spinal cord injury. Physical Therapy. 2016;96(12):1919-29. https://doi.org/10.2522/ptj.20150646
23. Peterson CL, Kautz SA, Neptune RR. Braking and propulsive impulses increase with speed during accelerated and decelerated walking. Gait and Posture. 2011;33(4):562-7. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.01.010
24. de Jesus Oliveira VA, Slijepčević D, Dumphart B, Ferstl S, Reis J, Raberger A-M, et al. Auditory feedback in tele-rehabilitation based on automated gait classification. Personal and Ubiquitous Computing. 2023;27(5):1873-86. https://doi.org/10.1007/s00779-023-01723-2