UMSHA Press

PSJ
Pajouhan Scientific Journal

Pajouhan Sci J,2023; 21(3): 175-185. DOI: 10.61186/psj.21.3.175
http://psj.umsha.ac.ir/

Original Article

Linear and Non-Linear Changes of Center of Pressure due to Vestibular System Disorders: Comparison of Balance and Gait in Hearing and Sensorineural Deaf Children

Elaheh Azadian[1,*], Mahdi Majlesi[1], Soudeh Saberifar[1]

[1] Department of Physical Education and Sport Sciences, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran

Article History:
Received: 21/12/2022
Revised: 18/04/2023
Accepted: 15/05/2023
ePublished: 22/09/2023

***Corresponding author:** Elaheh Azadian, Department of Physical Education and Sport Sciences, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran.
Email: azadian1@yahoo.com

Abstract

Background and Objectives: Balance weakness and changes in the walking pattern of deaf children due to vestibular disorders have been clarified by past studies. This study aimed to investigate static balance and walking in sensorineural deaf children with two methods of linear and non-linear assessment of posture control.

Materials and Methods: This descriptive study was conducted on 20 hearing and healthy boys (10.80±1.46 years old) and 20 boys with deafness greater than 75 dB (11.30±1.89 years old). Static balance was evaluated during tandem stance and with feet together on an unstable surface using a force plate. Kinetic and kinematic variables of gait were also investigated. The independent and dependent t-tests were used to assess the inter-group and between-group differences in SPSS21 software with $p < 0.05$.

Results: The results of static balance showed a significant difference between groups in linear variables. The amount of sway, path, area, and speed of the center of pressure movement in the deaf was significantly higher than that in the control group ($P<0.05$). However, entropy (non-linear evaluation) was only significant in the medial-lateral direction of tandem test ($P<0.05$). Lower gait speed and an increase in the medial-lateral component of the ground reaction force were observed in the deaf ($P<0.05$).

Conclusion: According to the results, the evaluated linear variables were more sensitive to deafness and vestibular system disorder than the nonlinear variable. Entropy is a sign of variability and irregularity in a person's performance; therefore, deaf people may be more likely to be vulnerable in the medial-lateral direction due to more irregularity in this direction.

Keywords: Entropy; Hearing loss; Postural control; Sensorineural; Variability

Please cite this article as follows: Azadian E, Majlesi M, Saberifar S. Linear and Non-Linear Changes of Center of Pressure due to Vestibular System Disorders: Comparison of Balance and Gait in Hearing and Sensorineural Deaf Children. *Pajouhan Scientific Journal*. 2023; 21(3): 175-185. DOI: 10.61186/psj.21.3.175

[Downloaded from psj.umsha.ac.ir on 2025-07-22]

[DOI: 10.61186/psj.21.3.175]

Copyright © 2023. Pajouhan Scientific Journal. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (*http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/*) which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, provided the original work is properly cited.

Extended Abstract

Background and Objective

Static and dynamic balance play a crucial role in the development of fundamental motor skills in children. To maintain balance and posture control, the nervous system processes a lot of information collected by visual systems, deep sensory receptors located in the skin, muscles, and joints, and the vestibular system. The vestibular system plays a fundamental role in many motor tasks and in maintaining postural stability.

Hearing loss significantly impacts communication, psychology, and quality of life. Cochlear and vestibular systems are related in terms of growth, structure, and function, as well as neural pathways. Therefore, hearing impairment leads to vestibular dysfunction and, consequently, weakness in balance performance.

Studies indicate that children with severe vestibular system disorders experience motor and perceptual delays, particularly in head control, walking, and independent sitting.

One of the standard methods for evaluating postural control is the use of the Center of Pressure (CoP), which is recorded by a force plate in a laboratory environment. However, since postural control is a dynamic process that changes over time, linear analysis of CoP data is not sufficient to capture all its complexities. Nonlinear evaluation using sample entropy can capture regularity and variability in a time series, which indicates the degree of adaptability and maturity in the motion control system.

This study aims to answer the following questions: Are the results obtained by linear variables in static balance and gait in sensorineural consistent with the results of nonlinear evaluation? Is the variability of CoP movements different in deaf individuals and the control group? Do spatiotemporal parameters differ significantly between the two groups?

Materials and Methods

The statistical population of this study consisted of deaf children with vestibular disorder and hearing children residing in the city of Hamedan. Using G-Power software with 80% power and 0.05 alpha, the minimum number of individuals in each group was estimated to be 18. Therefore, by referring to the exceptional school for the hearing-impaired in Hamedan and using the targeted sampling method, 20 deaf boys who volunteered to participate in this study were selected as the experimental group. Then, by referring to Shahid Maghsoudi and Sadr schools in Hamedan and using the cluster sampling method, 20 boys with healthy hearing and similar physical characteristics such as height and weight were selected as the control group. The criterion for entry for deaf participants was being in the age range of 8 to 14 years and having a sensory-neural hearing disorder greater than 75 dB. This criterion for the control group was not having a history of hearing impairment and neuromuscular disorders related to balance. In the case of the presence of neuromuscular and orthopedic diseases and upper and lower limb injuries in the past year, uncorrected visual impairment, and a history of taking drugs that affect balance, individuals were excluded from the study. This study was conducted in 2022 at the Biomechanics Laboratory of the Islamic Azad University, Hamedan Branch.

The three-dimensional motion analysis device Vicon (Vicon Peak, Oxford, UK) with four T20 series cameras and markers attached to the subjects' lower limbs was used to perform the imaging tasks at a frequency of 100 Hz. At the same time, two Kistler force plates (Type 9281, Kistler Instrument AG, Winterthur, Switzerland) synchronized with the cameras were used to record kinetic data at a sampling frequency of 1000 Hz. Kinematic and kinetic data were analyzed using Nexus 1.8.5 and Polygon 4.3 software. The measured balance parameters included sample entropy, CoP deviations and oscillations, speed, path, range, and surface of CoP movements in the medial-lateral (ML) and anterior-posterior (AP) planes. All stages of data analysis were performed using SPSS software version 21 with a significance level of $P<0.05$.

Results

In tandem standing position, the results showed that the values obtained in all linear variables in the experimental group were significantly higher than the control group ($P<0.05$); while the difference in sample entropy (nonlinear CoP assessment) in the two groups was only significant in the ML direction ($P=0.045$).

The comparison of the two postural states in the deaf group showed that there was no significant within-group difference in linear variables ($P>0.05$); however, a significant difference was observed in the amount of entropy in both directions ($P=0.011$ in AP and $P=0.015$ in ML). The results regarding the selected spatiotemporal variables showed that the walking speed in the deaf group was significantly lower than the control group ($P<0.05$); the results of the nonlinear assessment (entropy) in GRF components indicated the presence of a significant difference in the mediolateral component, the value of which was higher in the deaf group than the control group ($P<0.05$). No significant difference was observed in other components ($P>0.05$).

Discussion

The linear variables assessed showed that the balance in the deaf group was significantly less than the control group. Considering the standing posture, it seems that the increased oscillations in the ML direction are due to how the feet are positioned, leading to the individual's movement in the ML direction. However, the important point in the results of this study, consistent with the above results, is the significant intergroup difference in the entropy value and in the ML direction. Therefore, both linear and nonlinear evaluations in this regard are consistent.

Based on the results, the entropy value in the control group was lower than in deaf children; however, in most cases, their difference was not significant. Therefore, it may be concluded that in vestibular dysfunction, linear assessments are more sensitive to balance relative to entropy. The difference between the two groups in spatiotemporal variables showed that the walking speed in the deaf group was significantly less than

[Downloaded from psj.umsha.ac.ir on 2025-07-22]

[DOI: 10.61186/psj.21.3.175]

in the control group; however, no significant difference was observed in step length. Similar results have been found in previous studies on the walking of deaf individuals.

Studies on increasing or decreasing variability (complexity theory) in relation to the adaptability and adaptability of behavior have shown that illness and aging lead to decreased variability. Variability in adaptive behaviors is not necessarily synonymous with "good" or "bad" control solutions. In the past, our understanding of variability indicated impairments or diseases that alter motor control patterns, but recent studies have shown that some variability is usually necessary to adapt to environmental constraints and successfully perform movements.

Conclusion

The linear assessment results of this study indicated that the control of posture is affected by sensory-neural hearing impairment. While the difference between the two groups was significant in almost all linear variables, the nonlinear assessment (sample entropy) showed that the control of posture in the mediolateral direction is impaired in deaf children during static balance and gait.

[Downloaded from psj.umsha.ac.ir on 2025-07-22]

[DOI: 10.61186/psj.21.3.175]

UMSHA Press

مجله علمی پژوهان

دوره ۲۱، شماره ۳، تابستان ۱۴۰۲، صفحات: ۱۸۵-۱۷۵

DOI: 10.61186/psj.21.3.175

http://psj.umsha.ac.ir/

مقاله پژوهشی

تغییرات خطی و غیرخطی مرکز فشار ناشی از اختلال سیستم دهلیزی: مقایسه‌ی تعادل و گام‌برداری در کودکان شنوا و ناشنوای حسی‌عصبی

الهه آزادیان[۱،*]، مهدی مجلسی[۱]، سوده صابری فر[۱]

[۱] گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۱/۰۹/۳۰

تاریخ داوری مقاله: ۱۴۰۲/۰۱/۲۹

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۲/۰۲/۲۵

تاریخ انتشار مقاله: ۱۴۰۲/۰۶/۳۱

تمامی حقوق نشر برای دانشگاه علوم پزشکی همدان محفوظ است.

* نویسنده مسئول: الهه آزادیان، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران.

ایمیل: azadian1@yahoo.com

چکیده

سابقه و هدف: مطالعات گذشته ضعف تعادلی و تغییر در الگوی گام برداری کودکان ناشنوا به‌دلیل اختلال در سیستم دهلیزی را روشن کرده‌اند. هدف این مطالعه بررسی تعادل ایستا و گام برداری در کودکان ناشنوای حسی‌عصبی با دو روش ارزیابی خطی و غیرخطی کنترل وضعیت بود.

مواد و روش ها: این مطالعه توصیفی بود و در آن، ۲۰ پسر شنوا (سن: ۱/۴۶± ۱۰/۸۰) و ۲۰ پسر با اختلال ناشنوایی بیشتر از ۷۵ دسی بل (سن: ۱/۸۹± ۱۱/۳۰) شرکت کردند. تعادل ایستا با آزمون ایستادن تندم و جفت‌پا روی سطح ناپایدار با استفاده از تخته‌ی نیرو ارزیابی شد. همچنین، متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی گام برداری بررسی شدند. از روش تی‌تست مستقل و وابسته برای بررسی اختلاف بین گروهی و درون گروهی و نرم افزار SPSS با P<۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج در تعادل ایستا نشان دهنده‌ی اختلاف معنی دار بین گروهی در متغیرهای خطی بود. مقدار نوسانات، مسیر، مساحت و سرعت حرکات مرکز فشار در افراد ناشنوا به‌طور معنی داری بیشتر از گروه کنترل بود (P<۰/۰۵)؛ اما آنتروپی (ارزیابی غیرخطی) فقط در آزمون تندم در جهت میانی‌جانبی معنی دار بود و در سایر موارد، اختلاف معنی داری یافت نشد (P>۰/۰۵). کمتربودن سرعت گام برداری و افزایش مؤلفه‌ی میانی‌جانبی نیروی عکس العمل زمین در گروه ناشنوا مشاهده شد (P<۰/۰۵).

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج تحقیق، متغیرهای خطی ارزیابی‌شده در ناشنوایی و اختلال سیستم دهلیزی حساسیت بیشتری نسبت به متغیر غیرخطی آنتروپی نمونه داشتند. آنتروپی نشانه‌ی تغییرپذیری و بی نظمی در عملکرد فرد است؛ بنابراین ممکن است افراد ناشنوا به‌علت بیشتربودن بی نظمی در جهت میانی‌جانبی احتمال بیشتری برای آسیب‌پذیری در این جهت داشته باشند.

واژگان کلیدی: ناشنوایی؛ حسی‌عصبی؛ آنتروپی؛ تغییرپذیری؛ کنترل وضعیت

استناد: آزادیان، الهه؛ مجلسی، مهدی؛ صابری فر، سوده. تغییرات خطی و غیرخطی مرکز فشار ناشی از اختلال سیستم دهلیزی: مقایسه‌ی تعادل و گام‌برداری در کودکان شنوا و ناشنوای حسی‌عصبی. مجله علمی پژوهان، تابستان ۱۴۰۲؛۲۱(۳): ۱۸۵-۱۷۵.

مقدمه

تعادل ایستا و پویا نقش مهمی در توسعه‌ی توانایی‌های حرکتی بنیادی در کودکان دارند. برای حفظ تعادل و کنترل پاسچر، سیستم عصبی اطلاعات زیادی را پردازش می کند. این اطلاعات را سیستم-های بینایی، گیرنده‌های حسی‌عمقی واقع در پوست، عضله‌ها و مفصل‌ها و سیستم دهلیزی جمع آوری می کند [۱]. با آسیب یا اختلال در هر منبع اطلاعاتی، تعادل تا زمانی که اطلاعات از طریق دیگر سیستم‌ها جبران نشود، دچار ضعف می شود [۲،۳]. سیستم دهلیزی در بسیاری از تکالیف حرکتی و حفظ ثبات قامت نقش اساسی دارد. مجاری نیم دایره و دو اندام اتولیت اطلاعات اولیه را در حرکات چرخشی و حرکات انتقالی سر در رابطه با جاذبه فراهم می کنند [۴].

ناشنوایی یکی از مشکلات سلامت عمومی است که تأثیر زیادی بر ارتباطات، تعاملات روان‌شناختی و کیفیت زندگی فرد می‌گذارد [۵]. طبق آمار، حدود ۷۰میلیون ناشنوا و افراد دارای اختلالات شنوایی در حال حاضر در جهان وجود دارند [۶]. سیستم‌های حلزونی و دهلیزی از لحاظ رشدی، ساختاری و عملکردی و همچنین،

[Downloaded from psj.umsha.ac.ir on 2025-07-22]

[DOI: 10.61186/psj.21.3.175]

مسیرهای عصبی با هم مرتبط هستند و بنابراین، آسیب شنوایی به اختلال دهلیزی و در نتیجه ضعف در عملکرد تعادلی منجر می‌شود [۷]. مطالعات نشان داده‌اند که ۴۹ تا ۹۵ درصد کودکان ناشنوا دارای اختلال در سیستم دهلیزی نیز هستند که با افزایش درجه‌ی ناشنوایی این اختلال نیز افزایش می یابد [۸]. هنگامی که این اختلال مادرزادی باشد یا در سال‌های اولیه‌ی زندگی رخ دهد، تأثیراتی به‌مراتب بیشتر از زمانی دارد که فرد در بزرگ‌سالی به آن مبتلا شود [۹].

طبق مطالعه‌ی نورسته و همکاران (۲۰۱۹)، افراد ناشنوا در هر دو تعادل ایستا و پویا دچار اختلال هستند [۱۰]. پژوهش ها نشان داده‌اند کودکانی که اختلال شدیدی در سیستم دهلیزی دارند، دارای ضعف و عقب‌افتادگی در رشد حرکتی درشت و ظریف، تأخیر در توانایی های ادراکی و حرکتی به‌ویژه کنترل سر، راه‌رفتن و نشستن مستقل هستند [۱۱].از ویژگی های راه‌رفتن در این کودکان کاهش سرعت راه‌رفتن [۱۲]، بیشتربودن نیروی واکنش زمین (GRF) [۱۳]، اختلال در گام-برداری حین اجرای تکالیف هم‌زمان [۱۴، 11] و بیشتربودن عرض گام است که همگی نشانه‌ی ضعف تعادلی در آن‌ها است [۱۵]. سرخه و همکاران (۱۳۹۷) با بررسی شاخص عدم تقارن در GRF نشان دادند که کودکان ناشنوا حدود ۱۰ درصد عدم تقارن بیشتری در راستای قدامی‌خلفی نسبت به افراد سالم دارند [۱۶]. ورگال و همکاران (۲۰۱۹) نشان دادند در افراد ناشنوا، هنگامی که دیگر سیستم‌های حسی دچار چالش شوند (مثل راه‌رفتن در تاریکی یا روی سطح ناهموار) بی ثباتی تشدید خواهد شد [۱۷].

یکی از روش‌های استاندارد برای ارزیابی کنترل وضعیت، استفاده از مرکز فشار (Center of pressure) CoP است که توسط تخته‌ی نیرو در محیط آزمایشگاه ثبت می شود. ارزیابی‌های خطی کنترل وضعیت معمولاً شامل جابه‌جایی، نوسانات، انحراف قامت و سرعت CoP است که در مطالعات گذشته از آن‌ها استفاده شده است [۱۹، 18]؛ اما کنترل وضعیت در طول زمان دارای پیچیدگی هایی است که تجزیه‌وتحلیل خطی اطلاعات CoP قادر به ارزیابی آن‌ها نیست [۲۰]. تغییرپذیری و پیچیدگی کنترل وضعیت یکی از ویژگی های سیستم عصبی است که توسط ارزیابی های غیرخطی اندازه‌گیری می‌شود [۲۲، ۲۱]. ارزیابی غیرخطی به‌وسیله‌ی آنتروپی نمونه می تواند نظم و تغییرپذیری را در یک سری زمانی ثبت کند [۲۳-۲۶] که نشان‌دهنده‌ی درجه‌ی انطباق پذیری و بلوغ در سیستم کنترل حرکتی است [۲۷]. آنتروپی از درجه‌ی بسیار منظم تا تصادفی تغییر می‌کند و به ویژگی های فرد، محدودیت های محیط و تکلیف وابسته است [۲۸]. مطالعات نشان داده‌اند که آنتروپی نمونه تحت‌تأثیر ضعف کنترل وضعیت در بیماران دچار ضربه‌ی مغزی [۲۴]، اوتیسم [۲۹]، مولتیپل اسکلروزیس [۳۱، ۳۰]، اختلال دهلیزی [۳۳، ۳۲] و... قرار می گیرد. همچنین، از این روش برای بررسی کنترل وضعیت در سالمندان [۳۴،۳۵] و تأثیر بار شناختی و توجه [۳۵-۳۷] بر تعادل استفاده شده است. سرجیو و همکاران (۲۰۱۳) در مطالعه‌شان نشان داده‌اند که مقدار آنتروپی یا بی نظمی با افزایش سن و بیماری کاهش می یابد [۲۲]. در همین راستا، مقدار بی نظمی در کودکان با افزایش سن بیشتر می شود که نشانه‌ی بهبود کنترل وضعیت در آن‌ها است [۲۷].

در حالی که مطالعات نشان داده‌اند اختلال دهلیزی ممکن است موجب کاهش و ضعف عملکرد شناختی کودکان شود [۳۹، ۳۸، ۳۶]، مطالعه درباره‌ی تأثیر این اختلال بر کنترل وضعیت و عملکرد حرکتی بیشتر بر بزرگ‌سالان متمرکز بوده است [۴۰، ۴۱]؛ بنابراین، کسب اطلاعات بیشتر درباره‌ی تأثیر اختلال دهلیزی در کنترل وضعیت و راه‌رفتن کودکان ۸ تا ۱۲ساله‌ی ناشنوا می تواند در برنامه‌ریزی مداخلات درمانی نقش مهمی داشته باشد. در این پژوهش، به‌دنبال پاسخ سؤالات زیر هستیم: آیا نتایج کسب‌شده به وسیله‌ی متغیرهای خطی در تعادل و گام برداری هم راستا با نتایج ارزیابی غیرخطی است؟ آیا تغییرپذیری حرکات CoP در افراد ناشنوا و گروه کنترل متفاوت است؟ آیا پارامترهای فضایی‌زمانی در دو گروه دارای اختلاف معنی داری است؟

مواد و روش ها

جامعه‌ی آماری این پژوهش کودکان ناشنوای دارای اختلال دهلیزی و کودکان شنوای ساکن شهر همدان بودند. با استفاده از نرم افزار G-Power با توان ۸۰ درصد و آلفای ۰/۰۵، حداقل تعداد نفرات هر گروه ۱۸ نفر تخمین زده شد [۴۲]؛ بنابراین، با مراجعه به مدرسه‌ی استثنایی علاقبندیان شهر همدان و با روش نمونه‌گیری هدفمند، ۲۰ پسر ناشنوا که داوطلب شرکت در این پژوهش بودند، به‌عنوان گروه آزمایش انتخاب شدند. سپس، با مراجعه به مدارس شهید مقصودی و صدر شهر همدان و با روش نمونه‌گیری خوشه‌ای، ۲۰ پسر با شنوایی سالم با سن و ویژگی‌های جسمانی مثل قد و وزن مشابه به‌عنوان گروه کنترل انتخاب شدند. ملاک ورود برای شرکت‌کنندگان ناشنوا بودن در دامنه‌ی سنی ۸ تا ۱۴ سال و داشتن اختلال شنوایی حسی‌عصبی بیشتر از ۷۵ دسی بل بود [۴۳]. این معیار برای گروه کنترل نداشتن سابقه‌ی ناشنوایی و اختلالات عصبی‌عضلانی مرتبط با تعادل بود. در صورت وجود بیماری عصبی‌عضلانی و ارتوپدیکی و سابقه‌ی آسیب‌دیدگی اندام فوقانی و تحتانی در یک سال گذشته، وجود اختلال بینایی اصلاح‌نشده و سابقه‌ی مصرف داروهای مؤثر بر تعادل، افراد از مطالعه کنار گذاشته می شدند. رضایت‌نامه‌ی شرکت در آزمون را والدین کودکان تکمیل کردند و سپس، مراحل انجام آزمایش‌ها و چگونگی اندازه‌گیری متغیرها به‌طور کامل، برای آزمودنی‌ها تشریح شد. این مطالعه در سال ۱۴۰۱ و در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان انجام شد و پروتکل پژوهش در کمیته‌ی اخلاق این دانشگاه با شناسه‌ی اخلاق IR.IAU.H.REC.1401.049 تأیید شد.

از دستگاه تحلیل حرکتی سه بعدی Vicon (Vicon Peak, Oxford, UK) با چهار دوربین سری T20، با فرکانس ۱۰۰ هرتز و مارکرهای متصل‌شده به اندام تحتانی آزمودنی ها، هنگام اجرای تکالیف تصویربرداری شد. مارکرهای استفاده‌شده کروی‌شکل و به‌قطر ۱۴ میلی متر بودند که با استفاده از چسب دوطرفه‌ی نواری و بر

[Downloaded from psj.umsha.ac.ir on 2025-07-22]

[DOI: 10.61186/psj.21.3.175]

اساس مدل مارکرگذاری Plug-In Gait (Plug-In Gait Marker Set, Vicon Peak, Oxford, UK)، به نقاط خاص آناتومیکی هر دو پای شرکت کنندگان متصل شدند [۴۴]. به طور همزمان، برای ثبت داده های کینتیکی از دو صفحه‌ی نیروی کیستلر (Type 9281, Kistler Instrument AG, Winterthur, Switzerland) که با دوربین ها هماهنگ شده بود، با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. داده های کینماتیک و کینتیک با استفاده از نرم‌افزارهای Nexus 1.8.5 و Polygon 4.3 تحلیل شدند. متغیرهای فضایی‌زمانی شامل طول گام و سرعت راه رفتن و متغیرهای GRF در سه مؤلفه عمودی، قدامی‌خلفی و میانی‌جانبی استخراج شدند [۴۵]. برای نرمال‌کردن داده‌های GRF، مقدار نیروی به‌دست‌آمده از هر مؤلفه بر وزن فرد تقسیم شد. از شرکت کنندگان خواسته شد در مسیر تعیین‌شده به صورت پابرهنه و با سرعت عادی راه بروند. هر فرد قبل و بعد از فضای کالیبره، حدود هفت گام برمی داشت؛ در نتیجه، اثر مربوط به شروع و توقف گام‌برداری حذف شد [۴۶]. همچنین، به‌خاطر طول فضای کالیبره (۳ متر) آزمودنی می‌توانست دو استراید کامل چپ و راست در داخل فضای کالیبره داشته باشد.

پارامترهای تعادلی سنجش‌شده شامل آنتروپی نمونه، انحرافات و نوسانات CoP، سرعت، مسیر، دامنه و سطح حرکات CoP در دو سطح میانی‌جانبی (Medial-lateral) ML و قدامی‌خلفی (Anterior-posterior) AP بود. آزمون های تعادلی ایستا شامل ایستادن به‌شکل تندم (Tandem) با چشمان باز و پای برهنه و همچنین، ایستادن جفت‌پا روی اسفنجی به ابعاد ۴۸ در ۴۰ و ضخامت ۶ سانتی متر به‌عنوان سطح ناپایدار بود [۴۷].

آنتروپی که در ابتدا Pincus [۴۸] آن را معرفی کرد، اندازه‌گیری پیچیدگی یک سری زمانی است که با پیش‌بینی‌پذیری یا تکرارپذیری الگوهای زمانی در سیگنال کمی می‌شوند. انگیزه‌ی این رویکرد طبقه‌بندی سیستم‌های پیچیده است که شامل ویژگی‌های قطعی و تصادفی از سری‌های زمانی با تعداد محدودی از نقاط داده در مقایسه با معیارهای دیگر مانند بعد هم‌بستگی است [۴۹ ،۵۰]. آنتروپی برای یک سری زمانی nبعدی (x1, x2,..., xn) به صورت زیر تعریف می شود:

$$ApEn(m,r,n) = \Phi^m(r) - \Phi^{m+1}(r)$$
$$\Phi^m(r) = [n-(m-1)\tau]^{-1} \sum_{i=1}^{n-(m-1)\tau} \ln C_i^m(r) \quad (1)$$

جایی که

$$C_i^m(r) = \frac{B_i}{n-(m-1)\tau} \quad (2)$$

$$B_i = \text{ number of } j \text{ such that } d|X_i, X_j| \le r. \quad (3)$$

در معادله‌ی (۳)، (Xi, Xj) بردارهای الگوی mبعدی هستند که اجزای آن‌ها نسخه‌های با تأخیر زمانی عناصر در سری زمانی اصلی با تأخیر τ مضربی از زمان نمونه‌برداری هستند؛ یعنی: و $d|Xi.Xj|$ اندازه‌ی فاصله‌ی بین Xi و Xj است.

$$X_i = (x_i, x_{i+\tau}, x_{i+2\tau}, \ldots, x_{i+(m-1)\tau}) \quad X_i \in R^m \quad (4)$$
$$X_j = (x_j, x_{j+\tau}, x_{j+2\tau}, \ldots, x_{j+(m-1)\tau}) \quad X_j \in R^m \quad (5)$$

برای مقادیر بزرگ n، آنتروپی تقریبی با فرمول زیر به دست می‌آید:

$$ApEn(m,r,n) = (n-m\tau)^{-1} \sum_{i=1}^{n-m\tau} [-\ln(A_i/B_i)] \quad (6)$$

که در آن Ai تعداد Xi با درجه‌ی تحمل r از Xj برای بعد (m+1) بردار الگو است و Bi تعداد Xi با درجه‌ی تحمل r از Xj در بردار الگوی mبعدی است.

آنتروپی نمونه با اصلاح فرمول آنتروپی تقریبی ارائه‌شده در معادله محاسبه می‌شود:

$$SamEn(m,r,n) = -\ln\frac{A}{B} = -\ln\frac{\sum_{i=1}^{n-m\tau} A_i}{\sum_{i=1}^{n-m\tau} B_i}. \quad (7)$$

در این پژوهش، به‌منظور بررسی توزیع داده‌ها از آزمون شاپیروویلک استفاده شد. با توجه به توزیع نرمال داده‌ها از آزمون

[Downloaded from psj.umsha.ac.ir on 2025-07-22]
[DOI: 10.61186/psj.21.3.175]

آماری پارامتریک استفاده شد. برای بررسی اختلاف بین دو گروه ناشنوا و شنوا در تکالیف مختلف، از آزمون تی مستقل و برای بررسی اختلاف درون‌گروهی در داده‌های آزمون تعادل ایستا، از آزمون تی وابسته استفاده شد. تمام مراحل تجزیه‌وتحلیل آماری داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۲۱ و با سطح معناداری P<۰/۰۵ انجام شد.

یافته‌ها

اطلاعات دموگرافیک شرکت کنندگان در هر دو گروه و مقایسه‌ی بین این اطلاعات در جدول ۱ آورده شده است.

نتایج مقایسه‌ی بین‌گروهی در ارزیابی خطی و غیرخطی CoP در جدول ۲ آورده شده است. در وضعیت ایستاده به‌شکل تندم، نتایج نشان دادند که مقادیر به دست‌آمده در تمام متغیرهای خطی در گروه آزمایش به طور معنی داری بیشتر از گروه کنترل بود (P<۰/۰۵)؛ در حالی که اختلاف بین آنتروپی نمونه (ارزیابی غیرخطی CoP) در دو گروه فقط در جهت ML معنی دار بود (P=۰/۰۴۵). مقایسه‌ی بین‌گروهی در وضعیت ایستاده روی سطح ناپایدار نشان داد که اغلب متغیرها، به‌ویژه در جهت ML، در گروه ناشنوا بیشتر از گروه کنترل بود (P<۰/۰۵)؛ اما در این وضعیت نیز آنتروپی نمونه در دو گروه اختلاف معنی داری را نشان نداده بود (P>۰/۰۵).

جدول ۱: متغیرهای دموگرافیک شرکت کنندگان گروه ناشنوا و کنترل

	ناشنوا	کنترل	t (df)	P-value
تعداد	۲۰	۲۰	-	-
سن (سال)	۱۱/۳۰ ± ۱/۸۹	۱۰/۸۰ ± ۱/۴۶	۱/۶۸ (۳۸)	۰/۱۱
قد (متر)	۱/۴۳ ± ۰/۱۲	۱/۳۹ ± ۰/۰۸	۱/۱۳ (۳۸)	۰/۲۷
وزن	۴۰/۶۰ ± ۱۱/۹۷	۳۵/۹۰ ± ۱۲/۱۷	۱/۴۵ (۳۸)	۰/۱۹
BMI	۱۹/۵۱ ± ۳/۵۵	۱۸/۱۱ ± ۴/۲۶	۱/۳۴ (۳۸)	۰/۲۱

نکته: BMI= شاخص جرم بدن (وزن / مجذور قد)، df: درجه‌ی آزادی

جدول ۲: اطلاعات توصیفی و مقایسه‌ی بین‌گروهی متغیرهای تعادل ایستا

متغیر	جهت	وضعیت	گروه: ناشنوا	گروه: کنترل	t	P-value
مساحت جابه‌جایی	-	سطح ناپایدار	۳۸/۵۶ ± ۲۷/۸۰	۲۱/۴۵ ± ۱۹/۰۲ $	۲/۲۷	۰/۰۲۹*
		تندم	۴۹/۶۹ ± ۳۶/۱۱	۱۱/۰۱ ± ۵/۸۳	۲/۷۳	۰/۰۱۳*
مسیر CoP	Total	سطح ناپایدار	۸۰/۳۷ ± ۳۴/۲۱	۵۶/۰۹ ± ۲۲/۶۰	۲/۶۵	۰/۰۱۲*
		تندم	۹۰/۲۹ ± ۵۶/۰۲	۴۹/۱۴ ± ۱۲/۷۳	۲/۷۸	۰/۰۱۱*
	AP	سطح ناپایدار	۵۴/۶۹ ± ۲۵/۹۱	۴۱/۶۲ ± ۲۱/۷۲	۱/۷۳	۰/۰۹
		تندم	۶۸/۸۶ ± ۴۲/۲۷	۳۶/۸۰ ± ۱۰/۰۲	۲/۴۳	۰/۰۲۵*
	ML	سطح ناپایدار	۴۷/۳۳ ± ۱۹/۵۷	۲۸/۳۱ ± ۷/۰۳	۴/۰۹	۰/۰۰۰*
		تندم	۴۴/۹۴ ± ۲۳/۹۸	۲۵/۰۴ ± ۵/۶۲	۳/۶۱	۰/۰۰۲*
نوسانات CoP	AP	سطح ناپایدار	۱/۵۱ ± ۰/۶۸	۱/۲۹ ± ۰/۷۵ $	۰/۹۳۵	۰/۳۵۶
		تندم	۱/۳۶ ± ۱/۰۲	۰/۸۱ ± ۲۷	۲/۳۶	۰/۰۲۸*
	ML	سطح ناپایدار	۱/۳۳ ± ۰/۵۱	۰/۸۴ ± ۰/۲۰ $	۳/۹۲	۰/۰۰۱*
		تندم	۱/۵۲ ± ۰/۸۷	۰/۷۳ ± ۰/۱۷	۳/۹۸	۰/۰۰۱*
دامنه‌ی جابه‌جایی	AP	سطح ناپایدار	۷/۳۹ ± ۳/۲۴	۶/۴۰ ± ۴/۵۸ $	۰/۷۹۶	۰/۴۳۱
		تندم	۸/۳۰ ± ۶/۷۰	۴/۱۸ ± ۱/۴۱	۲/۶۹	۰/۰۱۴*
	ML	سطح ناپایدار	۶/۳۳ ± ۲/۸۶	۳/۶۵ ± ۰/۶۸	۴/۰۸	۰/۰۰۱*
		تندم	۷/۱۴ ± ۲/۱۰	۳/۴۲ ± ۰/۸۵	۳/۲۲	۰/۰۰۴*
سرعت جابه‌جایی	Total	سطح ناپایدار	۸/۰۴ ± ۳/۴۲	۵/۶۱ ± ۲/۲۶	۲/۶۵	۰/۰۱۲*
		تندم	۹/۰۳ ± ۳/۵۰	۴/۹۱ ± ۱/۲۷	۲/۷۸	۰/۰۱۱*
	AP	سطح ناپایدار	۵/۴۷ ± ۲/۵۹	۴/۱۶ ± ۲/۱۷	۱/۷۳	۰/۰۹۲
		تندم	۶/۸۸ ± ۱/۸۳	۳/۶۸ ± ۱/۰۰	۲/۴۳	۰/۰۲۵*
	ML	سطح ناپایدار	۴/۷۳ ± ۱/۹۶	۲/۸۳ ± ۰/۷۰	۴/۰۹	۰/۰۰۰*
		تندم	۴/۴۹ ± ۲/۴۰	۲/۵۰ ± ۰/۵۶	۳/۶۱	۰/۰۰۲*

[Downloaded from psj.umsha.ac.ir on 2025-07-22]

[DOI: 10.61186/psj.21.3.175]

ادامه جدول ۲

آنتروپی نمونه	AP	سطح ناپایدار	۰/۰۰۷ ± ۰/۰۰۳ $	۰/۰۰۶۳ ± ۰/۰۰۲ $	۰/۸۹۴	۰/۳۷۷
		تندم	۰/۰۰۹۶ ± ۰/۰۰۳	۰/۰۰۸۷ ± ۰۰/۰۰۲	۱/۱۳	۰/۲۶۶
	ML	سطح ناپایدار	۰/۰۰۶۷ ± ۰/۰۰۲ $	۰/۰۰۶۸ ± ۰/۰۰۲	۰/۰۷۱	۰/۹۴۳
		تندم	۰/۰۰۵۹ ± ۰/۰۰۲	۰/۰۰۶۹ ± ۰/۰۰۱	۲/۱۸	۰/۰۴۵*

اختصارات: $: وجود اختلاف درون‌گروهی در دو وضعیت پاسچری. *: وجود اختلاف بین گروهی

بررسی اختلاف بین دو وضعیت پاسچری در گروه ناشنوا نشان داد که در متغیرهای خطی، اختلاف درون‌گروهی معنی دار نبود (P>۰/۰۵)؛ اما اختلاف معنی داری در مقدار آنتروپی در هر دو جهت (P=۰/۰۱۱) AP و (P=۰/۰۱۵) ML مشاهده شد. در گروه کنترل، اختلاف بین دو ضعیت ایستاده به‌شکل تندم و سطح ناپایدار در آنتروپی نمونه (P=۰/۰۰۰) و در برخی ارزیابی های خطی، شامل مقدار نوسانات در هر دو جهت (P=۰/۰۰۱) AP و (P=۰/۰۰۰) ML، دامنه‌ی جابه‌جایی CoP در جهت AP (P=۰/۰۱) و مساحت جابه‌جایی (P=۰/۰۰۳) معنی دار بودند.

نتایج درباره‌ی متغیرهای فضایی‌زمانی منتخب نشان داد که سرعت راه‌رفتن در گروه ناشنوا به طور معنی داری کمتر از گروه کنترل بود (P>۰/۰۵)؛ در حالی که طول گام در دو گروه اختلاف معنی داری را نشان نداده بود (P>۰/۰۵). نتایج ارزیابی غیرخطی (آنتروپی) در مؤلفه‌های GRF نشان دهنده‌ی وجود اختلاف معنی دار در مؤلفه‌ی میانی‌جانبی بود که مقدار آن در گروه ناشنوا بیشتر از گروه کنترل بود (P<۰/۰۵). در سایر مؤلفه ها اختلاف معنی داری مشاهده نشد (P>۰/۰۵) (جدول ۳).

جدول ۳: اطلاعات توصیفی و مقایسه‌ی بین‌گروهی در مؤلفه‌های نیروی واکنش زمین (GRF) و متغیرهای فضایی‌زمانی

متغیر		گروه		t	P-value
		ناشنوا	کنترل		
مؤلفه‌ی عمودی	پای راست	۰/۰۱۹ ± ۰/۰۰۳	۰/۰۱۲ ± ۰/۰۰۳	۰/۶۶۹	۰/۵۰۸
	پای چپ	۰/۰۰۱ ± ۰/۰۰۰۳	۰/۰۰۱ ± ۰/۰۰۰۴	۰/۰۷	۰/۹۴۴
مؤلفه‌ی میانی‌جانبی	پای راست	۰/۱۴ ± ۰/۰۹	۰/۰۴۷ ± ۰/۰۴	۴/۴۵	۰/۰۰۰۱*
	پای چپ	۰/۱۱ ± ۰/۰۷	۰/۰۴۳ ± ۰/۰۴	۳/۱۵	۰/۰۰۳*
مؤلفه‌ی قدامی‌خلفی	پای راست	۰/۰۰۸ ± ۰/۰۰۱	۰/۰۰۹ ± ۰/۰۰۱	۱/۳۱	۰/۱۹۶
	پای چپ	۰/۰۰۲۸ ± ۰/۰۰۱	۰/۰۰۲۹ ± ۰/۰۰۱	۰/۱۸۶	۰/۸۵۳
سرعت گام برداری	پای راست	۱/۰۹ ± ۰/۰۴	۱/۲۳ ± ۰/۰۴	۳/۶۱	۰/۰۲۳*
	پای چپ	۱/۰۸ ± ۰/۰۳	۱/۲۴ ± ۰/۰۳	۳/۶۷	۰/۰۲۰*
طول گام	پای راست	۱/۰۸ ± ۰/۱۱	۱/۱۵ ± ۰/۱۲	۰/۸۶۸	۰/۴۳
	پای چپ	۱/۰۴ ± ۰/۱۳	۱/۱۷ ± ۰/۱۲	۰/۹۳۵	۰/۳۵

*: وجود اختلاف بین گروهی

بحث

در این پژوهش، فرض بر این بود که در گروه های حاضر در پژوهش، ارزیابی خطی و غیرخطی در متغیرهای کنترل پاسچر در یک راستا باشند. متغیرهای خطی ارزیابی‌شده نشان دادند که تعادل در گروه ناشنوا نسبت به گروه کنترل به طور معنی داری کمتر است. با توجه به میانگین ها، به نظر می رسد که در اکثر متغیرها، وضعیت تندم نسبت به ایستادن روی سطح ناپایدار، موجب ایجاد چالش بیشتری در هر دو گروه می شود. درباره‌ی ضعف تعادلی در ناشنوایان یافته‌های زیادی وجود دارد که با نتایج این پژوهش مطابقت دارند [۵۱، ۷، ۲]. با توجه به وضعیت ایستاده‌ی تندم، به نظر می رسد که بیشتربودن نوسانات در جهت ML به‌علت نحوه‌ی قرارگیری پاها است که موجب حرکت فرد در جهت ML می شود؛ اما نکته‌ی مهم در نتایج این پژوهش که هم راستا با نتایج فوق باشد، وجود اختلاف بین‌گروهی معنی دار در مقدار آنتروپی و در جهت ML بود. بنابراین، هر دو ارزیابی خطی و غیرخطی در این مورد هم‌راستا هستند.

همان‌طور که در نتایج مشخص بود، مقدار نوسانات، مساحت و دامنه‌ی جابه‌جایی CoP در دو گروه اختلاف معنی داری داشت؛ در حالی که آنتروپی در دو گروه به‌جز در مورد بالا که ذکر شد، اختلاف معنی داری نداشت. آنتروپی به‌معنی تغییرپذیری و نظم در حرکات CoP در یک سری زمانی است؛ بنابراین، کمتربودن مقادیر این متغیر نشان دهنده‌ی کنترل وضعیت بهتر در فرد است. با توجه به نتایج، مقدار آنتروپی در گروه کنترل کمتر از کودکان ناشنوا بود؛ اما در اغلب موارد، اختلاف آن‌ها معنی دار نبود؛ بنابراین ممکن است بتوان نتیجه گرفت که در نقص سیستم دهلیزی، ارزیابی های خطی تعادل نسبت به آنتروپی نمونه حساس تر هستند. برای تأیید این نتایج به انجام پژوهش های بیشتر در گروه های سنی متفاوت و شرایط تعادلی و گام برداری مختلف نیاز است.

اختلاف بین دو گروه در متغیرهای فضایی‌زمانی نشان داد که سرعت

[Downloaded from psj.umsha.ac.ir on 2025-07-22]

[DOI: 10.61186/psj.21.3.175]

گام برداری در گروه ناشنوا به‌طور معنی داری کمتر از گروه کنترل بود؛ اما در طول گام اختلاف معنی داری مشاهده نشد. در مطالعات گذشته، نتایج مشابهی درباره‌ی راه‌رفتن افراد ناشنوا یافت می شود. یعقوبی و همکاران (۱۳۹۹) نشان دادند که افراد ناشنوا نسبت به گروه کنترل دارای سرعت گام برداری آهسته تری هستند؛ اما بین گام های متوالی در آن‌ها تغییرپذیری معنی داری وجود نداشت [۵۲]. مجلسی و همکاران (۲۰۱۷) نیز سرعت گام برداری کمتر همراه با فعالیت عضلانی بیشتر در گروه ناشنوا را گزارش کردند. آن‌ها نتیجه گرفتند که راه رفتن با این شرایط نشانه‌ی ناکارآمدی الگوی گام برداری در ناشنوایان نسبت به افراد شنوا است که ممکن است نتیجه‌ی ضعف عضلات و کمتربودن فعالیت های بدنی روزمره در این افراد باشد [۵۳].

نتایج محاسبه‌ی آنتروپی در GRF نشان داد که اختلاف بین‌گروهی فقط در مؤلفه‌ی میانی‌جانبی معنی دار بود و به‌طور کلی، بی نظمی یا تغییرپذیری GRF در یک بازه‌ی زمانی، در هر دو گروه مشابه بود. این نتایج نشان می دهند که کودکان ناشنوا هنگام راه‌رفتن، تغییرپذیری لحظه‌به‌لحظه‌ی بیشتری در مؤلفه‌ی میانی‌جانبی GRF دارند که ممکن است نشانه‌ی کنترل حرکتی ضعیف تر و ارتباط ناشنوایی با GRF تغییریافته باشد [۱۳]. مطالعات درباره‌ی افزایش یا کاهش تغییرپذیری (تئوری پیچیدگی) بر ظرفیت سازگاری و انطباق‌پذیری رفتار، هم‌سو با این نتایج نشان داده است که بیماری و افزایش سن موجب کاهش تغییرپذیری می شود [۵۵، ۵۴]. تغییرپذیری در رفتارهای انطباقی لزوماً به‌منزله‌ی راه‌حل های کنترلی «خوب» یا «بد» نیست. در گذشته، درک ما از تغییرپذیری نشان دهنده‌ی آسیب ها یا بیماری هایی بود که الگوهای کنترل حرکتی را تغییر می دهند؛ اما مطالعات جدید نشان داده‌اند که برای انطباق با محدودیت‌های محیطی و انجام موفقیت‌آمیز حرکات، معمولاً مقداری تغییرپذیری لازم است [۵۶]. محدودیت اصلی این مقاله تک‌جنسی‌بودن شرکت کنندگان (فقط پسران) در این مطالعه و دیگری اجرای آزمون ها در ساعات متفاوت از روز بود.

نتیجه‌گیری

نتایج ارزیابی خطی در این پژوهش مشخص کرد که کنترل وضعیت تحت‌تأثیر ناشنوایی حسی‌عصبی قرار می گیرد. در حالی که تقریباً در اکثر متغیرهای خطی، اختلاف بین دو گروه معنی دار بود، ارزیابی غیرخطی (آنتروپی نمونه) در تعادل ایستا و گام برداری نشان داد که کنترل وضعیت در راستای میانی‌جانبی در کودکان ناشنوا دچار اختلال است. ولی اینکه آیا این متغیرهای تغییریافته در کودکان ناشنوا علت آسیب‌های آینده است یا رفتاری انطباقی برای جبران اختلالات سیستم دهلیزی، باید در مطالعات آینده بیشتر بررسی شود.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان نامه‌ی کارشناسی ارشد دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان است. بدین وسیله، از تمام شرکت‌کنندگان که در انجام این پژوهش ما را یاری کردند، تشکر و قدردانی می کنیم.

تضاد منافع

هیچ گونه تضاد منافعی بین نویسندگان وجود ندارد.

سهم نویسندگان

تمامی نویسندگان امور مربوط به مقاله و پیگیری‌های آن را بر عهده داشته‌اند.

حمایت مالی

برای اجرای پژوهش از هیچ‌گونه حمایت مالی استفاده نشده است.

REFERENCES

1. Asariha A, Azadian E. Relationship Between Balance and Attentional Function in Deaf and Healthy People (Per-sian). *J Sport Biomech*. 2018;**4**(3):14-27.
2. Majlesi M, Farahpour N, Azadian E, Amini M. The effect of interventional proprioceptive training on static balance and gait in deaf children. *Res Dev Disabil*. 2014;**35**(12):3562-7. PMID: 25241115 DOI: 10.1016/j.ridd.2014.09.001.
3. Vernadakis N, Papastergiou M, Giannousi M, Panagiotis A. The effect of an exergame-based intervention on balance ability on deaf adolescents. *Sport Science*. 2018;**11**(1):36-41.
4. 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. *Hear Res*. 2019;**372**:52-61. PMID: 29655975 DOI: 10.1016/j.heares.2018.03.032.
5. Derlich M, Kręcisz K, Kuczyński M. Attention demand and postural control in children with hearing deficit. *Res Dev Disabil*. 2011;**32**(5):1808-13. PMID: 21482067 DOI: 10.1016/j.ridd.2011.03.009.
6. Ryumin D, Ivanko D, Kagirov I, Axyonov A, Karpov A. Vision-Based Assistive Systems for Deaf and Hearing Impaired People. Computer Vision in Advanced Control Systems-5: Advanced Decisions in Technical and Medical Applications. 2020:197-223.
7. Rine RM, Braswell J, Fisher D, Joyce K, Kalar K, Shaffer M. Improvement of motor development and postural control following intervention in children with sensorineural hearing loss and vestibular impairment. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2004;**68**(9):1141-8. PMID: 15302144 DOI: 10.1016/j.ijporl.2004.04.007.
8. Selz PA, Girardi M, Konrad HR, Hughes LF. Vestibular deficits in deaf children. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 1996;**115**(1):70-7. PMID: 8758633 DOI: 10.1016/S0194-5998(96)70139-0.
9. Li Y, Sun J, Yao C. Hearing loss detection in complex setting by stationary wavelet Renyi entropy and three-segment biogeography-based optimization. Multi-Chaos, Fractal and Multi-fractional Artificial Intelligence of Different Complex Systems: Elsevier; 2022;215-29.
10. Norasteh AA, Zarei H. Studying balance in deaf people: A systematic review study. *Jrehab*. 2019;**20**(1):2-15. DOI: 10.32598/rj.20.1.2 .
11. Melo RS, Lemos A, Paiva GS, Ithamar L, Lima MC, Eickmann SH, et al. Vestibular rehabilitation exercises programs to improve the postural control, balance and gait of children with sensorineural hearing loss: A systematic review. *Int J Pediatri Otorhinolaryngol*. 2019;**127**:109650. PMID: 31466025 DOI: 10.1016/j.ijporl.2019.109650.
12. Melo RD, Silva PW, Tassitano RM, Macky CF, Silva LV. Balance and gait evaluation: comparative study between deaf and hearing students. *Rev Paul Pediatr*. 2012;**30**:385-91. DOI: 10.1590/S0103-05822012000300012 .
13. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. *Gait Posture*. 2017;**53**:236-40. PMID: 28219845 DOI: 10.1016/

[Downloaded from psj.umsha.ac.ir on 2025-07-22]

[DOI: 10.61186/psj.21.3.175]

j.gaitpost.2017.02.006 .
14. de Souza Melo R. Gait performance of children and adolescents with sensorineural hearing loss. *Gait Posture*. 2017;**57**:109-14. PMID: 28600974 DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.05.031.
15. Agrawal Y, Merfeld DM, Horak FB, Redfern MS, Manor B , Westlake KP, et al. Aging, vestibular function, and balance: proceedings of a national institute on aging/national institute on deafness and other communication disorders workshop. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2020;75(12):2471-80. PMID: 32617555 DOI: 10.1093/gerona/glaa097.
16. Sorkheh E, Majlesi M, Jafarnezhadgero AA. Survey of Asymmetry Index of Gait Ground Reaction Force Frequency Spectrum in Deaf and Hearing Male Children of Hamedan City in 2017. *JRUMS*. 2018;**17**(6):553-66.
17. Zwergal A, Strupp M, Brandt T. Advances in pharmacotherapy of vestibular and ocular motor disorders. *Expert Opin Pharmacother*. 2019;**20**(10):1267-76. PMID: 31030580 DOI: 10.1080/14656566.2019.1610386.
18. Ghanbarzadeh A, Azadian E, Majlesi M, Jafarnezhadgero AA, Akrami M. Effects of Task Demands on Postural Control in Children of Different Ages: A Cross-Sectional Study. *Appl Sci*. 2022;**12**(1):113. DOI: 10.3390/app12010113.
19. Azadian E, Torbati HRT, Kakhki ARS, Farahpour N. The effect of dual task and executive training on pattern of gait in older adults with balance impairment :A Randomized controlled trial. *Arch Gerontol Geriatr*. 2016;62:83-9. PMID: 26508098 DOI: 10.1016/j.archger.2015.10.001.
20. Dusing SC, Izzo TA, Thacker LR, Galloway JC. Postural complexity differs between infant born full term and preterm during the development of early behaviors. *Early Hum Dev*. 2014;**90**(3):149-56. PMID: 24485170 DOI: 10.1016/j.earlhumdev.2014.01.006.
21. Stergiou N, Decker LM. Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: is there a connection?. *Hum Mov Sci*. 2011;**30**(5):869-88. PMID : 21802756 DOI: 10.1016/j.humov.2011.06.002.
22. Stergiou N, Yu Y, Kyvelidou A. A perspective on human movement variability with applications in infancy motor development. *Kinesiology Review*. 2013;**2**(1):93-102.
23. Haid T, Federolf P. Human postural control: assessment of two alternative interpretations of center of pressure sample entropy through a principal component factorization of whole-body kinematics. *Entropy*. 2018;**20**(1):30. PMID: 33265120 DOI: 10.3390/e20010030.
24. Gao J, Hu J, Buckley T, White K, Hass C. Shannon and Renyi entropies to classify effects of mild traumatic brain injury on postural sway. *PLoS One*. 2011;**6**(9):e24446. PMID: 21931720 DOI: 10.1371/journal.pone.0024446.
25. Lubetzky AV, Harel D, Lubetzky E. On the effects of signal processing on sample entropy for postural control. *PloS one*. 2018;**13**(3):e0193460. PMID: 29494625 DOI: 10.1371/journal.pone.0193460.
26. Ramdani S, Seigle B, Lagarde J, Bouchara F, Bernard PL. On the use of sample entropy to analyze human postural sway data. *Med Eng Phys*. 2009;**31**(8):1023-31. PMID: 19608447 DOI: 10.1016/j.medengphy.2009.06.004.
27. Pierce SR, Paremski AC, Skorup J, Stergiou N, Senderling B, Prosser LA. Linear and nonlinear measures of postural control in a toddler with cerebral palsy: Brief report. *Pediatr Phys Ther*. 2020;**32**(1):80-3. PMID: 31842102 DOI: 10.1097/PEP.0000000000000669.
28. Kiefer AW, Armitano-Lago CN, Cone BL, Bonnette S, Rhea CK, Cummins-Sebree S, et al. Postural control development from late childhood through young adulthood. *Gait Posture*. 2021;**86**:169-73. PMID: 33751968 DOI: 10.1016/j.gaitpost.2021.02.030.
29. O'Sullivan R, Munir K, Keating L. Idiopathic toe walking-A follow-up survey of gait analysis assessment. *Gait Posture*. 2019;**68**:300-4. PMID: 30553151 DOI: 10.1016/j.gaitpost.2018.12.011.
30. Busa MA, Jones SL, Hamill J, van Emmerik RE. Multiscale entropy identifies differences in complexity in postural control in women with multiple sclerosis. *Gait Posture*. 2016;**45**:7-11. PMID: 26979875 DOI: 10.1016/j.gaitpost.2015.12.007.
31. Sun R, Hsieh KL, Sosnoff JJ. Fall risk prediction in multiple sclerosis using postural sway measures: a machine learning approach. *Sci Rep*. 2019;**9**(1):16154. PMID: 31695127 DOI: 10.1038/s41598-019-52697-2.
32. Hoffmann CP, Seigle B, Frère J, Parietti-Winkler C . Dynamical analysis of balance in vestibular schwannoma patients. *Gait Posture*. 2017;**54**:236-41. PMID: 28351744 DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.03.015.
33. Yeh J-R, Lo M-T, Chang F-L, Hsu L-C. Complexity of human postural control in subjects with unilateral peripheral vestibular hypofunction. *Gait Posture*. 2014;**40**(4):581-6. PMID: 25047829 DOI: 10.1016/j.gaitpost.2014.06.016.
34. Potvin-Desrochers A, Richer N, Lajoie Y. Cognitive tasks promote automatization of postural control in young and older adults. *Gait Posture*. 2017;**57**:40-5. PMID: 28570861 DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.05.019.
35. Rhea CK, Diekfuss JA, Fairbrother JT, Raisbeck LD. Postural control entropy is increased when adopting an external focus of attention. *Motor Control*. 2019;**23**(2):230-42. PMID: 30518283 DOI: 10.1123/mc.2017-0089.
36. Besnard S, Lopez C, Brandt T, Denise P, Smith PF. The vestibular system in cognitive and memory processes in mammals: Frontiers Media SA; 2016.
37. Blons E, Arsac LM, Gilfriche P, Deschodt-Arsac V. Multiscale entropy of cardiac and postural control reflects a flexible adaptation to a cognitive task. *Entropy*. 2019;**21**(10):1024. DOI: 10.3390/e21101024.
38. Bigelow RT, Agrawal Y. Vestibular involvement in cognition: Visuospatial ability, attention, executive function, and memory. *J Vestib Res*. 2015;**25**(2):73-89. PMID: 26410672 DOI: 10.3233/VES-150544.
39. Besnard S, Lopez C, Brandt T, Denise P, Smith PF. The vestibular system in cognitive and memory processes in mammalians. *Front Integr Neurosci*; 2015 ;**9**:55. PMID: 26617498 DOI: 10.3389/fnint.2015.00055
40. Black FO, Pesznecker S, Stallings V. Permanent gentamicin vestibulotoxicity. *Otol Neurotol*. 2004;**25**(4):559-69. PMID: 15241236 DOI: 10.1097/00129492-200407000-00025.
41. Van Hecke R, Danneels M, Dhooge I, Van Waelvelde H, Wiersema JR, Deconinck FJ, et al. Vestibular function in children with neurodevelopmental disorders: a systematic review. *J Autism Dev Disord*. 2019;**49**(8):3328-50. PMID: 31102194 DOI: 10.1007/s10803-019-04059-0.
42. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods*. 2007;**39**(2):175-91. PMID: 17695343 DOI: 10.3758/bf03193146.
43. De Kegel A, Maes L, Baetens T, Dhooge I, Van Waelvelde H. The influence of a vestibular dysfunction on the motor development of hearing-impaired children. *Laryngoscope*. 2012;**122**(12):2837-43. PMID: 22990988 DOI: 10.1002/lary.23529.
44. Ferrari A, Benedetti MG, Pavan E, Frigo C, Bettinelli D, Rabuffetti M, et al. Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. *Gait Posture*. 2008;**28**(2):207-16. PMID: 18206374 DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.11.009.
45. Damavandi M, Dixon PC, Pearsall DJ. Ground reaction force adaptations during cross-slope walking and running. *Hum Mov Sci*. 2012;**31**(1):182-9. PMID: 21840076 DOI: 10.1016/j.humov.2011.06.004.
46. Winter DA. Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. 1991.
47. Remaud A, Boyas S, Caron GAR, Bilodeau M. Attentional Demands Associated With Postural Control Depend on Task Difficulty and Visual Condition. *J Mot Behav*. 2012;**44**(5):329-40. PMID: 22934664 DOI: 10.1080/00222895.2012.708680.
48. Pincus SM. Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proc Natl Acad Sci USA*. 1991;**88**(6):2297-301. PMID: 11607165 DOI: 10.1073/pnas.88.6.2297.
49. Grassberger P, Procaccia I. Characterization of strange attractors. *Phys Rev Lett*. 1983;**50**(5):346.
50. Kaffashi F, Foglyano R, Wilson CG, Loparo KA. The effect of time delay on approximate & sample entropy calculations. *Physica D Nonlinear Phenomena*. 2008;**237**(23):3069-74. DOI:10.1016/j.physd.2008.06.005.
51. Lewis S, Higham L, Cherry DB. Development of an exercise

[Downloaded from psj.umsha.ac.ir on 2025-07-22]

[DOI: 10.61186/psj.21.3.175]

program to improve the static and dynamic balance of profoundly hearing-impaired children. *Am Ann Deaf*. 1985;**130**(4):278-84. PMID: 4072857 DOI: 10.1353/aad.2012.1020.

52. Yaghoubi Hamraz F, Majlesi M. Comparing Gait Variability Between Deaf and Normal-Hearing Children After Proprioception Training. *J Sport Biomech*. 2020;**5**(4):262-71. DOI: 10.32598/biomechanics.5.4.6.
53. Majlesi M, Azadian E, Farahpour N, Jafarnezhad AA, Rashedi H. Lower limb muscle activity during gait in individuals with hearing loss. *Austral Phys Eng Sci Med*. 2017;**40**(3):659-65. PMID: 28752319 DOI: 10.1007/s13246-017-0574-y.
54. Lipsitz LA, Goldberger AL. Loss of'complexity'and aging: potential applications of fractals and chaos theory to senescence. *JAMA*. 1992;**267**(13):1806-9. PMID: 1482430.

55.Manor B, Costa MD, Hu K, Newton E, Starobinets O, Kang HG, et al. Physiological complexity and system adaptability: evidence from postural control dynamics of older adults. *J Appl Physiol*. 2010;**109**(6):1786-91. PMID: 20947715 DOI: 10.1152/japplphysiol.00390.2010.

56. Hamill J, van Emmerik RE, Heiderscheit BC, Li L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clin Biomech*. 1999;**14**(5):297-308. PMID: 10521606 DOI: 10.1016/s0268-0033(98)90092-4.

[Downloaded from psj.umsha.ac.ir on 2025-07-22]

[DOI: 10.61186/psj.21.3.175]