

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 Majlesi¹ , Soudeh Saberifar¹ 

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

Abstract

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

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



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

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.



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

الهه آزادیان^{۱*}، مهدی مجلسی^۱، سوده صابری^۱ فر^۱

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

چکیده

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

مواد و روش‌ها: این مطالعه توصیفی بود و در آن، ۲۰ پسر شنوا (سن: $10/80 \pm 1/46$) و ۲۰ پسر با اختلال ناشنوایی بیشتر از ۷۵ دسی بل (سن: $11/30 \pm 1/89$) شرکت کردند. تعادل ایستا با آزمون ایستادن تندم و جفت پا روی سطح ناپایدار با استفاده از تخته‌ی نیرو ارزیابی شد. همچنین، متغیرهای کینماتیکی و کینماتیکی گام برداری بررسی شدند. از روش تی تست مستقل و وابسته برای بررسی اختلاف بین گروهی و درون گروهی و نرم افزار SPSS با $P < 0/05$ 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 ($P < 0/05$)؛ اما آنتروپی (ارزیابی غیرخطی) فقط در آزمون تندم در جهت میانی جانبی معنی دار بود و در سایر موارد، اختلاف معنی داری یافت نشد ($P > 0/05$). کم‌تر بودن سرعت گام برداری و افزایش مؤلفه‌ی میانی جانبی نیروی عکس العمل زمین در گروه ناشنوا مشاهده شد ($P < 0/05$).

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج تحقیق، متغیرهای خطی ارزیابی شده 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 بیشتر بودن بی نظمی در جهت میانی جانبی احتمال بیشتری برای آسیب‌پذیری در این جهت داشته باشند.

واژگان کلیدی: ناشنوایی؛ حسی عصبی؛ 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 ناشنوا حسی عصبی. مجله علمی پژوهان، تابستان ۱۴۰۲؛ ۲۱(۳): ۱۸۵-۱۷۵.

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

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 می‌کند. این اطلاعات را سیستم‌های بینایی، گیزنده‌های حسی عمقی واقع در پوست، عضله‌ها و مفصل‌ها و سیستم دهلیزی جمع‌آوری می‌کند [۱]. با آسیب یا اختلال در هر منبع اطلاعاتی، تعادل تا زمانی که اطلاعات از طریق دیگر سیستم‌ها جبران نشود، دچار ضعف می‌شود [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 می‌کنند [۴].
ناشنوایی یکی از مشکلات سلامت عمومی است که تأثیر زیادی بر ارتباطات، تعاملات روان‌شناختی و کیفیت زندگی فرد می‌گذارد [۵]. طبق آمار، حدود ۷۰ میلیون 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،

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 [۳۶، ۳۸، ۳۹]، 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 راه رفتن کودکان ۸ تا ۱۲ ساله‌ی ناشنوا می تواند در برنامه‌ریزی مداخلات درمانی نقش مهمی داشته باشد. در این پژوهش، به دنبال 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 فضایی زمانی در دو گروه دارای اختلاف معنی داری است؟

مواد و روش‌ها

جامعه‌ی آماری این پژوهش کودکان ناشنوا 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 علاقه‌مندان 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 شنوایی 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 آزمودنی‌ها، هنگام اجرای تکالیف تصویربرداری شد. مارکرهای استفاده‌شده کروی شکل و به قطر ۱۴ میلی متر بودند که با استفاده از چسب دوطرفه‌ی نواری و بر

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 شنوایی 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]. پژوهش‌ها نشان داده‌اند کودکانی که اختلال شدیدی در سیستم دهلیزی دارند، دارای ضعف و عقب‌افتادگی در رشد حرکتی درشت و ظریف، تأخیر در توانایی‌های ادراکی و حرکتی به‌ویژه کنترل سر، راه رفتن و نشستن مستقل هستند [۱۱]. از ویژگی‌های راه رفتن در این کودکان کاهش سرعت راه رفتن [۱۲]، بیشتر بودن نیروی واکنش زمین (GRF) [۱۳]، اختلال در گام-برداری حین اجرای تکالیف هم‌زمان [۱۴، ۱۱] و بیشتر بودن 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 قدامی خلفی نسبت به افراد سالم دارند [۱۶]. ورگال و همکاران (۲۰۱۹) نشان دادند در افراد ناشنوا، هنگامی که دیگر سیستم‌های حسی دچار چالش شوند (مثل راه رفتن 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 [۱۸، ۱۹]؛ اما کنترل وضعیت در طول زمان دارای پیچیدگی‌هایی است که تجزیه و تحلیل خطی اطلاعات CoP قادر به ارزیابی آن‌ها نیست [۲۰]. تغییرپذیری و پیچیدگی کنترل وضعیت یکی از ویژگی‌های سیستم عصبی است که توسط ارزیابی‌های غیرخطی اندازه‌گیری می‌شود [۲۱، ۲۲]. ارزیابی غیرخطی به‌وسیله‌ی آنتروپی نمونه می تواند نظم و تغییرپذیری را در یک سری زمانی ثبت کند [۲۳-۲۶] که نشان‌دهنده‌ی درجه‌ی انطباق‌پذیری و بلوغ در سیستم کنترل حرکتی است [۲۷]. آنتروپی از درجه‌ی بسیار منظم تا تصادفی تغییر می‌کند و به ویژگی‌های فرد، محدودیت‌های محیط و تکلیف وابسته است [۲۸]. مطالعات نشان داده‌اند که آنتروپی نمونه تحت تأثیر ضعف کنترل وضعیت در بیماران دچار ضربه‌ی مغزی [۲۴]، اوتیسم [۲۹]، مولتیپل اسکلروزیس [۳۰، ۳۱]، اختلال دهلیزی [۳۲، ۳۳] 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. سرگیو و همکاران (۲۰۱۳) در مطالعه‌شان نشان داده‌اند که مقدار آنتروپی یا بی نظمی با افزایش سن و بیماری کاهش می یابد [۲۲]. در همین

راست در داخل فضای کالیبره داشته باشد.

پارامترهای تعادلی سنجش شده شامل آنتروپی نمونه، انحرافات و نوسانات CoP، سرعت، مسیر، دامنه و سطح حرکات CoP در دو سطح میانی جانبی (ML (Medial-lateral) و قدامی خلفی (Anterior-posterior) AP بود. آزمون های تعادلی ایستا شامل ایستادن به شکل تندم (Tandem) با چشمان باز و پای برهنه و همچنین، ایستادن جفت پا روی اسفنجی به ابعاد ۴۸ در ۴۰ و ضخامت ۶ سانتی متر به عنوان سطح ناپایدار بود [۴۷].

آنتروپی که در ابتدا Pincus [۴۸] آن را معرفی کرد، اندازه گیری پیچیدگی یک سری زمانی است که با پیش بینی پذیری یا تکرارپذیری الگوهای زمانی در سیگنال کمی می شوند. انگیزه ی این رویکرد طبقه بندی سیستم های پیچیده است که شامل ویژگی های قطعی و تصادفی از سری های زمانی با تعداد محدودی از نقاط داده در مقایسه با معیارهای دیگر مانند بعد همبستگی است [۴۹، ۵۰]. آنتروپی برای یک سری زمانی n بعدی (x_1, x_2, \dots, x_n) به صورت زیر تعریف می شود:

$$ApEn(m, r, n) = \Phi^m(r) - \Phi^{m+1}(r) \quad (1)$$

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

جایی که

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

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

اصلی با تأخیر τ مضربی از زمان نمونه برداری هستند؛ یعنی: $d|X_i, X_j|$ اندازه ی فاصله ی بین X_i و X_j است.

$$X_i = (X_i, X_{i+\tau}, X_{i+2\tau}, \dots, X_{i+(m-1)\tau}) \quad X_i \in R^m \quad (4)$$

$$X_j = (X_j, X_{j+\tau}, X_{j+2\tau}, \dots, X_{j+(m-1)\tau}) \quad X_j \in R^m \quad (5)$$

برای مقادیر بزرگ n آنتروپی تقریبی با فرمول زیر به دست می آید:

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

آنتروپی نمونه با اصلاح فرمول آنتروپی تقریبی ارائه شده در معادله محاسبه می شود:

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

شاپیروویلیک استفاده شد. با توجه به توزیع نرمال داده ها از آزمون های

اساس مدل مارکرگذاری (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 صفحه ی نیروی کیستلر (Type 9281, Kistler Instrument AG, Winterthur, Switzerland) که با دوربین ها هماهنگ شده بود، با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. داده های کینماتیک و کینتیک با استفاده از نرم افزارهای Nexus 1.8.5 و Polygon 4.3 تحلیل شدند. متغیرهای فضایی زمانی شامل طول گام و سرعت راه رفتن و متغیرهای GRF در سه مؤلفه عمودی، قدامی خلفی و میانی جانبی استخراج شدند [۴۵]. برای نرمال کردن داده های GRF، مقدار نیروی به دست آمده از هر مؤلفه بر وزن فرد تقسیم شد. از شرکت کنندگان خواسته شد در مسیر تعیین شده به صورت پابرنه 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 گام برداری حذف شد [۴۶]. همچنین، به خاطر طول فضای کالیبره (۳ متر) آزمودنی می توانست دو استراید کامل چپ و

در معادله ی (۳)، (X_i, X_j) بردارهای الگوی m بعدی هستند که اجزای آن ها نسخه های با تأخیر زمانی عناصر در سری زمانی

که در آن A_i تعداد X_i با درجه ی تحمل τ از X_j برای بعد $(m+1)$ بردار الگو است و B_i تعداد X_i با درجه ی تحمل τ از X_j در بردار الگوی m بعدی است.

در این پژوهش، به منظور بررسی توزیع داده ها از آزمون

آماري پارامتریک استفاده شد. برای بررسی اختلاف بین دو گروه ناشنوا و شنوا در تکالیف مختلف، از آزمون تی مستقل و برای بررسی اختلاف درون گروهی در داده‌های آزمون تعادل ایستا، از آزمون تی وابسته استفاده شد. تمام مراحل تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ و با سطح معناداری $P < 0.05$ انجام شد.

یافته‌ها

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

نتایج مقایسه‌ی بین گروهی در ارزیابی خطی و غیرخطی CoP در جدول ۲ آورده شده است. در وضعیت ایستاده به شکل تدریجی، نشان دادند که مقادیر به دست آمده در تمام متغیرهای خطی در گروه آزمایش به طور معنی داری بیشتر از گروه کنترل بود ($P < 0.05$)؛ در حالی که اختلاف بین آنترپوی نمونه (ارزیابی غیرخطی CoP) در دو گروه فقط در جهت ML معنی دار بود ($P = 0.045$). مقایسه‌ی بین گروهی در وضعیت ایستاده روی سطح ناپایدار نشان داد که اغلب متغیرها، به ویژه در جهت ML، در گروه ناشنوا بیشتر از گروه کنترل بود ($P < 0.05$)؛ اما در این وضعیت نیز آنترپوی نمونه در دو گروه اختلاف معنی داری را نشان نداد ($P > 0.05$).

جدول ۱: متغیرهای دموگرافیک شرکت کنندگان گروه ناشنوا و کنترل

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

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

جدول ۲: اطلاعات توصیفی و مقایسه‌ی بین گروهی متغیرهای تعادل ایستا

P-value	t	گروه		وضعیت	جهت	متغیر
		کنترل	ناشنوا			
۰/۰۲۹*	۲/۲۷	۲۱/۴۵ ± ۱۹/۰۲ \$	۳۸/۵۶ ± ۲۷/۸۰	سطح ناپایدار	-	مساحت جابه‌جایی
۰/۰۱۳*	۲/۷۳	۱۱/۰۱ ± ۵/۸۳	۴۹/۶۹ ± ۳۶/۱۱	تندم		
۰/۰۱۲*	۲/۶۵	۵۶/۰۹ ± ۲۲/۶۰	۸۰/۳۷ ± ۳۴/۲۱	سطح ناپایدار	Total	
۰/۰۱۱*	۲/۷۸	۴۹/۱۴ ± ۱۲/۷۳	۹۰/۲۹ ± ۵۶/۰۲	تندم		
۰/۰۰۹	۱/۷۳	۴۱/۶۲ ± ۲۱/۷۲	۵۴/۶۹ ± ۲۵/۹۱	سطح ناپایدار	AP	مسیر CoP
۰/۰۲۵*	۲/۴۳	۳۶/۸۰ ± ۱۰/۰۲	۶۸/۸۶ ± ۴۲/۲۷	تندم		
۰/۰۰۰*	۴/۰۹	۲۸/۳۱ ± ۷/۰۳	۴۷/۳۳ ± ۱۹/۵۷	سطح ناپایدار	ML	
۰/۰۰۲*	۳/۶۱	۲۵/۰۴ ± ۵/۶۲	۴۴/۹۴ ± ۲۳/۹۸	تندم		
۰/۳۵۶	۰/۹۳۵	۱/۲۹ ± ۰/۷۵ \$	۱/۵۱ ± ۰/۶۸	سطح ناپایدار	AP	نوسانات CoP
۰/۰۲۸*	۲/۳۶	۰/۸۱ ± ۲۷	۱/۳۶ ± ۱/۰۲	تندم		
۰/۰۰۱*	۳/۹۲	۰/۸۴ ± ۰/۲۰ \$	۱/۳۳ ± ۰/۵۱	سطح ناپایدار	ML	
۰/۰۰۱*	۳/۹۸	۰/۷۳ ± ۰/۱۷	۱/۵۲ ± ۰/۸۷	تندم		
۰/۴۳۱	۰/۷۹۶	۶/۴۰ ± ۴/۵۸ \$	۷/۳۹ ± ۳/۲۴	سطح ناپایدار	AP	دامنه‌ی جابه‌جایی
۰/۰۱۴*	۲/۶۹	۴/۱۸ ± ۱/۴۱	۸/۳۰ ± ۶/۷۰	تندم		
۰/۰۰۱*	۴/۰۸	۳/۶۵ ± ۰/۶۸	۶/۳۳ ± ۲/۸۶	سطح ناپایدار	ML	
۰/۰۰۴*	۳/۲۲	۳/۴۲ ± ۰/۸۵	۷/۱۴ ± ۲/۱۰	تندم		
۰/۰۱۲*	۲/۶۵	۵/۶۱ ± ۲/۲۶	۸/۰۴ ± ۳/۴۲	سطح ناپایدار	Total	سرعت جابه‌جایی
۰/۰۱۱*	۲/۷۸	۴/۹۱ ± ۱/۲۷	۹/۰۳ ± ۳/۵۰	تندم		
۰/۰۹۲	۱/۷۳	۴/۱۶ ± ۲/۱۷	۵/۴۷ ± ۲/۵۹	سطح ناپایدار	AP	
۰/۰۲۵*	۲/۴۳	۳/۶۸ ± ۱/۰۰	۶/۸۸ ± ۱/۸۳	تندم		
۰/۰۰۰*	۴/۰۹	۲/۸۳ ± ۰/۷۰	۴/۷۳ ± ۱/۹۶	سطح ناپایدار	ML	
۰/۰۰۲*	۳/۶۱	۲/۵۰ ± ۰/۵۶	۴/۴۹ ± ۲/۴۰	تندم		

ادامه جدول ۲

۰/۳۷۷	۰/۸۹۴	۰/۰۰۶۳ ± ۰/۰۰۲ \$	۰/۰۰۷ ± ۰/۰۰۳ \$	سطح ناپایدار	AP
۰/۲۶۶	۱/۱۳	۰/۰۰۸۷ ± ۰/۰۰۰۲	۰/۰۰۹۶ ± ۰/۰۰۰۳	تندم	آنتروپی نمونه
۰/۹۴۳	۰/۰۷۱	۰/۰۰۶۸ ± ۰/۰۰۰۲	۰/۰۰۶۷ ± ۰/۰۰۰۲ \$	سطح ناپایدار	ML
۰/۰۴۵*	۲/۱۸	۰/۰۰۶۹ ± ۰/۰۰۰۱	۰/۰۰۵۹ ± ۰/۰۰۰۲	تندم	

اختصارات: \$، وجود اختلاف درون گروهی در دو وضعیت پاسچری. *: وجود اختلاف بین گروهی

نتایج درباره‌ی متغیرهای فضایی‌زمانی منتخب نشان داد که سرعت راه‌رفتن در گروه ناشنوا به طور معنی داری کمتر از گروه کنترل بود ($P > 0.05$)؛ در حالی که طول گام در دو گروه اختلاف معنی داری را نشان نداده بود ($P > 0.05$). نتایج ارزیابی غیرخطی (آنتروپی) در مؤلفه‌های GRF نشان دهنده‌ی وجود اختلاف معنی داری در مؤلفه‌ی میانی‌جانبی بود که مقدار آن در گروه ناشنوا بیشتر از گروه کنترل بود ($P < 0.05$). در سایر مؤلفه‌ها اختلاف معنی داری مشاهده نشد ($P > 0.05$) (جدول ۳).

بررسی اختلاف بین دو وضعیت پاسچری در گروه ناشنوا نشان داد که در متغیرهای خطی، اختلاف درون گروهی معنی دار نبود ($P > 0.05$)؛ اما اختلاف معنی داری در مقدار آنتروپی در هر دو جهت AP ($P = 0.011$) و ML ($P = 0.015$) مشاهده شد. در گروه کنترل، اختلاف بین دو وضعیت ایستاده به شکل تندم و سطح ناپایدار در آنتروپی نمونه ($P = 0.000$) و در برخی ارزیابی‌های خطی، شامل مقدار نوسانات در هر دو جهت AP ($P = 0.001$) و ML ($P = 0.000$)، دامنه‌ی جابه‌جایی CoP در جهت AP ($P = 0.01$) و مساحت جابه‌جایی ($P = 0.003$) معنی دار بودند.

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

P-value	t	گروه		متغیر
		کنترل	ناشنوا	
۰/۵۰۸	۰/۶۶۹	۰/۰۱۲ ± ۰/۰۰۳	۰/۰۱۹ ± ۰/۰۰۳	پای راست
۰/۹۴۴	۰/۰۷	۰/۰۰۱ ± ۰/۰۰۰۴	۰/۰۰۱ ± ۰/۰۰۰۳	پای چپ
۰/۰۰۰۱*	۴/۴۵	۰/۰۴۷ ± ۰/۰۰۴	۰/۱۴ ± ۰/۰۰۹	پای راست
۰/۰۰۳*	۳/۱۵	۰/۰۴۳ ± ۰/۰۰۴	۰/۱۱ ± ۰/۰۰۷	پای چپ
۰/۱۹۶	۱/۳۱	۰/۰۰۹ ± ۰/۰۰۱	۰/۰۰۸ ± ۰/۰۰۱	پای راست
۰/۸۵۳	۰/۱۸۶	۰/۰۰۲۹ ± ۰/۰۰۱	۰/۰۰۲۸ ± ۰/۰۰۱	پای چپ
۰/۰۲۳*	۳/۶۱	۱/۲۳ ± ۰/۰۰۴	۱/۰۹ ± ۰/۰۰۴	پای راست
۰/۰۲۰*	۳/۶۷	۱/۲۴ ± ۰/۰۰۳	۱/۰۸ ± ۰/۰۰۳	پای چپ
۰/۴۳	۰/۱۸۶۸	۱/۱۵ ± ۰/۱۲	۱/۰۸ ± ۰/۱۱	پای راست
۰/۳۵	۰/۹۳۵	۱/۱۷ ± ۰/۱۲	۱/۰۴ ± ۰/۱۳	پای چپ

*: وجود اختلاف بین گروهی

بحث

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 به جز در مورد بالا که ذکر شد، اختلاف معنی داری نداشت. آنتروپی به معنی تغییرپذیری و نظم در حرکات CoP در یک سری زمانی است؛ بنابراین، کمتر بودن 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، ارزیابی‌های خطی تعادل نسبت به آنتروپی نمونه حساس تر هستند. برای تأیید این نتایج به انجام پژوهش‌های بیشتر در گروه‌های سنی متفاوت و شرایط تعادلی و گام برداری مختلف نیاز است.

اختلاف بین دو گروه در متغیرهای فضایی‌زمانی نشان داد که سرعت

در این پژوهش، فرض بر این بود که در گروه‌های 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 میانگین‌ها، به نظر می‌رسد که در اکثر متغیرها، وضعیت تندم نسبت به ایستادن روی سطح ناپایدار، موجب ایجاد چالش بیشتری در هر دو گروه می‌شود. 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 می‌رسد که بیشتر بودن نوسانات در جهت ML به علت نحوه‌ی قرارگیری پاها است که موجب حرکت فرد در جهت ML می‌شود؛ اما نکته‌ی مهم در نتایج این پژوهش که هم راستا با نتایج فوق باشد، وجود اختلاف بین گروهی معنی دار در مقدار آنتروپی و در جهت ML بود. بنابراین،

تک‌جنسی بودن شرکت کنندگان (فقط پسران) در این مطالعه و دیگری اجرای آزمون‌ها در ساعات متفاوت از روز بود.

نتیجه‌گیری

نتایج ارزیابی خطی در این پژوهش مشخص کرد که کنترل وضعیت تحت‌تأثیر ناشنوائی حسی‌عصبی قرار می‌گیرد. در حالی که تقریباً در اکثر متغیرهای خطی، اختلاف بین دو گروه معنی‌دار 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 تغییر یافته 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 پایان‌نامه‌ی 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 می‌کنیم.

تضاد منافع

هیچ گونه تضاد منافع 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

- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- Derlich M, Kręćisz 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.
- 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.
- 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.
- Seiz 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.
- 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.
- 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.
- 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 Pediatr Otorhinolaryngol*. 2019;**127**:109650. PMID: 31466025 DOI: 10.1016/j.ijporl.2019.109650.
- 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.
- 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/

- [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, Jafarnejadgero 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, Jafarnejadgero 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 mammals. *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

- 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/jappphysiol.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](#).