

Research Paper



Effects of Vestibular Disturbances on Lower-Limb Muscle Activation in Active Children During the Stance Phase of Gait

Seyed Morteza Mansouri Mehrian¹, *Saeed Ilbeigi², Ali Fatahi¹

1. Department of Physical Education and Sport Sciences, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.
2. Department of Sports Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran.



Citation: Mansouri Mehrian SM, Ilbeigi S, Fatahi A. Effects of Vestibular Disturbances on Lower-Limb Muscle Activation in Active Children During the Stance Phase of Gait. Journal of Sport Biomechanics.2026;12(1):136-153. <https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.1.136>

<https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.1.136>



Article Info:

Received: 4 August 2025

Accepted: 16 November 2025

Available Online: 17 November 2025

Keywords:

Vestibular disturbances,
Muscle electrical activity,
Gait, Active children

ABSTRACT

Objective The vestibular system is one of the primary components involved in maintaining balance, and its dysfunction can influence gait biomechanics. This study aimed to examine the effect of vestibular disturbances on the electrical activity of selected lower-limb muscles in active children during the stance phase of walking.

Methods This study was conducted on 30 boys aged 7–11 years in Tehran, selected through convenience sampling. An 8-channel EMG system was used to record the electrical activity of selected lower-limb muscles across four sensory conditions: walking with eyes open, walking with eyes closed, walking with eyes open with vestibular disturbance, and walking with eyes closed with vestibular disturbance. Data were analyzed using repeated-measures ANOVA and MANOVA at a significance level of $p \leq 0.05$.

Results Significant changes were observed in the activity of the biceps femoris ($p = 0.001$), soleus ($p = 0.001$), and peroneus longus ($p = 0.034$) across different walking conditions. No significant differences were found in the right quadriceps ($p = 0.304$), the medial hamstring ($p = 0.222$), or the tibialis anterior ($p = 0.054$).

Conclusion The findings suggest that imbalance induced by vestibular disturbances can alter the activation patterns of lower-limb muscles during walking, potentially leading to long-term gait deviations. These results highlight the importance of strengthening vestibular function in children to reduce potential mobility-related risks later in life.

* Corresponding Author:

Saeed Ilbeigi

Address: Department of Sports Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran.

E-mail: silbeigi@birjand.ac.ir

This is an open access article under the terms of the [Creative Commons Attribution License \(CC BY 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

© 2026 The Author(s). Journal of Sport Biomechanics published by Islamic Azad University, Hamedan Branch.

Extended Abstract

1. Introduction

Gait is a complex human movement that relies on the coordinated activation of multiple muscle groups across the ankle, knee, and hip joints (1). Beyond examining gait in healthy individuals, researchers also analyze gait under various neural conditions and external stimulations (3). Once initiated, gait emerges as a repetitive pattern of lower-limb movements that transitions naturally from standing to stepping with minimal attentional demand (3). Several factors, including gender, physical fitness, and age, can influence the execution and quality of these movement patterns (2). Balance control is a fundamental component of motor function and plays a crucial role in nearly all daily activities (4). Disruptions in balance can impair other motor abilities, such as sensory integration and neuromuscular coordination (5). The vestibular system—comprising structures of the inner ear and associated neural pathways—contributes significantly to postural control, eye-head coordination, and spatial orientation, thereby helping maintain overall body stability (6). Understanding factors that affect balance is critical for reducing fall risk across the lifespan. Muscle weakness, particularly with aging, can compromise mechanical muscle function and elevate the likelihood of falls. Key lower-limb muscles such as the quadriceps, hamstrings, and gastrocnemius contribute to knee-joint stability, and alterations in their activation patterns can modify joint loading and movement efficiency (11, 12, 13). Electromyographic (EMG) analysis is widely employed in gait research as it provides valuable insights into neuromuscular contributions to biomechanical events. Given the central role of the vestibular system in maintaining postural stability, the present study aims to examine the effects of vestibular stimulation on the electrical activity of selected lower-limb muscles in active children during the stance phase of gait.

2. Methods

This study included 30 active children aged 7–11 years from Tehran who participated in sports at least three times per week. The sample size was determined using G*Power with a statistical power of 0.80, an alpha level of 0.05, and an effect size of 0.50. Participants were screened to ensure the absence of underlying medical conditions, postural abnormalities, or lower-limb injuries (26). All ethical requirements were fulfilled, and written informed consent was obtained from both the children and their parents or guardians (IR.SSRC.REC.1403.005). An 8-channel surface electromyography system (MEGADOWIN 6000ME, Finland) with a 1000 Hz sampling frequency was used to record muscle activity. Disposable electrodes were placed over the biceps femoris, rectus femoris, gastrocnemius, soleus, tibialis anterior, and peroneus longus muscles according to the SENIAM guidelines, with a 2-cm inter-electrode distance following standard skin preparation (17). The protocol began with a pre-test session during which participants performed three maximal voluntary isometric contractions for each muscle. They then walked along a designated pathway six times (three trials with eyes open and three with eyes closed). A post-test session was conducted one day later. In this session, participants again walked the same pathway six times (three with eyes open and three with eyes closed), but only after receiving vestibular perturbation induced by controlled rotation on a turntable (five clockwise rotations and five counterclockwise rotations) (18). EMG signals were processed using a 10–500 Hz band-pass filter and a 50 Hz notch filter. The data were smoothed and normalized using the root mean square (RMS) method. Statistical analyses included descriptive statistics, the Kolmogorov–Smirnov test, repeated-measures ANOVA, and MANOVA, performed in SPSS version 22. The significance level was set at $p < 0.05$.

3. Results

The demographic characteristics of the children participating in this study are summarized in Table 1. The mean age of the participants was 8.9 ± 0.7 years, with an average body mass of 29.4 ± 2.2 kg and a mean height of 132.9 ± 4.3 cm. The mean BMI was 16.4 ± 1.54 kg/m², indicating that the children fell within a healthy range for their age group. This homogeneity in anthropometric characteristics ensured that differences in muscle activity were primarily attributable to sensory conditions rather than physical disparities among subjects.

Table 1. Mean and standard deviation of individual characteristics of subjects

Variable	N	Average	Standard deviation
Age (years)	30	8.9	0.7
Body weight (kg)		29.4	2.2
Height (centimeters)		132.9	4.3
Body mass index (kg/m^2)		16.4	1.54

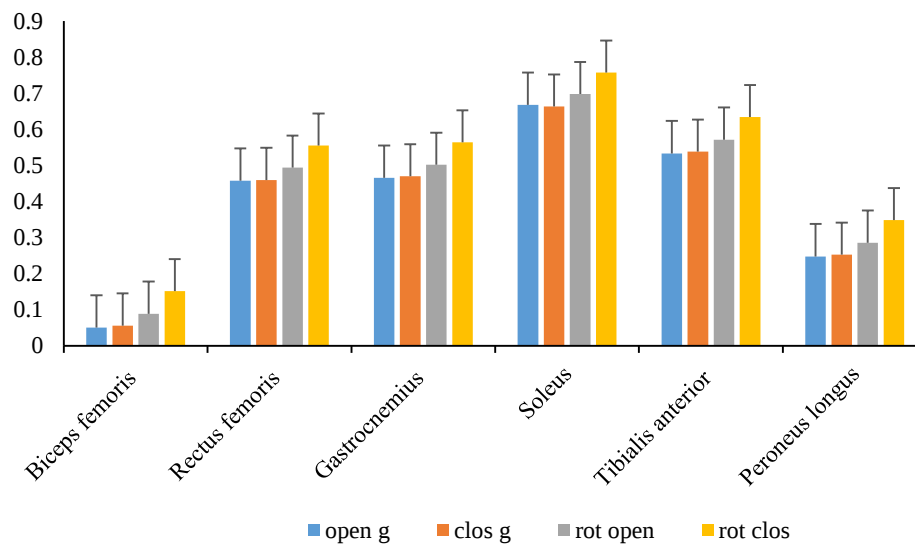


Fig. 1. Mean lower-limb muscle EMG activity across sensory conditions (mV)

Patterns of muscle activation across the four sensory conditions are illustrated in Fig. 1. Vestibular perturbation clearly influenced the electrical activity of lower-limb muscles during the stance phase of gait. Among the four conditions examined, the eyes-closed with vestibular perturbation condition elicited the highest neuromuscular demand. This was reflected in substantial increases in muscle activation, particularly in muscles responsible for postural stabilization and maintenance of mediolateral balance. As shown in Fig. 1, the soleus muscle demonstrated the greatest response to vestibular challenges, reaching a mean activation of 0.7572 mV/s. This elevated activity suggests that children relied heavily on the ankle plantarflexors to compensate for the reduced reliability of vestibular and visual input. Increased activation was also observed in the biceps femoris and peroneus longus, indicating enhanced recruitment of both posterior-chain and lateral stabilizing muscles when balance became more challenging. Statistical analyses confirmed that the differences in muscle activity across the sensory conditions were significant at $p < 0.01$. This finding indicates that vestibular disturbances produced measurable and meaningful alterations in neuromuscular control during the stance phase of walking. The consistent rise in muscle activation under perturbed conditions—particularly in the absence of vision—reflects the increased postural difficulty imposed by reduced vestibular function. Overall, the findings depicted in Fig. 1 demonstrate that vestibular perturbation disrupts normal gait regulation, prompting children to increase activation in specific lower-limb muscles involved in stability, joint protection, and control of sway. These results highlight the essential contribution of vestibular input to maintaining coordinated muscle function during gait and underscore the susceptibility of children's neuromuscular systems to balance-related challenges.

4. Discussion

This study investigated the influence of vestibular perturbations on lower-limb muscle activity in children during gait. The findings demonstrated significant increases in the activation of the biceps femoris, soleus, and peroneus longus muscles, indicating that the vestibular system plays a central role in dynamic balance

regulation. When vestibular input becomes unreliable, the body activates compensatory neuromuscular mechanisms to maintain postural stability, leading to heightened muscle activity—an observation consistent with previous research (28).

Earlier studies have shown that targeted vestibular stimulation can enhance balance performance in children with vestibular dysfunction (28), and that visual input serves as a critical source of sensory information for postural control (29). As balance ability improves progressively between the ages of 3 and 19 years (30), the developmental stage of the children in this study may explain their pronounced reliance on multisensory integration during gait. Evidence also suggests that short-term vestibular-based interventions enhance motor performance in children with neurological conditions, such as cerebral palsy (31), while external noisy stimulation can modify muscle activation patterns (32). Such findings collectively emphasize the importance of accurate vestibular signaling for both cognitive and motor development (33). Interventions combining vestibular and neuromuscular training have been shown to benefit children with Down syndrome (34), and structured programs such as FIFA 11+ effectively improve balance and reduce musculoskeletal injuries (35). However, some studies have reported conflicting results, often due to differences in participant characteristics, methodological approaches, or the type and intensity of sensory challenges used (36, 37). In the present study, removing visual input alone produced minimal effects on muscle activity, whereas the combination of visual deprivation and vestibular disturbance led to substantial increases. This demonstrates the cumulative effect of multi-sensory disruption on neuromuscular responses. These results highlight the importance of strengthening sensory systems during childhood to support lifelong motor health and reduce the risk of functional decline later in life. Prior work suggests that vestibular inputs contribute not only to balance but also to spatial perception and cortical processing (38). Additionally, targeted vestibular exercises have been shown to improve balance and coordination in children with attention-deficit/hyperactivity disorder (39). Biomechanical research also indicates that disruptions in sensory feedback can alter muscle efficiency and movement patterns, influencing joint loading and gait stability (40–42). Given that balance is governed by the interaction of vestibular, visual, and proprioceptive inputs (43, 44), assessing vestibular function in children may reveal underlying motor control vulnerabilities and support early rehabilitation planning (45–48). Overall, the present findings demonstrate that vestibular perturbations significantly reshape muscle activation strategies during gait, reflecting the body's adaptive attempts to preserve stability when sensory reliability is compromised.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was conducted in accordance with established ethical standards for research involving human participants. The study protocol was reviewed and approved by the Research Ethics Committee of the Sports Science Research Institute (IR.SSRC.REC.1403.005). In line with these guidelines, written informed consent was obtained from all participating children and their parents or legal guardians.

Funding

This research did not receive any grants from funding agencies in the public, commercial, or non-profit sectors.

Authors' contributions

All authors contributed equally to the conception, design, data collection, analysis, and preparation of the manuscript.

Conflicts of interest

The authors declare that they have no conflicts of interest related to this study.

مقاله پژوهشی

تأثیر اغتشاشات وستیبولاری بر فعالیت الکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی کودکان فعال در فاز اتکا راه رفتن

سیدمرتضی منصوری مهریان^۱، سعید ایل بیگی^۲، علی فتاحی^۱

۱. گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.

۲. گروه علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران.

Use your device to scan and read the article online

**Citation:** Mansouri Mehrian SM, Ilbeigi S, Fatahi A. Effects of Vestibular Disturbances on Lower-Limb Muscle Activation in Active Children During the Stance Phase of Gait. Journal of Sport Biomechanics. 2026;12(1):136-153. <https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.1.136> <https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.1.136>

چکیده

هدف سیستم وستیبولار یکی از مؤلفه‌های حفظ تعادل است که اغتشاش آن می‌تواند بیومکانیک راه رفتن را تحت تأثیر قرار دهد. هدف تحقیق حاضر، بررسی اثر اغتشاشات وستیبولاری بر فعالیت الکتریکی عضلات منتخب کودکان فعال در فاز اتکا راه رفتن بود.

روش‌ها مطالعه حاضر بر روی ۳۰ نفر از پسران با دامنه سنی ۷ تا ۱۱ سال شهر تهران انجام گرفت که به روش نمونه‌گیری در دسترس برای پژوهش انتخاب شده بودند. در این مطالعه برای اندازه‌گیری فعالیت الکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی آزمودنی‌ها از دستگاه EMG ۸ کاناله تحت چهار شرایط حسی مختلف (راه رفتن با چشمان باز، راه رفتن با چشمان بسته، راه رفتن با چشمان باز با اغتشاش وستیبولار و راه رفتن با چشمان بسته با اغتشاش وستیبولار) استفاده شد. داده‌ها با استفاده از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر و مانووا با سطح معناداری ($p \leq 0.05$) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند.

یافته‌ها تغییر در عملکرد عضلات دوسر رانی ($p=0.001$)، نعلی ($p=0.001$) و پرونئوس لونغوس ($p=0.003$) در شرایط مختلف راه رفتن معنادار بود. ولی در عضلات راست رانی ($p=0.304$)، بخش داخلی دوقلو ($p=0.222$) و تیبیالیس قدامی ($p=0.054$) تفاوت معناداری مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری با توجه به نتایج به‌دست‌آمده از مطالعه حاضر به نظر می‌رسد عدم تعادل ناشی از اغتشاشات وستیبولار می‌تواند باعث برخی تغییرات در عملکرد عضلات اندام تحتانی حین راه رفتن شود که در بلند مدت ممکن است الگوی راه رفتن فرد را دچار اختلال کند. همچنین نتایج به‌دست‌آمده می‌تواند ضرورت توجه به تقویت این حس را در کودکان مهم تلقی کند که در سالمندی با خطرات کمتری مواجه شوند.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۱۳ شهریور ۱۴۰۴

تاریخ پذیرش: ۲۵ آبان ۱۴۰۴

تاریخ انتشار: ۲۶ آبان ۱۴۰۴

کلید واژه‌ها:

اغتشاشات وستیبولار، فعالیت الکتریکی عضلات، راه رفتن، کودکان فعال

*نویسنده مسئول:

سعید ایل بیگی

آدرس: گروه علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران.

ایمیل: silbeigi@birjand.ac.ir

مقدمه

راه رفتن یکی از رایج‌ترین و پیچیده‌ترین فعالیت‌های انسانی است که تقریباً همه افراد آن را تجربه می‌کنند. این ویژگی موجب شده است که راه رفتن، به‌ویژه در حوزه بیومکانیک، مورد توجه بسیاری از پژوهشگران قرار گیرد (۱). همکاری هماهنگ گروه‌های عضلانی در راستاهای قدامی-خلفی و داخلی-خارجی برای اجرای صحیح راه رفتن ضروری است. انتقال از وضعیت ایستاده به راه رفتن نیازمند هماهنگی دقیق عضلات فلکسور، اکستنسور، اداکتور و اداکتور در مفاصل مچ پا، زانو و ران است (۱،۲).

در سال‌های اخیر، تمرکز مطالعات از بررسی راه رفتن در افراد سالم به تحلیل اختلالات عصبی و تحرکات سیستم عصبی در حین راه رفتن تغییر یافته است (۳). راه رفتن به‌عنوان الگویی تکراری در حرکت پا شناخته می‌شود که پس از شروع، به‌صورت خودکار و با کمترین نیاز به توجه ادامه می‌یابد (۳). عوامل متعددی از جمله جنسیت، وضعیت بدنی و سن می‌توانند بر اجرای این الگو تأثیرگذار باشند (۲). کنترل تعادل یکی از عناصر کلیدی در سیستم حرکتی انسان است که تعامل پیچیده‌ای میان ورودی‌های حسی و پاسخ‌های حرکتی را برای حفظ یا تغییر پاسچر فراهم می‌سازد (۴). اختلالات تعادلی می‌توانند بر مهارت‌های حرکتی دیگر مانند یکپارچگی حسی، هماهنگی پویا و حرکات چشمی اثر منفی بگذارند (۵). سیستم وستیبولار، متشکل از بخش‌هایی از گوش داخلی و مغز، نقش مهمی در کنترل تعادل، حرکت چشم و جهت‌گیری فضایی دارد (۶). این سیستم به افراد کمک می‌کند تا پایداری خود را حفظ کرده و در حالت ایستاده قرار گیرند (۶). در کودکان، اختلال در سیستم وستیبولار ممکن است منجر به ناتوانی در تشخیص موقعیت بدن در فضا و از دست دادن حس تعادل شود (۷). مجموعه دهلیزی-نخاعی، مخچه و ساختار شبکه‌ای در توسعه مهارت‌های حرکتی، ادغام رفلکس‌های وضعیتی، هماهنگی حرکات چشم و تنظیم سطح سرزندگی نقش دارند (۸). مطالعه‌ای توسط داسگوپتا و همکاران (۲۰۲۳)؛ نشان داد که سیستم دهلیزی از دو ماهگی فعال می‌شود و تا حدود ۱۵ سالگی به بلوغ کامل می‌رسد (۹). با این حال، پژوهش‌هایی مانند شیوزاکی و همکاران (۲۰۲۳)^۲ نشان داده‌اند که در کودکان سالم، تأثیر اغتشاشات دهلیزی بر تحریک‌پذیری مسیرهای عصبی حرکتی ممکن است محدود باشد (۱۰).

اگر حس دهلیزی در کودکی تقویت نشود، در سالمندی ممکن است دقت پردازش فضایی و پاسچر کاهش یابد که این ضعف می‌تواند منجر به سقوط، آسیب، کاهش عزت‌نفس و استقلال فرد شود (۱۱)؛ که انتخاب کودکان در این مطالعه به دلیل حساسیت بالای سیستم وستیبولار در دوران رشد و تأثیر آن بر تعادل و عملکرد حرکتی صورت گرفت (۱۲). ضعف عضلانی نیز به‌عنوان عاملی خطرآفرین در سقوط شناخته شده است و با افزایش سن، عملکرد مکانیکی عضله کاهش می‌یابد (۱۳-۱۵). تعادل بدن حاصل تعامل پیچیده میان سیستم‌های عضلانی، اسکلتی و حسی است. عضلات اندام تحتانی با تثبیت مفاصل و کنترل حرکات نقش مکانیکی مهمی در حفظ تعادل دارند. سیستم‌های حسی شامل بینایی، حس عمقی، حس دهلیزی و حس لمسی اطلاعات حیاتی درباره موقعیت بدن در فضا فراهم می‌کنند (۱۶). آسیب‌های اسکلتی-عضلانی زمانی رخ می‌دهند که نیروهای وارده از حد تحمل بافت فراتر روند (۱۷). عضلات چهارسر ران، همسترینگ و دوقلو نقش مهمی در تثبیت مفصل زانو و مقاومت در برابر نیروهای خارجی دارند (۱۸). سیستم وستیبولار از طریق رفلکس‌های وستیبولو-اسپاینال اطلاعات مربوط به موقعیت و حرکت سر را به عضلات اندام تحتانی منتقل کرده و پاسخ‌های حرکتی لازم برای حفظ ثبات را تنظیم می‌کند (۱۹). در شرایط حذف ورودی‌های بینایی یا اغتشاشات وستیبولاری، بدن از مکانیسم‌های جبرانی برای حفظ تعادل بهره می‌گیرد. افزایش فعالیت عضلانی مانند دوسر رانی و پرونتوس

1. Dasgupta et al.
2. Shiozaki et al.

لونگوس نشان‌دهنده تلاش سیستم عصبی مرکزی برای تثبیت مرکز ثقل و جلوگیری از سقوط است (۱۹). از نظر توان بخشی، یافته‌های پژوهش‌ها می‌توانند مبنایی برای طراحی برنامه‌های تمرینی هدفمند باشند. تقویت عضلات اکستنسور زانو و پلاتنار فلکسورها، به‌ویژه در کودکان با ضعف تعادلی یا اختلالات عصبی-رشدی، می‌تواند به بهبود کنترل پاسچر و کاهش خطر سقوط کمک کند (۱۹).

مطالعه پروسری و همکاران (۲۰۲۵) نشان داد که فعالیت عضلاتی مانند تیبیالیس قدامی، راست رانی و دوقلو با نوسانات مرکز فشار در کودکان در حین ایستادن ارتباط معناداری دارد. به‌ویژه، فعالیت عضله تیبیالیس قدامی در پای غیرغالب با نوسانات قدامی-خلفی بیشتر همبستگی داشت که نقش این عضله در کنترل تعادل ایستا را برجسته می‌کند. این عضلات در پاسخ به ورودی‌های دهلیزی فعال شده و موجب تثبیت مفاصل و کنترل نوسانات مرکز ثقل می‌شوند (۲۰). همچنین، وانگ و همکاران (۲۰۲۴) در مرور جامعی درباره اختلالات تعادل در سالمندان و کودکان تأکید کردند که کاهش عملکرد دهلیزی به‌تنهایی نمی‌تواند افت تعادل را توضیح دهد، بلکه ترکیب عوامل متعدد مانند ضعف عضلانی، اختلالات شناختی و محیط‌های محرک نقش مهم‌تری دارند (۲۱). همچنین، ون هک و همکاران (۲۰۱۹) در مرور سیستماتیک خود نشان دادند که کودکان دارای اختلالات عصبی-رشدی اغلب دچار ناهنجاری‌های وستیبولاری هستند که منجر به ناپایداری پاسچر و اختلال در هماهنگی حرکتی می‌شود. این اختلالات می‌توانند علائمی مشابه با اختلالات عصبی-رشدی ایجاد کنند و تشخیص دقیق آن‌ها نیازمند آزمون‌های تخصصی وستیبولار است (۲۲). مطالعاتی مانند پژوهش گوربرگ و همکاران (۲۰۲۳) نشان داده‌اند که اختلالات وستیبولاری در کودکان می‌تواند منجر به ناپایداری پاسچر، کاهش هماهنگی حرکتی و اختلال در عملکرد روزمره شود. آن‌ها تأکید کردند که این اختلالات در کودکان با آسیب‌های شنوایی یا ضربه مغزی بیشتر مشاهده می‌شود و می‌تواند تأثیرات بلندمدتی بر رشد حرکتی و کیفیت زندگی داشته باشد (۲۳). همچنین، مطالعه‌ای توسط ماگنانی و همکاران (۲۰۲۳) نشان داد که تحریک الکتریکی تصادفی سیستم وستیبولار باعث کاهش پایداری دینامیک راه رفتن و دقت در جای‌گذاری پا می‌شود که نشان‌دهنده تأثیر مستقیم اغتشاشات وستیبولاری بر کنترل حرکتی در شرایط ناپایدار است (۲۴). فعالیت عضلات با تغییر در الگوی انقباض و نیروهای تولیدی، موجب تغییر در جهت، مقدار و توزیع بارهای وارده بر مفاصل می‌شود که این امر نقش مهمی در کنترل مکانیک مفصل و پیشگیری از آسیب دارد (۱۹).

بنابراین تغییر در فعالیت عضلات اطراف زانو می‌تواند بارهای مفصلی را تغییر دهد. بررسی فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در مطالعات راه رفتن عموماً مورد استفاده قرار می‌گیرد اما در مطالعات مربوط به تعادل کمتر مورد استفاده قرار گرفته است. استفاده از داده‌های فعالیت الکتریکی عضلانی به تفسیر بهتر پدیده‌های بیومکانیکی کمک می‌کند. بنابراین در تحقیق حاضر تلاش شده است تا تأثیر اغتشاشات وستیبولاری بر فعالیت الکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی کودکان فعال در فاز اتکا راه رفتن مورد بررسی و مقایسه قرار گیرد.

روش شناسی

1. Promsri et al.
2. Wang et al.
3. Van Hecke et al.
4. Gurberg et al.
5. Magnani et al.

در این پژوهش ۳۰ کودک فعال پسر ۷ تا ۱۱ ساله شهر تهران (باشگاه فوتبال پاسارگاد، منظور از فعال این است که به‌طور منظم در طول شش ماه اخیر سه جلسه در هفته فعالیت ورزشی منظم انجام داده بودند، جامعه آماری ما کودکان فوتبالیست در این باشگاه بودند)، با توجه به معیارهای پژوهش انتخاب شدند. در معیارهای ورود به تحقیق این نکته مد نظر بود که آزمودنی‌ها فاقد هرگونه بیماری، ناهنجاری‌های ساختار قامتی مشکلات دهلیزی، بینایی، اختلالات عصبی عضلانی و آسیب‌های اندام تحتانی در زمان آزمون باشند و معیارهای خروج از تحقیق شامل داشتن ناهنجاری‌های ساختار قامتی مشهود، مشکلات دهلیزی، بینایی، اختلالات عصبی عضلانی، هرگونه درد در اندام تحتانی که بر زوایا یا دامنه حرکتی فرد تأثیرگذار باشد، عدم رضایت فرد از ادامه همکاری در پژوهش حاضر، و وقوع هرگونه آسیب در حین انجام پروتکل بودند (۲۵). حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار جی پاور نشان داد که برای یک توان آماری ۰/۸۰ در یک اندازه اثر ۰/۵۰ با سطح معنی‌داری ۰/۵۰ حجم نمونه حداقل ۲۴ نفر می‌باشد (۲۶) که تعداد ۳۰ نفر از جامعه آماری به‌صورت نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شد. میانگین و انحراف استاندارد اطلاعات توصیفی آزمودنی‌های تحقیق در جدول ۱ آورده شده است.

پیش از پر کردن فرم رضایتمندی همکاری در پژوهش، پرسشنامه مشخصات فردی، پرسشنامه سلامت روانی و جسمانی توسط آزمودنی‌ها و سرپرست آن‌ها، نحوه اجرای تحقیق به‌صورت کتبی و شفاهی در اختیار آزمودنی‌ها قرار گرفت. لازم به ذکر است که مطالعه حاضر با شماره IR.SSRC.REC.1403.005 توسط کمیته اخلاق در پژوهش پژوهشگاه علوم ورزشی مورد تأیید قرار گرفت. جهت اندازه‌گیری فعالیت الکتریکی ۶ عضله از عضلات اندام تحتانی (دوسر رانی (سر دراز)، راست رانی، دوقلو، نعلی، تیبیالیس قدامی، پروئوس لونگوس) آزمودنی‌ها از دستگاه ۸ کاناله EMG سطحی مگاوین (مدل ME ۶۰۰۰، ساخت کشور فنلاند) با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. ثبت سیگنال EMG توسط الکترودهای سطحی یک‌بار مصرف صورت گرفت.

پس از ارائه توضیحات اخلاقی و آموزشی لازم که در روند جمع‌آوری داده‌ها اختلالی ایجاد نمی‌کرد، با توجه به ظرافت و کوچکی عضلات در کودکان، الکترود گذاری سطحی با دقت بسیار بالا و بر اساس پروتکل استاندارد SENIAM انجام شد (۱۷). ابتدا محل عضله با توجه به آناتومی کودک به‌دقت شناسایی شد، سپس پس از اصلاح مو (در صورت نیاز) و پاک‌سازی پوست با پنبه و الکل طبی، الکترودها با فاصله مرکز تا مرکز دو سانتی‌متر نصب گردیدند. این فرآیند توسط پژوهشگر آموزش‌دیده و با رعایت کامل اصول غیرتهاجمی انجام شد تا از تحریک ناخواسته عضلات مجاور و کاهش دقت سیگنال جلوگیری شود. همچنین برای افزایش همکاری کودک، از روش‌های آرام‌سازی و توضیح ساده مراحل استفاده شد تا کودک بدون تنش در وضعیت مناسب قرار گیرد. برای تعیین دقیق فاز اتکا در مسیر حرکت آزمودنی، از دستگاه صفحه نیرو استفاده شد. این دستگاه در بخش مشخصی از مسیر نصب گردید و داده‌های مربوط به نیروهای عکس‌العمل زمین در هر مرحله از راه رفتن ثبت شد. با استفاده از این داده‌ها، زمان‌بندی دقیق شروع و پایان فاز اتکا برای هر آزمودنی استخراج گردید و به‌عنوان مبنای تحلیل کینماتیکی و فعالیت الکتریکی عضلات مورد استفاده قرار گرفت. پس از نصب الکترودها، ثبت سیگنال‌های EMG در سه تکرار از انقباض ایزومتریک ارادی حداکثر (MVC) برای هر عضله انجام شد. سپس آزمودنی چند قدم در محیط آزمایشگاه راه رفت تا محدودیت‌های احتمالی ناشی از کابل‌ها و الکترودها شناسایی و رفع شوند. کابل‌ها با چسب کاغذی مهار شدند تا از جدا شدن الکترودها و ایجاد نویز حرکتی جلوگیری شود.

هر آزمودنی ۶ مرتبه (سه مرتبه مربوط به فاز اتکا راه رفتن با چشم باز و سه مرتبه مربوط به فاز اتکا راه رفتن با چشم بسته) مسیر مشخص شده را طی کردند و داده‌های مربوط به هر آزمودنی ثبت شد. یک روز بعد از انجام پیش‌آزمون کلیه آزمودنی‌ها مجدد به آزمایشگاه فرا خوانده شدند و بعد از آماده‌سازی آزمودنی‌ها روش انجام پس‌آزمون به آن‌ها شرح داده شد و بعد از توجیه آزمودنی‌ها

پس از آزمون اجرا شد؛ که ابتدا آزمودنی روی یک صفحه گردان روی زمین بایستد و پنج دور در جهت عقربه‌های ساعت و پنج دور در خلاف جهت عقربه‌های ساعت چرخیدند و بعد از متوقف شدن در مسیر مشخص شده راه برود. آزمودنی مانند پیش‌آزمون این تست را نیز ۶ مرتبه (سه مرتبه راه رفتن با ایجاد اغتشاش با چشم باز و سه مرتبه راه رفتن با ایجاد اغتشاش با چشم بسته) در مسیر مشخص شده طی کرد و داده‌های مربوط به هر آزمودنی ثبت شد (۲۷). در این مطالعه، اغتشاش وستیبولار به صورت کنترل شده از طریق چرخش آزمودنی روی صفحه گردان ایجاد شد. آزمودنی در حالت ایستاده روی صفحه قرار گرفت و به مدت پنج دور در جهت عقربه‌های ساعت و پنج دور در خلاف جهت آن چرخانده شد. این چرخش موجب تحریک گیرنده‌های دهلیزی گوش داخلی، به ویژه کانال‌های نیم‌دایره‌ای، شد که نسبت به تغییرات شتاب زاویه‌ای و موقعیت سر نسبت به فضا حساس هستند. با توجه به اینکه حرکت چرخشی شامل تغییرات ناگهانی در جهت و سرعت زاویه‌ای بود، سیستم وستیبولار دچار اغتشاش حسی شد که می‌تواند بر کنترل تعادل و الگوی راه رفتن تأثیر بگذارد (۲۷). داده‌های ثبت شده بلافاصله پس از هر کوشش بررسی شدند. پیوستگی سیگنال‌ها و شکل موج‌ها در نرم‌افزارهای مربوطه کنترل شد. در صورت مشاهده هرگونه نویز یا اختلال، کوشش حذف و مجدد تکرار شد. این بررسی‌ها با استناد به تحقیقات مشابه، منابع معتبر و تجربه پژوهشگران انجام شد. برای نرمال‌سازی داده‌های EMG، از فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز و فیلتر ناچ برای حذف نویز برق شهری (۵۰ هرتز) استفاده شد. سپس مقدار RMS در بازه‌های مورد نظر محاسبه و بر مقدار میانگین RMS حاصل از MVC تقسیم شد. در مرحله تحلیل آماری، از آمار توصیفی (میانگین و انحراف معیار)، آزمون کلموگروف-اسمیرنوف برای بررسی نرمال بودن داده‌ها، آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر و آزمون مانوا در سطح معناداری ($p < 0.05$) استفاده شد. تحلیل داده‌ها با نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام گرفت.

نتایج

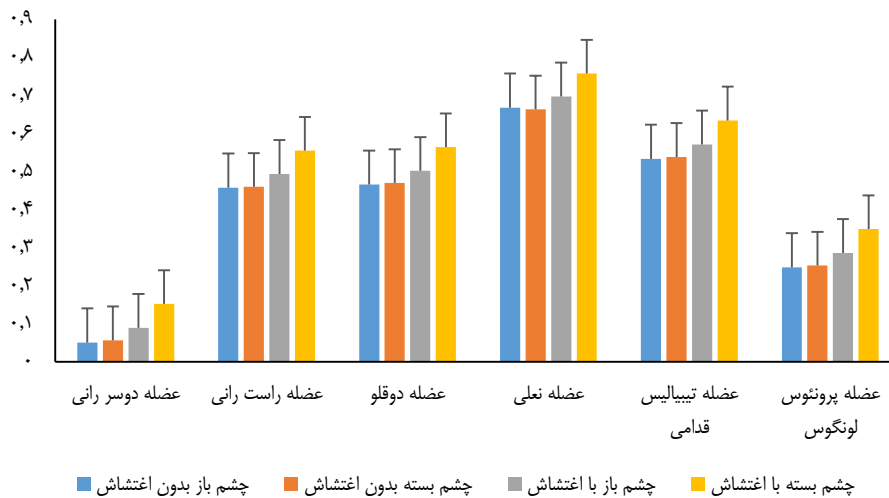
مشخصات فردی آزمودنی‌ها در جدول ۱ ارائه شده است. جدول ۲ نشان‌دهنده میانگین و انحراف استاندارد عملکرد عضلات منتخب در ۴ وضعیت ذکر شده می‌باشد. مطابق نمودار نشان داده شده در شکل ۱ بیشترین تأثیر اغتشاش وستیبولار بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی، در حالت اغتشاش با چشم بسته با رخ داده و عضله نعلی با میانگین فعالیت 0.7572 بیشترین عملکرد را در حالت اغتشاش با چشم بسته داراست. با توجه به مقدار سطح معنی‌داری (جدول ۳) 0.001 که کمتر از 1 درصد است با 99 درصد اطمینان بین عملکرد عضلات مختلف تفاوت معنی‌داری وجود دارد. به عبارتی اغتشاشات وستیبولاری بر روی فعالیت الکتریکی عضلات تحتانی کودکان اثر معنی‌داری دارد. به منظور بررسی دقیق‌تر تفاوت‌ها از آزمون مانوا (جدول ۴) و آزمون تعقیبی توکی (جدول ۵) استفاده شد. نتایج آزمون تعقیبی توکی (جدول ۵) به مقایسه فعالیت عضلات بین چهار شرایط آزمون در این جدول نشان می‌دهد که بین میزان فعالیت عضله دو سر رانی، عضله نعلی و عضله پروئوس لونغوس در چهار شرایط حسی طی فاز اتکا راه رفتن اختلاف معنی‌داری وجود دارد. در شرایط اغتشاش با چشم بسته نسبت به سایر شرایط، فعالیت بیشتری را در عضلات دو سر رانی، نعلی و پروئوس لونغوس به ثبت رسانند. در میزان فعالیت عضلات راست رانی، تیپالیس قدامی و دوقلو بین شرایط حسی اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد.

جدول ۱. اطلاعات توصیفی آزمودنی‌ها (میانگین $\pm$ انحراف استاندارد)

متغیر	تعداد	میانگین	انحراف استاندارد
سن (سال)	۳۰	۸/۹	۰/۷
جرم (کیلوگرم)		۲۹/۴	۲/۲
قد (سانتی‌متر)		۱۳۳/۹	۴/۳
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)		۱۶/۴	۱/۵۴

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد (*Std*) متغیر EMG (فعالیت الکتریکی عضلات (mv/s)

عضله	تکرار							
	بدون اغتشاش چشم باز		بدون اغتشاش چشم بسته		با اغتشاش چشم باز		با اغتشاش چشم بسته	
	Std	میانگین	Std	میانگین	Std	میانگین	Std	میانگین
دوسر رانی (سر دراز)	۰/۰۵۸	۰/۰۵۰	۰/۰۴۳	۰/۰۵۶	۰/۰۴۴	۰/۰۸۸	۰/۰۴۴	۰/۱۵۱
راست رانی	۰/۲۲۴	۰/۴۵۷	۰/۲۲۵	۰/۴۵۹	۰/۲۲۵	۰/۴۹۴	۰/۲۲۵	۰/۵۵۴
دوقلو (بخش داخلی)	۰/۲۰۲	۰/۴۶۵	۰/۲۰۶	۰/۴۶۹	۰/۲۰۶	۰/۵۰۱	۰/۲۰۴	۰/۵۶۳
نعلی	۰/۱۰۳	۰/۶۶۷	۰/۰۹۸	۰/۶۶۳	۰/۰۹۷	۰/۶۹۷	۰/۰۹۷	۰/۷۵۷
تیببالیس قدامی	۰/۱۵۷	۰/۵۳۸	۰/۱۵۷	۰/۵۴۴	۰/۱۵۶	۰/۵۷۷	۰/۱۵۶	۰/۶۴۰
پرونئوس لونگوس	۰/۱۵۳	۰/۲۲۹	۰/۱۴۳	۰/۲۳۵	۰/۱۴۵	۰/۲۶۸	۰/۱۴۵	۰/۳۳۰



شکل ۱. میانگین فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی (میلی ولت)

جدول ۳. نتایج آزمون آنالیز واریانس EMG با اندازه‌های تکراری بین گروهی

متغیر	مجموع مربعات	درجه آزادی	میانگین مربعات	F	سطح معنی داری	اندازه اثر
عضلات	۲۹/۴۲۸	۵	۵/۸۸۶	۵۸/۷۳۲	۰/۰۰۱	۰/۶۲۸

بحث

پژوهش حاضر با هدف بررسی تأثیر اغتشاشات و سستی‌ولاری بر فعالیت الکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی کودکان فعال در فاز اتکا راه رفتن انجام شد. نتایج نشان داد که تحریک سیستم وستیبولار موجب افزایش معنادار فعالیت عضلات دوسر رانی، نعلی و پروئنوس لونگوس شد، درحالی‌که عضلات راست رانی، تیببالیس قدامی و دوقلو تغییرات معناداری را نشان ندادند (جدول ۴). این نتایج نقش حیاتی سیستم وستیبولار در تنظیم تعادل و کنترل پاسچر در شرایط دینامیک را تأیید می‌کنند. در شرایط اغتشاش وستیبولاری، بدن برای حفظ ثبات، مکانیسم‌های جبرانی را فعال می‌کند که منجر به افزایش فعالیت عضلانی در عضلات کلیدی اندام تحتانی می‌شود. این افزایش فعالیت، نشان‌دهنده تلاش سیستم عصبی مرکزی برای حفظ مرکز ثقل در محدوده سطح اتکا است (۲۸).

جدول ۴. نتایج آزمون مانووا بین گروهی

عضله	مجموع مربعات	درجه آزادی	میانگین مربعات	F	سطح معنی داری
دوسر رانی	۰/۱۹۵	۳	۰/۰۶۵	۲۷/۹۳۹	۰/۰۰۱*
راست رانی	۰/۱۸۶	۳	۰/۰۶۲	۱/۲۲۵	۰/۳۰۴
دوقلو	۰/۱۸۷	۳	۰/۰۶۲	۱/۴۸۵	۰/۲۲۲
نعلی	۰/۱۶۹	۳	۰/۰۵۶	۵/۵۶۲	۰/۰۰۱*
تیپالیس قدامی	۰/۱۹۵	۳	۰/۰۶۵	۲/۶۲۵	۰/۰۵۴
پرونئوس لونگوس	۰/۱۹۴	۳	۰/۰۶۵	۲/۹۹۶	۰/۰۳۴*

* $p < ۰/۰۵$

اغتشاشات وستیولار، چه به صورت طبیعی (مانند حرکت ناگهانی سر) و چه به صورت مصنوعی (مانند تحریک الکتریکی)، می توانند موجب تغییر در سیگنال های حسی دهلیزی شوند و بر تنظیم عضلات اندام تحتانی تأثیر بگذارند (۲۸). در مطالعه هرسنس و مک کروم (۲۰۱۹)، تحریکات تصادفی دهلیزی موجب بهبود تعادل و راه رفتن در کودکان با اختلالات دهلیزی شد (۲۸). طبق مطالعه پاول و همکاران (۲۰۱۱)، نوسانات بدن یک فرد سالم با چشمان بسته در حالت ایستاده ۲۰ تا ۷۰ درصد نسبت به زمانی که چشم ها باز است، افزایش می یابد (۲۹). همچنین بینایی تأثیر بسزایی در کنترل حرکتی و تعادل افراد دارد و از دیگر منابع اطلاعات حسی ورودی به CNS از اهمیت بالاتری برخوردار است (۲۹). تفاوت در شاخص های تعادلی رده های سنی مختلف چنین است که تعادل کودکان از سن ۳ تا ۱۹ سالگی در یک سیر صعودی و پیشرفت قرار دارد که با افزایش سن عملکرد تعادل در کودکان افزایش می یابد (۳۰). این یافته ها با مطالعات اخیر هم راستا هستند. به عنوان مثال، مقاله مروری سیستماتیک کونلو ویلالون و همکاران (۲۰۲۴) نشان داد که تمرینات وستیولاری کوتاه مدت می توانند عملکرد حرکتی و تعادل کودکان مبتلا به فلج مغزی را بهبود بخشند (۳۱). همچنین، مطالعه میتسوتاکی و همکاران (۲۰۲۲) نشان داد که تحریک نویزی سیستم وستیولاری می تواند الگوی فعالیت عضلات و حرکات مفصلی را در وضعیت های مختلف ایستادن تغییر دهد که تأییدی بر نقش تطبیقی سیستم وستیولار در تنظیم پاسخ های حرکتی است (۳۲). مقاله مروری بوژانیچ اوربانچیچ و همکاران (۲۰۲۴) نیز تأکید کردند که تحریک مناسب سیستم وستیولار در کودکان برای رشد طبیعی شناختی، حرکتی و تنظیم هموستاز بدن ضروری است (۳۳). مطالعه سوبرامانیام و همکاران (۲۰۲۴) نشان داد که ترکیب تمرینات تحریک وستیولار با تمرینات عصبی-عضلانی در کودکان مبتلا به سندرم داون موجب بهبود معنادار در تعادل و عملکرد اندام تحتانی شد (۳۴). در همین راستا، مطالعه اسلامی و همکاران (۲۰۲۳) نشان داد که اجرای برنامه تمرینی FIFA 11+ در کودکان فوتبالیست زیر ۱۴ سال موجب کاهش آسیب های عضلانی-اسکلتی اندام تحتانی و بهبود تعادل، قدرت ایزوتونیک و حس عمقی مفصل زانو می شود (۳۵). باین حال، برخی مطالعات نتایجی متفاوت با پژوهش حاضر ارائه داده اند. وهر و همکاران (۲۰۱۶) نشان دادند که تحریک نویزی سیستم وستیولار در افراد سالم موجب بهبود پایداری راه رفتن می شود که با یافته های پژوهش حاضر در تضاد است. این تفاوت را می توان به نوع تحریک (تسهیل گر در مقابل اغتشاش آمیز)، تفاوت در جمعیت مورد مطالعه (بزرگ سالان سالم در مقابل کودکان فعال) و شرایط آزمون (راه رفتن طبیعی در مقابل حذف بینایی و اغتشاش هم زمان) نسبت داد (۳۶).

1. Herssens & McCrum
2. Paul et al.
3. Coello-Villalón et al.
4. Mitsutake et al.
5. Božanić Urbančić et al.
6. Subramaniyam et al.
7. Wuehr et al.

جدول ۵. نتایج آزمون تعقیبی توکی

عضله	مقایسه شرایط	اختلاف میانگین	Sig
دوسر رانی	چشم باز	چشم بسته	۰/۰۶۳
	چشم باز	چشم باز با اغتشاش	۰/۰۱۳*
	چشم باز	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۰۱*
	چشم بسته	چشم باز با اغتشاش	۰/۰۴۸*
	چشم بسته	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۰۱*
	چشم باز با اغتشاش	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۰۱*
راست رانی	چشم باز	چشم بسته	۱/۰۰۰
	چشم باز	چشم باز با اغتشاش	۰/۰۲۳
	چشم باز	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۳۴۰
	چشم بسته	چشم باز با اغتشاش	۰/۰۹۳۶
	چشم بسته	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۳۶۱
	چشم باز با اغتشاش	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۷۲۰
دوقلو	چشم باز	چشم بسته	۱/۰۰۰
	چشم باز	چشم باز با اغتشاش	۰/۰۹۰۲
	چشم باز	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۲۴۹
	چشم بسته	چشم باز با اغتشاش	۰/۰۹۳۰
	چشم بسته	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۲۸۵
	چشم باز با اغتشاش	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۶۴۱
نعلی	چشم باز	چشم بسته	۰/۰۹۹۸
	چشم باز	چشم باز با اغتشاش	۰/۰۶۶۰
	چشم باز	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۰۴*
	چشم بسته	چشم باز با اغتشاش	۰/۰۵۵۸
	چشم بسته	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۰۲*
	چشم باز با اغتشاش	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۱۰۳
تیبیالیس قدامی	چشم باز	چشم بسته	۰/۰۹۹۹
	چشم باز	چشم باز با اغتشاش	۰/۰۷۷۷
	چشم باز	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۰۶۵
	چشم بسته	چشم باز با اغتشاش	۰/۰۸۵۳
	چشم بسته	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۰۹۳
	چشم باز با اغتشاش	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۴۱۲
پرونئوس لونغوس	چشم باز	چشم بسته	۰/۰۹۹۹
	چشم باز	چشم باز با اغتشاش	۰/۰۷۴۱
	چشم باز	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۴۲*
	چشم بسته	چشم باز با اغتشاش	۰/۰۸۲۷
	چشم بسته	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۰۶۳
	چشم باز با اغتشاش	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۳۵۲

* ۰/۰۵ < p

همچنین، فوجیموتو و همکاران (۲۰۱۸)^۱ گزارش کردند که اختلالات وستیبولاری تأثیر معناداری بر فعالیت عضلات اندام تحتانی در وضعیت ایستادن استاتیک ندارد که این ناهم‌سویی را می‌توان ناشی از تفاوت در ماهیت فعالیت (استاتیک در مقابل دینامیک) و

نقش سیستم‌های حسی جبرانی مانند بینایی و حس عمقی دانست (۳۷). مارچاند و همکاران (۲۰۲۵) نیز در مرور جامعی بر تحریک الکتریکی وستیبولار (GVS)، نقش این سیستم را در کنترل پاسچر، ادراک فضایی و فعالیت مغزی برجسته کردند (۳۸). همچنین، مطالعه روشن و همکاران (۲۰۲۴) نشان داد که تمرینات کاتا به مدت ۱۲ هفته موجب بهبود معنادار تعادل ایستا و پویا در کودکان دارای اختلال نارسایی توجه/بیش‌فعالی شد (۳۹).

منطقی به نظر می‌رسد که کوچک‌ترین تغییر بیومکانیکی در راستای اندام تحتانی بر فعالیت عضلات تأثیرگذار باشد و منجر به تغییر در عملکرد عضلات و کاهش کارایی آن‌ها شود (۴۰). مکانیسم جبرانی ناشی از ضعف عضلانی توسط برخی عضلات دیگر می‌تواند باعث برهم خوردن نسبت نیروهای عضلانی و به دنبال آن تغییرات الگوی حرکت شود (۴۰). تفاوت در فعالیت عضلات اندام تحتانی در طی اغتشاش به تفاوت‌های عملکردی و تغییر متغیرهای کینماتیکی آن‌ها مرتبط است. از آنجایی که در حالت نرمال عضلات اندام تحتانی نقش مهمی در تعادل افراد دارد و عضلات اطراف مفصل زانو از مهم‌ترین عضلاتی هستند که در حفظ تعادل فرد به شمار می‌رود، فرد با افزایش فعالیت عضله و فراخوانی واحدهای حرکتی بیشتر، می‌تواند ضمن افزایش ثبات و کنترل تغییر حرکت مرکز فشار پا، به حفظ تعادل هنگام راه رفتن کمک کند (۴۱). راه رفتن با زوایای طبیعی مفاصل اندام تحتانی، با کاهش شدت فعالیت عضلات و افزایش کارایی در یک فعالیت همراه است (۴۲). با توجه به اینکه تعادل یک واکنش حرکتی است و به یکپارچگی محرک‌های دریافتی از سیستم بینایی و حس حرکتی وابسته است، سیستم وستیبولار یک عامل مهم در تعادل در کنار دیگر اطلاعات حسی محسوب می‌شود (۴۳، ۴۴). شاید بتوان این ادعا را بیان کرد که عدم اندازه‌گیری اغتشاشات وستیبولار برای کودکان می‌تواند حقایق مهمی را پنهان کرده یا برعکس اندازه‌گیری اغتشاشات وستیبولار برای کودکان حقایق مهمی را آشکار خواهد کرد، به عنوان مثال، عدم تعادل ناشی از این اغتشاشات ممکن است برخی از عضلات دیگر را نیز درگیر کند که این منجر به تغییراتی در سایر مؤلفه‌های بیومکانیکی خواهد شد؛ بنابراین اختلال در این سیستم‌ها، می‌تواند بر روی همه جنبه‌های رشد کودک تأثیرگذار باشد و می‌تواند باعث افزایش انحراف بدن و بی‌ثباتی پاسچر شود (۴۵). چپیشوا و همکاران (۲۰۲۳) به این نتیجه پی بردند که نقایص وضعیتی فضایی و دهلیزی یک نقطه ضعف قابل توجه است و نه تنها در سطح فیزیکی بلکه در سطح روانی نیز توسط همه افراد مبتلا احساس می‌شود. باین‌حال، نیاز آشکاری به دانش فضایی و وضعیتی دهلیزی (مرکزی) بیشتر در پیری سالم و پاتولوژیک وجود دارد که می‌تواند درک ما از علت شناسی این اختلالات را بهتر تسهیل کند (۴۶).

بررسی فعالیت الکتریکی عضلات افرادی که در راه رفتن دچار عدم تعادل شود یکی از بخش‌های ضروری در شناخت علت آسیب در این افراد بوده و اطلاعات مفیدی را در اختیار متخصصین برای انتخاب پروتکل درمانی و توان‌بخشی قرار می‌دهد (۴۷، ۴۸). شدت فعالیت عضلات اندام تحتانی در حالت اغتشاش از حالت نرمال بیشتر است که نشان از مکانیسم جبرانی حفظ تعادل است (۴۹). در مجموع، یافته‌های این پژوهش در کنار شواهد داخلی و خارجی نشان می‌دهد که اغتشاشات وستیبولاری می‌تواند الگوی راه رفتن را تحت تأثیر قرار داده و موجب تغییر در شدت فعالیت عضلات اندام تحتانی شوند (۵۰). این تغییرات، بازتابی از تلاش بدن برای حفظ تعادل در شرایط ناپایدار بوده و می‌تواند مبنایی برای طراحی برنامه‌های پیشگیرانه، درمانی و توان‌بخشی در کودکان و سالمندان باشد (۵۱). در شرایطی که ورودی‌های بینایی حذف شده و سیستم وستیبولار دچار اغتشاش می‌شود، بدن برای حفظ تعادل از مکانیسم‌های جبرانی بهره می‌گیرد. افزایش فعالیت عضلاتی مانند دوسر رانی و پروئوس لونگوس نشان‌دهنده تلاش سیستم عصبی

1. Marchand et al.
2. Roshan et al.
3. Chepishcheva et al.

مرکزی برای تثبیت مرکز ثقل و جلوگیری از سقوط است (۳۲). این پاسخ تطبیقی، به‌ویژه در کودکان که سیستم‌های حسی آن‌ها هنوز در حال رشد است، اهمیت بیشتری دارد (۳۳). مطابق با مطالعات پیشین، بینایی و سیستم وستیبولار از مهم‌ترین منابع اطلاعاتی برای کنترل تعادل هستند (۲۹). حذف ورودی‌های بینایی به‌تنهایی تأثیر قابل توجهی بر فعالیت عضلانی نداشت، اما ترکیب آن با اغتشاش وستیبولاری موجب تغییرات چشمگیر در الگوی فعالیت عضلات شد (۳۶). این موضوع اهمیت تقویت سیستم‌های حسی، به‌ویژه در دوران کودکی را برجسته می‌سازد؛ چرا که ضعف در این سیستم‌ها می‌تواند در سالمندی منجر به اختلالات حرکتی، افزایش خطر سقوط و کاهش استقلال فرد شود (۴۶).

نتیجه‌گیری نهایی

نتایج نشان داد که تعامل بین اغتشاش وستیبولار و شدت فعالیت در عضلات منتخب معنادار بود، بنابراین در دو حالت راه رفتن بدون اغتشاش وستیبولار با چشم باز و بسته، شدت فعالیت عضلانی مشابه بود. با توجه به نتایج به‌دست‌آمده از مطالعه حاضر به نظر می‌رسد عدم تعادل ناشی از اغتشاشات وستیبولار می‌تواند باعث برخی تغییرات در عملکرد عضلات اندام تحتانی حین راه رفتن شود که در بلند مدت ممکن است الگوی راه رفتن فرد را دچار اختلال کند. نتایج به‌دست‌آمده می‌تواند ضرورت توجه به تقویت این حس را در کودکان مهم تلقی کند که در سالمندی با خطرات کمتری مواجه شوند. همچنین نتایج نشان داد که حذف ورودی‌های بینایی در راه رفتن بدون اغتشاش تغییرات معناداری در شدت فعالیت عضلات انتخاب شده ایجاد نمی‌کند. باین‌حال، مقایسه بین گروهی نشان داد که راه رفتن در شرایط چشم بسته و باز در افراد، میزان شدت فعالیت عضلانی نسبت به شرایط راه رفتن با اغتشاش کمتر بود؛ بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که اغتشاشات وستیبولاری می‌تواند با تغییر الگوی راه رفتن و شدت فعالیت عضلات اندام تحتانی که نشان از مکانیسم جبرانی حفظ تعادل است، کارایی حرکتی را افزایش دهند؛ همچنین با توجه به نتایج مطالعه می‌توان نتیجه گرفت که تقویت عضلات اندام تحتانی می‌تواند کاهش عملکرد در سیستم‌های حسی (بینایی و وستیبولار) و کاهش توانایی انطباق با تغییرات محیطی که با افزایش سن رخ می‌دهد را تا حدودی جبران کند و یا برعکس تقویت سیستم‌های حسی در سنین کودکی می‌تواند از آسیب‌های ناشی از ضعف تعادل و خطر سقوط در سالمندی جلوگیری کند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این مطالعه مطابق با استانداردهای اخلاق پژوهشی انجام شد و پروتکل آن توسط کمیته اخلاق در پژوهش پژوهشگاه علوم ورزشی (IR.SSRC.REC.1403.005) مورد تأیید قرار گرفت. مطابق با این استانداردها، رضایت‌نامه کتبی آگاهانه از همه شرکت‌کنندگان و والدین آن‌ها اخذ شد.

حامی مالی

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

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در طراحی، اجرا و نگارش همه بخش‌های پژوهش حاضر مشارکت داشته‌اند.

تعارض

بنا بر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

Reference

1. Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA. Biomechanics and muscle coordination of human walking: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait and Posture*. 2003;17(1):1-17. [DOI:10.1016/S0966-6362(02)00069-3] [PMID]
2. Kerkman JN, Bekius A, Boonstra TW, Daffertshofer A, Dominici N. Muscle synergies and coherence networks reflect different modes of coordination during walking. *Frontiers in Physiology*. 2020;11:751. [DOI:10.3389/fphys.2020.00751] [PMID]
3. Mickelborough J, van der Linden ML, Tallis RC, Ennos AR. Muscle activity during gait initiation in normal elderly people. *Gait and Posture*. 2004;19(1):50-57. [DOI:10.1016/S0966-6362(03)00016-X] [PMID]
4. Rajabi S, Goodarzi B, Mazidi M. The comparison effects of eight weeks spark and Frenkel exercises on static and dynamic balance in the blinds. *Hormozgan Medical Journal*. 2017;20(6):373-380. [DOI:10.18869/acadpub.hmj.20.6.401]
5. Božanić Urbančič N, Battelino S, Vozel D. Appropriate vestibular stimulation in children and adolescents-A prerequisite for normal cognitive, motor development and bodily homeostasis: A review. *Children*. 2023;11(1):2. [DOI:10.3390/children11010002] [PMID]
6. Porto JM, Cangussu-Oliveira LM, Freire Júnior RC, Vieira FT, Capato LL, et al. Relationship between lower limb muscle strength and future falls among community-dwelling older adults with no history of falls: A prospective 1-year study. *Journal of Applied Gerontology*. 2021;40(3):339-346. [DOI:10.1177/0733464820932778] [PMID]
7. Goldberg JM. Vestibular inputs: The vestibular system. In: Pfaff DW, editor. *Neuroscience in the 21st Century: From Basic to Clinical*. Cham: Springer International Publishing; 2022;1291-1338. [DOI:10.1007/978-3-030-88832-9_30]
8. Dispenza F, De Stefano A. Textbook of vertigo: Diagnosis and management. *International Tinnitus Journal*. 2012;17(2):111. [DOI:10.5935/0946-5448.20120020] [PMID]
9. Dasgupta A, Shepard NT, Jacobson GP. Vestibular disorders in children: Clinical assessment and management. In: Jacobson GP, Shepard NT, editors. *Disorders of the Vestibular System*. Cham: Springer; 2023. p. 201-218. [DOI:10.1007/978-3-031-40524-2_11]
10. Shiozaki T, Okada Y, Nakamura J, Ueta K, Tanaka H, Moritani M, Kitahara T. Relationships between changes in lateral vestibulospinal tract excitability and postural control by dynamic balance intervention in healthy individuals: A preliminary study. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2023;17:1109690. [DOI:10.3389/fnhum.2023.1109690] [PMID]
11. Agrawal Y, Smith PF, Rosenberg PB. Vestibular impairment, cognitive decline and Alzheimer's disease: Balancing the evidence. *Aging and Mental Health*. 2020;24(5):705-708. [DOI:10.1080/13607863.2019.1566813] [PMID]

12. Yesantharao LV, Rosenberg P, Oh E, Leoutsakos J, Munro CA, et al. Vestibular therapy to reduce falls in people with Alzheimer's disease: Study protocol for a pilot randomized controlled trial. *Pilot and Feasibility Studies*. 2022;8(1):167. [DOI:10.1186/s40814-022-01133-w] [PMID]
13. Salehi L, Akhondzadeh E, Esmaelzadeh Saeieh S, Yazd Khasti M. The fall risk assessment and correlated factors among Iranians' older adults. *Working with Older People*. 2019;23(1):27-36. [DOI:10.1108/WWOP-11-2018-0020]
14. Borhaninejad V, Rashedi V, Tabe R, Delbari A, Ghasemzadeh H. Relationship between fear of falling and physical activity in older adults. *Medical Journal of Mashhad University of Medical Sciences*. 2015;58(8):446-452.
15. Daneshmandi H. The effect of virtual reality training program on the functional fitness of the elderly. *Journal of Gerontology*. 2021;6(1):32-41.
16. Bogle JM, Benarroch E, Sandroni P. Vestibular-autonomic interactions: Beyond orthostatic dizziness. *Current Opinion in Neurology*. 2022;35(1):126-134. [DOI:10.1097/WCO.0000000000001013] [PMID]
17. Brown AM, Zifchock RA, Hillstrom HJ. The effects of limb dominance and fatigue on running biomechanics. *Gait and Posture*. 2014;39(3):915-919. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2013.12.007] [PMID]
18. Sarvestan J, Kováčiková Z, Linduška P, Gonosová Z, Svoboda Z. Age-related effects on lower extremities muscular strength, sit-to-stand, and functional reaching tests among community-dwelling elderly females. *Journal of Physical Education and Sport*. 2020;20(6):3391-3399.
19. Promsri A. Neuromuscular control in incline and decline treadmill running: Insights into movement synergies for training and rehabilitation. *Signals*. 2025;6(1):2. [DOI:10.3390/signals6010002]
20. Promsri A. Neuromuscular control in postural stability: Insights into myoelectric activity involved in postural sway during bipedal balance tasks. *Signals*. 2025;6(1):6. [DOI:10.3390/signals6010006]
21. Wang J, Li Y, Yang GY, Jin K. Age-related dysfunction in balance: A comprehensive review of causes, consequences, and interventions. *Aging and Disease*. 2024;16(2):714. [DOI:10.14336/AD.2024.0124-1] [PMID]
22. Van Hecke R, Danneels M, Dhooge I, Van Waelvelde H, Wiersema JR, Deconinck FJ, Maes L. Vestibular function in children with neurodevelopmental disorders: A systematic review. *Journal of Autism and Developmental Disorders*. 2019;49(8):3328-3350. [DOI:10.1007/s10803-019-04059-0] [PMID]
23. Gurberg J, Traboulsi H, Brodsky JR. Balance and vestibular disorders in children and adolescents. In: Jacobson GP, Shepard NT, editors. *Disorders of the Vestibular System: Diagnosis and Management*. Cham: Springer International Publishing; 2023. p. 179-199. [DOI:10.1007/978-3-031-40524-2_10]
24. Magnani RM, van Dieën JH, Bruijn SM. Effects of vestibular stimulation on gait stability when walking at different step widths. *Experimental Brain Research*. 2023;241(1):49-58. [DOI:10.1007/s00221-022-06488-3] [PMID]
25. Koziel SM, Malina RM. Modified maturity offset prediction equations: Validation in independent longitudinal samples of boys and girls. *Sports Medicine*. 2018;48:221-236. [DOI:10.1007/s40279-017-0750-y] [PMID]
26. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*. 2007;39(2):175-191. [DOI:10.3758/BF03193146] [PMID]

27. Horak FB, Macpherson JM. Postural orientation and equilibrium. In: Handbook of Physiology. Section 12: Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems. Bethesda: American Physiological Society; 2016. p. 255-292. [DOI:10.1002/cphy.cp120107]
28. Herssens N, McCrum C. Stimulating balance: Recent advances in vestibular stimulation for balance and gait. Journal of Neurophysiology. 2019;122(2):563-576. [DOI:10.1152/jn.00851.2018] [PMID]
29. Paul M, Biswas SK, Sandhu JS. Role of sports vision and eye hand coordination training in performance of table tennis players. Brazilian Journal of Biomotricity. 2011;5(2):106-116.
30. A'ali Sh RF. Comparison of physical fitness of blind and deaf children with normal peers. Sport Medicine Studies. 2015;5(14):135-150.
31. Coello-Villalón M, López-Muñoz P, Palomo-Carrión R, Hidalgo-Robles Á, Merino-Andrés J. Short-term effects of vestibular training on gross motor function in children and youth with cerebral palsy: A systematic review and meta-analysis of randomized clinical trials. Physical and Occupational Therapy in Pediatrics. 2024;44(5):615-625. [DOI:10.1080/01942638.2024.2350385] [PMID]
32. Mitsutake T, Taniguchi T, Nakazono H, Yoshizuka H, Sakamoto M. Effects of noisy galvanic vestibular stimulation on the muscle activity and joint movements in different standing postures conditions. Frontiers in Human Neuroscience. 2022;16:891669. [DOI:10.3389/fnhum.2022.891669] [PMID]
33. Božanić Urbančić M, Novak A, Kovač M. Vestibular stimulation and motor development in children: A review. Child Development Research. 2024;2024:1-10.
34. Subramaniam A, Rajendran R, Rajeswari R. Effectiveness of vestibular stimulation and neuromuscular exercise on balance in Down syndrome. International Journal of Childhood Development Disorders. 2024;5(1):20-24.
35. Eslami A, Sahebozamani M, Bahiraei S. The effect of the FIFA 11+ kids warm-up training program on lower limb injury prevention and football player performance: A systematic review. Journal of Sport Biomechanics. 2023;9(1):2-15. [DOI:10.61186/JSportBiomech.9.1.2]
36. Wuehr M, Nusser E, Krafczyk S, Straube A, Brandt T, Jahn K, Schniepp R. Noise-enhanced vestibular input improves dynamic walking stability in healthy subjects. Brain Stimulation. 2016;9(1):109-116. [DOI:10.1016/j.brs.2015.08.017] [PMID]
37. Fujimoto C, Yamamoto Y, Kamogashira T, Kinoshita M, Iwasaki S. Vestibular dysfunction does not significantly alter lower limb muscle activation during quiet standing. Journal of Neurophysiology. 2018;119(6):2145-2152.
38. Marchand S, Langlade A, Legois Q, Séverac Cauquil A. A wide-ranging review of galvanic vestibular stimulation: From its genesis to basic science and clinical applications. Experimental Brain Research. 2025;243(5):1-31. [DOI:10.1007/s00221-025-07079-8] [PMID]
39. Roshan S, Sourì R, Jalilvand M. Effectiveness of a Kata exercise course on static and dynamic balance in hyperactive children. Journal of Sport Biomechanics. 2024;9(4):272-283. [DOI:10.61186/JSportBiomech.9.4.272]
40. Goldberg EJ, Neptune RR. Compensatory strategies during normal walking in response to muscle weakness and increased hip joint stiffness. Gait and Posture. 2007;25(3):360-367. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2006.04.009] [PMID]
41. Biju K, Oh E, Rosenberg P, Xue QL, Dash P, et al. Vestibular function predicts balance and fall risk in patients with Alzheimer's disease. Journal of Alzheimer's Disease. 2022;86(3):1159-1168. [DOI:10.3233/JAD-215366] [PMID]

42. Ning S, Jorfi M, Patel SR, Kim DY, Tanzi RE. Neurotechnological approaches to the diagnosis and treatment of Alzheimer's disease. *Frontiers in Neuroscience*. 2022;16:854992. [DOI:10.3389/fnins.2022.854992] [PMID]
43. Smith PF. Hearing loss versus vestibular loss as contributors to cognitive dysfunction. *Journal of Neurology*. 2022;269(1):87-99. [DOI:10.1007/s00415-020-10343-2] [PMID]
44. Coughlan G, Plumb W, Zhukovsky P, Aung MH, Hornberger M. Vestibular contribution to path integration deficits in 'at-genetic-risk' for Alzheimer's disease. *PLoS ONE*. 2023;18(1):e0278239. [DOI:10.1371/journal.pone.0278239] [PMID]
45. Alyarnezhad CH, Daneshmandi H, Samami N. The comparison of upper cross syndrome in children with visual and hearing impairments with normal counterparts. *Research in Sport Medicine and Technology*. 2018;16(15):57-65.
46. Chepishcheva MK. Spatial orientation, postural control and the vestibular system in healthy elderly and Alzheimer's dementia. *PeerJ*. 2023;11:e15040. [DOI:10.7717/peerj.15040] [PMID]
47. Plaza-Florido A, Pérez-Prieto I, Molina-Garcia P, Radom-Aizik S, Ortega FB, et al. Transcriptional and epigenetic response to sedentary behavior and physical activity in children and adolescents: A systematic review. *Frontiers in Pediatrics*. 2022;10:917152. [DOI:10.3389/fped.2022.917152]
48. Mucci V, Hamid M, Jacquemyn Y, Browne CJ. Influence of sex hormones on vestibular disorders. *Current Opinion in Neurology*. 2022;35(1):135-141. [DOI:10.1097/WCO.0000000000001019] [PMID]
49. Tramontano M, Martino C, Cerritelli F, et al. Vestibular rehabilitation in traumatic brain injury: A systematic review. *Sensors*. 2022;22(21):8553. [DOI:10.3390/s22218553] [PMID]
50. Meng L, Wang Y, Zhang H, et al. Vestibular rehabilitation therapy on balance and gait after stroke: A systematic review and meta-analysis. *BMC Medicine*. 2023;21(1):322. [DOI:10.1186/s12916-023-03029-9] [PMID]
51. Fan S, Zhang Y, Liu H, et al. Perturbation training and hip unloading strategies in stroke rehabilitation. *Frontiers in Neurology*. 2025;16:112345. [DOI:10.3389/fneur.2025.1495071] [PMID]