



The effect of vestibular disturbances on the joint angles of the lower limbs during walking in active children aged 7 to 11 years: A quasi-experimental and comparative study

Seyed Morteza Mansouri M^{1a}; Saeed Ilbeigi^{2*}; Ali Fatahi^{1b}

1. PhD student ^a, Assistant professor ^b, Faculty of Physical Education, Islamic Azad University, Central Tehran Branch, Tehran, Iran.
2. Associate professor, Faculty of Sports Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran.

Received August 2024; Accepted: December 2024

Keywords

Vestibular disorders,

Joint angle,

Walking,

Active children

Abstract

Background and Aim: The present study aimed to investigate the effect of vestibular disturbances on lower limb joint angles during walking in healthy, active children.

Methods: The present study was conducted on 30 boys aged 7 to 11 years in Tehran who were selected for the study using convenience sampling. The subjects walked a 12-meter path in the laboratory under four different 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). The angles of the hip, thigh, knee, and ankle joints were recorded and extracted using Vicon cameras and marker placement. Data analysis was performed using repeated measures analysis of variance with a significance level of ($p \leq 0.05$).

Results: The results of the study showed that a significant effect was observed in the ankle joints (sagittal $P=0.001$, frontal $P=0.000$, horizontal $P=0.000$), knee (sagittal $P=0.043$, frontal $P=0.002$, horizontal $P=0.000$), thigh (sagittal $P=0.000$, frontal $P=0.000$, horizontal $P=0.000$), and hip (sagittal $P=0.000$, frontal $P=0.047$, horizontal $P=0.000$).

Conclusion: The results obtained indicate the need to strengthen the vestibular sense in children who are at higher risk. Therefore, it can be concluded that vestibular disturbances can change the range of motion by changing the angles of the joints and the walking pattern, which is an indication of the compensatory mechanism of maintaining balance. Ultimately, changes in range of motion, a risk factor for imbalance, can lead to injury.

* Corresponding Author: Tel: 05631026901

✉ Email: silbeigi@birjand.ac.ir

Orcid Code: 0000-0001-9926-8936

Extended Abstract

Introduction

Walking is a complex task that requires the functional coordination of multiple biomechanical variables. Modification of gait patterns is recommended as part of rehabilitation protocols (1). Therefore, biomechanical variables in gait are of clinical importance, as they are useful for providing feedback to evaluate the effects of treatment and to plan rehabilitation exercises (2).

Variability in gait range of motion is associated with various injuries, such as falls, concussions, and fractures. Since changes in joint motion angles reflect gait adaptation, they have been used to describe the quality of gait patterns and dynamic stability (2). In addition, all activities of daily living require balance control. Balance is the result of the cooperation of different systems, including the sensory and motor systems. Therefore, the proper functioning of these systems leads to the maintenance of proper posture and the prevention of balance disorders (4). Children with vestibular system problems may not know where their bodies are in space, may lose their sense of balance, and may be unable to control their bodies (5).

Therefore, physical activity in children contributes to their growth and quality of life in adulthood, and neglecting posture and balance during childhood may cause irreparable damage to their health in adulthood (10).

Method

The statistical population of this study included active children aged 7 to 11 years in Tehran who had regularly participated in three exercise sessions per week during the previous six months. G*Power sample size estimation software showed that, for a statistical power of 0.80, an effect size of 0.50, and a significance level of 0.05, a sample size of at least 24 participants was required (12). Therefore, 30 participants were selected from the statistical population using the convenience sampling method. During the initial screening for eligibility, it was confirmed that the participants were free of any diseases, postural abnormalities, or lower-limb injuries at the time of testing. After preparation, the participants were asked to walk along the designated path. Each participant walked the designated path six times, and the data for each participant were recorded. One day after the pre-test, all participants returned to the laboratory. After preparation, the post-test procedure was explained to them, and following their agreement, the post-test was performed. First, each participant stood on a turntable placed on the ground and completed five clockwise and five

counterclockwise rotations. Immediately after stopping, the participant walked along a 12-meter path. As in the pre-test, each participant completed this task six times along the designated path, and the corresponding data were recorded.

Results

The participants' characteristics are presented in Table 1. Table 2 presents the mean and standard deviation of the lower-limb joint angles in three planes (sagittal, frontal, and transverse) under four conditions (eyes open without disturbance, eyes closed without disturbance, eyes open with disturbance, and eyes closed with disturbance). According to the diagram, the greatest effect of vestibular disturbance on joint angles occurred in the eyes-open condition with disturbance.

A significant effect was observed in the joint angles across all planes under the eyes-open condition with disturbance. For example, in the sagittal plane, there was a decrease in the range of motion of the knee joint (reduced knee flexion) and an increase in the range of motion of the ankle joint (decreased dorsiflexion and increased plantar flexion). These findings confirm the presence of differences in joint angle changes during the walking cycle under vestibular disturbance compared with walking without disturbance. Some joint angles changed following the disturbance, and the movement pattern of the joints changed during walking, whereas some other changes remained uncompensated.

Discussion

According to the findings of the present study, the imbalance caused by vestibular disturbances appears to alter joint angles during walking, which may disrupt walking patterns over time. Changes in joint angles highlight the importance of these joints at different movement planes, and greater attention to these changes may help prevent injuries and subsequent complications.

Changes in joint angles alter walking mechanics; consequently, energy expenditure and shock absorption are also affected. However, the findings suggest the importance of paying attention to strengthening this sense in children who are exposed to fewer risks. The results also showed that removing visual input during walking without vestibular disturbance did not cause significant changes in joint angles. However, vestibular disturbances altered lower-limb joint angles across different planes, resulting in changes in gait-related parameters, reduced balance, and an increased risk of falls and subsequent complications.

Therefore, it can be concluded that vestibular disturbances may alter the range of motion by changing joint angles and walking patterns,

reflecting a compensatory mechanism for maintaining balance. Finally, changes in the range of motion are a risk factor for imbalance and may lead to injury.

Compliance with Ethical Guidelines

The present study was approved by the Research Ethics Committee of the Sports Sciences Research Institute under approval number IR.SSRC.REC.1403.005.

Funding

This study received no funding from government, private, or non-profit organizations.

Author's Contribution

All authors participated in the design, implementation, and writing of all parts of the present study.

Conflict of Interest

The authors declare that there is no conflict of interest regarding the present study.

Acknowledgments

The authors express their gratitude to all participants and laboratory staff who took part in this study.

Table 3- Results of the analysis of variance test

Joint	plane	Sum of squares	Degree of freedom	Mean squares	F	Sig
Pelvis	Sagittal	67.78	2.52	24.88	9.58	0.000*
	Frontal	25.67	2.43	10.55	2.98	0.047*
	Horizontal	79.56	2.93	27.15	9.09	0.000*
Hip	Sagittal	139.94	2.50	55.91	7.81	0.000*
	Frontal	58.47	2.77	21.07	8.57	0.000*
	Horizontal	103.36	2.46	41.91	21.01	0.000*
Knee	Sagittal	61.42	2.88	21.32	2.55	0.043*
	Frontal	23.61	2.31	10.18	6.33	0.002*
	Horizontal	119.53	2.61	45.7	24.26	0.000*
Ankle	Sagittal	48.53	2.62	18.5	7.14	0.001*
	Frontal	270.9	1.02	264.03	1.098	0.000*
	Horizontal	270.43	2.77	97.36	29.92	0.000*

* significant difference ($p < 0.05$)



تأثیر اغتشاشات وستیبولاری بر زوایای مفاصل اندام تحتانی حین راه رفتن در کودکان فعال ۷ تا ۱۱ سال: یک مطالعه نیمه تجربی و مقایسه‌ای

سید مرتضی منصوری مهران^{۱،*}، سعید ایل بیگی^{۲*}، علی فتاحی^{۱،۲}

- ۱- دانشجوی دکتری^۱، استادیار^۲، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تربیت بدنی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.
- ۲- دانشیار، گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران.

مقاله پژوهشی

دریافت شه‌یور ۱۴۰۳؛ پذیرش آذر ۱۴۰۳

چکیده

زمینه و هدف: هدف از انجام پژوهش حاضر بررسی تأثیر اغتشاشات وستیبولاری بر زوایای مفاصل اندام تحتانی حین راه رفتن در کودکان فعال سالم بود.

روش بررسی: پژوهش حاضر بر روی ۳۰ نفر از پسران با دامنه سنی ۷ تا ۱۱ سال شهر تهران انجام گرفت که به روش نمونه گیری در دسترس برای پژوهش انتخاب شده بودند. آزمودنی‌ها 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) یک مسیر ۱۲ متری را در آزمایشگاه طی کردند. زوایای مفاصل لگن، ران، زانو و مچ پا از طریق دوربین‌های ویکون و مارکر گذاری ثبت و استخراج شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های مکرر با سطح معناداری ($P \leq 0.05$) انجام شد.

نتایج: نتایج پژوهش نشان داد که در مفاصل مچ پا (ساجیتال $P=0.001$ فرونتال $P=0.000$ ، هوریزنتال $P=0.000$)، زانو (ساجیتال $P=0.043$ فرونتال $P=0.002$ ، هوریزنتال $P=0.000$)، ران (ساجیتال $P=0.000$ فرونتال $P=0.000$ ، هوریزنتال $P=0.000$) و لگن (ساجیتال $P=0.000$ فرونتال $P=0.047$ ، هوریزنتال $P=0.000$)، تأثیر معناداری مشاهده شد.

نتیجه‌گیری: نتایج به دست آمده می‌تواند ضرورت توجه به تقویت حس وستیبولار را در کودکان مهم تلقی کند که با خطرات کمتری مواجهه شوند. بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که اغتشاشات وستیبولاری می‌تواند با تغییر زوایای مفاصل و الگوی راه رفتن که نشان از مکانیسم جبرانی حفظ تعادل است، دامنه حرکتی را تغییر دهند. در نهایت تغییرات دامنه حرکتی که به عنوان یک ریسک فاکتور در عدم تعادل است می‌تواند منجر به آسیب گردد.

واژگان کلیدی

اغتشاشات وستیبولار،

زاویه مفصلی،

راه رفتن،

کودکان فعال

مقدمه

راه رفتن نیاز اساسی هر فرد جهت حرکت از یک مکان به مکان دیگر است؛ برای این حرکت پا یکی از اندام‌های مهم در بدن انسان محسوب می‌شود، زیرا سه عملکرد جذب شوک، حفظ تعادل و انتقال نیروهای جلو برنده را بر عهده دارد (۱). راه رفتن یک تسک پیچیده است که نیاز به هماهنگی عملکردی از متغیرهای چندگانه بیومکانیکی دارد. اصلاح الگوهای راه رفتن به عنوان بخشی از پروتکل توانبخشی توصیه می‌شود (۱). راه رفتن به انسان این امکان را می‌دهد که با نوسان متناوب و مکرر اندام تحتانی چپ و راست خود به سمت جلو، عقب و طرفین حرکت دهد. الگوی راه رفتن را می‌توان به چرخه‌هایی که معمولاً با موقعیت هر پا نسبت به زمین و یک پا نسبت به دیگری، تقسیم کرد (۱). مدت زمان چرخه راه رفتن معمولاً با تعیین فاصله زمانی بین دو تماس اولیه متوالی یک پا تخمین زده می‌شود. مسافتی که در امتداد جهت پیشرفت طی یک چرخه راه رفتن طی می‌شود، طول گام نامیده می‌شود. از نظر کینماتیک اندام تحتانی، راه رفتن انسان مستلزم این است که: الف) دو اندام تحتانی فاز نوسان خود را به طور متناوب تغییر دهند در حالی که پای مخالف با زمین در تماس است. ب) در نقطه‌ای از استانس حداقل یک نقطه پا نسبت به زمین ثابت باشد (یعنی بدون لغزش)، ج) سوینگ با تبدیل چرخشی ساق شروع می‌شود و با برخورد پا با زمین به پایان می‌رسد. اصول ذکر شده در بالا برای راه رفتن سالم و پاتولوژیک اعمال می‌شود و بنابراین می‌توان از آن‌ها برای شناسایی رویدادهای گام برداری و پارامترهای فضایی-زمانی استفاده کرد (۱).

بنابراین متغیرهای بیومکانیکی در راه رفتن دارای اهمیت بالینی هستند، که برای ارائه بازخورد ارزیابی اثرات درمانی یا برنامه ریزی تمرینات توانبخشی مفید و مورد استفاده قرار می‌گیرند (۲). تغییرپذیری دامنه حرکتی راه رفتن با آسیب‌های مختلف مانند زمین خوردن، ضربه مغزی و شکستگی همراه است، از آنجا که تغییر در زوایای حرکتی منعکس کننده سازگاری راه رفتن است، از آن برای توصیف کیفیت الگوی راه رفتن و پایداری پویا استفاده شده است (۲). زوایای مفاصل لگن، ران، زانو و مچ پا شامل زوایای حرکتی فلکشن/ اکستنشن، اداکشن/ اداکشن و چرخش داخلی/ خارجی است که در سه سطح حرکتی ساجیتال، فرونتال و هوریزنتال رخ می‌دهد. با افزایش سن به علت

کاهش اطلاعات حسی- حرکتی، کنترل راه رفتن در افراد سخت‌تر، دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی نیز کاهش می‌یابد (۲).

کنترل تعادل جزء ضروری هر سیستم حرکتی است و تعادل به عنوان یکی از مباحث بحث برانگیز سیستم حسی حرکتی، ارتباط پیچیده میان درون داده‌های حسی و پاسخ‌های حرکتی مورد نیاز را به منظور حفظ یا تغییر پاسچر بررسی می‌کند، که یکی از مولفه‌های کلیدی و جدایی ناپذیر در فعالیت‌های روزانه است. اختلالات تعادل می‌تواند تأثیر منفی بر مهارت‌های حرکتی بگذارد (۳). علاوه بر این، همه فعالیت‌های روزمره زندگی نیاز به کنترل تعادل دارند؛ تعادل، حاصل همکاری سیستم‌های مختلف از جمله سیستم‌های حسی (حس عمقی، وستیبولار، بینایی) و حرکتی است. بنابراین عملکرد مناسب این سیستم‌ها منجر به حفظ پاسچر مناسب و جلوگیری از بهم خوردن تعادل می‌شود (۴).

سیستم وستیبولار (دهلیزی) شامل قسمت‌هایی از گوش داخلی و مغز است که به کنترل تعادل، حرکت چشم و جهت‌گیری فضایی فرد کمک می‌کند. این سیستم کمک می‌کند تا افراد پایداری و ثبات خود را حفظ کرده و بتوانند در حالت ایستاده قرار بگیرد. و بر همین اساس، اختلال در سیستم وستیبولار سبب بروز مشکلاتی در جهت‌یابی، تعادل و حرکت افراد می‌شود. ایجاد تعادل بدن در طی راه رفتن فعالیتی است که انسان‌ها ظاهراً بدون زحمت انجام می‌دهند (۴). کودکانی که سیستم وستیبولار آن‌ها مشکل دارد ممکن است که ندانند که بدن آن‌ها در چه فضایی قرار دارد و حس تعادل خود را از دست داده و قادر به کنترل بدن خود نباشند (۵، ۶). مجموعه دهلیزی- نخاعی، مخچه و ساختار شبکه‌ای بر رفتار حرکتی تأثیر می‌گذارند؛ و همچنین در توسعه مهارت‌های حرکتی، ادغام رفلکس‌های وضعیتی، هماهنگی حرکات چشم و مهارت‌های بصری و همچنین توسعه رفتار کاوشگرانه و تنظیم سطح سرزندگی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار هستند (۷). اگر فرض بر این باشد که برای حفظ پاسچر به تمام اطلاعات مربوط به سیستم‌های حسی نیاز داریم، کمبود اطلاعات یکی از سیستم‌های حسی بر تعادل بدن در هنگام ایستادن و راه رفتن تأثیر می‌گذارد (۳).

سیستم بینایی اطلاعات محیط اطراف فرد مانند فاصله را جمع‌آوری می‌کند و نقش بسزایی در گرفتن و حفظ تعادل و ثبات و برنامه ریزی مسیر حرکت دارد (۸). به طور معمول،

روش تحقیق

جامعه آماری این تحقیق شامل کودکان فعال و سالم رده سنی ۷ تا ۱۱ سال در شهر تهران بودند که به طور منظم در طول شش ماه اخیر سه جلسه در هفته فعالیت ورزشی منظم انجام داده بودند، که از میان آن‌ها به طور در دسترس و با توجه به معیارهای ورود ۳۰ نفر به عنوان نمونه‌های تحقیق انتخاب شدند. جهت برآورد حجم نمونه از نرم افزار جی پاور (G*Power) استفاده شد که مقادیر اعمال شده در نرم افزار یک توان آماری ۰/۸۰ در یک اندازه اثر ۰/۵۰ با سطح معنی داری ۰/۰۵ بود. تعداد کل حجم نمونه ۲۴ نفر بود که با توجه به احتمال ریزش ۳۰ نفر انتخاب شدند (۱۲)، با توجه به استفاده از روش آماری تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری اندازه اثر ۰/۵۰ که یک اندازه اثر بزرگ محسوب می شود انتخاب شد.

در معیارهای ورود به تحقیق این نکته مد نظر بود که آزمودنی‌ها فاقد هرگونه بیماری، ناهنجاری‌های ساختار قدامی مشکلات دهلیزی، بینایی، اختلالات عصبی عضلانی و آسیب‌های اندام تحتانی در زمان آزمون باشند و معیارهای خروج از تحقیق شامل داشتن ناهنجاری‌های ساختار قدامی مشهود، مشکلات دهلیزی، بینایی، اختلالات عصبی عضلانی، هر گونه درد در اندام تحتانی که بر زوایا یا دامنه حرکتی فرد تاثیر گذار باشد، عدم رضایت فرد از ادامه همکاری در پژوهش حاضر، وقوع هر گونه آسیب در حین انجام پروتکل بودند (۱۳). لازم به ذکر است که مطالعه حاضر در کمیته اخلاق در پژوهش پژوهشگاه علوم ورزشی با شماره IR.SSRC.REC.1403.005 ثبت و مورد تایید قرار گرفت.

نحوه اجرای تحقیق به صورت کتبی و شفاهی در اختیار آزمودنی‌ها قرار گرفت و قبل از اندازه‌گیری، فرم رضایتنامه کتبی آزمودنی‌ها و اطلاعات شخصی آن‌ها، شامل سن، سابقه ورزشی، تعداد جلسات ورزشی در هفته آزمودنی‌ها برای شرکت در این مطالعه جمع آوری شد. با این وجود، اگر در هر زمان حین انجام فرایند آزمون، شرکت کنندگان تصمیم به انصراف از مطالعه می گرفتند؛ می توانستند از تحقیق خارج شوند. اندازه‌گیری‌های متغیرهای سن (سال) آنتروپومتری (قد (سانتی‌متر)، وزن (کیلوگرم)، شاخص توده بدنی (جدول ۱) و طول اندام تحتانی از خار خاصه‌های قدامی فوقانی (ASIS) تا استخوان داخلی مچ پا (قوزک داخلی) برای هر

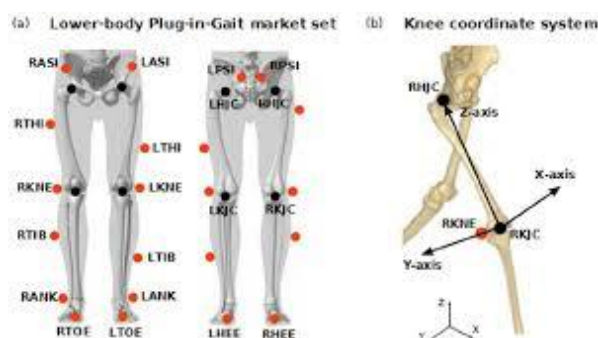
تشخیص اختلال سیستم دهلیزی از طریق مجموعه‌ای از آزمایشات تخصصی (به عنوان مثال، پوسچروگرافی پویا کامپیوتری، ویدئونیستاگموگرافی (VNG) و تست صندلی چرخشی) تعیین می‌شود (۸). دوران کودکی مهمترین دوره رشد و تکامل انسان است. پاسچر کودکان و الگوهای راه رفتن تا سن ۱۲ تا ۱۳ سالگی ادامه می‌یابد که فرآیندی مداوم و آهسته است (۹). کوثری و همکاران (۲۰۱۳) به این نتیجه رسیدند که در سنین کودکی رشد جسمانی، عاطفی، شناختی و عقلانی کودک نسبت به سال‌های بعد، از سرعت بیشتری برخوردار بوده و قابلیت اصلاح پذیری کودکان در سنین ۷ تا ۱۱ سالگی فوق العاده است. به گونه‌ای که ارائه فعالیت‌های حرکتی منظم در این سنین از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. به عبارت دیگر می‌توان گفت تجارب حرکتی کودک در این برهه زمانی علاوه بر بهبود عملکرد شخص، احتمال آسیب دیدگی این افراد در تمام ورزش‌ها کاهش می‌یابد (۱۰).

شوموی-کوک و همکاران (۲۰۰۷)، دریافتند که کنترل پاسچر در سنین ۷-۱۱ سالگی به طور کامل مشابه بزرگسالان می‌شود. به این معنی که کودکان با سن بیشتر از ۷ سال به آسانی ثبات پاسچر خود را در هر دو پاسچر ایستاده و در حال حرکت حفظ می‌کنند (۱۱). کودکان با شرکت در یک برنامه منظم ورزشی، این فرصت را خواهند داشت که از لحاظ عضلانی تقویت شده و یک زندگی فعال و سالم را در زمان ورود به بزرگسالی داشته باشند، و این امر اهمیت ضرورت ورزش و فعالیت‌های حرکتی را در کودکان نشان می‌دهد، بنابراین پاسچر کودکان در سلامتی جامعه و نسل‌های آینده تاثیر گذار است. بنابراین، فعالیت بدنی در کودکان به رشد و کیفیت زندگی آنان در زمان بزرگسالی کمک نموده و عدم توجه به پاسچر و تعادل در دوران کودکی صدمات جبران ناپذیری بر سلامت وی در بزرگسالی وارد خواهد کرد (۱۰)، لذا برای شناخت بیشتر شرایط ویژه پاسچر کودکان و تغییرات جسمانی آن‌ها در این سنین نیاز به مطالعات گسترده‌ای می‌باشد.

با توجه به مطالب بیان شده و با در نظر گرفتن این موضوع که اجرای اکثر تکالیف بنیادی به ثبات و تعادل افراد نیازمند است و با توجه به اینکه مطالعات در خصوص تاثیر اغتشاشات وستیبولار بسیار محدود می‌باشد، هدف از انجام این پژوهش، بررسی اثر اغتشاشات وستیبولاری بر زوایای مفاصل اندام تحتانی حین راه رفتن در کودکان فعال می‌باشد.

در خلاف عقربه‌های ساعت)، شروع به راه رفتن در مسیر مشخص شده می‌کند.

شرایط چهارم: فرد با چشم بسته و با اغتشاش (پنج چرخش در جهت عقربه‌های ساعت و بلافاصله پنج چرخش در خلاف عقربه‌های ساعت)، شروع به راه رفتن در مسیر مشخص شده می‌کند.



شکل ۱- نحوه قراردادن مارکر مدل Plug in Gait از نمای قدامی.

در این مطالعه حالت ایستادن آناتومیک معادل زاویه صفر هر مفصل در نظر گرفته شد؛ به عبارت دیگر، زاویه زانو در حالت کاملاً اکستنت معادل صفر درجه در نظر گرفته شد و در پارامتر فلکشن زانو مقادیر مثبت به معنای فلکشن بود. ضمناً مقادیر منفی بیانگر حرکت خلاف جهت پارامتر بود؛ به عنوان مثال، در پارامتر فلکشن ران، مقدار منفی به معنای اکستنشن نسبت به حالت ایستادن آناتومیک بود. در چرخش محوری، چرخش به خارج، مثبت و چرخش به داخل نیز منفی در نظر گرفته شد (۴).

پس از کامل شدن فرایند پردازش اطلاعات که پیش از این توضیح داده شد، از آمار توصیفی میانگین و انحراف استاندارد (جدول ۱) برای توصیف داده‌ها، آزمون کلموگروف اسمیرنوف (K-S) برای طبیعی بودن توزیع داده‌ها، آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های مکرر برای مقایسه مقادیر ثبت شده در سطح ($p < 0.05$) و آزمون تعقیبی بونفرونی (جدول ۴) برای مقایسه درون گروهی استفاده شد. تمام داده‌ها به وسیله نرم افزار SPSS 22 مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

نتایج مطالعه

مشخصات فردی آزمودنی‌ها در جدول شماره ۱ ارائه شده است. جدول شماره ۲ نشان دهنده میانگین و انحراف استاندارد زوایای مفاصل اندام تحتانی در سه سطح (ساجیتال، فرونتال و هوریزنتال) و ۴ وضعیت ذکر شده

دو اندام) قبل از آزمون افراد مورد ارزیابی قرار گرفت. برای اندازه گیری زوایای مفصلی، تعداد ۱۶ مارکر کروی منعکس کننده نور به قطر ۱۴ میلی متر به نقاط آناتومیکی در هر دو پای شرکت کنندگان، براساس الگوی مارکرگذاری Plug-In Gait متصل شد (۱۴). این نقاط شامل خارخاصره‌ای قدامی فوقانی و خلفی فوقانی، اپی کندیل خارجی ران، یک سوم پایینی ران، یک سوم پایینی ساق، قوزک خارجی، سر متاتارسال دوم و پشت استخوان پاشنه بود (شکل ۱).

اطلاعات به دست آمده از سیستم آنالیز حرکت ویکون با استفاده از نرم افزار نکسوس ویکون پردازش شدند. داده‌های به دست آمده با استفاده از فیلتر باتروث سطح ۴ و بدون اختلاف فازی با فرکانس برش ۶Hz هموار شدند. سپس با استفاده از نرم افزار پلی گان زوایای مفاصل اندام تحتانی استخراج شدند. پس از آماده‌سازی آزمودنی‌ها از آن‌ها خواسته شد که در مسیر مشخص شده راه بروند، هر آزمودنی ۶ مرتبه (سه مرتبه مربوط به فاز استانس راه رفتن با چشم باز و سه مرتبه مربوط به فاز استانس راه رفتن با چشم بسته) مسیر مشخص شده را طی کردند و داده‌های مربوط به هر آزمودنی ثبت شد. یک روز بعد از انجام پیش آزمون کلیه آزمودنی‌ها مجدداً به آزمایشگاه فرا خوانده شدند و بعد از آماده‌سازی آزمودنی‌ها روش انجام پس آزمون به آن‌ها شرح داده شد و بعد از توجیه آزمودنی‌ها پس آزمون اجرا شد. که ابتدا آزمودنی روی یک صفحه گردان روی زمین می‌ایستند، و پنج دور در جهت عقربه‌های ساعت و پنج دور در خلاف جهت عقربه‌های ساعت بچرخند و بعد از متوقف شدن در مسیر مشخص شده (به طول ۱۲ متر) راه بروند. آزمودنی مانند پیش آزمون این تسک را نیز ۶ مرتبه (سه مرتبه مربوط به اغتشاش با چشم باز و سه مرتبه مربوط به اغتشاش با چشم بسته) در مسیر مشخص شده طی کردند و داده‌های مربوط به هر آزمودنی ثبت شد.

نحوه اجرای تسک راه رفتن با شرایط مختلف

شرایط اول: فرد با چشم باز و بدون هرگونه اغتشاش،

شروع به راه رفتن در مسیر مشخص شده می‌کند.

شرایط دوم: فرد با چشم بسته و بدون هرگونه

اغتشاش، شروع به راه رفتن در مسیر مشخص شده می‌کند.

شرایط سوم: فرد با چشم باز و با اغتشاش (پنج

چرخش در جهت عقربه‌های ساعت و بلافاصله پنج چرخش

(چشم باز بدون اغتشاش، چشم بسته بدون اغتشاش، چشم باز با اغتشاش، چشم بسته با اغتشاش) می‌باشد.

نتایج آنالیز تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر تفاوت معنی داری را بین شرایط مختلف در کلیه سطوح حرکتی نشان داد ($p < 0.05$) (جدول ۳). از آزمون تعقیبی بونفرونی

جدول ۱- میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها

متغیر	میانگین	انحراف استاندارد
سن (سال)	۸/۹	۰/۷
وزن بدن (کیلوگرم)	۲۹/۴	۲/۲
قد (سانتی‌متر)	۱۳۳/۹	۴/۳
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع)	۱۶/۴	۱/۵۴

همچنین مقایسه زوجی نیز نشان داد که همه مفاصل تغییرات بیشتری در سطح ساجیتال دارند، و وجود تفاوت در تغییرات زوایای مفاصل در تسک بدون اغتشاش سیستم وستیبولار با چشم باز نسبت به تسک با اغتشاش سیستم

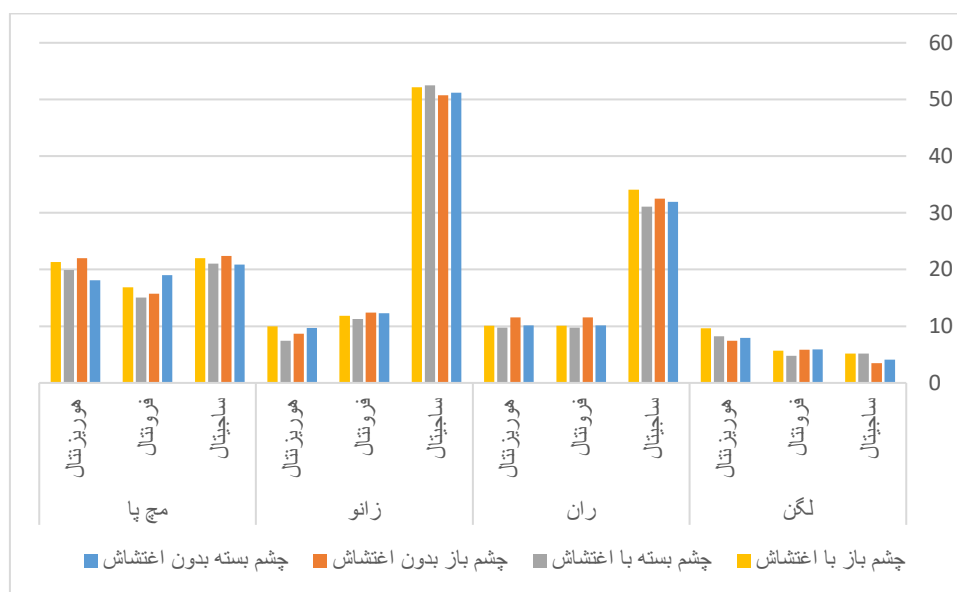
وستیبولار با چشم باز در یک چرخه راه رفتن را به خوبی تایید می‌کند. برخی از زوایای مفاصل پس از ایجاد اغتشاش دچار تغییر شده و الگوی حرکتی مفاصل را نیز در حین راه رفتن تغییر می‌دهد.

جدول ۲- میانگین و انحراف استاندارد زوایای مفصلی (درجه) اندام تحتانی

مفصل	سطح	چشم باز بدون اغتشاش		چشم باز با اغتشاش		چشم بسته بدون اغتشاش		چشم بسته با اغتشاش	
		میانگین	انحراف استاندارد	میانگین	انحراف استاندارد	میانگین	انحراف استاندارد	میانگین	انحراف استاندارد
لگن	ساجیتال	۴/۱۲	۱/۰۱	۳/۴۷	۱/۲۶	۵/۱۶	۱/۷۱	۵/۱۸	۱/۹۱
	فرونال	۵/۹	۱/۵۱	۵/۸۷	۲/۲۷	۴/۷۷	۱/۷۶	۵/۶۷	۱/۷۸
	هوریزنتال	۷/۹۳	۲/۱	۷/۴	۱/۵۲	۸/۲	۱/۱۷	۹/۶	۱/۵۲
ران	ساجیتال	۳۱/۹۵	۲/۳۸	۳۲/۴۸	۲/۸۲	۳۱/۱	۳/۲۳	۳۴/۰۷	۲/۳۷
	فرونال	۱۰/۱۲	۱/۴۹	۱۱/۵۷	۱/۹۴	۹/۷۵	۱/۷	۱۰/۰۹	۱/۳۹
	هوریزنتال	۸/۹۵	۱/۲۸	۸/۶۱	۱/۱۵	۱۰/۸۵	۰/۸۱	۱۰/۳	۱/۶۲
زانو	ساجیتال	۵۱/۲	۳/۱۱	۵۰/۷۲	۳/۶۷	۵۲/۴۹	۳/۷۶	۵۲/۱۸	۲/۶۵
	فرونال	۱۲/۲۹	۱/۲۵	۱۲/۴	۱/۵۶	۱۱/۲۸	۱/۰۳	۱۱/۸۱	۰/۹
	هوریزنتال	۹/۶۷	۱/۵۵	۸/۶۵	۱/۴	۷/۴۴	۱/۳۶	۱۰	۱/۳۵
مچ پا	ساجیتال	۲۰/۸۹	۱/۵۷	۲۲/۳۸	۱/۸۳	۲۱/۰۲	۱/۴۱	۲۲/۰۱	۱/۶۴
	فرونال	۱۹/۰۰۲	۱۷/۸۸	۱۵/۷۲	۱/۴۸	۱۵/۰۳	۱/۴۵	۱۶/۸۷	۱/۴۳
	هوریزنتال	۱۸/۰۹	۱/۸۶	۲۲/۰۲	۲/۱۹	۱۹/۹	۱/۸۷	۲۱/۳	۱/۵۵

مطابق نمودار نشان داده شده در شکل ۲ بیشترین تاثیر اغتشاش وستیبولار بر زوایای مفاصل، در حالت اغتشاش با چشم باز رخ داده است که تغییر زوایای (تغییر دامنه حرکتی) مفصل مشهود است. به عنوان مثال، در سطح ساجیتال، در

مفصل زانو کاهش دامنه حرکتی (کاهش فلکشن زانو)، و در مفصل مچ پا افزایش دامنه حرکتی (افزایش پلانتر فلکشن) نیز قابل مشاهده است.



شکل ۲- نمودار میانگین دامنه حرکتی زوایای مفاصل اندام تحتانی

میزان زاویه والگوس داینامیک زانو استفاده شد که نتایج در جدول ۲ آورده شده است. بر اساس جدول (۲) میزان زاویه والگوس داینامیک زانو از پیش‌آزمون تا پس‌آزمون در گروه کنترل تغییر معناداری نداشته است ($p > 0.05$ و $t(14) = 0.74$). اما در گروه تجربی کاهش معناداری داشته است ($p < 0.05$ و $t(14) = 11.14$).

نتایج آزمون تحلیل کوواریانس در جدول ۳ نشان می‌دهد که پس از کنترل اثر پیش‌آزمون (کووریت) در میزان زاویه والگوس داینامیک زانو در دو گروه تجربی و کنترل، تفاوت معناداری وجود دارد ($p < 0.05$). به طوری که میزان درجه زاویه والگوس داینامیک زانو در گروه تمرین عصبی-عضلانی نسبت به گروه کنترل، کاهش بیشتری داشته است. از آزمون تی همبسته برای تعیین تفاوت در تغییرات درون‌گروهی

جدول ۳- نتایج آزمون آنالیز واریانس

مفصل	سطح	مجموع مربعات	درجه آزادی	میانگین مربعات	F	سطح معنی داری
لگن	ساجیتال	۶۲/۷۸	۲/۵۲	۲۴/۸۸	۹/۵۸	۰/۰۰۰*
	فرونتال	۲۵/۶۷	۲/۴۳	۱۰/۵۵	۲/۹۸	۰/۰۴۷*
	هوریزنتال	۷۹/۵۶	۲/۹۳	۲۷/۱۵	۹/۰۹	۰/۰۰۰*
ران	ساجیتال	۱۳۹/۹۴	۲/۵	۵۵/۹۱	۷/۸۱	۰/۰۰۰*
	فرونتال	۵۸/۴۷	۲/۷۷	۲۱/۰۷	۸/۵۷	۰/۰۰۰*
	هوریزنتال	۱۰۳/۳۶	۲/۴۶	۴۱/۹۱	۲۱/۰۱	۰/۰۰۰*
زانو	ساجیتال	۶۱/۴۲	۲/۸۸	۲۱/۳۲	۲/۵۵	۰/۰۴۳*
	فرونتال	۲۳/۶۱	۲/۳۱	۱۰/۱۸	۶/۳۳	۰/۰۰۳*
	هوریزنتال	۱۱۹/۵۳	۲/۶۱	۴۵/۷	۲۴/۲۶	۰/۰۰۰*
مچ پا	ساجیتال	۴۸/۵۳	۲/۶۲	۱۸/۵	۷/۱۴	۰/۰۰۱*
	فرونتال	۲۷۰/۹	۱/۰۲	۲۶۴/۰۳	۱/۰۹۸	۰/۰۰۰*
	هوریزنتال	۲۷۰/۴۳	۲/۷۷	۹۷/۳۶	۲۹/۹۲	۰/۰۰۰*

* اختلاف معنی‌دار ($p < 0.05$)

جدول ۴- نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی جهت مقایسه تفاوت میانگین سطوح حرکتی در شرایط مختلف

مفصل	سطح	مقایسه شرایط	اختلاف میانگین	Sig
لگن	سطح ساجیتال	چشم باز	چشم بسته	۰/۱۵۵
		چشم باز	چشم باز با اغتشاش	۰/۰۴۹*
		چشم باز	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۶۳
		چشم بسته	چشم باز با اغتشاش	۰/۰۰۰*
		چشم بسته	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۰۵*
		چشم باز با اغتشاش	چشم بسته با اغتشاش	۱/۰۰۰
	سطح فرونتال	چشم باز	چشم بسته	۱/۰۰۰
		چشم باز	چشم باز با اغتشاش	۰/۰۰۱*
		چشم باز	چشم بسته با اغتشاش	۱/۰۰۰
		چشم بسته	چشم باز با اغتشاش	۰/۱۷۵
		چشم بسته	چشم بسته با اغتشاش	۱/۰۰۰
		چشم باز با اغتشاش	چشم بسته با اغتشاش	۰/۱۸۴
	سطح هوریزنتال	چشم باز	چشم بسته	۱/۰۰۰
		چشم باز	چشم باز با اغتشاش	۱/۰۰۰
		چشم باز	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۰۳*
		چشم بسته	چشم باز با اغتشاش	۰/۴۵۸
		چشم بسته	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۰۰*
		چشم باز با اغتشاش	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۱۱*
	سطح ساجیتال	چشم باز	چشم بسته	۱/۰۰۰
		چشم باز	چشم باز با اغتشاش	۱/۰۰۰
		چشم باز	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۰۰*
		چشم بسته	چشم باز با اغتشاش	۰/۴۷۷
		چشم بسته	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۷۹
		چشم باز با اغتشاش	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۰۱*
ران	سطح فرونتال	چشم باز	چشم بسته	۰/۰۰۳*
		چشم باز	چشم باز با اغتشاش	۱/۰۰۰
		چشم باز	چشم بسته با اغتشاش	۱/۰۰۰
		چشم بسته	چشم باز با اغتشاش	۰/۰۰۰*
		چشم بسته	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۱۴*
		چشم باز با اغتشاش	چشم بسته با اغتشاش	۱/۰۰۰
	سطح هوریزنتال	چشم باز	چشم بسته	۱/۰۰۰
		چشم باز	چشم باز با اغتشاش	۰/۳۴۲
		چشم باز	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۰۰*
		چشم باز	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۱۱*
		چشم بسته	چشم باز با اغتشاش	۰/۰۰۰*
		چشم بسته	چشم بسته با اغتشاش	۰/۰۰۱*
زانو	سطح ساجیتال	چشم باز با اغتشاش	چشم بسته با اغتشاش	۰/۷۸۵
		چشم باز	چشم بسته	۱/۰۰۰
		چشم باز	چشم باز با اغتشاش	۰/۰۴۰*
		چشم باز	چشم بسته با اغتشاش	۰/۹۸۱
	سطح هوریزنتال	چشم بسته	چشم باز با اغتشاش	۰/۱۵۴
		چشم بسته	چشم بسته با اغتشاش	۰/۴۷۵
		چشم باز با اغتشاش	چشم بسته با اغتشاش	۱/۰۰۰
		چشم باز	چشم بسته	۰/۳۰۸

چشم باز	چشم بسته	۰/۱۰۹-	۱/۰۰۰
چشم باز	چشم باز با اغتشاش	۱/۰۱۱	۰/۰۱۱*
چشم باز	چشم بسته با اغتشاش	۰/۴۷۹	۰/۴۸۷
چشم بسته	چشم باز با اغتشاش	۱/۱۲۰	۰/۰۰۷*
چشم بسته	چشم بسته با اغتشاش	۰/۵۸۸	۰/۶۳۸
چشم باز با اغتشاش	چشم بسته با اغتشاش	۰/۵۳۲-	۰/۰۸۰
چشم باز	چشم بسته	۱/۰۲۳	۰/۰۳۴*
چشم باز	چشم باز با اغتشاش	۲/۲۳۲	۰/۰۰۰*
چشم باز	چشم بسته با اغتشاش	۰/۳۲۳-	۱/۰۰۰
چشم بسته	چشم باز با اغتشاش	۱/۲۰۹	۰/۰۲۴*
چشم بسته	چشم بسته با اغتشاش	۱/۳۴۶-	۰/۰۰۰*
چشم باز با اغتشاش	چشم بسته با اغتشاش	۲/۵۵۵-	۰/۰۰۰*
چشم باز	چشم بسته	۱/۴۹۰-	۰/۰۱۹*
چشم باز	چشم باز با اغتشاش	۰/۱۳۵-	۱/۰۰۰
چشم باز	چشم بسته با اغتشاش	۱/۱۲۹-	۰/۰۱۱*
چشم بسته	چشم باز با اغتشاش	۱/۳۵۶	۰/۰۰۵*
چشم بسته	چشم بسته با اغتشاش	۰/۳۶۱	۱/۰۰۰
چشم باز با اغتشاش	چشم بسته با اغتشاش	۰/۹۹۴-	۰/۰۷۹
چشم باز	چشم بسته	۳/۲۷۳	۱/۰۰۰
چشم باز	چشم باز با اغتشاش	۳/۹۶۴	۱/۰۰۰
چشم باز	چشم بسته با اغتشاش	۲/۱۲۵	۱/۰۰۰
چشم بسته	چشم باز با اغتشاش	۰/۶۹۲	۰/۴۳۹
چشم بسته	چشم بسته با اغتشاش	۱/۱۴۸-	۰/۰۰۶*
چشم باز با اغتشاش	چشم بسته با اغتشاش	۱/۸۴۰-	۰/۰۰۰*
چشم باز	چشم بسته	۳/۹۳۴-	۰/۰۰۰*
چشم باز	چشم باز با اغتشاش	۱/۸۱۱-	۰/۰۰۶*
چشم باز	چشم بسته با اغتشاش	۳/۲۱۱-	۰/۰۰۰*
چشم بسته	چشم باز با اغتشاش	۲/۱۲۳	۰/۰۰۱*
چشم بسته	چشم بسته با اغتشاش	۰/۷۲۳	۰/۵۱۷
چشم باز با اغتشاش	چشم بسته با اغتشاش	۱/۴۰۰-	۰/۰۱۵*

*معنی‌داری در سطح $p < 0.01$

بحث

پژوهش حاضر با هدف بررسی تاثیر اغتشاشات وستیبولاری بر زوایای مفاصل (دامنه حرکتی) اندام تحتانی حین راه رفتن در کودکان انجام شد. زوایای مفاصل اندام‌های تحتانی در حین راه رفتن در چهار شرایط حسی در کودکان فعال با استفاده از دوربین‌های ویکون ثبت شد. بر اساس نتایج پژوهش حاضر، بستن چشم در مقایسه با چشم باز تاثیر معنا داری بر زوایای مفاصل نداشت. اما تاثیر اغتشاشات وستیبولاری بر زوایای مفاصل اندام تحتانی در حین راه رفتن در سطوح حرکتی مختلف قابل توجه بود. در کلیه سطوح حرکتی تفاوت معناداری مشاهده شد.

توانایی راه رفتن، به عنوان یکی از شاخص‌های تعیین استقلال در فعالیت‌های روزمره افراد به شمار می‌رود، بررسی ویژگی‌های بیومکانیکی راه رفتن افراد مورد توجه محققان زیادی قرار گرفته است (۱۵-۲۲). تغییرات نامطلوب در راه رفتن با پیامدهای سلامتی متعددی از جمله زمین خوردن، ناتوانی، زوال شناختی، زوال عقل و مرگ همراه است. اختلالات تعادل می‌تواند تاثیر منفی بر مهارت‌های حرکتی همچون یکپارچه سازی حسی حرکتی، هماهنگی عمومی پویا بگذارد (۲۳). همچنین اختلال تعادل که همراه با سرگیجه یا گیجی رخ می‌دهد، می‌تواند تاثیر قابل توجهی بر کیفیت زندگی داشته باشد و عامل خطر شناخته شده‌ای برای افتادن

فرد به شمار می‌رود. از آنجایی که تعادل در زنجیره حرکتی بسته حفظ می‌شود و به مجموع بازخوردها و حرکات مفاصل ران، زانو و مچ پا بستگی دارد. کاهش بازخوردهای عصبی یا نقص در قدرت و ثبات مکانیکی در حین حرکات زنجیره حرکتی بسته در اندام تحتانی موجب عدم تعادل در فرد می‌شود (۲۳).

سیستم دهلیزی مسئول درک حرکت و حفظ تعادل در بدن است. معاینه عملکرد دهلیزی برای تعیین علت علائم مرتبط، تشخیص و درمان بیماران مفید است (۲۴، ۲۵). سیستم وستیبولار نقش مهمی در دامنه حرکتی مفاصل و حفظ تعادل ایفا می‌کند بنابراین، اغتشاشات وستیبولاری ممکن است کنترل پاسخ را تحت تأثیر قرار دهد (۲۶). نتایج تحقیق وانگ و همکاران (۲۰۲۳) نشان داد که تمرینات تعادلی باعث بهبود حس حرکتی و وضعیت بدن در فضا، افزایش دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی و بهبود تعادل می‌شود (۲۷). کیمورا و همکاران (۲۰۰۷)، به این نتیجه رسیدند که هنگامی که فرد بدون تجربه قبلی و به صورت غیرمنتظره در معرض اغتشاش قرار می‌گیرد، برای اجتناب از افتادن، پاسخ سریع و اصلاحی را به کار می‌گیرد که پاسخی کارآمد و کافی برای حفظ تعادل سیستم نیست (۲۸)، اما پس از اینکه افراد چندین بار در معرض اغتشاش خاصی قرار می‌گیرند، از استراتژی‌های دیگری برای کنترل تعادل استفاده می‌کنند تا به صورت کارآمدتری بدن را در جلوگیری از افتادن و از دست دادن تعادل حفظ کنند؛ به عنوان مثال، هولمن و همکاران تأثیر اغتشاش بینایی بر نیروی عکس العمل زمین را بررسی کردند و پیشنهاد دادند که افراد در مواجهه با اغتشاش بینایی، نیروی عکس العمل زمین را افزایش می‌دهند (۲۹)؛ درحالیکه در مطالعه اولیویرا و همکاران نتایج نشان داد که افراد پس از سازگاری با محرومیت بینایی، با کاهش نیروی عکس العمل زمین استراتژی محتاط‌تری را به کار بردند (۱۹). بر اساس تحقیق بیرانوند و همکاران (۲۰۱۷)، حذف اطلاعات بینایی موجب افزایش نوسانات مفاصل ران و مچ پا نمی‌شود، از آنجا که تغییر معنی داری در نسبت نوسانات مفصل ران به مچ پا ایجاد نشده است به نظر می‌رسد که اطلاعات بینایی نقش مهمی در انتخاب استراتژی‌های مورد استفاده جهت بازیابی تعادل ندارد (۳۰) که با تحقیق ما همخوانی دارد. مطالعات بیومکانیکی اندام تحتانی حاکی از آن است که تغییرات

بیومکانیکی در یک مفصل می‌تواند مفاصل پیرامونی دیگر را تحت تأثیر قرار دهد (۳۱).

دلفیکو و همکاران (۱۹۹۸)، به این نتیجه رسیدند که افزایش زاویه اولیه فلکشن زانو باعث غلبه چهارسر ران، کینماتیک بهتر زانو، بهینه شدن فعالیت عضلات همسترینگ و همچنین افزایش جذب شوک و کاهش نیروی عکس العمل زمین می‌گردد (۳۲). فرهپور و همکاران (۲۰۱۶) اظهار داشتند که افزایش اوج فلکشن زانو در مرحله پاسخ بارگیری می‌تواند در جذب شوک ناشی از نیروهای عکس العمل زمین و همچنین کاهش نرخ بارگذاری نیروی عمودی عکس العمل زمین که یکی از ریسک فاکتورهای اصلی ایجاد آسیب است، موثر باشد (۳۳). یو و همکاران (۲۰۰۶)، دکر و همکاران (۲۰۰۳) بیان کردند که کاهش حداکثر فلکشن زاویه ران می‌تواند سبب افزایش نیروی عکس العمل عمودی زمین شود (۳۴، ۳۵). نویمان و همکاران (۲۰۱۶) و کناتسون و همکاران (۱۹۷۱) اظهار داشتند که از عوامل تعیین کننده طول گام، دامنه حرکتی مفصل ران می‌باشد که افزایش دامنه حرکتی فلکشن، اکستنشن ران، باعث افزایش طول گام می‌شود (۳۶، ۳۷). همچنین چیو و همکاران (۲۰۰۷)، و کلو و همکاران (۱۹۹۶)، بیان کردند که کاهش سرعت راه رفتن موجب کاهش قابل توجهی در نیروهای عمودی عکس العمل زمین در طی مرحله اتکا راه رفتن می‌شود (۳۸، ۳۹). آشور و همکاران (۲۰۱۹)، و پارک و همکاران (۲۰۱۹)، در پژوهشی به این نتیجه پی بردند که از جمله تغییرات بیومکانیکی در راه رفتن غیر نرمال می‌توان به افزایش معنادار دورسی فلکشن مچ پا، فلکشن زانو و ران اشاره کرد. در نتیجه، این اختلال باعث ایجاد عدم تقارن و تغییرات تعادلی در راه رفتن، افزایش فعالیت و درد در عضلات پا و کمردرد می‌شود. همچنین تغییرات زاویه‌ای ایجاد شده در مفاصل زانو، لگن و مچ پا می‌تواند سبب ایجاد نوساناتی در حین راه شود. این نوسانات در حین حرکت‌های روزمره، می‌تواند باعث عدم تقارن یک طرفه، ایجاد تغییرات تعادلی (۴۰، ۴۱)، بروز عوارض مفصلی و در نهایت تغییرات الگوی زنجیره‌ای در حین راه رفتن شود. عوارض ناشی از عدم تعادل در طی راه رفتن می‌تواند به عنوان یکی از چالش برانگیزترین حرکات، شدیدتر ظاهر شود (۴۲). مطالعه حاضر نشان داد که زوایای مفاصل حین راه رفتن از اغتشاش وستیبولار تأثیر می‌پذیرد. در این تحقیق تغییرات زوایای مفاصل و در نتیجه کاهش فعالیت عضلات می‌تواند

آن‌ها کم است، ممکن است مستعد خطر بیشتری برای پیچیدگی مچ پا باشند (۴۹)، که با تحقیق حاضر همسو می‌باشد. نتایج تحقیق حاضر با تحقیقات کلر و همکاران (۱۹۹۶)، کناتسون و همکاران (۱۹۷۱)، دلفیکو و همکاران (۱۹۹۸)، دکر و همکاران (۲۰۰۳)، یو و همکاران (۲۰۰۶)، چیو و همکاران (۲۰۰۷)، فرهپور و همکاران (۲۰۱۶)، نویمان و همکاران (۲۰۱۶)، آشور و همکاران (۲۰۱۹)، و پارک و همکاران (۲۰۱۹)، همخوانی داشت (۳۳، ۳۴، ۳۶، ۳۷، ۳۸، ۳۹، ۴۰، ۴۱)، و نتایج ناهمخوانی با تحقیق حاضر یافت نشد. بنابراین، با توجه به مطالب ذکرشده، نتایج این پژوهش می‌تواند کمک شایانی به توانبخشی افرادی کند که به دلیل ضعف حس وستیبولار و حفظ تعادل، اجرای ضعیفی در مهارت‌های حرکتی دارند. برای راه رفتن نرمال علاوه بر تعادل به همکاری سیستم‌های مختلف حرکتی نیاز است، و میزان حرکت فلکشن، اکستنشن، اداکشن و اداکشن برای برداشتن یک گام با دامنه حرکتی کافی سبب می‌شود تا طول گام‌ها متناسب با اندازه بدن برداشته شود. به همین علت، طبیعی به نظر می‌رسد که با جبران ضعف به وجود آمده در تعادل کارآمد در راه رفتن، بتوان زوایای مفاصل اندام تحتانی افراد را در راه رفتن تغییر داد. لازم به ذکر است با تغییر زوایای مفاصل اندام تحتانی سایر پارامترهای کینماتیکی نیز تغییر یافته و به دنبال آن زمان استانس و زمان سوینگ نیز دچار تغییر خواهند شد.

محدودیت‌هایی در هنگام اجرای این پژوهش وجود داشت که شامل: عدم کنترل وضعیت خواب نمونه‌ها، عدم کنترل وضعیت تغذیه آن‌ها، عدم کنترل زمان تمرین روزانه آن‌ها بود، از جمله محدودیت‌های دیگر پژوهش حاضر این بود که در این پژوهش تنها کودکان فعال پسر مورد بررسی قرار گرفتند؛ بنابراین، نتایج قابل تعمیم به آزمودنی‌های دختر نیست. لذا پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آتی این موارد در نظر گرفته شود.

نتیجه‌گیری

نتایج نشان داد که ارتباط بین اغتشاش وستیبولار و تغییرات زوایای مفاصل اندام تحتانی معنادار بود. عدم تعادل ناشی از اغتشاشات وستیبولار می‌تواند باعث تغییراتی در زوایای مفاصل حین راه رفتن شود که در بلند مدت ممکن است الگوی راه رفتن فرد را دچار اختلال کند. با تغییر در زوایای مفاصل اندام تحتانی، پارامترهای کینماتیکی و

نشان از کاهش تعادل در راه رفتن، کاهش ثبات مفاصل اندام تحتانی و افزایش ریسک افتادن باشد. افتادن در کودکان می‌تواند عوارض نامطلوب روحی و جسمی بر جای بگذارد. افزایش فلکشن زانو در این مطالعه ممکن است در نتیجه کاهش فعالیت عضله چهارسر باشد. کاهش فعالیت عضله همسترینگ پس از خستگی عضله چهارسر برای وظیفه حرکتی پرش نیز گزارش شده است. همچنین کاهش فعالیت عضله دوسر رانی در حین گام برداشتن به سمت پایین نیز گزارش شد این استراتژی به عنوان استراتژی ممانعت آنتاگونیست شناخته می‌شود، این استراتژی به صورت جبرانی باعث افزایش کارایی مکانیکی زانو می‌شود (۴۳). کلیس و همکاران (۲۰۰۹)، و پروچای و همکاران (۲۰۰۵)، اظهار داشتند که کاهش زاویه دورسی فلکشن در مچ پا ممکن است نتیجه کاهش فعالیت عضله درشت نی قدامی باشد. در فاز تماس پاشنه پا در راه رفتن عضله درشت نی قدامی با انقباض اکسنتریکی سبب کنترل برخورد کف پا با زمین می‌شود و کاهش فعالیت این عضله ممکن است با کاهش زاویه دورسی فلکشن در لحظه تماس پاشنه همراه باشد. کاهش عملکرد حسی و ضعف عضلانی اندام تحتانی در اثر فرآیند پیری منجر به تغییر در الگوهای راه رفتن افراد سالمند می‌شود (۴۴). (۴۵). با تغییر در زوایای مفصل مچ پا مکانیک راه رفتن افراد دچار تغییر می‌شود، با افزایش زوایا اتلاف انرژی و متعاقب آن جذب شوک دچار تغییر می‌شود. کاهش اتلاف انرژی به معنی کاهش جذب شوک و در نتیجه احتمال افزایش آسیب اندام تحتانی است (۴۶). نتایج تحقیق حسن زاده و همکاران (۲۰۲۴)، نشان داد که ارتباط معنی داری بین دامنه حرکتی مچ پا (دورسی فلکشن و پلانتر فلکشن) با بی ثباتی عملکردی مچ پا وجود دارد. یعنی هرچه دامنه حرکتی مچ پا افزایش یابد نمره کامبرلند باتر میرود و میزان ثبات در مچ پا افزایش می‌یابد (۴۷). همچنین الکوواری و همکاران (۲۰۲۰) دریافتند که کاهش دامنه حرکتی دورسی فلکشن فعال مچ پا را زیر ۱۶ درجه نشان دادند که با پیچ خوردگی مکرر جانبی مچ پا همراه است (۴۸). در همین راستا دنورونها و همکاران (۲۰۰۶) دامنه حرکتی دورسی فلکشن را به عنوان عامل خطرزایی برای پیچیدگی جانبی مچ پا بررسی کردند. آن‌ها گزارش کردند دامنه حرکتی کم دورسی فلکشن، خطر پیچیدگی پا را افزایش می‌دهد که نشان از عدم تعادل است. همچنین آن‌ها پیشنهاد کردند، افرادی که دامنه حرکتی دورسی فلکشن

حمایت مالی

این مطالعه هیچ گونه کمک مالی از سازمان‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

نقش نویسندگان

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

تشکر و قدردانی

این مطالعه برگرفته از رساله دکتری گرایش بیومکانیک ورزشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکز می‌باشد. نویسندگان به این وسیله از تمامی افراد شرکت کننده در این مطالعه که همکاری‌های لازم را به عمل آوردند، سپاسگزاری می‌نمایند.

تضاد منافع

در پایان نویسندگان اعلام می‌دارند که هیچ گونه تعارض منافی وجود ندارد.

کینماتیکی حین راه رفتن، اتلاف انرژی و متعاقب آن جذب شوک نیز دچار تغییر می‌شود؛ و از این طریق باعث کاهش تعادل و افزایش میزان خطر سقوط و عوارض متعاقب آن شود. با این حال، نتایج به دست آمده می‌تواند ضرورت توجه به تقویت این حس را در کودکان مهم تلقی کند که با خطرات کمتری مواجهه شوند. بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که اغتشاشات وستیبولاری می‌تواند با تغییر زوایای مفاصل و الگوی راه رفتن که نشان از مکانیسم جبرانی حفظ تعادل است، دامنه حرکتی را تغییر دهند. در نهایت تغییرات دامنه حرکتی به عنوان یک ریسک فاکتور در عدم تعادل است که می‌تواند منجر به آسیب گردد.

ملاحظات اخلاقی

لازم به ذکر است که مطالعه حاضر با شماره IR.SSRC.REC.1403.005 توسط کمیته اخلاق در پژوهش پژوهشگاه علوم ورزشی مورد تایید قرار گرفت.

References

1. Mackowetzky K, Yoon KH, Mackowetzky EJ, Waskiewicz AJ. Development and evolution of the vestibular apparatuses of the inner ear. *Journal of Anatomy*. 2021 Oct;239(4):801-28.
2. Brister E, Agarwal A, Richter CP. 2.02-The sensory organ of hearing. In *The Senses: A Comprehensive Reference: Volume 1-7, Second Edition* 2020 Jan 1 (pp. 18-31). Elsevier.
3. 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. *Hormozgan Medical Journal* Vol.;20:2.
4. Agrawal Y, Smith PF, Rosenberg PB. Vestibular impairment, cognitive decline and Alzheimer's disease: balancing the evidence. *Aging & mental health*. 2020 May 3;24(5):705-8.
5. Chepishcheva M. The vestibular system and its implications in spatial orientation and postural control. Available at SSRN 3988338. 2021 Dec 17.
6. Arastoo AA, Zahednejad S, Teymori N, Abdali N, Parsaei S. Effectiveness of Dual Task and Focus of Attention Intervention on Balance in Elderly people of Ahvaz in 2019.
7. Agrawal Y, Merfeld DM, Horak FB, Redfern MS, Manor B, Westlake KP, Holstein GR, Smith PF, Bhatt T, Bohnen NI, Lipsitz LA. Aging, vestibular function, and balance: proceedings of a national institute on aging/national institute on deafness and other communication disorders workshop. *The Journals of Gerontology: Series A*. 2020 Dec;75(12):2471-80.
8. Tramontano M, Russo V, Spitoni GF, Ciancarelli I, Paolucci S, Manzari L, Morone G. Efficacy of vestibular rehabilitation in patients with neurologic disorders: a systematic review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2021 Jul 1;102(7):1379-89.
9. Manicolo O, Brotzmann M, Hagmann-von Arx P, Grob A, Weber P. Gait in children with infantile/atypical autism: age-dependent decrease in gait variability and associations with motor skills. *Eur J Paediatr Neurol*. 2019;23:117-25.
10. Kosari S, Keyhani F, Hamayttalab R, ARAB AE. Effect of a selected physical activity program on the development of motor skills in attention deficit/hyperactivity disorder (ADHD) and autism (HFA) children. 2013: 45-60.
11. Shumway-Cook A. Motor control: Translating research into clinical practice. Lippincott Williams & Wilkins. 2007.

12. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, 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.
13. Kozielec SM, Malina RM. Modified maturity offset prediction equations: validation in independent longitudinal samples of boys and girls. *Sports Medicine*. 2018 Jan;48:221-36.
14. Choi GJ. The effects of static and pnf stretching on range of motion and jump performance in the taekwondo player. *The Journal of the Korea institute of electronic communication sciences* 2013; 8(11): 1771-6.
15. Yalfani A, Ahmadnezhad L, Gholami B, Mayahi F. The effect of six-weeks aquatic exercise therapy on static balance, function of trunk and pelvic girdle muscles, pain, and disability in woman with chronic low back pain. *Iranian Journal of Health Education and Health Promotion*. 2018 Jan 10;5(4):288-95.
16. Ahmadi M, Yalfani A, Gandomi F, Rashid K. The effect of twelve-week neurofeedback training on pain, proprioception, strength and postural balance in men with patellofemoral pain syndrome: A double-blind randomized control trial. *Journal of Rehabilitation Sciences & Research*. 2020 Jun 1;7(2):66-74.
17. Ahmadnezhad L, Yalfani A, Borujeni BG. Inspiratory muscle training in rehabilitation of low back pain: a randomized controlled trial. *Journal of sport rehabilitation*. 2020 Jan 7;29(8):1151-8.
18. Ramezani F, Saki F, Tahayori B. Neuromuscular training improves muscle co-activation and knee kinematics in female athletes with high risk of anterior cruciate ligament injury. *European Journal of Sport Science*. 2024 Jan;24(1):56-65.
19. Oliveira AS, Schlink BR, Hairston WD, König P, Ferris DP. Restricted vision increases sensorimotor cortex involvement in human walking. *J Neurophysiol*. 2017;118(4):1943-51.
20. Chepishcheva M. The vestibular system and its implications in spatial orientation and postural control. Available at SSRN 3988338. 2021 Dec 17.
21. Agrawal Y, Merfeld DM, Horak FB, Redfern MS, Manor B, Westlake KP, Holstein GR, Smith PF, Bhatt T, Bohnen NI, Lipsitz LA. Aging, vestibular function, and balance: proceedings of a national institute on aging/national institute on deafness and other communication disorders workshop. *The Journals of Gerontology: Series A*. 2020 Dec;75(12):2471-80.
22. Agrawal Y, Smith PF, Rosenberg PB. Vestibular impairment, cognitive decline and Alzheimer's disease: balancing the evidence. *Aging & mental health*. 2020 May 3;24(5):705-8.
23. Halpern AI, Jansen JA, Giladi N, Mirelman A, Hausdorff JM. Does Time of Day influence postural control and gait? A review of the literature. *Gait & posture*. 2022 Feb 1;92:153-66.
24. Brister E, Agarwal A, Richter CP. 2.02-The sensory organ of hearing. In *The Senses: A Comprehensive Reference: Volume 1-7, Second Edition* 2020 Jan 1 (pp. 18-31). Elsevier.
25. Mackowetzky K, Yoon KH, Mackowetzky EJ, Waskiewicz AJ. Development and evolution of the vestibular apparatuses of the inner ear. *Journal of Anatomy*. 2021 Oct;239(4):801-28.
26. Salari A, Sahebozamani M, Daneshjoo A, Karimi Afshar F. Assessment of balance recovery strategies during manipulation of somatosensory, vision, and vestibular system in healthy and blind Women. *Journal of Rehabilitation Sciences & Research*. 2019 Sep 1;6(3):123-9.
27. Wang L, Yu G, Chen Y. Effects of dual-task training on chronic ankle instability: a systematic review and meta-analysis. *BMC musculoskeletal disorders*. 2023;24(1):814.
28. Kimura, T., Kobayashi, H., Nakayama, E., Hanaoka, M. Effects of aging on gait patterns in the healthy elderly: *Anthro Sci*, 2007, 115: 67-72.
29. Hollman JH, Brey RH, Bang TJ, Kaufman KR. Does walking in a virtual environment induce unstable gait? *Gait Posture*. 2007;26(2):289-94.
30. Beyranvand R, Sahebozamani M, Daneshjoo A, Mollahoseini S. The role of vision on balance recovery strategies in the elderly. *Journal for Research in Sport Rehabilitation*. 2017 Apr 21;5(9):95-103.
31. Farkas GJ, Schlink BR, Fogg LF, Foucher KC, Wimmer MA, Shakoor N. Gait asymmetries in unilateral symptomatic hip osteoarthritis and their association with radiographic severity and pain. *HIP INT*. 2019;29(2):209-14.
32. Delfico AJ, Garrett Jr WE. Mechanisms of injury of the anterior cruciate ligament in soccer players. *Clinics in sports medicine*. 1998 Oct 1;17(4):779-85.
33. Farahpour N, Jafarnejad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *Journal of biomechanics*. 2016 Jun 14;49(9):1705-10.
34. Yu B, Lin CF, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical biomechanics*. 2006 Mar 1;21(3):297-305.
35. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Steadman JR. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical biomechanics*. 2003 Aug 1;18(7):662-9.

36. Neumann DA. Kinesiology of the Musculoskeletal System-E-Book: Kinesiology of the Musculoskeletal System-E-Book. Elsevier Health Sciences; 2016 Nov 3.
37. Knutsson E, Mårtensson A. Quantitative effects of L-dopa on different types of movements and muscle tone in Parkinsonian patients. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 1971;3(3):121-30.
38. Chiu MC, Wang MJ. The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait & posture*. 2007 Mar 1;25(3):385-92.
39. Keller TS, Weisberger AM, Ray JL, Hasan SS, Shiavi RG, Spengler DM. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical biomechanics*. 1996 Jul 1;11(5):253-9.
40. Ashour, R. ,et al., Effect of footwear modification on postural symmetry and body balance in leg length Discrepancy: A randomized controlled study. *International Journal of Osteopathic Medicine*, 2019. 32: p. 13-20.
41. Park, S.-E., et al., Measurement and Analysis of Gait Pattern during Stair Walk for Improvement of Robotic Locomotion Rehabilitation System. *Applied bionics and biomechanics*, 2019.
42. Ayati Najafabadi SM, Hashemi Oskooi A, Rafiaei SM. Assessment of Three-Dimensional Changes in Lower Limb Joint Angles in People with Leg Length Discrepancy during Stair Climbing with and without using Insoles. *Iranian Journal of Biomedical Engineering*. 2021 Apr 21;15(1):73-85.
43. Barbieri FA, Lee YJ, Gobbi LTB, Pijnappels M, Van Dieën JH. The effect of muscle fatigue on the last stride before stepping down a curb. *Gait & Posture*. 2013; 37(4), 542-546.
44. Kellis E, Kouvelioti V. Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009; 19(1), 55-64.
45. Proczai, R., Bejek, Z., Illyes, A. Kinematic and kinetic parameters of healthy elderly people. *Periodical Polytechnical Ser Mech Eng*, 2005, 49(1): 63–7.
46. de Sá CD, Boffino CC, Ramos RT, Tanaka C. Development of postural control and maturation of sensory systems in children of different ages a cross-sectional study. *Brazilian journal of physical therapy*. 2018 Jan ccccc1;22(1):70-6.
47. Hassanzadeh S, Alizadeh MH, Minoonejad H. Prediction of Internal Risk Factors of Ankle Functional Instability in Gymnast Girls Aged 11-16 Years. April 2024 Vol 12. No 23. 145-158
48. Alkuwari HI, Alnaemi MH, Almarri SS, Balista SM. Intrinsic predictive factors for acute and recurrent lateral ankle sprain in active and athlete population: A systematic review. *Middle East Journal of Family Medicine*. 2020 Dec 1;7(10):228.
49. de Noronha M, Refshauge KM, Herbert RD, Kilbreath SL. Do voluntary strength, proprioception, range of motion, or postural sway predict occurrence of lateral ankle sprain?. *British journal of sports medicine*. 2006 Oct 1;40(10):824-8.