Medical Journal of Tabriz University of Medical Sciences

Barghmadi and Abdollahpour Darvishani, *Med J Tabriz Uni Med Sciences*. 2021;43(4):346-358
doi: 10.34172/mj.2021.061
https://mj.tbzmed.ac.ir

TUOMS PRESS

Original Article

Frequency domain analysis of ground reaction forces in deaf and blind people during walking

Mohsen Barghmadi*, Mohammad Abdollahpour Darvishani

Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran

ARTICLE INFO:

Article History:
Received: 10 Dec 2019
Accepted: 15 Feb 2020
ePublished: 15 Sep 2021

Keywords:
Frequency Domain; Ground Reaction; Forces; Deaf; Blind; Gait

Abstract

Background. The link between frequency domain analysis of ground reaction forces and hearing loss and blindness during walking is not well understood. Therefore, the purpose of this study was to investigate the frequency domain analysis of ground reaction forces in deaf and blind people during walking.

Methods. This study was quasi-experimental. The volunteer participants in the current study consisted of thirty males who were divided into three equal groups: blind, deaf, and healthy (control) groups. Frequency domain analysis of ground reaction forces in three groups was recorded by a foot scan system (sample rate: 300 Hz). The multivariate ANOVA test was used to compare between groups. The significance level was set at $P<0.05$ for all analyses.

Results. The results showed that the frequency content with the power of 99.5% in the vertical component of ground reaction forces in both deaf ($P=0.020$) and blind ($P=0.021$) groups was reduced vs the control group. Also, frequency content with the power of 99.5% in the mid-foot in the deaf ($P=0.020$) group was more than the blind group ($P=0.036$).

Conclusion. The present study showed that the frequency content with the power of 99.5% in the mid-foot in the deaf group was more than the blind group. It can be stated that the frequency domain analysis of ground reaction forces has a clinical value. Therefore, the use of therapeutic interventions to improve the frequency domain analysis of ground reaction forces in deaf and blind people is suggested.

How to cite this article: Barghmadi M, Abdollahpour Darvishani M. [Frequency Domain analysis of Ground reaction forces in Deaf and blind people during walking]. Med J Tabriz Uni Med Sciences. 2021;43(4):346-358. Persian.

*Corresponding author; E-mail: barghamadi@uma.ac.ir

© 2021 The Author. This is an Open Access article published by Tabriz University of Medical Sciences under the terms of the Creative Commons Attribution License (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Extended abstract

Background

The link between Frequency domain analysis of ground reaction forces and hearing loss and blind during walking is not well understood. Previous studies have suggested that the lack of sensory input affects the process of sensory-motor development of deaf and blind children. Impaired hearing influences the development of balance as a consequence of damaged vestibular apparatus and disturbed connections with higher nervous structures.(6) Deaf and blind people are maybe to be injured by the frequency domain amount of the ground reaction forces while running and walking.(10) Vertical and frequency ground reaction forces are parameters that describe the intensity of foot contact during stance phase as a function in the frequency domain .(14,24) Therefore, the purpose of this study was to investigate frequency domain analysis of ground reaction forces in deaf and blind people during walking.

Methods

This study was quasi-experimental. The volunteer participants in current study consisted of thirty male that, were divided into three equal groups: blind, deaf and healthy (control) groups. Frequency Domain analysis of ground reaction forces in three groups was recorded by a foot scan system (sample rate: 300 Hz). The Rs-Scan device was located in the middle of the 12-meter walking and running path. A foot scan pressure plate (RsScan International, Belgium, 0.5m × 0.5× 0.02m, 4363 sensors, 300 Hz) was clearly marked along the 15-meter runway. The foot was automatically divided into the following ten anatomical zones by the software (Footscan1 software 9 Gait 2nd Generation, RsScan International): medial heel (MH), lateral heel (LH), midfoot, metatarsal first to fifth (M1-5), and the hallux (T1) and lesser toes (T2–5). The 20 Hz frequency cut was used to pave the ground reaction force response data during walking (39). To normalize the values of vertical ground reaction force, these values were divided on body mass and then multiplied by 100 (39). The multivariate ANOVA test was used to compare between groups. The significance level was set at $p < 0.05$ for all analyses.

Results

The results showed that, the frequency content with the power 99.5% in the vertical component of ground reaction forces in both deaf (p=0.020) and blind (p=0.021) groups reduced vs. control group during walking, it was 41.93% and 38.70% less, respectively (Table 1). Also, frequency content with the power 99.5% in the Mid-foot in deaf (p=0.020) group was more than the blind group (p=0.036).

Table 1- Comparison of vertical components of the frequency spectrum of the ground reaction force in three groups: healthy, blind and deaf during walking

Variable	Component	Deaf	Blind	Health	P value*	P value●	P value♦
Vertical ground reaction force	Frequency with 99.5%power	5.70±0.82●	5.40±0.96*	9.30±3.26*●	0.021	0.02	1.00
	Number of necessary harmonies	1.00±0.00	1.00±0.00	1.00±0.00	1.00	1.00	1.00
	Median frequency	2.00±0.00	2.00±0.00	2.30±0.48	0.243	0.243	1.00
	Frequency bandwidth	1.00±0.00	1.00±0.00	1.00±0.00	1.00	1.00	1.00

*Significance between healthy and blind groups
●Significance between healthy and deaf groups
♦ Significance between the blind and deaf groups

Conclusion

It was believed that hearing loss and blinding is related with frequency domain of ground reaction forces. The results of the present study demonstrated, that the frequency content with the power 99.5% in the Mid-foot in deaf group was more than the blind group. It can be stated that the frequency domain analysis of ground reaction forces has the clinical value. It seems that one of the reasons for the rate of displacement reduction in the deaf and blind compared with normal ones is reduction of vestibular system function and fear of falling. Therefore, the use of therapeutic interventions to improve the frequency domain analysis of ground reaction forces in deaf and blind people is suggested. The synchronous recording of kinetics and kinematics variables and muscle electromyography were absent. Combination of mentioned factors could present supplemental discernment to examination of risk factors in blind and hearing loss adolescent.

برغمدی و عبداله پور درویشانی ، *مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز*. مهر و آبان ۱۴۰۰؛ ۴۳(۴): ۳۴۶-۳۵۶
doi: 10.34172/mj.2021.061
https://mj.tbzmed.ac.ir

مقاله پژوهشی

طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین در افراد ناشنوا و نابینا طی راه رفتن

محسن برغمدی*، محمد عبداله‌پور درویشانی

گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

اطلاعات مقاله

سابقه مقاله:
دریافت: ۱۳۹۸/۹/۱۹
پذیرش: ۱۳۹۸/۱۱/۲۶
انتشار برخط: ۱۴۰۰/۶/۲۴

کلید واژه‌ها:
طیف فرکانس نیروهای عکس العمل؛ نابینا؛ ناشنوا؛ راه رفتن

چکیده

زمینه. ارتباط بین محتوای فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین و کاهش شنوایی و نابینایی هنگام راه رفتن به خوبی درک نشده است. لذا هدف از مطالعه حاضر بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین در افراد ناشنوا و نابینا طی راه رفتن بود.

روش کار. پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی بود. شرکت کنندگان داوطلب در پژوهش حاضر شامل ۳۰ مرد بود که به طور هدفمند و مساوی به سه گروه سالم، ناشنوا و نابینا تقسیم شدند. برای اندازه گیری محتوای فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد ناشنوا، نابینا و سالم با پای برهنه از دستگاه فوت اسکن [نرخ نمونه‌برداری: ۳۰۰ هرتز] استفاده شد. برای مقایسه بین گروه‌ها از آزمون آنالیز واریانس چند متغیره استفاده شد. سطح معنی داری برای $P < ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد.

یافته. نتایج نشان داد فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه عمودی طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در گروه نابینا (P=۰/۰۲۱) و ناشنوا (P=۰/۰۲۰) در مقایسه با گروه سالم طی راه رفتن کمتر بوده است. همچنین نتایج نشان داد فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در نواحی میانه پا در گروه ناشنوا در مقایسه با گروه نابینا بیشتر بوده است (P=۰/۰۳۶).

نتیجه‌گیری. تحقیق حاضر نشان داد فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در نواحی میانه پا در گروه ناشنوا بیشتر از گروه نابینا بود. می‌توان بیان کرد محتوای طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین ارزش کلینیکی دارد. لذا استفاده از مداخلات درمانی در جهت بهبود شاخص‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد ناشنوا و نابینا پیشنهاد می‌گردد.

مقدمه

افراد دارای ناتوانی‌جسمی یا حسی، گروه‌هایی را تشکیل می‌دهند که نیاز به ارزیابی مجدّد و تمرینات تخصصی دارند.[۱] تخمین زده می‌شود ۹/۳ میلیون نفر (۳/۶٪) دارای ناتوانی حسی هستند که به عنوان محدودیت در بینایی یا شنوایی تعریف شده‌اند.[۲] واقعیت سازمان بهداشت جهانی (WHO) گزارش داد که در سراسر جهان ۲۸۵ میلیون نفر از مبتلایان به بینایی وجود دارند. در بین این افراد ، ۳۹ میلیون نفر در جهان نابینا هستند.[۳] بیش از ۱/۳ میلیون نفر کاملاً نابینا هستند.[۴] همچنین طبق گزارش‌های اخیر سازمان بهداشت جهانی، تقریبا ۵ درصد از جمعیت جهان ناشنوا هستند. در کشور ایران از هر ۱۰۰۰ کودک متولد شده، ۵ تا ۶ کودک دچار اختلال شنوایی می‌باشند. طبق آخرین گزارش-های سازمان توانبخشی بهزیستی ۲۳۰ هزار نفر ناشنوا و حدود ۱۵۰ هزار نفر نابینا در ایران وجود دارند.[۵] نابینایی و ناشنوایی می‌تواند باعث پایین آمدن ظرفیت کار بدنی، مشکلات پوسچر، مشکلات جهت گیری، افسردگی و مشکلات با تعادل شود. افراد دارای معلولیت حسی بدلیل اتخاذ زندگی کم‌تحرک عموما از ضعف حرکتی رنج می‌برند. کودکی که دارای اختلال در شنوایی و یا بینایی است باید یاد بگیرد که محیط خود را با اطلاعات دیداری و شنیداری حداقل درک کند. بینایی و شنوایی محدود ممکن است انگیزه فعالیت را مهار کند.[۶] این ضعف حرکتی بیشتر با سیستم‌های حسی نمود پیدا می‌کند. سیستم‌های حسی نقش مهمی در کنترل حرکت انسان ایفا می‌نمایند که

* نویسنده مسؤول؛ ایمیل: barghamadi@uma.ac.ir
حق تالیف برای مولفان محفوظ است. این مقاله با دسترسی آزاد توسط دانشگاه علوم پزشکی تبریز تحت مجوز کریتیو کامنز (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0) منتشر شده که طبق مفاد آن هرگونه استفاده تنها در صورتی مجاز است که به اثر اصلی به نحو مقتضی استناد و ارجاع داده شده باشد.

عبارتنداز سیستم‌های حس عمقی، وستیبولار و بینایی. نقض هر یک از این سیستم‌ها منجر به مشکلاتی در تعادل، پاسچر و هماهنگی طی راه رفتن و دویدن می‌شود.[۶]

نابینایی موجب اختلال در پاسخ سیستم وستیبولار و تغییر بزرگ در نوسان مرکز فشار شده که نهایتاً منجر به اختلال در تعادل می‌گردد. محدودیت حرکتی در افراد نابینا ناشی از فقدان مهارت‌های حرکتی بوده که ان نیز ناشی از کاهش مهارت‌های تعادلی است. سیستم وستیبولار دارای دو بخش حلزونی وستیبول می‌باشد. بخش حلزونی مسئول شنوایی و و وستیبول مسئول تنظیم کنترل پاسچر و تعادل می‌باشد. افراد ناشنوا نیز معمولا دچار اختلال در سیستم وستیبولار همزمان با از دست دادن ناشنوایی می‌شوند.[۷] که منجر به اختلال در تعادل طی راه رفتن و دویدن می‌گردد. شاخص‌های تعادلی نقش مهمی در تکامل توانایی‌های حرکتی و جهت‌یابی فضایی افراد با معلولیت حسی ایفا کرده است. به همین دلیل افراد نابینا و ناشنوا دچار تأخیر در تکامل توانایی‌های حرکتی می‌باشند که بر روی عملکرد تعادلی آن‌ها اثر گذار است.[۷] براتي و همکاران[۸] نشان دادند که کودکان سالم در مقایسه با کودکان نابینا و کم‌بینا در وضعیت بهتری قرار دارند و این بیانگر این موضوع می‌باشد که در اینجا جنبه منفی نقص مشخص می‌گردد و دلیل بر تاثیر بینایی بر انجام تعادل در این کودکان می‌باشد و نشان‌دهنده اهمیت ادراک بینایی بر کسب اطلاعات لازم از محیط پیرامون جهت اجرای تعادل در کودکان می‌باشد. راجندران و همکاران بیان کردند که افراد ناشنوا ممکن است در راه رفتن و دویدن مشکل داشته باشند.[۹] به عنوان مثال نشان دادند که افراد ناشنوا هنگام راه رفتن طول گام کوتاه‌تر، سرعت کندتر و نامنظم دارند.[۹] همچنین کاهش شنوایی و بینایی به طور مستقل با سرعت راه رفتن کندتر همراه هستند. کاهش شنوایی و بینایی می‌تواند بار شناختی را افزایش داده و بر عملکرد اجرایی و جسمی تاثیر منفی بگذارد که منجر به عملکرد ضعیف اجتماعی شود و همگی منجر به سرعت کندتر طی راه‌رفتن و دویدن گردد.[۱۰] امروزه بررسی متغیرهای بیومکانیکی طی راه رفتن و دویدن و ... از اهمیت ویژه و کلینیکی برخوردار است و برای ارائه بازخوردهای درمانی و کاهش آسیب‌های احتمالی و طراحی برنامه‌های توانبخشی به خصوص در افراد دارای معلولیت حسی مفید به نظر می‌رسد.[۱۱]

نکات کاربردی

از نکات مهم می‌توان به مقایسه طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در ناشنوا و نابینا عنوان کرد. با توجه به اینکه محتوای طیف فرکانس نیروهای عکس-العمل زمین ارزش کلینیکی دارد. لذا استفاده از مداخلات درمانی در جهت بهبود شاخص‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد ناشنوا و نابینا می‌تواند اهمیت پژوهش حاضر را نشان دهد.

طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین یکی از متغیرهای بیومکانیکی مهم طی راه رفتن و دویدن و فعالیت‌های گوناگون دیگر می‌باشد.

تحقیقات گذشته نشان داده است که افراد ناشنوا و نابینا احتمالا در معرض آسیب ناشی از مقادیر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی دویدن و راه رفتن قرار دارند.[۱۰] محققان دلایلی مختلفی برای ایجاد آسیب‌های اندام تحتانی ذکر کردند که یکی از این عوامل نیروهای عکس‌العمل زمین می‌باشد.[۱۲] در واقع خصوصیات نیروی عکس‌العمل زمین حین راه رفتن انسان به عنوان توصیف‌کننده مهمی در وجود اختلال در راه رفتن شناخته می‌شود.[۱۳] نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین پارامترهایی هستند که نحوه برخورد کف پا فرد را از لحاظ میزان شدت توصیف می‌کنند.[۱۴و ۲۴] دامنه فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین به عنوان تابعی در حوزه فرکانس به جای تابعی در واحد زمان نمایش داده می‌شود و توسط الگوهای نوسانات موجود در داده-ها مشخص می‌شود.[۱۴] تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس از متغیرهای بیومکانیکی مانند نیروهای عکس‌العمل زمین جهت ارزیابی محتوای فرکانس سیگنال‌های طبیعی و غیرطبیعی در فعالیت‌هایی نظیر راه رفتن استفاده می-نماید.[۱۵] افزایش بیش از حد نیروی عکس‌العمل زمین در طول مرحله اتکا راه رفتن نشان‌دهنده اختلالات در عملکرد عصبی-مکانیکی مفاصل اندام تحتانی و عضلات اندام است.[۱۶] بررسی محتوای فرکانس نیروهای عکس-العمل زمین مقادیر فرکانس بالا یا پایین موجود در این داده‌ها را نشان می‌دهد.[۱۶] مک گرس و همکاران[۱۷] در تحقیقی تحت عنوان پاسخ بیماری شریانی محیطی بر طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین طی راه رفتن به این نتیجه رسیدند که تجزیه و تحلیل فرکانس

نیروهای عکس العمل زمین در طی راه رفتن، بین بیماران مبتلا به بیماری شریانی محیطی و افراد سالم با سرعت ثابت اختلاف معنی‌داری را نشان داد. جالب توجه است که این تفاوت‌ها در هر دو حالت بدون درد و درد دیده می‌شود و نشان می‌دهد که این نوع تحلیل‌ها ممکن است مفید باشد. علاوه بر این، تجزیه و تحلیل فرکانس نیروهای عکس العمل زمین قادر به تشخیص الگوهای حرکتی نوسان بالا در بیماران هنگام راه رفتن با درد، در مقایسه با شرایط بدون درد است . بررسی محتوای فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین مقادیر فرکانس بالا یا پایین موجود در این داده‌ها را نشان می‌دهد. ویردمن و همکاران[15] در مطالعه خود بر روی بیماران مبتلا به مولتیپل اسکلروزیس پیشنهاد کردند که تجزیه و تحلیل حوزه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین به طور بالقوه می‌تواند بینش‌های پیشین در مورد پیشرفت بیماری را فراهم کند. با این وجود هنوز اطلاعات دقیقی در ارتباط با طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای معلولیت حسی در دسترس نیست. با توجه به اهمیت مقادیر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در بروز احتمالی آسیب در افراد معلول،[10] هدف از پژوهش حاضر بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین در افراد ناشنوا و نابینا طی راه رفتن بود.

روش کار

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی بود. با توجه به نرم افزار G*Power3.1 نشان داد که برای اندازه اثر برابر با ۰/۹، توان آماری برابر با ۰/۸ و سطح معنی‌داری برابر با ۰/۰۵ در آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری حداقل تعداد نمونه مورد نیاز در ۳ گروه برابر با ۳۰ می‌باشد (پیوست ۱). نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۱۰ نفر پسر نابینا با میانگین و انحراف معیار سن، قد و وزن به ترتیب برابر ۴/۳۹ ± ۲۹/۶۶ سال، ۱۱/۲۲ ± ۱۷۰/۵۸ سانتی‌متر و ۱۷/۴۲ ± ۶۶/۵۸ کیلوگرم و ۱۰ نفر پسر ناشنوا با میانگین و انحراف معیار سن، قد و وزن به ترتیب ۵/۲۱ ± ۲۸/۵۴ سال، ۱۲/۸۹ ± ۱۷۲/۵۴ سانتی‌متر و ۱۴/۷۸ ± ۶۸/۴۰ کیلوگرم و ۱۰ نفر پسر سالم با میانگین و انحراف معیار سن، قد و وزن به ترتیب ۶/۰۴ ± ۲۸/۰۵ سال، ۱۳/۱۲ ± ۱۷۲/۶۳ سانتی‌متر و ۱۴/۹۸ ± ۶۷/۵۴ کیلوگرم بود. معیار ورود شامل: داشتن میزان نابینایی مورد نظر بیشتر از ۷۵ درصد و نابینا مادرزاد، میزان ناشنوایی مورد نظر ۱۰۰ درصد و همه افراد ناشنوا مادرزاد، دارای نبودن هیچ‌گونه اختلالات حرکتی-عصبی، عدم فعالیت جسمانی در ۴۸ ساعت قبل از تست گیری و پر کردن و فرم رضایتنامه بود. افراد نابینا و ناشنوا که دارای اختلالات عصبی-حرکتی یا ارتوپدی بودند از مطالعه حذف شدند. همچنین هیچکدام از شرکت‌کنندگان در شش ماه گذشته هیچگونه اختلالات عصبی ارتوپدی ثانویه از جمله آسیب اندام تحتانی را گزارش نکردند. تمام آزمودنی‌ها از نظر حس سطحی و عمقی مشکلی نداشته‌اند.

سپس شناسایی پای غالب افراد از طریق شوت توپ فوتبال شناسایی شد.[18] شرکت‌کنندگان به طور کامل در مورد هدف و پروتکل مطالعه مطلع شده و رضایت‌نامه کتبی را به طور آگاهانه امضا کردند. پژوهش حاضر دارای کد اخلاق با شماره IR.ARUMS.REC.1397.027 بوده که از کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل دریافت گردید. تمام بخش‌های اجرایی پژوهش حاضر بر طبق بیانیه هلسینکی انجام شد.[19]

دستگاه فوت اسکن (RSScan International, Belgium, 0.5m × 0.5× 0.02m, 4363 sensors) در وسط مسیر راه رفتن ۱۰ متری قرار داشت. داده‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین با استفاده از نرم افزار (آر، اس، اسکن) و با فرکانس نمونه‌برداری ۳۰۰ هرتز ثبت شد. کوشش راه رفتن صحیح شامل برخورد کامل پا بر روی بخش میانی دستگاه فوت اسکن بود. راه رفتن در دو شرایط با و بدون استفاده از کفی انجام شد. کفی تکسچر (دارای برجستگی‌های ریز در سراسر طول کفی کفش) مورد استفاده در پژوهش حاضر ساخت کشور ایران بود. اگر فوت اسکن توسط آزمودنی جهت تنظیم گام مورد هدف قرار نمی‌گرفت یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می‌شد کوشش راه رفتن تکرار می‌شد. سپس داده‌های فشار کف‌پایی در طی فاز اتکای راه رفتن استخراج شد. فاز اتکای راه رفتن به عنوان تماس پاشنه-ی پا با زمین تا بلند شدن پنجه پا تعیین شد. برای تنظیم قرارگیری پای آزمودنی‌ها بر روی فوت‌اسکن طی راه رفتن، ۳ مرتبه عمل راه رفتن به طور آزمایشی توسط هر آزمودنی انجام گرفت. پس از آن ۳ تکرار قابل قبول

مشخص انجام شد و میانگین سه تکرار راه رفتن جهت تحلیل‌های آماری بیشتر مورد استفاده قرار گرفت. دستگاه فوت اسکن با ۴۳۶۳ سنسور نقاط ۱۰ گانه و نیروی عمودی کف پا را طی راه رفتن ثبت می‌کند. نحوه تقسیم بندی نقاط کف پا توسط نرم افزار (آر، اس، اسکن) صورت می‌گیرد. سپس داده‌های نیروی عکس-العمل زمین با استفاده از فیلتر باترورث مرتبه چهارم و با برش فرکانس ۲۰ هرتز انجام شد. پس از فیلتر کردن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین، تحلیل هارمونیک طبق رابطه زیر و با استفاده از نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۶ از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل شد.

طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین

داده‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین شامل: فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، میانه فرکانس، پهنای باند فرکانس و تعداد هارمونی‌های ضروری می-باشد. تجزیه و تحلیل هارمونیک برای تبدیل داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین به پارامترهای گسسته (ضرایب فوریه) از منحنی سری زمانی استفاده شده است. تحلیل دامنه فرکانس سیگنال‌های دوره‌ای را از طریق ضرایب هارمونیک توصیف می‌کند و الگوی نوسانات منحنی نیرو-زمان را اندازه‌گیری می‌کند. فرکانس ۹۹/۵ درصد نشان‌دهنده فرکانسی می‌باشد که حاوی ۹۹/۵ درصد توان سیگنال را دارا می‌باشد، یا به عبارتی دیگر ۹۹/۵ توان سیگنال پایین‌تر از آن فرکانس قرار دارد. میانه فرکانس در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد. پهنای باند فرکانس تفاوت بین فرکانس حداکثر و فرکانس حداقل زمانی که توان سیگنال بالاتر را نصف حداکثر توان سیگنال است، می‌باشد. تعداد هارمونیک ضروری ne برای بازسازی سطح ۹۵ درصد از داده‌ها به عنوان تعدادی از هارمونیک‌ها که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ در نظر گرفته شد.

طیف گسسته، دامنه فرکانس به‌صورت مضربی از فرکانس پایه تعیین می‌شود، مجموع n هارمونیک برابر است با:

در رابطه زیر An برابر با دامنه، ω0 برابر با فرکانس پایه، n برابر با ضریب هارمونیک و θn برابر با زاویه فازی می‌باشد.

رابطه (۱)

$$F(t) = \sum A_n \sin(n\omega_0 t + \theta_n)$$

برای ارزیابی محتوای فرکانسی نیرو، شاخص‌های زیر محاسبه می‌شوند.[۱۷]

در رابطه زیر P برابر با توان محاسبه شده، fmax برابر با حداکثر فرکانس سیگنال، f99.5 برابر با میانه فرکانس نیرو می‌باشد.

رابطه (۲)

$$\int_0^{f99.5} p(f)df = 0.995 \times \int_0^{f_{max}} p(f)df$$

میانه فرکانس نیرو در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد.

در رابطه زیر $f_{\max}$ برابر با حداکثر فرکانس سیگنال و f_{med}برابر با میانه فرکانس سیگنال می‌باشد.

رابطه (۳)

$$\int_0^{f_{med}} p(f)df = \int_{f_{med}}^{f_{max}} p(f)\,df$$

پهنای باند فرکانس نیرو برابر با تفاوت بین فرکانس حداکثر و حداقل است. توان سیگنال برابر با توان هارمونی‌های بیشتر از نصف حداکثر توان سیگنال باشد.

در رابطه زیر $f_{\max}$ برابر با حداکثر فرکانس سیگنال، f_{min} حداقل فرکانس سیگنال، f_{band}برابر با پهنای باند سیگنال و $p_{\max}$ برابر با حداکثر توان سیگنال می‌باشد.

رابطه (۴)

$$f_{band} = f_{max} - f_{min}(when\ p > 1/2 \times p_{max})$$

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا بود. که بر طبق روش اشنایدر، تعداد هارمونیک ضرور ne برای بازسازی سطح ۹۵٪ از داده‌ها به‌عنوان تعدادی از هارمونیک‌ها که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ در نظر گرفته شد.[۲۰]

رابطه (۵)

$$\sum_{n=1}^{n_e} \frac{\sqrt{A_n^2 + B_n^2}}{\sum_{n=1}^{m} \sqrt{A_n^2 + B_n^2}} \leq 0.95$$

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک تایید شد. از آزمونی آماری آنالیز واریانس چند متغیره استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی-داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار (SPSS) نسخه ۲۲ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد:[۲۱]

$$\text{اندازه اثر}(d) = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف معیار دو شرایط}}$$

جدول ۱: مقایسه مولفه‌های عمودی طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در سه گروه سالم، نابینا و ناشنوا طی راه رفتن

راستا	متغیر	سالم	نابینا	ناشنوا	P*	P●	P♦
مولفه‌های عمودی نیروی عکس العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	± ۳/۲۶ *●۹/۳۰	*۵/۴۰ ± ۰/۹۶	± ۰/۸۲ ●۵/۷۰	۰/۰۲۱	۰/۰۲۰	۱/۰۰۰
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۰/۱۰ ± ۴/۳۰	۲۰/۷۰ ± ۲/۶۲	۲۱/۵۰ ± ۲/۵۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	میانه فرکانس	۲/۳۰ ± ۰/۴۸	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۰/۲۴۳	۰/۲۴۳	۱/۰۰۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰

* معنی‌داری بین گروه سالم و نابینا ● معنی‌داری بین گروه سالم و ناشنوا ♦ معنی‌داری بین گروه نابینا و ناشنوا

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در نواحی استخوان‌های کف پایی در سه گروه سالم، نابینا و ناشنوا طی راه رفتن

راستا	متغیر	سالم	نابینا	ناشنوا	P*	P●	P♦
استخوان کف پایی اول	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۸/۷۰ ± ۱/۳۳	۸/۲۰ ± ۲/۰۹	۷/۷۰ ± ۱/۱۵	۱/۰۰۰	۰/۳۵۲	۱/۰۰۰
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۲/۵۰ ± ۳/۵۰	۲۱/۵۰ ± ۵/۶۴	۱۹/۶۰ ± ۴/۳۵	۱/۰۰۰	۰/۲۵۳	۱/۰۰۰
	میانه فرکانس	۲/۱۰ ± ۰/۳۱	۲/۵۰ ± ۰/۵۲	۲/۲۰ ± ۰/۴۲	۰/۱۱۰	۱/۰۰۰	۰/۵۸۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
استخوان کف پایی دوم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	●۸/۹۰ ± ۱/۴۴	۸/۰۰ ± ۱/۷۶	●۶/۵۰ ± ۱/۱۷	۰/۲۴۳	۰/۰۰۹	۰/۲۱۴
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۹/۶۰ ± ۵/۴۴	۲۲/۳۰ ± ۳/۷۴	۱۹/۶۰ ± ۲/۸۷	۰/۸۱۲	۱/۰۰۰	۰/۵۸۴
	میانه فرکانس	۲/۲۰ ± ۰/۴۲	۲/۲۰ ± ۰/۴۲	۲/۲۰ ± ۰/۴۲	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
استخوان کف پایی سوم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۸/۰۰ ± ۰/۸۱	۸/۲۰ ± ۲/۶۵	۶/۱۰ ± ۱/۹۱	۱/۰۰۰	۰/۰۸۲	۰/۱۱۳
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۰/۹۰ ± ۵/۲۵	۲۱/۷۰ ± ۴/۴۹	۲۲/۴۰ ± ۳/۹۴	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	میانه فرکانس	۲/۱۰ ± ۰/۳۱	۲/۳۰ ± ۰/۴۸	۲/۳۰ ± ۰/۴۸	۰/۵۰۴	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
استخوان کف پایی چهارم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۷/۲۰ ± ۱/۲۲	۷/۸۰ ± ۲/۱۴	۷/۲۰ ± ۱/۸۷	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۹/۶۰ ± ۳/۲۰	۲۱/۸۰ ± ۲/۶۹	۲۰/۷۰ ± ۳/۴۹	۰/۶۱۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	میانه فرکانس	●۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۴۰ ± ۰/۵۱	●۲/۸۰ ± ۰/۴۲	۰/۱۱۰	۰/۰۰۱	۰/۳۱۲
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
استخوان کف پایی پنجم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	●۶/۷۰ ± ۳/۶۲	۷/۸۰ ± ۲/۲۵	●۹/۵۰ ± ۲/۳۶	۰/۷۹۳	۰/۰۱۳	۰/۲۴۷
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۹/۱۰ ± ۲/۸۸	۲۲/۲۰ ± ۴/۴۹	۲۰/۸۰ ± ۲/۰۹	۰/۵۲۸	۰/۸۳۷	۰/۸۶۴
	میانه فرکانس	۲/۲۰ ± ۰/۴۲	۲/۳۰ ± ۰/۴۸	۲/۸۰ ± ۰/۴۲	۱/۰۰۰	۰/۰۷۲	۰/۱۵۷
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰

* معنی‌داری بین گروه سالم و نابینا ● معنی‌داری بین گروه سالم و ناشنوا ♦ معنی‌داری بین گروه نابینا و ناشنوا

یافته‌ها

آنالیز واریانس چند متغیره نشان داد فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه عمودی طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در گروه نابینا (P=۰/۰۲۱، d=۱/۸۴) و ناشنوا (P=۰/۰۲۰، d=۱/۷۶) در مقایسه با گروه سالم طی راه رفتن به ترتیب ۴۱/۹۳ و ۳۸/۷۰ درصد کمتر بوده است (جدول ۱).

آنالیز واریانس چند متغیره نشان داد فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در استخوان کف پایی دوم در گروه ناشنوا در مقایسه با گروه سالم طی راه رفتن ۲۶/۹۶ درصد کمتر بوده است (P=۰/۰۰۹، d=۱/۲۶) (جدول۲). همچنین میانه فرکانس در استخوان کف‌پایی چهارم در گروه ناشنوا در مقایسه با گروه سالم طی راه رفتن ۳۹/۹۹ درصد بیشتر بوده است (P<۰/۰۰۱، d=۳/۸۰) (جدول۲). به‌علاوه فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در استخوان کف‌پایی پنجم در گروه ناشنوا در مقایسه با گروه سالم طی راه رفتن ۴۱/۷۰ بیشتر بوده است (P=۰/۰۱۳، d=۰/۹۳) (جدول۲).

آنالیز واریانس چند متغیره نشان داد فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در نواحی میانه پا در گروه ناشنوا در مقایسه با گروه سالم ۹۰/۹۰ درصد بیشتر بوده است (P=۰/۰۰۵، d=۱/۹۸) (جدول۳). همچنین نتایج نشان داد فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در نواحی میانه پا در گروه ناشنوا در مقایسه با گروه نابینا ۷۲/۶۰ درصد بیشتر بوده است (P=۰/۰۳۶، d=۱/۵۴) (جدول۳). به‌علاوه نتایج نشان داد هیچ یک از مولفه‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در نواحی پاشنه در سه گروه سالم، نابینا و ناشنوا طی راه رفتن معنی‌دار نبوده است (P>۰/۰۵)(جدول۳).

جدول ۳: میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در نواحی میانی پا و پاشنه در سه گروه سالم، نابینا و ناشنوا طی راه رفتن

راستا	متغیر	سالم	نابینا	ناشنوا	P*	p●	p♦
قسمت میانی پا	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	●۶/۶۰ ± ۱/۱۷	♦۷/۳۰ ± ۱/۹۴	♦●۱۲/۶۰ ± ۴/۹۰	۰/۹۳۰	۰/۰۰۵	۰/۰۳۶
	تعداد هارمونی های ضروری	۲۱/۱۰ ± ۲/۳۳	۱۹/۱۰ ± ۴/۵۸	۲۱/۸۰ ± ۳/۶۱	۰/۸۷۸	۱/۰۰۰	۰/۵۴۷
	میانه فرکانس	۲/۸۰ ± ۰/۴۲	۲/۵۰ ± ۰/۵۲	۲/۵۰ ± ۰/۵۲	۰/۵۸۰	۰/۸۳۷	۱/۰۰۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
پاشنه قسمت داخلی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	*۱۲/۱۰ ± ۳/۱۰	*۸/۳۰ ± ۲/۷۱	۹/۲۰ ± ۱/۳۱	۰/۰۱۸	۰/۰۷۸	۱/۰۰۰
	تعداد هارمونی های ضروری	۲۱/۴۰ ± ۱/۹۵	۱۹/۸۰ ± ۵/۶۵ *	۲۳/۱۰ ± ۲/۸۸	۱/۰۰۰	۰/۲۹۳	۰/۲۰۴
	میانه فرکانس	۲/۶۰ ± ۰/۵۱	۲/۷۰ ± ۰/۴۸	۲/۵۰ ± ۰/۵۲	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
پاشنه قسمت خارجی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۶/۱۰ ± ۲/۶۰	۸/۵۰ ± ۲/۴۱	۸/۷۰ ± ۱/۶۳	p<۰/۰۰۱	p<۰/۰۰۱	۱/۰۰۰
	تعداد هارمونی های ضروری	۲۱/۷۰ ± ۳/۱۲	۲۰/۸۰ ± ۵/۵۵	۲۱/۸۰ ± ۷/۴۲	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	میانه فرکانس	۲/۳۰ ± ۰/۴۸	۲/۶۰ ± ۰/۵۱	۲/۲۰ ± ۰/۴۲	۰/۸۳۷	۱/۰۰۰	۰/۳۱۲
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰

* معنی‌داری بین گروه سالم و نابینا ● معنی‌داری بین گروه سالم و ناشنوا ♦ معنی‌داری بین گروه نابینا و ناشنوا

بحث

فهم و درک ارتباط مولفه‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین و میزان بار وارده در افراد نابینا و ناشنوا به این دلیل مهم است که این ارتباط مي‌تواند تاثیر احتمالي اختلالات آناتومیکي بر عملکرد عصبي- عضلاني و بیومکانیکي اندام تحتاني را بیشتر تشریح نماید. لذا هدف از پژوهش حاضر مقایسه طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین در افراد ناشنوا و نابینا طی راه رفتن بود. نتایج نشان داد فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مؤلفه عمودی طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در گروه نابینا و ناشنوا در مقایسه با گروه سالم طی راه رفتن به ترتیب ۴۱/۹۳ و ۳۸/۷۰ درصد کمتر بوده است. نتایج نشان داد فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در استخوان کف‌پایی دوم در گروه ناشنوا در مقایسه با گروه سالم طی راه رفتن ۲۶/۹۶ درصد کمتر بوده است. جعفرنژاد گرو و همکاران[۲۲] نشان دادند افرادی که ناشنوا هستند، آرام‌تر از افراد سالم طی راه رفتن گام بر می‌دارند. همچنین تحقیقات گذشته نیز بیان کردند افراد نابینا در مقایسه با افراد سالم سرعت راه رفتن آرام‌تری دارند. جان و همکاران[۲۳] نشان دادند که عضلات بیش از ۹۲ درصد نیروی واکنش زمین را در تمام سرعت-های راه رفتن تشکیل می‌دهد. بنابراین این امکان وجود دارد که این امر در اثر اختلالات در فعال سازی عضلات طی راه رفتن ایجاد شود. کودکان ناشنوا و نابینا با کاهش سرعت راه رفتن، مانع از بارگذاري عمودي بالاتر مي‌شوند و بنابراین در مقایسه با بارگذاري کمتر مستعد آسیب هستند . بنابراین احتمالا کاهش در فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مؤلفه عمودی طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین و استخوان کف‌پایی دوم در افراد ناشنوا و نابینا را کاهش در سرعت راه رفتن نسبت به افراد سالم بیان کرد. همچنین نتایج نشان داد میانه فرکانس در استخوان کف-پایی چهارم در گروه ناشنوا در مقایسه با گروه سالم طی راه رفتن ۳۹/۹۹ درصد بیشتر بوده است. فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در استخوان کف‌پایی پنجم و نواحی میانه پا در گروه ناشنوا در مقایسه با گروه سالم طی راه رفتن به ترتیب ۴۱/۷۰ و ۹۰/۹۰ درصدبیشتر بوده است. از آنجای که افراد ناشنوا به دلیل کافی نبودن حس عصبی از اطلاعات حسی ارائه شده توسط سیستم ویستیبولار رنج می‌برند.[۵] ممکن است اختلال در سیستم ویستیبولار که یکی از سه سیستم موثر در حفظ وضعیت بدنی و تحرک است، موجب آسیب حرکت و تعادل شود[۲۴] به دلیل نقش مهم دستگاه دهلیزی در رسیدن به برهه زمان‌های تحولی حرکتی و حفظ تعادل، افراد ناشنوا به دلیل اختلال حسی عصبی و سیستم دهلیزی دچار تأخیر در برهه زمان‌های تحولی حرکتی در راه رفتن و دویدن می‌شود.[۲۴] اینو و همکاران[۲۵] بیان کردند افراد ناشنوا به دلیل ترس از بهم خوردن تعادل و سقوط، تأخیر قابل‌توجهی در کسب کنترل سر، راه رفتن و نیز دویدن مستقل نسبت به افراد سالم نشان دادند. در پژوهش‌های گذشته نشان داده شد که کاهش سرعت راه رفتن موجب کاهش قابل توجهی در نیروهای عکس‌العمل زمین طی فاز اتکای راه رفتن و دویدن در افراد سالم می‌شود. تحقیقات گذشته نشان داد یکی از دلایل بالا بودن طیف نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد ناشنوا کمتر بودن سرعت راه رفتن و دویدن می-باشد. باید این نکته را در نظر داشت کاهش سرعت در افراد ناشنوا و نابینا طی راه رفتن برای حفظ تعادل می‌تواند باعث اختلال در جذب نیرو و اعمال نیروهای غیرمتعارف در قسمت‌های مختلف کف‌پا گردد. جعفرنژاد گرو و همکاران[۲۲] نشان دادندکاهش شنوایی، طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین را تغییر می‌دهد که به نوعی با نتایج حاصل از این تحقیق همسو می‌باشد. به نظر می‌رسد در افراد ناشنوا احتمالا اختلال در سیستم ویستیبولار و ترس از سقوط نحوه گام برداری را برای برقراری تعادل تغییر داده و باعث اختلال در جذب نیرو هنگام برخورد کف پا با زمین شده است و منجر به افزایش فرکانس ۹۹/۵ درصد و میانه فرکانس در استخوان کف‌پایی چهارم و پنجم طی راه رفتن گردید. همچنین نتایج نشان داد فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در نواحی میانه پا در گروه ناشنوا در مقایسه با گروه نابینا ۷۲/۶۰ درصد بیشتر بوده است. قدرت ۹۹/۵ درصد از سیگنال نیروهای عکس-العمل زمین به عنوان اندازه‌گیری لرزش و بی‌ثباتی الگوی حرکتی شناخته می‌شود.[۲۶] تغییرات در محتوای فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین به عنوان معیار لرزش و بی-ثباتی الگوی حرکت مطرح می‌شود؛[۱۶] به طوری که محتوای فرکانسی بالاتر منجر به لرزش و بی‌ثباتی بیشتر می‌شود.[۱۷] ویردمن و همکاران پیشنهاد کردند تجزیه و تحلیل طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین می‌تواند بینش‌های در مورد پیشرفت بیماری‌های پاتالوژیک، اسکلتی و عضلانی فراهم کند.[۱۵] اندام تحتانی نقش مهمی در جذب نیروهای تماسی دارند، که اختلال در آن می‌تواند الگوی

تولید و جذب مقدار نیروی عکس‌العمل زمین را تحت تأثیر قرار دهد.[۲۷] وگت و همکاران[۲۸] نشان دادند که در پایان فاز نوسان و در مرحله اتکا اولیه تفاوت‌های قابل توجهی در فعالیت عضله سرینی بزرگ و دوسررانی وجود دارد. مهم‌ترین مؤلفه‌ی نیروی عکسل العمل زمین مؤلفه-ی عمودی است[۲۹]. مؤلفه‌ی عمودی به دلیل مقدار بیشتر، در اکثر افراد دارای اهمیت بیومکانیکی بیشتری است.[۳۰] در مقایسه با مراحل مختلف راه رفتن، مرحله تماس اولیه بین پا و زمین باعث ایجاد نیروهای عمودی بالایی در اندام تحتانی می‌شود. همچنین افزایش و تکرار نیروهای ضربه-ای و نرخ بارگذاری در فاز ابتدایی راه رفتن دارای اثرات منفی روی سیستم عضلانی-اسکلتی هستند. افراد نابینا در راستای قدامی خلفی هماهنگی عصبی-عضلانی ضعیف‌تری در مقایسه با افراد سالم دارا هستند، به همین دلیل است که جهت حفظ عملکرد راه رفتن، جابجایی مرکزفشار کمتری را دارا هستند. از سوی دیگر یکی از دلایل احتمالی پایین‌تر بودن جابه‌جایی مرکز فشار ترس از افتادن است؛ در واقع کاهش سرعت راه رفتن و کاهش جابه‌جایی مرکز فشار مکانیزم‌های جبرانی هستند تا نقض بینایی و در نتیجه ضعف تعادلی این افراد را طی راه رفتن جبران و خطر سقوط را کاهش دهند. به طور کلی افراد نابینا در مقایسه با افراد ناشنوا بیشتر در معرض از دست دادن تعادل و ترس از سقوط قرار دارند و طول گام کوتاه‌تری نسبت به افراد ناشنوا دارند. احتمالا می‌توان افزایش فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در افراد ناشنوا به نوعی به ساختار اندام تحتانی بهتر و همکاری بهتر عضلات مربوط دانست. به طور کلی می‌توان بیان کرد افراد نابینا در مقایسه با افراد ناشنوا تلاش بیشتری می‌کنند تا مرکز جرم خود را در راستای صفحات حرکتی قرار دهند. همنین با توجه به تغیرات طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد نابینا و ناشنوا به نظر می‌رسد که افراد نابینا در معرض ریسک‌فاکتورهای آسیب ناشی از مقادیر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی دویدن در مقایسه با افراد ناشنوا و سالم هستند. لذا پیشنهاد می‌شود طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین به عنوان یکی از متغیرهای کلینیکی در بررسی آسیب‌های احتمالی در افراد ناشنوا و نابینا بیشتر مورد توجه قرار گیرد. تحقیق حاضر دارای محدودیت‌های بود از جمله می‌توان سرعت خود انتخابی در راه رفتن و ثبت همزمان داده‌های کینماتیکی و الکترومایوگرافی اشاره کرد. همچنین تعداد کم آزمودنی‌ها در پژوهش حاضر دانست.

نتیجه‌گیری

تحقیق حاضر نشان داد فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در نواحی میانه پا در گروه ناشنوا بیشتر از گروه نابینا بود. می‌توان بیان کرد محتوای طیف فرکانس نیروهای عکس-العمل زمین ارزش کلینیکی دارد. لذا استفاده از مداخلات درمانی در جهت بهبود شاخص‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد ناشنوا و نابینا پیشنهاد می-گردد.

قدردانی

این مقاله برگرفته از طرح پژوهشی آقای دکتر محسن رغمدی بود. لذا از تمامی افراد شرکت کننده در این پژوهش به ویژه پزشکی ورزشی استان اردبیل کمال تشکر را دارم.

ملاحظات اخلاقی

پروتکل این مطالعه در کمیته پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اردبیل به شماره مرجع IR.ARUMS.REC.1397.027 به تایید رسیده است.

منابع مالی

منابع مالی این طرح تحقیقاتی توسط دانشگاه محقق اربیلی تامین شده است.

منابع متقابل

مؤلف اظهار می‌دارد که منافع متقابلی از تالیف یا انتشار این مقاله ندارد.

مشارکت مؤلفان

م ب به عنوان مجری طرح در انتخاب موضوع، طراحی پروتکل. م عد انتخاب موضوع، تجزیه و تحلیل داده‌ها، تدوین مقاله و اجرای پروتکل تحقیق نقش داشتند.

References

1. Goldenberg M, Lee JY. Surgical education, simulation, and simulators—updating the concept of validity. Current urology reports. 2018 Jul;19(7):1-5. doi: 10.1007/s11934-018-0799-7
2. Waldrop J, Stern SM. Disability status, 2000. US Department of Commerce, Economics and Statistics Administration, US Census Bureau; 2003.
3. Mousavi M. Effect of Precooling to cold water immersion method the core temperature performance, endurance, heart rate, lactic acid levels and plasma electrolytes teenage football players in warm weather. Master's thesis Zanjan Univ Facul of Human. 2013;5(2):63-9.
4. Cummings Fj. The American Foundation for the Blind and technical research. Outlook Blind Teach Forum. 1948 Jun;42(6):188-92. PMID: 18870693.
5. Firouzbakht M, Eftekhar Ah, Majlesi F, Rahimi Fa, Ansari Dm, Esmaeilzadeh M. Prevalence of Neonatal Hearing Impairment In Province Capitals.
6. Zebrowska A, Zwierzchowska A, Gawlik K. The dynamics of maximal aerobic efficiency in children and adolescents with hearing and visual impairment. Journal of Human Kinetics. 2007 Jun 1;17:53.
7. Angeli S. Value of vestibular testing in young children with sensorineural hearing loss. Arch Otolaryngol Head Neck Surg. 2003 Apr;129(4):478-82. doi: 10.1001/archotol.129.4.478.
8. Barati AA, Barati SA, Ghaeini S, Behpour N, Letafatkar A. Comparing the effect of mental, physical and mental-physical exercises on the balance capability of blind students. Journal of Research in Rehabilitation Sciences. 2013 Jul 23;9(3):415-23.
9. Rajendran V, Roy FG, Jeevanantham D. Postural control, motor skills, and health-related quality of life in children with hearing impairment: a systematic review. Eur Arch Otorhinolaryngol. 2012 Apr;269(4):1063-71. doi: 10.1007/s00405-011-1815-4.
10. Barghamadi M, Jafarnejadgero A, Darvishani MA, Zardalooi FT. Frequency Domain Analysis of Ground Reaction Forces in Deaf and Healthy Control People during Running. doi: 10.1016/j.ridd.2014.03.019.
11. Noehren B, Scholz J, Davis I. The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. British journal of sports medicine. 2011 Jul 1;45(9):691-6. doi: 10.1136/bjsm.2009.069112.
12. Ali N. Human exposure to indoor organic contaminants, with emphasis on novel brominated flame retardants (Doctoral dissertation, Universiteit Antwerpen (Belgium)).
13. Winiarski S, Rutkowska-Kucharska A. Estimated ground reaction force in normal and pathological gait. Acta of Bioengineering & Biomechanics. 2009 Apr 1;11(1).
14. Lara-Bercial S, Mallett CJ. The practices and developmental pathways of professional and Olympic serial winning coaches. International Sport Coaching Journal. 2016 Sep 1;3(3):221-39. doi: 10.1123/iscj.2016-0083
15. Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. Clinical Biomechanics. 2011;26(2):207-12. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.09.021.
16. Stergiou N, Giakas G, Byrne JE, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. Clinical Biomechanics. 2002;17(8):615-7. doi: 10.1016/s0268-0033(02)00072-4
17. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. Clinical Biomechanics. 2012;27(10):1058-63. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.08.004
18. Jafarnezhadgero AA, Shad MM, Majlesi M. Effect of foot orthoses on the medial longitudinal arch in children with flexible flatfoot deformity: A three-dimensional moment analysis. Gait & posture. 2017;55:75-80. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.04.011
19. Association WM. World Medical Association Declaration of Helsinki. Ethical principles for medical research involving human subjects. Bulletin of the World Health Organization. 2001;79(4):373. doi: 10.1001/jama.2013.28105

20. Schneider E, Chao E. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. Journal of biomechanics. 1983;16(8):591-601. doi: 10.1016/0021-9290(83)90109-4
21. Cohen J. A power primer. Psychological bulletin. 1992;112(1):155. doi: 10.1037//0033-2909.112.1.155
22. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. Gait & posture. 2017;53:236-40. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.02.006
23. John CT, Seth A, Schwartz MH, Delp SL. Contributions of muscles to mediolateral ground reaction force over a range of walking speeds. Journal of biomechanics. 2012;45(14):2438-43. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.06.037
24. Rine RM. Growing evidence for balance and vestibular problems in children. Audiological medicine. 2009;7(3):138-42. doi: 10.1080/16513860903181447
25. Inoue A, Iwasaki S, Ushio M, Chihara Y, Fujimoto C, Egami N, et al. Effect of vestibular dysfunction on the development of gross motor function in children with profound hearing loss. Audiology and Neurotology. 2013;18(3):143-51. doi: 10.1159/000346344
26. Giakas G, Baltzopoulos V. Optimal digital filtering requires a different cut-off frequency strategy for the determination of the higher derivatives. Journal of biomechanics. 1997;30(8):851-5. doi: 10.1016/s0021-9290(97)00043-2
27. Payandeh M, Khoshraftr Yazdi N, Ebrahimi Atri A, Damavandi M. Evaluation of the Horizontal Components Ground Reaction Force During Gait of Children with Flat Foot. Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation. 2015;4(2):15-23.
28. Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. Manual therapy. 2003 Feb 1;8(1):21-8. doi: 10.1054/math.2002.0476
29. Headon R, Curwen R. Recognizing movements from the ground reaction force. InProceedings of the 2001 workshop on Perceptive user interfaces 2001 Nov 15 (pp. 1-8). doi: 10.1145/971478.971523
30. Richards J. The Comprehensive Textbook of Biomechanics [No Access to Course] E-Book:[Formerly Biomechanics in Clinic and Research]. Elsevier Health Sciences; 2018 Mar 29.