Archive of SID

Frequency Domain Analysis of Ground Reaction Forces in Deaf and Healthy Control People during Running

Mohsen Barghamadi[1*], Amirali Jafarnejadgero[2], Mohammad Abdollahpour Darvishani[3], Fatemeh Taymoori Zardalooi[4]

1. Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
2. Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
3. Master of Science Student of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
4. Master of Science of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Islamic Azad University Boroujerd Branch, Boroujerd, Iran

Received: 2019.January.02 **Revised: 2019.May.16** **Accepted: 2019.May.21**

Abstract

Background and Aims: The frequency domain analysis of ground reaction forces is one of the mechanical parameters that can be distinguished by comparing the differences between healthy and patient groups. The purpose of the current study was to compare the frequency domain analysis of ground reaction forces in deaf and healthy control people during running.

Materials and Methods: The present study was a quasi-experimental design. A total of 30 male individuals were equally divided into two groups of normal hearing and hearing loss (Deaf group). Peak plantar pressure variables in deaf people and healthy control were recorded using a foot scan system (sample rate: 300 Hz). The multivariate ANOVA test was used to compare the ground reaction force frequency domain data during running in deaf and healthy participants.

Results: The results showed that frequency content with the number of essential harmonies in the Toe area (P= 0.012) and fingers 2 to 5 (P=0.035) in deaf was smaller than that of healthy control group. Also, the frequency content with power of 99.5% in the fourth metatarsal (P=0.038) and fifth metatarsal (P=0.019) in deaf group was greater than that of healthy control ones. Stance time during running was more in deaf group than in healthy control group (P=0.032).

Conclusion: According to the results of the present study, it can be stated that deaf people are likely to be exposed to the damage caused by the ground reaction force frequency domain during running.

Keywords: Frequency domain of ground reaction forces; Running; Deaf

Cite this article as: Mohsen Barghamadi, AmirAli Jafarnejadgero, Mohammad Abdollahpour Darvishani, Fatemeh Taymoori Zardalooi. Frequency domain analysis of ground reaction forces in deaf and healthy control people during running. J Rehab Med. 2020; 8(4): 144-152.

*** Corresponding Author:** Mohsen Barghamadi Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
E-mail: barghamadi@uma.ac.ir

DOI: 10.22037/jrm.2019.111487.2024

www.SID.ir

Archive of SID

مقایسه طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد ناشنوا و سالم طی دویدن

محسن برغمدی[1*]، امیرعلی جعفرنژادگرو[2]، محمد عبداله‌پور درویشانی[3]، فاطمه تیموری زردآلویی

۱- استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۲- استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۳- دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۴- کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد بروجرد، بروجرد، ایران

*** دریافت مقاله ۱۳۹۷/۱۰/۱۲ بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۰۲/۲۶ پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۰۲/۳۱ ***

چکیده

مقدمه و اهداف

طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین یکی از پارامترهای مکانیکی است که با استفاده از آن می‌توان با مقایسه افراد سالم و بیمار تفاوت‌ها را برجسته کرد. هدف از مطالعه حاضر مقایسه طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد ناشنوا و سالم طی دویدن بود.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی بود. ۳۰ پسر به طور مساوی به دو گروه با شنوایی عادی و ناشنوا تقسیم شدند. طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین توسط دستگاه فوت اسکن (نرخ نمونه‌برداری: ۳۰۰ هرتز) ثبت شد. سپس محتوای فرکانسی نیروهای عکس‌العمل در طی دویدن با پای برهنه تحلیل گردید. از آزمون آماری واریانس چندمتغیره جهت مقایسه داده‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی دویدن در افراد ناشنوا و سالم استفاده شد.

یافته‌ها

نتایج تحقیق حاضر نشان داد تعداد هارمونی‌های ضروری در انگشت شست پا (P=۰/۰۱۲) و انگشتان ۲ تا ۵ (P=۰/۰۳۵) در افراد ناشنوا در مقایسه با گروه کنترل کمتر بود. همچنین تعداد فرکانس با توان ۹۹/۵ در استخوان کف پایی چهارم (P=۰/۰۳۸) و پنجم (P=۰/۰۱۹) در افراد ناشنوا در مقایسه با سالم بیشتر بود. به علاوه زمان اتکای دویدن در افراد ناشنوا در مقایسه با سالم بیشتر بود (P=۰/۰۳۲).

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج پژوهش حاضر می‌توان بیان کرد افراد ناشنوا احتمالا در معرض آسیب ناشی از مقادیر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی دویدن قرار دارند.

واژه‌های کلیدی

طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین؛ دویدن؛ ناشنوا

نویسنده مسئول: محسن برغمدی، استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

آدرس الکترونیکی: barghamadi@uma.ac.ir

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

از دست دادن شنوایی یکی از شایع‌ترین اختلالات حسی در کشورهای توسعه یافته است[۱] و معمولا در اوایل زندگی تشخیص داده می‌شود. طبق گزارش‌های اخیر سازمان بهداشت جهانی، تقریبا ۵ درصد از جمعیت جهان ناشنوا هستند. در کشور ایران از هر ۱۰۰۰ کودک متولدشده، ۵ تا ۶ کودک دچار اختلال شنوایی می‌باشند.[۲] اختلال در شنوایی در افراد منافع مختلفی از زندگی از جمله موفقیت تحصیلی، عملکرد فیزیکی و حتی امید به زندگی را تحت تأثیر قرار می‌دهد.[۳]

سیستم دهلیزی یک عضوی از بدن است که احساسات تعادل فیزیکی را تشخیص می‌دهد که نقش مهمی در روابط فضایی بین بدن انسان و محیط دارد.[۴] با در نظر گرفتن موارد فوق، به نظر می‌رسد که افراد ناشنوا به دلیل اختلال در حس عصبی از اطلاعات حسی ارائه‌شده توسط سیستم ویستیبولار از آسیب گوش داخلی رنج می‌برند[۵] که مشکلات تعادلی و هماهنگی حرکتی را در ناشنوایان ایجاد می‌کند و انجام وظایفی مانند راه رفتن و دویدن که به تعادل نیاز دارد با مشکل مواجه می‌گردد.[۶] بررسی‌های صورت‌گرفته بر روی عملکرد حرکتی افراد ناشنوا نشان می‌دهد که این افراد در مقایسه با افراد سالم، دچار نقص در توانایی‌های تعادلی خود هستند.[۷] مطالعات گذشته[۸] نشان داده است که افراد مبتلا به ناشنوایی مادرزادی در خطر اختلالات تعادلی، کمبود رشد حرکتی[۹] و اختلال یکپارچگی حسی[۱۰] قرار دارند. راجندران[۱] و همکاران (۲۰۱۲) تایید می‌کنند که کودکان ناشنوا ممکن است در راه رفتن و دویدن مشکل داشته باشند.[۱۱] به عنوان مثال نشان داده شده است که علاوه بر گام‌های کوتاه و نامنظم[۱۳] و سرعت راه رفتن و دویدن کندتر[۹]، هنگام حرکت نیاز به کمک بیشتری دارند.[۱۲] گزارش شده است که افت شنوایی به طور مستقیم با سرعت گام‌برداری آهسته‌تر در ارتباط است. دکیگل و همکاران (۲۰۱۱) در پژوهشی نشان دادند که افراد ناشنوا در کنترل پوسچر خود، عدم ثبات بیشتری را نسبت به همتایان سالم خود نشان می‌دهند که این عدم ثبات می‌تواند باعث تغییرات در موقعیت و پوسچر بدن در این افراد شود.[۸] پاها سطح اولیه تعامل با محیط زیست را در حین حرکات انتقالی فراهم می‌کنند.[۱۳]

اندام تحتانی باید نیروی کششی، قیچی‌وار و چرخشی را در راه رفتن و دویدن به خوبی توزیع کند. توزیع نامناسب این نیروها باعث ایجاد حرکات غیرطبیعی شده و در اثر ایجاد چرخش و فشار زیاد باعث تخریب بافت‌های نرم و کاهش کارایی عضلانی می‌شود.[۱۴] یکی از اعمال مهم کف پا خاصیت جذب شوک در فعالیت‌هایی مانند دویدن، پریدن و راه رفتن است.[۱۵] نیروهای عکس‌العمل زمین یکی از عوامل مهم در مکانیک حرکت انسان است و اصلی‌ترین نیرویی است که روی بدن اعمال می‌شود و در حالت ایستادن یا دویدن روی پا تأثیر می‌گذارد.[۱۶] تجزیه و تحلیل طیف فرکانس معمولاً از تبدیل فوریه[۲] برای حرکت دوره‌ای استفاده می‌کند و به ویژگی‌های مختلف اجزای آناتومیک حاکم بر الگوی دوره‌ای کمک می‌کند.[۱۷] از آنجایی که هر مولفه‌ی آناتومیک فعالیت فرکانسی خودش را دارد، آنالیز طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین به تشریح دامنه و قدرت این اجزا کمک می‌کند.[۱۸] در این روش، مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین به صورت پیوسته در حوزه فرکانس در کل مرحله اتکا بررسی می‌شود. چنین تحلیلی ممکن است در شناسایی ناهنجاری‌های احتمالی دویدن و راه رفتن افراد ناشنوا موثر باشد. جعفرنژاد و همکاران (۲۰۱۷) نشان دادند که اجزای نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن بر روی صفحه نیرو در افراد ناشنوا ممکن است دارای ارزش بالینی برای توانبخشی این افراد داشته باشد[۶]، اما تحقیقی که به بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد ناشنوا پرداخته باشد، توسط محقق یافت نشده است. با توجه به اهمیت طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی دویدن در توانبخشی آسیب‌های مختلف، هدف تحقیق حاضر مقایسه طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد ناشنوا با افراد سالم طی دویدن می‌باشد.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع توصیفی و مقطعی بود. جامعه آماری پژوهش را کلیه افراد ناشنوا و سالم پسر شهرستان اردبیل تشکیل دادند. نرم‌افزار آماری G*Power نشان داد که برای اندازه اثر برابر ۰/۸، سطح معناداری برابر ۰/۰۵، توان آماری برابر ۰/۸ در آزمون آنالیز واریانس چندمتغییره با دو گروه نیاز به حداقل ۲۴ نفر آزمودنی در مجموع دو گروه می‌باشد. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۱۵ نفر پسر ناشنوا با میانگین سن، جرم، قد و شاخص توده بدن به ترتیب برابر ۱/۸۳±۲۳/۲۶ سال (بین ۲۰ تا ۲۵ سال)، (kg) ۹/۱۵±۶۴/۰۰، (cm) ۷/۳۴±۱۷۳/۴۰ و (Kg/m^2) ۴/۰۱±۲۱/۴۷ و ۱۵ نفر پسر سالم میانگین سن، جرم، قد و شاخص توده بدن به ترتیب برابر ۱/۶۰±۲۳/۰۰ سال (بین ۲۰ تا ۲۵ سال)، (kg) ۱۴/۶۷±۷۰/۰۶، (cm) ۸/۷۸±۱۷۴/۶۶ و (Kg/m^2) ۳/۷۳±۲۲/۸۳ بود. برای ثبت مشخصات افراد یک پرسش‌نامه استاندارد تهیه شد که شامل تاریخ تولد، وضعیت پزشکی، شدت و تاریخ ناشنوایی بود. شرایط ورود به تحقیق حاضر، شامل افراد ناشنوا مادرزادی بود که میزان ناشنوایی مورد نظر ۱۰۰ درصد بوده و هیچ‌کدام از شرکت‌کنندگان دارای اختلالات عصبی یا ارتوپدی ثانویه از جمله آسیب اندام تحتانی در شش ماه قبل از جمع‌آوری داده‌ها نبودند. شرایط خروج از تحقیق شامل دارا بودن اختلالات عصبی–حرکتی

[1] Rajendran

[2] Fourier Transform

www.SID.ir

Archive of SID

یا ارتوپدی و استفاده از داروهایی که بر سیستم عصبی مرکزی تأثیر می‌گذارد، بود. سپس شناسایی پای غالب افراد از طریق شوت توپ فوتبال شناسایی شد.[۱۹] شرکت‌کنندگان و والدین آن‌ها 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 بود که از کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل دریافت گردید. تمام بخش‌های اجرایی پژوهش حاضر بر طبق بیانیه هلسینکی انجام شد.[۲۰]

تجزیه و تحلیل دویدن

جهت ثبت طیف فرکانس از یک دستگاه فوت اسکن (RSScan International, Belgium, 0.5m×0.5×0.02m, 4363 Sensors) ساخت کشور بلژیک استفاده شد. دستگاه فوت اسکن در وسط مسیر دویدن ۱۵ متری قرار داشت. داده‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین شامل فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، میانه فرکانس، پهنای باند فرکانس و تعداد هارمونی‌های ضروری می‌باشد که با استفاده از نرم‌افزار آر.اس.اسکن و با فرکانس نمونه‌برداری ۳۰۰ هرتز ثبت شد. تجزیه و تحلیل هارمونیک برای تبدیل داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین به پارامترهای گسسته (ضرایب فوریه) از منحنی سری زمانی استفاده شده است.[۲۱] 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 باشد؛ 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. کوشش دویدن صحیح شامل برخورد کامل پا بر روی بخش میانی دستگاه فوت اسکن بود. اگر فوت اسکن توسط آزمودنی جهت تنظیم گام مورد هدف قرار نمی‌گرفت یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می‌شد، کوشش دویدن تکرار می‌شد. سرعت دویدن در تمام آزمودنی‌ها خودانتخابی و نحوه دویدن پاشنه به پنجه بوده است. داده‌های فشار کف پایی در طی فاز اتکای دویدن استخراج شد. فاز اتکای دویدن به عنوان تماس پاشنه‌ی پا با زمین، مرحله ایستا و بلند شدن پنجه پا تعیین شد. میانگین سه کوشش دویدن جهت تحلیل‌های آماری بیشتر مورد استفاده قرار گرفت. داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین با استفاده از فیلتر باتروورث 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 انجام شد که از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل شد.

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

رابطه ۱)

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

A_n=دامنه ω_0=فرکانس پایه n=ضریب هارمونیک Θ_n=زاویه فازی

برای ارزیابی محتوای فرکانس نیروی، شاخص‌های زیر محاسبه می‌شود.[۲۲]

رابطه ۲)

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

p=توان محاسبه‌شده، f_{max}=حداکثر فرکانس سیگنال، میانه فرکانس نیرو، میانه فرکانس در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد.

رابطه ۳)

$$\int_0\^(f_med) [p(f)df = \int_(f_med)\^(f_max) p[f]] df$$

f_{max}=حداکثر فرکانس سیگنال

f_{med}=میانه فرکانس سیگنال

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.

رابطه ۴)

www.SID.ir

Archive of SID

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

f_{max}=حداکثر فرکانس سیگنال

f_{min}=حداقل فرکانس سیگنال

f_{band}=پهنای باند سیگنال

p_{max}=حداکثر توان سیگنال

شاخص چهارم تعیین‌کننده تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا بود که بر طبق روش اشنایدر، تعداد هارمونیک ضرور n_e برای بازسازی سطح ۹۵٪ 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.[۲۳]

رابطه ۵)

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

تحلیل آماری

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو–ویلک تایید شد. از آزمون آماری واریانس چندمتغیره جهت مقایسه داده‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی دویدن در افراد ناشنوا و سالم استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد[۲۴]:

$$\text{اندازه اثر}[d] = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط}}$$

یافته‌ها

میانگین و انحراف معیار زمان اتکا در افراد ناشنوا ۵۱/۶۲±۳۸۱/۴۰ میلی‌ثانیه و میانگین و انحراف معیار زمان اتکا در افراد سالم ۶۲/۸۶±۳۳۳/۹۹ میلی‌ثانیه بود. همچنین نتایج نشان داد زمان اتکا در افراد ناشنوا در مقایسه با افراد سالم ۱۴/۱۹ میلی‌ثانیه بیشتر بود (d=۰/۸۲ ؛p=۰/۰۳۲).

نتایج نشان داد فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، تعداد هارمونی‌های ضروری، میانه فرکانس و پهنای باند فرکانس در مولفه‌ی عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در افراد ناشنوا در مقایسه با سالم طی دویدن اختلاف معناداری را نشان نداد (P>۰/۰۵) (جدول ۱).

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین

راستا	متغیر	ناشنوا	سالم	سطح معناداری	اندازه اثر
مولفه‌های عمودی نیروی عکس‌العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۸/۲۰±۱/۷۴	۷/۸۶±۱/۴۵	۰/۵۷۴	۰/۲۱
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۲/۲۰±۵/۴۶	۲۱/۷۳±۳/۱۰	۰/۷۷۶	۰/۱۰
	میانه فرکانس	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰

*سطح معناداری P<۰/۰۵

نتایج نشان داد تعداد هارمونی‌ها ضروری طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در انگشت شست پا (p=۰/۰۱۲؛ d=۰/۹۸) و انگشتان ۲ تا ۵ پا (p=۰/۰۳۵؛ d=۰/۸۱) در افراد ناشنوا در مقایسه با سالم طی دویدن به ترتیب ۴۱/۲۲ و ۳۵/۷۵ درصد کمتر بود (جدول ۲).

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در نواحی انگشتان پا

راستا	متغیر	ناشنوا	سالم	سطح معناداری	اندازه اثر
انگشت شست پا	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۵/۲۰±۱/۳۲	۵/۶۶±۱/۵۸	۰/۳۸۹	۰/۳۱
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۲/۱۳±۴/۹۲	۱۷/۱۳±۵/۲۸	۰/۰۱۲*	۰/۹۸
	میانه فرکانس	۲/۴۶±۰/۵۱	۲/۶۰±۰/۵۰	۰/۴۸۱	۰/۲۸
	پهنای باند فرکانس	۱/۴۶±۰/۵۱	۱/۶۰±۰/۵۰	۰/۴۸۱	۰/۲۸
انگشتان ۲ تا ۵ پا	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۵/۲۰±۱/۴۷	۶/۰۰±۲/۲۳	۰/۲۵۷	۰/۴۳
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۳/۰۶±۵/۵۰	۱۷/۷۳±۶/۰۲	۰/۰۳۵*	۰/۸۱
	میانه فرکانس	۲/۴۶±۰/۵۱	۲/۴۶±۰/۵۱	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۴۶±۰/۵۱	۱/۴۶±۰/۵۱	۱/۰۰۰	۰/۰۰

*سطح معناداری P<۰/۰۵

فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه‌ی عمودی استخوان کف پایی چهارم پا (p=۰/۰۳۸؛ d=۰/۷۹) و استخوان کف پایی پنجم (p=۰/۰۱۹؛ d=۰/۹۱) در افراد ناشنوا در مقایسه با سالم طی دویدن به ترتیب ۱۴/۱۹ و ۲۲/۰۱ بزرگتر بود (جدول ۳). هیچ‌یک از مولفه-های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در مولفه‌های عمودی استخوان کف پایی اول، دوم و سوم (شامل فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، تعداد هارمونی‌های ضروری، میانه فرکانس، پهنای باند فرکانس) در افراد ناشنوا در مقایسه با سالم طی دویدن اختلاف معناداری را نشان نداد (P>۰/۰۵) (جدول ۳).

جدول ۳: میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در نواحی استخوان‌های کف پایی

راستا	متغیر	ناشنوا	سالم	سطح معناداری	اندازه اثر
استخوان کف پایی اول	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۴/۹۳±۰/۸۸	۴/۷۳±۰/۹۶	۰/۵۵۸	۰/۲۱
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۸/۲۰±۵/۰۷	۱۹/۰۶±۷/۲۱	۰/۷۰۶	۰/۱۴
	میانه فرکانس	۳/۰۰±۰/۰۰	۲/۸۶±۰/۳۵	۰/۱۵۳	۰/۸
	پهنای باند فرکانس	۲/۰۰±۰/۰۰	۱/۸۶±۰/۳۵	۰/۱۵۳	۰/۸
استخوان کف پایی دوم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۴/۶۶±۰/۸۱	۴/۵۳±۰/۸۳	۰/۶۶۲	۰/۱۵
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۷/۶۰±۴/۷۷	۱۶/۳۳±۴/۰۹	۰/۴۴۲	۰/۲۸
	میانه فرکانس	۲/۸۶±۰/۳۵	۲/۹۳±۰/۲۵	۰/۵۵۹	۰/۲۳
	پهنای باند فرکانس	۱/۸۶±۰/۳۵	۱/۹۳±۰/۲۵	۰/۵۵۹	۰/۲۳
استخوان کف پایی سوم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۴/۶۰±۰/۷۳	۴/۶۶±۰/۷۲	۰/۸۰۴	۰/۰۸
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۷/۲۶±۳/۶۷	۱۸/۵۳±۴/۰۵	۰/۳۷۷	۰/۳۲
	میانه فرکانس	۲/۸۶±۰/۳۵	۲/۹۳±۰/۲۵	۰/۵۵۹	۰/۲۳
	پهنای باند فرکانس	۱/۸۶±۰/۳۵	۱/۹۳±۰/۲۵	۰/۵۵۹	۰/۲۳
استخوان کف پایی چهارم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۶/۰۶±۱/۲۲	۵/۲۰±۰/۹۴	۰/۰۳۸*	۰/۷۹
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۹/۹۳±۴/۷۴	۱۹/۴۰±۵/۱۳	۰/۷۷۰	۰/۱۰
	میانه فرکانس	۲/۸۰±۰/۴۱	۲/۸۶±۰/۳۵	۰/۶۳۸	۰/۱۵
	پهنای باند فرکانس	۱/۸۰±۰/۴۱	۱/۸۶±۰/۳۵	۰/۶۳۸	۰/۱۵
استخوان کف پایی پنجم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۷/۸۶±۲/۰۳	۶/۱۳±۱/۷۶	۰/۰۱۹*	۰/۹۱
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۹/۶۰±۴/۶۴	۱۹/۶۰±۳/۸۸	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	میانه فرکانس	۲/۶۰±۰/۵۰	۲/۶۶±۰/۴۸	۰/۷۱۶	۰/۱۲
	پهنای باند فرکانس	۱/۶۰±۰/۵۰	۱/۶۶±۰/۴۸	۰/۷۱۶	۰/۱۲

* سطح معناداری P<۰/۰۵

هیچ‌یک از مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در مولفه‌های عمودی قسمت میانی پا، داخلی پاشنه و خارجی پاشنه (فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، تعداد هارمونی‌های ضروری، میانه فرکانس، پهنای باند فرکانس) در افراد ناشنوا در مقایسه با سالم طی دویدن اختلاف معناداری را نشان نداد (P>۰/۰۵) (جدول ۴).

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ٤: میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در نواحی میانی پا و پاشنه

راستا	متغیر	ناشنوا	سالم	سطح معناداری	اندازه اثر
قسمت میانی پا	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۷/۸۰±۱/۸۲	۶/۶۶±۱/۴۴	۰/۰۷۰	۰/۶۹
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۰/۶۶±۴/۹۸	۱۹/۹۳±۴/۲۳	۰/۶۶۷	۰/۱۵
	میانه فرکانس	۲/۸۶±۰/۳۵	۲/۹۳±۰/۲۵	۰/۵۵۹	۰/۲۳
	پهنای باند فرکانس	۱/۸۶±۰/۳۵	۱/۹۳±۰/۲۵	۰/۵۵۹	۰/۲۳
پاشنه قسمت داخلی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۰/۸۰±۲/۳۶	۱۰/۷۳±۲/۲۸	۰/۹۳۸	۰/۰۳
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۴/۴۰±۲/۳۵	۲۴/۰۰±۲/۱۰	۰/۶۲۸	۰/۱۷
	میانه فرکانس	۲/۴۰±۰/۶۳	۲/۴۰±۰/۵۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۵۳±۰/۵۱	۱/۴۰±۰/۵۰	۰/۴۸۱	۰/۲۵
پاشنه قسمت خارجی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۳/۲۶±۲/۳۱	۱۲/۰۶±۲/۳۷	۰/۱۷۲	۰/۵۱
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۵/۱۳±۳/۶۲	۲۳/۴۶±۲/۱۹	۰/۱۳۹	۰/۵۷
	میانه فرکانس	۲/۰۶±۰/۴۵	۲/۰۶±۰/۲۵	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۲۰±۰/۴۱	۱/۰۶±۰/۲۵	۰/۲۹۹	۰/۴۲

*سطح معناداری P<۰/۰۵

بحث

متغیرهای کینتیکی مانند نیروهای عکس‌العمل زمین و طیف فرکانس بیان کننده‌ی تغییرات مکانیکی مربوط به بیماری‌ها و تغییرات اندام تحتانی می‌باشند. هدف از پژوهش حاضر مقایسه طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد ناشنوا و سالم طی دویدن بود.

نتایج پژوهش حاضر نشان داد زمان اتکا افراد ناشنوا در مقایسه با سالم بیشتر بوده است. از آنجایی که افراد ناشنوا به دلیل کافی نبودن حس عصبی از اطلاعات حسی ارائه‌شده 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.[۲۵] به دلیل نقش مهم دستگاه دهلیزی در رسیدن به برهه زمان‌های تحولی‌حرکتی و حفظ تعادل، افراد ناشنوا به دلیل اختلال حسی عصبی و سیستم دهلیزی دچار تأخیر در برهه زمان‌های تحولی‌حرکتی[۱] در راه رفتن و دویدن می‌شوند.[۲۵] اینو[۲] و همکاران (۲۰۱۳) 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.[۲۶] جعفرنژادگرو و همکاران (۲۰۱۷) نشان دادند کاهش شنوایی، طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین را تغییر می‌دهد[۶] که به نوعی با نتایج حاصل از این تحقیق همسو می‌باشد. به نظر می‌رسد در افراد ناشنوا همان‌طور که قبلا گفته شد، اختلال در سیستم ویستیبولار و ترس از سقوط و تعادل سرعت گام‌برداری در این افراد کندتر شود؛ در نتیجه افزایش زمان اتکا و طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین را در پی دارد. افراد ناشنوا همواره با کاهش سرعت طی راه رفتن و دویدن در ارتباط هستند.

همچنین نتایج نشان داد فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در استخوان کف پایی چهارم و پنجم در افراد ناشنوا در مقایسه با سالم بیشتر بود. افزایش محتوای فرکانسی مؤلفه عمودی نیروهای عکس‌العمل زمین نشان‌دهنده افزایش نوسانات طی حرکت می‌باشد. افزایش نوسان می‌تواند نشان‌دهنده کنترل پاسچر ضعیف‌تر در راستای عمودی باشد.[۲۷] همچنین افزایش محتوای فرکانسی، باعث ناپایداری و لغزش در الگوی حرکتی می‌شود.[۲۸]

نتایج گذشته نشان داده است که افراد ناشنوا در مقایسه با افراد با شنوایی عادی علاوه بر گام‌های نامنظم، الگوی فعالیت عضلانی و مؤلفه-های نیروی عکس‌العمل زمین متفاوتی دارند[۲۹-۳۱] که این تغییرات می‌تواند دلیل احتمالی افزایش توان ۹۹/۵ درصد طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد ناشنوا باشد.

به علاوه نتایج نشان داد تعداد هارمونی‌های ضروری طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در انگشت شست پا و انگشتان ۲ تا ۵ پا در افراد ناشنوا در مقایسه با افراد سالم کمتر بود. نتایج نشان داد که تعداد هارمونی‌های ضروری نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد سالم بیشتر می‌باشد که این موضوع می‌تواند به ضعف سیستم حسی عصبی ناشی از اختلال در سیستم ویستیبولار و کاهش سرعت راه رفتن و دویدن در افراد ناشنوا در مقایسه با افراد سالم در ارتباط باشد. توصیف هر یک از الگوهای طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین،

[1] Early MotorDevelopmental Milestones

[2] Inoue

www.SID.ir

Archive of SID

پارامترهای کلیدی در تشخیص افراد سالم با بیمار عنوان شده است[۳۳]؛ از این رو بررسی سیگنال‌های نیروی عکس‌العمل زمین در دامنه فرکانس ممکن است در درک بهتر تفاوت‌ها در شرایط بارگیری در فعالیت‌های روزمره مانند راه رفتن و دویدن کمک کند.[۳۲] با توجه به تحقیق‌های انجام‌گرفته توسط محقق، هیچ مطالعه‌ای مشاهده نشد که طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین را در افراد ناشنوا بررسی کند؛ به همین دلیل مقایسه مستقیم نتایج حاضر با پژوهش‌های گذشته امکان‌پذیر نیست.

نتایج نشان داد فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، تعداد هارمونی‌های ضروری، میانه فرکانس و پهنای باند فرکانس در مولفه‌ی عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در افراد ناشنوا در مقایسه با سالم طی دویدن اختلاف معناداری ندارد. همچنین نتایج نشان داد فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، میانه فرکانس و پهنای باند در انگشت شست پا و انگشتان ۲ تا ۵ پا در افراد ناشنوا در مقایسه با گروه کنترل طی دویدن اختلاف معناداری ندارد. به علاوه هیچ‌یک از مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در مولفه‌های عمودی استخوان کف پایی اول، دوم و سوم و مؤلفه‌های عمودی قسمت میانی پا، داخلی پاشنه و خارجی پاشنه (فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، تعداد هارمونی‌های ضروری، میانه فرکانس، پهنای باند فرکانس) در افراد ناشنوا در مقایسه با سالم طی دویدن اختلاف معناداری را نشان نداد. 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 می‌شود.[۳۳، ۳۴] کلر و همکاران (۱۹۹۶) نشان دادند یکی از دلایل بالا بودن طیف نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد ناشنوا کمتر بودن سرعت راه رفتن و دویدن می‌باشد.[۳۴] یکی از دلایل احتمالی عدم اختلاف معناداری در اکثر داده‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در نواحی مختلف کف پا می‌تواند این موضوع باشد که افراد ناشنوا تلاش بیشتری می‌کنند تا مرکز جرم خود را در راستای صفحات حرکتی قرار دهند. نتایج پژوهش حاضر نیز نشان داد که افراد ناشنوا دارای زمان اتکای کمتری نسبت به افراد سالم هستند.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان عدم وجود جنسیت مؤنث در نمونه آماری اشاره نمود. از سوی دیگر، عدم ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات از دیگر محدودیت‌های این پژوهش بود.

نتیجه‌گیری

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد زمان اتکا طی دویدن و فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در استخوان کف پایی چهارم و پنجم در افراد ناشنوا در مقایسه با همسالان سالم بیشتر می‌باشد. این امر نشان‌دهنده این موضوع است که افراد ناشنوا در معرض ریسک‌فاکتور آسیب ناشی از مقادیر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی دویدن در مقایسه با همسالان سالم قرار دارند.

ملاحظات اخلاقی

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

تشکر و قدردانی

از تمامی افراد شرکت‌کننده در طرح پژوهش آقای دکتر محسن برغمدی و دانشگاه محقق اردبیلی که ما را در انجام پژوهش حاضر یاری نمودند، کمال تشکر و قدردانی را داریم.

منابع

1. Cruickshank's KJ, Wiley TL, Tweed TS, Klein BE, Klein R, Mares-Perlman JA, et al. Prevalence of hearing loss in older adults in Beaver Dam, Wisconsin: The epidemiology of hearing loss study. American journal of epidemiology. 1998;148(9):879-86.
2. Firouzbakht M, Eftekhar Ardebili H, Majlesi F, Rahimi A, Ansari Dezfooli M, Esmailzadeh M. Prevalence of neonatal hearing impairment in province capitals. Journal of School of Public Health and Institute of Public Health Research. 2008;5(4):1-9.
3. Carville S. Sensory impairments, intellectual disability and psychiatry. Journal of Intellectual Disability Research. 2001;45(6):467-83.
4. Lee CH, Lee SB, Kim YJ, Kong W-K, Kim H-M. Utility of psychological screening for the diagnosis of pediatric episodic vertigo. Otology & Neurology. 2014;35(10):e324-e30.
5. Koffler T, Ushakov K, Avraham KB. Genetics of hearing loss: syndromic. Otolaryngologic Clinics of North America. 2015;48(6):1041-61.
6. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. Gait & posture. 2017;53:236-40.
7. Morsh J. Motor Performance of the Deaf. Comparative Psychology Monographs, Vol. 13, No.
8. De Kegel A, Dhooge I, Cambier D, Baetens T, Palmans T, VanWaelvelde H. Test-retest reliability of the assessment of posturalstability in typically developing children and in hearing impaired children. Gait Posture 2011; 33: 679–685

www.SID.ir

Archive of SID
9. Rine RM, Braswell J, Fisher D, Joyce K, Kalar K, Shaffer M. Improvement of motor development and postural control following intervention in children with sensorineural hearing loss and vestibular impairment. International journal of pediatric otorhinolaryngology. 2004;68(9):1141-8.
10. Jafari Z, Malayeri SA. The effect of saccular function on static balance ability of profound hearing-impaired children. International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology. 2011;75(7):919-24.
11. Rajendran V, Roy FG, Jeevanantham D. Postural control, motor skills, and health-related quality of life in children with hearing impairment: a systematic review. European Archives of Oto-Rhino-Laryngology. 2012;269(4):1063-71.
12. Melo RdS, Silva PWAd, Tassitano RM, Macky CFS, Silva LVCd. Balance and gait evaluation: comparative study between deaf and hearing students. Revista Paulista de Pediatria. 2012;30(3):385-91.
13. Abdul Razak AH, Zayegh A, Begg RK, Wahab Y. Foot plantar pressure measurement system: A review. Sensors. 2012;12(7):9884-912.
14. Monteiro M, Gabriel R, Aranha J, e Castro MN, Sousa M, Moreira M. Influence of obesity and sarcopenic obesity on plantar pressure of postmenopausal women. Clinical Biomechanics. 2010;25(5):461-7.
15. Ackland TR, Elliott B, Bloomfield J. Applied anatomy and biomechanics in sport: Human Kinetics; 2009.
16. Samani SA AM, Anbarian MH. The effects of two traditional and post-activation potentiation warm-up methods Medical on ground reaction forces during squat-jump. Scientific Journal of Kurdistan University of Sciences. 2018;23(1):84-92.
17. Jacobs N, Skorecki J, Charnley J. Analysis of the vertical component of force in normal and pathological gait. Journal of Biomechanics. 1972;5(1):11-34.
18. Wu J, Beerse M, Ajisafe T. Frequency domain analysis of ground reaction force in preadolescents with and without Down syndrome. Research in developmental disabilities. 2014;35(6):1244-51.
19. 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.
20. Carlson RV, van Ginneken NH, Pettigrew LM, Davies A, Boyd KM, Webb DJ. The three official language versions of the Declaration of Helsinki: what's lost in translation? J Med Ethics 2007; 33(9): 545-8.
21. White R, Schuren J, Wardlaw D, Diamandopoulos Z, Anderson R. Biomechanical assessment of gait in below-knee walking casts. Prosthetics and orthotics international. 1999;23(2):142-51.
22. 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.
23. 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.
24. Cohen J. A power primer. Psychological bulletin. 1992;112(1):155.
25. Rine RM. Growing evidence for balance and vestibular problems in children. Audiological medicine. 2009;7(3):138-42.
26. 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.
27. Wurdeman, S. R., Huisinga, J. M., Filipi, M., & Stergiou, N. (2011). Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. Clinical biomechanics, 26(2), 207-212.
28. White LJ, Dressendorfer RH. (2004). Exercise and multiple sclerosis. Sports medicine, 34(15), 1077-1100.
29. Majlesi M, Azadian E, Farahpour N, Jafarnezhad AA, Rashedi H. Lower limb muscle activity during gait in individuals with hearing loss. Australas Phys Eng Sci Med 2017; 40(3): 659-65.
30. Melo RdS, Silva PWAd, Tassitano RM, Macky CFS, Silva LVCd. Balance and gait evaluation: comparative study between deaf and hearing students. Rev Paul Pediatr 2012; 30(3): 385-91.
31. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. Gait Posture 2017; 53(9): 236-40.
32. Gruber AH, Edwards WB, Hamill J, Derrick TR, Boyer KA. A comparison of the ground reaction force frequency content during rearfoot and non-rearfoot running patterns. Gait & posture. 2017;56:54-9.
33. Chiu M-C, Wang M-J. 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;25(3):385-392.
34. Keller TS, Weisberger A, Ray J, Hasan S, Shiavi R, Spengler D. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. Clinical biomechanics. 1996;1;11(5):253-9.

www.SID.ir