مقاله پژوهشی
مجله دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان
دوره ۱۷، شهریور ۱۳۹۷، ۵۶۶-۵۵۳

بررسی شاخص عدم تقارن طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی گام‌برداری در کودکان پسر سالم و ناشنوای شهر همدان در سال ۱۳۹۶

الهام سرخه[۱]، مهدی مجلسی[۲]، امیرعلی جعفرنژادگرو[۳]

دریافت مقاله: ۹۶/۱۱/۳ ارسال مقاله به نویسنده جهت اصلاح: ۹۷/۳/۲۱ دریافت اصلاحیه از نویسنده: ۹۷/۳/۲۷ پذیرش مقاله: ۹۷/۳/۲۸

چکیده

زمینه و هدف: شاخص عدم تقارن گام‌برداری یک شاخص مهم در درمان کلینیکی افراد با مشکلات گام‌برداری می‌باشد. از آن‌جایی که تاکنون ارتباط بین شاخص عدم تقارن محتوای فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین و ناشنوایی مورد ارزیابی قرار نگرفته است، لذا هدف از این مطالعه مقایسه شاخص عدم تقارن طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی گام‌برداری در کودکان پسر سالم و ناشنوای شهر همدان می‌باشد.

مواد و روش‌ها: در این تحقیق از نوع توصیفی، تعداد ۳۰ کودک پسر از شهر همدان در سال ۱۳۹۶ انتخاب و به‌طور مساوی به دو گروه سالم و گروه با مشکلات ناشنوایی (گروه ناشنوا) تقسیم شدند. محتوای فرکانسی نیروهای عکس‌العمل طی راه رفتن با پای برهنه تحلیل گردید. سپس شاخص عدم تقارن تعداد هارمونی‌های ضروری، پهنای باند، میانه فرکانس، فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد و دامنه هارمونی برای نیروهای عکس‌العمل زمین در سه بعد محاسبه شد. از آزمون t مستقل برای تحلیل و مقایسه داده‌ها استفاده شد.

یافته‌ها: ناشنوایی با افزایش شاخص عدم تقارن میانه فرکانس (حدود ۱۰ درصد، p= ۰/۰۱۱) و پهنای باند (حدود ۶ درصد، p=۰/۰۲۲) در راستای قدامی-خلفی همراه بود. شاخص عدم تقارن محتوای فرکانس در دو راستای عمودی و داخلی-خارجی در دو گروه مشابه بود (P>۰/۰۵).

نتیجه‌گیری: بیشترین اختلال شاخص‌های عدم تقارن طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در کودکان ناشنوا در راستای قدامی- خلفی می‌باشد. هم‌چنین طی راه رفتن بیشترین تغییرات در شاخص عدم تقارن میانه فرکانس، پهنای باند و دامنه هارمونی بود. استفاده از تداخلات درمانی جهت بهبود شاخص‌های عدم تقارن در متغیرهای مذکور در کودکان ناشنوا پیشنهاد می‌گردد.

واژه‌های کلیدی: شاخص عدم تقارن، ناشنوایی، راه رفتن، محتوای فرکانسی، نیروی عکس‌العمل زمین

۱- کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۲- (نویسنده مسئول) استادیار گروه آموزشی تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران
تلفن: ۳۴۴۹۴۰۴۲-۰۸۱، دورنگار: ۳۴۴۹۴۰۴۲-۰۸۱، پست الکترونیکی: majlesi11@gmail.com

۳- استادیار گروه آموزشی تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

مقدمه

اختلال ناشنوایی سالانه حدود ۱۵۰ میلیون دلار هزینه به بار می‌آورد و یکی از هدف‌های سازمان بهداشت جهانی تشویق کشورها به پیش‌گیری از ناشنوایی در قالب طرح‌های بین‌المللی از جمله کاهش سن تشخیص و انجام آن در بدو تولد می‌باشد [۱]. بررسی مطالعات قبل مرتبط با ناشنوایان گویای این واقعیت می‌باشد که کودکان ناشنوا دچار اختلال حرکتی و ضعف آمادگی جسمانی می‌باشند. Gheysen و همکاران در مطالعه خود گزارش دادند که کودکان ناشنوا در مقایسه با همسالان سالم خود دارای تأخیر حرکتی می‌باشند [۲]. هم‌چنین نشان داده شده است که کودکان ناشنوا علاوه بر گام‌های کوتاه و نامنظم [۳] و راه رفتن کندتر [۵-۴]، هنگام راه رفتن نیاز به کمک بیشتری دارند [۳]. به‌علاوه الگوی فعالیت عضلانی [۶] و مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین [۷] در کودکان ناشنوا در مقایسه با همسالان سالم طی راه رفتن متفاوت است.

بررسی متغیرهای بیومکانیکی گام‌برداری دارای اهمیت کلینیکی هستند و برای ارائه بازخوردهایی که برای ارزیابی اثرات درمانی یا برای طراحی برنامه‌های توان‌بخشی مفید هستند، استفاده می‌شود [۹-۸]. متغیرهای کینتیکی (به‌عنوان مثال نیرو) ممکن است اطلاعات بیشتری را در بر داشته باشند؛ زیرا آن‌ها علت‌ها را به جای اثر حرکت شناسایی و ارائه می‌دهند [۱۰]. از مقادیر نیروی عکس‌العمل زمین برای ارزیابی حرکات طبیعی و پاتولوژیک استفاده می‌شود. از روش‌های مناسب برای این منظور، تحلیل دامنه فرکانس می‌باشد که سیگنال‌های دوره‌ای را از طریق ضرایب هارمونیک توصیف می‌کند و بنابراین الگوی نوسانات منحنی نیرو-زمان را اندازه‌گیری می‌کند. تبدیل سریع Fast Fourier (Fourier Transform)، یک سیگنال را به سیگنال‌های ساده تشکیل دهنده آن تقسیم می‌کند [۱۱]. مزایای استفاده از این روش به‌طور گسترده مورد بحث قرار گرفته است. تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس یک متغیر قابل توجه در نیروی عکس‌العمل زمین می‌باشد [۱۲].

یک روش احتمالی که می‌تواند ما را در درک مکانیسم هماهنگی اندام در ایجاد حرکت راه رفتن کمک کند، مطالعه شاخص عدم تقارن راه رفتن است [۱۳]. مطالعات بسیاری نشان داده‌اند که شاخص عدم تقارن در بسیاری از شرایط پاتولوژیک ظاهر می‌شود. به‌عنوان مثال، مطالعات نشان داده‌اند که اختلاف طول اندام [۱۴]، سکته مغزی [۱۵]، فلج مغزی [۱۶] و بیماری پارکینسون [۱۷] ممکن است به‌طور قابل توجهی راه رفتن نامتقارن را به دنبال داشته باشد. بسیاری از ویژگی‌ها می‌توانند از نیروی عکس‌العمل استخراج شوند تا تمایز الگوهای رفتاری سالم و غیرطبیعی تشخیص داده شود. با وجود این، توجه کمی به توسعه شاخص عدم تقارن طیف فرکانس نیروی عکس-العمل زمین برای شناسایی ناهنجاری‌های گام‌برداری شده است [۱۲]. در افراد سالم، الگوهای راه رفتن با توجه به زمان، فاصله و نیروی عمودی، نسبتاً متقارن هستند که درصد کمی با تقارن کامل تفاوت دارند [۱۸]. به‌عنوان مثال، تفاوت بین دو اندام تحتانی محاسبه شده با استفاده از شاخص عدم تقارن برای اندازه‌گیری‌های زمانی و نیروی عمودی در مسیر حرکت بدنی کمتر از ۶ درصد بوده است [۱۹]. شاخص عدم تقارن در مؤلفه‌های کینتیکی در افراد ناشنوا به‌ندرت مورد بررسی قرار گرفته‌است [۱۸]. لذا بررسی شاخص عدم تقارن طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در سه راستای عمودی، قدامی- خلفی،

داخلی-خارجی طی گام‌برداری از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می‌باشد. مطالعه حاضر اولین مطالعه در این زمینه می-باشد. هدف پژوهش حاضر مقایسه شاخص عدم تقارن طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی گام‌برداری در کودکان سالم و ناشنوا می‌باشد.

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نوع توصیفی بود. نرم افزار (G * 3-Power) جهت برآورد حجم نمونه نشان داد که برای یک توان آماری ۰/۸۰ با اندازه اثر ۰/۸۰ و نسبت تخصیص ۱ و هم‌چنین با سطح معناداری ۰/۰۵، حداقل ۱۴ نفر در هر گروه مورد نیاز بود [۲۰]. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۱۵ کودک پسر ناشنوا با اختلال شنوایی دو طرفه و ۱۵ کودک پسر سالم بود. آزمودنی‌ها از مدارس شهر همدان در سال ۱۳۹۶ جهت شرکت در پژوهش انتخاب شدند. برای ثبت مشخصات افراد یک پرسش‌نامه تهیه شد که شامل: تاریخ تولد، وزن، قد، شاخص توده بدنی، وضعیت پزشکی، شدت و تاریخ ناشنوایی بود. میزان ناشنوایی مورد نظر بیشتر از ۷۵ دسی‌بل بوده (اندازه‌گیری شده توسط پزشک متخصص) و همه افراد به‌صورت مادرزادی ناشنوا بودند. دو گروه در ویژگی‌هایی شامل سن، وزن، قد و شاخص توده بدنی همتاسازی شدند. شرایط خروج از پژوهش عبارت بود از: سابقه اختلالات عصبی-حرکتی و ارتوپدی، و سابقه استفاده از داروهای اثرگذار بر سیستم عصبی مرکزی (زالپلون، بی پریدین، پرگابلین و غیره). به‌علاوه، هیچ‌کدام از شرکت‌کنندگان دارای اختلالات عصبی (اختلالات مغزی، مننژیت و غیره) یا ارتوپدی ثانویه از جمله آسیب اندام تحتانی در شش ماه قبل از جمع‌آوری داده‌ها را گزارش نکردند. شناسایی پای غالب افراد از طریق شوت توپ فوتبال مشخص کرد که پای غالب تمام آزمودنی‌ها پای راست است. وضعیت شنوایی آن‌ها با مراجعه به پرونده پزشکی افراد مشخص شد. شرکت‌کنندگان و والدین آن‌ها به‌طور کامل در مورد هدف و پروتکل مطالعه مطلع شده و رضایت‌نامه کتبی را به‌طور آگاهانه امضاء کردند. پروتکل پژوهش حاضر در کمیته پژوهشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان به تصویب رسید.

یک صفحه نیرو (Kistler 9281EA, Winterthur, Switzerland) در وسط مسیر ۱۵ متری گام‌برداری آزمایشگاه قرار داشت. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین در سه بعد (F_x، F_y، F_z) و با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت گردید. شرایط اجرای یک کوشش راه رفتن صحیح شامل برخورد کامل پا بر روی بخش میانی دستگاه صفحه نیرو بود. اگر لبه صفحه نیرو توسط آزمودنی لمس می‌شد یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می‌شد، کوشش راه رفتن تکرار می‌گردید. تعداد ۵ کوشش صحیح راه رفتن ثبت گردید. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین در طی فاز اتکای راه رفتن استخراج شد. فاز اتکای راه رفتن به‌عنوان فاصله تماس پاشنه پا با زمین (شروع F_z>10N) تا بلند شدن پنجه (F_z <10 N) تعیین گردید [۲۱]. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از یک فیلتر Butterworth پایین‌گذر مرتبه چهارم با برش فرکانسی ۲۰ هرتز فیلتر شد [۲۲].

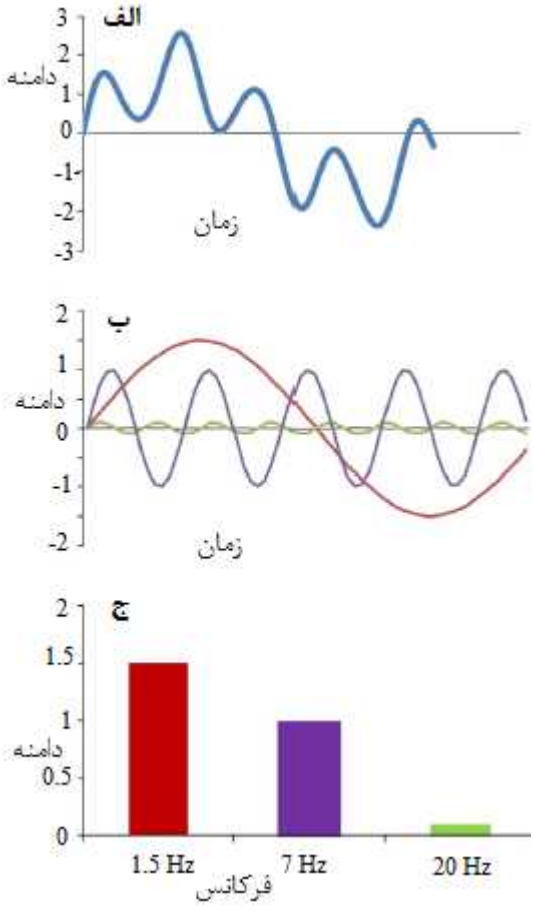
پس از فیلتر کردن داده‌های نیروی عکس‌العمل عمودی، قدامی-خلفی، و داخلی-خارجی در تابع زمان آن را از طریق تبدیل Fourier یا تحلیل هارمونیک طبق رابطه ذیل و با استفاده از نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۳ از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل شد (نمودار ۱).

طیف گسسته دامنه فرکانس به‌صورت مضربی از فرکانس پایه تعیین شده و 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 و Θ_n= زاویه فازی



نمودار ۱- مثال ساده‌ای از تبدیل سریع Fourier.

نمودار الف و ب سیگنال‌ها را در دامنه زمان نشان می‌دهد و نمودار ج سیگنال‌های موجود در دامنه فرکانس را نشان می‌دهد. نمودار الف سیگنال الگوی حرکتی را که می‌خواهیم آن را تجزیه و تحلیل کنیم، نشان می‌دهد. این نمودار شامل تعدادی سیگنال‌های مختلف یا امواج سینوسی است. تبدیل سریع Fourier، یک سیگنال را به سیگنال‌های ساده تشکیل دهنده آن تقسیم می‌کند. بنابراین در نمودار ب، سه سیگنال حرکتی جداگانه یا امواج سینوسی مشاهده می‌شود. نمودار طیف فرکانس ج سیگنال مرکب الف در دامنه فرکانس را نشان می‌دهد [۱۱].

برای ارزیابی محتوای فرکانس نیرو، شاخص‌های زیر محاسبه می‌شوند [۱۱]:

شاخص اول شامل فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد بود که نشان‌دهنده فرکانس می‌باشد که حاوی ۹۹/۵ درصد توان سیگنال را دارا می‌باشد، یا به عبارت دیگر ۹۹/۵ توان سیگنال پایین‌تر از آن فرکانس قرار دارد و فرمول محاسبه آن طبق (رابطه ۲) می‌باشد.

رابطه (۲)

$$\int_0^{f_{99.5}} p(f)df = 0.995 \times \int_0^{f_{max}} p(f)df$$

p= توان محاسبه شده و f_{max}= حداکثر فرکانس سیگنال

شاخص دوم 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 و F_{med}= میانه فرکانس سیگنال

شاخص سوم پهنای باند فرکانس است که تفاوت بین فرکانس حداکثر و فرکانس حداقل زمانی‌که توان سیگنال بالاتر از نصف حداکثر توان سیگنال است، می‌باشد (رابطه ۴).

رابطه (۴)

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

F_{max}= حداکثر فرکانس سیگنال، F_{min}= حداقل فرکانس سیگنال، F_{band}= پهنای باند سیگنال و P_{max}= حداکثر توان سیگنال

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا است، تعداد هارمونیک ضروری n_e برای بازسازی سطح ۹۵ درصد 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.

رابطه (۵)

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

شاخص پنجم محاسبه عدم تقارن راه رفتن که توسط Su و همکاران تعریف شده است. به‌طور معمول، برای اندازه‌گیری‌های شاخص عدم تقارن راه رفتن و مقایسه ویژگی‌های حرکات اندام‌های چپ و راست و هم‌چنین برای ویژگی‌های پارامترهای گسسته استفاده می‌شود، به‌عنوان روش Su برای اندازه‌گیری عدم تقارن راه رفتن به‌صورت زیر استفاده می‌شود [۲۳]:

رابطه (۶)

$$GA(\%) = \frac{|X_l - X_r|}{2 \times |X_l - X_r|} \times 100$$

به‌علاوه، شاخص عدم تقارن دامنه هر هارمونی در دو گروه محاسبه و مورد مقایسه قرار گرفت.

تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ انجام شد. نرمال بودن توزیع فراوانی داده‌ها با استفاده از آزمون Shapiro-Wilk مورد بررسی قرار گرفت. برای مقایسه دو گروه از آزمون t مستقل در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد. علاوه بر این، مقادیر اندازه اثر برای هر متغیر با استفاده از رابطه d کوهن مورد محاسبه قرار گرفت. با استفاده از آمار Cohen اندازه اثر برابر ۰/۲، ۰/۵ و ۰/۸ به ترتیب کوچک، متوسط و بزرگ در نظر گرفته شد [۲۴].

نتایج

نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۱۵ کودک پسر ناشنوا با اختلال شنوایی دو طرفه (میانگین و انحراف معیار سن: ۱۱/۲۶±۱/۷۹ سال؛ قد: ۱/۴۳±۰/۱۰ متر؛ جرم؛ ۴۱/۱۰±۱۱/۰۱ کیلوگرم؛ و شاخص توده بدنی: ۱۹/۹۱±۴/۱۸ کیلوگرم بر متر مربع) و ۱۵ کودک پسر سالم (میانگین و انحراف معیار سن: ۱۰/۵۳±۱/۵۵ سال؛ قد: ۱/۴۰±۰/۰۸ متر؛ جرم: ۳۴/۲۷±۱۲/۱۲ کیلوگرم؛ و شاخص توده بدنی: ۱۷/۰۹±۴/۲۱ کیلوگرم بر متر مربع) بود. در هیچ یک از متغیرهای سن، جرم، قد، وزن و شاخص توده بدنی بین دو گروه اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد (P> ۰/۰۵). میانگین و انحراف معیار سرعت راه رفتن در گروه ناشنوا (۱/۰۶±۰/۱۰ متر بر ثانیه) به‌طور معنی‌داری کمتر از گروه سالم (۱/۲۰±۰/۱۸ متر بر ثانیه) بود (P< ۰/۰۵). نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون Shapiro-Wilk تأیید شد (جدول ۱).

جدول ۱- سطح معنی‌داری (مقدار P) آزمون Shapiro-Wilk جهت بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها در شاخص عدم تقارن مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی راه رفتن در افراد ناشنوا (n=۱۵) و سالم (n=۱۵) شهر همدان در سال ۱۳۹۶

راستا	متغیر	افراد ناشنوا	افراد سالم
عمودی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۰/۵۰۴	۰/۵۵۹
	میانه فرکانس	۰/۱۰۴	۰/۲۰۱
	پهنای باند	۰/۲۸۱	۰/۱۵۹
	تعداد هارمونی ضروری	۰/۲۴۲	۰/۶۵۰
قدامی-خلفی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۰/۳۱۳	۰/۸۰۱
	میانه فرکانس	۰/۵۰۱	۰/۴۲۹
	پهنای باند	۰/۳۰۹	۰/۳۰۲
	تعداد هارمونی ضروری	۰/۳۲۵	۰/۲۰۹
داخلی-خارجی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۰/۶۰۴	۰/۵۰۳
	میانه فرکانس	۰/۱۰۹	۰/۱۹۸
	پهنای باند	۰/۱۹۸	۰/۴۳۹
	تعداد هارمونی ضروری	۰/۲۰۹	۰/۲۷۱

جدول ۲، میانگین و انحراف استاندارد شاخص عدم تقارن مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی بین دو گروه سالم و گروه ناشنوا را نشان می‌دهد. یافته‌های این پژوهش نشان داد که میزان فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، میانه فرکانس، پهنای باند و تعداد هارمونی‌های ضروری شاخص عدم تقارن مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری بین دو گروه نداشتند (P>۰/۰۵).

نتایج نشان داد که شاخص عدم تقارن میانه فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی- خلفی در گروه ناشنوا حدود ۱۰ درصد بیشتر از گروه سالم است (P=۰/۰۱۱؛ اندازه اثر بالا). با توجه به دارا بودن ارزش اندازه بالا می‌توان بیان نمود که اثر متغیر مستقل بر معناداری نتایج، بالا بوده و متغیرهای مداخله‌گر اثرات کمتری را بر کسب این نتایج داشته‌اند. هم‌چنین شاخص عدم تقارن پهنای باند طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی در گروه ناشنوا حدود ۶ درصد بیشتر از گروه سالم است (P=۰/۰۲۲؛ اندازه اثر بالا). فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد و تعداد هارمونی‌های ضروری در راستای قدامی-خلفی بین دو گروه سالم و گروه ناشنوا اختلاف معنی‌داری را نشان نداد (P>۰/۰۵) (جدول ۲).

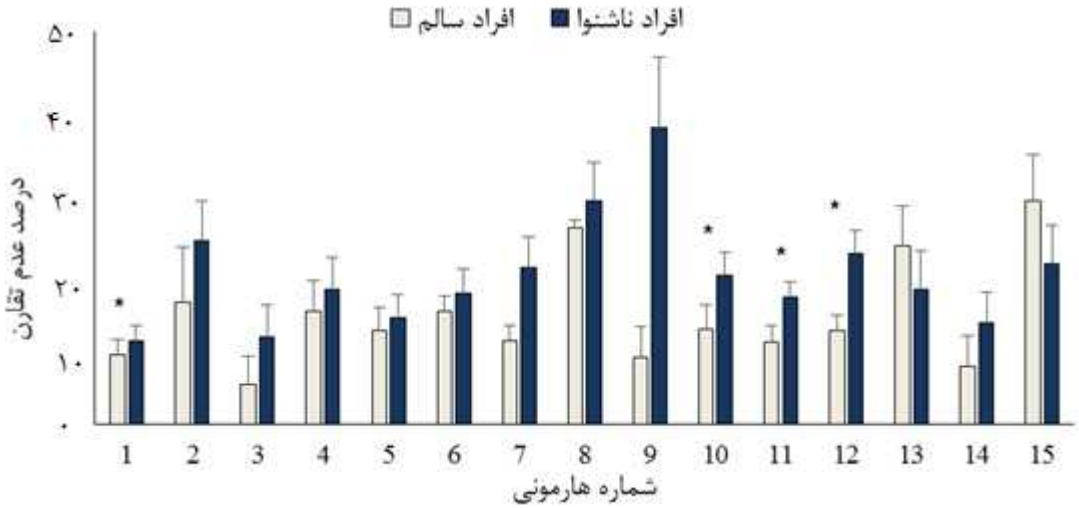
جدول ۲ هم‌چنین میزان فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، میانه فرکانس، پهنای باند و تعداد هارمونی‌های ضروری شاخص عدم تقارن مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری بین دو گروه سالم و گروه ناشنوا در این متغیرها وجود ندارد (P>۰/۰۵).

جدول ۲- میانگین و انحراف استاندارد شاخص عدم تقارن مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی، قدامی- خلفی، و داخلی- خارجی طی راه رفتن در افراد ناشنوا (n=۱۵) و سالم (n=۱۵) شهر همدان در سال ۱۳۹۶

راستا	متغیر	افراد ناشنوا (انحراف-معیار±میانگین)	افراد سالم (انحراف-معیار±میانگین)	مقدار P	اندازه اثر
عمودی	**فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد**	۶/۱۹ ± ۳/۷۲	۵/۳۸ ± ۶/۴۹	۰/۶۷۶	۰/۱۵
	میانه فرکانس	۱/۳۳ ± ۳/۵۱	۳/۱۱ ± ۵/۵۵	۰/۳۰۴	۰/۳۹
	پهنای باند	۴/۴۴ ± ۷/۶۳	۲/۲۲ ± ۵/۸۶	۰/۳۷۹	۰/۳۲
	تعداد هارمونی ضروری	۹/۱۳ ± ۶/۱۳	۸/۵۸ ± ۷/۵۳	۰/۸۲۹	۰/۰۸
قدامی- خلفی	**فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد**	۱۰/۳۴ ± ۶/۶۶	۸/۹۲ ± ۹/۲۰	۰/۶۳۲	۰/۱۷
	میانه فرکانس	۱۱/۱۱ ± ۱۲/۸۵	۱/۱۱ ± ۴/۳۰	۰/۰۱۱	۱/۱۶
	پهنای باند	۶/۱۱ ± ۹/۱۶	۰/۰۰ ± ۰/۰۰	۰/۰۲۲	۱/۳۳
	تعداد هارمونی ضروری	۷/۴۹ ± ۸/۳۲	۶/۰۴ ± ۵/۲۵	۰/۵۷۵	۰/۲۱
داخلی- خارجی	**فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد**	۷/۲۲ ± ۴/۸۴	۷/۷۲ ± ۷/۹۴	۰/۸۳۷	۰/۰۷
	میانه فرکانس	۳/۸۸ ± ۱۱/۲۹	۳/۴۴ ± ۷/۶۷	۰/۹۰۱	۰/۰۴
	پهنای باند	۶/۳۶ ± ۱۴/۲۶	۵/۰۰ ± ۱۰/۸۱	۰/۷۷۰	۰/۱۰
	تعداد هارمونی ضروری	۷/۱۳ ± ۵/۸۰	۸/۳۵ ± ۶/۹۲	۰/۶۰۳	۰/۱۹

آزمون t مستقل، P<۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار

نمودار ۲، میانگین و انحراف معیار شاخص عدم تقارن دامنه هارمونی مؤلفه طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی در بین دو گروه سالم و گروه ناشنوا را نشان می‌دهد. یافته‌های این پژوهش نشان داد دامنه هارمونی‌های ضروری در هارمونی اول (P=۰/۰۱۷؛ ۰/۹۲ اندازه اثر بالا)، هارمونی دهم (P=۰/۰۳۷؛ ۰/۸۰ اندازه اثر بالا)، هارمونی یازدهم (P= ۰/۰۱۷؛ ۰/۹۲ اندازه اثر بالا)، و هارمونی دوازدهم (P= ۰/۰۲۰؛ ۰/۸۹ اندازه اثر بالا) در گروه ناشنوا از گروه سالم بیشتر بوده و اختلاف معنی‌داری را نشان داد. در سایر هارمونی‌ها اختلاف معنی‌داری به لحاظ آماری مشاهده نشد (P>۰/۰۵) (نمودار ۲).



نمودار ۲- شاخص عدم تقارن هارمونی‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی- خلفی طی راه رفتن در افراد ناشنوا (n=۱۵) و سالم (n=۱۵) شهر همدان در سال ۱۳۹۶. علامت * نشان‌دهنده اختلاف معنی‌دار بین دو گروه است.
آزمون t مستقل، P<۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار

بحث

هدف از این مطالعه بررسی شاخص عدم تقارن مؤلفه‌های فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی راه رفتن در افراد سالم و ناشنوا می‌باشد. در مقایسه با بسیاری از مطالعات قبلی که فقط شاخص عدم تقارن را برای ویژگی‌های پارامترهای گسسته هم‌چون زمان فاز اتکا مقایسه می‌کنند، این مطالعه بر روی شاخص عدم تقارن از طریق ویژگی‌های مبتنی بر طیف فرکانس نیروی عکس-العمل زمین تمرکز دارد. مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل به‌عنوان ویژگی‌های راه رفتن برای ارزیابی مورد استفاده قرار می‌گیرند که می‌توان آن‌ها را با استفاده از ضریب هم‌بستگی بین مؤلفه‌های سیگنال دو طرفه طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل به دست آورد. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که علی‌رغم سرعت راه رفتن پایین‌تر در کودکان ناشنوا، میانه و پهنای باند طیف فرکانس عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی در کودکان ناشنوا نسبت به هم‌سالان سالم خود بالاتر است.

تقارن راه رفتن به‌عنوان توافق کامل بین عملکرد اندام تحتانی تعریف شده است [۲۵]. مطالعات پیشین اشاره کرده‌اند که ارزش شاخص تقارن با متغیر کینتیکی مورد نظر متفاوت است [۲۵]. عدم تقارن ممکن است منعکس-کننده تعادل بارگیری طبیعی برای یک طرف بیش از دیگری باشد [۱۴]. راه رفتن بیماران همی‌پارک (Hmypark) نیز با کاهش سرعت و عدم تقارن نیروی عکس‌العمل بیشتر در مقایسه با افراد سالم همراه بود [۲۶]. عدم تقارن راه رفتن در بیماران با نا برابری طول اندام نیز گزارش شده است [۲۷].

نتایج Zifchock و همکاران نشان داد که دونده‌های سالم و بدون آسیب دارای سطوح مختلفی از تقارن در پارامترهای مختلف کینتیکی می‌باشند [۲۸]. این چند نمونه و مطالعه حاضر نشان می‌دهند که عدم تقارن راه رفتن می‌تواند یک نتیجه مستقیم از اختلال باشد. بنابراین، اختلال و جابه‌جایی مرکز فشار [۲۹] و غالب بودن اندام برتر [۳۰] ممکن است موجب افزایش حرکت تنه به طرف اندام غیر غالب گردد. عدم تقارن راه‌رفتن در بیمارانی که مبتلا به آسیب می‌باشند، مشهود است [۱۷]. افراد سالم هماهنگی دوجانبه مناسب راه رفتن را نشان دادند، زیرا می‌توانند به‌طور جداگانه به‌طور قابل توجهی هر پا را کنترل کنند. بااین‌حال، این توانایی زمانی که یک بیماری یا آسیب ایجاد می‌شود، کاهش می‌یابد [۳۱]. عدم تقارن کینتیکی بین پای چپ و راست یکی از اندام‌های تحتانی را به استرس بیشتر نسبت به سایر اندام‌ها وامی-دارد [۳۲]. در نتیجه، بافت اسکلتی-عضلانی پا که در معرض سطوح بالاتری از استرس می‌باشند، ممکن است بیشتر به آسیب‌های بیش از حد دچار شوند [۳۲]. هنگامی‌که عدم تقارن در راه رفتن انسان وجود دارد، یکی از اندام‌های تحتانی باعث کاهش عملکرد اندام کنترل می-شود. با توجه به این‌که عدم تقارن قابل‌توجه در مقیاس زمانی طولانی رخ می‌دهد، افراد ممکن است در معرض خطر بیشتری از آسیب‌های مربوط به راه رفتن قرار گیرند، همان‌طور که در بیماران پس از سکته [۳۳] و هم‌چنین در کودکان مبتلا به اختلال اوتیسم مشاهده می‌شود [۳۴]. عملکرد جبرانی و انعطاف‌پذیری بدن انسان ممکن است برای اختلال عملکردی فوق‌الذکر کافی نباشد. بنابراین، در چنین شرایطی، استفاده از ارتوزها و سایر وسایل کمکی ممکن است مفید باشد [۲۱].

در پژوهش حاضر سرعت راه رفتن در گروه ناشنوا کمتر از گروه سالم بود. Goble و همکاران دریافتند که در راه

رفتن طبیعی، شاخص تقارن با افزایش سرعت بهبود یافته است [۳۵]. یافته‌های پژوهش حاضر مؤید این نکته می‌باشند چراکه در گروه سالم سرعت بالاتر راه رفتن و هم‌چنین شاخص عدم تقارن پایین‌تری وجود داشت.

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که به‌طور کلی دامنه هارمونی‌ها در راستای قدامی-خلفی در گروه ناشنوا بالاتر از گروه سالم است. سیگنال نیروی عکس‌العمل زمین با فرکانس‌های مختلف توسط گیرنده‌های مکانیکی در سطح پوست دریافت شده و به سیستم عصبی مرکزی انتقال ی‌یابد و پاسخ به‌صورت فرکانس به پا منتقل می‌گردد. بنابراین، فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین ممکن است تا حدودی نشان‌دهنده عملکرد مؤلفه نوسانی سیستم عصبی حرکتی باشد [۱۱]. در راه رفتن، اختلاف بین اندام راست و چپ اغلب گزارش شده است و بیان شده است که اندام‌های تحتانی طی راه رفتن به‌طور مساوی استفاده نمی‌شوند [۳۶]. رفتارهای نامتقارن اندام تحتانی در پارامترهای فضایی-زمانی و کینماتیک مانند سرعت [۳۷]، جابه‌جایی [۳۸] و گام [۳۹] طول و زاویه قرار دادن پا [۴۰]، حداکثر خم شدن زانو [۳۸] و دامنه حرکت مفصل نیز در گروه‌های مختلف بیماران گزارش شده است. اگرچه پارامترهای فضایی-زمانی می‌تواند به طور کلی راه رفتن را تشریح کند، از دیگر جهت آن‌ها ممکن است پارامترهای کاملی را در نظر نگیرند، زیرا فقط قادر به درک اثر (مثلاً طول گام) حرکت و نه علت (مانند نیرو) [۴۱] هستند. با استفاده از داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین، Crowe و همکاران گزارش کردند که تقارن پایدار در محدوده مرکز جرم بدن باید در نظر گرفته شود [۴۲]. با استفاده از تجزیه و تحلیل دامنه زمان و فرکانس، Giakas و همکارش تغییرات و تقارن اندازه‌گیری شده از نیروی عکس‌العمل زمین را طی راه رفتن را در افراد سالم بررسی کردند [۱۹]. این مطالعه راه رفتن انسان را به‌صورت متقارن بر اساس تحلیل هارمونیک تأیید کرد [۱۹]. با وجود این، نتایج پژوهش حاضر نشان داد که در راستای قدامی-خلفی دامنه هارمونی‌های نیروی عکس‌العمل زمین در کودکان ناشنوا طی راه رفتن بیشتر از افراد سالم است.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به جنسیت آزمودنی‌ها اشاره نمود که در پژوهش حاضر تنها جنسیت مذکر وجود داشت. از سوی دیگر پژوهش حاضر بر روی تکلیف ساده راه رفتن انجام شد و انجام پژوهش‌های بیشتر بر روی حرکات دینامیکی پیچیده‌تر همچون دویدن و حرکت برش جانبی در این افراد ضروری می‌باشد.

نتیجه‌گیری

بیشترین اختلال در شاخص‌های عدم تقارن طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در کودکان ناشنوا در راستای قدامی-خلفی است. هم‌چنین بیشترین تغییرات در شاخص‌های عدم تقارن طیف فرکانس نیروهای عکس-العمل زمین در افراد ناشنوا طی راه رفتن شامل میانه فرکانس، پهنای باند و دامنه هارمونی بود. استفاده از تداخلات درمانی جهت بهبود شاخص‌های عدم تقارن در متغیرهای مذکور به ویژه در راستای قدامی-خلفی در کودکان ناشنوا توصیه می‌گردد.

تشکر و قدردانی

مؤلفین از کلیه آزمونی‌ها که در این پژوهش شرکت نمودند و از مسئولین محترم دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان جهت هماهنگ نمودن و در اختیار قرار دادن آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی و همچنین حمایت‌های مالی این پژوهش قدردانی می‌نمایند.

References

[1] Organization WH. World health statistics 2015: World Health Organization; 2015.

[2] Gheysen F, Loots G, Van Waelvelde H. Motor development of deaf children with and without cochlear implants. *J Deaf Stud Deaf Educ* 2007; 13(2): 215-24.

[3] 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.

[4] Li L, Simonsick EM, Ferrucci L, Lin FR. Hearing loss and gait speed among older adults in the United States. *Gait Posture* 2013; 38(1): 25-9.

[5] Majlesi M, Farahpour N, Azadian E, Amini M. The effect of interventional proprioceptive training on static balance and gait in deaf children. *Res Dev Disabil* 2014; 35(12): 3562-7.

[6] 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.

[7] Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. *Gait Posture* 2017; 53(9): 236-40.

[8] 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. *Br J Sports Med* 2011; 45(9): 691-6.

[9] Crowell HP, Davis IS. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clin Biomech* 2011; 26(1): 78-83.

[10] Vaughan CL. Are joint torques the Holy Grail of human gait analysis? *Hum Mov Sci* 1996; 15(3): 423-43.

[11] McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. *Clin Biomech* 2012; 27(10): 1058-63.

[12] Hamill J, McNiven SL. Reliability of selected ground reaction force parameters during walking. *Hum Mov Sci* 1990; 9(2): 117-31.

[13] Carpes FP, Mota CB, Faria IE. On the bilateral asymmetry during running and cycling–A review considering leg preference. *Phys* Ther *Sport* 2010; 11(4): 136-42.

[14] Perttunen J, Anttila E, Södergård J, Merikanto J, Komi P. Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. *Scand J Med Sci Sports* 2004; 14(1): 49-56.

[15] Lin P-Y, Yang Y-R, Cheng S-J, Wang R-Y. The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87(4): 562-8.

[16] White R, Agouris I, Fletcher E. Harmonic analysis of force platform data in normal and cerebral palsy gait. *Clin Biomech* 2005; 20(5): 508-16.

[17] Yogev G, Plotnik M, Peretz C, Giladi N, Hausdorff JM. Gait asymmetry in patients with Parkinson's disease and elderly fallers: when does the bilateral coordination of gait require attention? *Exp Brain Res* 2007; 177(3): 336-46.

[18] Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture* 2000; 12(1): 34-45.

[19] Giakas G, Baltzopoulos V. Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. *Gait Posture* 1997; 5(3): 189-97.

[20] Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods* 2007; 39(2): 175-91.

[21] Willwacher S, Goetze I, Fischer KM, Brüggemann G-P. The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. *Footwear Sci* 2016; 8(1): 1-11.

[22] Fukaya T, Mutsuzaki H, Wadano Y. Kinematic analysis of knee varus and rotation movements at the initial stance phase with severe osteoarthritis of the knee. *The Knee* 2015; 22(3): 213-6.

[23] Su B, Song R, Guo L, Yen C. Characterizing gait asymmetry via frequency sub-band components of the ground reaction force. *Biomed Signal Process Control* 2015; 18(3): 56-60.

[24] Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences . Hilsdale. NJ: Lawrence Earlbaum Associates. 1988. P: 101-88.

[25] Herzog W, Nigg BM, Read LJ, Olsson E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Med Sci Sports Exerc* 1989; 21(1): 110-4.

[26] Titianova EB, Tarkka IM. Asymmetry in walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infarction. *J Rehabil Res Dev* 1995; 32(3): 236.

[27] Kaufman KR, Miller L, Sutherland D. Gait asymmetry in patients with limb-length inequality. *J Pediatr Orthop B* 1996; 16(2): 144-50.

[28] Zifchock RA, Davis I, Hamill J. Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. *J Biomech* 2006; 39(15): 2792-7.

[29] De Cock A, Vanrenterghem J, Willems T, Witvrouw E, De Clercq D. The trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function. *Gait Posture* 2008; 27(4): 669-75.

[30] Rocheford EC, DeVoe DE, Reiser R. Effect of previous unilateral injuries on ground reaction force bilateral asymmetries during static lifting and standing. *J Hum Movement Stud* 2006; 51(6): 403-24.

[31] Plotnik M, Giladi N, Hausdorff JM. A new measure for quantifying the bilateral coordination of human gait: effects of aging and Parkinson's disease. *Exp Brain Res* 2007; 181(4): 561-70.

[32] Zifchock RA, Davis I, Higginson J, McCaw S, Royer T. Side-to-side differences in overuse running injury susceptibility: a retrospective study. *Hum Mov Sci* 2008; 27(6): 888-902.

[33] Ferrante S, Ambrosini E, Ravelli P, Guanziroli E, Molteni F, Ferrigno G, et al. A biofeedback cycling training to improve locomotion: a case series study based on gait pattern classification of 153 chronic stroke patients. *J Neuroeng Rehabil* 2011; 8(1): 47.

[34] Eggleston JD, Harry JR, Hickman RA, Dufek JS. Analysis of gait symmetry during over-ground walking in children with autism spectrum disorder. *Gait Posture* 2017; 55(8): 162-6.

[35] Goble D, Marino G, Potvin J. The influence of horizontal velocity on interlimb symmetry in normal walking. *Hum Mov Sci* 2003; 22(3): 271-83.

[36] Du Chatinier K, Rozendal R. Temporal symmetry of gait of selected normal human subjects. *Proc K Ned Akad Wet* C 1970; 73(4): 353.

[37] Allard P, Lachance R, Aissaoui R, Duhaime M. Simultaneous bilateral 3-D able-bodied gait. *Hum Mov Sci* 1996; 15(3): 327-46.

[38] Barr A, Andersen J, Danoff J, editors. Symmetry of temporal, spatial and kinematic events during gait. *Read at the Third Annual East Coast Gait Laboratory Conference, Bethesda, MD*; 1987.

[39] Messier SP, Davies AB, Moore DT, Davis SE, Pack RJ, Kazmar SC. Severe obesity: effects on foot mechanics during walking. *Foot Ankle Int* 1994; 15(1): 29-34.

[40] Chodera J, Levell R. Footprint patterns during walking. *Perspectives in biomedical engineering* 1973; 81-90.

[41] Vaughan CL, Davis BL, Jeremy C. *Dynamics of human gait*. 1999. P: 85-100.

[42] Crowe A, Schiereck P, De Boer R, Keessen W. Characterization of human gait by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces. *Trans Biomed Eng* 1995; 42(3): 293-303.

Survey of Asymmetry Index of Gait Ground Reaction Force Frequency Spectrum in Deaf and Hearing Male Children of Hamedan City in 2017

E. Sorkheh[1], M. Majlesi[2], A.A. Jafarnezhadgero[3]

Received: 23/01/2018 Sent for Revision: 11/06/2018 Received Revised Manuscript: 17/06/2018 Accepted: 18/06/2018

Background and Objectives: Gait asymmetry is a useful index that can provide an important role in clinical treatment. Since the link between asymmetry index of gait ground reaction force frequency content and hearing loss is not well evaluated, the aim of this study was to compare the asymmetry index of gait ground reaction force frequency spectrum in deaf and hearing male children of Hamedan city.

Material and Methods: In this descriptive study, 30 male children from Hamedan city in 2017 were selected and equally divided into a healthy group and a group with hearing loss problems (deaf group). Frequency content of ground reaction forces were analyzed during barefoot walking. Then, asymmetry indices were computed for essential number of harmonics, band width, median frequency, frequency with a power of 99.5%, and amplitudes of harmonics for three-dimensional groud reaction forces. Independent t-test was used for data analysis.

Results: Hearing loss was associated with increased asymmetry index of anterior-posterior median frequency (by 10%; p=0.011) and anterior-posterior frequency band width (by 6%; p=0.022). Similar asymmetry index of vertical and medio-lateral frequency content were found in both groups (p>0.05).

Conclusion: The greatest asymmetry index value of ground reaction force frequency content in deaf children was in anterior-posterior direction. Also, the highest differences in asymmetry indices were in median frequemcy, band width, and harmonic amplitude during walking. In order to improve above mentioned asymmetry indices, using treatment interventions in deaf children are suggested.

Key words: Asymmetry index, Deafness, Walking, Frequency content, Ground reaction force

Funding: This research was funded by Hamedan Branch, Islamic Azad University.

Conflict of interest: None declared.

Ethical approval: The Ethics Committee of Hamedan branch of Islamic Azad University approved the study (0145/1/1395).

How to cite this article: Sorkheh E, Majlesi M, Jafarnezhadgero A.A. Survey of Asymmetry Index of Gait Ground Reaction Force Frequency Spectrum in Deaf and Hearing Male Children of Hamedan City in 2017. *J Rafsanjan Univ Med Sci* 2018; 17 (6): 553-66. [Farsi]

۱- MSc in Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran, ORCID: 0000-0003-0485-3820

۲- Assistant Prof., Dept. of Sport Biomechanics, Faculty of Humanities, Islamic Azad University, Hamedan Branch, Hamedan, Iran , ORCID: 0000-0003-2032-4937

(Corresponding Author) Tel: (081) 34494042, Fax: (081) 34494042, E-mail: majlesi11@gmail.com

۳- Assistant Prof., Dept. of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran, ORCID: 0000-0002-2739-4340