

مقایسه متغیرهای کینماتیکی اندام تحتانی در راه رفتن کودکان ناشنوا و شنوا

امیرحسین صدری^۱، مهدی مجلسی^۲، امیرعلی جعفرنژادگرو^۳

چکیده

سابقه و هدف: ارتباط بین کینماتیک راه رفتن و نقص در شنوایی تاکنون به درستی شناخته نشده است. هدف پژوهش حاضر مقایسه متغیرهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی طی راه رفتن در کودکان ناشنوا در مقایسه با کودکان سالم بود.

روش شناسی: ۱۵ کودک ناشنوا با اختلال شنوایی دو طرفه (سن $11/26 \pm 1/79$ سال) و ۱۵ کودک سالم به‌طور هدفمند به‌عنوان گروه کنترل (سن $10/53 \pm 1/55$ سال) انتخاب شدند. یک سیستم تحلیل حرکتی با چهار دوربین (Oxford Metrics, Oxford, UK) Vicon جهت ثبت داده‌های کینماتیک اندام تحتانی (با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز) استفاده شد. در این پژوهش شاخص عدم تقارن زوایای مفاصل اندام تحتانی طی فاز اتکا و نوسان راه رفتن محاسبه شد. در این مطالعه برای تحلیل آماری از تست تی مستقل استفاده شد و همچنین سطح معناداری برابر ۰/۰۵ گرفته شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که مقادیر پلنتارفلکشن مچ پای سمت راست در مرحله اتکا و نوسان راه رفتن در گروه ناشنوا نسبت به گروه سالم به ترتیب حدود ۳۷ درصد ($P=0/002$) و حدود ۹۳ درصد ($P=0/012$) بالاتر بود. همچنین اوج اولیه فلکشن زانو در اندام سمت چپ، طی مرحله اتکا راه رفتن در گروه ناشنوا کاهش معناداری نسبت به گروه سالم داشت (حدود ۱۲ در صد؛ $P=0/022$). مقادیر شاخص عدم تقارن اوج زاویه دورسی فلکشن مچ پا طی دو فاز اتکا ($P=0/011$) و نوسان ($P=0/015$) راه رفتن در گروه ناشنوا بزرگ‌تر از گروه سالم بود.

نتیجه‌گیری: کاهش اوج فلکشن زانو در لحظه تماس پاشنه با زمین و افزایش شاخص عدم در کودکان ناشنوا طی راه رفتن می‌تواند با نرخ آسیب بیشتر در این افراد مرتبط باشد. از این نتایج می‌توان در پروتکل توان‌بخشی کودکان ناشنوا استفاده نمود.

واژه‌های کلیدی: راه رفتن، کینماتیک، ناشنوا، عدم تقارن.

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
 ۲. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد همدان، نویسنده مسئول majlesil1@gmail.com
 ۳. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

مقدمه

سیستم وستیبولار عضوی است که احساسات تعادل فیزیکی بدن را تشخیص داده و نقش مهمی در تعامل فضایی بین بدن انسان و محیط ایفا می‌کند (۱). حدود نیمی از کودکان ناشنوا دارای اختلال وستیبولار هستند (۲). از دست دادن شنوایی یکی از شایع‌ترین اختلالات حسی در کشورهای توسعه‌یافته است (۳، ۴) که معمولاً در اوایل زندگی تشخیص داده می‌شود. طبق گزارش‌های اخیر سازمان بهداشت جهانی، تقریباً ۵ درصد از جمعیت جهان دارای مشکلات شنوایی است. اختلال شنوایی در کودکان جنبه‌های مختلف زندگی از جمله موفقیت تحصیلی، عملکرد فیزیکی و حتی امید به زندگی را تحت تأثیر قرار می‌دهد (۵، ۶). با توجه به موارد فوق، به نظر می‌رسد که کودکان مبتلا به کم‌شنوایی حسی-عصبی^۱ از توانایی اطلاعات حسی ارائه شده توسط سیستم وستیبولار به‌عنوان یک نتیجه آسیب گوش داخلی رنج می‌برند (۷). این فرایند می‌تواند کودکان ناشنوا را با مشکلات تعادلی حرکتی روبرو کند (۸-۱۱).

اختلالات تعادل می‌تواند تأثیر منفی بر مهارت‌های حرکتی دیگر همچون یکپارچه‌سازی حسی (۹)، هماهنگی عمومی پویا، هماهنگی چشم (۱۲، ۱۳) بگذارد. کنترل پوسچر یک عملکرد ضروری و پیچیده سیستم عصبی-عضلانی برای حفظ تعادل در موقعیت‌های مختلف مثل زمانی که فرد ایستاده، آماده برای حرکت، در حال حرکت و یا آماده شدن برای توقف حرکت است، می‌باشد (۱۴، ۱۶). علاوه بر این، مطالعات اخیر نشان داده است که ناشنوایی با افزایش نیروی عکس‌العمل در راستای داخلی-خارجی طی مرحله پیشروی^۲، زمان رسیدن به اوج این مؤلفه و ایمپالس داخلی-خارجی مرتبط است. همچنین اوج مثبت گشتاور آزاد در افراد سالم نسبت به افراد ناشنوا افزایش معناداری را دارا می‌باشد (۱۷).

گزارش شده است که فعالیت عضله درشت‌نئی قدامی در مرحله انتهایی فاز اتکا، عضله دوقلوی داخلی در پاسخ بارگیری^۳ و ابتدای مرحله نوسان^۴ و عضله پهن خارجی در مرحله انتهایی فاز اتکا در افراد ناشنوا نسبت به افراد سالم بالاتر است (۱۸). همچنین نشان داده شده است که علاوه بر گام‌های کوتاه، نامنظم (۱۹) و سرعت راه رفتن کندتر (۲۰، ۲۱)، در طی راه رفتن، افراد ناشنوا نیاز به کمک بیشتری دارند (۱۹). راه رفتن یک کار پیچیده است که نیاز به هماهنگی عملکردی از متغیرهای چندگانه بیومکانیکی دارد. اصلاح الگوهای راه رفتن به‌عنوان بخشی از پروتکل توان بخشی توصیه می‌شود (۲۲). بنابراین متغیرهای بیومکانیکی راه رفتن دارای اهمیت بالینی هستند و برای ارائه بازخوردی که برای ارزیابی اثرات درمانی یا برای برنامه‌ریزی برنامه‌های توان بخشی مفید هستند، مورد استفاده قرار می‌گیرند (۲۳-۲۵). اختلالات راه رفتن و سقوط در افراد مبتلا به کم‌شنوایی بیشتر از افراد سالم است (۲۶). عدم تقارن راه رفتن به‌عنوان از دست رفتن سازگاری کامل بین اندام‌های تحتانی غالب و غیر غالب تعریف شده است (۲۷). تصور می‌شود عدم تقارن راه رفتن به علت عوامل مختلفی از جمله اندام غالب، بیماری، اختلاف طول پا و عدم تعادل قدرت رخ می‌دهد (۲۸). عدم تقارن راه رفتن را به لحاظ عملکردی نباید در افراد سالم به‌عنوان یک رویداد آسیب‌شناسی مدنظر قرار داد، به همین دلیل باید از دیدگاه استراتژی‌های متفاوت کنترل و پیشروی به آن توجه گردد (۲۹). به نظر می‌رسد در افراد سالم راه رفتن دارای تقارن نسبی است (۳۰) و مطالعات بسیاری نشان داده‌اند که عدم تقارن گام‌برداری در بسیاری از شرایط پاتولوژیک دیده می‌شود (۳۱، ۳۲). راه رفتن نامتقارن ممکن است خطر سقوط را در زندگی روزمره افراد افزایش دهد (۳۳). درک دقیق و صحیح عدم تقارن در طی راه رفتن

1 . Sensor neural
2 . Propulsion

3 . Loading response
4 . Swing phase

انسان، گام مهمی در راستای توسعه پروتکل‌های بهبود توان بخشی برای آسیب‌شناسی راه رفتن می‌باشد (۳۴). با وجود این، شاخص‌های عدم تقارن در کودکان ناشنوا تا کنون به لحاظ علمی مورد بررسی قرار نگرفته است. شناخت تمامی متغیرهای کینتیکی، الکترومایوگرافی و کینماتیکی در افراد ناشنوا ممکن است به درک مکانیسم پایه‌ای آسیب‌ها در این جمعیت کمک کند و برنامه توان بخشی مناسب را توسعه دهد. علی‌رغم وجود مطالعاتی در ارتباط با کینتیک و فعالیت عضلانی طی راه رفتن در کودکان ناشنوا، مطالعه جامعی به بررسی کینماتیک گام برداری در کودکان ناشنوا در مقایسه با همسالان سالم طی راه رفتن نپرداخته است. هدف پژوهش حاضر مقایسه کینماتیک مفاصل اندام تحتانی طی راه رفتن در کودکان ناشنوا در مقایسه با هم‌تایان سالم و همچنین مقایسه مقادیر شاخص عدم تقارن راه رفتن در این افراد می‌باشد.

روش‌شناسی

آزمودنی‌ها

این مطالعه از نوع مقطعی^۱ و نیمه تجربی است که در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی انجام پذیرفت. تعداد ۱۵ کودک پسر ناشنوا با اختلال شنوایی دو طرفه (میانگین سن $11/26 \pm 1/79$ سال) و ۱۵ کودک پسر سالم به‌عنوان گروه کنترل (با میانگین سن $10/53 \pm 1/55$ سال) به‌طور هدفمند انتخاب شدند. نرم‌افزار برآورد حجم نمونه $G * 3 -$ (Power) نشان داد که برای یک توان آماری $0/80$ در یک اندازه اثر $0/80$ با سطح معناداری $0/05$ ، حجم نمونه حداقل ۱۴ نفر مورد نیاز است (۳۵).

کودکان مبتلا به ضعف شنوایی از مدارس استثنایی شهر همدان انتخاب شدند. افراد حاضر در پژوهش پرسشنامه اطلاعات فردی، وضعیت پزشکی، شدت و تاریخ ناشنوایی را تکمیل نمودند. ناشنوایی در این پژوهش شامل ضایعات شدید شنوایی بیش از ۷۵ دسی‌بل بود. همه افراد ناشنوا از نوع مادرزادی بودند. کودکان ناشنوا که اختلالات عصبی-حرکتی یا ارتوپدی یا سابقه مصرف داروهای اثرگذار بر سیستم عصبی مرکزی را داشتند، از مطالعه حذف شدند. هیچ‌کدام از شرکت‌کنندگان سابقه بیماری‌های عصبی و یا ارتوپدی ثانویه از جمله آسیب اندام تحتانی در شش ماه قبل از جمع‌آوری داده‌ها را نداشتند. افراد و والدین آن‌ها به‌طور کامل در مورد هدف و پروتکل مطالعه مطلع شده و رضایت‌نامه را به‌صورت آگاهانه امضا کردند. پروتکل پژوهش حاضر در کمیته پژوهشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان با کد $045/1/1395$ به تصویب رسید.

شیوه اجرا

از چهار دوربین Vicon با مدل (Oxford Metrics, Oxford, UK) جهت ثبت داده‌های کینماتیک سه‌بعدی اندام تحتانی (۱۰۰ هرتز) استفاده شد. کوشش‌های راه رفتن به‌صورت پا برهنه انجام شد. مارکرهای منعکس‌کننده نور (۱۶ مارکر) مطابق با روش Plug in gait بر روی اندام تحتانی قرار گرفت (۳۶، ۳۷). مارکرها بر روی خارخا‌صه‌ای قدامی فوقانی، خارخا‌صه خلفی فوقانی، بخش میانی-خارجی ران، اپی‌کندیل خارجی ران، بخش میانی-خارجی ساق، قوزک خارجی، پاشنه و بر روی سر دومین استخوان کف‌پایی و بخش میانی پاشنه قرار گرفت. شرکت‌کنندگان قبل از انجام کوشش واقعی، چند مرتبه به‌طور آزمایشی کوشش راه رفتن را تمرین نمودند. از هر شرکت‌کننده خواسته شد که در شش کوشش، با سرعت خود انتخابی مسیر ۱۲ متری را راه بروند. کوشش‌های موفق شامل مشاهده دقیق همه مارکرها توسط سیستم تحلیل حرکتی بود. با وجود اندازه‌گیری دقیق، بعضی از کوشش‌ها به

علت مشاهده نشدن مارکرها توسط سیستم حرکتی حذف گردیدند. سه کوشش با کیفیت بهتر (عدم وجود نویز یا از دست دادن مارکرها) جهت استفاده در تحلیل آماری مورد استفاده قرار گرفتند. داده‌های خام پس از پردازش اولیه و تعیین مختصات آن‌ها، با استفاده از فیلتر Butterworth سطح چهارم و بدون اختلاف فازی (Fourth order Butterworth low pass filter, zero lag) با فرکانس برش Hz6 هموار شدند.

داده‌های کینماتیکی مورد استفاده در پژوهش حاضر شامل اوج زوایایی مفاصل اندام تحتانی در صفحه ساجیتال طی دو فاز اتکا و نوسان بود. همچنین در پژوهش حاضر جهت محاسبه شاخص عدم تقارن زوایای مفاصل اندام تحتانی طی فاز اتکا و نوسان راه رفتن از رابطه زیر استفاده شد (۳۲).

$$\text{شاخص عدم تقارن} = \frac{|x_l - x_r|}{2 \times |x_l + x_r|}$$

در این رابطه x_l برابر زاویه مفصل اندام سمت چپ و x_r برابر زاویه مفصل اندام سمت راست است.

تجزیه و تحلیل آماری

آزمون Shapiro-Wilk نرمال بودن توزیع داده‌ها را تأیید نمود. از آزمون تی مستقل برای مقایسه بین گروهی در متغیرهای مورد مطالعه استفاده شد. کلیه مراحل تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS (SPSS Inc. Chicago, IL, USA) 16 و با سطح معناداری $p < 0.05$ انجام گردید.

یافته‌ها

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که حرکت پلنٹارفلکشن میچ پای سمت راست در مرحله اتکا راه رفتن در گروه ناشنوا نسبت به گروه سالم حدود ۳۷ درصد بالاتر بود ($p=0.002$) (جدول ۱). همچنین یافته‌ها نشان داد که حرکت دورسی فلکشن مفصل میچ پای سمت راست در مرحله اتکا راه رفتن در گروه ناشنوا نسبت به گروه سالم حدود ۴۱ درصد کمتر بود ($p=0.001$) (جدول ۱). در مقادیر اوج اول و دوم فلکشن زانو در پای راست، طی مرحله اتکا راه رفتن، هیچ‌گونه اختلاف معناداری بین دو گروه سالم و ناشنوا مشاهده نشد ($p>0.05$). اوج فلکشن و اکستنشن (حداقل فلکشن) مفصل ران در پای راست در مرحله اتکا راه رفتن در افراد ناشنوا به ترتیب حدود ۷ درجه ($p=0.017$) و ۱۱ درجه ($p<0.001$) نسبت به افراد سالم بالاتر بود (جدول ۱).

جدول ۱: مقایسه زوایای (درجه) مفاصل اندام تحتانی سمت راست در دو گروه سالم و ناشنوا طی فاز اتکا راه رفتن

اندازه اثر	P	گروه ناشنوا	گروه سالم	حرکت
۱/۰۲	۰/۰۰۲	۲۲/۶±۹/۹	۱۶/۵±۷/۲	پلنٹار فلکشن میچ پا
۱/۱۱	۰/۰۰۱	۹/۵±۵/۳	۱۶/۶±۱/۵	دورسی فلکشن میچ پا
۰/۰۸	۰/۷۷	۲۴/۵±۸/۶	۲۵/۸±۴/۷	اوج اولیه فلکشن زانو
۰/۱۰	۰/۷۲۳	۵۳/۸±۹/۲	۵۵/۱۲±۰/۹	اوج دوم فلکشن زانو
۰/۷۶	۰/۰۱۷	۴۴/۸±۷/۸	۳۷/۱۰±۳/۵	اوج فلکشن ران
۰/۱۳	۰/۰۰۰۱	۶/۸±۵/۹	۵/۸±۳/۵	اوج اکستنشن ران (حداقل فلکشن)

سطح معناداری $p < 0.05$ در نظر گرفته شده است

یافته‌ها نشان داد که پلنتار فلکشن میچ پای سمت راست، طی مرحله نوسان در گروه ناشنوا نسبت به گروه سالم دارای افزایش معناداری در حدود ۹۳ درصد بود ($p=0/012$) (جدول ۲). همچنین یافته‌ها نشان داد دورسی فلکشن میچ پای سمت راست، طی مرحله نوسان در افراد ناشنوا نسبت به افراد سالم دارای کاهش معناداری در حدود ۲۷ درصد بود ($p=0/016$) (جدول ۲). مقادیر اوج فلکشن زانو در اندام سمت راست طی مرحله فاز نوسان در گروه سالم نسبت به گروه ناشنوا هیچ‌گونه اختلاف معناداری را نشان نداد ($p=0/05$). همچنین، اوج فلکشن ران اندام سمت راست طی فاز نوسان دارای افزایش معناداری در گروه ناشنوا نسبت به گروه سالم در حدود ۱۵ درصد بود ($p=0/040$) (جدول ۲).

جدول ۲: مقایسه زوایای (درجه) مفاصل اندام تحتانی سمت راست در دو گروه سالم و ناشنوا طی فاز نوسان راه رفتن

حرکت	گروه سالم	گروه ناشنوا	P	اندازه اثر
پلنتار فلکشن میچ پا	۴/۴±۳/۷	۸/۵±۳/۱	۰/۰۱۲	۰/۸۱
دورسی فلکشن میچ پا	۱۷/۶±۷/۳	۱۲/۵±۹/۷	۰/۰۱۶	۰/۸
اوج فلکشن زانو	۶۹/۱۱±۴/۸	۶۸/۵±۹/۰	۰/۸۳	۰/۰۵
اوج فلکشن ران	۴۱/۱۱±۵/۲	۴۸/۸±۰/۸	۰/۰۴۰	۰/۶۵

سطح معناداری $p < 0/05$ در نظر گرفته شده است

نتایج پژوهش حاضر نشان داد دورسی فلکشن مفصل میچ پای اندام سمت چپ در مرحله اتکا راه رفتن در گروه ناشنوا نسبت به گروه سالم حدود ۴۴ درصد کمتر بود ($p=0/013$) (جدول ۳). همچنین اوج اولیه فلکشن زانو در اندام سمت چپ، طی مرحله اتکا راه رفتن در گروه ناشنوا حدود ۱۲ درصد کاهش معناداری نسبت به گروه سالم داشت ($p=0/022$) (جدول ۳).

جدول ۳: مقایسه زوایای (درجه) مفاصل اندام تحتانی سمت چپ در دو گروه سالم و ناشنوا طی فاز اتکا راه رفتن

حرکت	گروه سالم	گروه ناشنوا	P	اندازه اثر
پلنتار فلکشن میچ پا	۱۶/۶±۱/۸	۲۰/۷±۹/۱	۰/۰۸۸	۰/۶۹
دورسی فلکشن میچ پا	۱۸/۱۲±۷/۰	۱۰/۵±۴/۵	۰/۰۱۳	۰/۹۴
اوج اولیه فلکشن زانو	۲۷/۵±۸/۰	۲۴/۴±۳/۴	۰/۰۲۲	۰/۷۴
اوج دوم فلکشن زانو	۵۲/۱۴±۵/۵	۵۵/۹±۶/۴	۰/۴۱	۰/۲۵
اوج فلکشن ران	۴۱/۸±۵/۸	۴۱/۶±۴/۴	۰/۹۹	۰/۰۱
اوج اکستنشن ران	۵/۱۱±۵/۱	۰/۱۱±۴/۳	۰/۰۹۲	۰/۴۵

(حداقل فلکشن)

سطح معناداری $p < 0/05$ در نظر گرفته شده است

دورسی فلکشن مفصل میچ پای اندام سمت چپ طی مرحله نوسان در گروه ناشنوا نسبت به گروه سالم حدود ۴۱ درصد کاهش معناداری را نشان داد ($p=0/044$) (جدول ۴). همچنین مقادیر پلنتار فلکشن میچ پا، اوج فلکشن

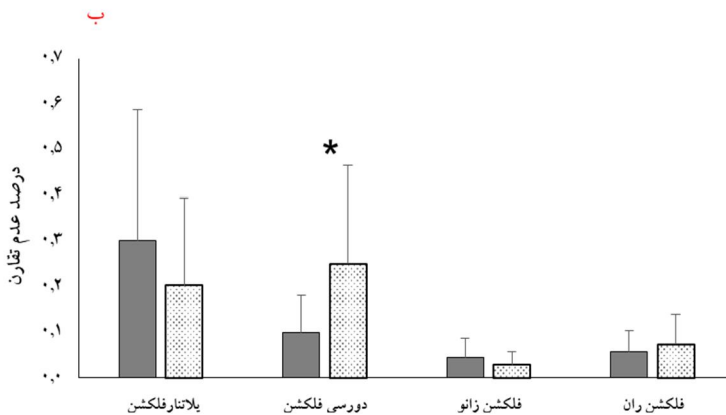
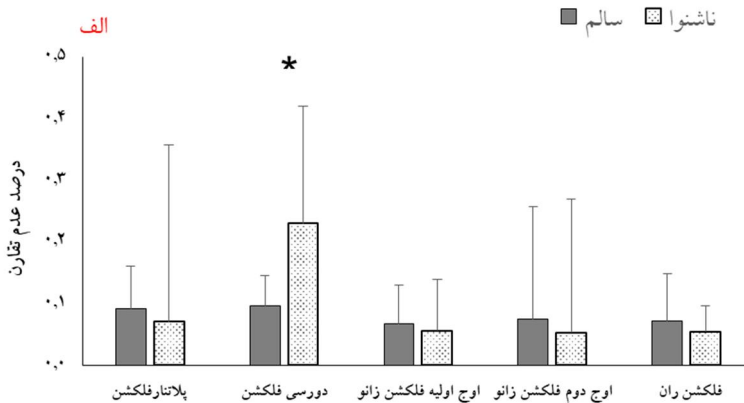
زانو و اوج فلکشن ران در پای سمت چپ هیچ‌گونه اختلاف معناداری را بین دو گروه نشان نداد ($p > 0.05$) (جدول ۴).

جدول ۴: مقایسه زوایای (درجه) مفاصل اندام تحتانی سمت چپ در دو گروه سالم و ناشنوا طی فاز نوسان راه رفتن

اندازه اثر	P	گروه ناشنوا	گروه سالم	حرکت
۰/۴۱	۰/۲۶	۸/۳±۱/۰	۶/۷±۰/۱	پلنتر فلکشن مچ پا
۰/۷۶	۰/۰۴۴	۹/۶±۸/۷	۱۶/۱۱±۷/۳	دورسی فلکشن مچ پا
۰/۴۷	۰/۱۴	۶۵/۷±۲/۸	۷۰/۱۲±۱/۹	اوج فلکشن زانو
۰/۲۵	۰/۴۱	۴۳/۱۰±۱/۴	۴۵/۱۰±۸/۴	اوج فلکشن ران

سطح معناداری $p < 0.05$ در نظر گرفته شده است

مقادیر شاخص عدم تقارن اوج زاویه دورسی فلکشن مفصل مچ پا طی دو فاز اتکا ($p=0.011$) و نوسان ($p=0.015$) راه رفتن در گروه ناشنوا بزرگ‌تر از گروه سالم بود (نمودار ۱).



نمودار ۱: شاخص عدم تقارن زوایای مفاصل اندام تحتانی در دو گروه ناشنوا و سالم طی فاز اتکا (الف) و نوسان (ب) راه رفتن

بحث و نتیجه‌گیری

هدف پژوهش حاضر مقایسه زوایای مفاصل اندام تحتانی و شاخص عدم تقارن مربوط به آن در کودکان سالم و ناشنوا طی دو فاز اتکا و نوسان راه رفتن می‌باشد. یافته‌ها نشان داد که سرعت راه رفتن کودکان مبتلا به کم شنوایی به میزان ۱۲/۵ درصد کاهش یافته است. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که اوج حرکت پلنتارفلکشن مچ پای سمت راست طی دو مرحله اتکا و نوسان راه رفتن در گروه ناشنوا نسبت به گروه سالم به‌طور معناداری بالاتر بود. علت احتمالی این امر می‌تواند فعالیت بالاتر عضله دوقلو در مرحله اتکا در افراد ناشنوا در مقایسه با همسالان سالم باشد (۱۸). دامنه حرکتی طبیعی پلنتارفلکشن مفصل مچ پا جزء مهمی از انجام فعالیت‌های عملکردی همچون دویدن، بالا رفتن و پایین آمدن از پله و راه رفتن طبیعی می‌باشد (۳۸، ۳۹). زوایای مفصل مچ پا و گشتاورها به‌طور مستقیم تحت تأثیر رابطه بین قدرت پلنتارفلکشن-دورسی فلکشن مچ پا افراد است (۴۰).

طبق نتایج پژوهش حاضر، حرکت دورسی فلکشن مفصل مچ پای سمت راست و چپ در مرحله اتکا و نوسان راه رفتن در گروه ناشنوا نسبت به گروه سالم کاهش معناداری داشت. طی فاز میانی مرحله اتکا، اندام ساق به دورسی فلکشن مچ پای بیش از ۱۰ درجه‌ای نیازمند است تا بر روی پا به سمت جلو حرکت نماید و اجازه پیشروی بدن به جلو را فراهم نماید (۳۸، ۳۹). محدودیت دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا، مفصل ساب تالار را با نقص حرکتی مواجه کرده و از رسیدن مفصل مچ پا به وضعیت قفل‌شدگی^۱، که طی راه رفتن و دویدن ضروری می‌باشد، جلوگیری کرده و باعث تغییرات بیومکانیکی اندام تحتانی می‌گردد و ثبات در ناحیه مچ پا و زانو و همچنین ثبات وضعیتی فرد را با مخاطره روبرو می‌نماید (۴۱-۴۳). فونگ^۲ و همکاران (۲۰۱۱) گزارش کردند که کاهش زاویه دورسی فلکشن مچ پا با افزایش خطر آسیب رباط متقاطع قدامی به علت کاهش فلکشن زانو، افزایش والگوس پویا زانو و نیروهای عکس‌العمل زمین بزرگ‌تر همراه است (۴۳). مالیاراس^۳ و همکاران (۲۰۰۶) مطالعه‌ای انجام دادند که نشان داد، کاهش دامنه حرکتی دورسی فلکشن با افزایش خطر التهاب تاندون کشکی در ارتباط است (۴۴). همچنین بل‌جنج^۴ و همکاران (۲۰۱۶) گزارش کردند که ارتباطی بین کاهش دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا و افزایش در آداکشن ران طی کوشش بارگیری عملکردی^۵ وجود دارد (۴۵)، این موضوع بیانگر ارتباط بالای حرکات اندام‌ها با یکدیگر در تکالیف زنجیره جنبشی بسته می‌باشد. وسی^۶ و همکاران (۲۰۰۷) گزارش کردند که بین کاهش دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا و راستای اندام تحتانی به‌طور خاص به ترتیب انحراف داخلی زانو و والگوس زانوی پویا ارتباط وجود دارد (۴۶). پیوا^۷ و همکاران (۲۰۰۵) گزارش کردند که بین محدودیت دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا و سندرم درد کشکی‌رانی ارتباط وجود دارد (۴۷). بر اساس این مطالعات، به نظر می‌رسد که بین ۴ تا ۱۰ درجه دامنه حرکتی دورسی فلکشن غیرفعال، طی مرحله اتکا راه رفتن طبیعی مورد نیاز است (۴۸). کاهش دامنه حرکتی دورسی فلکشن موجب کاهش بالقوه برای گشتاور خارجی دورسی فلکشن می‌شود و لزوماً نیاز برای کنترل گشتاور داخلی پلنتارفلکسور در طی راه رفتن کاهش می‌یابد (۴۹).

در پژوهش حاضر اوج فلکشن زانو در پای راست، طی مرحله نوسان در گروه سالم نسبت به گروه ناشنوا دارای اختلاف معناداری نبود. بیان شده است که در طول ۴۱ تا ۴۵ درصد مرحله اتکا، دامنه نیروی عمودی عکس‌العمل

1 . Close up position
2 . Fong
3 . Malliaras
4 . Bell-Jenje

5 . Step-down
6 . Vesci
7 . Piva

زمین در افراد ناشنوا نسبت به افراد سالم بالاتر است (۱۷). همچنین فعالیت عضله پهن خارجی در مرحله اتکا در گروه ناشنوا در مقایسه با افراد سالم بزرگ‌تر است (۱۸). وظیفه عضلات چهارسر ران جذب انرژی در تماس ابتدایی پاشنه می‌باشد تا باعث کاهش نیروی عکس‌العمل زمین گردد (۵۰). افزایش زاویه اولیه فلکشن زانو باعث غلبه چهارسر ران، کینماتیک بهتر زانو، بهینه شدن فعالیت عضلات همسترینگ و همچنین افزایش جذب شوک و کاهش نیروی عکس‌العمل زمین می‌گردد (۵۱). افزایش اوج فلکشن زانو در مرحله پاسخ بارگیری می‌تواند در جذب شوک ناشی از نیروهای عکس‌العمل زمین و همچنین کاهش نرخ بارگذاری نیروی عمودی عکس‌العمل زمین که یکی از ریسک فاکتورهای اصلی ایجاد آسیب است (۵۲)، باشد. با توجه به دامنه فلکشن کمتر زانو در افراد ناشنوا و همچنین فعالیت بیشتر عضله پهن خارجی در این افراد، مشخص می‌گردد که این افراد کارایی مکانیکی کمتری را طی راه رفتن دارا هستند.

اوج فلکشن و اکستنشن مفصل ران طی فاز اتکا راه رفتن در افراد ناشنوا در مقایسه با افراد سالم بیشتر بود. همچنین، اوج فلکشن ران سمت راست، طی نوسان دارای افزایش معناداری در گروه ناشنوا نسبت به گروه سالم بود. کاهش حداکثر فلکشن زاویه ران می‌تواند سبب افزایش نیروی عکس‌العمل عمودی زمین شود (۵۳، ۵۴). از عوامل تعیین‌کننده طول گام، دامنه حرکتی مفصل ران می‌باشد که افزایش دامنه حرکتی فلکشن-اکستنشن ران، باعث افزایش طول گام می‌شود (۵۵، ۵۶). کاهش سرعت راه رفتن موجب کاهش قابل توجهی در نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین در طی مرحله اتکا راه رفتن می‌شود (۵۷، ۵۸).

شاخص عدم تقارن دامنه حرکتی دورسی فلکشن مفصل میچ پا در گروه ناشنوا بالاتر از افراد سالم بود. در راه رفتن، اندام‌ها باید از هماهنگی کامل جهت رسیدن به حرکتی موزون برخوردار باشند (۲۸). از وضعیت عدم تقارن به‌عنوان فاکتوری جهت آسیب‌شناسی راه رفتن در نظر گرفته می‌شود و نتایج جمع‌آوری شده با فرض تقارن راه رفتن به تفسیر نتایج خود می‌پردازند که باعث ایجاد مشکلاتی می‌شود (۲۸). به همین دلیل تقارن یا عدم تقارن راه رفتن در افراد مسئله قابل توجهی برای توان‌بخشان و پزشکان می‌باشد (۳۰) از طرفی دیگر مطالعاتی که در حوزه متغیرهای بیومکانیکی راه رفتن انجام می‌شود با هدف ارزیابی راه رفتن، طراحی ارتز و پروتز و همچنین برنامه‌های توان‌بخشی جهت راه رفتن آسیب‌شناسی می‌باشد (۳۰). از جمله عواملی که باعث افزایش هزینه متابولیکی و مکانیکی و همچنین افزایش ریسک افتادن و عدم تعادل می‌گردد افزایش عدم تقارن راه رفتن است (۵۹). رسیدن به تقارن کامل راه رفتن، هدف مهمی برای فیزیوتراپی افراد دارای بیماری‌ها و ناهنجاری‌های عملکردی می‌باشد (۶۰، ۶۱). با توجه به نتایج پژوهش حاضر بهبود تقارن دامنه حرکتی دورسی فلکشن میچ پا در افراد ناشنوا باید در برنامه توان‌بخشی جهت کاهش ریسک افتادن و بهبود هزینه متابولیکی و مکانیکی بدن این افراد قرار داده شود.

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که کاهش اوج فلکشن زانو در لحظه تماس پاشنه با زمین و افزایش شاخص عدم تقارن در پانتار فلکشن میچ پا در کودکان ناشنوا طی راه رفتن می‌تواند با نرخ آسیب بیشتر در این افراد مرتبط باشد. از این نتایج می‌توان در پروتکل توان‌بخشی کودکان ناشنوا استفاده نمود. به این ترتیب که با تمریناتی همچون راه رفتن و دادن بازخورد طی آن سعی در کاهش دامنه پلنتارفلکشن میچ پا و افزایش دامنه فلکشن زانو طی فاز پاسخ بارگیری نمود. در این زمینه همچنین می‌توان با دادن بازخورد طی راه رفتن دامنه حرکتی دورسی فلکشن میچ دو پای راست و چپ را نیز به هم نزدیکتر نمود.

قدردانی

مؤلفین از کلیه آزمون‌ها که در این پژوهش شرکت نمودند و از مسئولین محترم دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان و آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی این دانشگاه قدردانی می‌نمایند.

References:

1. Wiener-Vacher SR. 2008. Vestibular disorders in children. *International journal of audiology*. 47(9):578-83.
2. Effen SK. 1981. Effect of an exercise program on the static balance of deaf children. *Physical therapy*. 61(6):873-7.
3. Cruickshanks KJ, Wiley TL, Tweed TS, Klein BE, Klein R, Mares-Perlman JA, et al. 1998. Prevalence of hearing loss in older adults in Beaver Dam, Wisconsin: The epidemiology of hearing loss study. *American journal of epidemiology*. 148(9):879-86.
4. DAVIs AC. 1989. The prevalence of hearing impairment and reported hearing disability among adults in Great Britain. *International Journal of Epidemiology*. 18(4):911-7.
5. Carvill S. 2001. Sensory impairments, intellectual disability and psychiatry. *Journal of Intellectual Disability Research*. 45(6):467-83.
6. Mohr PE, Feldman JJ, Dunbar JL, McConkey-Robbins A, Niparko JK, Rittenhouse RK, et al. 2000. The societal costs of severe to profound hearing loss in the United States. *International journal of technology assessment in health care*. 16(04):1120-35.
7. Koffler T, Ushakov K, Avraham KB. 2015. Genetics of hearing loss: syndromic. *Otolaryngologic clinics of North America*. 48(6):1041-61.
8. Siegel JC, Marchetti M, Tecklin JS. 1991. Age-related balance changes in hearing-impaired children. *Physical therapy*. 71(3):183-9.
9. Jafari Z, Malayeri SA. 2011. The effect of saccular function on static balance ability of profound hearing-impaired children. *International journal of pediatric otorhinolaryngology*. 75(7):919-24.
10. Potter CN, Silverman LN. 1984. Characteristics of vestibular function and static balance skills in deaf children. *Physical therapy*. 64(7):1071-5.
11. Rajendran V, Roy FG. 2011. An overview of motor skill performance and balance in hearing impaired children. *Italian journal of pediatrics*. 37(1):33.
12. De Kegel A, Dhooge I, Cambier D, Baetens T, Palmans T, Van Waelvelde H. 2011. Test-retest reliability of the assessment of postural stability in typically developing children and in hearing impaired children. *Gait & posture*. 1;33(4):679-85.
13. de Sousa AMM, de França Barros J, de Sousa Neto BM. 2012. Postural control in children with typical development and children with profound hearing loss. *International journal of general medicine*. 5:433.
14. Pavao SL, dos Santos AN, de Oliveira AB, Rocha NACF. 2014. Functionality level and its relation to postural control during sitting-to-stand movement in children with cerebral palsy. *Research in developmental disabilities*. 35(2):506-11.
15. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. 2000. What is balance? *Clinical rehabilitation*. 14(4):402-6.

16. Dutt-Mazumder A, Challis J, Newell K. 2016. Maintenance of postural stability as a function of tilted base of support. *Human movement science*. 48:91-101.
17. Jafarnejhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. 2017. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. *Gait & posture*. 53:236-40.
18. Majlesi M, Azadian E, Farahpour N, Jafarnejhad AA, Rashedi H. 2017. Lower limb muscle activity during gait in individuals with hearing loss. *Australasian physical & engineering sciences in medicine*. 40(3):659-65.
19. Melo RdS, Silva PWAd, Tassitano RM, Macky CFS, Silva LVCd. 2012. Balance and gait evaluation: comparative study between deaf and hearing students. *Revista Paulista de Pediatria*. 30(3):385-91.
20. Li L, Simonsick EM, Ferrucci L, Lin FR. 2013. Hearing loss and gait speed among older adults in the United States. *Gait & posture*. 38(1):25-9.
21. Majlesi M, Farahpour N, Azadian E, Amini M. 2014. The effect of interventional proprioceptive training on static balance and gait in deaf children. *Research in developmental disabilities*. 35(12):3562-7.
22. Heiderscheit B. Gait retraining for runners: in search of the ideal. JOSPT, Inc. JOSPT, 1033 North Fairfax Street, Suite 304, Alexandria, VA 22134-1540;2011.
23. Noehren B, Scholz J, Davis I. 2010. The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. *British journal of sports medicine*. bjsports69112.
24. Willy RW, Scholz JP, Davis IS. 2012. Mirror gait retraining for the treatment of patellofemoral pain in female runners. *Clinical Biomechanics*. 27(10):1045-51.
25. Crowell HP, Davis IS. 2011. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clinical biomechanics*. 26(1):78-83.
26. Tucker CA, Ramirez J, Krebs DE, Riley PO. 1998. Center of gravity dynamic stability in normal and vestibulopathic gait. *Gait & posture*. 8(2):117-23.
27. Herzog W, Nigg BM, Read LJ, Olsson E. 1989. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Med Sci Sports Exerc*. 21(1):110-4.
28. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. 2000. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & posture*. 12(1):34-45.
29. Sadeghi H, Allard P, Duhaime M. 1997. Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Human Movement Science*. 16(2-3):243-58.
30. Nasirzade A, Sadeghi H, Mokhtarinia HR, Rahimi A. 2017. Gait symmetry and its evaluation's methods: A review. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 6(2):283-97.
31. Bartsch R, Plotnik M, Kantelhardt JW, Havlin S, Giladi N, Hausdorff JM. 2007. Fluctuation and synchronization of gait intervals and gait force profiles distinguish stages of Parkinson's disease. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*. 383(2):455-65.

32. Su B, Song R, Guo L, Yen C. 2015. Characterizing gait asymmetry via frequency sub-band components of the ground reaction force. *Biomedical Signal Processing and Control*. 18:56-60.
33. Bautmans I, Jansen B, Van Keymolen B, Mets T. 2011. Reliability and clinical correlates of 3D-accelerometry based gait analysis outcomes according to age and fall-risk. *Gait & posture*. 33(3):366-72.
34. Jafarnezhadgero A, Madadi-Shad M, Esker FS, Robertson D. 2017. Do different methods for measuring joint moment asymmetry give the same results? *Journal of Bodywork and Movement Therapies*.
35. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. 2007. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior research methods*. 39(2):175-91.
36. Meyns P, Van Gestel L, Bruijn SM, Desloovere K, Swinnen SP, Duysens J. 2012. Is interlimb coordination during walking preserved in children with cerebral palsy? *Research in developmental disabilities*. 33(5):1418-28.
37. Kadaba MP, Ramakrishnan H, Wootten M. 1990. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of orthopaedic research*. 8(3):383-92.
38. Yoon J-y, Hwang Y-i, An D-h, Oh J-s. 2014. Changes in kinetic, kinematic, and temporal parameters of walking in people with limited ankle dorsiflexion: pre-post application of modified mobilization with movement using talus glide taping. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*. 37(5):320-5.
39. Grieve R, Barnett S, Coghil N, Cramp F. 2013. Myofascial trigger point therapy for triceps surae dysfunction: a case series. *Manual therapy*. 18(6):519-25.
40. Kobayashi T, Singer ML, Orendurff MS, Gao F, Daly WK, Foreman KB. 2015. The effect of changing plantarflexion resistive moment of an articulated ankle-foot orthosis on ankle and knee joint angles and moments while walking in patients post stroke. *Clinical Biomechanics*. 30(8):775-80.
41. Page P, Frank C, Lardner R. 2010. Assessment and treatment of muscle imbalance: the Janda approach: *Human kinetics*.
42. Tabrizi P, McIntyre W, Quesnel M, Howard A. 2000. Limited dorsiflexion predisposes to injuries of the ankle in children. *Bone & Joint Journal*. 82(8):1103-6.
43. Fong C-M, Blackburn JT, Norcross MF, McGrath M, Padua DA. 2011. Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics. *Journal of athletic training*. 46(1):5-10.
44. Malliaras P, Cook JL, Kent P. 2006. Reduced ankle dorsiflexion range may increase the risk of patellar tendon injury among volleyball players. *Journal of science and medicine in sport*. 9(4):304-9.
45. Bell-Jenje T, Olivier B, Wood W, Rogers S, Green A, McKinon W. 2016. The association between loss of ankle dorsiflexion range of movement, and hip adduction and internal rotation during a step down test. *Manual therapy*. 21:256-61.
46. Vesci B, Padua D, Bell D, Strickland L, Guskiewicz K, Hirth C. 2007. Influence of hip muscle strength, flexibility of hip and ankle musculature, and hip muscle activation on

- dynamic knee valgus motion during a double-legged squat. *Journal of Athletic Training*. 42(2 Suppl):83.
47. Piva SR, Goodnite EA, Childs JD. 2005. Strength around the hip and flexibility of soft tissues in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 35(12):793-801.
 48. Jordan R, Cooper M, Schuster R. 1979. Ankle dorsiflexion at the heel-off phase of gait: a photokinegraphic study. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 69(1):40-6.
 49. Mueller MJ, Minor SD, Schaaf JA, Strube MJ, Sahrman SA. 1995. Relationship of plantar-flexor peak torque and dorsiflexion range of motion to kinetic variables during walking. *Physical therapy*. 75(8):684-93.
 50. Liikavainio T, Isolehto J, Helminen HJ, Perttunen J, Lepola V, Kiviranta I, et al. 2007. Loading and gait symmetry during level and stair walking in asymptomatic subjects with knee osteoarthritis: importance of quadriceps femoris in reducing impact force during heel strike? *The Knee*. 14(3):231-8.
 51. Delfico AJ, Garrett WE. 1998. Mechanisms of injury of the anterior cruciate ligament in soccer players. *Clinics in sports medicine*. 17(4):779-85.
 52. Farahpour N, Jafarnejhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. 2016. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *Journal of biomechanics*. 49(9):1705-10.
 53. Yu B, Lin C-F, Garrett WE. 2006. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical Biomechanics*. 21(3):297-305.
 54. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Steadman JR. 2003. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical biomechanics*. 18(7):662-9.
 55. Neumann DA. 2013. *Kinesiology of the Musculoskeletal System-E-Book: Foundations for Rehabilitation*: Elsevier Health Sciences.
 56. Knutsson E, Mårtensson A. 1971. Quantitative effects of L-dopa on different types of movements and muscle tone in Parkinsonian patients. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 3(3):121-30.
 57. Chiu M-C, Wang M-J. 2007. 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*. 25(3):385-92.
 58. Keller TS, Weisberger A, Ray J, Hasan S, Shiavi R, Spengler D. 1996. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical biomechanics*. 11(5):253-9.

59. Ellis RG, Howard KC, Kram R. 2013 .The metabolic and mechanical costs of step time asymmetry in walking. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences*. 280(1756):20122784.
60. Hodt-Billington C, Helbostad JL, Vervaat W, Rognsvåg T, Moe-Nilssen R. 2012 . Criteria of gait asymmetry in patients with hip osteoarthritis. *Physiotherapy theory and practice*. 28(2):134-41.
61. Durham S, Eve L, Stevens C, Ewins D. 2004 .Effect of functional electrical stimulation on asymmetries in gait of children with hemiplegic cerebral palsy. *Physiotherapy*. 90(2):82-90.