Published Online: 2019.March.29 **Research Article**

Archive of SID

Evaluation of Plantar Pressure Variables in Blind Individuals Compared to Healthy Controls

Mahrokh Dehghani[*1], AmirAli Jafarnezhadgero[2], Mohammad Abdollahpour Darvishani[3]

1. Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
2. Assistant Professor, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
3. MSc. of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Received: 2018.December.12 **Revised: 2019. February.25** **Accepted: 2019.March.16**

Abstract

Background and Aims: The Frequency Domain analysis of Ground reaction forces is one of the mechanical parameters that play a significant role in the vulnerability of people while walking and running. The purpose of the present study was to compare the frequency domain analysis of ground reaction forces in deaf and healthy control people during running.

Materials and Methods: A quasi-experimental study was carried out on 30 males who were equally divided into a healthy group and a group with hearing loss problems (Deaf group). Peak plantar pressure variables in deaf individuals and healthy controls were recorded using a foot scan system (sample rate: 300 Hz).

Results: The results showed that the frequency content with the number of essential harmonies in the Toe foot (p= 0.012) and foot finger 2 to 5 (p=0/035) in deaf were smaller than those of the healthy controls. Also, the frequency content with power 99.5% in the fourth metatarsal (P=0.038) and fifth metatarsal (P=0.019) in deaf were greater than those of the healthy controls. Moreover, stance time during running in deaf group was more than that of the healthy control group (p=0.032).

Conclusion: Stance time during running in deaf group was more than that of the healthy control group, which has the potential for injury in these people.

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

Cite this article as: Mahrokh Dehghani, AmirAli Jafarnezhadgero, Mohammad Abdollahpour darvishani. Evaluation of plantar pressure variables in blind individuals compared to healthy controls. J Rehab Med. 2019; 8(3): 171-178.

* **Corresponding Author**: Mahrokh Dehghani. Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
Email: mahrokh.dehghani@yahoo.com

DOI: 10.22037/jrm.2019.111146.1791

www.SID.ir

Archive of SID

بررسی متغیرهای فشار کف پایی در افراد نابینا در مقایسه با همسالان سالم

ماهرخ دهقانی*[۱]، امیرعلی جعفرنژادگرو[۲]، محمد عبدالله‌پور درویشانی[۳]

۱. استادیار رفتارحرکتی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۲. استایار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۳. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۰۹/۲۱ بازنگری مقاله ۱۳۹۷/۱۲/۰۶ پذیرش مقاله ۱۳۹۷/۱۲/۲۵ *

چکیده

مقدمه و اهداف

امروزه متغیرهای فشار کف پایی یکی از پارامترهای مهم در تحلیل بیومکانیک راه رفتن می‌باشد. هدف از پژوهش حاضر بررسی متغیرهای فشار کف پایی در افراد نابینا در مقایسه با همسالان سالم بود.

مواد و روش‌ها

۱۴ مرد نابینا و ۱۶ مرد سالم داوطلب شرکت در مطالعه حاضر شدند. برای اندازه‌گیری متغیرهای فشار کف پایی طی مرحله استانس راه رفتن از دستگاه فوت اسکن استفاده شد. داده‌های متغیرهای فشار کف پایی با فرکانس نمونه‌برداری ۳۰۰ هرتز ثبت شد. جهت تحلیل‌های آماری از آزمون آنالیز واریانس چندمتغیره استفاده شد. سطح معناداری برابر ۰/۰۵ بود.

یافته‌ها

یافته‌ها نشان داد سرعت راه رفتن افراد نابینا در مقایسه با افراد سالم کمتر بود ($p<۰/۰۵$). نتایج نشان داد زمان رسیدن به اوج اولیه منحنی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در لحظه برخورد پاشنه ($p=۰/۰۰۱$)، میانه اتکا ($p=۰/۰۰۴$) و جدا شدن پنجه پا ($p=۰/۰۰۲$) در گروه نابینا در مقایسه با گروه سالم به ترتیب برابر ۴۲/۷، ۳۶/۴، و ۲۳/۸ میلی‌ثانیه بالاتر بود. نرخ بارگذاری عمودی در گروه نابینا در مقایسه با افراد سالم حدود ۳۲/۲ درصد کمتر بود ($p=۰/۰۰۲$). میزان جابه‌جایی مرکز فشار در راستای قدامی–خلفی در گروه نابینا حدود ۸/۱ درصد کمتر از گروه سالم بود ($p=۰/۰۰۸$). در متغیرها فشار کف پایی و اوج نیروها بین دو گروه اختلاف معناداری مشاهده نشد ($p>۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد سرعت پایین راه رفتن در افراد نابینا و همسان بودن اوج نیروها و متغیرهای فشار کف پایی می‌توان بیان نمود این افراد در ریسک آسیب بیشتری در مقایسه با افراد سالم قرار دارند.

واژه‌های کلیدی

راه رفتن؛ فشار کف پایی؛ نرخ بارگذاری؛ نابینا

نویسنده مسئول: ماهرخ دهقانی، استایار رفتارحرکتی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

آدرس الکترونیکی: mahrokh.dehghani@yahoo.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

پدیده معلولیت یکی از دستاوردهای دنیای صنعتی می‌باشد که عوارض ثانویه ناشی از آن، باعث اختلال در سلامتی افراد (همچون افراد نابینا) می‌شود.[۱] بر اساس آمار سازمان جهانی بهداشت، در سطح جهان حدود ۱۹ میلیون کودک دچار اختلالات بینایی هستند.[۲] اختلال گیرندهای بینایی موجب بروز اشکال در جهت‌یابی فضایی این افراد، تعادل و اجرای مهارت‌های حرکتی می‌شود.[۳] در مقطع ابتدایی به کودکانی که تنزل سطح فعالیت‌های حرکتی آن‌ها ناشی از عادت به کم‌کاری عملکرد بینایی است باید توجه خاصی شود، زیرا این مقطع یکی از ثمربخش‌ترین دوره‌های سنی برای سازگاری با تمرینات بدنی، وضعیت‌های قامتی صحیح و تقویت قابلیت‌های جسمانی نظیر هماهنگی حرکتی و تصورات فضایی می‌باشد.[۴]

اختلال در تعادل افراد نابینا می‌تواند سبب تغییر در مکانیک حرکات دینامیک همچون راه رفتن گردد.[۵] پای انسان ساختار مکانیکی پیچیده و چندمفصله‌ای است که در عملکرد اندام تحتانی طی حرکات دینامیک همچون راه رفتن نقش مهمی را ایفا می‌نماید.[۶] پا تنها بخش بدن است که در حال حرکت با سطوح خارجی تماس پیدا می‌کند و برای حفظ تعادل به هنگام راه رفتن و در حالت ایستاده نقش بسیار مهمی ایفا می‌نماید.[۶] اندام تحتانی باید نیروی کششی، قیچی‌وار و چرخشی را در فاز استانس راه رفتن و دویدن به خوبی توزیع کند. توزیع نامناسب این نیروها باعث ایجاد حرکات غیرطبیعی بوده و در اثر ایجاد چرخش و فشار زیاد باعث تخریب بافت‌های نرم و کاهش کارایی عضلانی می‌شود.[۷]

در بین روش‌های آنالیز راه رفتن، اندازه‌گیری توزیع فشار کف پایی یکی از روش‌های متداول و جدید است که عملکرد پا را در شرایط استاتیکی و دینامیکی به صورت کمی بررسی می‌کند.[۸] توزیع فشار کف پایی به عنوان یک روش بازتوانی بیوفیدبک برای کنترل پوسچر راه رفتن افراد سکته‌کرده و قطع عضو می‌باشد.[۹] همچنین اندازه‌گیری فشار کف پایی اطلاعات مفیدی در رابطه با ساختار و عملکرد پا و مکانیک عمومی راه رفتن و دویدن برای محققین فراهم می‌کند و ابزاری مفید برای ارزیابی افراد دارای مشکلات اندام تحتانی می‌باشد.[۹] از میان پارامترهای فشار کف پایی، اغلب حداکثر فشار کف پایی استفاده می‌شود که حداکثر بار وارده بر نواحی مختلف پا را طی فاز اتکا راه رفتن نشان می‌دهد.[۱۰] اطلاعات مربوط به توزیع فشار کف پایی برای تشخیص مشکلات پا[۱۱]، طراحی کفی[۱۲]، آنالیز عملکرد ورزشی، پیشگیری از آسیب[۱۳] و بهبود کنترل تعادل[۱۴] استفاده می‌شود. هر گونه تغییر در الگوی فشار کف پایی احتمال آسیب بافت‌ها و ایجاد درد را افزایش می‌دهد.[۱۱] به طور کلی تجزیه و تحلیل فشار کف پایی دیدگاه جدیدی در رفتارشناسی درد و شکایت از ناراحتی‌های اندام تحتانی، به طور مثال برای پیدا کردن بیومکانیک پای غیرطبیعی و راستایی غیرنرمال بدن ایجاد کرده است.[۷]

از آنجایی که توزیع غیرطبیعی فشار پا، با افزایش هزینه‌های درمانی و گسترش آسیب‌ها درد در ارتباط است، امروزه مورد توجه بسیاری از محققان قرار گرفته است.[۱۵] احمدی‌براتی و همکاران نشان دادند در قابلیت‌های هماهنگی حرکتی، سهم عملکردهای اصلاحی و جبرانی برای رفع خسارت‌های ناشی از ضعف عملکردهای بینانی یکسان نمی‌باشد و نیز بیان کردند تاثیر بینایی بر انجام تعادل در این کودکان بسیار مهم می‌باشد و نشان‌دهنده اهمیت ادراک بینایی بر کسب اطلاعات لازم از محیط پیرامون جهت اجرای تعادل در کودکان می‌باشد.[۳] فرجی‌آیلار در پژوهشی به بررسی گشتاور مفاصل اندام تحتانی در طی تکلیف نشستن و برخواستن در کودکان نابینا پرداخت.[۱۶] نتایج این پژوهش نشان داد که فقدان حس بینایی در درازمدت و کوتاه‌مدت تأثیر عمده‌ی بر گشتاور مفاصل اندام تحتانی در صفحه ساجیتال ندارد.[۱۶] مطالعات پیشین نحوه توزیع فشار کف پایی را طی راه رفتن در افراد دارای ناهنجاری‌های مختلف اندام تحتانی مورد بررسی قرار دادند[۱۷، ۱۸]، اما تاکنون مطالعه‌ای که به بررسی نحوه توزیع فشار کف پایی طی راه رفتن در افراد نابینا پرداخته باشد، توسط محقق مشاهده نشد. با توجه به اهمیت توزیع متغیرهای فشار کف پایی طی راه رفتن در توانبخشی آسیب‌های مختلف، هدف تحقیق حاضر بررسی توزیع فشار کف پایی در افراد نابینا طی راه رفتن می‌باشد.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. با استفاده از نرم‌افزار G*POWER مشخص گردید که برای دستیابی به توان آماری برابر با ۰/۸، اندازه اثر برابر ۰/۸ و در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ حداقل نیاز به ۱۴ نفر نمونه آماری می‌باشد. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۱۴ نفر مرد نابینا و ۲۰ مرد سالم بود (جدول ۱). برای ثبت مشخصات افراد یک پرسش‌نامه تهیه شد که شامل تاریخ تولد، وضعیت پزشکی، شدت و تاریخ نابینایی بود. میزان نابینا مورد نظر بیشتر از ۷۵ درصد بوده و همه افراد نابینا مادرزادی بودند. افراد نابینا که دارای اختلالات عصبی–حرکتی یا ارتوپدی بودند و یا از داروهایی که بر سیستم عصبی مرکزی تأثیر می‌گذارد، استفاده می‌کردند، از مطالعه حذف شدند. هیچ‌کدام از شرکت‌کنندگان اختلالات عصبی یا ارتوپدی ثانویه از جمله آسیب اندام تحتانی در شش ماه قبل از جمع‌آوری داده‌ها را نداشتند. 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.

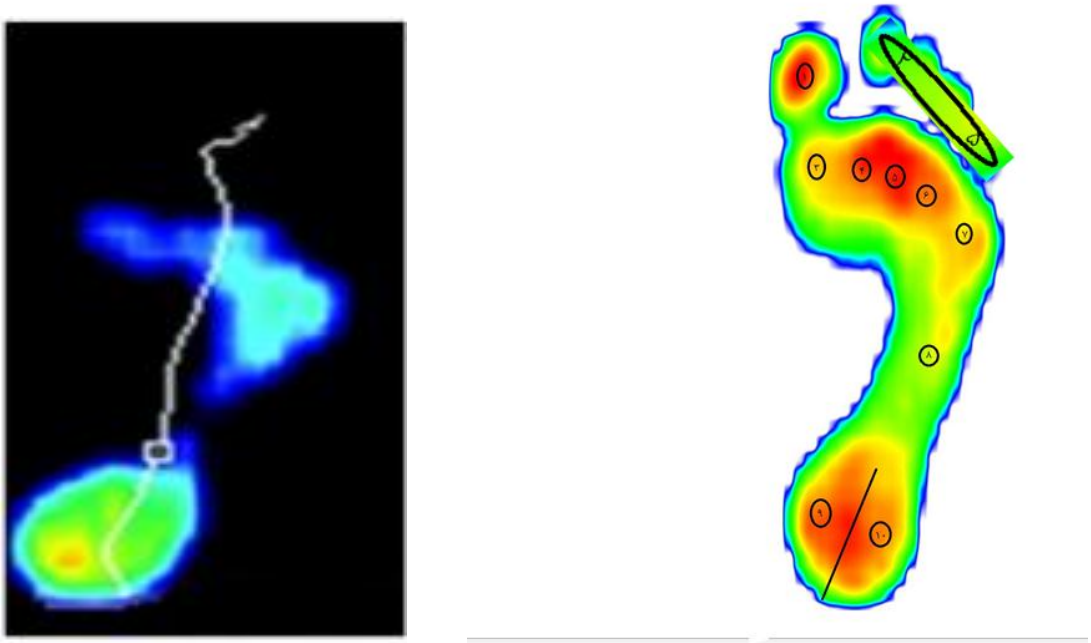
www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۱: آمار توصیفی سن، قد، وزن و شاخص توده بدن در دو گروه سالم و نابینا

	گروه سالم	گروه نابینا	سطح معناداری
سن	۲۷/۱۸±۴/۲۳	۳۰/۰۷±۴/۲۸	۰/۰۷۵
قد (cm)	۱۷۵/۵۶±۳/۵۰	۱۷۰/۵۰±۱۰/۳۲	۰/۰۷۵
وزن (kg)	۷۲/۸۱±۱۰/۱۰	۶۷/۵۰±۱۶/۴۳	۰/۲۸۸
شاخص توده بدن (kg/m^2)	۲۳/۶۱±۳/۱۰	۲۲/۹۹±۴/۳۳	۰/۶۵۳

دستگاه فوت اسکن (RSScan International, Belgium, 0.5m×0.5×0.02m, 4363 Sensors) در وسط مسیر راه رفتن ۱۵ متری قرار داشت. داده‌های متغیرهای فشار کف پایی با استفاده از نرم‌افزار (آر، اس، اسکن) و با فرکانس نمونه‌برداری ۳۰۰ هرتز ثبت شد. ابتدا فرآیند کالیبره نمودن دستگاه فوت اسکن انجام شد. برای هر آزمودنی در ادامه یک کوشش ایستا ثبت گردید که در آن وزن آزمودنی و طول پا وی در نرم‌افزار دستگاه ثبت گردید. سپس کوشش راه رفتن صحیح شامل برخورد کامل پا بر روی بخش میانی دستگاه فوت اسکن ثبت گردید. اگر طی راه رفتن، پای آزمودنی بر روی فوت اسکن قرار نمی‌گرفت یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می‌شد، کوشش راه رفتن تکرار می‌گردید. داده‌های فشار کف پایی در طی فاز اتکای راه رفتن استخراج شد. فاز اتکای راه رفتن به عنوان تماس پاشنه پا با زمین تا بلند شدن پنجه پا تعیین شد. میانگین سه کوشش راه رفتن جهت تحلیل‌های آماری بیشتر مورد استفاده قرار گرفت. متغیرهای مورد نظر اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به این اوج، نرخ بارگذاری، اوج متغیرهای فشار کف پایی در نواحی ده‌گانه پا (شکل ۱)، اوج نیروهای وارده بر نواحی ده‌گانه پا و جابه‌جایی مرکز فشار در دو راستای داخلی–خارجی (Cop_x) و قدامی–خلفی (Cop_y) بود. نواحی ده‌گانه پا شامل انگشت شست، انگشتان دو تا پنجم، استخوان کف پایی اول، استخوان کف پایی دوم، استخوان کف پایی سوم، استخوان کف پایی چهارم، استخوان کف پایی پنجم، بخش میانه پا، بخش داخلی پاشنه و بخش خارجی پاشنه می‌باشد. جهت محاسبه نرخ بارگذاری نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، شیب خط اتصال‌دهنده از لحظه تماس پاشنه (Heel Contact (HC)) تا اوج اولیه منحنی عمودی نیروی عکس‌العمل زمین محاسبه شد.[۲۰] جهت هموار نمودن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین از برش فرکانسی ۲۰ هرتز استفاده شد.[۲۰] برای نرمال نمودن مقادیر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، این مقادیر بر وزن بدن تقسیم و در عدد صد ضرب شدند.[۲۰] جهت محاسبه سرعت راه رفتن، طول مسیر راه رفتن (متر) بر مدت زمان (ثانیه) طی نمودن مسیر راه رفتن توسط آزمودنی تقسیم گردید.



تصویر ۱: موقعیت نواحی ده‌گانه پا (سمت راست) و جابه‌جایی مرکز فشار (سمت چپ)

تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از اس.پی.اس.اس نسخه ۲۱ انجام شد. نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو–ویلک مورد تأیید قرار گرفت. جهت تحلیل آماری داده‌ها از آزمون آنالیز واریانس چندمتغیره در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. جهت محاسبه اندازه اثر از رابطه d کوهن استفاده شد.[۲۱]

www.SID.ir

Archive of SID

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

یافته‌ها

نتایج نشان داد که سرعت راه رفتن در افراد نابینا (۰/۰۹±۱/۱۴ متر بر ثانیه) در مقایسه با افراد سالم (۰/۰۸±۱/۲۷ متر بر ثانیه) کمتر است (p<۰/۰۰۱). یافته‌ها نشان داد که اوج مؤلفه‌های نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بین دو گروه سالم و نابینا به لحاظ آماری اختلاف معنا-داری را دارا نمی‌باشد (p>۰/۰۵). زمان رسیدن به اوج اولیه منحنی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در لحظه برخورد پاشنه (p=۰/۰۰۱؛ d=۱/۲۹)، میانه اتکا (P=۰/۰۰۴؛ d=۱/۱۸) و جدا شدن پنجه پا (p=۰/۰۰۲؛ d=۱/۲۸) در گروه نابینا در مقایسه با گروه سالم به ترتیب برابر ۴۲/۷، ۳۶/۴، و ۲۳/۸ میلی‌ثانیه بالاتر بود (جدول ۲). میزان جابه‌جایی مرکز فشار در راستای قدامی–خلفی در گروه نابینا حدود ۸/۱ درصد کمتر از گروه سالم بود (p=۰/۰۰۸، d=۱/۰۰). نرخ بارگذاری عمودی در گروه نابینا در مقایسه با افراد سالم حدود ۳۲/۲ درصد کمتر بود (p=۰/۰۰۲؛ d=۱/۲۳) (جدول ۲).

جدول ۲: مقادیر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (برحسب درصدی از وزن بدن)، زمان رسیدن به اوج نیروها (میلی‌ثانیه) و جابه‌جایی مرکز فشار (میلی‌متر) در دو گروه سالم و نابینا طی فاز اتکا راه رفتن

متغیر	مؤلفه	گروه سالم	گروه نابینا	سطح معناداری	اندازه اثر
اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین	F_{ZHC}	۱۷۸۳/۰۲±۱۷۲/۲۰	۱۷۰۰/۲۳±۲۰۸/۲۰	۰/۱۹۳	۰/۴۳
	F_{ZMS}	۱۳۶۶/۲۶±۱۴۰/۲۴	۱۴۳۳/۹۲±۲۲۴/۸۳	۰/۳۲۵	۰/۳۷
	F_{ZPO}	۱۷۱۴/۳۳±۱۲۳/۳۶	۱۶۶۱/۸۰±۳۲۳/۲۱	۰/۵۵۱	۰/۲۳
زمان رسیدن به اوج نیروها	F_{ZHC}	۲۲۲/۰۴±۶۱/۴۱	۳۱۶/۹۰±۸۵/۵۴	۰/۰۰۱*	۱/۲۹
	F_{ZMS}	۴۱۱/۰۰±۸۴/۴۸	۵۶۰/۷۱±۱۶۹/۲۰	۰/۰۰۴*	۱/۱۸
	F_{ZPO}	۵۷۰/۲۴±۷۳/۶۷	۷۰۶/۱۹±۱۳۸/۳۱	۰/۰۰۲*	۱/۲۸
مرکز فشار	داخلی–خارجی	۳۹/۶۵±۸/۳۵	۳۷/۶۵±۱۷/۰۱	۰/۳۸۰	۰/۱۵
	قدامی–خلفی	۲۴۶/۰۱±۹/۵۷	۲۲۶/۰۶±۳۴/۷۷	۰/۰۳۶	۰/۸۹
نرخ بارگذاری	عمودی	۸/۶۱±۲/۴۵	۵/۸۴±۲/۰۴	۰/۰۰۲	۱/۲۳

*سطح معناداری p<۰/۰۵

یافته‌ها نشان داد که اوج فشار کف پایی در نواحی ده‌گانه پا بین دو گروه سالم و نابینا به لحاظ آماری اختلاف معناداری را دارا نمی‌باشد (p>۰/۰۵؛ جدول ۳).

جدول ۳: اوج فشار کف پایی (نیوتن بر سانتی‌متر مربع) در نواحی ده‌گانه پا در دو گروه سالم و نابینا طی فاز اتکا راه رفتن

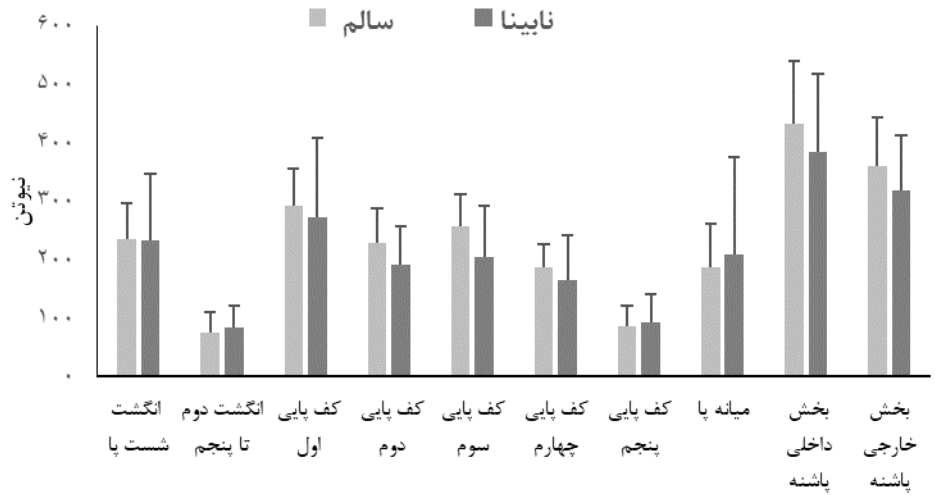
ناحیه	گروه سالم	گروه نابینا	سطح معناداری
انگشت شست	۱۶/۸۹±۳/۴۶	۱۸/۲۰±۷/۱۱	۰/۵۱۹
انگشت دوم تا پنجم	۶/۳۳±۱/۷۹	۷/۱۴±۲/۵۳	۰/۳۲۱
کف پایی اول	۱۵/۶۳±۳/۶۴	۱۵/۲۱±۶/۷۱	۰/۸۳۰
کف پای دوم	۲۳/۹۲±۴/۷۸	۲۰/۸۷±۵/۶۷	۰/۱۲۱
کف پایی سوم	۲۱/۴۹±۳/۶۴	۱۸/۲۹± ۵/۱۹	۰/۰۵۹
کف پایی چهارم	۱۵/۹۹±۳/۵۴	۱۴/۵۵±۴/۵۶	۰/۳۳۸
کف پایی پنجم	۹/۵۰±۲/۶۱	۹/۷۹±۳/۸۶	۰/۸۰۸
میانه پا	۷/۱۱± ۱/۶۲	۷/۵۷±۴/۵۸	۰/۷۰۶
بخش داخلی پاشنه	۲۱/۳۷±۳/۸۳	۲۰/۳۵±۵/۴۳	۰/۵۵۳
بخش خارجی پاشنه	۱۹/۵۶±۳/۸۶	۱۷/۸۶±۳/۶۹	۰/۲۳۰

*سطح معناداری p<۰/۰۵

یافته‌ها نشان داد اوج نیروی وارده بر نواحی ده‌گانه پا به لحاظ آماری اختلاف معناداری را بین دو گروه دارا نمی‌باشد (p>۰/۰۵؛ جدول ۴).

www.SID.ir

Archive of SID



نمودار ۱: اوج نیروهای وارده بر نواحی ده‌گانه پا در دو گروه سالم و نابینا طی راه رفتن

بحث

اندازه‌گیری فشار کف پایی اطلاعات مؤثری از عملکرد پا، ساختار آناتومیکی و بیومکانیک راه رفتن فراهم می‌کند و ابزاری مفید برای ارزیابی مشکلات اندام تحتانی به شمار می‌رود.[۲۵] هدف از مطالعه حاضر بررسی متغیرهای فشار کف پایی در کودکان نابینا طی راه رفتن در مقایسه با همسالان سالم می‌باشد.

نتایج تحقیق نشان داده شده که میانگین جابه‌جایی مرکز فشار در راستای قدامی–خلفی در اقراد سالم بیشتر از افراد نابینا بود. برای راه رفتن با کارآیی بالا، افزایش شتاب مرکز جرم کل بدن در پای عقب از طریق همکاری فلکسورها باید کاهش یابد.[۲۲-۲۳] کاهش شتاب مرکز جرم کل بدن در پای جلو از طریق همکاری اکتنسورها باید افزایش یابد[۲۲-۲۳] و انتقال آنی انرژی از طریق بلند شدن روی انگشتان پا[۲۲] باید صورت گیرد. عضلات موافق به وسیله سیستم عصبی مرکزی به کار گرفته می‌شود تا حرکت پا را برای تغییر دادن مرکز فشار در زیر پا دست کاری کنند.[۲۴] تحقیقات نشان داده است که مرکز فشار، مرکز جرم را در پایان راه رفتن کنترل می‌کند تا بتواند وضعیت مرکز جرم را از طریق استراتژی‌های بارگذاری یا عدم بارگذاری اندام برای کنترل مرکز جرم، افزایش در طول گام برای تغییر در جابه‌جایی و گردش مرکز فشار در داخل سطح تکیه‌گاه و تاثیر بر روی وضعیت مرکز جرم تغییر دهد و بر پایان راه رفتن موفقیت‌آمیز اثر مثبت بگذارد.[۵۲] با توجه به نتایج پژوهش حاضر می‌توان بیان نمود که افراد نابینا در راستای قدامی–خلفی هماهنگی عصبی–عضلانی ضعیف-تری در مقایسه با افراد سالم دارا هستند، به همین دلیل است که جهت حفظ بهتر عملکرد راه رفتن، جابه‌جایی مرکز فشار کمتری را دارا هستند. از سوی دیگر، یکی از دلایل احتمالی پایین‌تر بودن جابه‌جایی مرکز فشار ترس از افتادن است؛ در واقع کاهش سرعت راه رفتن و کاهش جابه‌جایی مرکز فشار مکانیزم‌های جبرانی هستند تا نقص بینایی و در نتیجه ضعف تعادلی این افراد را طی راه رفتن جبران و خطر سقوط را کاهش دهند. از سوی دیگر، بیشتر بودن جابه‌جایی مرکز فشار در افراد سالم نسبت به افراد نابینا ممکن است به دلیل ساختار اندام تحتانی بهتر و همکاری بهتر عضلات مربوط باشد. تغییرات مرکز فشار در نتیجه سینرژی عضلانی است که به وسیله سیستم عصبی مرکزی به کار گرفته می‌شود تا حرکت اندام را برای تغییر مرکز فشار فراهم کند.[۲۶] سیستم کنترلی حرکت بدن انسان، همواره فعالیت‌های بدن را به گونه‌ی کنترل می‌کند که بیشترین بازده با کم‌ترین میزان خستگی در عضله‌ها حاصل شود. اساس این نوع فعالیت تحت عنوان سینرژی در بدن در نظر گرفته می‌شود.[۲۶] در واقع سینرژی باعث ساده‌سازی سیستم کنترل حرکتی بدن می‌شود.[۲۶] با وجود این، مطالعه مشابه که به بررسی متغیرهای اوج فشار کف پایی و اوج نیروها در افراد نابینا در نواحی مختلف پرداخته باشد، مشاهده نشد. به همین دلیل امکان مقایسه مستقیم نتایج پژوهش حاضر با سایر پژوهش‌ها میسر نیست. فرجی‌آیلار بیان کرد که فقدان حس بینایی در درازمدت و کوتاه‌مدت تأثیر عمده بر گشتاور مفاصل اندام تحتانی در صفحه ساجیتال ندارد.[۱۶] نتایج تحقیق حاضر نشان داد میزان اوج فشار کف پایی و اوج نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین در هیچ یک از نواحی ده‌گانه کف پا در دو گروه سالم و نابینا اختلاف معناداری مشاهده نشد. با توجه به سرعت پایین راه رفتن در افراد نابینا و همسان بودن اوج نیروها و متغیرهای فشار کف پایی می‌توان بیان نمود این افراد در ریسک آسیب بیشتری در مقایسه با افراد سالم قرار دارند. به علاوه نتایج پژوهش حاضر نشان داد زمان رسیدن به اوج نیروها بین افراد سالم و نابینا در هر سه مرحله برخورد پاشنه و میانه استقرار و بلند شدن پنجه پا در افراد نابینا به طور معناداری بیشتر از گروه کنترل بود. در واقع افراد نابینا زمان بیشتری را در ابتدای راه رفتن طی می‌کنند. حس بینایی با اطلاعات لحظه به لحظه‌ای که از محیط پیرامون به سیستم عصبی می‌دهد، نقش مستقیم و اساسی در برقراری تعادل ایفا می‌کند. هر گونه کاهش یا نقص بینایی منجر به تغییر روند عملکرد حرکتی و ثبات

www.SID.ir

Archive of SID

تعادلی انسان می‌گردد[۲۷]؛ به طوری که یک فرد نابینا دو برابر بیش‌تر از یک فرد بینا در راه رفتن، دچار مشکل می‌شود[۲۸]؛ در نتیجه زمان رسیدن به اوج فشار کف پایی بیشتر خواهد بود.

مهم‌ترین مؤلفه نیروی عکس‌العمل زمین مؤلفه عمودی است.[۲۹] مؤلفه عمودی به دلیل مقدار بیشتر، در اکثر افراد دارای اهمیت بیومکانیکی بیشتری است.[۳۰] در مقایسه با مراحل مختلف راه رفتن، مرحله تماس اولیه بین پا و زمین باعث ایجاد نیروهای عمودی بالایی در اندام تحتانی می‌شود. همچنین افزایش و تکرار نیروهای ضربه‌ای و نرخ بارگذاری در فاز ابتدایی راه رفتن دارای اثرات منفی روی سیستم عضلانی–اسکلتی است.[۳۱-۳۲] در پژوهش حاضر نشان داده شد هرچند مؤلفه‌های نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در هیچ‌یک از سه مرحله استقرار بین افراد سالم و نابینا اختلاف معناداری نداشت، اما میانگین نرخ بارگذاری در گروه سالم به طور معناداری در مرحله برخورد پاشنه بیشتر از گروه نابینا بود. کاهش نرخ بارگذاری در گروه نابینا نسبت به گروه سالم ممکن است به دلیل افزایش زمان رسیدن به اوج نیروها در مقایسه با افراد سالم باشد؛ در نتیجه با افزایش فاصله زمانی از شروع فاز ایستای تا رسیدن به مرحله پاسخ بارگذاری، مقدار نیرویی که بر بدن وارد می‌شود، با شتاب کمتری وارد می‌شود.[۳۳]

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان عدم وجود جنسیت مؤنث در نمونه آماری اشاره نمود. از سوی دیگر، عدم ثبت هم‌زمان متغیرهای کینماتیکی و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات از دیگر محدودیت‌های این پژوهش بود. همچنین در پژوهش حاضر سرعت راه رفتن به صورت خودانتخابی بود. شاید انجام پژوهش حاضر در سرعت کنترل‌شده و همسان بهتر بتواند اختلاف‌های بین دو گروه را آشکار نماید.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج پژوهش حاضر نشان داده شده که نرخ بارگذاری و زمان رسیدن به اوج نیروها در گروه نابینا کمتر از افراد سالم بود. جابه‌جایی مرکز فشار در راستای قدامی–خلفی در گروه نابینا بیشتر از گروه سالم بود. با توجه به سرعت پایین راه رفتن در افراد نابینا و همسان بودن اوج نیروها و متغیرهای فشار کف پایی می‌توان بیان نمود این افراد در ریسک آسیب بیشتری در مقایسه با افراد سالم قرار دارند.

تشکر و قدردانی

از تمامی افراد شرکت‌کننده که ما را در انجام پژوهش حاضر یاری نمودند، کمال تشکر و قدردانی را داریم.

منابع

1. Gasperetti B, Milford M, Blanchard D, Yang SP, Lieberman L, Foley JT. Dance Dance Revolution and EyeToy Kinetic modifications for youths with visual impairments. Journal of Physical Education, Recreation & Dance. 2010;81(4):15-55.
2. Organization WH, editor Visual impairment and blindness- Fact Sheet N° 282. August 2014. Availableonlineat: http://www.who. int/media Centre/factsheets/fs282/en.
3. AhmadinBA, Ahmadi BS, Ghaeini S, Behpour N, Letafatkar A. Comparing the effect of mental, physical and mental-physical exercises on the balance capability of blind students. 2013.
4. A DGD. Professional physical Education of low vision children. Sawtsky sport press 2000(Moscow).
5. Aylar MF, Firouzi F, Araghi MR. Influence of time restriction, 20 minutes and 94 ع.months, of visual information on angular displacement during the sit-to-stand (STS) task in three planes. Journal of physical therapy science. 2016;28(12):3330-6.
6. Hamill J, Knutzen KM. Biomechanical basis of human movement: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
7. 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.
8. Leitch KM, Birmingham TB, Jones IC, Giffin JR, Jenkyn TR. In-shoe plantar pressure measurements for patients with knee osteoarthritis: Reliability and effects of lateral heel wedges. Gait & posture. 2011;34(3):391-6.
9. Keijsers N, Stolwijk N, Nienhuis B, Duysens J. A new method to normalize plantar pressure measurements for foot size and foot progression angle. Journal of Biomechanics. 2009;42(1):87-90.
10. De Cock A, Willems T, Witvrouw E, Vanrenterghem J, De Clercq D. A functional foot type classification with cluster analysis based on plantar pressure distribution during jogging. Gait & posture. 2006;23(3):339-47.
11. Abdul Razak AH, Zayegh A, Begg RK, Wahab Y. Foot plantar pressure measurement system: A review. Sensors. 2012;12(7):9884-912.
12. Rai D, Aggarwal L. The study of plantar pressure distribution in normal and pathological foot. Pol J Med Phys Eng. 2006;12(1):25-34.
13. Bonato P. Wearable sensors/systems and their impact on biomedical engineering. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. 2003;22(3):18-20.
14. Rodgers MM. Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. Physical therapy. 1988;68(12):1822-30.

www.SID.ir

Archive of SID
15. Armstrong DG, Peters EJ, Athanasiou KA, Lavery LA. Is there a critical level of plantar foot pressure to identify patients at risk for neuropathic foot ulceration? The Journal of foot and ankle surgery. 1998;37(4):303-7.
16. Aylar MF. Control of Lower Extremity Joint Moments During Sit-to-Stand Among Blind Children. Journal of Clinical Engineering. 2017;42(4):189-93.
17. Azevedo RR, da Rocha ES, Franco PS, Carpes FP. Plantar pressure asymmetry and risk of stress injuries in the foot of young soccer players. Physical Therapy in Sport. 2017;24:39-43.
18. McKay MJ, Baldwin JN, Ferreira P, Simic M, Vanicek N, Wojciechowski E, et al. Spatiotemporal and plantar pressure patterns of 1000 healthy individuals aged 3–101 years. Gait & posture. 2017;58:78-87.
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. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. Journal of biomechanics. 2016;49(9):1705-10.
21. Jafarnezhadgero AA, Shad MM, Majlesi M, Granacher U. A comparison of running kinetics in children with and without genu varus. 2017.
22. Hase K, Stein R. Analysis of rapid stopping during human walking. Journal of neurophysiology. 1998;80(1):255-61.
23. Jaeger R, Vanitchatchavan P. Ground reaction forces during termination of human gait. Journal of biomechanics. 1992;25(10):1233-6.
24. Sparrow W, Tirosh O. Gait termination: a review of experimental methods and the effects of ageing and gait pathologies. Gait & posture. 2005;22(4):362-71.
25. Jian Y, Winter D, Ishac M, Gilchrist L. Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. Gait Posture 1993;1(1):9-22.
26. Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor control: translating research into clinical practice: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
27. Juodžbalienė V, Muckus K. The influence of the degree of visual impairment on psychomotor reaction and equilibrium maintenance of adolescents. Medicina. 2006;42(1):49-56.
28. Congdon NG, Friedman DS, Lietman T. Important causes of visual impairment in the world today. Jama. 2003;290(15):2057-60.
29. Headon R, Curwen R, editors. Recognizing movements from the ground reaction force. Proceedings of the 2001 workshop on Perceptive user interfaces; 2001: ACM.
30. Richards J. Biomechanics in Clinic and Research :An interactive teaching and learning course, Churchill Livingstone. Elsevier, China; 2008.
31. Riskowski JL, Mikesky A, Bahamonde RE, Alvey III T, Burr DB. Proprioception, gait kinematics, and rate of loading during walking: are they related? 2005.
32. Creaby MW, May K, Bennell KL. Insole effects on impact loading during walking. Ergonomics. 2011;54(7):665-71.
33. Saeedi H, Yazdani M, Ghasemi MS, Nabavi H, Mohammadpour A, Kamali M. The Effect of Standard and Beveled Heels of Orthopedic Shoe on Vertical Ground Reaction Forces during Walking in Healthy Subjects. Archives of Rehabilitation. 2013;14(3):47-55.

www.SID.ir