

Immediate Effect of Arch Support Foot Orthoses on Lower Limb Intra-Joint Coupling Angles during Walking in Children with Flat Foot

AmirAli Jafarnezhadgero*¹, Seyed Majid Alavi Mehr², Mahdi Majlesi³

1. Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
2. Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
3. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Humanities, Islamic Azad University, Hamedan Branch, Hamedan, Iran. Abstract

Received: 2017.June.28

Revised: 2017. September.04

Accepted: 2017. September.09

Abstract

Background and Aims: Individuals with flat foot may have sensorimotor impairments that affect coordination at the lower limb joints. The purpose of the present study was to compare joint coupling angles of the lower limbs during walking with and without arch support foot orthoses in children with flexible flat foot.

Materials and Methods: A total of 15 male teenagers (age: 10.3 ± 1.5 year) with flexible flat foot, after obtaining their parents' permission, volunteered to participate in the study. Three-dimensional kinematic data were collected while subjects walk with and without arch support foot orthoses. The intra-joint coupling angles were calculated using a vector coding technique. Paired sample t-test was used for statistical analysis. Alpha level was set at $P < 0.05$.

Results: The results demonstrated that there are significant differences in ankle-knee intra-joint coupling angles in both sagittal ($P=0.002$) and frontal ($P=0.035$) planes between the control and experimental groups during loading response phase, while the results also demonstrated that foot orthotic device reduce horizontal knee-hip coupling angle significantly during loading response ($P=0.008$), mid stance ($P=0.009$), and push off ($P < 0.001$) phases of walking. Moreover, horizontal ankle-hip coupling angle significantly increased during foot orthoses condition in both loading response and midstance phases ($P < 0.05$).

Conclusions: During orthoses condition, knee flexion angle was greater than that of sagittal ankle joint motion. This indicated positive effects of orthoses in injury prevention. The arch support foot orthoses that was used in the present study in male children with flat foot caused the highest alterations in lower limb intra-joint coupling angles in loading response phase. However, further study is needed to prove this claim.

Keywords: Vector Coding; Flat foot; Foot Orthoses; Lower Limb

Cite this article as: AmirAli Jafarnezhadgero, Seyed Majid Alavi Mehr, Mahdi Majlesi. Immediate Effect of Arch Support Foot Orthoses on Lower Limb Intra-Joint Coupling Angles during Walking in Children with Flat Foot. *J Rehab Med.* 2018; 7(2): 65-75.

* **Corresponding Author:** AmirAli Jafarnezhadgero, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2018.110946.1644

اثر آنی کفی حمایت‌کننده قوس طولی - داخلی بر زوایای کاپلینگ بین مفاصل طی راه رفتن در کودکان دارای کف پای صاف

امیرعلی جعفرنژادگرو^{۱*}، سید مجید علوی مهر^۲، مهدی مجلسی^۳

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

۲- دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۳- استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد همدان، همدان، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۶/۰۴/۰۷ بازنگری مقاله ۱۳۹۶/۰۶/۱۳ پذیرش مقاله ۱۳۹۶/۰۶/۲۵ *

چکیده

مقدمه و اهداف

افراد دارای کف پای صاف دچار اختلالات حسی-حرکتی هستند که بر روی هماهنگی مفاصل اندام تحتانی اثر می‌گذارد. هدف مطالعه حاضر مقایسه زوایای کاپلینگ بین مفاصل اندام تحتانی در طی راه رفتن با و بدون کفی حمایت‌کننده قوس طولی-داخلی پا در کودکان دارای کف پای صاف منعطف بود.

مواد و روش‌ها

۱۵ کودک پسر (سن: $10/3 \pm 1/5$ سال) دارای کف پای صاف منعطف با اجازه والدین خود داوطلب شدند تا در پژوهش حاضر شرکت نمایند. داده‌های کینماتیکی سه‌بعدی طی راه رفتن با و بدون کفی ثبت گردید. زوایای کاپلینگ بین مفاصل با استفاده از روش وکتور کدینگ مورد محاسبه قرار گرفت. جهت تحلیل آماری از آزمون t همبسته استفاده شد. سطح معناداری برابر $0/05$ قرار گرفت.

یافته‌ها

نتایج پژوهش حاضر اختلاف معناداری را در میانگین زوایای کاپلینگ مفاصل میچ پا و زانو طی فاز پاسخ بارگیری بین دو شرایط با و بدون ارتز در سطح سجیتال ($P=0/002$) و فرونتال ($P=0/035$) نشان داد؛ در حالی که نتایج نشان داد که ارتز پا میزان زاویه کاپلینگ بین زانو-ران در صفحه هوریزنتال را طی فازهای پاسخ‌های بارگیری ($P=0/008$)، میانه استقرار ($P=0/009$) و هل دادن ($P<0/001$) راه رفتن افزایش می‌دهد. به علاوه، زاویه کاپلینگ بین مفاصل میچ پا و ران در صفحه هوریزنتال در طی شرایط راه رفتن با ارتز در دو فاز پاسخ بارگیری و میانه استقرار به طور معناداری افزایش پیدا نمود ($P<0/05$).

نتیجه‌گیری

در شرایط استفاده از ارتز میزان فلکشن زانو بیشتر از حرکت موجود در صفحه سجیتال مفصل میچ پا است که می‌توان بیان نمود که کفی مورد استفاده در این مورد اثرات مثبتی را در جهت کاهش نرخ بروز آسیب دارا بوده است. ارتز مورد استفاده در پژوهش حاضر در کودکان پسر دارای کف پای صاف بیشترین تغییرات در زوایای کاپلینگ بین مفصلی اندام تحتانی را در طی فاز پاسخ بارگیری ایجاد نمود. با این وجود، اثبات این امر نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر دارد.

واژگان کلیدی

وکتور کدینگ؛ کف پای صاف؛ ارتز پا؛ اندام تحتانی

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

آدرس الکترونیکی: amirali.jafarnezhad@gmail.com

مقدمه و اهداف

کفی‌های کفش یکی از عمومی‌ترین تکنیک‌های مورد استفاده برای ایجاد تغییر حرکات اندام تحتانی می‌باشد.^[۳-۱] تعداد زیادی از آسیب‌های اندام تحتانی در مفصل زانو رخ می‌دهد.^[۴-۶] گزارش شده است که کفی‌های کفش در بهبود آسیب‌های زانو موثر هستند.^[۷] در ارتباط با کفی‌های حمایت‌کننده قوس طولی-داخلی پا باید عنوان نمود که این ابزار ارتودیک با هدف کاهش حرکت پرونیشن اضافی طراحی شده‌اند که این کاهش، مکانیزم مرکزی جهت پیشگیری از سایر آسیب‌های اندام تحتانی به لحاظ تئوریک ذکر شده است.^[۸، ۹] با این وجود، مکانیزمی که از طریق آن کفی‌ها عمل می‌نمایند از دیدگاه علمی به خوبی معرفی نشده است.

اگرچه نتایج متفاوتی در ارتباط با اثرات کفی بر روی حرکات پا طی راه رفتن و دویدن وجود دارد^[۱۰، ۱۱]، اغلب مطالعات نشان داده‌اند که کفی سبب کاهش اندک اوج حرکت اورژن عقب پا در دامنه ۱ تا ۳ درجه می‌گردد^[۱۱-۱۴]، اما کینماتیک مفاصل زانو و ران و به ویژه هماهنگی بین الگوی حرکات این مفاصل کمتر مورد مطالعه قرار گرفته است. تغییر در حرکت عقب پا احتمالاً بر حرکت زانو به دلیل کاپلینگی در اندام تحتانی وجود دارد، اثرگذار می‌باشد.^[۱۵-۱۷] در نیمه اول فاز استقرار، استخوان پاشنه اورت شده و سر استخوان تالوس به سمت داخل می‌چرخد.^[۱۶-۱۸] سپس استخوان درشت‌نی همراه با تالوس با توجه به مفصل بودن آنها با هم در مچ پا، به سمت داخل می‌چرخد. بعد از رسیدن به اوج در طی فاز میانی استقرار، این حرکات برعکس می‌گردند، به طوری که دو حرکت اینورژن مچ پا و چرخش خارجی درشت‌نی طی بخش دوم فاز استقرار رخ می‌دهد.^[۱۹] به این ترتیب است که حرکات عقب پا بر روی حرکت زانو موثر می‌باشند. نشان داده شده است که افراد با کف پای صاف دارای نسبت چرخش داخلی/اورژن بزرگتری در مقایسه با افراد نرمال هستند.^[۲۰-۲۳] همچنین گزارش شده است راه رفتن با استفاده از گوه خارجی (ایجاد پرونیشن در پا) سبب افزایش اورژن عقب پا، و افزایش چرخش داخلی ساق و ران طی فاز استقرار راه رفتن می‌گردد.^[۲۴، ۲۵]

یکی از شیوه‌هایی که محققین از طریق آن به مطالعه کاپلینگ اورژن و چرخش داخلی تیپا می‌پردازند، استفاده از نسبت این حرکات می‌باشد. نسبت چرخش داخلی/اورژن، از تقسیم دامنه حرکتی اورژن بر دامنه چرخش داخلی از لحظه تماس پاشنه تا اوج این زوایا (که حدوداً در میانه فاز استقرار رخ می‌دهد) محاسبه می‌شود. از آنجایی که به طور نرمال اورژن بیشتری در مقایسه با چرخش داخلی رخ می‌دهد، گزارش شده است که این نسبت بین ۱ تا ۱/۸ متغیر می‌باشد.^[۲۰-۲۲، ۲۶] نسبت اورژن مچ پا به چرخش داخلی درشت‌نی یک ارزش واحد است که نشان‌دهنده میانگین کاپلینگ مفصل طی نیمه اول فاز استقرار است. به عبارت دیگر این نسبت از تقسیم یک نقطه یعنی اوج اورژن به اوج چرخش داخلی محاسبه می‌شود و نمی‌تواند نماینده مناسبی برای تمام نقطه‌داده‌ها در طی کل بازه زمانی مذکور باشد. Heiderscheit و همکاران (۲۰۰۲)^[۲۷] استفاده از روش وکتور کدینگ^[۲۸] را جهت محاسبه کاپلینگ به طور پیوسته مطرح نمودند. در این روش، حرکت نسبی بین تمامی نقطه‌داده‌ها با استفاده از نمودار زاویه-زاویه محاسبه می‌شود و زاویه کاپلینگ (نسبت به محور افقی) بین این نقاط محاسبه می‌گردد. این فرآیند سپس در طی کل فاز استقرار تکرار می‌گردد.

از آنجایی که کفی‌های کفش طراحی شده‌اند تا حرکت اورژن عقب پا را کنترل نمایند، این امر محتمل است که آنها قادر به کاهش نسبت اورژن به چرخش داخلی و در نتیجه تغییر رابطه بین کاپلینگ آنها در مفصل نیز باشند. با وجود این، Nawoczenski و همکاران (۱۹۹۵) گزارش نمودند که کفی استاندارد سبب افزایش نسبت اورژن به چرخش داخلی می‌گردد که عمدتاً در نتیجه کاهش چرخش داخلی درشت‌نی بود.^[۲۹] Ferber و همکاران (۲۰۰۵) گزارش نمودند که کفی کفش هیچ‌گونه اثری را بر کاپلینگ عقب پا درشت‌نی در افراد بالغ سالم طی فاز استقرار راه رفتن دارا نمی‌باشد.^[۳۰] همچنین گزارش شده است استفاده از کفی بر نسبت اورژن مچ پا به چرخش داخلی درشت‌نی اثرگذار نمی‌باشد، اما سبب کاهش زاویه حاصل از روش وکتور کدینگ در مردان دارای کف پای صاف طی فاز استقرار راه رفتن می‌گردد.^[۳۱] از سوی دیگر ارزیابی هماهنگی بین هماهنگی سایر مفاصل از جمله مچ پا-ران و زانو-ران و اثرات کفی بر این موارد از اهمیت کلینیکی بالایی برخوردار است. به عنوان مثال گزارش شده است که دو مفصل مچ پا و ران به طور هماهنگ عمل می‌نمایند تا موقعیت قرار گیر پا و مرکز جرم را در طی راه رفتن کنترل نمایند.^[۳۲] عدم هماهنگی بین مفاصل مچ پا و ران گزارش شده است که با آسیب‌های اسپرین مچ پا همراه است.^[۳۳] با این وجود، اثر کفی حمایت‌کننده قوس طولی-داخلی پا بر روی الگوی کاپلینگ مفاصل مچ پا-زانو، زانو-ران، مچ پا-ران در سه بعد و در کودکان دارای کف پای صاف منعطف طی فاز استقرار راه رفتن تاکنون مورد ارزیابی قرار نگرفته است. رویکرد وکتور کدینگ می‌تواند نگاه جدیدی را به مکانیزم‌های آسیب و همچنین مکانیزم‌های چگونگی عملکرد کفی‌های کفش فراهم آورد. مکانیزم احتمالی اثرگذاری کفی حمایت‌کننده قوس طولی-داخلی بر کاپلینگ بین تمام مفاصل اندام تحتانی از طریق کنترل پرونیشن اضافی در طی فاز اتکای راه رفتن می‌باشد، چرا که پرونیشن با چرخش داخلی ساق و ران کوپل می‌باشد. با این وجود، این موضوع به لحاظ علمی در کودکان دارای کف پای صاف مورد بررسی قرار نگرفته است. بنابراین، هدف پژوهش حاضر مقایسه الگوی سه‌بعدی کاپلینگ مفاصل مچ پا-زانو، زانو-ران، و مچ پا-ران با استفاده از روش وکتور کدینگ در کودکان دارای کف پای صاف منعطف طی دو شرایط راه رفتن با و بدون استفاده از کفی حمایت‌کننده قوس طولی داخلی بود.

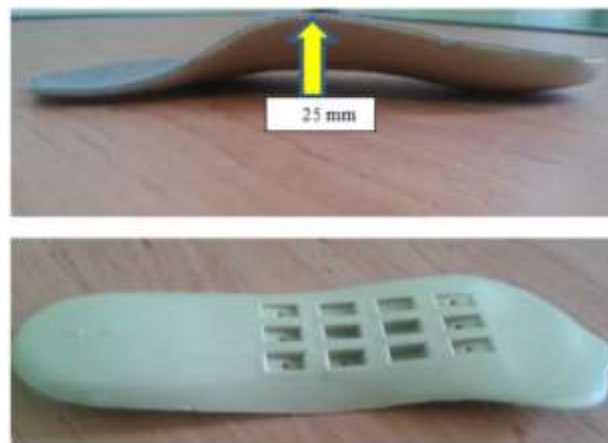
مواد و روش‌ها

نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۱۵ کودک پسر با کف پای صاف منعطف بود. معیار انتخاب این آزمودنی‌ها به این ترتیب بود که افرادی دارای بیشتر از ۱۰ میلی‌متر افتادگی استخوان ناوی کولار (اختلاف ارتفاع استخوان نایوکولار تا زمین در دو وضعیت تحمل و عدم تحمل وزن) بودند، به عنوان افراد دارای کف پای صاف منعطف معرفی شدند.^[۳۴] همچنین دامنه سنی آزمودنی‌ها بین ۸ تا ۱۲ سال بوده و سابقه جراحی و یا آسیب‌های اندام تحتانی و تنه را دارا نبودند. معیارهای خروج از پژوهش شامل حوادث و بیماری‌های در حین اجرای مطالعه، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر و یا دارا بودن فعالیت فیزیکی سنگین طی دو روز گذشته بود. پای برتر آزمودنی‌ها توسط آزمون شوت نمودن توپ مشخص گردید.^[۳۵] جهت شرکت در پژوهش از والدین آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی دریافت گردید.

داده‌های کینماتیک با استفاده از سیستم ثبت حرکتی شامل چهار دوربین وایکن (Vicon System, Oxford Metrics, Oxford, UK) با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز جمع‌آوری شد. مارکرهای راه رفتن برای شناسایی دو طرف لگن، ران‌ها، ساق‌ها و پاها نصب گردید. دو صفحه‌نیرو (Kistler, Type 9281, Kistler Instrument AG, Winterthur, Switzerland) برای ثبت داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین و مشخص نمودن ابتدا و انتهای فاز استقرار با سرعت فرم‌برداری ۱۰۰۰ هرتز که با سیستم وایکون سینک بود، مورد استفاده قرار گرفت. دو صفحه نیرو در مرکز فضای کالیبره واقع شده بود. مارکرهای منعکس‌کننده نور بر روی دو طرف بدن و بر روی قسمت‌های زیر (بر طبق چیدمان مارکر به شیوه Plug in Gait) نصب گردیدند.^[۳۶]؛ خارخاصره‌ای قدامی-فوقانی، خارخاصره خلفی-فوقانی، بخش میانی-خارجی ران، اپی‌کندیل خارجی ران، بخش میانی-خارجی ساق، قوزک خارجی، پاشنه و بر روی متاتارسال دوم و سوم (با توجه به استفاده از کفش توسط آزمودنی‌ها، مارکرهای پنجه و پاشنه‌های دو پا به طور مستقیم به پوست متصل نگردید و بر روی کفش قرار گرفت). در نتیجه به جای قسمت‌های آناتومیک، مارکرها در موقعیت‌های مناسب منطبق با مکان این لن‌مارکرها بر روی کفش نصب گردید. از آن جا که نوع کفش روی سبک راه رفتن کودکان اثرگذار می‌باشد^[۳۷، ۳۸]، در مطالعه حاضر، همه شرکت‌کنندگان در طی هر دو شرایط از کفش‌های یکسانی (New Balance 759, USA) استفاده کردند. همه داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از فیلتر باتروورث پایین‌گذر مرتبه چهارم با برش فرکانسی ۲۰ هرتز فیلتر شد.^[۳۵] داده‌های کینماتیکی توسط فیلتر باتروورث مرتبه چهارم و با برش فرکانسی ۶ هرتز فیلتر شد.^[۳] جهت پردازش داده‌ها از نرم‌افزار Polygon Authoring Tool استفاده شد. این نرم‌افزار داده‌های یک سیکل راه رفتن را به شیوه اینترپولیت به صورت ۱۰۱ نقطه طی یک سیکل راه رفتن محاسبه می‌نمود.

در ابتدا از افراد خواسته شد سه مرتبه کوشش راه رفتن را برای آشنا شدن با محیط آزمایش انجام دهند. علاوه بر این، قبل از هر شرایط آزمایشی، آزمایش استاتیک برای شناسایی موقعیت مرکز مفصل و محاسبه‌ی بخش سیستم‌های مختصاتی گرفته می‌شد. داده‌ها در دو شرایط راه رفتن با کفش و راه رفتن با کفش+کفی ثبت شد. ترتیب هر شرایط به طور تصادفی انجام گرفت. شش تلاش راه رفتن تحت هر شرایطی در سرعتی که توسط خود آزمودنی انتخاب شد، به اجرا درآمد. بین اجرای دو شرایط دو دقیقه استراحت داده شد.

ارتز (Longxin, Industrial Ltd., LX-0701-1) مورد استفاده در پژوهش حاضر از نوع Arch support بود (شکل ۱). اوج ارتفاع بخش داخلی کفی، ۲۵ میلی‌متر بود. یکی از محققین تمام مراحل قرار دادن ارتزها در کفش را انجام می‌داد. ارتز در هر دو کفش سمت برتر و غیربرتر قرار داده شد.



تصویر ۱: نمای جانب داخلی (بالا) و زیرین (پایی) کفی Arch Support مورد استفاده در پژوهش

تحلیل وکتور کدینگ (Vector Coding Technique)

تکنیک وکتور کدینگ برای کمی نمودن هماهنگی بین مفاصل مورد استفاده قرار گرفت.^[۳۹] نمودار زاویه-زاویه برای هر سیکل راه رفتن ترسیم گردید، به طوری که موقعیت مفصل دیستال بر روی محور X و موقعیت مفصل پروگزیمال بر روی محور Y قرار داشت. زاویه بردار (θ) جهت محاسبه‌ی راستای فریم‌های مجاور بر روی نمودار زاویه-زاویه نسبت به محور افقی به ترتیب فرمول زیر محاسبه شد:

$$\theta_{j,j+1} = \arctan \frac{(Y_{j+1} - Y_j)}{(X_{j+1} - X_j)}$$

در این رابطه θ نشان‌دهنده یک فریم در طی سری زمانی است.

جهت محاسبه‌ی میانگین زوایای بردار در هر زیرمرحله فاز استقرار راه رفتن از آمار سیرکولار استفاده شد.^[۴۰] در یک آزمودنی و همچنین در هنگام محاسبه میانگین زوایای بردار در هر شرایط، این محاسبات از طریق برآورد میانگین مولفه‌های افقی (\bar{x}_i) و عمودی (\bar{y}_i) در هر درصدی از فاز اتکا به ترتیب زیر محاسبه شد:

$$\bar{y} = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (\sin \theta_{j,i}) \quad \bar{x}_i = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (\cos \theta_{j,i})$$

در ادامه با استفاده از مقادیر میانگین مولفه‌های افقی و عمودی، میانگین زوایای کاپلینگ به ترتیب زیر محاسبه شد:

$$\bar{\theta}_i = \left\{ \begin{array}{l} \arctan \left(\frac{\bar{y}_i}{\bar{x}_i} \right) \\ 180 + \arctan \left(\frac{\bar{y}_i}{\bar{x}_i} \right) \end{array} \right\}$$

در رابطه فوق، معادله اول زمانی استفاده می‌شود که میانگین مولفه افقی بزرگتر از صفر باشد و همچنین معادله پایینی یا دومی هنگامی استفاده می‌شود که میانگین مولفه افقی کوچکتر از صفر باشد.

یک زاویه بردار، دارای ارزشی در دامنه ۰ تا ۳۶۰ درجه است. زاویه برداری برابر ۰ یا ۱۸۰ درجه نشان‌دهنده حرکت مفصل دیستال بدون وجود حرکت در مفصل پروگزیمال است. زاویه بردار برابر ۹۰ یا ۲۷۰ درجه نشان‌دهنده وجود حرکت در مفصل پروگزیمال بدون وجود حرکت در مفصل دیستال است. زاویه برداری برابر ۴۵، ۱۳۵، ۲۲۵ و ۳۱۵ درجه نشان‌دهنده حرکت نسبی برابر بین مفصل دیستال و پروگزیمال می‌باشد.

تحلیل آماری

نرمال بودن توزیع داده‌ها (داده‌های کینماتیکی پای غیربرتر) با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک تایید شد. از آزمون آماری t همبسته جهت مقایسه داده‌ها طی دو شرایط راه رفتن با و بدون ارتز استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد^[۴۱]:

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

یافته‌ها

میانگین سن، وزن، و قد آزمودنی‌ها به ترتیب برابر ۱۰/۳±۱/۵ سال، ۴۲/۲±۸/۱ کیلوگرم، ۱۵۱/۶±۱۰/۷ سانتی‌متر بود. یافته‌ها هیچ‌گونه اختلاف معناداری را در سرعت راه رفتن (شرایط کفش: ۱/۲۳±۰/۱۵؛ شرایط کفش+ارتز: ۱/۲۳±۰/۱۴ متر بر ثانیه) و تواتر گام (شرایط کفش: ۱۰۰/۴±۹/۲؛ شرایط کفش+ارتز: ۱۰۱/۳±۷/۱) بین دو شرایط راه رفتن با و بدون ارتز نشان نداد ($P > 0.05$).

نتایج پژوهش حاضر اختلاف معناداری را در میانگین زوایای کاپلینگ مفاصل مچ پا و زانو طی فاز پاسخ بارگیری (۲۵ درصد اولیه فاز استقرار) بین دو شرایط با و بدون ارتز در سطح سجیتال نشان داد ($P = 0.002$ ؛ اندازه اثر بالا) (جدول ۱)، اما طی دو فاز میانه استقرار (۵۱ درصد میانی) و هل دادن (۲۳ درصد انتهایی فاز استقرار) این اختلاف معنادار نبود ($P > 0.05$) (جدول ۱). یافته‌های پژوهش در میانگین زوایای کاپلینگ بین مفاصل مچ پا و زانو در سطح فرونتال طی فازهای میانه استقرار و هل دادن اختلاف معناداری را نشان نداد ($P > 0.05$)، اما طی فاز پاسخ بارگیری این اختلاف معنادار ($P = 0.035$ ؛ اندازه اثر بالا) بود (جدول ۱). یافته‌های این پژوهش هیچ‌گونه اختلاف معناداری را در میانگین زوایای کاپلینگ بین مفاصل مچ پا و زانو در سطح هوریزنتال طی سه فاز پاسخ بارگیری، میانه استقرار و هل دادن راه رفتن طی شرایط بدون ارتز نسبت به راه رفتن با ارتز نشان نداد ($P > 0.05$). با این وجود، در فاز میانه استقرار راه رفتن میانگین زوایای کاپلینگ مچ پا و زانو ($P = 0.088$ ؛ اندازه اثر متوسط) طی شرایط راه رفتن با ارتز تمایل به کاهش را در مقایسه با شرایط راه رفتن بدون ارتز نشان دادند (جدول ۱).

جدول ۱: زاویه کاپلینگ (میانگین \pm انحراف استاندارد) بین مفاصل میچ پا و زانو در سطوح سجیتال، فرونتال و هوریزنتال بر حسب درجه طی سه مرحله فاز استقرار راه رفتن در دو شرایط با و بدون ارتز

اندازه اثر	P-value	t	کفش \pm ارتز	کفش	فاز	سطح حرکتی
۱/۲۶	* ۰/۰۰۲	-۳/۷۱۰	۸۹/۷۲ \pm ۱۱/۷۱	۶۹/۱۶ \pm ۲۰/۸۱	پاسخ بارگیری	سجیتال
۰/۱۱۳	۰/۷۵۴	-۰/۳۳۰	۳۳۹/۲۵ \pm ۸/۵۹	۳۳۸/۲۴ \pm ۹/۲۸	میانه استقرار	
۰/۰۰۹	۰/۹۸۰	-۰/۰۲۶	۱۱۱/۳۳ \pm ۲/۹۹	۱۱۱/۳۶ \pm ۳/۰۵	هل دادن	فرونتال
۰/۶۰۸	* ۰/۰۳۵	-۲/۳۳۸	۱۱۱/۰۵ \pm ۱۱/۶۴	۱۰۳/۳۹ \pm ۱۳/۵۳	پاسخ بارگیری	
۰/۳۲۹	۰/۱۲۷	-۱/۶۲۴	۲۸۰/۱۴ \pm ۲۵/۴۱	۲۷۱/۵۴ \pm ۲۶/۷۹	میانه استقرار	هوریزنتال
۰/۲۰۱	۰/۲۶۵	-۱/۱۶۰	۱۰۵/۱۵ \pm ۱۷/۲۲	۱۰۱/۵۶ \pm ۱۸/۳۸	هل دادن	
۰/۱۲۲	۰/۸۰۱	۰/۲۵۶	۱۳۷/۱۵ \pm ۰/۱۵	۱۳۷/۲۶ \pm ۱/۶۵	پاسخ بارگیری	هوریزنتال
۰/۶۷۰	۰/۰۸۸	-۱/۸۳۱	۸/۹۲ \pm ۱/۳۵	۷/۸۲ \pm ۱/۹۳	میانه استقرار	
۰/۵۸۹	۰/۲۱۴	-۱/۳۰۲	۲۳۰/۸۵ \pm ۸/۶۸	۲۲۶/۷۳ \pm ۵/۲۹	هل دادن	

* سطح معناداری $P < 0/05$

پژوهش حاضر نشان داد که میانگین زوایای کاپلینگ مفاصل میچ پا و ران در سطح سجیتال طی شرایط استفاده از ارتز در دو فاز پاسخ بارگیری ($P = 0/007$; اندازه اثر بالا) و میانه استقرار ($P = 0/015$; اندازه اثر متوسط) کاهش معناداری را دارا می‌باشد، اما در فاز هل دادن این اختلاف معنادار نمی‌باشد ($P > 0/05$) (جدول ۲). میانگین زوایای کاپلینگ مفاصل میچ پا و ران طی سه فاز پاسخ بارگیری، میانه استقرار و هل دادن در سطح فرونتال طی شرایط راه رفتن بدون ارتز در مقایسه با شرایط راه رفتن با ارتز اختلاف معناداری را نشان نداد ($P > 0/05$) (جدول ۲). یافته‌های پژوهش حاضر در کاپلینگ بین مفاصل میچ پا و ران در سطح هوریزنتال طی فازهای پاسخ بارگیری ($P = 0/008$; اندازه اثر بالا) و میانه استقرار ($P = 0/001$; اندازه اثر بالا) راه رفتن بدون ارتز نسبت به راه رفتن با ارتز اختلاف معناداری را نشان داد (جدول ۲)، اما طی فاز هل دادن این اختلاف معنادار نبود ($P > 0/05$) (جدول ۲).

جدول ۲: زاویه کاپلینگ (میانگین \pm انحراف استاندارد) بین مفاصل میچ پا و ران در سطوح سجیتال، فرونتال و هوریزنتال بر حسب درجه طی سه مرحله فاز استقرار راه رفتن در دو شرایط با و بدون ارتز

اندازه اثر	P-value	t	کفش \pm ارتز	کفش	فاز	سطح حرکتی
۱/۱۸۵	* ۰/۰۰۷	۳/۱۴۳	۲۴۸/۶۴ \pm ۱۳/۱۵	۲۶۷/۶۵ \pm ۱۸/۹۲	پاسخ بارگیری	سجیتال
۰/۷۲۶	* ۰/۰۱۵	-۲/۷۵۷	۳۰۳/۹۹ \pm ۳/۳۶	۳۰۰/۸۵ \pm ۵/۲۸	میانه استقرار	
۰/۱۳۶	۰/۶۹۷	-۰/۳۹۷	۱۳۸/۴۰ \pm ۸/۸۳	۱۳۷/۳۴ \pm ۶/۶۹	هل دادن	فرونتال
۰/۴۰۹	۰/۲۳۲	-۱/۲۴۹	۱۱۴/۱۴ \pm ۲۰/۵۶	۱۰۶/۹۸ \pm ۱۴/۳۹	پاسخ بارگیری	
۰/۳۸۵	۰/۱۶۹	۱/۴۴۹	۱۷۶/۸۴ \pm ۱۲۸/۲۵	۲۲۱/۱۲ \pm ۱۰۱/۴۸	میانه استقرار	هوریزنتال
۰/۱۱۰	۰/۲۳۲	-۰/۴۲۷	۲۶۴/۰۹ \pm ۹/۷۰	۲۶۲/۸۸ \pm ۱۲/۲۶	هل دادن	
۱/۱۹۱	* ۰/۰۰۸	۳/۱۱۰	۲۰۵/۸۳ \pm ۸/۸۰	۲۱۴/۵۲ \pm ۵/۷۹	پاسخ بارگیری	هوریزنتال
۱/۴۲۴	* ۰/۰۰۱	-۴/۴۹۶	۲۸۲/۱۵ \pm ۱۴۵/۷۱	۷۴/۱۱ \pm ۱۴۶/۲۹	میانه استقرار	
۰/۰۰۲	۰/۹۹۵	-۰/۰۰۶	۱۶۸/۰۷ \pm ۳/۸۵	۱۶۸/۰۶ \pm ۳/۸۵	هل دادن	

* سطح معناداری $P < 0/05$

پژوهش حاضر هیچ‌گونه اختلاف معناداری را در میانگین زوایای کاپلینگ مفاصل زانو و ران طی دو فاز پاسخ بارگیری و میانه استقرار در

سطح سنجیتال طی شرایط استفاده از ارتز در مقایسه با شرایط عدم استفاده از ارتز نشان نداد ($P > 0.05$) (جدول ۳)، اما در فاز هل دادن این اختلاف معنادار بود ($P = 0.05$; اندازه اثر متوسط) (جدول ۳). همچنین، یافته‌های پژوهش حاضر در مقادیر کاپلینگ بین مفاصل زانو و ران در سطح فرونتال طی دو فاز پاسخ بارگیری و میانه استقرار راه رفتن در وضعیت بدون ارتز نسبت به راه رفتن با ارتز اختلاف معناداری را نشان نداد ($P > 0.05$) (جدول ۳)، اما در فاز هل دادن این اختلاف معنادار می‌باشد ($P = 0.001$; اندازه اثر بالا) (جدول ۳). به علاوه، نتایج نشان داد که میانگین زوایای کاپلینگ مفاصل زانو و ران در سطح هوریزنتال طی شرایط استفاده از ارتز در سه فاز پاسخ بارگیری ($P = 0.008$; اندازه اثر بالا)، میانه استقرار ($P = 0.009$; اندازه اثر بالا) و هل دادن ($P < 0.001$; اندازه اثر بالا) کاهش معناداری را دارا می‌باشد (جدول ۳).

جدول ۳: زاویه کاپلینگ (میانگین \pm انحراف استاندارد) بین مفاصل زانو و ران در سطوح سنجیتال، فرونتال و هوریزنتال بر حسب درجه طی سه مرحله فاز استقرار راه رفتن در دو شرایط با و بدون ارتز

سطح حرکتی	فاز	کفش	کفش \pm ارتز	t	P-value	اندازه اثر
سنجیتال	پاسخ بارگیری	۳۱۷/۳۴ \pm ۹/۴۹	۳۱۸/۹۴ \pm ۱۴/۶۹	-۰/۳۳۳	۰/۷۵۲	۰/۱۳۲
	میانه استقرار	۲۶۵/۳۸ \pm ۴/۸۵	۲۶۳/۱۰ \pm ۶/۵۱	۱/۰۲۵	۰/۳۲۳	۰/۴۰۱
	هل دادن	۲۱/۸۲ \pm ۴/۰۲	۱۹/۲۸ \pm ۴/۳۳	۲/۱۴۸	۰/۰۵۰	۰/۶۰۸
فرونتال	پاسخ بارگیری	۳۵/۹۳ \pm ۹/۱۳	۳۸/۸۱ \pm ۱۰/۲۲	-۱/۱۱۳	۰/۲۸۵	۰/۲۹۷
	میانه استقرار	۱۹۲/۱۰ \pm ۱۶/۳۶	۱۸۷/۲۱ \pm ۲۴/۵۲	۱/۲۸۵	۰/۳۲۰	۰/۲۳۹
	هل دادن	۳۰۳/۳۷ \pm ۷/۶۴	۲۹۶/۶۳ \pm ۴/۹۴	۴/۰۹۵	* ۰/۰۰۱	۱/۰۷۱
هوریزنتال	پاسخ بارگیری	۳۳۰/۴۲ \pm ۴/۲۳	۳۳۹/۷۵ \pm ۱۰/۰۳	-۳/۰۶۸	* ۰/۰۰۸	۱/۳۰۸
	میانه استقرار	۶۶/۷۴ \pm ۸۰/۹۶	۲۰۱/۳۳ \pm ۱۷۰/۶۲	-۳/۰۰۹	* ۰/۰۰۹	۱/۰۶۹
	هل دادن	۱۷۰/۹۹ \pm ۱/۴۵	۱۷۳/۲۶ \pm ۰/۷۶	-۵/۶۷۷	* ۰/۰۰۰	۲/۰۵۴

* سطح معناداری $P < 0.05$

یافته‌ها هیچ‌گونه اختلاف معناداری را در میانگین زوایای کاپلینگ سطح فرونتال مفصل مچ پا و سطح هوریزنتال مفصل زانو طی سه فاز پاسخ بارگیری، میانه استقرار و هل دادن بین دو شرایط راه رفتن با و بدون ارتز نشان نداد ($P > 0.05$) (جدول ۴). با این وجود، در فاز پاسخ بارگیری راه رفتن میانگین زوایای کاپلینگ بین سطح فرونتال مفصل مچ پا و سطح هوریزنتال مفصل زانو ($P = 0.074$; اندازه اثر متوسط) طی شرایط راه رفتن با ارتز تمایل به کاهش را در مقایسه با شرایط راه رفتن بدون ارتز نشان دادند (جدول ۴).

جدول ۴: زاویه کاپلینگ (میانگین \pm انحراف استاندارد) بین سطح فرونتال مفصل مچ پا و سطح هوریزنتال مفصل زانو بر حسب درجه طی سه مرحله فاز استقرار راه رفتن در دو شرایط با و بدون ارتز

فاز	کفش	کفش \pm ارتز	t	P-value	اندازه اثر
پاسخ بارگیری	۱۰۳/۷۳ \pm ۱۲/۵۸	۱۱۰/۱۹ \pm ۱۲/۵۰	-۱/۹۳۵	۰/۰۷۴	۰/۵۱۵
میانه استقرار	۸۷/۳۹ \pm ۵۹/۵۹	۶۳/۶۸ \pm ۴۷/۴۴	۱/۷۴۳	۰/۱۰۳	۰/۴۴۳
هل دادن	۲۶۰/۶۸ \pm ۱۰/۲۹	۲۵۹/۶۰ \pm ۸/۸۸	۰/۷۰۹	۰/۴۹۰	۰/۱۱۲

* سطح معناداری $P < 0.05$

بحث

هدف پژوهش حاضر مقایسه الگوی سه‌بعدی کاپلینگ مفاصل مچ پا-زانو، زانو-ران، و مچ پا-ران با استفاده از روش وکتور کدینگ در کودکان دارای کف پای صاف منعطف طی دو شرایط راه رفتن با و بدون استفاده از کفی حمایت‌کننده قوس طولی-داخلی بود. راه رفتن انسان نیاز به هماهنگی چند مفصل جهت کنترل مسیر دقیق حرکت پا دارد.^[۴۲] سطوح بالای کنترل دستگاه عصبی مرکزی برای تنظیم آغاز، پایان، شدت، و سازگاری پذیری حرکات انتقالی ضروری می‌باشد.^[۴۳]

نتایج پژوهش حاضر اختلاف معناداری را در میانگین زوایای کاپلینگ مفاصل مچ پا و زانو در صفحات سنجیتال و فرونتال طی فاز پاسخ

بارگیری بین دو شرایط با و بدون ارتز نشان داد. افزایش زاویه کاپلینگ در صفحه سجیتال بین دو مفصل مچ پا و زانو نشان دهنده این موضوع است که اگرچه در هر دو شرایط با و بدون ارتز پا حرکت مچ پا در صفحه سجیتال با فکشن زانو همراه می‌باشد، اما در شرایط استفاده از ارتز میزان فلکشن زانو در صفحه سجیتال بیشتر از حرکت موجود در صفحه سجیتال مفصل مچ پا است. از آنجایی که افزایش میزان فلکشن زانو طی این فاز با جذب شوک بیشتر و کاهش نرخ آسیب مرتبط است^[۴۴]، می‌توان بیان نمود که کفی مورد استفاده در این مورد اثرات مثبتی را در جهت کاهش نرخ بروز آسیب دارا بوده است. افزایش زاویه کاپلینگ در صفحه فرونتال بین دو مفصل مچ پا و زانو نشان دهنده این موضوع است که اگرچه در هر دو شرایط با و بدون ارتز پا حرکت اورژن مچ پا در صفحه فرونتال با آدکشن زانو همراه می‌باشد، اما در شرایط استفاده از ارتز میزان اورژن مفصل مچ پا بیشتر از حرکت آدکشن زانو است. برخی از مطالعات تغییراتی را در گشتاورهای صفحه فرونتال به ویژه در مفاصل مچ پا و زانو طی شرایط راه رفتن با کفی آنتی‌پرونیس گزارش نموده‌اند.^[۴۵-۴۷] پیشنهاد شده است که این تغییرات به دلیل تغییر موقعیت مرکز فشار پا به سمت پوستینگ کفی می‌باشد که بنابراین می‌تواند بر روی بازوی گشتاور نیروی عکس‌العمل زمین تا مرکز مفصل اثرگذار باشد.^[۴۸، ۴۵] کفی مورد استفاده در پژوهش حاضر بر الگوهای هماهنگی مفصل مچ پا و زانو در صفحه فرونتال و سجیتال طی فاز پاسخ بارگیری اثر معناداری را نشان داد. میانگین زوایای کاپلینگ سطح فرونتال مفصل مچ پا و سطح هوریزنتال مفصل زانو در فاز پاسخ بارگیری راه رفتن طی شرایط راه رفتن با ارتز تغییر معناداری را در مقایسه با شرایط بدون ارتز نشان نداد. از آنجایی که کفی‌های کفش طراحی شده‌اند تا حرکت اورژن عقب پا را کنترل نمایند، این امر محتمل است که آنها قادر به کاهش نسبت اورژن به چرخش داخلی و در نتیجه تغییر رابطه بین کاپلینگ آنها در مفصل نیز باشند. یافته‌های پژوهش حاضر با نتایج Liao و همکاران (۲۰۱۶) ناهمسو می‌باشد. این پژوهشگران گزارش نمودند که استفاده از کفی بر نسبت اورژن مچ پا به چرخش داخلی درشت‌نئی اثرگذار نمی‌باشد، اما سبب کاهش زاویه حاصل از روش وکتور کدینگ در مردان دارای کف پای صاف طی فاز استقرار راه رفتن می‌گردد.^[۳۱] با توجه به عدم تغییر میانگین زاویه کاپلینگ در شرایط بدون ارتز در مقایسه با شرایط ارتز مشخص می‌گردد که در حرکت نسبی بین دو مفصل مچ پا و زانو (میزان حرکت مچ پا در صفحه فرونتال در مقایسه با میزان حرکت مفصل زانو در صفحه هوریزنتال) تغییری رخ نداده است.^[۴۹]

پژوهش حاضر اختلاف معناداری را در میانگین زوایای کاپلینگ مفاصل زانو و ران در سطح فرونتال طی شرایط استفاده از ارتز در مقایسه با شرایط عدم استفاده از ارتز در فاز هل دادن نشان داد. از آنجایی که مقادیر زوایای کاپلینگ در ربع چهارم دایره مثلثاتی قرار می‌گیرد، کاهش زاویه کاپلینگ از ۳۰۳ درجه طی شرایط بدون ارتز به ۲۹۶ درجه در شرایط ارتز نشان دهنده این موضوع است که اگرچه طی هر دو شرایط حرکات آدکشن ران و آدکشن زانو رخ می‌دهد، اما در شرایط ارتز میزان آدکشن زانو نسبت به آدکشن ران بیشتر است. به علاوه، نتایج نشان داد که میانگین زوایای کاپلینگ مفاصل زانو و ران در سطح هوریزنتال طی شرایط استفاده از ارتز در سه فاز پاسخ بارگیری، میانه استقرار و هل دادن کاهش معناداری را دارا می‌باشد (جدول ۳). هماهنگی در حرکات انسان جهت سازمان دادن درجات آزادی پیچیده و بالای سیستم عضلانی-اسکلتی ضروری می‌باشد.^[۵۰] در حالی که افراد سالم دارای یک الگوی هماهنگی ترجیحی هستند، آنها همچنین این توانایی را دارند تا الگوهای هماهنگی متنوعی را جهت پاسخ به آشفتگی‌ها یا شرایط محیطی مختلف از خود به نمایش گذارند.^[۵۰، ۵۱] تغییرپذیری در هماهنگی وظایف حرکتی پیچیده به عنوان یک تعیین‌کننده اصلی کیفیت حرکت انسان و انعطاف‌پذیری سیستم حرکتی شناخته می‌شود.^[۵۲] مقادیر تغییرپذیری هماهنگی شناختی را درباره پایداری پاسچرال، ریسک افتادن^[۵۳]، وضعیت آسیب^[۵۴]، پاتالوژی و یا افزایش سن^[۵۵] فراهم می‌آورد. فهم بهتر این نکته که چگونه حرکات بین مفاصل یا اندام‌های مختلف هماهنگ می‌گردند، می‌تواند اطلاعات مفیدی را درباره فراخوانی عصبی به کار گرفته شده توسط سیستم عصبی مرکزی فراهم آورد.^[۵۶، ۵۷] یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که میانگین زوایای کاپلینگ مفاصل زانو و ران در سطح فرونتال (فاز پاسخ بارگیری) و هوریزنتال (در هر سه فاز) طی شرایط استفاده از ارتز به ترتیب کاهش و افزایش معناداری را دارا می‌باشد، با توجه به مقادیر زاویه کاپلینگ مشخص گردید که طی شرایط راه رفتن با ارتز میزان زاویه مفصل زانو در صفحه هوریزنتال کاهش بیشتری را در مقایسه با زاویه مفصل ران در صفحه هوریزنتال داشته است.^[۴۹]

پژوهش حاضر نشان داد که میانگین زوایای کاپلینگ مفاصل مچ پا و ران در سطح سجیتال طی شرایط استفاده از ارتز در دو فاز پاسخ بارگیری و میانه استقرار کاهش معناداری را دارا می‌باشد. در سطح سجیتال طی فاز پاسخ بارگیری در هر دو شرایط حرکات پلنار فلکشن مچ پا و اکستنشن ران رخ می‌دهد که در شرایط راه رفتن با ارتز میزان اکستنشن ران نسبت به پلنار فلکشن مچ پا بیشتر است. در فاز میانه استقرار در هر دو شرایط حرکات اکستنشن ران و دورسی فلکشن مچ پا رخ می‌دهد که طی شرایط ارتز میزان دورسی فلکشن مچ پا نسبت به اکستنشن ران بیشتر است. یافته‌های این پژوهش در کاپلینگ بین مفاصل مچ پا و ران در سطح هوریزنتال طی فازهای پاسخ بارگیری و میانه استقرار راه رفتن بدون ارتز نسبت به راه رفتن با ارتز اختلاف معناداری را نشان داد. در طی فاز پاسخ بارگیری طی هر دو شرایط چرخش داخلی ران و چرخش خارج در مچ پا رخ می‌دهد که در شرایط ارتز میزان چرخش داخلی ران نسبت به چرخش خارجی مچ پا بیشتر

است. گزارش شده است که مفاصل مچ پا و ران به طور سینرژی همکاری می‌نمایند تا موقعیت پا و مرکز جرم را در طی راه رفتن کنترل نمایند.^[۳۳] کنترل صحیح موقعیت نسبی بین مرکز جرم و پا نقش مهمی را در پیشگیری از آسیب‌های مفصل مچ پا دارا می‌باشد.^[۳۳] با توجه به مقادیر عددی میانگین زاویه کاپلینگ مشخص می‌گردد که در صفحه هوریزنتال طی شرایط راه رفتن با ارتز دامنه حرکتی مفصل ران در مقایسه با دامنه حرکتی مفصل مچ پا در صفحه هوریزنتال کاهش بیشتر را دارا می‌باشد.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به این نکته اشاره نمود که اثرات طولانی‌مدت استفاده از کفی در این پژوهش مورد ارزیابی قرار نگرفته است. همچنین نمونه آماری پژوهش حاضر شامل تنها جنسیت مرد بود، حال آنکه ممکن است دختران دارای کف پای صاف پاسخ متفاوتی را نسبت به آنچه در پژوهش حاضر حاصل شده نشان دهند. از سوی دیگر در پژوهش حاضر مارکرهای پاشنه و متاتارسال دوم بر روی کفش قرار گرفتند که این امر امکان بررسی دقیق حرکات مفصل مچ پا را میسر نمی‌سازد، با این وجود، با توجه به اینکه این موضوع در هر دو شرایط راه رفتن با و بدون ارتز وجود داشت، اثرات احتمالی ارتز قابل تشخیص می‌باشد.

نتیجه گیری

افزایش زاویه کاپلینگ در صفحه سجیتال بین دو مفصل مچ پا و زانو نشان‌دهنده این موضوع است که اگرچه در هر دو شرایط با و بدون ارتز پا حرکت مچ پا در صفحه سجیتال با فکشن زانو همراه می‌باشد، اما در شرایط استفاده از ارتز میزان فلکشن زانو در صفحه سجیتال بیشتر از حرکت موجود در صفحه سجیتال مفصل مچ پا است که می‌توان بیان نمود که کفی مورد استفاده در این مورد اثرات مثبتی را در جهت کاهش نرخ بروز آسیب دارا بوده است. بیشترین میزان اثرگذاری استفاده آنی از کفی حمایت‌کننده قوس طولی-داخلی مورد استفاده در پژوهش حاضر بر هماهنگی بین مفاصل اندام تحتانی در کودکان پسر دارای کف پای صاف منعطف در فاز پاسخ بارگیری بود. یافته در صفحه هوریزنتال نشان داد که در اغلب موارد استفاده از کفی سبب افزایش زاویه کاپلینگ بین مفاصل اندام تحتانی می‌گردد. این نکته را باید در نظر داشت که نتایج حاصله در ارتباط با کفی مورد استفاده در پژوهش حاضر می‌باشد و در ارتباط با سایر کفی‌ها قابل تعمیم نمی‌باشد.

تشکر و قدردانی

از تمامی کودکان شرکت‌کننده در پژوهش و والدین آنها کمال تشکر و قدردانی را داریم.

منابع

1. Kosonen J, Kulmala J-P, Müller E, Avela J. Effects of medially posted insoles on foot and lower limb mechanics across walking and running in overpronating men. *Journal of Biomechanics*. 2017;54:58-63.
2. Jafarnehadgero A, Shad MM, Ferber R. The effect of foot orthoses on joint moment asymmetry in male children with flexible flat feet. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2017.
3. Jafarnehadgero 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.
4. Malvasi S, Gloyeske B, Johnson M, Miller T. Multi-Ligamentous Knee Injury in Sports Involving Concomitant Anterior Cruciate Ligament and Patellar Tendon Disruption: A Review of Case Reports. *International Journal of Athletic Therapy and Training*. 2016;21(3):24-7.
5. Augustsson SR, Ageberg E. Weaker lower extremity muscle strength predicts traumatic knee injury in youth female but not male athletes. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*. 2017;3(1):e000222.
6. Taunton JE, Ryan MB, Clement D, McKenzie DC, Lloyd-Smith D, Zumbo B. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British journal of sports medicine*. 2002;36(2):95-101.
7. Collins NJ, Hinman RS, Menz HB, Crossley KM. Immediate effects of foot orthoses on pain during functional tasks in people with patellofemoral osteoarthritis: A cross-over, proof-of-concept study. *The Knee*. 2016.
8. Shih Y-F, Wen Y-K, Chen W-Y. Application of wedged foot orthosis effectively reduces pain in runners with pronated foot: a randomized clinical study. *Clinical rehabilitation*. 2011;25(10):913-23.
9. Collins N, Crossley K, Beller E, Darnell R, McPoil T, Vicenzino B. Foot orthoses and physiotherapy in the treatment of patellofemoral pain syndrome: randomised clinical trial. *Bmj*. 2008;337:a1735.
10. Twomey D, McIntosh A, Simon J, Lowe K, Wolf S. Kinematic differences between normal and low arched feet in children using the Heidelberg foot measurement method. *Gait & posture*. 2010;32(1):1-5.
11. Wyndow N, Crossley KM, Vicenzino B, Tucker K, Collins NJ. A single-blinded, randomized, parallel group superiority trial investigating the effects of footwear and custom foot orthoses versus footwear alone in individuals with patellofemoral joint osteoarthritis: a phase II pilot trial protocol. *Journal of foot and ankle research*. 2017;10(1):19.
12. Liu A, Nester CJ, Jones RK, Lundgren P, Lundberg A, Arndt A, et al. Effect of an antipronation foot orthosis on ankle and subtalar kinematics. *Medicine and science in sports and exercise*. 2012;44(12):2384-91.
13. Eslami M, Begon M, Hinse S, Sadeghi H, Popov P, Allard P. Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2009;12(6):679-84.

14. Rodgers MM, Leveau BF. Effectiveness of foot orthotic devices used to modify pronation in runners. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1982;4(2):86-90.
15. Herb CC, Chinn L, Hertel J. Altering Shank–Rear-Foot Joint Coupling during Gait with Ankle Taping in Patients with Chronic Ankle Instability and Healthy Controls. *Journal of sport rehabilitation*. 2016;25(1):13-22.
16. Inman VT. *The joints of the ankle: Williams & Wilkins*; 1976.
17. Lundberg A, Svensson OK, Bylund C, Goldie I, Selvik G. Kinematics of the ankle/foot complex—part 2: pronation and supination. *Foot & ankle*. 1989;9(5):248-53.
18. Herb CC, Chinn L, Dicharry J, McKeon PO, Hart JM, Hertel J. Shank-rearfoot joint coupling with chronic ankle instability. *Journal of applied biomechanics*. 2014;30(3):366-72.
19. Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical basis of human movement: Lippincott Williams & Wilkins*; 2006.
20. Nawoczenski DA, Saltzman CL, Cook TM. The effect of foot structure on the three-dimensional kinematic coupling behavior of the leg and rear foot. *Physical therapy*. 1998;78(4):404-16.
21. Stacoff A, Reinschmidt C, Nigg B, van den Bogert AJ, Lundberg A, Denoth J, et al. Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clinical Biomechanics*. 2000;15(1):54-64.
22. Williams III DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *Journal of applied biomechanics*. 2001;17(2):153-63.
23. Wilken J, Rao S, Saltzman C, Yack HJ. The effect of arch height on kinematic coupling during walking. *Clinical Biomechanics*. 2011;26(3):318-23.
24. Resende RA, Deluzio KJ, Kirkwood RN, Hassan EA, Fonseca ST. Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. *Gait & posture*. 2015;41(2):395-401.
25. Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Pertence AE, Fonseca ST. Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2009;99(6):503-11.
26. McClay I, Manal K. A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clinical Biomechanics*. 1998;13(3):195-203.
27. Heiderscheit BC, Hamill J, van Emmerik RE. Variability of stride characteristics and joint coordination among individuals with unilateral patellofemoral pain. *Journal of applied biomechanics*. 2002;18(2):110-21.
28. Sparrow W, Donovan E, Van Emmerik R, Barry E. Using relative motion plots to measure changes in intra-limb and inter-limb coordination. *Journal of Motor Behavior*. 1987;19(1):115-29.
29. Nawoczenski DA, Cook TM, Saltzman CL. The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1995;21(6):317-27.
30. Ferber R, Davis IM, Williams DS. Effect of foot orthotics on rearfoot and tibia joint coupling patterns and variability. *Journal of biomechanics*. 2005;38(3):477-83.
31. Liao S. The effect of orthotic insole on coupling mechanism of flatfoot in Gait. *Foot and Ankle Surgery*. 2016;22(2):26.
32. MacKinnon CD, Winter DA. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *Journal of biomechanics*. 1993;26(6):633-44.
33. Yen S-C, Chui KK, Corkery MB, Allen EA, Cloonan CM. Hip-ankle coordination during gait in individuals with chronic ankle instability. *Gait & Posture*. 2017;53:193-200.
34. Lange B, Chipchase L, Evans A. The effect of low-Dye taping on plantar pressures, during gait, in subjects with navicular drop exceeding 10 mm. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2004;34(4):201-9.
35. Jafarnejadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. *Gait & Posture*. 2017;53:236-40.
36. Kadaba MP, Ramakrishnan H, Wootten M. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of orthopaedic research*. 1990;8(3):383-92.
37. Wolf S, Simon J, Patikas D, Schuster W, Armbrust P, Döderlein L. Foot motion in children shoes—A comparison of barefoot walking with shod walking in conventional and flexible shoes. *Gait & posture*. 2008;27(1):51-9.
38. Lythgo N, Wilson C, Galea M. Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes. *Gait & posture*. 2009;30(4):502-6.
39. Hamill J, Haddad JM, McDermott WJ. Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective. *Journal of Applied Biomechanics*. 2000;16(4):407-18.
40. Batschelet E. *Circular statistics in biology (Academic, London)*. BatscheletCircular Statistics in Biology1981. 1981.
41. Cohen J. A power primer. *Psychological bulletin*. 1992;112(1):155.
42. Winter DA. Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. *Physical therapy*. 1992;72(1):45-53.
43. Krasovsky T, Levin MF. Review: toward a better understanding of coordination in healthy and poststroke gait. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2010;24(3):213-24.
44. Liikavainio T, Isolehto J, Helminen HJ, Perttunen J, Lepola V, Kiviranta I, et al. 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*. 2007;14(3):231-8.

45. Nigg BM, Stergiou P, Cole G, Stefanyshyn D, Mündermann A, Humble N. Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running. *Medicine and science in sports and exercise*. 2003;35(2):314-9.
46. Telfer S, Abbott M, Steultjens M, Rafferty D, Woodburn J. Dose–response effects of customised foot orthoses on lower limb muscle activity and plantar pressures in pronated foot type. *Gait & posture*. 2013;38(3):443-9.
47. Nester C, Van Der Linden M, Bowker P. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait & posture*. 2003;17(2):180-7.
48. Kakihana W, Akai M, Nakazawa K, Takashima T, Naito K, Torii S. Effects of laterally wedged insoles on knee and subtalar joint moments. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2005;86(7):1465-71.
49. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. *Research methods in biomechanics, 2E: Human Kinetics*; 2013.
50. Bernstein NA. *The co-ordination and regulation of movements*. 1967.
51. Hafer JF, Boyer KA. Variability of segment coordination using a vector coding technique: Reliability analysis for treadmill walking and running. *Gait & Posture*. 2017;51:222-7.
52. Newell K. Coordination, control and skill. *Advances in Psychology*. 1985;27:295-317.
53. Hsu W-L, Chou L-S, Woollacott M. Age-related changes in joint coordination during balance recovery. *Age*. 2013;35(4):1299-309.
54. Hamill J, Palmer C, Van Emmerik RE. Coordinative variability and overuse injury. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*. 2012;4(1):45.
55. Chiu S-L, Chou L-S. Variability in inter-joint coordination during walking of elderly adults and its association with clinical balance measures. *Clinical biomechanics*. 2013;28(4):454-8.
56. Kelso JS. *Dynamic patterns: The self-organization of brain and behavior*: MIT press; 1997.
57. Scholz JP. Dynamic pattern theory—some implications for therapeutics. *Physical therapy*. 1990;70(12):827-43.