Archive of SID

پژوهش‌نامهٔ فیزیولوژی ورزشی کاربردی سال چهاردهم/ شماره بیست و هشتم/ پاییز و زمستان ۹۷

دریافت: ۹۶/۸/۱۱ پذیرش: ۹۶/۱۰/۱۸ ص ص: ۱۰۰-۸۹

# اثر ارتز پا بر روی تغییرپذیری الگوی هماهنگی بین مفاصل اندام تحتانی طی راه رفتن در کودکان دارای کف پای صاف منعطف

امیرعلی جعفرنژاد گرو[۱]، امیرحسین صدری[۲]

**چکیده**

**سابقه و هدف:** راه رفتن نیاز به وجود تغییرپذیری بهینه‌ای هماهنگی در بین چندین مفصل دارد. در ارتباط با اثرات ارتزهای پا بر روی تغییرپذیری هماهنگی بین مفاصل اندام تحتانی در کودکان دارای کف پای صاف طی راه رفتن اطلاعات اندکی وجود دارد. هدف از این مطالعه بررسی اثر استفاده آنی ارتز پا بر روی تغییرپذیری الگوی هماهنگی بین مفاصل اندام تحتانی در کودکان دارای کف پای صاف منعطف بود.

**مواد و روش‌ها:** ۱۵ کودک پسر با کف پای صاف منعطف جهت شرکت در این مطالعه داوطلب شدند. داده‌های کینماتیکی طی دو شرایط راه رفتن با و بدون ارتز به وسیله سیستم تحلیل حرکت شامل چهار دوربین Vicon ثبت شد. در ادامه مقادیر تغییرپذیری هماهنگی بین مفاصل مچ پا-زانو، مچ پا-ران، و زانو-ران در سه بعد محاسبه شد.

**یافته‌ها:** میزان تغییرپذیری بین مفاصل مچ پا-زانو در صفحه سجیتال طی فاز میانه استقرار کاهش (P=۰/۰۱۱) و در دو صفحه فرونتال (P=۰/۰۲۳) و هوریزنتال (P=۰/۰۰۱) هنگام استفاده از ارتز در مقایسه با شرایط بدون ارتز افزایش معناداری نشان داد. تغییرپذیری مفاصل زانو-ران در سطح فرونتال طی فاز پاسخ‌بارگیری (P=۰/۰۱۵) و همچنین تغییرپذیری بین مفاصل مچ‌پا-ران در سطح فرونتال طی فاز هل دادن (P=۰/۰۱) در شرایط راه‌رفتن با ارتز کاهش معناداری را در مقایسه با شرایط راه رفتن بدون ارتز دارا می‌باشد. میانگین تغییرپذیری هماهنگی مفاصل زانو-ران در سطح هوریزنتال طی شرایط استفاده از ارتز در مقایسه با شرایط بدون استفاده از ارتز افزایش معناداری را در طی فاز هل دادن (P=۰/۰۰۰۱) نشان داد.

**نتیجه‌گیری:** در مجموع استفاده از ارتز پا قابلیت تغییر مقادیر تغییرپذیری هماهنگی را بین مچ پا-زانو در صفحه سجیتال و مچ پا ران در صفحه فرونتال کاهش داد. یافته‌ها نشان داد که بیشترین تاثیرات ارتز بر مقادیر تغییرپذیری هماهنگی در صفحه فرونتال می‌باشد.

**کلمات کلیدی:** تغییرپذیری، کف پای صاف، ارتز پا.

۱. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده روانشناسی و علوم تربیتی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. نویسنده مسئول، amiralijafarnezgad@gmail.com

۲. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی دانشکده روانشناسی و علوم تربیتی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

www.SID.ir

Archive of SID

## مقدمه

گزارش شده است که ارتزهای پا در ارتباط با درمان یا پیشگیری از آسیب‌ها می‌توانند موثر باشند (۱, ۲). با این وجود، مکانیزم‌های بیومکانیکی نحوه‌ی اثربخشی کفی‌ها به لحاظ علمی به طور کامل شناخته نشده است. در حالی که نتایج در این زمینه متناقض می‌باشند. به عنوان مثال، اغلب مطالعات نشان داده‌اند که ارتز پا حرکت اورژن عقب پا و چرخش داخلی تیبیا را کاهش می‌دهد (۶-۳). با وجود این، اغلب مطالعات گذشته به طور سنتی تنها به بررسی اثر ارتز بر روی زوایای هر مفصل به طور جداگانه پرداخته‌اند و حرکات مفاصل نسبت به همدیگر کمتر مورد ارزیابی قرار گرفته است. نمایش حرکات اندام‌ها یا مفاصل نسبت به همدیگر از طریق محاسبه مقادیر الگوی هماهنگی میسر می‌گردد. روش برنامه نویسی بردار (۷) جهت اندازه‌گیری زوایای کاپلینگ و در نتیجه برآورد میزان هماهنگی به طور پیوسته در تمام نقطه‌داده‌ها استفاده می‌شود. در این روش، حرکت نسبی بین نقاط داده‌های نمونه‌گیری شده به صورت یکپارچه از نمودار زاویه-زاویه محاسبه می‌شود و زاویه برآیند حاصل از آن (نسبت به سطح هوریزنتال) بین این نقاط محاسبه می‌شود. این فرآیند سپس در تمامی دوره فاز اتکا تکرار می‌شود. علاوه‌بر زاویه کاپلینگ، همچنین بیان شده است که تغییرپذیری زاویه کاپلینگ به عنوان شیوه‌ای برای ارزیابی ریسک آسیب‌پذیری ارزیابی گردد. به عنوان مثال گزارش شده است که دونده‌ها با سندرم درد کشککی‌رانی هیچ‌گونه اختلافی در الگوهای کاپلینگ مفصل نشان ندادند، اما تغییرپذیری کمتری نسبت به افراد سالم داشتند. یافته‌های آن‌ها از این فرضیه حمایت می‌کند که تغییرپذیری در حرکت برای سازگاری با محیط‌های متغیر و کاهش خطر آسیب‌های ناشی از استفاده از مکرر می‌تواند مفید باشد (۸).

تغییرپذیری راه رفتن، به عنوان نوسانات در ویژگی‌های فضایی—زمانی راه رفتن از یک گام به گام دیگر تعریف می‌شود (۹). در شرایط عادی در یک جلسه آزمون مقادیر این نوسانات به طور نسبی ثبات قابل توجه داشته و نشان‌دهنده پایداری درون سیستم حرکتی هستند (۱۰). طی راه رفتن، تغییرپذیری هماهنگی با سلامت سیستم‌های بیولوژیکی مرتبط است (۱۱). تجزیه و تحلیل تغییرپذیری هماهنگی نیز اطلاعات مهمی در مورد تغییرات در حوزه راهبردهای حرکتی نشان می‌دهد. شواهدی وجود دارد که تغییرپذیری با میزان بالا قبل از انتقال از یک فاز هماهنگی پایدار به فاز دیگر ظاهر می‌شود (۱۶-۱۲)، اخیرا میلر و همکاران (۱۵) مقادیر تغییرپذیری با شدت بالا را طی فاز بلند شدن پنجه در طی راه رفتن گزارش کرده‌اند. با این وجود، تحقیقات کمتری در رابطه با تغییرپذیری هماهنگی در سایر مراحل راه رفتن انجام شده است (۱۷, ۱۸). همچنین، تغییرپذیری بیش از حد با ریسک بالاتر افتادن مرتبط می‌باشد (۱۹). با وجود این، همچنین گزارش شده است که کاهش تغییرپذیری در عرض گام با ریسک بالای افتادن مرتبط است (۲۰). ارتباط بین مقادیر تغییرپذیری و ریسک افتادن به طور متفاوتی در ادبیات پژوهش گزارش شده است و به تکلیف مورد مطالعه (۲۰, ۲۱) و مکانیزم‌های مختلفی بستگی دارد. با وجود این مطالعات در ارتباط با مفاهیم تغییرپذیری با سرعت بالایی هم‌اکنون در حال توسعه است.

تاثیر ارتزهای پا بر روی الگوی تغییرپذیری بین مفصل اندام تحتانی در جمعیت بیمار کمتر مورد بررسی قرار گرفته است. رویکرد برنامه‌نویسی بردار ممکن است بینش جدیدی را در ارتباط با چگونگی اثرگذاری مداخلات ارتوتیک فراهم کند. تغییرپذیری حرکت برای نشان دادن انعطاف‌پذیری سیستم کنترل حرکتی در هنگام سازگاری با تغییرات محیطی استفاده شده است (۲۲). گزارش شده است که افراد مبتلا به ناپایداری مزمن مفصل مچ پا دارای تغییرپذیری کمتری در کاپلینگ بین مفاصل مچ پا و ران در صفحه‌ی فرونتال دارا می‌باشند که ممکن است

www.SID.ir

Archive of SID

نشان‌دهنده این موضوع باشد که با تغییرات محیطی کمتر سازگار هستند (۲۳) و به همین دلیل ممکن است آن‌ها در ریسک بیشتر ابتلا به آسیب‌های ناشی از استفاده مکرر قرار گیرند. اختلالات کنترل حسی حرکتی در ارتباط با مفصل مچ پا–پا ممکن است به مفصل مچ پا محدود نشود، بلکه آن‌ها ممکن است تا مفصل ران نیز گسترش یابد (۲۳). بنابراین هنگام بررسی اختلالات بیومکانیکی در افراد دارای کف پای صاف و همچنین بررسی اثر تداخلات درمانی بر روی این افراد؛ باید علاوه‌بر مفصل مچ پا مفاصل بالاتر همچون زانو و ران را نیز مورد ارزیابی قرار داد. بررسی تغییرپذیری هماهنگی بین مفاصل اندام تحتانی طی دو شرایط راه رفتن با و بدون استفاده از ارتز پا ممکن است بینش جدیدی را در ارتباط با چگونگی اثرگذاری این ابزارها فراهم آورد. از آنجایی که سنین کودکی تاثیرپذیری سیستم عضلانی اسکلتی جهت اصلاح راستای اندام‌های بدن بیشتر می‌باشد، در این پژوهش اثر استفاده از ارتزهای پا بر روی کودکان پسر دارای کف پای صاف مورد ارزیابی قرار گرفت. شیوع کف پای صاف در کودکان ۳ تا ۱۵ سال در محدوده ۲۰ تا ۷۸ درصد در مطالعات گذشته گزارش شده است (۲۶–۲۴). با توجه به عوارضی که ناهنجاری کف پای صاف بر مفاصل فوقانی همچون زانو، ران، و کمر دارد (۲۷). این افراد به عنوان نمونه آماری پژوهش حاضر انتخاب گردیدند. هدف از این مطالعه، مقایسه الگوهای تغییرپذیری بین مفاصل اندام تحتانی طی مرحله استقرار راه رفتن در کودکان دارای کف پای صاف منعطف بود. در این پژوهش فرض گردید که ارتز پا سبب کاهش مقادیر تغییرپذیری هماهنگی در مفاصل اندام تحتانی در صفحه فرونتال می‌شود و میزان اثرگذاری آن بر مقادیر تغییرپذیری الگوی هماهنگی در سایر صفحات محدود می‌باشد.

## مواد و روش‌ها

آزمودنی‌ها

در این مطالعه، ۱۵ کودک پسر با کف پای صاف به عنوان گروه آزمایشی انتخاب شدند. میانگین سن، وزن، و قد آزمودنی‌ها به ترتیب برابر ۱/۵± ۱۰/۳ سال (بین ۸ تا ۱۲ سال)، ۲/۱±۴۲/۸ کیلوگرم، ۱۰/۷±۱۵۱/۶ سانتی‌متر بود. افرادی که بیشتراز۱۰میلی‌متر افتادگی استخوان ناوی‌کولار را داشتند، به عنوان افراد دارای کف پای صاف توسط یک فیزیوتراپیست جهت شرکت در پژوهش معرفی شدند (۲۸). معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه‌ی شکستگی، جراحی، بیماری‌های ارتوپدی، مشکلات عصبی‌عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر و یا دارابودن فعالیت فیزیکی سنگین طی دو روز گذشته بود. پای برتر آزمودنی‌ها توسط آزمون شوت نمودن توپ مشخص گردید (۲۹). جهت شرکت در پژوهش از والدین آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی دریافت گردید.

ابزارها

داده‌های کینماتیک با استفاده از سیستم ثبت حرکتی شامل چهار دوربین وایکن (Vicon system, Oxford Metrics, Oxford, UK) با نرخ نمونه‌برداری۱۰۰ هرتز جمع‌آوری شد. مارکرهای راه‌رفتن برای شناسایی دو طرف لگن، ران‌ها، ساق‌ها و پاها نصب گردید. دو صفحه‌نیرو (Kistler, type 9281, Kistler Instruent 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 صفحه‌نیرو در مرکز فضای کالیبره واقع شده بودند. مارکرهای منعکس‌کننده نور بر روی دو طرف بدن و بر روی قسمت‌های زیر (بر طبق چیدمان مارکر به شیوه Plug in Gait) نصب گردیدند (۳۰): خارخاصره‌ای قدامی‌فوقانی، خارخاصره

www.SID.ir

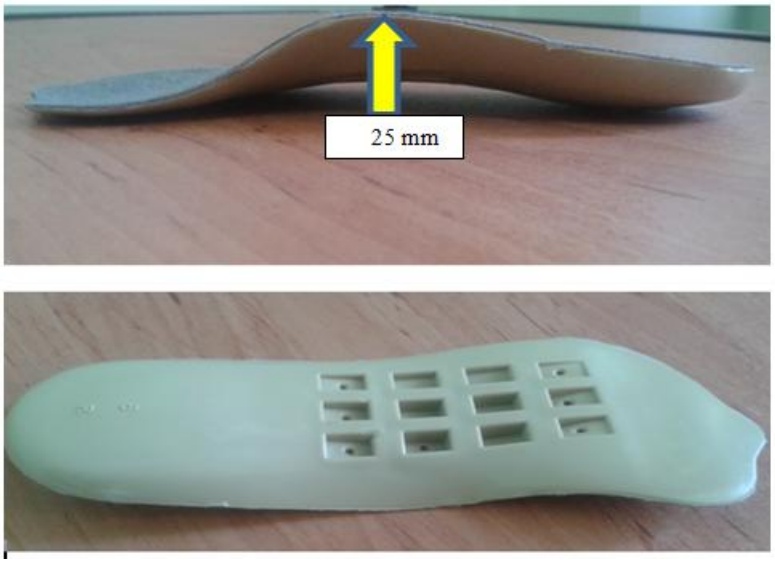
Archive of SID

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 دوپا 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 لندمارک‌ها برروی کفش نصب گردیدند. همه‌ی داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از فیلتر باتروورث پایین‌گذر مرتبه چهارم با برش فرکانسی ۲۰ هرتز فیلتر شد (۲۹). داده‌های کینماتیکی توسط فیلتر باتروورث مرتبه چهارم و با برش فرکانسی ۶ هرتز فیلتر شد (۳۱). جهت پردازش داده‌ها از نرم‌افزار Polygon Authoring Tool استفاده شد. این نرم‌افزار داده‌های یک سیکل راه رفتن را به شیوه اینترپولیت به صورت ۵۱ نقطه طی یک سیکل راه رفتن محاسبه می‌نمود.

پروتکل آزمایش

در ابتدا از افراد خواسته‌شد سه مرتبه کوشش راه رفتن را برای آشنا شدن با محیط آزمایش انجام دهند. علاوه‌بر این، قبل از هر شرایط آزمایشی، آزمایش استاتیک برای شناسایی موقعیت مرکز مفصل و محاسبه‌ی بخش سیستم-های مختصاتی گرفته می‌شد. داده‌ها در دو شرایط راه رفتن با کفش و راه رفتن با کفش+کفی ثبت شدند. 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.

از آن‌جا که نوع کفش روی سبک راه رفتن کودکان اثرگذار می‌باشد (۳۲, ۳۳)، در مطالعه‌ی حاضر، همه‌ی شرکت‌کنندگان در طی هردو شرایط از کفش‌های یکسانی (New Balance 759, USA) استفاده کردند. 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.




**شکل ۱). نمای جانب داخلی (بالا) و زیرین (پایی) کفی Arch Support مورد استفاده در پژوهش**

www.SID.ir

Archive of SID

تحلیل برنامه‌نویسی بردار (Vector coding technique)

تکنیک برنامه‌نویسی بردار برای کمی نمودن هماهنگی بین مفاصل مورد استفاده قرار گرفت [۳۴]. در این روش، حرکت نسبی بین نقاط داده‌های نمونه‌گیری شده به صورت یکپارچه از نمودار زاویه–زاویه محاسبه می‌شود و زاویه برآیند حاصل از آن (نسبت به سطح هوریزنتال) بین این نقاط محاسبه می‌شود. این فرآیند سپس در تمامی دوره فاز اتکا تکرار می‌شود. 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 ($\Theta$) 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 j نشان‌دهنده یک فریم در طی سری زمانی است. یک زاویه بردار، دارای ارزشی در دامنه ۰ تا ۳۶۰ درجه است.

طول بردار میانگین زاویه کاپلینگ ($\bar{r}_i$) بر طبق رابطه زیر محاسبه شد (۳۵):

$$\bar{r}_i = \sqrt{\bar{x}_i^2 + \bar{y}_i^2}$$

در ادامه تغییرپذیری زاویه کاپلینگ ($CAV_i$) بر طبق رابطه زیر محاسبه شد (۳۵):

$$CAV_i = \sqrt{2.(1 - \bar{r}_i)}.\frac{180}{\pi}$$

تحلیل آماری

نرمال بودن توزیع داده‌ها (داده‌های کینماتیکی پای غیربرتر) با استفاده از آزمون شاپیرو–ویلک تایید شد. از آزمونی آماری تی همبسته جهت مقایسه دادها طی دو شرایط راه رفتن با و بدون ارتز استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد [۳۶]:

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

## یافته‌ها

یافته‌ها هیچگونه اختلاف معنی‌داری را در سرعت راه رفتن (شرایط کفش: ۱/۲۳±۰/۱۵؛ شرایط کفش+ارتز: ۱/۰±۲۳/۱۴ متر بر ثانیه) و تواتر گام (شرایط کفش: ۹/۲±۱۰۰/۴؛ شرایط کفش+ارتز: ۷/۱±۱۰۱/۳) بین دو شرایط راه رفتن با و بدون ارتز نشان نداد (P>۰/۰۵).

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که میزان تغییرپذیری بین مفاصل مچ پا–زانو در صفحه سجیتال طی فاز میانه استقرار هنگام استفاده از ارتز در مقایسه با شرایط بدون ارتز کاهش می‌یابد (P=۰/۰۱۱). با وجود این میزان تغییرپذیری بین مفاصل مچ پا–زانو در دو صفحه فرونتال (P=۰/۰۲۳) و هوریزنتال (P=۰/۰۰۱) هنگام استفاده از ارتز در مقایسه با شرایط بدون ارتز افزایش معناداری را طی فاز میانه استقرار نشان داد (جدول ۱).

www.SID.ir

Archive of SID

**جدول ۱). تغییرپذیری زاویه هماهنگی (میانگین±انحراف استاندارد) بین مفاصل مچ پا-زانو در سطوح سجیتال، فرونتال و هوریزنتال برحسب درجه طی سه زیر مرحله فاز استقرار راه‌رفتن در دو شرایط با و بدون ارتز.**

| سطح حرکتی | فاز | کفش | کفش+ ارتز | t | Sig. | اندازه اثر |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | پاسخ‌بارگیری | ۵۶/۴±۱۶/۸۵ | ۵۵/۷±۴۶/۹۶ | ۰/۲۸۸ | ۰/۷۷۸ | ۰/۱۱ |
| **سجیتال** | میانه‌استقرار | ۴۴/۶±۴۳/۴۸ | ۳۹/۴±۷۹/۴۸ | ۲/۹۰۹ | ۰/۰۱۱ | ۰/۸۵ |
| | هل‌دادن | ۱۴/۲±۱۸/۴۲ | ۱۳/۲±۹۷/۹۶ | ۰/۲۳۷ | ۰/۸۱۶ | ۰/۰۷ |
| | پاسخ‌بارگیری | ۴۴/۳±۵۵/۵۵ | ۴۳/۴±۵۶/۲۴ | ۰/۷۹۰ | ۰/۴۴۳ | ۰/۲۵ |
| **فرونتال** | میانه‌استقرار | ۴۵/۲±۲۳/۸۸ | ۴۷/۳±۳۳/۹۴ | -۰/۵۴۲ | ۰/۰۲۳ | ۰/۶۱ |
| | هل‌دادن | ۳۰/۱۵±۴۷/۷۰ | ۲۵/۱۲±۵۴/۲۳ | ۱/۲۰۵ | ۰/۲۴۸ | ۰/۳۵ |
| | پاسخ‌بارگیری | ۲۴/۴±۹۸/۷۸ | ۲۳/۰±۷۱/۱۴ | ۱/۰۲۱ | ۰/۳۲۵ | ۰/۵۲ |
| **هوریزنتال** | میانه‌استقرار | ۳۷/۱±۲۲/۱۸ | ۳۸/۰±۴۹/۷۵ | -۳/۹۶۶ | ۰/۰۰۱ | ۱/۳۲ |
| | هل‌دادن | ۲۲/۶±۲۳/۰۵ | ۲۲/۶±۷۸/۵۷ | -۰/۱۹۵ | ۰/۸۴۸ | ۰/۰۹ |

**سطح معنی‌داری P<۰/۰۵.**

یافته‌های پژوهش در تغییرپذیری بین مفاصل زانو-ران در سطح ساجیتال طی هر سه فاز پاسخ‌بارگیری، میانه-استقرار و هل‌دادن طی دو شرایط راه‌رفتن با و بدون ارتز اختلاف معنی‌داری را نشان نداد (P>۰/۰۵) (جدول۲). همچنین، یافته‌ها نشان داد که در تغییرپذیری مفاصل زانو-ران در سطح فرونتال طی فاز پاسخ‌بارگیری در شرایط راه‌رفتن با ارتز کاهش معناداری را در مقایسه با شرایط راه رفتن بدون ارتز دارا می‌باشد (P=۰/۰۱۵) (جدول ۲). میانگین تغییرپذیری زوایای هماهنگی مفاصل زانو-ران در سطح هوریزنتال طی شرایط استفاده از ارتز در مقایسه با شرایط بدون استفاده از ارتز افزایش معناداری را در طی فاز هل دادن (P<۰/۰۰۱؛ اندازه اثر بالا) نشان داد (جدول۲).

**جدول ۲). تغییرپذیری زاویه هماهنگی (میانگین±انحراف استاندارد) بین مفاصل زانو-ران در سطوح سجیتال، فرونتال و هوریزنتال بر حسب درجه طی سه زیر مرحله فاز استقرار راه‌رفتن در دو شرایط با و بدون ارتز**

| سطح حرکتی | فاز | کفش | کفش+ ارتز | t | Sig. | اندازه اثر |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **سجیتال** | پاسخ‌بارگیری | ۸±۷۷/۳۷/۰۰ | ۶±۰۹/۳۴/۴۴ | ۱/۳۵۲ | ۰/۱۹۸ | ۰/۵۱ |

www.SID.ir

Archive of SID

| سطح حرکتی | فاز | کفش | کفش+ ارتز | t | Sig. | اندازه اثر |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | میانه‌استقرار | ۳۶/۴±۰۸/۷۸ | ۳±۱۵/۳۴/۲۶ | ۱/۵۲۴ | ۰/۱۵ | ۰/۴۸ |
| | هل‌دادن | ۲±۰۴/۹/۱۰ | ۲±۷۰/۹/۹۳ | -۰/۸۳۸ | ۰/۴۱۶ | ۰/۲۶ |
| | پاسخ‌بارگیری | ۲±۵۶/۳۶/۴۶ | ۴±۱۸/۳۴/۶۰ | ۲/۷۷۴ | ۰/۰۱۵ | ۰/۶۷ |
| **فرونتال** | میانه‌استقرار | ۴۷/۴±۵۴/۴۱ | ۳±۷۸/۴۷/۵۱ | -۰/۳۵۱ | ۰/۷۳۱ | ۰/۰۶ |
| | هل‌دادن | ۱۴±۸۴/۲۰/۱۱ | ۹±۱۵/۱۶/۲۱ | ۱/۲۴۷ | ۰/۲۳۳ | ۰/۴۰ |
| | پاسخ‌بارگیری | ۱±۵۶/۵۸/۵۷ | ۲±۱۵/۵۹/۷۱ | -۰/۸۳۷ | ۰/۴۱۷ | ۰/۲۷ |
| **هوریزنتال** | میانه‌استقرار | ۷۳/۰±۵۶/۹۵ | ۰±۸۸/۷۳/۶۴ | -۱/۲۶۶ | ۰/۲۲۶ | ۰/۴۰ |
| | هل‌دادن | ۲±۴۳/۱۷/۶۹ | ۳±۹۷/۲۶/۴۳ | -۸/۹۲۶ | <۰/۰۰۱ | ۳/۱۱ |

**سطح معنی‌داری P<۰/۰۵.**

میانگین تغییرپذیری زوایای هماهنگی مفاصل مچ پا-ران در سطح سجیتال طی سه فاز پاسخ‌بارگیری، میانه-استقرار و هل‌دادن بین دو شرایط راه‌رفتن با و بدون ارتز اختلاف معناداری را نشان نداد (جدول ۳). یافته‌های این پژوهش در تغییرپذیری بین مفاصل مچپا-ران در سطح فرونتال طی فاز هل دادن، در شرایط راه‌رفتن با ارتز نسبت به راه‌رفتن بدون ارتز کاهش معناداری را نشان داد (P=۰/۰۱۰) (جدول ۳). پژوهش حاضر نشان داد که میانگین تغییرپذیری زوایای هماهنگی مفاصل مچپا-ران در تمام فازهای حرکتی در صفحه هوریزنتال طی شرایط استفاده از ارتز در مقایسه با شرایط بدون استفاده از ارتز اختلاف معناداری را نشان نداد (جدول۳).

**جدول ۳). تغییرپذیری زاویه هماهنگی (میانگین±انحراف استاندارد) بین مفاصل مچ پا-ران در سطوح سجیتال، فرونتال و هوریزنتال برحسب درجه طی سه زیر مرحله فاز استقرار راه‌رفتن در دو شرایط با و بدون ارتز.**

| سطح حرکتی | فاز | کفش | کفش± ارتز | t | Sig. | اندازه اثر |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | پاسخ‌بارگیری | ۵۵/۷±۰۴/۶۴ | ۵۲/۵۸±۱۰/۵۶ | ۰/۶۲۲ | ۰/۵۴ | ۰/۲۷ |
| **سجیتال** | میانه‌استقرار | ۲۰/۸±۴۰/۶۵ | ۱۵/۴±۹/۰۲ | ۱/۸۴۵ | ۰/۰۸۶ | ۰/۷۱ |
| | هل‌دادن | ۲۷/۶±۸۲/۹۸ | ۳۳/۵۷±۱۲/۱۶ | -۲/۰۶۲ | ۰/۰۵۸ | ۰/۶۰ |
| | پاسخ‌بارگیری | ۳۶/۳۹±۱۳/۴۷ | ۳۵/۳۲±۱۳/۴۰ | ۰/۳۵۷ | ۰/۷۲ | ۰/۰۸ |
| **فرونتال** | میانه‌استقرار | ۵۱/۱۴±۲۵/۲۹ | ۱۱±۸۵/۵۲/۱۲ | -۰/۵۶۸ | ۰/۵۷ | ۰/۱۲ |

www.SID.ir

Archive of SID

| سطح حرکتی | فاز | کفش | کفش± ارتز | t | Sig. | اندازه اثر |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | هل‌دادن | ۱۸±۰۴/۳۱/۴۶ | ۱۴±۵۴/۱۶/۳۹ | ۲/۹۷۸ | ۰/۰۱ | ۰/۸۸ |
| | پاسخ‌بارگیری | ۲±۶۴/۵۲/۳۴ | ۲±۷۰/۵۲/۷۳ | -۰/۰۶۴ | ۰/۹۵ | ۰/۰۲ |
| **هوریزنتال** | میانه‌استقرار | ۳۷/۲±۹۳/۵۵ | ۳±۱۴/۳۸/۶۱ | -۰/۱۹۵ | ۰/۸۴ | ۰/۰۷ |
| | هل‌دادن | ۱۲±۵۸/۲۶/۴۰ | ۱۴±۵۵/۳۶/۱۸ | -۱/۷۷۰ | ۰/۰۹۸ | ۰/۷۵ |

**سطح معنی‌داری P<۰/۰۵.**

## بحث

هدف از این پژوهش بررسی اثر استفاده از ارتز پا بر روی تغییرپذیری بین مفاصل اندام تحتانی مچ پا-زانو، زانو-ران، و مچ پا-ران با استفاده از روش برنامه‌نویسی بردار در کودکان دارای کف پای صاف منعطف بود. تغییرپذیری یک خصیصه طبیعی راه رفتن انسان می‌باشد و پیشنهاد شده است که تغییرپذیری طی راه رفتن به صورت کامل قابل پیش‌بینی و منظم نبوده و همچنین یک پدیده کاملا تصادفی نیز نمی‌باشد (۳۷).

یافته‌های مطالعه حاضر نشان داد زمانی که آزمودنی‌ها از ارتز پا استفاده کردند میزان تغییرپذیری بین مفاصل مچ پا و زانو در صفحه سجیتال طی فاز میانه استقرار هنگام استفاده از ارتز در مقایسه با شرایط بدون ارتز کاهش یافت. گزارش شده است که افرادی که احتمال ابتلای بیشتر به سقوط را دارند در مقایسه با همسالان سالم دارای تغییرپذیری هماهنگی بیشتری بین مفاص مچ پا-زانو طی فاز استقرار هستند (۱۹). تغییرپذیری هماهنگی بین مفصلی اطلاعاتی را در باره‌ی تغییر الگوی حرکتی انتخاب‌شده فراهم می‌آورد که می‌تواند ناشی از عوامل خارجی باشد (۳۴). همچنان که در پژوهش حاضر، عامل خارجی یعنی کفی سبب کاهش میزان تغییرپذیری بین مفاصل مچ پا و زانو در صفحه سجیتال طی فاز میانه استقرار گردید. در پژوهش حاضر، میزان تغییرپذیری بین مفاصل مچ پا-زانو در دو صفحه فرونتال و هوریزنتال هنگام استفاده از ارتز در مقایسه با شرایط بدون ارتز افزایش معناداری را طی فاز میانه استقرار نشان داد. Ferber و همکاران هم سو با این پژوهش (در ارتباط با میزان اثر ارتز بر تغییرپذیری هماهنگی بین حرکت مچ پا با در صفحه فرونتال و حرکت مفصل زانو در سطح هوریزنتال) مطالعه‌ای در مورد بررسی اثرات ارتز پا بر روی تغییرپذیری مفصلی چرخش داخلی/خارجی ساق نسبت به اورژن/ اینورژن مچ پا در طی فعالیت دویدن انجام دادند که نتایج آن‌ها اختلاف معناداری را در نتیجه استفاده آنی از ارتز بر روی تغییرپذیری نشان نداد (۳۸). باید به این نکته توجه کرد که پژوهش Ferber و همکاران با پژوهش حاضر در نوع فعالیت (راه رفتن در مقابل دویدن) و گروه سنی آزمودنی‌ها (مطالعه حاضر بر روی کودکان دارای کف پای صاف منعطف انجام گرفته است، در حالیکه پژوهش مذکور بر روی افراد سالم بالغ انجام شده است) متفاوت بود.

تغییرپذیری مفاصل زانو-ران در سطح فرونتال طی فاز پاسخ‌بارگیری در شرایط راه‌رفتن با ارتز کاهش معناداری را در مقایسه با شرایط راه رفتن بدون ارتز نشان داد. بنابراین، می‌توان بیان نمود که ویژگی کنترل‌کنندگی اورژن پا در کفی مورد استفاده در پژوهش حاضر می‌تواند تغییرپذیری برخی از متغیرها را کاهش دهد. با وجود این، میانگین تغییرپذیری زوایای هماهنگی مفاصل زانو-ران در سطح هوریزنتال طی شرایط استفاده از ارتز در مقایسه با شرایط بدون استفاده از ارتز افزایش معناداری را طی فاز هل دادن نشان داد. گزارش شده است که تغییرپذیری هماهنگی

www.SID.ir

Archive of SID

بالا طی فاز استقرار راه رفتن بین مفاصل زانو – ران می‌تواند ریسک افتادن را در افراد افزایش دهد (۱۹). با توجه به نتایج پژوهش حاضر اگرچه کفی مورد استفاده میزان تغییرپذیری را بین مفاصل زانو–ران در صفحه فرونتال کاهش داده، با وجود این اثر معکوسی را در صفحه هوریزنتال نشان داده است. علت احتمالی کاهش میزان تغییرپذیری هماهنگی بین مفاصل زانو–ران در صفحه فرونتال احتمالا این موضوع است که محدود نمودن حرکت اورژن در مچ پا به طور زنجیره‌وار تا مفاصل زانو و ران منتقل شده و میزان تغییرپذیری را بین این مفاصل نیز کاهش داده است.

یافته‌های این پژوهش در تغییرپذیری بین مفاصل مچ‌پا–ران در سطح فرونتال طی فاز هل دادن، در شرایط راه‌رفتن با ارتز نسبت به راه‌رفتن بدون ارتز کاهش معناداری را نشان داد. فرضیه پژوهش در ارتباط با کاهش میزان تغییرپذیری بین مفاصل مچ پا و ران نیز در صفحه فرونتال مورد تایید قرار گرفت. در تحقیقی گزارش شده است که مفاصل مچ پا–ران به صورت هم‌افزایی باهم مشارکت دارند تا موقعیت پا و مرکز جرم را در طی سیکل راه رفتن کنترل نمایند (۳۹). کنترل مناسب و صحیح موقعیت نسبی بین مرکز جرم و پا نقش اساسی را در جلوگیری از آسیب‌های مفصل مچ پا بازی می‌کند (۲۳). با توجه به کاهش میزان تغییرپذیری بین این مفاصل در صفحه فرونتال احتمالا کفی مورد استفاده در این پژوهش می‌تواند در کاهش میزان ریسک آسیب موثر باشد. با وجود این، پژوهش-های بیشتر جهت اثبات هرچه بهتر این موضوع مورد نیاز می‌باشد. با وجود این، پژوهش حاضر نشان داد که میانگین تغییرپذیری زوایای هماهنگی مفاصل مچ‌پا–ران در تمام فازهای حرکتی در صفحه هوریزنتال طی شرایط استفاده از ارتز در مقایسه با شرایط بدون استفاده از ارتز اختلاف معناداری را دارا نمی‌باشد. تغییرپذیری در هماهنگی تکالیف حرکتی پیچیده یک مشخص کننده اساسی در نحوه حرکت انسان و انعطاف‌پذیری سیستم حرکتی معرفی می‌شود (۴۰). میزان تغییرپذیری هماهنگی، اطلاعاتی را در حوزه پایداری وضعیت، خطر افتادن (۴۱)، وضعیت آسیب (۴۲)، و آسیب شناسی (۱۹) فراهم می‌آورد. مطالعات دیگر پیشنهاد کرده‌اند که افزایش تغییرپذیری راه رفتن ممکن است به دلیل عوامل دیگری مانند از دست دادن قدرت یا انعطاف‌پذیری آن‌ها باشد (۴۳). از آنجایی که پژوهش حاضر نشان داد میانگین تغییرپذیری زوایای هماهنگی مفاصل مچ‌پا–ران در تمام فازهای حرکتی در صفحه هوریزنتال طی شرایط استفاده از ارتز در مقایسه با شرایط بدون استفاده از ارتز اختلاف معناداری را دارا نمی‌باشد، می‌توان با اضافه نمودن قابلیت‌هایی به این کفی تغییرات بیشتری را جهت بهینه نمودن الگوی تغییرپذیری در صفحات دیگر ایجاد نمود.

مطالعه انجام شده دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به این نکته اشاره نمود که اثرات درازمدت استفاده از ارتز در این تحقیق مورد سنجش قرار نگرفته است. و اینکه نمونه آماری مطالعه انجام شده فقط بر روی جنسیت مرد بود در حالیکه این احتمال وجود دارد که دختران دارای کف پای صاف نتایج متفاوتی را نسبت به آنچه در پژوهش حاضر به دست آمده است را گزارش کنند. همچنین در پژوهش حاضر هزینه انرژی مورد سنجش قرار نگرفته است، با محاسبه این پارامتر می‌توان بهتر بیان نمود که آیا تغییرات ایجاد شده در تغییر پذیری در مجموع بر بهبود کارآیی حرکت اثرات مثبت یا منفی را داشته است.

## نتیجه‌گیری

بیشترین بهبود در مقادیر تغییرپذیری در نتیجه استفاده از ارتز پا بین مفاصل اندام تحتانی در صفحه فرونتال مشاهده شد. بنابراین، می‌توان استفاده از این ارتز با هدف کاهش تغییرپذیری هماهنگی بین مفاصل اندام تحتانی در صفحه

www.SID.ir

Archive of SID

فرونتال در کودکان پسر دارای کف پای صاف مورد استفاده قرار داد. اثبات هرچه بهتر این موضوع، نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر در این زمینه دارد.

## منابع:


1. Kilmartin T, Wallace W. The scientific basis for the use of biomechanical foot orthoses in the treatment of lower limb sports injuries--a review of the literature. British Journal of Sports Medicine. 1994;28(3):180-4.
2. Eggold JF. Orthotics in the prevention of runners' overuse injuries. The Physician and sportsmedicine. 1981;9(3):124-31.
3. Johanson MA, Donatelli R, Wooden MJ, Andrew PD, Cummings GS. Effects of three different posting methods on controlling abnormal subtalar pronation. Physical Therapy. 1994;74(2):149-58.
4. Bates B, Osternig L, Mason B, James L. Foot orthotic devices to modify selected aspects of lower extremity mechanics. The American journal of sports medicine. 1979;7(6): 338-42.
5. 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.
6. 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.
7. 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.
8. Hamill J, van Emmerik RE, Heiderscheit BC, Li L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. Clinical biomechanics. 1999;14(5):297-308.
9. Gabell A, Nayak U. The effect of age on variability in gait. Journal of Gerontology. 1984;39(6):662-6.
10. Hausdorff JM. Gait variability: methods, modeling and meaning. Journal of neuroengineering and rehabilitation. 2005;2(1):19.
11. Harbourne RT, Stergiou N. Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. Physical therapy. 2009;89(3):267-82.
12. Diedrich FJ, Warren Jr WH. Why change gaits? Dynamics of the walk-run transition. Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance. 1995;21(1):183.
13. Haken H, Kelso JS, Bunz H. A theoretical model of phase transitions in human hand movements. Biological cybernetics. 1985;51(5):347-56.


www.SID.ir

Archive of SID
14. Kao JC, Ringenbach SD, Martin PE. Gait transitions are not dependent on changes in intralimb coordination variability. Journal of Motor Behavior. 2003;35(3):211.۴–
15. Miller RH, Chang R, Baird JL, Van Emmerik RE, Hamill J. Variability in kinematic coupling assessed by vector coding and continuous relative phase. Journal of biomechanics. 2010;43(13):2554-60.
16. Seay JF, Haddad JM, Van Emmerik RE, Hamill J. Coordination variability around the walk to run transition during human locomotion. Motor control. 2006;10(2):178-96.
17. Burnfield M. Gait analysis: normal and pathological function. Journal of Sports Science and Medicine. 2010;9(2):353.
18. Levine D, Richards J, Whittle MW. Whittle's Gait Analysis-E-Book: Elsevier Health Sciences; 2012.
19. 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. 20. 8-454:(4)28,13
20. Brach JS, Berlin JE, VanSwearingen JM, Newman AB, Studenski SA. Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed. Journal of neuroengineering and rehabilitation. 2005;2(1):21.
21. Roos PE, Dingwell JB. Influence of simulated neuromuscular noise on movement variability and fall risk in a 3D dynamic walking model. Journal of biomechanics. 2010;43(15):2929-35.
22. Stergiou N, Harbourne RT, Cavanaugh JT .Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. Journal of Neurologic Physical Therapy. 2006;30(3):120-9.
23. 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.
24. Pfeiffer M, Kotz R, Ledl T, Hauser G, Sluga M. Prevalence of flat foot in preschool-aged children. Pediatrics. 2006;118(2):634-9.
25. Halabchi F, Mazaheri R, Mirshahi M, Abbasian L. Pediatric flexible flatfoot; clinical aspects and algorithmic approach. Iranian journal of pediatrics. 2013;23(3):247.
26. Chen K-C, Tung L-C, Tung C-H, Yeh C-J, Yang J-F, Wang C-H. An investigation of the factors affecting flatfoot in children with delayed motor development. Research in developmental disabilities. 2014;35(3):639-45.
27. Kothari A, Dixon P, Stebbins J, Zavatsky A, Theologis T. Are flexible flat feet associated with proximal joint problems in children? Gait & posture. 2016;45:204-10.
28. 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.
www.SID.ir

Archive of SID
29. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E .Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. Gait & Posture. 2017;53:236-40.
30. Kadaba MP, Ramakrishnan H, Wootten M. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. Journal of orthopaedic research. 1990;8(3):3.۹۲–۸۳
31. 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.
32. 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.
33. 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.
34. Hamill J, Haddad JM, McDermott WJ. Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective. Journal of Applied Biomechanics. 2000;16(4):407-18.
35. Needham R, Naemi R, Chockalingam N. Quantifying lumbar–pelvis coordination during gait using a modified vector coding technique. Journal of biomechanics. 2014;47(5):1020-6.
36. Cohen J. A power primer. Psychological bulletin. 1992;112(1):155.
37. Stergiou N, Decker LM. Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: is there a connection? Human movement science. 2011;30(5):869-88.
38. 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.
39. MacKinnon CD, Winter DA. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. Journal of biomechanics. 1993;26(6):633-44.
40. Newell K. Coordination, control and skill. Advances in Psychology. 1985;27:295-317.
41. Hsu W-L, Chou L-S, Woollacott M. Age-related changes in joint coordination during balance recovery. Age. 2013;35(4):1299-309.
42. Hamill J, Palmer C, Van Emmerik RE. Coordinative variability and overuse injury. BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation. 2012;4(1):45.
43. Kang HG, Dingwell JB. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. Gait & posture. 2008;27(4):572-7.
www.SID.ir