

اثرات آنی کفی طبی پیش ساخته بر تغییرپذیری و الگوی کوپلینگ مفصلی پشت پا و ساق حین راه رفتن مردان فعال مبتلا به کف پای صاف

چکیده

حیدر صادقی^۱، پیمان آقایی^۱، فریبرز هوانلو^۲

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.
۲. گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران.

دریافت: ۱۳۹۳/۱۰/۵ پذیرش: ۱۳۹۳/۱۲/۱۵

هدف: کف پای صاف به عنوان یکی از شایع ترین ناهنجاری های اندام تحتانی، می تواند الگوی راه رفته را تحت تأثیر قرار دهد. کفی طبی رایج ترین راهکار درمانی است که برای این ناهنجاری استفاده می شود؛ با این وجود اثرات بیومکانیکی استفاده از کفی طبی به طور واضح مشخص نیست. هدف از انجام این تحقیق، بررسی اثرات فوری کفی طبی پیش ساخته بر تغییرپذیری و الگوی کوپلینگ مفصلی پشت پا و ساق در مرحله اتکای راه رفتن مردان فعال مبتلا به کف پای صاف بود.

روش ها: هشت مرد فعال مبتلا به کف پای صاف آزمودنی های این تحقیق نیمه تجربی را تشکیل دادند. داده های کینماتیک راه رفتن این آزمودنی ها به وسیله هشت دوربین آنالیز حرکت ضبط شد و پس از محاسبه ی زوایای سه بعدی، از روش وکتورکودینگ برای ارزیابی کوپلینگ استفاده گردید. از آزمون های آماری شاپیرو-ویلک برای بررسی نرمال بودن توزیع فراوانی داده ها و آزمون تی همبسته برای مقایسه میانگین ها استفاده شد. **یافته ها:** نتایج نشان داد که در سه زیر فاز اول مرحله اتکای راه رفتن تفاوت معناداری در میانگین های کوپلینگ مفصلی، بین شرایط کفی و بدون کفی وجود ندارد ($P > 0.05$) در حالی که در زیر فاز چهارم میانگین زاویه کوپلینگ ۱۹ درصد کاهش معنادار نشان داد ($P < 0.05$). همچنین تفاوت میانگین تغییرپذیری کوپلینگ مفصلی در هیچ از زیر فازها در هر دو شرایط با و بدون کفی طبی تفاوت معناداری نداشت ($P > 0.05$).

نتیجه گیری: با استفاده از نتایج این تحقیق می توان گفت که استفاده از کفی طبی بر الگوی کوپلینگ پشت پا ساق در ۷۵ درصد ابتدایی مرحله اتکای راه رفتن اثری ندارد ولی در ۲۵ درصد انتهایی باعث کاهش زاویه کوپلینگ می شود. بنابراین به نظر می رسد که در انتهای مرحله ی اتکای راه رفتن، حرکات ساق نسبت به پاشنه کاهش می یابد و این تغییر می تواند، کاهش درد زانو و دیگر اثرات سودمند استفاده از کفی طبی در افراد مبتلا به کف پای صاف را توجیه کند.

کلید واژگان: کفی طبی، تغییرپذیری، کوپلینگ مفصلی، کف پای صاف.

* نویسنده مسئول: گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

تلفن: ۰۹۱۲۲۴۵۳۱۷۵

Email: sadeghih@yahoo.com

مقدمه

آمده در هریک از این موارد می تواند باعث راه رفتن غیرطبیعی شود (۱-۳). ناهنجاری های اسکلتی از جمله مواردی هستند که می توانند دامنه حرکتی مفاصل را دستخوش تغییر کنند و با توجه به اینکه در راه رفتن، اندام تحتانی وزن بدن را تحمل می کند، ناهنجاری های این ناحیه ممکن است باعث راه رفتن غیرطبیعی شوند.

کف پای صاف که به افتادگی مزمن یا کاهش غیرطبیعی قوس طولی داخلی پا گفته می شود (۳) یکی از ناهنجاری های شایع اندام تحتانی

راه رفتن فعالیتی کاملاً هماهنگ و پیچیده است که با همکاری سیستم عصبی، عضلانی و اسکلتی انجام می پذیرد. مطالعات پیشین نشان داده اند که راه رفتن طبیعی به فرمان های کنترل شده از دستگاه عصبی، تولید مقدار نیروی مشخص توسط عضلات و دامنه حرکتی مشخص برای هر مفصل نیاز دارد. بدین معنی که اختلال به وجود

نیز در پژوهشی به بررسی اثر کفی، با درجات مختلف سختی بر هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی مفصلی اندام تحتانی در مرحله اتکای دوییدن پرداختند. نتایج آن‌ها نشان داد که کفی به‌طور کلی باعث تغییر الگوی هماهنگی مفصلی می‌شود؛ درحالی‌که بین درجات سختی کفی، تفاوتی در کوپلینگ مفصلی وجود ندارد، همچنین در زمینه تغییرپذیری هماهنگی مفصلی نتایج آن‌ها نشان داد که کفی طبی به‌طور کلی باعث کاهش تغییرپذیری شده است (۲۱). با این وجود از روش فازهای نسبی ادامه‌دار (Continues Relative Phase or CRP) برای بررسی هماهنگی مفصلی استفاده کردند و در این شیوه علاوه بر جابجایی زاویه‌ای، سرعت زاویه‌ای اندام‌ها نیز در محاسبات دخیل هستند، اما در روش وکتورکودینگ تنها جابجایی زاویه‌ای برای محاسبات استفاده می‌شود و باید برای مقایسه نتایج این عامل نیز مدنظر قرار بگیرد.

علی‌رغم اینکه هیچ تحقیقی الگوی کوپلینگ افراد مبتلا به کف پای صاف را با افراد طبیعی مقایسه نکرده است، اما برخی از محققین اظهار داشته‌اند که ارتفاع قوس طولی داخلی بر کوپلینگ مفصلی تأثیری ندارد (۲۲، ۲۳). در این تحقیقات گزارش شده است که اثر تعاملی ارتفاع قوس طولی داخلی با کوپلینگ مفصلی معنادار نبوده است. به هر حال در این تحقیقات اثر تعاملی ارتفاع قوس طولی داخلی افراد سالم با کوپلینگ بررسی شده است، درحالی‌که ممکن است کاهش ارتفاع قوس طولی داخلی که در افراد مبتلا به کف پای صاف اتفاق می‌افتد بر کوپلینگ مفصلی اثر بگذارد. که در این رابطه می‌توان به تحقیق Rodrigues و همکارانش اشاره کرد، آن‌ها نشان دادند که دونده‌های گروه پرونیشن بیش از حد، زاویه کوپلینگ بزرگ‌تری نسبت به افراد سالم داشته‌اند (۳۴ درصد تا ۳۸ درصد فاز اتکا) (۱۴). پس نتایج تحقیقاتی که استفاده از کفی طبی در افراد سالم را بررسی کرده‌اند نمی‌تواند به گروه کف پای صاف نیز تعمیم داده شود، چراکه ممکن است این افراد الگوی کوپلینگ متفاوتی نسبت به هم داشته باشند. با توجه به رایج بودن تجویز کفی طبی پیش‌ساخته برای درمان و بهبود عملکرد افراد مبتلا به کف پای صاف، نامشخص بودن مکانیسم استفاده از این کفی بر الگوی راه رفتن و تناقض بین نتایج تحقیقات پیشین، هدف این تحقیق بررسی اثرات فوری کفی طبی پیش‌ساخته بر تغییرپذیری و الگوی کوپلینگ مفصلی پشت پا و ساق در فاز اتکای راه رفتن مردان فعال مبتلا به کف پای صاف بود.

است که مکانیک راه رفتن را تحت تأثیر قرار می‌دهد؛ به‌گونه‌ای که اکثر مطالعات نشان داده است کف پای صاف منجر به افزایش پرونیشن مفصل تحت‌قاپی و چرخش داخلی ساق طی فاز اتکای راه رفتن می‌شود (۴، ۵)، همچنین برخی از مطالعات نشان دادند که افراد مبتلا به کف پای صاف از درد در ناحیه قدامی زانو و کمر رنج می‌برند (۶).

کفی‌های طبی که نوعی ارتز هستند معمولاً به‌عنوان روشی درمانی برای ناهنجاری کف پای صاف تجویز می‌شود. این نوع کفی‌ها که داخل کفش قرار می‌گیرند به نوعی طراحی می‌شوند که قسمت داخلی ارتفاع بیشتری دارد. پژوهش‌های متعددی به ارزیابی اثرات استفاده از این روش درمانی پرداخته‌اند و در بیشتر موارد کاهش درد افراد مبتلا به کف پای صاف پس از درمان شدن با کفی طبی گزارش شده است؛ با این وجود مکانیسم و علل بیومکانیکی این روش درمانی به‌طور دقیق مشخص نیست (۷-۱۰).

علی‌رغم وجود تحقیقات زیادی که به بررسی تأثیر کفی طبی بر حرکات پاشنه پرداخته‌اند، نتایج این تحقیقات یکسان نیست؛ به‌گونه‌ای که بعضی از این محققین اثر معنادار (۱۱-۱۳) و بعضی دیگر عدم تأثیر معنادار کفی بر اورشن پاشنه را گزارش کرده‌اند (۱۰). بنابراین، با فرض قرار دادن اثر معنادار کفی طبی بر دامنه حرکتی پاشنه و ساق (۱۱-۱۳)، و آگاهی از این نکته که بین حرکات پاشنه و ساق کوپلینگ مفصلی وجود دارد (۱۴)؛ می‌توان فرض کرد که کفی طبی بر کوپلینگ مفصلی نیز اثر گذار است. به‌علاوه تغییرپذیری کوپلینگ مفاصل اندام تحتانی در علت شناسی آسیب مورد توجه محققین زیادی (۱۵-۱۹) قرار گرفته است؛ لذا بررسی این عامل نیز می‌تواند در تفسیر نتایج اثربخش و مفید واقع شود.

با بررسی ادبیات تحقیق به نظر می‌رسد که هیچ تحقیقی به‌طور کامل، اثر کفی طبی بر تغییرپذیری و الگوی کوپلینگ ساق/پاشنه افراد مبتلا به کف پای صاف را ارزیابی نکرده است اما Ferber و همکاران در تحقیقی اثرات دو نوع کفی طبی بر الگوی کوپلینگ مفصلی و تغییرپذیری چرخش داخلی/خارجی ساق نسبت به اینورشن/اورشن میچ پا حین دوییدن را با یکدیگر مقایسه کردند. نتایج آن‌ها نشان داد که استفاده از کفی طبی اثرات معناداری بر کوپلینگ و تغییرپذیری مفصلی ندارد. درنهایت آن‌ها نتیجه گرفتند که راحتی هنگام استفاده از کفی طبی، احتمالاً به دلایل دیگری غیر از تغییرات کوپلینگ مربوط می‌باشد (۲۰). Khezri و همکاران

روش شناسی

دانشجویان دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه شهید بهشتی تهران (عضو یکی از تیم‌های ورزشی دانشگاه یا دانشکده در سال تحصیلی ۹۳-۹۲)، جامعه آماری تحقیق حاضر را تشکیل دادند. از درون جامعه آماری هشت نفر مبتلا به کف پای صاف به روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند. این افراد که فقط مبتلا به ناهنجاری کف پای صاف بودند، در دو سال گذشته سابقه آسیب دیدگی و جراحی اندام تحتانی نداشتند. مشخصات کامل این افراد که شامل میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای شماره پا، سن، قد، وزن و افت ناوی می‌باشد، در جدول ۱ آورده شده است. به منظور تعیین میزان قوس طولی داخلی پا از آزمون شاخص افتادگی استخوان ناوی استفاده شد و آزمودنی‌هایی که میزان افتادگی ناوی آن‌ها بیشتر از ده میلی‌متر بود به عنوان افراد مبتلا به کف پای صاف در نظر گرفته شدند (۲۴).

در تحقیق حاضر از کفش ورزشی نایک مدل ۰۰۰۶۰۸ (UJ) (ساخت کشور ویتنام) و کفی طبی پیش ساخته (شرکت پورتو- ساخت ایران) استفاده شد. طراحی کفی به گونه‌ای است که باعث حمایت از قوس طولی داخلی، خارجی و عرضی پا می‌شود و در قسمت پاشنه کمی عمق (Deep heel cup) دارد.

حرکت سه‌بعدی مارکرها به وسیله هشت دوربین آنالیز حرکت (motion analysis) ساخت کشور آمریکا) با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز ثبت گردید و قبل از انجام کوشش‌ها کالیبراسیون ایستا و پویا انجام شد. به منظور محاسبات زوایای سه‌بعدی، مارکرهایی روی لگن، ران، ساق و پا نصب شدند (تصویر ۲). تعداد هشت مارکر به عنوان مارکرهای آناتومیک با ابعاد ۱۰ میلی‌متر بر روی اندام تحتانی قرار گرفتند: خار خاصره قدامی فوقانی سمت چپ و راست، خار خاصره خلفی فوقانی سمت چپ و راست، تروکانتر بزرگ، داخل و خارج اپی‌کندیل ران، قوزک داخلی و خارجی و شست پا. همچنین

۱۷ مارکر نیز به عنوان مارکرهای ردیابی (ترکینگ) با کلاسترهای چهار مارکری برای ران، ساق و جلوی پای و یک کلاستر سه مارکری برای پشت پا مورد استفاده قرار گرفتند. کلاسترهای ران، ساق و پشت پا بر روی صفحات سخت بودند (۲۵).

قبل از شروع تست، از آزمودنی‌ها خواسته شد که سه بار در یک مسیر ده متری مشخص راه بروند و زمان هر کوشش به وسیله کورنومتر اندازه‌گیری شد. سپس، سرعت خودانتخابی هر آزمودنی، میانگین سرعت این سه کوشش در نظر گرفته شد. این سرعت بر روی تردمیل اعمال شد و آزمودنی‌ها به مدت ۵ دقیقه در هر یک از شرایط کفش-کفی و کفش-بدون کفی بر روی تردمیل راه رفتند تا با شرایط آزمایشگاهی آشنا شوند. پس از نصب مارکرها و قبل از شروع تست راه رفتن، ضبط تصاویر مربوط به کلیه مارکرها به مدت سه ثانیه در حالت ایستادن نرمال به عنوان فرم آناتومیک در نظر گرفته شد و قبل از هر تست مارکرهای آناتومیک برداشته شد، ولی مکان این مارکرها در کلیه شرایط (بدون کفش، با کفش و با کفش کفی) ثابت بودند. سپس تست راه رفتن به مدت ۵ دقیقه انجام شد و پنج کوشش صحیح در هر یک از شرایط برای تجزیه و تحلیل انتخاب شد.

محاسبات زوایای سه‌بعدی (بر اساس معادلات کاردان اویلر) و دیگر مراحل آنالیز راه رفتن با استفاده از کد محقق ساخته در نرم‌افزار متلب انجام شد. در ابتدا داده‌های مربوط به حرکت هر مارکر در فضای سه‌بعدی به وسیله فیلتر پایین گذر مرتبه چهار باترورس با فرکانس قطع ۸ هرتز (محاسبه از روش تحلیل باقیمانده) فیلتر گردید و سپس زوایای مفاصل با استفاده از حرکات مرجع مختصات موضعی هر اندام نسبت به موقعیت آن مرجع در فرم آناتومیک تعیین گردید.

قبل از محاسبات زاویه کوپلینگ و تغییرپذیری حرکات پشت پا/ساق پا در فاز ایستا، فاز اتکای راه رفتن در هر سیکل به ۱۰۰ درصد نرمالایز شد (که این مراحل بر اساس مارکرهای پاشنه و شست پا محاسبه شدند) و سپس با توجه به مراحل مختلف راه رفتن این فاز به چهار مرحله یا زیر فاز تقسیم شد: مرحله اول از برخورد پاشنه تا

جدول ۱

مشخصات آزمودنی‌ها (میانگین \pm انحراف معیار)					
تعداد	شماره پا	سن (سال)	میانگین قد (سانتیمتر)	میانگین وزن (کیلوگرم)	میانگین شاخص افت ناوی (میلی‌متر)
۸	۴۳/۸۷ \pm ۰/۸۷	۲۴/۱۲ \pm ۱/۸۸	۱۷۴/۵ \pm ۴/۵۹	۷۲/۳۷ \pm ۶/۰۹	۱۱/۲۵ \pm ۱/۳۸



شکل ۲. محل نصب مارکرهای آناتومیک و ردیابی



شکل ۱. کفش و کفی طبی استفاده شده در این پژوهش

نقطه داده برای هر کوشش) مربوط به هر لحظه از کوششها میانگین گرفته شد (مثلاً در فاز اول بیست نقطه داده برای هر کوشش وجود دارد و وجود دارد، از نقطه داده‌های اول مربوط به پنج کوشش میانگین گرفته شده است) که این عمل منجر به ایجاد یک نمودار از ترکیب پنج نمودار می‌شود. میانگین هر فاز در نمودار جدید، میانگین کوپلینگ مرتبط با آن فاز می‌باشد (۲۰). همچنین برای محاسبه مقدار تغییرپذیری زاویه کوپلینگ هر فاز، از نقطه داده‌های مربوط به هر لحظه از کوششها انحراف استاندارد گرفته شد (مثلاً در فاز اول بیست نقطه داده برای هر کوشش وجود دارد، از پنج نقطه داده اول مربوط به پنج کوشش انحراف استاندارد گرفته شده است) که این عمل منجر به ایجاد یک نمودار از ترکیب پنج نمودار می‌شود. میانگین هر فاز در نمودار جدید، میانگین تغییرپذیری کوپلینگ مرتبط با آن فاز می‌باشد. (۲۰). در تحقیق حاضر از آزمون کولموگروف-اسمیرنوف برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها و آزمون تی-وابسته برای مقایسه میانگین‌های کوپلینگ و تغییرپذیری در هر یک از مراحل راه رفتن، استفاده شد ($\alpha=0/05$).

نتایج

جدول ۲ میانگین و انحراف استاندارد کوپلینگ مفصلی و تغییرپذیری کوپلینگ مفصلی گروه کف پای صاف در شرایط با کفش و با کفش-

ابتدای تحمل بار (صفر تا ۲۰ درصد)، مرحله دوم از ابتدای تحمل بار تا پذیرش کامل وزن (۲۰ تا ۵۰ درصد)، مرحله سوم از پذیرش کامل وزن تا نیمی از مرحله جدا شدن انگشتان (۵۰ تا ۷۵ درصد) و مرحله چهارم از نیمی از مرحله جدا شدن انگشتان تا جدا شدن کامل انگشتان (۷۵ تا ۱۰۰ درصد) تشکیل می‌شد.

$$\Phi_i = \text{abs} \left[\tan^{-1} \left(\frac{y_{i+1} - y_i}{x_{i+1} - x_i} \right) \right]$$

$i=1, 2, \text{ and } n$

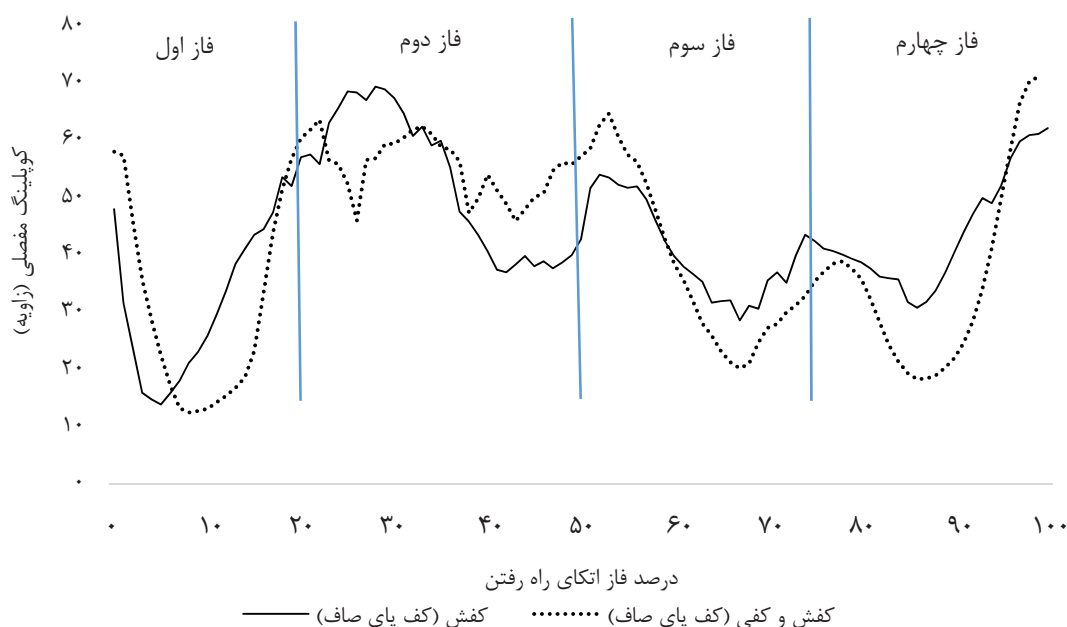
کوپلینگ یا جفت شدن مفصلی، تعامل حرکتی بین مفاصل را توصیف می‌کند. برای محاسبه زاویه کوپلینگ از تکنیک اصلاح شده وکتورکودینگ توسط Heiderscheit و همکاران استفاده شد (۲۶). در این معادله؛ y نشان‌دهنده زاویه چرخش داخلی/خارجی ساق، x اینورشن/اورشن پاشنه و i لحظه مورد نظر را نشان می‌دهد. به دنبال تبدیل کردن رادیان به درجه، مقدار Φ ، یا زاویه کوپلینگ حدود ۰ تا ۹۰ درجه به دست آمد (شکل ۲-۱۴). بنابراین در یک نمودار که حرکات پشت پا روی محور طولی و حرکات ساق روی محور عرضی قرار گرفته است، یک زاویه کوپلینگ ۴۵ درجه نشان‌دهنده حرکات برابر پشت پا در صفحه فرونتال و ساق در صفحه هوریزنتال می‌باشد. زاویه بیشتر از ۴۵ درجه نشان‌دهنده حرکت بیشتر ساق نسبت به حرکت پشت پا در این صفحات می‌باشد.

برای محاسبه زاویه کوپلینگ هر زیر فاز، از نقطه داده‌های (۱۰۰

جدول ۲

میانگین کوپلینگ و تغییرپذیری در شرایط کفش و کفش-کفی

Sig.	تفاوت میانگین‌ها	کفش و کفی طبی	کفش	فاز اول	کوپلینگ
۰/۲۸۳	-۲/۲۶	۲۹/۴۴±۲/۹۸	۳۱/۷۰±۳/۱۹	فاز اول	کوپلینگ
۰/۲۱۷	۲/۳۰	۵۵/۲۹±۴/۴۸	۵۲/۹۸±۳/۰۶	فاز دوم	مفصلی
۰/۷۰۵	-۱/۰۲	۳۹/۷۳±۷/۴۴	۴۰/۷۶±۱۱/۶۶	فاز سوم	(زاویه)
*۰/۰۰۲	-۸/۱۵	۳۴/۰۱±۲/۶۲	۴۲/۱۶±۶/۲۰	فاز چهارم	
۰/۷۷۰	-۰/۳۹	۱۴/۳۹±۲/۱۲	۱۴/۷۸±۳/۱۵	فاز اول	تغییرپذیری
۰/۰۵۵	۳/۳۷	۲۱/۹۶±۲/۲۰	۱۸/۵۹±۳/۸۶	فاز دوم	کوپلینگ
۰/۹۸۵	۰/۰۴	۲۰/۶۵±۴/۳۸	۲۰/۶۱±۴/۶۹	فاز سوم	مفصلی
۰/۴۵۵	۱/۰۳	۱۴/۹۴±۱/۸۸	۱۳/۹۱±۲/۸۵	فاز چهارم	



نمودار ۱. میانگین زاویه کوپلینگ برای شرایط کفش و کفش-کفی در طی فاز ایستای راه رفتن

به ترتیب کمترین و بیشترین تغییرپذیری را داشته‌اند. در جدول ۲ علاوه بر داده‌های توصیفی (میانگین و انحراف استاندارد)، نتایج آزمون تی وابسته برای مقایسه تفاوت شرایط کفش و کفش-کفی نیز آورده شده است؛ این نتایج نشان داد که در زیر فاز چهارم، میانگین زاویه کوپلینگ مفصلی در شرایط کفی طبی نسبت به شرایط کفش به‌طور معناداری ۱۹ درصد کاهش یافته است ($P=۰/۰۰۲ - P<۰/۰۵$) و در دیگر زیر فازها تفاوت معنادار نیست ($p > ۰/۰۵$). همچنین نتایج آزمون تی وابسته نشان می‌دهد که میانگین تغییرپذیری زاویه کوپلینگ مفصلی در شرایط کفی-کفش نسبت به شرایط کفش تفاوت

کفی طبی در چهار زیر فاز مرحله اتکا می‌باشد. نمودار ۱ نیز مربوط به میانگین زاویه کوپلینگ مفصلی همان افراد در فاز اتکای راه رفتن می‌باشد. همان‌طور که مشاهده می‌کنید نمودار در شرایط کفش-کفی و کفش-بدون کفی هم‌فاز هستند و تغییرات در الگوی کوپلینگ به نظر ناچیز می‌رسد. بر اساس داده‌های جدول و نمودار مشخص است که الگوی کوپلینگ در زیر فاز یک و دو، به ترتیب کمترین و بیشترین مقدار زاویه کوپلینگ را برای هر دو شرایط کفش-کفی و کفش را داشته است؛ اما مقدار تغییرپذیری الگوی کوپلینگ شرایط کفش در زیر فازهای چهارم و سه و در شرایط کفش-کفی در زیر فازهای یک و سه

معناداری نداشته است. ($P > 0.05$).

بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثرات فوری کفی طبی پیش ساخته بر تغییرپذیری و الگوی کوپلینگ مفصلی پشت پا و ساق در مرحله اتکای راه رفتن مردان فعال مبتلا به کف پای صاف بود. از آنجایی که در پای افراد مبتلا به کف پای صاف پرونیشن بیشتری وجود دارد، ما انتظار داشتیم که استفاده از کفی طبی حرکات پاشنه نسبت به ساق را کاهش دهد و به دنبال این مسئله کوپلینگ مفصلی افزایش پیدا کند؛ با این حال نتایج برخلاف تصور ما به دست آمد. بر اساس نتایج به دست آمده کفی طبی باعث کاهش معنادار زاویه کوپلینگ مفصلی بین ساق و پاشنه در مرحله انتهایی فاز اتکا شده است و بر دیگر زیر فازها تأثیری نداشته است؛ این بدان معناست که در انتهای فاز اتکای راه رفتن کفی طبی منجر به افزایش حرکات پاشنه نسبت به ساق شده است. با این وجود، تفسیر مکانیسم کوپلینگ بسیار دشوار است و نمی توان این گونه نتیجه گرفت که استفاده از کفی طبی منجر به عملکرد حرکتی نامطلوب در اندام تحتانی می شود و شاید برخلاف این تفسیر، علت کاهش درد و راحتی پس از استفاده از کفی طبی، به این مکانیسم مرتبط باشد. به علاوه، توجه به این نکته نیز حائز اهمیت است که تحقیق حاضر اثرات آنی کفی طبی را بررسی کرده است؛ درحالی که ممکن است خستگی از جمله عوامل تأثیرگذار بر این نتایج باشد. بنابراین، برای پی بردن به اثرات استفاده از کفی طبی، و مکانیسم کوپلینگ مفصلی باید تحقیقات بیشتری در این راستا انجام شود.

نتایج به دست آمده از تغییرپذیری کوپلینگ مفصلی حاکی از آن است که کفی طبی در فاز اتکا تأثیری بر کوپلینگ مفصلی نمی گذارد. اگرچه مشخص نیست که کاهش این متغیر با کاهش آسیب همراه است یا با افزایش آن و تفسیر واحدی در پیشینه تحقیق وجود ندارد؛ با این حال، برخی از محققین اعتقاد دارند که کاهش تغییرپذیری کوپلینگ مفصلی، مکانیسمی برای کاهش درد می باشد. بدین صورت که افراد بیمار با به کارگیری دامنه حرکتی کمتر، پایداری بیشتری به دست می آورند و درد ایجاد شده در ناحیه مشخصی را کاهش می دهند (۱۸، ۲۰، ۲۷).

از آنجایی که پروتکل تحقیق حاضر به نحوی است که خستگی و درد ایجاد نمی شود، به نظر می رسد مکانیسم کاهش تغییرپذیری بکار گرفته نشده است.

مقایسه و تعمیم نتایج این تحقیق با مطالعات دیگر باید توأم با احتیاط باشد؛ چراکه در پیشینه تحقیق، مقاله مشابهی یافت نشد؛ با این حال بیان کردن برخی از این تحقیقات، تفسیر نتایج تحقیق حاضر را تسهیل می کند. Ferber و همکاران در تحقیقی به بررسی اثرات کفی طبی بر تغییرپذیری و کوپلینگ مفصلی چرخش داخلی/خارجی ساق نسبت به اینورشن/اورشن مچ پا حین دویدن پرداختند. نتایج آن‌ها نشان داد که استفاده از کفی طبی اثرات معناداری بر کوپلینگ و تغییرپذیری مفصلی ندارد (۲۰). گزارش آن‌ها در رابطه با کوپلینگ مفصلی و تغییرپذیری کوپلینگ مفصلی به ترتیب متناقض و همسو با تحقیق حاضر است. لازم به ذکر است که تحقیق آن‌ها با تحقیق حاضر در دو عامل نوع فعالیت (دویدن در مقابل راه رفتن) و نوع آزمودنی‌ها (افراد سالم در مقابل افراد مبتلا به کف پای صاف) با یکدیگر تفاوت دارند. صرف نظر از عامل اول، نوع آزمودنی‌ها ممکن است منجر به خطای زیادی در مقایسه این دو تحقیق شود، زیرا اگر افراد مبتلا به کف پای صاف در الگوی کوپلینگ مفصلی با افراد سالم تفاوت داشته باشند، استفاده از کفی می تواند نتایج متفاوتی را تولید کند. با این حال اطلاعاتی در رابطه با مقایسه الگوی کوپلینگ افراد سالم و افراد مبتلا به کف پای صاف در دسترس نمی باشد، ولی Rodrigues و همکاران در تحقیقی الگوی کوپلینگ مفصلی ساق/پاشنه افراد مبتلا به پرونیشن بیش از حد را با افراد سالم مقایسه کردند و نتیجه گرفتند که الگوی کوپلینگ این افراد با یکدیگر تفاوت قابل ملاحظه‌ای دارد به گونه‌ای که مبتلایان به پرونیشن بیش از حد، چرخش داخلی ساق بیشتری نسبت به اورشن داشته‌اند (۱۴). با توجه به اینکه افراد مبتلا به کف پای صاف نیز به عارضه پرونیشن بیش از حد مبتلا هستند، لذا به نظر می رسد مبتلایان به کف پای صاف کوپلینگ متفاوتی با افراد سالم دارند و ممکن است اثر کفی طبی در افراد مبتلا به کف پای صاف نسبت به افراد سالم متفاوت باشد. با این حال Ferber و Eslami در تحقیقی نتایجی را ارائه کردند که برخلاف این فرضیات می باشد، آن‌ها نشان دادند که اثر تعاملی افت ناوی با شرایط (بدون کفش - کفش - کفش و کفی) معنادار نبوده (بدین معنی که مقادیر کم یا زیاد افت ناوی در افراد، باعث تفاوت معنادار کوپلینگ مفصلی در شرایط مختلف نمی شود) و در عین حال کفی طبی اثر معناداری بر کوپلینگ جلو و پشت پا در فاز سوم و چهارم داشته است. با وجود اینکه آن‌ها همانند تحقیق حاضر از روش وکتورکودینگ برای محاسبه کوپلینگ استفاده کرده‌اند، اما اثر کفی را بر کوپلینگ جلو و پشت پا بررسی کرده‌اند

صاف، عضلات ساق پا فعالیت بیشتری دارند و خستگی سریع‌تر رخ می‌دهد (۲۸)، طبق نتایج Ferber و همکاران این عامل می‌تواند باعث تغییر کوپلینگ و تغییرپذیری افراد مبتلا به کف پای صاف در شرایط خستگی شود، پس ممکن است کفی طبی در شرایط بدون خستگی حداقل تأثیر و در شرایط خستگی بیشترین تأثیر بر تغییرپذیری و کوپلینگ را داشته باشد و اثرات سودمند استفاده از کفی طبی و گزارش کاهش درد در استفاده از کفی طبی به جلوگیری از به وجود آمدن این تغییرات در زمان بروز خستگی مربوط باشد؛ با این حال در تحقیق حاضر اثرات فوری استفاده از کفی طبی بررسی شده است و اثر کفی طبی در زمان بروز خستگی بررسی نشده است. بنا بر یافته‌های پژوهش حاضر، می‌توان نتیجه گرفت که کفی طبی پیش‌ساخته بر کوپلینگ مفصلی بین ساق و پاشنه‌ی افراد مبتلا به کف پای صاف در انتهای فاز اتکای راه رفتن تأثیر می‌گذارد و باعث کاهش زاویه کوپلینگ مفصلی می‌شود، به عبارتی دیگر، حرکت پاشنه نسبت به ساق افزایش می‌یابد. همچنین می‌توان نتیجه گرفت که به دنبال استفاده از کفی طبی، تغییرپذیری کوپلینگ مفصلی ساق/پاشنه تغییر چشمگیری نمی‌کند. این نتایج حاکی از آن است که کفی طبی منجر به افزایش حرکات پاشنه نسبت به ساق می‌شود و با توجه به اینکه در راه رفتن افراد مبتلا به کف پای صاف پرونیشن بیش اتفاق می‌افتد، به نظر می‌رسد کفی طبی اثرات منفی بر کینماتیک مفصل می‌گذارد؛ اما با توجه به پیچیده بودن تفسیر کوپلینگ مفصلی، محدود بودن پیشینه‌ی تحقیق، و تأثیر عوامل دیگر مثل خستگی، قبل از هر گونه اظهارنظر در این زمینه، باید مطالعات بیشتری انجام شود. در تحقیق حاضر، راه رفتن بر روی تردمیل انجام شده است و ممکن است برخی از متغیرهای کینماتیکی راه رفتن بر روی تردمیل و سطح زمین تفاوت داشته باشند؛ ولی با توجه به دیگر اهداف این طرح پژوهشی که در تحقیق حاضر بیان نشده است، استفاده از تردمیل ترجیح داده شد. با توجه به اینکه عضلات اینورتور افراد مبتلا به کف پای صاف برای کنترل اورژن پاشنه طی راه رفتن طولانی مدت فعالیت بیشتری دارند و سریع‌تر به خستگی می‌رسند، ممکن است الگوی کوپلینگ و تغییرپذیری این افراد در شرایط خستگی متفاوت از افراد طبیعی باشد، بنابراین پیشنهاد می‌شود که اثر کفی طبی، قبل و بعد از خستگی نیز مورد بررسی قرار بگیرد.

(۲۲)، با این حال در تحقیق حاضر کوپلینگ جلو و پشت پا مورد بررسی قرار نگرفته است. Khezri و همکاران، اثرات کفی با درجات مختلف سختی را بر تغییرپذیری و هماهنگی مفصلی اندام تحتانی حین دویدن بررسی کردند. نتایج آن‌ها نشان داد که کفی به‌طور کلی باعث تغییر الگوی هماهنگی مفصلی می‌شود؛ درحالی‌که بین درجات سختی کفی تفاوتی در کوپلینگ مفصلی وجود ندارد. با وجود اینکه نتایج آن‌ها با نتایج تحقیق حاضر همسو هست، ولی باید در نظر داشت که تحقیق آن‌ها بر روی دویدن انجام شده، درحالی‌که تحقیق حاضر بر روی راه رفتن انجام شده است. ضمن اینکه نتایج آن‌ها نشان داد که کفی بیشتر در ابتدای مرحله اتکا بر کوپلینگ تأثیر می‌گذارد، درحالی‌که تحقیق حاضر نشان داد کفی طبی بر انتهای مرحله اتکا تأثیرگذار بوده است؛ و احتمالاً این تفاوت به الگوی کوپلینگ مفاصل اندام تحتانی در دویدن و راه رفتن و همچنین به نوع کفی مورد استفاده مربوط می‌شود. در زمینه‌ی تغییرپذیری هماهنگی مفصلی مطالعه آن‌ها نشان داد که کفی باعث کاهش تغییرپذیری شده است، به‌طوری‌که کفی سخت نسبت به کفی نرم و نیمه سخت تغییرپذیری کمتری نشان داده است و آن‌ها نتیجه‌گیری کردند که درجات سختی کفی عامل مؤثری در متغیر تغییرپذیری هماهنگی مفصلی می‌باشد و هر چه کفی سخت‌تر باشد، باعث کاهش تغییرپذیری و به بیانی دیگر افزایش پایداری در ایجاد الگوهای هماهنگی می‌شود (۲۱). کفی مورد استفاده در تحقیق حاضر نیز از نوع کفی نیمه سخت بود، اما نتایج نشان داد که این کفی طبی بر تغییرپذیری کوپلینگ مفصلی اثری نداشته است و نشان می‌دهد که یافته‌های این دو تحقیق در زمینه تغییرپذیری کوپلینگ مفصلی متناقض می‌باشد. ممکن است عوامل زیادی بر این نتایج تأثیر گذاشته باشد، اما اثر نوع کفی را نمی‌توان نادیده گرفت. Ferber و همکاران گزارش کردند که بعد از یک پروتکل خستگی در افراد، حداکثر نیروی انقباضی عضله ساقی خلفی کاهش می‌یابد و این کاهش نیرو (حدود ۳۰ درصد) الگوی کوپلینگ مفصلی (افزایش معنادار در زیر فاز دوم) و تغییرپذیری کوپلینگ مفصلی (افزایش معنادار در کلیه‌ی زیر فازها به‌جز زیر فاز اول) ساق/پا را حین فاز اتکای راه رفتن تغییر می‌دهد. آن‌ها نتیجه گرفتند که به دنبال خستگی ساقی خلفی، عضلات دیگری فراخوانی می‌شوند تا کاهش نیرو در ساقی خلفی را جبران کنند و این منجر به تغییر کوپلینگ و تغییرپذیری مفصلی می‌شود (۲۷). در راه رفتن افراد مبتلا به کف پای

تشکر و قدردانی

که در انجام مراحل مختلف این تحقیق همکاری داشتند، قدردانی و سپاس‌گزاری می‌شود.

در پایان از شرکت داوطلبانه آزمودنی‌های تحقیق و تمامی کسانی

References

1. Wilken J, Rao S, Saltzman C, Yack HJ. The effect of arch height on kinematic coupling during walking. *Clin biomech* 2011;26(3):318-23.
2. Levangie PK, Norkin CC. Joint structure and function: a comprehensive analysis: FA Davis; 2011.
3. Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation. St Louis, MO: Mosby. Elsevier; 2010.
4. Cobb SC, Tis LL, Johnson JT, Geil MD, McCarty FA. The effect of low-mobile foot posture on multi-segment medial foot model gait kinematics. *Gait posture* 2009;30(3):334-9.
5. Houck JR, Tome JM, Nawoczinski DA. Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking. *Gait posture* 2008;28(1):29-37.
6. Kosashvili Y, Fridman T, Backstein D, Safir O, Ziv YB. The correlation between pes planus and anterior knee or intermittent low back pain. *Foot ankle int* 2008;29(9):910-3.
7. Noll KH. The use of orthotic devices in adult acquired flatfoot deformity. *Foot ankle clin* 2001;6(1):25-36.
8. Donatelli R, Hurlbert C, Conaway D, St. Pierre R. Biomechanical foot orthotics: a retrospective study. *J Orth Sports Phys Ther* 1988;10(6):205-12.
9. Delacroix S, Lavigne A, Nuytens D, Chèze L. Effect of custom foot orthotics on three-dimensional kinematics and dynamics during walking. *Comp meth biomech biomed eng* 2014;17(sup1):82-3.
10. Chen Y-C, Lou S-Z, Huang C-Y, Su F-C. Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. *Clin biomech* 2010;25(3):265-70.
11. Genova JM, Gross MT. Effect of foot orthotics on calcaneal eversion during standing and treadmill walking for subjects with abnormal pronation. *J Orth Sports Phys Ther* 2000;30(11):664-75.
12. Delacroix S, Lavigne A, Nuytens D, Cheze L. Effect of custom foot orthotics on three-dimensional kinematics and dynamics during walking. *Comp biomech biomed eng* 2014;17 Suppl 1:82-3.
13. Nester CJ, van der Linden ML, Bowker P. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait Posture* 2003;17(2):180-7.
14. Rodrigues P, Chang R, TenBroek T, van Emmerik R, Hamill J. Evaluating the coupling between foot pronation and tibial internal rotation continuously using vector coding. *J appl biomech* 2015;31(2):88-94.
15. Miller RH, Meardon SA, Derrick TR, Gillette JC. Continuous relative phase variability during an exhaustive run in runners with a history of iliotibial band syndrome. *J Appl Biomech* 2008;24(3):262-70.
16. Hamill J, Heiderscheit BC, Pollard CD. Gender differences in lower extremity coupling variability during an unanticipated cutting maneuver. *J appl biomech* 2005;21(2):143-52.
17. Hamill J, van Emmerik RE, Heiderscheit BC, Li L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clin biomech* 1999;14(5):297-308.
18. Heiderscheit BC, Hamill J, van Emmerik RE. Variability of stride characteristics and joint coordination among individuals with unilateral patellofemoral pain. *J Appl Biomech* 2002;18(2):110-21.
19. Heiderscheit BC. Variability of Stride Characteristics and joint Coordination Among Individuals. *J Appl Biomech* 2002;18:110-21.
20. Ferber R, Davis IM, Williams DS. Effect of foot orthotics on rearfoot and tibia joint coupling patterns and variability. *J biomech* 2005;38(3):477-83.
21. Khezri D. The effects of different stiffness of soles on coordination of lower extremity joint during stance phase of running. Master's thesis, Department of Physical Education and Sport Sciences, University of Mazandaran 2013(In persian)
22. Eslami M, Ferber R. Can orthoses and navicular drop affect foot motion patterns during running? *J Sci Med Sport* 2013;16(4):377-81.
23. Wilken J, Rao S, Saltzman C, Yack HJ. The effect of arch height on kinematic coupling during walking. *Clin biomech* 2011;26(3):318-23.
24. Cote KP, Brunet II ME, Gansnedder BM, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *J athl train* 2005;40(1):41.
25. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S.

- Research methods in biomechanics, 2E: Human Kinetics; 2013.
26. Heiderscheit BC. Movement variability as a clinical measure for locomotion. *J Appl Biomech* 2000;16(4):419-27.
27. Ferber R, Pohl MB. Changes in joint coupling and variability during walking following tibialis posterior muscle fatigue. *J foot ankle res* 2011;4(6):1-8.
28. Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait posture* 2009;29(2):172-87.

Immediate Effect of Pre-made Foot Orthotics on Variability and Joint Coupling Patterns of Rear Foot and Tibia During Gait in Male Athletes with Pes Planus

Heydar Sadeghi^{1*},
Peyman Aghaie²,
Fariborz Hovanloo²

1. Department of Sport Biomechanics, Faculty of physical education and sport sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

2. Department of Sport Biomechanics, Faculty of physical education and sport sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

3. Department of Sport Physiology, Faculty of physical education and sport sciences, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran

* Corresponding author:
Department of Sport Biomechanics, Faculty of physical education and sport sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.
Tel: 09122453175
Email: sadeghih@yahoo.com

Abstract

Received: Dec. 26, 2014 Accepted: March 6, 2015

Objective: The purpose of this study was to investigate the immediate effects of pre-made foot orthotics on rear-foot and tibia variability and joint coupling patterns during stance phase of gait in male athletes with pes planus.

Methods: Subjects of this semi-experimental research included 8 active men with pes planus. Kinematic gait data of these subjects were recorded by a motion analysis system with 8 cameras. After calculating three-dimensional angles, vector coding method was used for assessing coupling. Shapiro-Wilk test was used to test the normal distribution of data and dependent samples t-test was used to compare means in each sub-phase.

Results: Results showed that in the first 3 sub phases of stance, there were no significant differences between joint coupling with and without orthotics ($P > 0.05$), while in the fourth sub-phase the mean coupling angle decreased significantly by 19% ($P = 0.002 - P < 0.05$). Also, no significant difference was observed among means of joint coupling variabilities in sub phases ($P > 0.05$).

Conclusion: These results suggest that foot orthotics does not have an effect on rear foot and tibia joint coupling patterns in the first 75 percent of stance phase of gait, but leads to a decrease in these patterns in the last 25 percent. Thus, it seems that movements of the shank decrease relative to heel movements in terminal stance phase, and this change can explain reduction in knee pain and other beneficial effects of using foot orthotics in subject with pes planus.

Keywords: Foot orthotics, variability, Joint coupling, Pes planus

دکتر فریبرز هوانلو، دانشیار فیزیولوژی ورزشی دانشگاه شهید بهشتی تهران می باشد. ایشان در حال حاضر مسئول آزمایشگاه تربیت بدنی این دانشگاه می باشد. ۵۵ مقاله چاپ شده در مجلات داخلی و خارجی، همچنین تألیف و ترجمه ۷ جلد کتاب به زبان فارسی بخشی از کارنامه وی می باشد



پروفسور حیدر صادقی، در سال ۱۳۷۸ درجه دکتری خود در رشته بیومکانیک را از دانشکده علوم حرکتی دانشگاه مونترال دریافت کرد و در سال ۱۳۸۰ در دانشکده پزشکی همان دانشگاه دوره فوق دکتری را تکمیل نمود. ایشان در حال حاضر استاد تمام گروه بیومکانیک ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران می باشد. ایشان دارای ۱۷۰ مقاله چاپ شده در مجلات داخلی و خارجی و ۲۵ جلد کتاب تألیفی و ترجمه ای می باشد



آقای پیمان آقایی عطاآبادی، دارای مدرک کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی در سال ۱۳۹۴ از دانشگاه خوارزمی تهران می باشد. ایشان دارای ۴ مقاله ارائه و چاپ شده در مجلات داخلی و همایش ها و نیز ترجمه ای یک جلد کتاب می باشد.

