Published Online: 2019. February.08 **Research Article**
Archive of SID

Influence of Motion Control Shoes on the Lower Extremity Three Dimensional Joint Moments during Running in Females with Patellofemoral Pain Syndrome

Fatemeh Salari-Esker[1]، Mansour Eslami*[2]، Seyed-Esmaeil Hosseininejad[3]

1. PhD of Sports Biomechanics, Assistant Professor in the Faculty of Sport Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran
2. PhD of Sports Biomechanics, Associate Professor in the Faculty of Sport Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran
3. PhD of Sports Biomechanics, Assistant Professor in the Faculty of Sport Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran

Received: 2018.August.23 Revised: 2018. December.19 Accepted: 2019.January.08

Abstract

Background and Aims: Footwears are routinely used with the belief that they have a direct effect on the knee. Excessive pronation of the subtalar joint with associated internal rotation of the tibia relative to the femur has been postulated to be a causative factor of patellofemoral pain syndrome (PFPS). Motion control shoes aim to reduce excessive rearfoot motion and lead to reduction of internal rotation of tibia. The aim of the present study was to evaluate the effect of motion control shoes on the three dimensional lower limb joint moments during running in patellofemoral pain syndrome females.

Materials and Methods: A total of 20 females with PFPS performed 5 running trials at 3 ±0.2 m/s speed. Two shoes were tested: the Nike free 5 shoe (control)، and the Asics GEL-Kayano 21 (motion control). Joint moments calculation was carried out using invers dynamic equations. Also, between-condition comparisons were assessed running paired T-test ($P \leq 0.05$).

Results: A motion control shoe significantly reduced peak ankle adductor moment ($p=0.038$)، increased external rotator ($p=0.001$), and decreased abductor knee joint moments ($p=0.024$). In the hip joint، adductor moment was decreased ($p=0.005$) and the external rotator moment was increased ($p=0.001$) using motion control shoe. No differences were observed in sagittal plane lower limb joint moments between the two shoes.

Conclusion: The results of our study indicated that a motion control shoe can control the subtalar joint pronation by decreasing the amount of adductor moment and increasing peak of the inversion angle during running. The effectiveness of these shoes in frontal and horizontal planes is high as they seem to control the rearfoot movement in these planes. These results indicate that the motion control shoes as an efficient and nonsurgical prevention must be considered for PFPS.

Keywords: Three dimensional moments, Motion control shoes, Patellofemoral pain syndrome, Running

Cite this article as: Salari-Esker F، Eslami M، Hosseininejad S E. Influence of motion control shoes on the lower extremity three dimensional joint moments during running in females with patella femoral pain syndrome. J Rehab Med. 2019; 8(3): 42-50.

* **Corresponding Author**: Mansour Eslami. PhD of Sports Biomechanics، Associate Professor in Faculty of Sport Sciences، University of Mazandaran، Babolsar، Iran

Email: mseslami@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2019.111303.1924

www.SID.ir

Archive of SID

اثر کفش کنترل حرکتی بر گشتاور سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی طی دویدن در زنان مبتلا به سندروم درد کشککی‌رانی

فاطمه سالاری اسکر[۱]، منصور اسلامی[۲*]، سید اسماعیل حسینی‌نژاد[۳]

۱. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران
۲. دانشیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران
۳. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۰۶/۰۱ بازنگری مقاله ۱۳۹۷/۰۹/۲۸ پذیرش مقاله ۱۳۹۷/۱۰/۱۸ *

چکیده

مقدمه و اهداف

پوشش‌های پا با ادعای اثر مستقیم بر مفصل زانو در درمان آسیب‌های رایج آن، مورد استفاده قرار می‌گیرند. پرونیشن بیش از حد مفصل ساب‌تالار که با چرخش داخلی ساق نسبت به ران در ارتباط است، به عنوان عامل ایجادکننده سندرم درد کشککی‌رانی شناخته شده است. هدف طراحی کفش‌های کنترل حرکتی کاهش زاویه اورژن پا و به دنبال آن کاهش زاویه چرخش داخلی ساق در حین دویدن است. هدف پژوهش حاضر بررسی اثر کفش‌های کنترل حرکتی بر گشتاور عضلانی مفاصل اندام تحتانی طی دویدن در زنان مبتلا به سندرم درد کشککی‌رانی حین فاز اتکای دویدن بود.

مواد و روش‌ها

۲۰ زن مبتلا به سندرم درد کشککی‌رانی پنج تلاش دویدن را با سرعت ۰/۲±۳ متر بر ثانیه اجرا نمودند. دو کفش مورد آزمون شامل کفش نایک فری ۵ (خنثی) و کفش اسیکس مدل GEL-kayano21 (کنترل حرکتی) بود. گشتاور مفاصل اندام تحتانی با روش دینامیک معکوس محاسبه شد. مقایسه بین شرایط مختلف از طریق تست آماری تی زوجی انجام شد.

یافته‌ها

کفش کنترل حرکتی به طور معناداری میزان اوج گشتاور اداکتوری مچ پا را کاهش (p=۰/۰۳۸) داده و سبب افزایش مقادیر گشتاور چرخش خارجی (p=۰/۰۰۱) و کاهش گشتاور ابداکتوری (p=۰/۰۲۴) زانو شد. در مفصل ران، گشتاور اداکتوری کاهش (p=۰/۰۰۵) و گشتاور چرخش خارجی توسط کفش کنترل حرکتی افزایش (p=۰/۰۰۱) پیدا کرد. گشتاور مفاصل اندام تحتانی در صفحه ساجیتال بین دو نوع کفش اختلاف معناداری را نشان نداد.

نتیجه‌گیری

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که کفش کنترل حرکتی با کاهش گشتاور اداکتوری و افزایش اوج زاویه اینورژن پا می‌تواند نقش مهمی در کنترل حرکات پرونیشن بیش ازحد پا ایفا نماید. به نظر می‌رسد این نوع از کفش‌ها به علت کنترل حرکات عقب پا در سطح فرونتال و هوریزنتال بیش‌ترین اثر بخشی را در همین سطوح حرکتی نشان می‌دهد. این شواهد نشان می‌دهد که کفش‌های کنترل حرکتی به عنوان یک راه حل کارآمد و غیرتهاجمی در پیشگیری از سندرم درد کشککی‌رانی باید مورد توجه ویژه قرار گیرد.

واژه‌های کلیدی

گشتاور سه‌بعدی؛ کفش کنترل حرکتی؛ سندرم درد کشککی‌رانی؛ دویدن

نویسنده مسئول: منصور اسلامی، دانشیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران
آدرس الکترونیکی: mseslami@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

شرکت در فعالیت دویدن به عنوان یک فعالیت تفریحی و یا رقابتی نتایج مثبتی را در بهبود سلامتی و آمادگی بدنی افراد دارا می‌باشد.[۱، ۲] با این وجود، دوندگان با نرخ بالای آسیب‌های عضلانی–اسکلتی روبرو هستند، به طوری که به ازاء هر ۱۰۰ ساعت تمرین، یک آسیب مرتبط با دویدن گزارش شده است.[۱] بررسی ۲۶ آسیب مرتبط با دویدن نشان داد که احتمال وقوع سندروم درد کشککی‌رانی، سندروم اصطکاکی ایلیوتیبیال باند، آسیب مینیسک و کشکک، تندینوپتی آشیل و استئوآرتریت زانو در زنان در مقایسه با مردان بیشتر است[۲] و از این میان سندروم درد کشککی‌رانی به عنوان رایج‌ترین علت درد زانو می‌باشد.[۳، ۴]

سندروم درد کشککی‌رانی ۲۵ درصد آسیب‌های زانو و ۵/۴ درصد آسیب‌های کل بدن را شامل می‌شود و ۷۰ درصد بیماران مبتلا به آن در دامنه سنی ۱۶ تا ۲۵ سال قرار دارند.[۵] علت دقیق درد کشککی‌رانی به درستی شناخته نشده است. با این وجود، محتمل‌ترین علت بروز این سندروم جابه‌جایی غیرطبیعی کشکک به سمت خارج معرفی شده است.[۳، ۶] اورژن بیش از حد عقب پا، چرخش داخلی ساق، چرخش داخلی و آداکشن بیش از حد ران از علل جابه‌جایی کشکک به سمت خارج می‌باشد.[۷، ۸] عدم درمان درد کشککی‌رانی علاوه بر وخیم‌تر شدن علائم این سندروم، باعث حدود ۷۴ درصد محدودیت در فعالیت‌های ورزشی افراد مبتلا و یا موجب توقف ورزش نمودن آن‌ها می‌شود.[۹] علاوه بر موارد ذکرشده، سندرم درد کشککی‌رانی سبب ایجاد تغییراتی در مکانیک دویدن افراد نیز می‌شود، نتایج پژوهش‌ها نشان داده است که نیروی عکس‌العمل داخلی–خارجی زمین[۱۰]، اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین[۱۱]، گشتاور چرخش خارجی و آبداکتوری زانو[۱۱] در بیماران درد کشککی‌رانی افزایش داشته است. در حالی که گشتاور اکستنسوری زانو[۷]، گشتاور آبداکتوری و گشتاور چرخش‌دهنده خارجی ران[۷، ۱۲] در این بیماران کاهش یافته است؛ ازاین‌رو یافتن شیوه‌های درمان غیرتهاجمی جهت پیشگیری از توسعه و بهبود این بیماری بسیار ضروری می‌باشد.

کفش ورزشی ابزار درمانی غیرتهاجمی و در دسترس است که به عنوان یکی از بهترین روش‌ها جهت تغییر الگوی بیومکانیکی دویدن شناخته می‌شود.[۱۳، ۱۴] علی‌رغم تبلیغات گسترده صنعتگران کفش، مطالعات علمی محدودی در ارتباط با اثبات جنبه‌های بیومکانیکی این کفش‌ها روی افراد مبتلا به درد کشکی‌رانی انجام شده است. کفش‌های کنترل حرکتی[1] به شکل گسترده و با ادعای کنترل حرکات بیش از حد اندام تحتانی به وسیله‌ی سازندگان کفش‌های ورزشی تولید می‌شود. اغلب کفش‌های کنترل حرکتی با هدف کاهش میزان اورژن عقب پا و در نتیجه کاهش آسیب‌های مرتبط با دویدن تولید می‌شود.[۱۵] نتایج پژوهش‌ها نشان می‌دهد که کفش کنترل حرکتی حین دویدن، اورژن بیش از حد عقب پا و چرخش داخلی زانو را در زنان و مردان سالم کاهش می‌دهد، اما بر میزان گشتاور آداکتور خارجی مفصل زانو موثر نیست.[۱۶، ۱۷] همچنین گزارش شده است که کفش کنترل حرکتی سرعت پایین آمدن استخوان ناویکولار را طی دویدن کاهش می‌دهد.[۱۸] با این وجود، مطالعات علمی محدودی اثرات بیومکانیکی این کفش‌ها را بر افراد مبتلا به درد کشکی‌رانی بررسی نموده است. علاوه بر کمبود پیشینه‌ی پژوهشی در زمینه‌ی اثر کفش کنترل حرکتی بر کینماتیک دویدن بیماران، اثر این نوع کفش‌ها بر کینتیک دویدن نیز به درستی مشخص نیست.

پژوهش‌های مختلفی متغیرهای کینتیکی مرتبط با آسیب‌های دویدن را بررسی نموده‌اند و بخش قابل ملاحظه‌ای از این مطالعات روی بیماران درد کشککی‌رانی متمرکز بوده است. با وجود مشخص شدن این تغییرات مکانیکی در افراد دارای سندروم درد کشککی‌رانی در مقایسه با افراد سالم، مطالعه‌ای در راستای بررسی اثر کفش کنترل حرکتی بر متغیرهای کینتیکی اندام تحتانی یافت نشد. هرچند نتایج پژوهش‌ها نشان می‌دهد که کفش کنترل حرکتی در کنترل حرکت پرونیشن موثر بوده است، ولی اثر این کفش بر گشتاور مفاصل اندام تحتانی به ویژه در بیماران نامشخص است. بنابراین هدف پژوهش حاضر بررسی اثر کفش کنترل حرکتی بر گشتاور سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی طی دویدن در زنان مبتلا به سندروم درد کشککی‌رانی می‌باشد.

مواد و روش‌ها

حجم نمونه آماری مورد نیاز با استفاده از نرم‌افزار G*power تعیین شد. این نرم‌افزار نشان داد که جهت دستیابی به اندازه اثری برابر ۰/۸ در سطح معناداری ۰/۰۵ و با میزان توان آماری برابر ۰/۸ نیاز به حداقل ۱۵ آزمودنی می‌باشد.[۱۹] با این وجود، در پژوهش حاضر ۲۰ زن فعال دارای درد کشککی‌رانی (میانگین سنی: ۲/۹±۲۴/۹ سال، قد: ۷/۳±۱۶۶/۹ سانتی‌متر، جرم: ۶/۴±۵۹/۱ کیلوگرم) توسط پزشک متخصص معرفی و به طور داوطلبانه در پژوهش حاضر شرکت نمودند. آزمودنی‌ها دارای درد پشت کشکک در حداقل یکی از فعالیت‌های زیر بودند: بالا یا پایین رفتن از پله، اسکات، دویدن و یا پریدن[۲۰]. آزمودنی‌ها حداقل دو ماه سابقه درد را داشته و سطح درد روز آزمون آن‌ها

[1] Motion Control

www.SID.ir

Archive of SID

در مقیاس ۱۰ سانتی‌متری بینایی درد، حداقل ۳ سانتی‌متر بود. آزمودنی‌ها دارای سابقه جراحی، سایر آسیب‌های اندام تحتانی و تنه و سابقه استفاده از نواربندی، ارتوز و یا تمرین را نداشتند.

تعداد ۶ دوربین (Basler; 200 Hz) در سمت راست دستگاه صفحه نیرو (Switzerland، Winterthur،Kistler ، 60*40 1000Hz،cm) که در بخش میانی یک مسیر ۱۵ متری نصب بود، قرار داده شد. داده‌های کینماتیکی و کینتیکی توسط نرم‌افزار SIMI Motion جمع‌آوری شد. سرعت دویدن به وسیله کرنومتر کنترل شده و برابر ۰/۲±۳ متر بر ثانیه بود. کفش‌های مورد استفاده در پژوهش حاضر شامل کفش خنثی (Nike Free 5) و کفش کنترل حرکتی (Asics Gel-Kayano 21) (شکل ۱) در سه سایز مختلف بود. کفش کنترل حرکتی مورد استفاده دارای تراکم و سفتی بیشتری در بخش داخل کفی خود بوده و همچنین یک Wedge در بخش داخلی کف پا (بخش داخلی پاشنه) دارا بود. گزارش شده است که این ساختار کفش قادر به اثرگذاری روی حرکات پا و راستای محور ساقبالار است که در ادامه می‌تواند بر حرکات کوپل بین پا و ساق نیز اثرگذار باشد.[۱۷] جهت ثبت کینماتیکی، مارکرهای منعکس‌کننده نور در وضعیت استاتیک روی لندمارک‌های زیر قرار گرفتند: خار خاصره قدامی فوقانی راست و چپ، ناف، مهره اول خاجی، کندیل داخلی و خارجی زانو، قوزک داخلی و خارجی، مرکز پاشنه و نوک انگشت دوم پا. مارکرهای ترکینگ روی مرکز پاشنه، انتهای دیستال استخوان‌های کف پایی دوم و پنجم، و دو کلاستر روی ساق و ران که روی هر یک چهار مارکر قرار داشت و همچنین خار خاصره قدامی فوقانی راست و چپ و مهره اول خاجی قرار گرفتند (شکل ۲). ابتدا کوشش استاتیک در حالی که فرد برای یک ثانیه در وضعیت آناتومیک قرار داشت، ثبت شد. سپس مارکرهای استاتیک برداشته و کوشش‌های دویدن با کفش خنثی و کفش کنترل حرکتی ثبت گردید. در هر شرایط پنج کوشش صحیح ثبت شد. بین دو شرایط سه دقیقه استراحت به آزمودنی‌ها داده شد. همچنین ترتیب اجرای حرکات در هر آزمودنی به طور تصادفی انتخاب گردید.

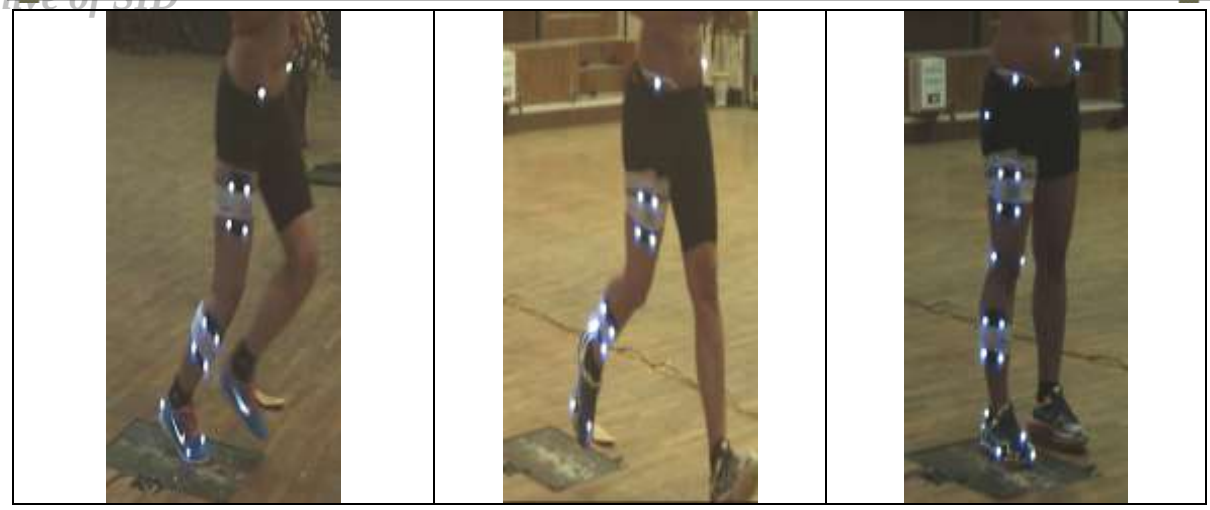
ماتریس‌های چرخش مفاصل بر طبق توالی کاردان[۱] مورد محاسبه قرار گرفت.[۲۱] از جدول آنتروپومتریک جهت محاسبه مقادیر گشتاور اینرسی[۲۲، ۲۳] و از معادلات دینامیک معکوس نیوتن–اولر[۲] جهت محاسبه مقادیر گشتاور عضلانی استفاده شد.[۲۱] داده‌های کینماتیکی و کینتیکی توسط فیلتر پایین‌گذر باترورث درجه ۴ و به ترتیب با فرکانس برشی ۱۰ و ۴۰ هرتز هموار شد. مقادیر گشتاور بر اساس نسبتی از جرم بدن همسان‌سازی شد. جهت تعیین فاز اتکای دویدن از داده‌های نیروی عکس‌العمل عمودی زمین استفاده شد؛ بدین صورت که مقدار نیروی ۱۰ نیوتن به عنوان ابتدا و انتهای فاز اتکا در نظر گرفته شد. سپس اطلاعات مربوط به گشتاور عضلانی در ۱۰۰ فریم حرکتی نرمالیزشده مربوط با فاز اتکای دویدن جهت محاسبات بعدی مورد استفاده قرار گرفت. تمام محاسبات در محیط نرم‌افزار متلب[۳] (The MathWorks، Inc.، Natick، MA، USA) انجام شد.

تصویر ۱: کفش خنثی (سمت راست) و کنترل حرکتی (سمت چپ)

[1] Carden
[2] Newton–euler
[3] MATLAB

www.SID.ir

Archive of SID



تصویر ۲: چیدمان مارکرها

برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون Shapiro-Wilk و جهت تحلیل آماری نتایج از آزمون T همبسته در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. تحلیل‌های آماری در محیط نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۸ انجام گردید.

یافته‌ها

از آنجایی که هدف کفش کنترل حرکتی تغییر زاویه مفصل مچ پا در سطح حرکتی فرونتال بود، بدین منظور اوج زاویه اینورژن و اورژن مقایسه شد و نتایج نشان داد که کفش کنترل حرکتی سبب افزایش زاویه اینورژن (P=۰/۰۰۴) و کاهش اوج زاویه اورژن پا (P=۰/۰۱۸) طی دویدن شده است. نتایج مربوط به اوج گشتاور مفصل مچ پا در سه بعد در جدول شماره ۲ آورده شده است. نتایج مربوط به اوج گشتاور اداکتوری مچ پا در صفحه حرکتی هوریزنتال طی فاز اتکای دویدن در شرایط استفاده از کفش کنترل حرکتی حدود ۰/۲ نیوتن‌متر بر کیلوگرم در مقایسه با شرایط کفش خنثی کمتر بوده که این اختلاف به لحاظ آماری معنادار است (P=۰/۰۳۸) (جدول ۲). در سایر مقادیر اوج گشتاور زانو در دو صفحه‌ی ساجیتال (اوج گشتاور دورسی و پلانتار فلکسوری) و فرونتال (اوج گشتاور اورتوری و اینوتوری) اختلاف معناداری به لحاظ آماری مشاهده نشد (P>۰/۰۵).

جدول ۲: مقادیر اوج گشتاور مفصل مچ پا (N×m/kg) در سه بعد طی فاز استقرار دویدن در دو شرایط کفش خنثی و کنترل حرکتی (میانگین±انحراف استاندارد)

	گشتاور	کفش خنثی	کفش کنترل حرکتی	میزان t	ارزش P
مفصل مچ پا	دورسی فلکسوری	-۰/۰۲±۰/۰۱	-۰/۰۳±۰/۰۱	۰/۶۵۱	۰/۵۲۳
	پلانتار فلکسوری	-۳/۱۶±۰/۴۲	-۳/۱۰±۰/۴۷	-۰/۸۷۹	۰/۳۹۱
	اورتوری	۰/۲۵±۰/۱۵	۰/۲۲±۰/۱۶	۰/۶۹۰	۰/۴۹۹
	اینورتوری	-۰/۰۲±۰/۰۵	-۰/۰۲±۰/۰۷	-۰/۰۳۲	۰/۹۷۵
	اداکتوری	۰/۱۰±۰/۰۵	۰/۰۸±۰/۰۵	-۲/۲۳۴	*۰/۰۳۸
	ابداکتوری	-۰/۱۱±۰/۰۶	-۰/۱۲±۰/۰۴	۱/۱۹۹	۰/۲۴۵

*سطح معناداری P≤۰/۰۵

یافته‌های تست آماری T زوجی مربوط به مقایسه مقادیر اوج گشتاور مفصل زانو در سه بعد طی فاز استقرار دویدن در دو شرایط کفش خنثی و کفش کنترل حرکتی در جدول شماره ۲ گزارش شده است. یافته‌های معنادار آماری مربوط به کاهش گشتاور چرخش داخلی (P=۰/۰۲۱) (جدول ۲) و متعاقب آن افزایش گشتاور چرخش خارجی زانو (P=۰/۰۰۱) (جدول ۲) در صفحه حرکتی هوریزنتال و کاهش مقادیر گشتاور ابداکتوری زانو (P=۰/۰۲۴) (جدول ۳) در صفحه فرونتال بود. در صفحه ساجیتال تفاوت آماری معناداری مشاهده نشد (P>۰/۰۵).

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۳: مقادیر اوج گشتاور مفصل زانو (N×m/kg) در سه بعد طی فاز استقرار دویدن در دو شرایط کفش خنثی و کنترل حرکتی (میانگین±انحراف استاندارد)

	گشتاور	کفش خنثی	کفش کنترل حرکتی	میزان t	ارزش P
مفصل زانو	اکستنسوری	۱/۲۵±۰/۳۵	۱/۳۷±۰/۳۰	-۱/۲۵۰	۰/۲۲۶
	فلکسوری	-۱/۶۹±۰/۴۰	-۱/۷۳±۰/۳۹	۰/۵۸۱	۰/۵۶۸
	اداکتوری	۰/۱۰±۰/۱۲	۰/۱۷±۰/۱۱	-۱/۶۰۲	۰/۱۲۶
	ابداکتوری	-۰/۷۹±۰/۳۰	-۰/۵۹±۰/۲۹	-۲/۴۴۷	*۰/۰۲۴
	چرخش داخلی	۰/۰۹±۰/۰۴	۰/۰۷±۰/۰۲	۲/۵۱۶	*۰/۰۲۱
	چرخش خارجی	-۰/۰۶±۰/۰۹	-۰/۰۸±۰/۰۳	۳/۹۹۰	*۰/۰۰۱

*سطح معناداری P≤۰/۰۵

جدول شماره ۴ نشان‌دهنده مقادیر اوج گشتاور مفصل ران در سه صفحه حرکتی است. کفش کنترل حرکتی در آزمودنی‌های مبتلا به سندرم درد کشککی‌رانی در پژوهش حاضر موجب کاهش گشتاور اداکتوری ران (P=۰/۰۰۵) (جدول ۴) و همچنین افزایش گشتاور عضلانی ابداکتور ران (P=۰/۰۰۰) (جدول ۴) شده است. همچنین این کفش در صفحه حرکتی هوریزنتال سبب افزایش مقدار اوج گشتاور چرخش خارجی ران شد (P=۰/۰۰۱) (جدول ۴) که این مقدار تفاوت به لحاظ اماری معنادار است. مقایسه مقادیر اوج گشتاور مفصلی در صفحه ساجیتال از نظر آماری تفاوت معناداری را نشان نداد (P>۰/۰۵).

جدول ٤: مقادیر اوج گشتاور مفصل ران (N×m/kg) در سه بعد طی فاز استقرار دویدن در دو شرایط کفش خنثی و کنترل حرکتی (میانگین±انحراف استاندارد)

	گشتاور	کفش خنثی	کفش کنترل حرکتی	میزان t	ارزش P
مفصل ران	فلکسوری	۱/۳۶±۰/۴۱	۱/۳۱±۰/۲۳	۰/۶۳۲	۰/۵۳۵
	اکستنسوری	-۳/۴۴±۰/۵۴	-۳/۴۳±۰/۷۰	-۰/۰۵۸	۰/۹۵۴
	اداکتوری	۰/۰۴±۰/۱۸	-۰/۰۹±۰/۱۰	۳/۱۴۲	*۰/۰۰۵
	ابداکتوری	-۱/۶۵±۰/۶۹	-۲/۴۴±۰/۸۷	۴/۷۶۳	*۰/۰۰۰
	چرخش داخلی	۰/۱۹±۰/۰۹	۰/۱۹±۰/۰۸	-۰/۰۷۶	۰/۹۴۰
	چرخش خارجی	-۰/۱۸±۰/۰۷	-۰/۲۵±۰/۱۰	۳/۸۹۵	*۰/۰۰۱

*سطح معناداری P≤۰/۰۵

بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی اثر کفش کنترل حرکتی بر گشتاور سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی طی دویدن در زنان مبتلا به سندروم درد کشککی‌رانی بود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که کفش کنترل حرکتی سبب کاهش گشتاور اداکتوری پا شده و بر میزان گشتاور پا در دو صفحه فرونتال و ساجیتال اثرگذار نبوده است. پژوهش‌های گذشته بیان نموده‌اند که زنان دارای درد کشککی‌رانی از پرونیشن بیش‌ازحد پا طی حرکات انتقالی رنج می‌برند.[۲۴] گزارش شده است که کفش کنترل حرکتی سبب کاهش میزان اورژن پا طی دویدن در زنان سالم می‌گردد.[۱۶] با این وجود، نتایج پژوهش حاضر نشان داد کفش کنترل حرکتی اثری بر میزان گشتاور اینورتوری/اورتوری پا دارا نمی‌باشد. باید عنوان نمود که کاهش گشتاور آداکتوری پا طی اتکای فاز دویدن که یک حرکت در زنجیره بسته می‌باشد، می‌تواند به کاهش پرونیشن پا[۲۵] در زنان دارای درد کشککی‌رانی کمک نماید.

مطالعات گذشته بیان نموده‌اند که طی فاز پاسخ بارگیری مقادیر گشتاور ابداکتوری و گشتاور چرخش خارجی زانو در بیماران دارای درد کشککی‌رانی در مقایسه با افراد سالم بیشتر و مقادیر گشتاور اکستنسوری کمتر است.[۱۱] نتایج پژوهش حاضر نشان داد که اوج گشتاور

www.SID.ir

Archive of SID

ابداکتوری و اوج گشتاور چرخش داخلی طی فاز اتکای دویدن در شرایط استفاده از کفش کنترل حرکتی به طور معناداری به ترتیب کمتر و بیشتر از شرایط عدم استفاده از کفش خنثی بود. با این وجود، مقادیر گشتاور اکستنسوری زانو بین دو حالت اختلاف معناداری را نشان نداد. کاهش اوج گشتاور ابداکتوری مفصل زانو هنگام استفاده از کفش کنترل حرکتی نشان‌دهنده این موضوع است که کفش کنترل حرکتی اثر معناداری را بر مکانیک زانو دارد. در ارتباط با اثر کفش کنترل حرکتی بر مکانیک زانو طی دویدن در زنان مبتلا به درد کشککی‌رانی مطالعه‌ای مشاهده نشد. با این وجود، سلفه و همکاران (۲۰۰۸) اختلاف معناداری در نتیجه استفاده از نواربند کشککی بر گشتاور زانو در صفحه فرونتال طی حرکت پایین آمدن از پله گزارش نکرده‌اند، در حالی که بیان نموده‌اند گشتاور زانو در در صفحه هوریزنتال در نتیجه استفاده از نواربند دچار کاهش شده است.[۲۶] به لحاظ نظری یکی از دلایل افزایش فشار مفصلی و درد کشککی‌رانی، وجود ابداکشن اضافی در مفصل زانو می‌باشد.[۱۲] با توجه به نتایج پژوهش حاضر که کفش کنترل حرکتی سبب کاهش گشتاور ابداکتوری زانو گردید، احتمالا یکی از مکانیزم کاهش درد توسط کفش کنترل حرکتی می‌تواند این مورد باشد. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که کفش کنترل حرکتی میزان گشتاور چرخش داخلی زانو را کاهش می‌دهد، کفش کنترل حرکتی همچنین سبب کاهش چرخش داخلی زانو طی دویدن در زنان سالم می‌گردد.[۱۶] یکی از دلایل احتمالی کاهش چرخش داخلی زانو در اثر استفاده از کفش کنترل حرکتی، کاهش گشتاور چرخش داخلی است. مکانیزم احتمالی دیگر کاهش چرخش داخلی زانو، کاهش گشتاوری اداکتوری پا توسط این نوع کفش است که همان‌طور که عنوان شد در زنجیره بسته می‌تواند منجر به کاهش میزان پرونیشن پا گردد.[۲۵] در سایر مقادیر اوج گشتاور زانو در صفحه‌ی ساجیتال (اوج گشتاور فلکسوری و اکستنسوری) اختلاف معناداری به لحاظ آماری بین دو شرایط با و بدون استفاده از کفش کنترل حرکتی مشاهده نشد. گشتاور اکستنسوری مفصل زانو در صفحه ساجیتال در بیماران دارای درد کشککی‌رانی طی فعالیت‌هایی نظیر پرش، بالا رافتن از پله و در حالت بالا رفتن جانبی از پله دچار در هنگام نواربندی کشکک دچار افزایش می‌شود[۲۷-۲۹] که با نتایج پژوهش حاضر همسو نبود. این پژوهشگران یکی از دلایل این افزایش گشتاور را بهبود بازوی گشتاور عضلات چهارسر در هنگام نواربندی کشکک و بهبود عملکرد عصبی در نتیجه تحریکات پوستی ناشی از نواربندی بیان نمودند[۲۷، ۲۸]، اما پژوهش حاضر نشان داد که کفش کنترل حرکتی قادر به تغییر گشتاور اکستنسوری زانو در زنان دارای درد کشککی‌رانی طی دویدن نمی‌باشد.

در پژوهش حاضر، مقادیر اوج گشتاور ابداکتوری و چرخش‌دهنده خارجی ران در هنگام استفاده از کفش کنترل حرکتی در مقایسه با کفش خنثی در فاز اتکا دویدن افزایش معناداری را به لحاظ آماری نشان داد. این مطلب ذکر شده است که یکی از دلایل جابه‌جایی کشکک به سمت خارج و در نتیجه افزایش فشار مفصل کشککی‌رانی، وجود چرخش داخلی و اداکشن ران بیش از حد (کاهش گشتاور ابداکتوری و گشتاور چرخش دهنده) در این بیماران می‌باشد.[۷، ۱۲، ۳۰] این تغییرات کینماتیکی ناشی از کاهش قدرت عضلات ابداکتوری و چرخش‌دهنده خارجی و در نتیجه کاهش گشتاور تولیدی توسط این گروه‌های عضلانی در مفصل ران می‌باشد.[۱۲، ۳۱، ۳۲] کفش کنترل حرکتی سبب افزایش هر دو گشتاور چرخش‌دهنده خارجی و گشتاور ابداکتوری مفصل ران طی دویدن گردید؛ بنابراین می‌توان بیان نمود که کفش کنترل حرکتی گشتاورهای سه‌بعدی مفصل ران را در زنان دارای درد کشککی‌رانی به افراد سالم نزدیک می‌نماید. علی‌رغم این، اثبات هرچه بهتر این موضوع نیاز به اجرای پژوهش‌های بیشتر و با در نظر گرفتن متغیرهای بیومکانیکی بیشتری همچون توان مفاصل دارد. اگرچه دویدن یک حرکت دینامیک می‌باشد، اما باید تاثیر کفش کنترل حرکتی در حرکات پیچیده‌تری همچون پرش‌ها و چرخش‌های ناگهانی که عضلات و مفاصل را به چالش بیشتری می‌کشند، بررسی گردد. از سوی دیگر در این پژوهش تنها زنان دارای درد کشککی‌رانی مورد مطالعه قرار گرفتند، بنابراین نیاز به اجرای این پژوهش روی مردان دارای درد کشککی‌رانی نیز می‌باشد. همچنین با توجه به اینکه در این پژوهش اثر آنی استفاده از کفش کنترل حرکتی ارزیابی شد، بررسی تاثیر استفاده طولانی‌مدت از این نوع کفش در بیماران توصیه می شود. از جمله محدودیت‌های پژوهش حاضر سلب در نظر گرفتن اندام‌ها در محاسبات دینامیک معکوس بود.

نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که کفش کنترل حرکتی سبب بهبود گشتاور هر سه مفصل (افزایش گشتاور ابداکتوری پا، کاهش گشتاور چرخش داخلی و ابداکتوری زانو، و افزایش گشتاور ابداکتوری و چرخش‌دهندگی ران) طی فاز اتکای دویدن در زنان دارای درد کشککی‌رانی می‌گردد. با این وجود، میزان گشتاور اینورتوری/اورتوری و گشتاور اکستنسوری زانو در نتیجه استفاده از کفش کنترل حرکتی دچار تغییر نشد؛ بنابراین صنعت‌گران کفش می‌توانند با بهبود برخی دیگر از ویژگی‌های کفش مورد استفاده در پژوهش حاضر اثرات مثبت آن را بر بیومکانیک اندام تحتانی (از جمله گشتاور اکستنسوری زانو و گشتاور اینورتوری پا) ارتقاء دهند تا افراد دارای درد کشککی‌رانی از مزایای بیشتری از این کفش‌ها برخوردار گردند.

تشکر و قدردانی

مؤلفین از کلیه آزمودنی‌هایی که در پژوهش حاضر شرکت نمودند، قدردانی می‌نمایند.

www.SID.ir

Archive of SID

منابع

1. Requa RK، DeAvilla LN، Garrick JG. Injuries in recreational adult fitness activities. The American Journal of Sports Medicine. 1993;21(3):461-7.
2. 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.
3. McConnell J. The management of chondromalacia patellae: a long term solution. Australian Journal of Physiotherapy. 1986;32(4):215-23.
4. Décary S، Ouellet P، Vendittoli P-A، Roy J-S، Desmeules F. Diagnostic validity of physical examination tests for common knee disorders: An overview of systematic reviews and meta-analysis. Physical Therapy in Sport. 2017;23:143-55.
5. Devereaux M، Lachmann S. Patello-femoral arthralgia in athletes attending a Sports Injury Clinic. British journal of sports medicine. 1984;18(1):18-21.
6. Drew BT، Redmond A، Smith T، Penny F، Conaghan P. Which patellofemoral joint imaging features are associated with patellofemoral pain? Systematic review and meta-analysis. Osteoarthritis and Cartilage. 2016;24(2):224-36.
7. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2010;40(2):42-51.
8. Lilley K، Dixon S، Stiles V. A biomechanical comparison of the running gait of mature and young females. Gait & posture. 2011;33(3):496-500.
9. Fairbank J، Pynsent P، van Poortvliet JA، Phillips H. Mechanical factors in the incidence of knee pain in adolescents and young adults. Journal of Bone & Joint Surgery، British Volume. 1984;66(5):685-93.
10. Levinger P، Gilleard W. Tibia and rearfoot motion and ground reaction forces in subjects with patellofemoral pain syndrome during walking. Gait & posture. 2007;25(1):2-8.
11. Paoloni M، Mangone M، Fratocchi G، Murgia M، Saraceni VM، Santilli V. Kinematic and kinetic features of normal level walking in patellofemoral pain syndrome: More than a sagittal plane alteration. Journal of biomechanics. 2010;43(9):1794-8.
12. Pohl MB، Patel C، Wiley JP، Ferber R. Gait biomechanics and hip muscular strength in patients with patellofemoral osteoarthritis. Gait & posture. 2013;37(3):440-4.
13. McPoil TG. Athletic footwear: design، performance and selection issues. Journal of Science and Medicine in Sport. 2000;3(3):260-7.
14. Sobhani S، van den Heuvel ER، Dekker R، Postema K، Kluitenberg B، Bredeweg SW، et al. Biomechanics of running with rocker shoes. Journal of Science and Medicine in Sport. 2016.
15. Cheung RT، Ng GY. Efficacy of motion control shoes for reducing excessive rearfoot motion in fatigued runners. Physical Therapy in Sport. 2007;8(2):75-81.
16. Lilley K، Stiles V، Dixon S. The influence of motion control shoes on the running gait of mature and young females. Gait & posture. 2013;37(3):331-5.
17. Rose A، Birch I، Kuisma R. Effect of motion control running shoes compared with neutral shoes on tibial rotation during running. Physiotherapy. 2011;97(3):250-5.
18. Hoffman SE، Peltz CD، Haladik JA، Divine G، Nurse MA، Bey MJ. Dynamic in-vivo assessment of navicular drop while running in barefoot، minimalist، and motion control footwear conditions. Gait & posture. 2015;41(3):825-9.
19. Faul F، Erdfelder E، Lang A-G، Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social، behavioral، and biomedical sciences. Behavior research methods. 2007;39(2):175-91.
20. Boling MC، Bolgla LA، Mattacola CG، Uhl TL، Hosey RG. Outcomes of a weight-bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2006;87[11]:1428-35.
21. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement: John Wiley & Sons; 2009.
22. De Kegel A، Dhooge I، Cambier D، Baetens T، Palmans T، Van Waelvelde H. Test–retest reliability of the assessment of postural stability in typically developing children and in hearing impaired children. Gait & posture. 2011;33(4):679-85.
23. De Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. Journal of biomechanics. 1996;29(9):1223-30.
24. Barton CJ، Levinger P، Menz HB، Webster KE. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. Gait & posture. 2009;30(4):405-16.
25. Hamill J، Knutzen KM. Biomechanical basis of human movement: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.

www.SID.ir

Archive of SID
26. Selfe J، Richards J، Thewlis D، Kilmurray S. The biomechanics of step descent under different treatment modalities used in patellofemoral pain. Gait & posture. 2008;27(2):258-63.
27. Ernst GP، Kawaguchi J، Saliba E. Effect of patellar taping on knee kinetics of patients with patellofemoral pain syndrome. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1999;29[11]:661-7.
28. Salsich GB، Brechter JH، Farwell D، Powers CM. The effects of patellar taping on knee kinetics، kinematics، and vastus lateralis muscle activity during stair ambulation in individuals with patellofemoral pain. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2002;32(1):3-10.
29. Selfe J، Thewlis D، Hill S، Whitaker J، Sutton C، Richards J. A clinical study of the biomechanics of step descent using different treatment modalities for patellofemoral pain. Gait & posture. 2011;34(1):92-6.
30. Song C-Y، Huang H-Y، Chen S-C، Lin J-J، Chang AH. Effects of femoral rotational taping on pain، lower extremity kinematics، and muscle activation in female patients with patellofemoral pain. Journal of Science and Medicine in Sport. 2014.
31. Cichanowski HR، Schmitt JS، Johnson RJ، Niemuth PE. Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. Medicine and science in sports and exercise. 2007;39(8):1227-32.
32. Ireland ML، Willson JD، Ballantyne BT، Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2003;33[11]:671-6.

www.SID.ir