



اثر آنی کفش کنترل حرکتی در مقایسه با کفش رایج بر هماهنگی مفاصل اندام تحتانی در زنان مبتلا به سندرم درد کشکی رانی طی فاز استقرار دویدن

محمد قربانی^۱، منصور اسلامی^{۲*}، فاطمه سالاری اسکر^۳

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد 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.

مقاله پژوهشی

دریافت ۱۵ اردیبهشت ۱۴۰۰؛ پذیرش ۱۹ آبان ۱۴۰۰

چکیده

زمینه و هدف: تحقیقات اخیر نشان داده‌اند که بین هماهنگی مفاصل اندام تحتانی و آسیب‌های اسکلتی-عضلانی از قبیل سندرم درد کشکی رانی (PFPS) ارتباط وجود دارد. پژوهشگران استفاده از کفش را به‌عنوان مداخله اصلاحی معرفی کرده‌اند، با وجود این، میزان اثرگذاری کفش بر الگوی هماهنگی مفاصل اندام تحتانی، مبهم مانده است. هدف از پژوهش حاضر تعیین اثر حاد کفش کنترل حرکتی بر هماهنگی مفاصل اندام تحتانی در زنان مبتلا به PFPS طی فاز استقرار دویدن بود.

روش بررسی: ۲۴ زن مبتلا به PFPS در پژوهش شرکت کردند. داده‌های کینماتیکی در دو شرایط دویدن با کفش کنترل حرکتی (اسیکس) و کفش رایج (نایک فری ۵) با استفاده از دوربین ثبت شد. برای محاسبات هماهنگی مفاصل اندام تحتانی از روش وکتورکدینگ و همچنین برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش تی‌زوجی استفاده گردید.

یافته‌ها: کفش کنترل حرکتی در مقایسه با کفش رایج بر هماهنگی بین چرخش مفصل زانو با حرکت مفصل مچ در صفحه عرضی در دو زیر مرحله پاسخ بارگیری ($P=0/006$) و میانه استقرار ($P=0/007$) اثر متفاوت داشته است. همچنین هماهنگی مفاصل ران با زانو ($P=0/002$) و نیز مفاصل ران با مچ ($P=0/002$) در صفحه ساجیتال در مرحله پاسخ بارگیری بین دو کفش تفاوت وجود داشته است.

نتیجه‌گیری: استفاده از کفش کنترل حرکتی سبب تغییر در الگوی هماهنگی بین مفصلی اندام تحتانی در زنان مبتلا به PFPS طی دویدن شده است. این رویکرد جدید به بحث هماهنگی حرکت، می‌تواند در ارائه روش‌های مداخله درمانی برای بیماران PFPS مفید باشد.

واژگان کلیدی

سندرم درد کشکی رانی

هماهنگی

کفش کنترل حرکتی

دویدن

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۰۱۱۳۵۳۰۲۲۰۱

✉ پست الکترونیکی: mseslami@gmail.com

شناسه دیجیتال (DOI): 10.22084/RSR.2022.24185.1573

مقدمه

سندرم درد کشکی رانی (PFPS^۱) از شایع‌ترین اختلالات اسکلتی - عضلانی در مفصل زانو است (نیل و همکاران، ۲۰۱۸: ۳). علائم آن شامل درد پشت یا اطراف کشکک است که با دویدن یا سایر فعالیت‌های خم شدن زانو مانند چمباتمه‌زدن و بالا و پایین رفتن از پله افزایش می‌یابد (وورا و همکاران، ۲۰۱۷: ۹۸). بررسی‌ها نشان داد که زنان (۶۲٪ موارد) به‌طور قابل توجهی بیشتر از مردان (۳۸٪ موارد) در معرض PFPS هستند (پرینس و همکاران، ۲۰۰۹: ۹). از سوی دیگر، اختلال یا عدم هماهنگی در زمان اجرای حرکات در اندام تحتانی در زنجیره حرکتی بسته، ممکن است سبب بروز آسیب PFPS در مفصل زانو شود (همیل و همکاران، ۱۹۹۹: ۲۹۷).

تغییر در الگوی هماهنگی اندام تحتانی ممکن است موجب محدودیت در حرکات مفاصل و نیز سبب افزایش میزان استرس روی ساختار بافت‌های نرم و تشدید درد مفصل کشکی رانی شود (مچلر و همکاران، ۲۰۲۰: ۵۸؛ هین و همکاران، ۲۰۱۲: ۶۸۴؛ بوناچی و همکاران، ۲۰۲۰: ۱؛ فریرا و همکاران، ۲۰۲۰: ۷). در واقع این تغییر در الگوی هماهنگی ممکن است به‌علت ضعف و یا تأخیر در شروع فعالیت عضلات باشد؛ به‌طوری‌که اخیراً نشان داده شده است که در افراد مبتلا به PFPS تأخیر در فعالیت عضله پهن داخلی^۲ نسبت به پهن خارجی^۳ موجب جابجایی کشکک به سمت خارج و بروز درد مفصل کشکی رانی می‌شود (بولگا و همکاران، ۲۰۱۵: ۱؛ فریرا و همکاران، ۲۰۲۰: ۷؛ پاورز و همکاران، ۲۰۱۷: ۱۷۱۶). از سوی دیگر، در بررسی الگوی راه رفتن این افراد مشاهده شد که در مرحله میانه استقرار^۴، اورشن^۵ مفصل مچ پا موجب چرخش ساق به سمت داخل و کاهش اکستنشن^۶ زانو و نیز حرکت چرخش ران به سمت داخل می‌شود (فربر و همکاران، ۲۰۰۵: ۴۷۸؛ آرازپور و همکاران، ۲۰۱۶: ۲۹۹). براساس این یافته‌ها، استفاده از ارتزهای مناسب ممکن است سبب کاهش حرکات در مفصل مچ و نیز بهبود هماهنگی حرکتی در سایر مفاصل اندام تحتانی شود (فریر و همکاران، ۲۰۰۵:

(۴۷۷).

مداخلات اصلاحی در PFPS شامل درمان‌های ارتزی، تقویت عضلات چهارسر، نوار و بریس می‌باشد (ارل و همکاران، ۲۰۰۷: ۴۴۷-۴۴۸). همچنین از رویکردهای توانبخشی عضلات در جهت درمان PFPS استفاده می‌کنند اما بررسی‌ها درجات متفاوتی از موفقیت را نشان می‌دهد، به‌طوری‌که گزارش شده است که در ۷۰ درصد بیماران مبتلا به PFPS طی مدت یک سال پس از توانبخشی، دوباره علائم درد بروز کرده است (ارل و همکاران، ۲۰۰۷: ۴۴۷). از سوی دیگر، استفاده از کفش (کفش مینیمال^۷ مدل ویبرام سیا^۸) به‌عنوان یک روش درمانی بر کاهش فشار مفصل کشکی رانی افراد مبتلا به PFPS مؤثر بوده است (بوناچی و همکاران، ۲۰۱۸: ۱۰). در واقع کفش با اثرگذاری بر گشتاور اکستنسوری (کاهش گشتاور اکستنسوری مفصل زانو) و نیز کاهش نیروی تماسی و فشار، ممکن است موجب کاهش بار روی مفصل کشکی رانی در مرحله استقرار دویدن شود (یانگ و همکاران، ۲۰۱۹: ۷). اخیراً مشاهده شده است که کفش کنترل حرکتی سبب ایجاد الگوی حرکتی غیرهمفازی بین عقب و جلوی پا در مرحله میانه استقرار دویدن می‌شود در حالی‌که این الگوی هماهنگی در دویدن با کفش رایج به‌صورت همفازی گزارش شده است (سیلورنیل و همکاران، ۲۰۱۳: ۷۸). به‌نظر می‌رسد که کفش کنترل حرکتی با افزایش مقدار اورشن در قسمت جلوی پا، موجب تغییر در الگوی هماهنگی شده باشد (سیلورنیل و همکاران، ۲۰۱۳: ۷۸). همچنین در بررسی اثر کفش کنترل حرکتی بر مکانیک اندام تحتانی افراد سالم نشان داده شده است که این کفش در انتهای مرحله استقرار دویدن باعث ایجاد الگوی حرکتی همفازی (برتری عقب پا) بین قسمت عقب و جلوی پا و با کاهش مقدار اورشن موجب کاهش دامنه حرکتی چرخش ساق (۱۷ درجه چرخش) به سمت داخل شده است به‌طوری‌که این مقدار چرخش در کفش رایج (۲۸ درجه چرخش) بیشتر بوده است (سیلورنیل و همکاران، ۲۰۱۳: ۷۸؛ رز و همکاران، ۲۰۱۱: ۲۵۳؛ لیلی و همکاران، ۲۰۱۳: ۳۳۳). در واقع علت کاهش چرخش ساق در وضعیت دویدن با کفش کنترل حرکتی، افزایش حمایت بخش میانی^۹ پا بوده است (باتلر و همکاران، ۲۰۰۷: ۲۲۳).

7. minimalist shoe
8. Vibram Seeya
9. support in the midfoot

1. Patellofemoral pain syndrome
2. Vastus medialis
3. Vastus lateralis
4. Mid stance
5. eversion
6. extension

در این پژوهش به منظور اندازه‌گیری داده‌های کینماتیکی از شش دوربین تصویربرداری باسلر^۲ (فرکانس تصویربرداری ۲۰۰ هرتز، ساخت کشور آلمان) که با آرایش هلالی در محیط آزمایشگاه چیده شده بود استفاده گردید. همچنین از صفحه نیروسنج کیستلر^۳ (فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز، ساخت کشور سوئیس) برای اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین و نیز تعیین نقطه شروع و پایان فاز استقرار دویدن استفاده شد. به منظور انجام محاسبات سه‌بعدی، نشانگرها (۱۵ میلی‌متر، ساخت شرکت Qualisys سوئد) به دو حالت ایستا و پویا به‌صورت زیر بر روی برجستگی‌های آناتومیکی آزمودنی‌ها نصب گردیدند. در وضعیت ایستا ناف، خار خاصره‌ای قدامی فوقانی راست و چپ، وسط مفصل خاجی خاصره‌ای، نشان‌گر خوشه‌ای روی کنار خارجی ران، کندیل‌های داخلی و خارجی استخوان ران، نشان‌گر خوشه‌ای روی کنار خارجی ساق، قوزک داخلی و خارجی، برجستگی خلفی استخوان پاشنه، استخوان کف پایی دوم و پنجم، نوک انگشت دوم پا و برای حالت پویا تنها نشانگرهایی که به قسمت ناف، کندیل‌های داخلی و خارجی استخوان ران، قوزک داخلی و خارجی، نوک انگشت دوم پا قرار داشتند، جدا شدند. برای ردیابی موقعیت مارکرهای طی حرکت، از نرم‌افزار تجزیه و تحلیل حرکت سیمی‌موشن^۴ ساخت کشور آلمان استفاده شد. کنترل سرعت آزمودنی‌ها (۳/۰±۳ متر بر ثانیه) (سیلورنیل و همکاران، ۲۰۱۳: ۷۸) با استفاده از کروномتر (کیو و کیو، دقت: ۰/۰۰۱ ثانیه) انجام گرفت.

در این پژوهش از کفش کنترل حرکتی اسپیکس (مدل ژل کایانو^۵ ۲۱) (شکل ۱. ب) و نیز از کفش رایج (نایک فری^۶) استفاده شد (شکل ۱. الف). تمام مراحل پژوهش در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه مازندران انجام گردید.

اما در مطالعات دیگر مشاهده شده است که کفش کنترل حرکتی در کاهش اوج اورشن پا در مرحله استقرار دویدن مؤثر نبوده است، ممکن است این عدم تأثیر به‌علت ویژگی‌های ساختاری کف پای آزمودنی‌ها (کم بودن سفتی و قوس کف پا) باشد (باتلر و همکاران، ۲۰۰۷: ۲۲۴-۲۲۳). با بررسی ادبیات پژوهشی، پیشینه تحقیق در مورد اثر استفاده از کفش کنترل حرکتی بر هماهنگی مفاصل اندام تحتانی در افراد مبتلا به PFPS محدود است و هنوز ابهامات زیادی مبنی بر تأثیر یا عدم تأثیر کفش کنترل حرکتی بر هماهنگی بین مفصلی و به‌دنبال آن بر بهبود مکانیک اندام تحتانی این افراد وجود دارد. هدف این پژوهش بررسی اثر حاد کفش کنترل حرکتی در مقایسه با کفش رایج بر هماهنگی مفاصل اندام تحتانی در زنان مبتلا به سندرم درد کشککی رانی طی فاز استقرار دویدن می‌باشد.

مواد و روش‌ها

شرکت‌کنندگان: ۲۴ زن مبتلا به PFPS (سن: ۲/۶۹ ± ۲۵/۲۹ سال، قد: ۴/۳۶ ± ۱۷۳/۲۷ سال، جرم: ۹/۹۸ ± ۷۹/۴۲ سال) با تأیید نظر پزشک در این پژوهش شرکت کردند. معیارهای ورود به مطالعه، عبارت بودند از: (۱) هیچ سابقه ضربه در مفصل زانو نداشته باشد؛ (۲) در حداقل دو فعالیت، دویدن، چمباتمه زدن، لی‌لی‌کردن، بالا و پایین رفتن از پله و نشستن طولانی مدت، درد تشدید شود؛ (۳) در مقایسه آنالوگ بصری^۱ ۱۰ نقطه‌ای شدت درد بیشتر یا برابر ۳/۱۰ باشد. معیارهای خروج عبارت بودند از: (۱) وجود درد جانبی و یا خلفی زانو؛ (۲) سابقه آسیب‌دیدگی رباط و یا مینیسک؛ (۳) اقدامات جراحی در اندام تحتانی یا ستون فقرات؛ (۴) پیچ‌خوردگی مچ پا؛ (۵) کم‌درد؛ (۶) بیش از یک قسمت کشکک دررفتگی وجود داشته باشد؛ (۷) مشکلات عصبی یا اسکلتی عضلانی که می‌تواند در انجام کل ارزیابی، پژوهش را مختل کند؛ (۸) مصرف داروهای کنترل‌کننده مانند داروهای ضد افسردگی. بعد از ارائه اطلاعات مربوط به اهداف و روش کار، آزمودنی‌ها برای شرکت در پژوهش رضایت‌نامه کتبی امضا کردند. همچنین پژوهش حاضر با کد IR.UMZ.REC.1400.037 به تأیید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه مازندران رسید.

2. Basler
3. Kistler
4. Simi motion
5. Kayano 21
6. Nike free 5

1. visual analogue scale



ب) کفش کنترل حرکتی اسپیکس کاپانو۲۱



شکل ۱: الف) کفش کنترل، نایک فری ۵

(۱)

$$\gamma_i = a \tan \left[\frac{(\theta_D(i+1) - \theta_D(i)) / \theta_P(i+1) - \theta_P(i)}{\theta_P(i+1) - \theta_P(i)} \right] \cdot \frac{180}{\pi}$$

$$\theta_P(i+1) - \theta_P(i) > 0$$

(۲)

$$\gamma_i = a \tan \left[\frac{(\theta_D(i+1) - \theta_D(i)) / \theta_P(i+1) - \theta_P(i)}{\theta_P(i+1) - \theta_P(i)} \right] \cdot \frac{180}{\pi} + 180$$

$$\theta_P(i+1) - \theta_P(i) < 0$$

زاویه هماهنگی بین ۰ تا ۳۶۰ متغیر است. به علت ماهیت جهت‌دار بودن زاویه هماهنگی، میانگین زاویه هماهنگی و کتور کدینگ هر آزمودنی در هریک از زیر مرحله‌های استقرار با استفاده از میانگین مؤلفه‌ای افقی (\bar{X}_i) و عمودی (\bar{Y}_i) به دست آمد

$$\bar{X}_i = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \cos \gamma_i \quad (3)$$

$$\bar{Y}_i = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sin \gamma_i \quad (4)$$

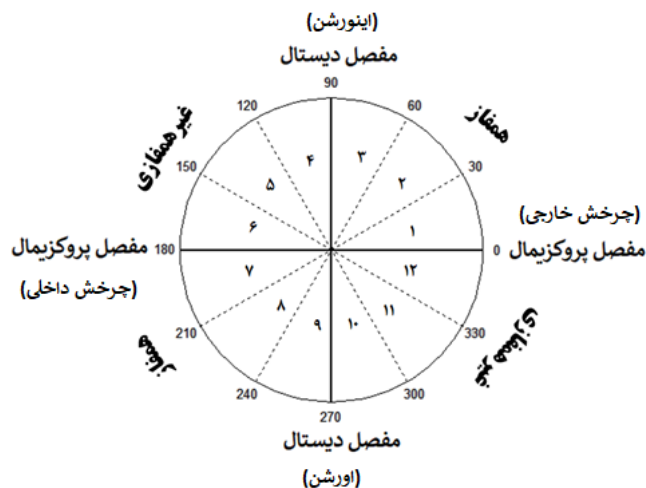
موارد زیر برای اصلاح میانگین زاویه هماهنگی (γ_i) برای مقادیر بین ۰ تا ۳۶۰ درجه استفاده شد.

$$\gamma_i = \begin{cases} a \tan \left(\frac{\bar{X}_i}{\bar{Y}_i} \right) & \bar{X}_i > 0 \\ 180 + a \tan \left(\frac{\bar{X}_i}{\bar{Y}_i} \right) & \bar{X}_i < 0 \end{cases} \quad (5)$$

به منظور تعیین نوع هماهنگی از نمودار دایره‌ای زیر استفاده شد.

نحوه اجرا: در ابتدا به هر آزمودنی به منظور سازگار شدن با شرایط تحقیق فرصت گرم کردن داده شد. پیش از اجرا، به منظور تعیین موقعیت مفصل تصویربرداری در وضعیت ایستا انجام شد. سپس از آزمودنی‌ها خواسته شد تا سه بار کوشش دویدن را با سرعت مشخص در مسیر تعیین شده (فاصله تعیین شده از نقطه شروع تا وسط صفحه نیرو پنج متر بود) با کفش کنترل حرکتی و سه بار با کفش رایج به ترتیب تصادفی انجام دهند. کوشش‌های صحیح در این پژوهش عبارت بودند از: سرعت مورد تأیید پژوهش رعایت شده باشد، قرارگیری پای استقرار بروی صفحه نیرو به درستی انجام گرفته باشد و الگوی دویدن فرد طبیعی باشد. برای کنترل سرعت، آزمودنی‌ها باید فاصله مشخص (پنج متر) از نقطه شروع حرکت تا مرکز تخته نیروسنج را در زمان تعیین شده طی می‌کردند.

پردازش داده‌ها: مرحله استقرار دویدن را به چهار زیر مرحله (مرحله اولیه استقرار (۰-۴ درصد)، پاسخ‌بارگیری (۵-۳۵ درصد)، میانه استقرار (۳۶-۶۴ درصد)، مرحله نهایی استقرار (۶۵-۱۰۰ درصد)) براساس نمودار نیروی عمودی عکس‌العمل زمین هر فرد تقسیم نموده، سپس برای محاسبات هماهنگی مفاصل اندام تحتانی در هر یک از زیر مرحله‌ها از روش کدگذاری برداری در محیط نرم‌افزار متلب (۲۰۱۳) استفاده شد (چانگ و همکاران، ۲۰۰۸: ۳۱۰۲). به منظور فیلتر کردن داده‌های کینماتیکی از فیلتر باتروث پایین‌گذر مرتبه ۴ و با فرکانس برشی ۲۰ هرتز استفاده شد. در روش کدگذاری برداری برای هر لحظه در مرحله استقرار، زاویه هماهنگی (γ_i) برای دو زاویه متوالی مفصل دیستال $(\theta_D(i+1), \theta_D(i))$ و نیز دو زاویه متوالی مفصل پروگزیمال $(\theta_P(i+1), \theta_P(i))$ به صورت زیر محاسبه گردید (چانگ و همکاران، ۲۰۰۸: ۳۱۰۲).



شکل ۲: ۱: برتری مفصل پروکزیمال، ۲: کاهش برتری مفصل پروکزیمال، ۳: برتری مفصل دیستال، ۴: برتری مفصل دیستال، ۵: کاهش برتری مفصل دیستال، ۶: برتری مفصل پروکزیمال، ۷: برتری مفصل پروکزیمال، ۸: کاهش برتری مفصل پروکزیمال، ۹: برتری مفصل دیستال، ۱۰: برتری مفصل دیستال، ۱۱: کاهش برتری مفصل دیستال، ۱۲: برتری مفصل پروکزیمال

استقرار ($P=0/007$) بین دو وضعیت دویدن با کفش کنترل حرکتی و کفش رایج تفاوت وجود دارد. در حالی که میانگین اوج زاویه هماهنگی بین چرخش داخلی/خارجی مفصل ران با چرخش داخلی/خارجی مفصل زانو و نیز میانگین اوج زاویه هماهنگی بین چرخش داخلی/خارجی مفصل ران با اورشن / اینورشن مفصل مچ نشان داد که بین دو وضعیت دویدن با کفش کنترل حرکتی و کفش رایج تفاوتی وجود ندارد ($P>0/05$) (جدول ۱).

آنالیز آماری: برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از تست آماری شاپیرو-ویلک و آزمون آنالیز تی زوجی با سطح معناداری ۰/۰۵ در محیط نرم‌افزار SPSS (نسخه ۲۵) استفاده گردید.

یافته‌ها

نتایج آماری در ارتباط با میانگین اوج زاویه هماهنگی بین چرخش مفصل زانو در صفحه افقی با حرکت مفصل مچ در صفحه عرضی نشان داد که در دو زیر مرحله پاسخ بارگیری ($P=0/006$) و میانه

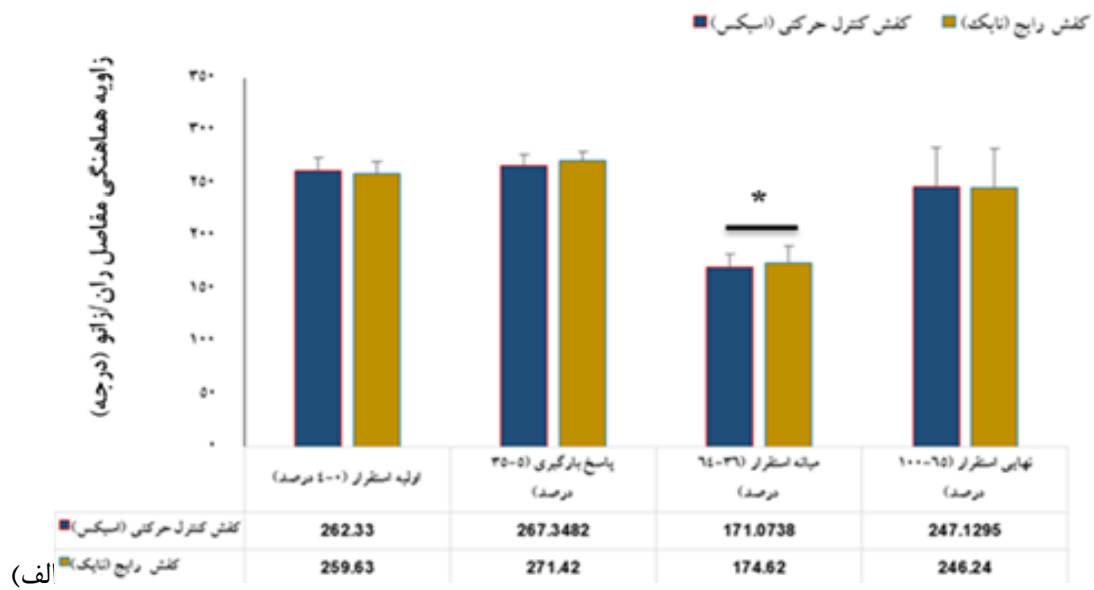
جدول ۱: مقایسه اوج زاویه هماهنگی بین حرکات مفاصل اندام تحتانی در چهار زیر مرحله استقرار دویدن در دو وضعیت کفش کنترل حرکتی و کفش رایج

sig	کفش رایج انحراف استاندارد \pm میانگین	کفش کنترل حرکتی انحراف استاندارد \pm میانگین	زیر مرحله‌های استقرار	هماهنگی مفصل
۰/۱۶۶	۱۲۳/۵۶ \pm ۶۲/۲۴	۱۰۶/۱۶ \pm ۲۳/۶۹	اولیه استقرار	
۰/۶۹۸	۲۹۰/۱۰ \pm ۷۳/۸۵	۲۸۵/۸۳ \pm ۹۸/۰۴	پاسخ بارگیری	چرخش داخلی و خارجی مفصل ران با
۰/۱۲۹	۲۷۴/۳۵ \pm ۷۸/۵۵	۲۸۸/۴۰ \pm ۸۷/۴۳	میانه استقرار	چرخش داخلی و خارجی مفصل زانو
۰/۹۱۰	۲۷۸/۲۹ \pm ۰۶/۵۷	۲۷۸/۲۶ \pm ۵۳/۶۷	نهایی استقرار	
۰/۳۱۸	۲۵۵/۲۲ \pm ۵۸/۸۸	۲۴۸/۲۶ \pm ۸۸/۷۷	اولیه استقرار	
۰/۳۲۶	۳۰۹/۳۱ \pm ۲۴/۴۰	۳۱۲/۳۶ \pm ۶۳/۵۴	پاسخ بارگیری	چرخش داخلی و خارجی مفصل ران با
۰/۵۷۸	۲۲۹/۶۲ \pm ۰۲/۱۲	۲۲۰/۷۲ \pm ۰۶/۰۱	میانه استقرار	اورشن و اینورشن مفصل مچ
۰/۰۸۴	۱۴۵/۳۵ \pm ۴۷/۶۱	۱۶۶/۵۱ \pm ۴۰/۵۷	نهایی استقرار	
۰/۶۲۰	۳۱۸/۲۶ \pm ۲۱/۰۶	۳۱۰/۶۶ \pm ۵۸/۷۱	اولیه استقرار	
۰/۰۰۶*	۳۳۱/۱۵ \pm ۳۳/۶۵	۳۳۹/۱۳ \pm ۶۳/۹۰	پاسخ بارگیری	چرخش داخلی و خارجی مفصل زانو با
۰/۰۰۷*	۲۹۹/۷۵ \pm ۹۱/۲۰	۲۴۲/۸۹ \pm ۵۴/۰۲	میانه استقرار	اورشن و اینورشن مفصل مچ
۰/۱۲۵	۱۵۶/۳۷ \pm ۱۴/۹۸	۱۷۹/۶۷ \pm ۴۳/۹۲	نهایی استقرار	

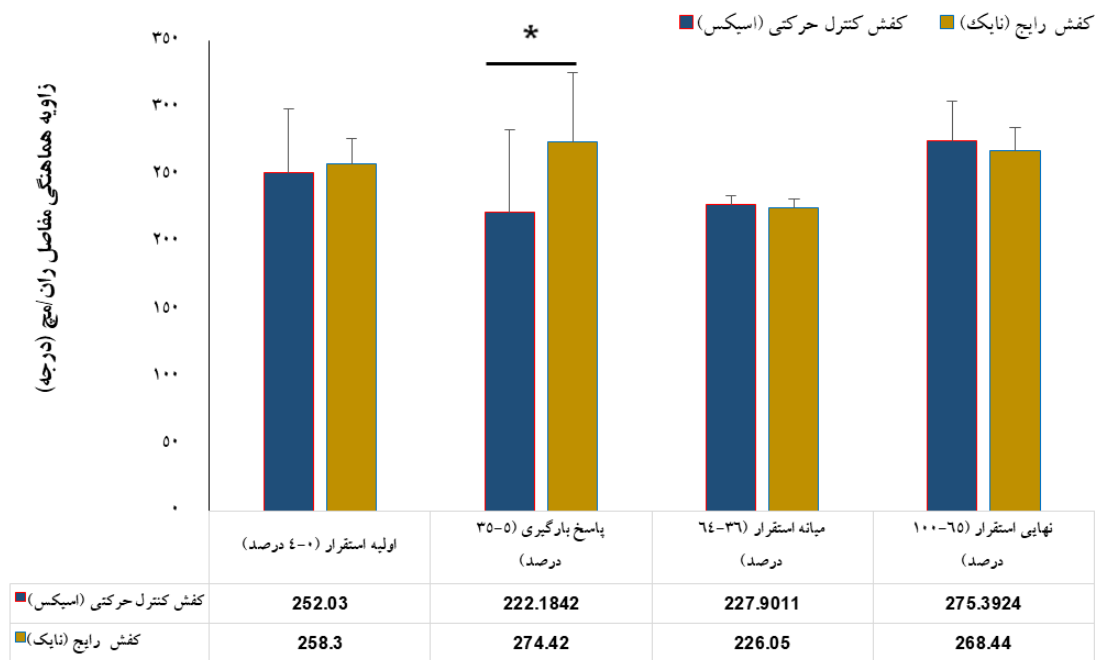
*: معناداری ($P \leq 0/05$)

همانگی بین حرکات مفصل رانو و مچ در صفحه ساجیتال نشان داد که در مراحل اولیه استقرار ($P \leq 0.001$)، پاسخ بارگیری ($P \leq 0.001$) و نهایی استقرار ($P = 0.035$) بین دو نوع کفش کنترل حرکتی و کفش رایج تفاوت وجود دارد اما در مرحله میانه استقرار تفاوت معنی دار آماری مشاهده نشد ($P > 0.05$). (نمودار ۱ ج)

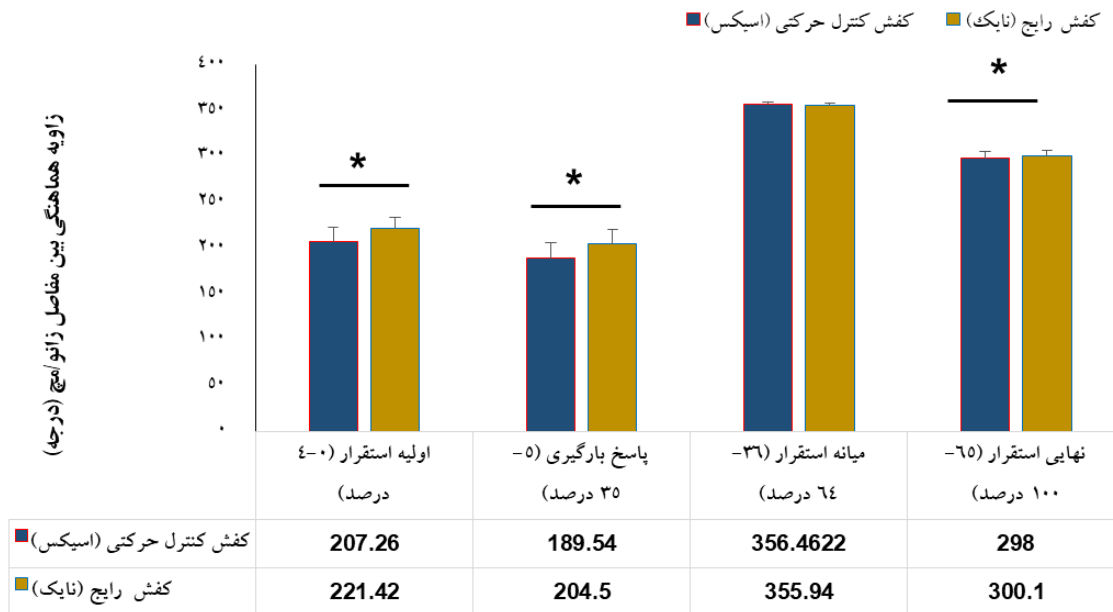
همچنین بین کفش کنترل حرکتی در مقایسه با کفش رایج بر اوج زاویه همانگی بین حرکات مفصل ران و زانو در صفحه ساجیتال (Sagittal) تنها در مرحله میانه استقرار ($P \leq 0.001$) تفاوت وجود داشته است درحالیکه در سایر مراحل استقرار دویدن هیچ تفاوت معنی دار آماری مشاهده نشده است ($P > 0.05$) (نمودار ۱ الف). میانگین اوج زاویه همانگی بین حرکات مفصل ران و مچ نیز تنها در مرحله پاسخ بارگیری ($P = 0.002$) متفاوت بوده است (نمودار ۱ ب). علاوه بر این نتایج پژوهش در ارتباط با



(الف)



(ب)



نمودار ۱: مقایسه میانگین اوج زاویه هماهنگی بین حرکات، الف: مفصل ران و زانو ب: ران و مچ ج: زانو و مچ، در صفحه ساجیتال در وضعیت دویدن با کفش کنترل حرکتی و کفش رایج در مرحله استقرار دویدن

* اختلاف معنادار ($P < 0.05$)

بحث

(۲۹۹/۹۱°) در مرحله میانه استقرار کمتر بوده است و دارای الگوی همفازی و با برتری اورشن مفصل مچ نسبت به چرخش داخلی مفصل زانو بوده است، این در حالیست که در وضعیت دویدن با کفش رایج، هماهنگی بین مفصلی به صورت الگوی غیرهمفازی و با برتری چرخش خارجی مفصل زانو نسبت به اورشن مفصل مچ، تغییر کرده است. پژوهشی که در ارتباط با اثر آنی ارتز استاندارد بر هماهنگی بین اورشن پا با چرخش داخلی ساق بود، نشان داد که افزایش اورشن مفصل مچ نسبت به چرخش ساق به علت کاهش مقدار چرخش داخلی ساق بوده است (ناوچنسکی و همکاران، ۱۹۹۵: ۳۲۶). همچنین مشاهده شده است که بین میانگین اوج چرخش مفصل زانو و میانگین اوج اورشن مفصل مچ در دو زیر مرحله ابتدا و انتهای استقرار در دو وضعیت دویدن با کفش کنترل حرکتی (میانگین ابتدا ۳۱۰/۵۸° و انتها ۱۷۹/۴۳°) استقرار) و کفش رایج تفاوتی وجود ندارد. بنابراین می توان بیان نمود که الگوی هماهنگی در دو زیر مرحله ابتدا و انتهای استقرار بین مفاصل زانو و مچ هیچ ارتباطی به نوع کفش ندارد، این نتیجه ممکن است به علت بررسی اثر آنی کفش حاصل شده باشد. از سوی دیگر یافته های تحقیق در ارتباط با هماهنگی بین چرخش داخلی / خارجی مفصل زانو با چرخش داخلی / خارجی مفصل ران نشان داده است که بین میانگین اوج

هدف از این پژوهش بررسی اثر آنی کفش کنترل حرکتی بر هماهنگی مفاصل اندام تحتانی در مقایسه با کفش رایج در زنان مبتلا به سندرم درد کشکی رانی طی فاز استقرار دویدن بود. نتایج هماهنگی بین چرخش خارجی / داخلی مفصل زانو در صفحه افقی با اورشن / اینورشن مفصل مچ در صفحه عرضی نشان داد که میانگین اوج هماهنگی در وضعیت دویدن با کفش کنترل حرکتی (۳۳۹/۶۳°) نسبت به کفش رایج (۳۳۱/۳۳°) در مرحله پاسخ بارگیری بیشتر شده است. به طوری که مشاهده شد این الگوی هماهنگی بیشتر به صورت الگوی غیرهمفازی و با برتری چرخش خارجی مفصل زانو نسبت به اورشن مفصل مچ بوده است. در واقع کفش کنترل حرکتی نسبت به کفش رایج میزان برتری چرخش خارجی مفصل زانو را نسبت به اورشن مفصل مچ افزایش داده است. جعفرنژاد و همکاران، ۲۰۲۰ نشان دادند که هماهنگی بین مفصل زانو و مچ در مرحله پاسخ بارگیری، الگوی کاملاً غیرهمفازی را نشان می دهد که این یافته با نتیجه پژوهش حاضر مطابقت دارد (جعفرنژاد و همکاران، ۲۰۲۰: ۸). از سوی دیگر، میانگین اوج هماهنگی بین دو مفصل (مفاصل زانو و مچ) در وضعیت دویدن با کفش کنترل حرکتی (۲۴۲/۵۴°) نسبت به کفش رایج

هماهنگی در دو وضعیت دويدن با کفش کنترل حرکتی و کفش رایج در تمام زیر مرحله‌های استقرار، تفاوتی وجود ندارد. عدم تفاوت الگوی هماهنگی بین مفاصل در دو وضعیت دويدن با کفش کنترل حرکتی و کفش رایج بیانگر عدم تأثیر نوع کفش در تغییرات جابجایی زاویه‌ای مفاصل ران و زانو در صفحه افقی بوده است.

نتایج به‌دست آمده از هماهنگی بین مفصل ران و زانو در صفحه ساجیتال نشان داد که میانگین اوج هماهنگی در وضعیت دويدن با کفش کنترل حرکتی ($171/07^\circ$) در مقایسه با کفش رایج ($174/62^\circ$) در مرحله میانه استقرار کمتر بوده است. در واقع الگوی هماهنگی بین دو مفصل در دويدن با کفش کنترل حرکتی به‌صورت غیرهمفازی و با برتری فلکشن ران نسبت به اکستنشن زانو بوده است، در واقع کفش کنترل حرکتی سبب ایجاد الگوی غیرهم‌فازتر در مفاصل زانو و ران شده است. همچنین براساس نتایج به‌دست آمده در ارتباط با هماهنگی بین مفصل ران با مفصل مچ در صفحه ساجیتال مشاهده شد که میانگین اوج هماهنگی در وضعیت دويدن با کفش کنترل حرکتی ($222/18^\circ$) در مقایسه با کفش رایج ($274/42^\circ$) در مرحله پاسخ بارگیری کمتر بوده است. الگوی هماهنگی بین دو مفصل ران و مچ در صفحه ساجیتال در دويدن با کفش کنترل حرکتی به‌صورت همفازی و با برتری اکستنشن مفصل ران نسبت به پلانٹارفلکشن مفصل مچ و در دويدن با کفش رایج الگوی هماهنگی به‌صورت غیرهمفازی و با برتری پلانٹارفلکشن مفصل مچ نسبت به فلکشن مفصل ران بوده است. اما در بررسی الگوی هماهنگی بین مفصل ران و مچ در صفحه ساجیتال در دو وضعیت دويدن با کفش کنترل حرکتی و کفش رایج در مراحل ابتدایی، انتهایی و میانه استقرار هیچ تفاوتی مشاهده نشده است.

از سوی دیگر در بررسی الگوی هماهنگی بین مفصل زانو با مفصل مچ در صفحه ساجیتال نشان داده شد میانگین اوج هماهنگی در وضعیت دويدن با کفش کنترل حرکتی ($207/26^\circ$) در مقایسه با کفش رایج ($221/42^\circ$) در مرحله اولیه استقرار کمتر بوده است. به‌طوری‌که الگوی هماهنگی در هر دو وضعیت کفش کنترل حرکتی و کفش رایج به‌صورت الگوی همفازی و با برتری فلکشن مفصل زانو نسبت به پلانٹار فلکشن مفصل مچ بوده است اما در کفش رایج میزان برتری پلانٹارفلکشن مفصل مچ کاهش یافته

است. علاوه بر این میانگین اوج هماهنگی در وضعیت دويدن با کفش کنترل حرکتی ($189/54^\circ$) در مقایسه با کفش رایج ($204/50^\circ$) در مرحله پاسخ بارگیری نیز کمتر بوده است. در واقع الگوی هماهنگی در کفش کنترل حرکتی و نیز در کفش رایج به‌صورت الگوی همفازی و با برتری فلکشن مفصل زانو نسبت به پلانٹار فلکشن مفصل مچ بوده است اما در کفش رایج میزان برتری پلانٹارفلکشن مفصل مچ کاهش یافته است. از سوی دیگر در بررسی هماهنگی بین مفصل زانو و مچ در صفحه ساجیتال در دويدن با کفش کنترل حرکتی در مقایسه با کفش رایج مشاهده شد که میانگین اوج هماهنگی در وضعیت دويدن با کفش کنترل حرکتی ($298/00^\circ$) در مقایسه با کفش رایج ($300/10^\circ$) در مرحله نهایی استقرار کاهش یافته است. این الگوی هماهنگی بین مفصل زانو و مچ در دويدن با کفش کنترل حرکتی به‌صورت غیرهمفازی و با برتری پلانٹار فلکشن مفصل مچ نسبت به اکستنشن مفصل زانو و نیز در کفش رایج با حفظ الگوی غیرهمفازی برتری پلانٹار فلکشن مفصل مچ نسبت به اکستنشن مفصل زانو کاهش یافته است.

مطالعه حاضر دارای محدودیت‌هایی بوده است که از جمله آن می‌توان به نمونه آماری که از میان زنان انتخاب شد، اشاره کرد و این احتمال وجود دارد در مردان نتیجه متفاوتی از اثر کفش کنترل حرکتی مشاهده شود. همچنین در پژوهش اثر آنی کفش مورد مطالعه قرار گرفته است که پیشنهاد می‌شود در تحقیقات آینده اثر طولانی‌مدت کفش کنترل حرکتی در مقایسه با کفش رایج بر هماهنگی مفاصل اندام تحتانی در افراد مبتلا به سندرم درد کشککی رانی بررسی شود.

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که کفش کنترل حرکتی در مقایسه با کفش رایج دويدن سبب تغییر الگوی هماهنگی بین مفصلی اندام تحتانی طی فاز اتکای دويدن می‌شود. به‌طوری‌که، استفاده از کفش کنترل حرکتی با تغییر الگوی هماهنگی سبب برتری حرکتی بیشتر در مفاصل زانو و ران نسبت به مچ پا شده است. با این وجود، باید توجه داشت که اثر آنی کفش کنترل حرکتی مورد بررسی قرار گرفته است و اثرات طولانی مدت آن ممکن است منجر به ایجاد نتایج متفاوت شود. علاوه بر این، کفش کنترل حرکتی نسبت به کفش رایج بر میزان حرکات

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از آزمودنی‌هایی که در انجام پژوهش ما را یاری نموده‌اند تشکر و قدردانی می‌گردد.

مفاصل اندام تحتانی به‌ویژه در مرحله پاسخ بارگیری و میانه استقرار دوییدن تأثیر داشته است؛ این مراحل به‌عنوان مرحله آسیب‌زا در ادبیات پژوهشی شناخته شده است، بنابراین نتایج این پژوهش می‌تواند در ارائه مداخلات جهت اصلاح سندرم درد کشککی رانی مفید باشد.

References

- Arazpour, M., Bahramian, F., Abutorabi, A., Nourbakhsh, S. T., Alidousti, A., & Aslani, H. (2016). "The effect of patellofemoral pain syndrome on gait parameters": a literature review. *Archives of Bone and Joint Surgery*, 4(4), 298.
- Bonacci, J., Fox, A., Hall, M., Fuller, J. T., & Vicenzino, B. (2020). "Effect of gait retraining on segment coordination and joint variability in individuals with patellofemoral pain". *Clinical biomechanics*, 80, 105179.
- Bonacci, J., Hall, M., Fox, A., Saunders, N., Shippides, T., & Vicenzino, B. (2018). "The influence of cadence and shoes on patellofemoral joint kinetics in runners with patellofemoral pain". *Journal of science and medicine in sport*, 21(6), 574-578.
- Butler, R. J., Hamill, J., & Davis, I. (2007). "Effect of footwear on high and low arched runners' mechanics during a prolonged run". *Gait & posture*, 26(2), 219-225.
- Chang, R., Van Emmerik, R., & Hamill, J. (2008). "Quantifying rearfoot/forefoot coordination in human walking". *Journal of Biomechanics*, 41(14), 3101-3105.
- Earl, J. E., & Vetter, C. S. (2007). "Patellofemoral pain". *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, 18(3), 439-458.
- Ferber, R., Davis, I. M., & Williams III, D. S. (2005). "Effect of foot orthotics on rearfoot and tibia joint coupling patterns and variability". *Journal of Biomechanics*, 38(3), 477-483.
- Ferreira, C. L., Barroso, F. O., Torricelli, D., Pons, J. L., Politti, F., & Lucareli, P. R. G. (2020). "Women with patellofemoral pain show altered motor coordination during lateral step down". *Journal of Biomechanics*, 110, 109981.
- Hamill, J., van Emmerik, R. E., Heiderscheit, B. C., & Li, L. (1999). "A dynamical systems approach to lower extremity running injuries". *Clinical biomechanics*, 14(5), 297-308.
- Hein, T., Schmeltzpfenning, T., Krauss, I., Maiwald, C., Horstmann, T., & Grau, S. (2012). "Using the variability of continuous relative phase as a measure to discriminate between healthy and injured runners". *Human movement science*, 31(3), 683-694.
- Jafarnezhadgero, A., Mousavi, S. H., Madadi-Shad, M., & Hijmans, J. M. (2020). "Quantifying lower limb inter-joint coordination and coordination variability after four-month wearing arch support foot orthoses in children with flexible flat feet". *Human movement science*, 70, 102593.
- Lilley, K., Stiles, V., & Dixon, S. (2013). "The influence of motion control shoes on the running gait of mature and young females". *Gait & posture*, 37(3), 331-335.
- Mutchler, J. A., Macias, K., Munkasy, B. A., Wilson, S. J., Garner, J. C., & Li, L. (2020). "Kinematic and Coordination Variability in Runners with and Without Patellofemoral Pain". *International Journal of Kinesiology and Sports Science*, 8(3), 58-66.
- Nawoczenski, D. A., Cook, T. M., & Saltzman, C. L. (1995). "The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running". *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 21(6), 317-327.
- Neal, B. S., Barton, C. J., Birn-Jeffrey, A., Daley, M., & Morrissey, D. (2018). "The effects & mechanisms of increasing running step rate: a feasibility study in a mixed-sex group of runners with patellofemoral pain". *Physical Therapy in Sport*, 32, 244-251.
- Powers, C. M., Witvrouw, E., Davis, I. S., & Crossley, K. M. (2017). "Evidence-based framework for a pathomechanical model of patellofemoral pain: 2017 patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester, UK: part 3". *British journal of sports medicine*, 51(24), 1713-1723.
- Prins, M. R., & Van der Wurff, P. (2009). "Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles": a systematic review. *Australian journal of physiotherapy*, 55(1), 9-15.
- Rose, A., Birch, I., & Kuisma, R. (2011). "Effect of motion control running shoes compared with neutral shoes on tibial rotation during running". *Physiotherapy*, 97(3), 250-255.
- Silvernail, J. F., Rohr, E., Brueggemann, P., & Hamill, J. (2013). "Footwear and changes in lower extremity coordination during running". *Footwear Science*, 5(sup1), S77-S78.
- Vora, M., Curry, E., Chipman, A., Matzkin, E., & Li, X. (2017). "Patellofemoral pain syndrome in female athletes": A review of diagnoses, etiology and treatment options. *Orthopedic reviews*, 9(4).
- Vora, M., Curry, E., Chipman, A., Matzkin, E., & Li, X. (2017). "Patellofemoral pain syndrome in female

athletes": A review of diagnoses, etiology and treatment options. Orthopedic reviews, 9(4).