مطالعات طب ورزشی دوره ۱۱، شماره ۲۶، پاییز و زمستان ۱۳۹۸. صص ۱۰۸-۹۱

مقالهٔ پژوهشی

ارزیابی هماهنگی و تغییرپذیری بین مفصلی ناحیه پا در پی استفاده از ارتزهای پا با درجات سختی متفاوت طی فاز اتکای دویدن

داود خضری[1]، فاطمه سالاری اسکر[2]، منصور اسلامی[3]

۱. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک و فناوری ورزشی، پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران (نویسندهٔ مسئول)

۲. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک و رفتار حرکتی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، مازنداران، ایران

۳. دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک و رفتار حرکتی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندارن، بابلسر، مازنداران، ایران

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۰۸/۱۲ تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۱۰/۲۱

چکیده

ارتزهای پا با درجات مختلف سختی به‌صورت گسترده‌ای جهت درمان ناهنجاری‌ها و آسیب‌های اندام تحتانی مورد استفاده قرار می‌گیرند؛ اما اثر آن¬ها بر هماهنگی و تغییرپذیری مفاصل هنوز به طور واضح بیان نشده است. هدف پژوهش حاضر بررسی اثر درجات متفاوت سختی کفی بر الگوی هماهنگی و تغییرپذیری بین مفصلی ناحیه پا طی فاز اتکای دویدن بود. ۱۵ نفر مرد ورزشکار سالم برای شرکت در پژوهش داوطلب شدند. هماهنگی و تغییرپذیری با استفاده از روش فاز نسبی پیوسته طی دویدن با درجات متفاوت کفی (سخت، نیمه سخت و نرم) از داده‌های سینماتیک تعیین شد. نتایج نشان داد کفی سخت، نرم و نیمه سخت در فاز ۲۵ درصد اول مرحله اتکا فاز به ترتیب باعث افزایش ۹۵، ۱۷۹ و ۲۲۰ درصدی در فاز نسبی پیوسته بین مفصلی اینورژن: اورژن مچ پا و تارسومتاتارسال نسبت به شرایط دویدن بدون کفی شدند ($P\leq ۰/۰۰۱$). نتایج به‌طور کلی نشان داد درجات متفاوت سختی کفی می‌تواند از طریق تغییر در الگوی هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل پا، مکانیک اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار دهد. بنابراین توجه به درجه سختی کفی هنگام استفاده از وسایل ارتوتیکی اهمیت ویژه دارد.

واژگان‌کلیدی: هماهنگی، تغییرپذیری، سختی کفی، دویدن

1. Email: D.khezri@ssrc.ac.ir
2. Email: fatemehsalari2@gmail.com, f.salari@umz.ac.ir
3. Email: mseslami@gmail.com

مقدمه

دویدن شایع‌ترین فعالیت حرکتی است و امروزه به یکی از مهم‌ترین فعالیت‌های تفریحی تبدیل شده است؛ به طوری که تنها در کشوری مانند ایالات متحده تقریباً ۳۰ میلیون نفر به منظور مسابقه و تمرین به دویدن می‌پردازند [۱]. در طول فعالیت‌های بدنی به ویژه دویدن، درمرحله اتکا[1]پا همواره تحت تأثیر بار و نیروهایی از طرف زمین قرار می‌گیرد. در این مرحله از دویدن و یا راه رفتن به دلیل قرار گرفتن اندام تحتانی در زنجیره بسته [۲] و اتصالات مفصلی، حرکت یک اندام بر حرکت اندام مجاور تأثیر می‌گذارد. در واقع اندام‌های مجاور هنگام فعالیت در زنجیره بسته، حرکت جفت شده (کوپلینگ[2]) و به نوعی هماهنگی[3]ویژه‌ای دارند [۴, ۳]. در صورت تغییر در شرایط محیطی یا نیروهای اعمالی به پاها، بدن با اتخاذ الگوهای هماهنگی مناسب و تغییر الگوی‌های قبلی، اثر این نیروها را تعدیل کرده و از آسیب‌های ناشی از دویدن جلوگیری می‌کند.

اگر چه برخی آسیب‌های ناشی از دویدن به صورت حاد اتفاق می‌افتد، اما بیشتر آسیب‌ها، ناشی از استفاده مزمن و طولانی مدت است [۵-۷]. علت شناسی آسیب‌های ناشی از پرکاری به زمینه‌های مختلفی از قبیل خستگی و ضعف عضلانی یا عدم هماهنگی حرکتی بین اندام‌ها و مفاصل اندام تحتانی بر می‌گردد [۸-۱۰]. در واقع، بسیاری از آسیب های ناشی از پرکاری با مکانیک غیرمعمول پا و سگمنت‌های آن در طی راه رفتن مرتبط است [۱۲, ۱۱, ۹]. زمان‌بندی و هماهنگی حرکات بین سگمنتی و مفصلی ابزاری کارآمد در فهم علت شناسی آسیب‌های اندام تحتانی بر اساس این مفهوم است که هرگونه ناهماهنگی در جفت شدن بین مفاصل و سگمنت‌ها و تغییر در تغییرپذیری الگوی هماهنگی باعث آسیب می‌شود [۱۳]. برخی محققین به بررسی الگوی هماهنگی و تغییرپذیری در افراد سالم و آسیب دیده پرداختند و به طور کلی نشان داده شده است بین الگوی هماهنگی غیر هم فاز و آسیب دیدگی ارتباط وجود دارد [۱۵, ۱۴, ۸]. با این وجود، این تحقیقات به بررسی هماهنگی بین اندام‌های ران-ساق[4]و عقب‌پا-ساق[5]پرداخته و در تلاش برای فهم علت شناسی آسیب‌های زانو بوده‌اند. علاوه بر این، بیشتر بررسی‌ها مربوط به مقایسه بین افراد سالم و آسیب دیده بود و تحقیقات کمی پیچیدگی حرکت بین اندام‌ها و مفاصل ناحیه پا را بر اساس استفاده از مداخلات درمانی از قبیل ارتزهای پا با درجات سختی مختلف مورد بررسی قرار داده اند. تغییرپذیری در الگوی هماهنگی نیز نقش بالقوه در بررسی علت شناسی آسیب‌های اندام تحتانی ایفا می‌کند. همیل و همکاران [۱۶, ۱۳]

1. Stance Phase
2. Coupling
3. Coordination
4. Thigh-Shank Coordination
5. Rearfoot-Shank Coordination

پیشنهاد کردند دوندگان دارای آسیب‌های اندام تحتانی کاهش تغییرپذیری الگوی هماهنگی مفاصل اندام تحتانی و در نتیجه کاهش انعطاف در سیستم و افزایش پتانسیل آسیب اسکلتی عضلانی را نشان می‌دهند. محققین دیگری این یافته‌ها را در مورد سندرم نوارخاصره درشت‌نی نیز تأیید کردند [۱۶]. از این رو شناخت و کنترل عوامل تأثیرگذار بر الگوی هماهنگی و تغییرپذیری، ممکن است از آسیب‌های مربوط به دویدن جلوگیری کند و یا عملکرد حرکتی را ارتقاء دهد. چرخش داخلی بیش از حد ساق با اوژن پاشنه در ابتدای فاز اتکای راه رفتن هماهنگ می‌شود و این هماهنگی با سندرم درد کشککی رانی، سندروم تاندونیت آشیل و شین اسپلینت در ارتباط است [۱۷]. از لحظه تماس پاشنه پا با زمین تا مرحله تماس کف پا، عقب پا اورژن انجام می‌دهد و قسمت جلوی پا برای جذب شوک ناشی از نامنظم بودن سطح منعطف می‌شود [۱۸]. مقدار زیاد اورژن قسمت جلوی پا نسبت به عقب پا سبب ایجاد الگوی غیرنرمال راه رفتن و پرونیشن مفصل ساب تالار می‌شود. علاوه بر این، بر اساس مدل لولایی، اورژن پای عقب در صفحه فرونتال با چرخش داخلی ساق طی راه رفتن جفت می‌شود [۱۲].

تکنیک‌های متفاوتی به منظور بررسی الگوی هماهنگی بین مفصلی و بین سگمنتی در پژوهش‌های پیشین مورد استفاده قرار گرفته است. یکی از این تکنیک‌ها کراس کورولیشن[1]است که با پیش‌فرض خطی بودن رابطه بین سگمنت‌ها انجام می‌شود. این تکنیک برای تعیین درجه ارتباط بین مفاصل و سگمنت‌های مجاور، زمانی‌که این رابطه خطی نیست قابل استفاده نیست [۱۹]. روش فاز نسبی پیوسته (CRP[2]) و وکتورکدینگ[3]نیز برای توصیف رابطه حرکتی مفاصل و سگمنت‌های مجاور طی کل فاز اتکا و در شرایط غیرخطی مورد استفاده قرار می‌گیرد [۲۰]. تکنیک فاز نسبی پیوسته اطلاعات کمّی[4]مناسبی در ارتباط به کوپلینگ‌های مفصلی جلو و عقب پا و میزان هم‌فاز و غیرهم‌فاز بودن مفاصل در سراسر فاز اتکای دویدن فراهم می‌کند [۱۳]. استفاده از کفش و کفی می‌تواند بر هماهنگی بین مفصلی تأثیر گذارد و باعث تغییر الگوی هماهنگی شود [۲۱-۲۳].

در بسیاری از تحقیقات بالینی، کفی تو کفشی در کفش های ورزشی به منظور جلوگیری از حرکات اضافی و اصلاح ساختار پا تجویز شده است [۲۳-۲۶]. نیگ و همکاران (۲۰۱۲) گزارش کردند سختی کفی کفش، یک عامل اثرگذار بر سینماتیک اندام تحتانی هنگام راه رفتن است [۲۷]. در پژوهش‌های مربوط به سینماتیک اندام تحتانی، اثر کفی در یک اندام را بدون توجه به اندام‌های دیگر بررسی کرده‌اند [۲۵, ۲۸]. در این تحقیقات گزارش شده است کفی باعث کاهش اورژن عقب پا [۲۹, ۲۸,

1. Cross Correlation
2. Continuous Relative Phase (CRP)
3. Vector Coding
4. Quantitative Information

۲۴]، چرخش داخلی درشت نی [۳۱, ۳۰, ۲۴] و افزایش دورسی‌فلکشن پا [۲۹] شده است. با وجود تحقیقات فراوان در مورد کفی‌های مختلف و تأثیر آن بر حرکت پا، هنوز ابهاماتی در این حوزه وجود دارد. با وجود این که پا شامل چندین مفصل و اندام است [۳۲] در اکثر مطالعات پا را به صورت یک یا دو اندامی بررسی کرده‌اند. به طور کلی محققان در مورد وجود رابطه هماهنگی بین اینورژن-اورژن عقب‌پا و چرخش داخلی-خارجی درشت‌نی به اجماع نظر رسیده و همچنین گزارش کرده‌اند که کفی باعث کاهش نسبت اورژن پاشنه به چرخش داخلی درشت‌نی شده است [۳۰, ۲۸, ۲۱-۲۴]، اما پژوهش‌هایی که رابطه بین هماهنگی و تغییرپذیری مفاصل پا را مورد بررسی قرار داده باشند اندک هستند. از سوی دیگر سختی کفی می‌تواند یک عامل تأثیرگذار بر الگوی حرکتی اندام تحتانی حین راه رفتن یا دویدن باشد. احتمالاً کفی با درجات سختی متفاوت با توجه ضریب ارتجاعی متفاوت آن‌ها حرکات زاویه‌ای اندام‌ها را تحت تأثیر قرار می‌دهند و از طریق تغییر حرکت زاویه‌ای اندام‌ها باعث تغییر در الگوهای هماهنگی و تغییرپذیری مفاصل می‌شوند. اثر مثبت کفی با سختی متفاوت بر شاخص‌های مرتبط به استئوآرتریت [۳۳]، بهبود حس عمقی کف پا حین استفاده از کفی دارای سختی متفاوت در قسمت جلو و عقب پا [۳۴] اثبات شده است؛ اما پژوهشی در ارتباط با سختی کفی و شاخص‌های هماهنگی و تغییرپذیری مفاصل پا مشاهده نشد.

کفی‌های توکفشی با درجه سختی متفاوت به صورت گسترده‌ای جهت درمان و جلوگیری از آسیب‌های ناشی از ناهنجاری‌های پا و ناکارآمدی‌های بیومکانیکی پا مورد استفاده قرار می‌گیرد [۲۶]. مطالعات متعددی در زمینه اثر کفی بر اصلاح ناهنجاری‌های پا و تعدیل فشارهای مکانیکی وارده بر پا انجام شده است. با وجود این، هنوز اثر سختی کفی بر هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی مفصلی ناحیه پا مشخص نشده است. علاوه بر آن هیچ یک از این تحقیقات پا را به صورت سه بعدی بررسی نکرده‌اند. لذا هدف پژوهش حاضر بررسی اثر سختی کفی بر مکانیک حرکت مفاصل پا (هماهنگی و تغییرپذیری بین مفصلی اینورژن-اورژن تارسومتاتارسال و جلوی‌پا-هالوکس) است.

روش پژوهش

۱۵ نفر از دانشجویان مرد رشته تربیت بدنی دانشگاه مازندران (جرم: ۷/۹۳ ± ۷۵/۱۳ کیلوگرم، قد: ۶/۳۹ ± ۱۷۴/۳۶ سانتی‌متر، سن: ۵/۱۰ ± ۲۴/۵ سال و سایز پا ۱/۴۸± ۴۳/۵۶ EU) به عنوان دانشجویان مرد ورزشکار سالم (افرادی که به طور منظم، ۳ جلسه در هفته و هر جلسه به مدت ۳۰-۴۵ دقیقه با شدت متوسط تا شدید فعالیت سازمان یافته انجام می‌دهند) به شیوه در دسترس انتخاب شدند. شروط لازم جهت ورود به آزمون شامل نداشتن سابقه جراحی، مشکلات عصبی-عضلانی، آسیب یا ضربات جدی در اندام تحتانی، نداشتن ناهنجاری‌های ساختاری و عملکردی مانند کف پای صاف و

گود و همچنین زانوی ضربدری و پرانتزی، عدم استفاده از هر گونه کفی، نداشتن دیابت و بیماری‌های مربوط به اعصاب پیرامونی بودند. آزمودنی‌ها پس از اطلاع از روند پژوهش، رضایت خود را مبنی بر شرکت در آزمایش، به صورت کتبی اعلام کردند. پرسش¬نامه سلامت جسمانی توسط آزمودنی‌ها تکمیل شد.

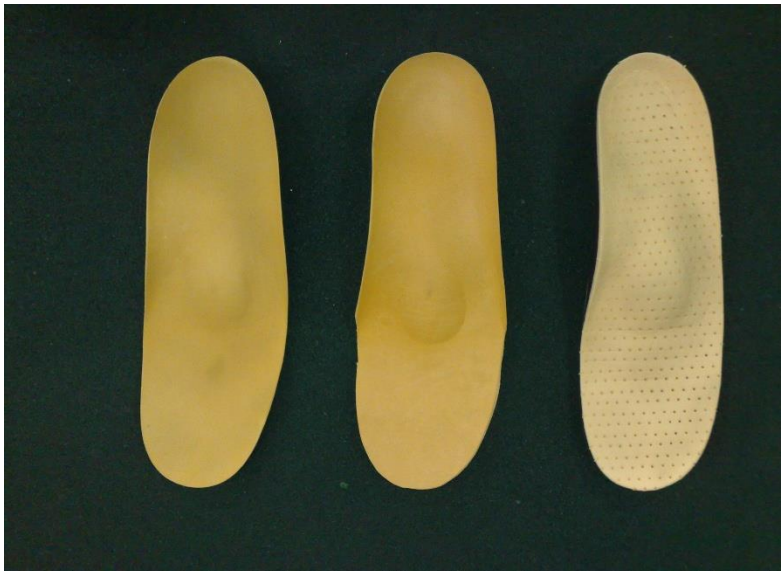
برای ثبت مؤلفه‌های سینماتیکی و سینتیکی دویدن از شش دوربین ویدئویی مدل باسلر[1](سرعت تصویربرداری ۲۰۰ فریم در ثانیه) و یک صفحه نیروسنج کیستلر[2](سرعت نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز) به ترتیب در محیط نرم‌افزار SIMI Motion استفاده شد. ۱۷ نشانگرغیرفعال بر اساس مدل سینماتیک اندام تحتانی آکسفورد [۳۵] استفاده شد. از این تعداد، ۴ نشانگر روی کندیل خارجی زانو، کندیل داخلی زانو، قوزک خارجی و قوزک داخلی، آناتومیک بود و بقیه نشانگر ردیابی بودند که شامل یک کلاستر که روی اندام ساق قرارگرفتند (۴ نشانگر) و بقیه روی برجستگی‌های پاشنه، برجستگی نگهدارنده قاپی، برجستگی خارجی پاشنه، انتهای استخوان پنجم کف‌پایی، سر استخوان پنجم کف‌پایی، انتهای استخوان اول کف‌پایی، سر استخوان اول کف‌پایی، بین انتهای استخوان‌های دوم و سوم کف‌پایی و استخوان شست نصب شد (تصویر ۱).

1. Basler
2. Kistler

تصویر۱- مارکرست مورد استفاده در پژوهش بر اساس مدل آکسفورد

در ابتدای کار، آزمودنی‌ها با نحوه اجرا و هدف از این پژوهش آشنا شدند. پروتکل‌های مورد پژوهش شامل دویدن با صندل بدون کفی، صندل دارای کفی نرم، صندل دارای کفی سخت و صندل دارای کفی نیمه سخت به صورت تصادفی بود. به منظور اجرای پژوهش، آزمودنی‌ها در باند دویدن قرارگرفتند و پس از گرم کردن اولیه، اقدام به دویدن در سرعت از پیش تعیین شده ۳±۰/۲ متر بر ثانیه نمودند. میانگین شش کوشش موفق آزمودنی‌ها به عنوان اطلاعات ورودی یک آزمودنی در نظر گرفته شد. کفی‌های مورد استفاده در پژوهش حاضر با شکل یکسان و در سه سختی، نرم، نیمه سخت و سخت، تهیه شد. کفی‌ها توسط شرکت توان کلینیک ساخته شد. جنس سه نوع کفی شامل ۴ لایه

بود که لایه دوم، سوم و چهارم از پلی پروپلین، پلی فوم استخوانی و پلی فوم سخت بود و تفاوت در لایه اول شامل فوم نرم، نیمه سخت و سخت بود (تصویر ۲).



تصویر ۲- کفی‌های مورد استفاده در پژوهش (کفی نرم، نیمه سخت و سخت به ترتیب از راست به چپ)

با استفاده از روش سیستم مختصات مفصلی (گرود و سانتای) زاویای مفاصل (زوایای نسبی) در هر یک از صفحات سه بعدی حرکت محاسبه شد. همچنین با استفاده از سیستم زوایای کاردان- اولر زاویای اندام‌ها (زوایای مطلق) نیز محاسبه شد [۳۶]. هماهنگی و تغییرپذیری در الگوی هماهنگی با استفاده از روش فاز نسبی پیوسته تعیین شد [۱۳]. برای محاسبه فاز نسبی پیوسته جابه‌جایی و سرعت زوایه‌ای محاسبه و به ۱± نرمالیز شد. با رسم سرعت زاویه ای در تابع جابه‌جایی، منحنی زاویه فازی مفصل به دست آمد. با رسم زاویه فازی و محاسبهٔ شیب هر نقطهٔ منحنی سرعت زاویه‌ای- جابه‌جایی زاویه‌ای مقدار زاویه فازی به دست آمد. فاز نسبی پیوسته با تفریق زاویه فازی اندام پروگسیمال از زاویه فازی اندام دیستال محاسبه شد (رابطه ۱).

$$\theta\, relative\, phase = \emptyset\, distal\, joint - \emptyset\, proximal\, joint \quad \text{رابطه_1}$$

تغییرپذیری از انحراف استاندارد نقطه‌ای فاز نسبی پیوسته نسبت به میانگین به‌دست آمد (رابطه ۲)

.

$$SD = \sqrt{\frac{(x - \bar{x})^2}{n-1}} \quad \text{رابطه_2}$$

که در آن SD تغییرپذیری الگوی هماهنگی، x فاز نسبی پیوسته، $\bar{x}$میانگین فازنسبی پیوسته و n تعداد داده‌های فاز نسبی پیوسته است. برای آنالیز آماری تمامی داده‌ها هماهنگی به ۱۰۰ درصد در مرحله اتکا نرملایز شد و مرحله اتکا به چهار فاز ۰٪ تا ۲۵٪، ۲۶٪ تا۵۰٪، ۵۱٪ تا ۷۵٪، ۷۶٪ تا۱۰۰٪ تقسیم شد. میانگین فاز نسبی پیوسته (CRP) و تغییرپذیری (VCRP)[1]در هر کدام از فازها به عنوان شاخص هماهنگی و تغییرپذیری در آن فاز تعریف شد [۸]. به‌منظور محاسبه متغیرهای مورد پژوهش از نرم افزار MATLAB، نسخه ۲۰۱۸ استفاده شد. داده‌های سینماتیکی با استفاده از روش باترورث مرتبه دوم، در فرکانس برشی ۱۶ بر اساس تکنیک تحلیل باقی‌مانده فیلتر شدند.

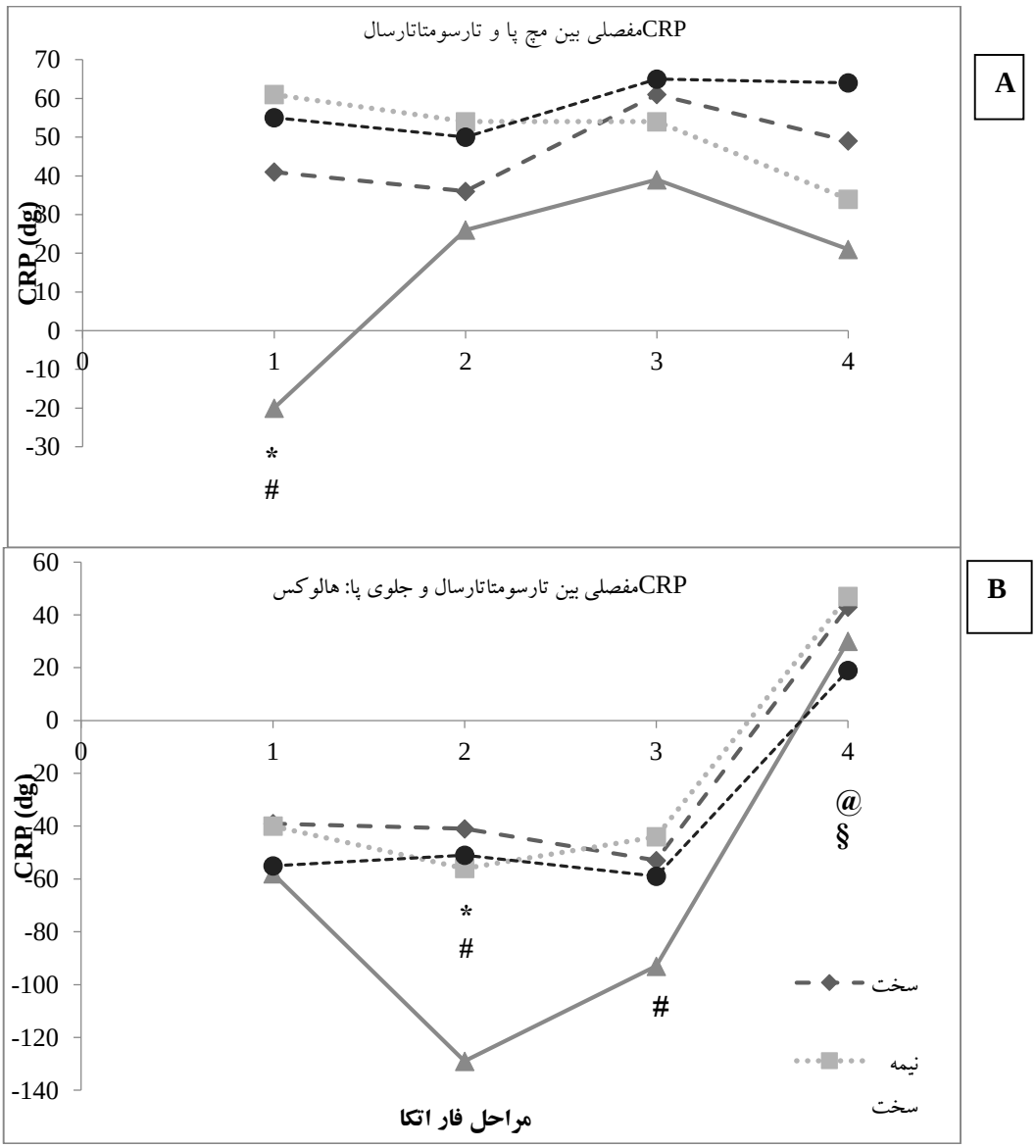
پس از بررسی نرمال بودن داده‌ها با استفاده از آزمون کلموگروف اسمیرنوف[2]به منظور تجزیه و تحلیل داده‌های مرتبط با تغییرپذیری و هماهنگی آزمودنی‌ها از روش تحلیل واریانس با داده‌های تکراری یک سویه در سطح آلفای ۰/۰۵ و برای مقایسهٔ دو به دوی شرایط، از آزمون تعقیبیLSD استفاده شد. از نسخه۲۲ نرم افزار SPSS برای انجام آزمون‌های آماری استفاده شد.

یافته‌ها

نتایج مربوط به مقایسه الگوی هماهنگی طی ۴ زیرفاز اتکای دویدن در شکل ۱ نشان داده شده است. در فاز ۰٪ تا ۲۵٪ مرحله اتکا در الگوی هماهنگی بین مفصلی اینورژن: اورژن مچ پا و تارسومتاتارسال (شکل۱-A) بین شرایط دویدن بدون کفی با هر سه شرایط کفی سخت و نیمه سخت تفاوت معناداری وجود داشت (p<۰/۰۰۱). در این فاز بین درجات متفاوت سختی کفی اختلاف معناداری مشاهده نشد (p≥۰/۰۵). طی فازهای ۲۶٪ تا ۵۰٪ و ۵۱٪ تا ۷۵٪ مرحله اتکا دویدن نیز بین درجات متفاوت سختی کفی با هم و در مقایسه با حالت پابرهنه اختلاف معنادار آماری مشاهده نشد (p≥۰/۰۵). اما طی زیرفاز ۷۶٪ تا ۱۰۰٪ مرحله اتکا بین شرایط دویدن بدون کفی و کفی نرم تفاوت معناداری وجود داشت (P=۰/۰۱).

الگوی هماهنگی بین مفصلی اینورژن:اورژن تارسومتاتارسال و جلوی‌پا:هالوکس (شکل۱-B) طی فاز ۲۶٪ تا ۵۰٪ مرحله اتکا در بین شرایط دویدن بدون کفی و کفی سخت (P≤۰/۰۰۱)، بدون کفی با کفی نیمه‌سخت (P≤۰/۰۰۱) و کفی نرم (P≤۰/۰۰۱)، تفاوت معنادار آماری مشاهده شد. طی فاز ۵۱٪ تا ۷۵٪ نیز بین شرایط دویدن بدون کفی و کفی نیمه‌سخت تفاوت معناداری وجود داشت (P=۰/۰۲). همچنین بین شرایط دویدن با کفی سخت و کفی نرم (P=۰/۰۳) و کفی نرم با کفی نیمه سخت (P=۰/۰۲) طی مرحله ۷۶٪ تا ۱۰۰٪ تفاوت معنادارمشاهده شد.

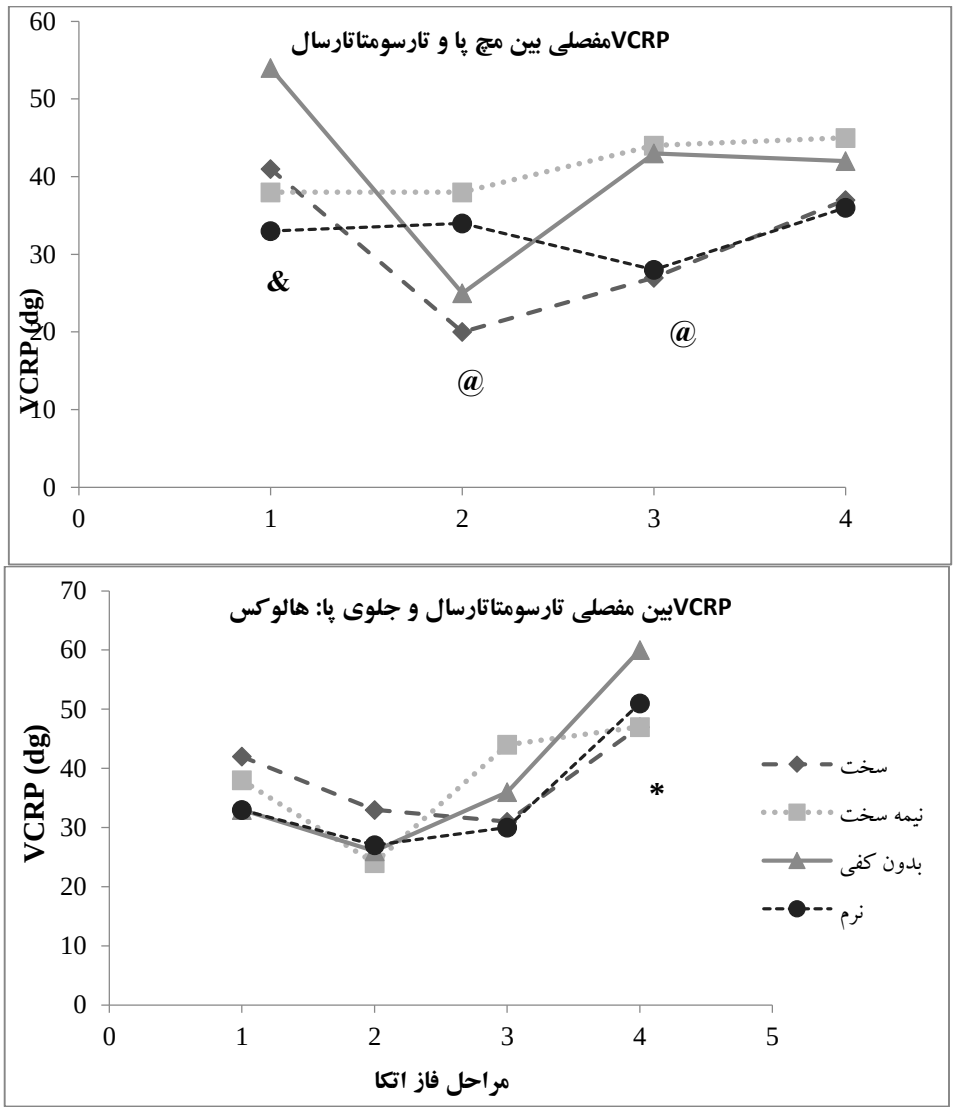
1. Variability of Continuous Relative Phase (VCRP)
2. Kolmogorov-Smirnov Test



شکل ۱- فاز نسبی پیوسته حرکت مفصلی اینورژن: اورژن مچ پا و تارسومتاتارسال (A) و اینورژن: اورژن تارسومتاتارسال و جلوی‌پا: هالوکس (B) طی فازهای چهارگانه اتکای دویدن

در بررسی تغییرپذیری الگوی هماهنگی طی فاز ۰٪ تا ۲۵٪ مرحله اتکا در VCRP بین مفصلی اینورژن: اورژن مچ پا و تارسومتاتارسال (شکل۲-A) بین شرایط دویدن بدون کفی در مقایسه با کفی سخت و نیمه‌سخت تفاوت معنادار مشاهده نشد. اما بین شرایط دویدن بدون کفی و کفی نرم تفاوت معناداری آماری مشاهده شد (p=۰/۰۳). در فاز ۲۶٪ تا ۵۰٪ مرحله اتکا نیز بین شرایط دویدن با کفی سخت با دو کفی نیمه سخت (p<۰/۰۰۱) و کفی نرم (p=۰/۰۳) تفاوت معنادار مشاهده شد. همچنین، طی فاز سوم (٪۵۱ تا ۷۵٪) بین شرایط دویدن با کفی سخت و کفی نیمه سخت تفاوت معنادار وجود داشت (p=۰/۰۴). در فاز نهایی مرحله اتکا نیز تفاوت معناداری بین تغییرپذیری الگوی هماهنگی بین مفصلی مشاهده نشد (p≥۰/۰۵).

در مقایسهٔ VCRP بین مفصلی اینورژن-اورژن تارسومتاتارسال و جلوی‌پا-هالوکس (شکل۲-B) بین شرایط دویدن بدون کفی و کفی سخت، نیمه‌سخت و نرم در سه زیرمرحله ابتدایی فاز اتکای دویدن تفاوت معنادار آماری مشاهده نشد (۰/۹۲، ۰/۵۱، ۰/۳۷). اما طی مرحله ۷۶٪ تا ۱۰۰٪ بین شرایط دویدن بدون کفی و کفی سخت (P=۰/۰۴)، بدون کفی و کفی نیمه‌سخت (P=۰/۰۱) تفاوت معنادار آماری مشاهده شد.



شکل ۲- تغییرپذیری فاز نسبی پیوسته حرکت مفصلی اینورژن- اورژن مچ پا و تارسومتاتارسال (A) و اینورژن-اورژن تارسومتاتارسال و اینورژن- اورژن جلوی‌پا هالوکس (B) طی فازهای چهارگانه اتکای دویدن

*** تفاوت معنادار بین شرایط بدون کفی و کفی سخت؛**

 # تفاوت معنادار بین شرایط بدون کفی و کفی نیمه سخت؛

& تفاوت معنادار بین شرایط بدون کفی و کفی نرم

@ تفاوت معنادار بین کفی نرم وسخت؛

§تفاوت معنادار بین کفی نرم و نیمه سخت

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر کفی با درجات سختی متفاوت بر الگوهای هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل مچ پا- تارسومتاتارسال و جلوی پا- هالوکس طی زیرفازهای مختلف مرحله اتکا دویدن بود.

هماهنگی بین مفصلی

بررسی الگوی هماهنگی بین مفصلی تارسومتاتارسال و مچ پا نشان داد در کل مرحله اتکا الگوی حرکتی تقریباً هم فازی دارد به‌طوری که دامنهCRP بین ۲۰- و ۳۹ قرار دارد (در پیشنه پژوهش در صورتی که الگو حول محور افقی باشد هم فاز و هرچه از این محور دور شود غیر هم فاز نامیده نمی‌شود. برای نمونه مقدار CRP برابر با ۱۸۰ غیر هم فاز است). همچنین کفی باعث تغییر الگوی حرکت در ۲۵ درصد اول مرحله اتکا شده است، اما درجات سختی کفی نتوانسته تغییر معناداری در الگوی جفت شدن بین دو مفصل ایجاد کنند. افزایش ۹۵٪، ۱۷۹٪ و ۲۲۰٪ در مقدار CRP به ترتیب در دویدن با کفی‌های سخت، نرم و نیمه سخت نسبت به دویدن با صندل بدون کفی نشان از اثر کفی بر الگوی هماهنگی است. به طوری که کفی در این بازه زمانی با کنترل حرکت مفصل تارسومتاتارسال باعث حرکت بیشتر مچ پا شده است، در حالی که در شرایط بدون کفی عمده حرکت جفتی بین دو اندام ناشی از زاویه فازی مفصل تارسومتاتارسال بود. در ۵۰ درصد میانی فاز اتکا با وجود این‌که بین میانگین‌ها در هر کدام از شرایط تفاوت وجود دارد؛ اما هیچ کدام از این اختلاف‌ها از نظر آماری معنادار نبود. احتمالاً دلیل معنادار نشدن این اختلاف‌ها مربوط به این مورد باشد که بین آزمودنی‌ها در الگوی جفت شدن حرکت بین مفصل مچ پا و تارسومتاتارسال تفاوت‌های زیادی وجود دارد و این الگوها بیشتر از نوع پوشش پا وابسته به آزمودنی هستند. محققان گزارش کردند کفی باعث کاهش جفت شدن حرکت عقب‌پا-جلوی‌پا در ۲۰ تا۵۰ درصد اول فاز اتکا می‌شود؛ در حالی که در ۲۰ درصد اول اثری بر جفت شدن حرکت ندارد [۲۱]. نکته مورد توجه در مقایسه نتایج حاضر با تحقیق اسلامی و همکاران (۲۰۱۳) اینست که در این پژوهش هماهنگی بین اندامی عقب پا و جلوی پا با روش وکتورکدینگ بررسی شده، در حالی که در تحقیق حاضر هماهنگی بین مفصلی در مفاصل مچپا و تارسومتاتارسال به عنوان عقب‌پا-جلوی‌پا با استفاده از روش فاز نسبی پیوسته محاسبه شده است. غیر از بین اندامی و بین مفصلی بودن، روش محاسبه نیز می‌تواند بر مقدار هماهنگی اثر گذار باشد [۱۶]. بررسی مربوط به الگوی هماهنگی بین مفاصل تارسومتاتارسال و جلوی پا-هالوکس نشان داد بیشترین تأثیر بر الگوی هماهنگی ناشی از کفی در ۵۰ درصد میانی فاز اتکا است، به طوری که در ۲۵ درصد دوم مرحله اتکا کفی‌های نرم، سخت و نیمه سخت به ترتیب باعث ۶۷٪، ۶۲٪ و ۶۰٪ هم فازتر شدن حرکت جفتی میان دو مفصل شده است، دلیل این کاهش در مقدار CRP کنترل حرکت جلوی پا-

هالکوس است. در ۲۵ درصد انتهایی کفی سخت و نیمه سخت نسبت به کفی نرم باعث شده است که حرکت فازی مفصل تارسومتاتارسال بیشتر از حرکت فازی جلوی پا: هالکوس باشد. احتمالاً کفی نرم به دلیل خاصیت ارتجاعی کم خود نتوانسته است حرکت جلوی پا-هالوکس را در مرحله‌ای که فقط جلوی پا با زمین در ارتباط است و پاشنه از زمین بلند شده است، نسبت به کفی نیمه سخت کنترل کند و به این دلیل CRP در شرایط با کفی نیمه سخت و سخت بیشتر از دویدن با کفی نرم است. همچنین، به دلیل عدم مشاهده پژوهش‌های مرتبط با بررسی الگوی هماهنگی بین مفصلی تارسومتاتارسال و جلوی‌پا-هالوکس امکان مقایسه نتایج با پژوش‌های مشابه جود ندارد.

تغییرپذیری الگوی هماهنگی

شکل۲ تغییرات VCRP را در شرایط پوشش متفاوت پا و فازهای چهارگانه اتکا نشان می‌دهد. در حالت کلی کفی باعث کاهش تغییرپذیری و افزایش پایداری در الگوهای حرکتی شده است. حرکات جفتی در این مفاصل ناشی از حرکات اندام های تشکیل دهنده شامل ساق، پاشنه و جلوی پا است. با توجه به این که حرکت اینورژن-اورژن در صفحه فرونتال انجام می‌شود عمده حرکت مفصل ابتدایی ناشی از حرکت عقب پا است. در ۲۵ درصد ابتدایی فاز اتکا کفی نرم با جذب شوک تدریجی ناشی از برخورد پاشنه با زمین باعث ایجاد پایداری بیشتری در حرکت پاشنه شده است، این پایداری در قالب کاهش ۳۳ درصدی در VCRP نشان داده شده است. در ۲۵ درصد دوم فاز اتکا با تماس کامل پا با زمین و ایجاد زنجیره حرکتی بسته، تغییر پذیری در الگوهای هماهنگی به مقدار زیادی کاهش پیدا کرد و مقدار آن به ۲۵ درجه رسید که نشان می‌دهد هر چه دامنه حرکتی پا محدودتر باشد پایداری در الگوهای حرکتی بیشتر است. در ۲۵ درصد سوم حرکت با بلند شدن پاشنه و کاهش بسته بودن زنجیره حرکت و آزادی بیشتر اندام‌های پا برای حرکت، تغییرپذیری افزایش یافت و به ۴۳ درجه رسید. در این بازه به نظر می‌رسد کفی نیمه سخت کمترین اثر بر تغییرپذیری گذاشته است و کفی سخت و نرم هر دو باعث کاهش VCRP شده‌اند. هر چند این کاهش از لحاظ آماری معنادار نیست. اما کفی سخت به میزان ۳۱ درصد باعث کاهش تغییرپذیری نسبت به کفی نیمه سخت شده است. دلیل آن می‌تواند خاصیت ارتجاعی پایین کفی سخت نسبت به نیمه سخت باشد که می تواند باعث کنترل حرکت بیشتر پا شود. ۲۵ درصد انتهای فاز اتکا با کاهش بیشتر از بسته بودن حرکت تغییرپذیری افزایش یافت و به ۴۲ درجه رسید. در این بازه کفی و درجات سختی آن تأثیر قابل توجهی بر تغییرپذیری الگوهای هماهنگی ندارد. احتمالاً به دلیل این که همهٔ اندام‌های تشکیل‌دهندهٔ مفاصل تقریباً در حالت زنجیره باز قرار دارند و حرکت اندام‌ها با آزادی بیشتری انجام می‌شود، کفی و درجات سختی آن تأثیری بر تغییرپذیری الگوهای هماهنگی آن نداشته‌اند.

تغییرپذیری الگوهای هماهنگی بین مفاصل تارسومتاتارسال و جلوی پا-هالوکس در ۷۵ درصد اول مرحله اتکا تغییرات اندکی دارد و مقدار آن در فازهای ۱ تا ۳ به ترتیب ۳۲، ۲۸ و ۳۵ است؛ اما در ۲۵ درصد انتهای مرحله اتکا تغییرپذیری افزایش یافته است. در این مرحله، با وجود این‌که اندام هالوکس در زنجیره حرکتی بسته قرار دارد، اما حرکت این اندام بر اثر انقباضات عضلانی بیشتر شده و پای عقب نیز با بلند شدن از زمین آزادی بیشتری برای حرکت دارد، پس تغییرپذیری در این بازه بیشتر می‌شود.

در ادبیات پژوهشی، در ارتباط با افزایش یا کاهش تغییرپذیری اظهار نظرات متفاوتی شده است. به طوری که بوناکی و همکاران (۲۰۲۰) بیان کردند افزایش تغییرپذیری می‌تواند سبب کاهش اثرات جانبی سندرم درد کشککی رانی شود [۳۷] و هرب و همکاران (۲۰۲۰) نشان دادند تغییرپذیری بالا در اثر ناپایداری مچ پا می‌تواند نشان دهنده استراتژی ضعیف‌تر حسی حرکتی باشد [۳۸]. با این وجود تا به حال هیچ تحقیقی به صراحت نتوانسته اعلام کند که کاهش تغییرپذیری با افزایش آسیب همراه است و یا برعکس، افزایش تغییرپذیری با کاهش آسیب همراه است. اما به نظر می‌رسد در شرایطی که نیاز به الگوی حرکت پایدار باشد با تغییرپذیری کم می‌توان به این امر دست یافت. در پژوهش حاضر به طور کلی می‌توان ادعا کرد کفی و درجات سختی آن باعث کاهش تغییرپذیری و افزایش پایداری در الگوهای هماهنگی شده است.

نتیجه‌گیری کلی

مکانیک حرکت اندام‌های تحتانی متأثر از شرایط محیطی است. الگوهای هماهنگی به عنوان شاخصی از مکانیک حرکت در این پژوهش برای بررسی مکانیک حرکت اندام‌ها نسبت به هم انتخاب شد. درجات متفاوت سختی کفی می‌تواند از طریق تغییر در الگوی هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل پا، مکانیک اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار دهد. بنابراین توجه به درجه سختی کفی هنگام استفاده از وسایل ارتوتیکی اهمیت دارد.

منابع

1. Bischof, J.E., et al., Three-dimensional ankle kinematics and kinetics during running in women. Gait & posture. 2010; 31(4): 502-505.
2. Oatis, C.A., Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement. Pennsylvania. Lippincott Williams & Wilkins; 2009
3. Hein, T., et al., Using the variability of continuous relative phase as a measure to discriminate between healthy and injured runners. Human movement science. 2012; 31(3): 683-694.

4. Ferber, R. and M.B. Pohl, Changes in joint coupling and variability during walking following tibialis posterior muscle fatigue. Journal of foot and ankle research. 2011; 4(1): 6.
5. Ferber, R., A. Hreljac, and K.D. Kendall, Suspected mechanisms in the cause of overuse running injuries: a clinical review. Sports Health. 2009; 1(3): 242-246.
6. Stanish, W.D., Overuse injuries in athletes: a perspective. Med Sci Sports Exerc. 1984; 16(1): 1-7.
7. Taunton, J.E., et al., A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. British journal of sports medicine. 2002; 36(2): 95-101.
8. Dierks, T.A. and I. Davis, Discrete and continuous joint coupling relationships in uninjured recreational runners. Clinical Biomechanics, 2007; 22(5): p. 581-591.
9. Levinger, P. and W. Gilleard, Tibia and rearfoot motion and ground reaction forces in subjects with patellofemoral pain syndrome during walking. Gait & posture. 2007; 25(1): 2-8.
10. Kendall, K., R. Ferber, and M. Louro, Proximal and distal clinical measures related to patellofemoral pain syndrome in runners. J Ath Training. 2007; 42(2): S114.
11. Messier, S.P. and K.A. Pittala, Etiologic factors associated with selected running injuries. Medicine and Science in Sports and Exercise. 1988; 20(5): 501-505.
12. Pohl, M.B., et al., Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners. Journal of biomechanics. 2008; 41(6): 1160-1165.
13. Hamill, J., et al., A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. Clinical biomechanics. 1999; 14(5): 297-308.
14. DeLeo, A.T., et al., Lower extremity joint coupling during running: a current update. Clinical Biomechanics. 2004; 19(10): 983-991.
15. Stergiou, N., et al., Intralimb coordination following obstacle clearance during running: the effect of obstacle height. Gait & Posture. 2001; 13(3): 210-220.
16. Miller, R.H., et al., Continuous relative phase variability during an exhaustive run in runners with a history of iliotibial band syndrome. Journal of Applied Biomechanics. 2008; 24(3): 262-270.
17. Clement, D., et al., A survey of overuse running injuries. The Physician and Sportsmedicine. 1981; 9(5): 47-58.
18. Nordin, M. and V.H. Frankel, Basic biomechanics of the musculoskeletal system. New York. Lippincott Williams & Wilkins: 2001.
19. Sidaway, B., G. Heise, and B. Schoenfelder-Zohdi, QUANTIFYING THE VARIABILITY OF. Journal of Human Movement Studies. 1995; 29: 181-197.
20. Lamb, P.F. and M. Stöckl, On the use of continuous relative phase: Review of current approaches and outline for a new standard. Clinical Biomechanics. 2014; 29(5): 484-493.
21. Eslami, M. and R. Ferber, Can orthoses and navicular drop affect foot motion patterns during running? Journal of Science and Medicine in Sport. 2013; 16(4): 377-381.
22. Eslami, M., et al., Forefoot–rearfoot coupling patterns and tibial internal rotation during stance phase of barefoot versus shod running. Clinical Biomechanics. 2007; 22(1): 74-80.
23. Ferber, R., I.M. Davis, and D.S. Williams III, Effect of foot orthotics on rearfoot and tibia joint coupling patterns and variability. Journal of biomechanics. 2005; 38(3): 477-483.

24. MacLean, C., I.M. Davis, and J. Hamill, Influence of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics in healthy runners. Clinical biomechanics. 2006; 21(6): 623-630.
25. Nester, C., M. Van Der Linden, and P. Bowker, Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. Gait & posture. 2003;17(2): 180-187.
26. Jafarnezhadgero, A., et al., 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. 2020; 70: 102593.
27. Nigg, B.M., et al., Shoe midsole hardness, sex and age effects on lower extremity kinematics during running. Journal of biomechanics. 2012; 45(9): 1692-1697.
28. Eslami, M., et al., Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. Journal of Science and Medicine in Sport. 2009;12(6): 679-684.
29. Chevalier, T.L. and N. Chockalingam, Effects of foot orthoses: how important is the practitioner? Gait & posture. 2012; 35(3): 383-388.
30. Stacoff, A., et al., Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. Clinical Biomechanics. 2000; 15(1): 54-64.
31. Nawoczenski, D.A., T.M. Cook, and C.L. Saltzman, The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1995; 21(6): 317-327.
32. Joseph, H. and M. Katleen, Biomechanical basis of human movement. Massachusett. US: Lippincott Williams &Wikins, 2009.
33. Calvin, T., M.B. Ryan, and M.A. Hunt, Influence of foot posture on immediate biomechanical responses during walking to variable-stiffness supported lateral wedge insole designs. Gait & Posture. 2020; 81: 21-26.
34. Sterzing, T., et al., Influence of rearfoot and forefoot midsole hardness on biomechanical and perception variables during heel-toe running. Footwear Science. 2013; 5(2): 71-79.
35. Carson, M., et al., Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. Journal of biomechanics. 2001; 34(10): p. 1299-1307.
36. Winter, D.A., Biomechanics and motor control of human movement. Waterloo. John Wiley & Sons: 2009
37. Bonacci, J., et al., Effect of gait retraining on segment coordination and joint variability in individuals with patellofemoral pain. Clinical Biomechanics. 2020; 80: 105179.
38. Herb, C., et al., Chronic ankle instability patients exhibit higher variability in lower extremity joint-coupling variability during drop vertical jumps. Journal of Biomechanics. 2020; 99: 109479.

ارجاع‌دهی

خضری داود، سالاری اسکر فاطمه، اسلامی منصور. ارزیابی هماهنگی و تغییرپذیری بین مفصلی ناحیه پا در پی استفاده از ارتزهای پا با درجات سختی متفاوت طی فاز اتکای دویدن. مطالعات طب ورزشی. پاییز و زمستان ۱۳۹۸؛ ۱۱(۲۶): ۱۰۸-۹۱. شناسهٔ دیجیتال: 10.22089/smj.2021.9647.1450

Khezri D, Salari Eskeler F, Eslami M. Quantifying Foot Inter-Joint Coordination and Variability After Wearing Insoles with Different Stiffness During the Stance Phase of Running. Sport Medicine Studies. Fall & Winter 2020; 11 (26): 91-108. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.9647.1450

Quantifying Foot Inter-Joint Coordination and Variability After Wearing Insoles with Different Stiffness During the Stance Phase of Running

D. Khezri[1], F. Salari Eskeler[2], M. Eslami[3]

1. Assistant Professor in Sport Biomechanics, Department of Sport Biomechanics and Technology, Sport Science Research Institute, Tehran, Iran. (Corresponding Author)
2. Assistant Professor in Sport Biomechanics, Department of Biomechanics and Motor Behavior, Faculty of Sports Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Mazandaran, Iran.
3. Associate Professor in Sport Biomechanics, Department of Motor Behavior and Biomechanics, Faculty of Sports Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Mazandaran, Iran.

Received Date: 2020/11/02 Accepted Date: 2021/01/10

Abstract

Although foot orthotics with different stiffness is widely used for the treatment of lower extremity abnormalities and injuries, but their effect on foot coordination and variability is unclear. The purpose of present study was to investigate the effect of different stiffness of shoe orthosis on foot inter-joint coordination pattern and variability during the stance phase of running. Fifteen healthy active men volunteered to participate in this study. Coordination pattern and variability were calculated from kinematics raw data using a Continuous Relative Phase method while running with different stiffness insoles inserted in a sandal. A repeated measure of ANOVA test was performed to test the hypothesis ($P<0.05$). a part of the results showed that running with hard, soft, and semi-hard increased about %95, %179, and %220 of continue relative phase inversion: eversion of the ankle and tarsometatarsal joint in first 25% of stance phase compared to no insole condition ($P<0.001$). Generally, the findings show that insole stiffness may affect lower extremity mechanics by changing foot inter-joint coordination and variability. Thus, insole stiffness should be considered when specialists use the orthotic devices for treatment.

Keywords: Coordination, Variability, Shoe Insoles Stiffness, Running

1. Email: D.khezri@ssrc.ac.ir
2. Email: fatemehsalari2@gmail.com, f.salari@umz.ac.ir
3. Email: mseslami@gmail.com