

اثر کفی با درجات متفاوت سختی بر الگوهای هماهنگی و تغییرپذیری ساق و پاشنه در مرحله اتکای دویدن

داود خضری^۱، منصور اسلامی^۲، محمد ربیعی^۳، امین گندمکار^۴

چکیده

مقدمه و هدف: کفی به عنوان بهینه ساز مکانیک حرکت بر هماهنگی و تغییرپذیری مفاصل هنوز بطور روشن تشخیص داده نشده است. هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر درجات متفاوت سختی کفی بر الگوهای هماهنگی ساق و پاشنه و میزان تغییرپذیری آنها در فاز اتکای دویدن بود. روش‌شناسی: پانزده داوطلب مرد فعال سالم (میانگین جرم $75/13 \pm 7/93$ کیلوگرم، قد $174/36 \pm 6/39$ سانتی‌متر، سن $24/5 \pm 5/10$ سال) در تحقیق شرکت کردند. آنها با کفی‌های متفاوت، قرار داده شده در صندل، در الگو و سرعت کنترل شده دویند. الگوهای هماهنگی و تغییرپذیری آن در مفاصل اندام تحتانی با استفاده از روش فاز نسبی پیوسته (CRP) از داده‌های خام سینماتیک و سینتیک محاسبه شد. آزمون آنالیز واریانس با داده‌های تکراری جهت آزمون آماری فرضیات اجرا شد ($P < 0.05$).

یافته‌ها: دویدن با کفی سخت ($p = 0.02, 0.01$)، نیمه‌سخت ($p < 0.01$) و نرم ($p = 0.01, p = 0.01$) در مقایسه با دویدن بدون کفی در ۲۵٪ اول و دوم مرحله اتکا بترتیب باعث کاهش ($33\%/33\%$)، ($36\%/33\%$) و ($39\%/81\%$) در فاز نسبی پیوسته شد. دویدن با کفی سخت ($p = 0.04$) و نرم ($p < 0.01$) در مقایسه با شرایط دویدن بدون کفی بترتیب باعث ۲۸٪ و ۴۴٪ کاهش در زیر فاز اول تغییرپذیری شدند.

نتیجه‌گیری: بطور کلی کفی با سختی مختلف در مقایسه با شرایط بدون کفی، الگوی هماهنگی و تغییرپذیری ساق و پاشنه را در ۵۰ درصد اول فاز اتکا کاهش داد.

واژگان کلیدی: فاز نسبی پیوسته، تغییرپذیری، دویدن، سختی و کفی

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی دانشگاه مازندران

۲. دانشیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه مازندران

۳. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی دانشگاه مازندران

۴. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی دانشگاه مازندران

مقدمه:

تحقیقات مربوط به دویدن نشان می‌دهد که ۲۴-۶۷ درصد دوندگان تفریحی^۱ از آسیب‌های مرتبط با دویدن رنج می‌برند که اغلب این آسیب‌ها مانع از ادامه تمرینات در دوره‌هایی از برنامه آن‌ها نیز می‌شود (۱، ۲). استرس فرکچر، استئوآرتریت، سندرم نوار خاصه‌ای- رانی، سندرم درد کشکی- رانی و اسپرین مزمن مچ پا از آسیب‌های رایج در دویدن می‌باشند. این آسیب‌ها هنگام تماس پا با زمین، در مرحله ضربه پاشنه^۲ اتفاق می‌افتند که دلیل آن اعمال نیروی ضربه‌ای آنی به پاشنه و استفاده مفرط^۳ است (۳، ۴). بدن با استفاده از الگوی هماهنگی مناسب در مفاصل و اندام‌ها، اثر این نیروهای اعمال شده را تعدیل می‌نماید (۵).

هنگام فعالیت‌های حرکتی، به دلیل اتصالات مفصلی، حرکت یک اندام بر حرکت اندام مجاور تأثیر می‌گذارد. در واقع اندام‌های مجاور هنگام فعالیت‌های خاص، حرکت کوپلینگ^۴ و به نوعی هماهنگی^۵ ویژه‌ای دارند (۶، ۷). از سوی دیگر، ممکن است حرکت غیرطبیعی و بیش از حد یک اندام یا مفصل، باعث بی‌نظمی در حرکت اندام و مفاصل مجاور شده و موجب ناهماهنگی بین مفصلی شود (۶، ۷). در ادبیات تحقیق، این ناهماهنگی‌های مفصلی، به ویژه تغییرپذیری در هماهنگی مفصلی^۶ به عنوان شاخص‌های بالقوه در بروز آسیب‌های حرکتی شناخته شده‌اند (۸-۱۲). هین و همکاران^۷ از تغییرپذیری الگوهای هماهنگی برای بررسی آسیب‌های مربوط به استفاده بیش از حد^۸، استفاده کرده و گزارش کردند که آسیب‌های مربوط به استفاده بیش از حد مانند سندروم نوار خاصه‌ای-درشت نئی^۹ با افزایش در تغییرپذیری الگوهای هماهنگی همراه است (۶). 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.

در بسیاری از تحقیقات بالینی، کفی و کفش به منظور جلوگیری از آسیب تجویز شده است (۱۳-۱۵). استفاده از کفش و کفی می‌تواند بر هماهنگی بین مفصلی تأثیر گذاشته و باعث تغییر الگوی هماهنگی شود (۵، ۱۳، ۱۶). اسلامی و فربر^{۱۰} گزارش کردند کفی نیمه سخت در مقایسه با پای برهنه کوپلینگ بین جلوی پا و عقب پا را کاهش می‌دهد و نشان دادند این تغییر به دلیل کاهش حرکت جلوی پا نسبت به عقب پا بوده است (۱۶). در این پژوهش‌ها شکل کفی کفش به عنوان عامل مؤثر بر الگوی حرکتی مد نظر بوده است و سختی معمولاً به عنوان یک متغیر کنترل در نظر گرفته شده است (۱۳-۱۶). از سوی دیگر مطالعات، به سختی کفی کفش به عنوان یک عامل اثرگذار بر سینماتیک اندام تحتانی (موقعیت فضایی هر یک از اندام‌های ران، ساق و پا) هنگام راه رفتن اشاره داشته است (۱۷). در تحقیقات مربوط به سینماتیک اندام تحتانی، اثر کفی در یک اندام را بدون توجه به اندام‌های دیگر بررسی کرده‌اند (۱۴، ۱۸). در این تحقیقات گزارش شده است که کفی باعث کاهش اورژن عقب پا (۱۵-۱۹)، چرخش داخلی درشت نی (۱۵) و افزایش دورسی‌فلکشن پا (۱۳، ۱۹) شده است. نسترو و همکاران^{۱۱} در

1. Recreational runners
2. Heel Strike
3. Overuse
4. Coupling
5. Coordination
6. Variability in coordination of joint
7. Hein et al
8. Overuse injuries
9. Iliotibial band syndrome
10. Eslami & Ferber
11. Nester et al

سال ۲۰۰۳ تأثیر کفی‌های دارای انحنا داخلی و خارجی با دانسیته بالا را بر متغیرهای سینماتیک و سینتیک کل عقب پا، زانو، ران و لگن بررسی کردند (۱۴). کفی با انحنا خارجی مقدار دامنه کلی دورسی فلکشن-پلانتار فلکشن را نسبت به کفش بدون کفی کاهش داد. کفی با انحنا داخلی، زاویه برخورد، بیشینه زوایای چرخش داخلی و خارجی درشت نی را کاهش داد. همچنین زاویه پلانتاری اولیه، بیشینه زاویه پلانتار فلکشنی و دورسی فلکشنی را کاهش داد (۱۴).

با وجود تحقیقات فراوان در مورد کفی و تأثیر آن بر حرکت پا، هنوز ابهاماتی در این حوزه وجود دارد. برای مثال در اکثر این تحقیقات اثر کفی بر یک اندام بدون توجه به اثر تعاملی بین اندامها بررسی شده است (۱۸). این که کفی می‌تواند در حرکت این اندامها و اثر تعاملی آنها برهم تأثیر بگذارد یا نه، هنوز به خوبی پاسخ داده نشده است. با توجه به این که تغییر در سینماتیک حرکت می‌تواند موجب تغییر در الگوی هماهنگی اندام شود (۲۰)، می‌توان اینگونه بیان کرد که سختی کفی کفش می‌تواند یک عامل تأثیرگذار بر الگوی حرکتی اندام تحتانی حین راه رفتن یا دویدن باشد. این گونه استنباط می‌شود که کفی با درجات سختی متفاوت با توجه ضریب ارتجاعی متفاوت آنها، حرکات زوایای اندامها را تحت تأثیر قرار داده و باعث تغییر در الگوهای هماهنگی و تغییرپذیری اندامها و مفاصل می‌شود. تاکنون اثر سختی کفی کفش بر الگوی هماهنگی و تغییرپذیری بین ساق و پاشنه بررسی نشده است. بنابراین مطالعه حاضر با هدف بررسی هماهنگی مفصلی و اندامی و تغییرپذیری هماهنگی، بین حرکت چرخش داخلی-خارجی ساق و اینورژن-اورژن پاشنه، طی استفاده از کفی‌هایی با میزان سختی مختلف، در فازهای چهارگانه (۰-۲۵٪، ۲۶-۵۰٪، ۵۱-۷۵٪ و ۷۶-۱۰۰٪) اتکای دویدن انجام شد.

روش‌شناسی:

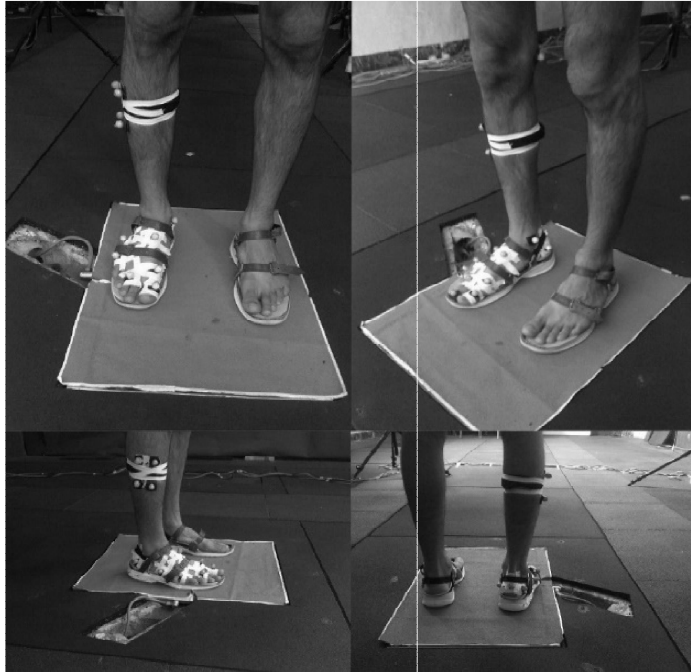
جامعه آماری این پژوهش را دانشجویان مرد تربیت بدنی دانشگاه مازندران تشکیل دادند. ۱۵ نفر از آنها با میانگین جرم $71/93 \pm 75/13$ کیلوگرم، قد $174/36 \pm 6/39$ سانتی‌متر، سن $24/5 \pm 5/10$ سال و شماره پای (EU) $43/56 \pm 1/48$ بعد از بررسی شروط لازم جهت ورود به آزمون، به عنوان دانشجویان مرد ورزشکار سالم (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. هر گونه مشکلات پاسچری و اسکلتی عضلانی، عصبی و دفورمیتی‌های پایین تنه نظیر زانوی پرانتزی و ضربدری، صافی و گودی کف پا، پیچش خارجی مزمن مچ پا، پیچش درشت‌نی، شکستگی، دررفتگی، شکستگی استرسی، استئوآرتریت، شین اسپلینت، دردهای ساق و پا به عنوان متغیر خروج آزمودنی از مطالعه تعیین شد. این اطلاعات از طریق پرسشنامه عمومی و نیز به صورت شفاهی از آزمودنی‌ها دریافت شد. پس از کسب رضایت نامه شرکت در پژوهش، آزمودنی‌ها با هدف و نحوه اجرای آزمون آشنا شدند. آزمون شامل دویدن با الگوی پاشنه- پنجه با صندل دارای سه نوع کفی با سختی مختلف با سرعت ۳-۳/۵ متر بر ثانیه بود. صندل مورد استفاده در تحقیق حاضر نوعی کفش رایج در دویدن بود. رویه کفش توسط کفاش مجرب برداشته شد، و بجای آن بندهایی به طوری نصب شد که قابلیت نصب نشانگرها روی اندامهای پا فراهم کرده و در عین حال احساس طبیعی بودن و راحتی را برای اجرای دویدن داشته باشد (شکل ۱). پس از گرم کردن به منظور جلوگیری از اثر یادگیری، کفی‌ها با ترتیب تصادفی به هریک از آنها ارائه گردید. این کفی‌ها شامل کفی نرم، سخت و نیمه سخت بود (جدول ۱).

جدول ۱. ویژگی‌های کفی‌های مورد مطالعه

نوع کفی	لایه اول	لایه دوم	لایه سوم	لایه چهارم
کفی نرم	فوم نرم	پلی پروپیلن (p.p)	پلی فوم استخوانی	پلی فوم سخت
کفی نیمه سخت	فوم نیمه سخت	پلی پروپیلن (p.p)	پلی فوم استخوانی	پلی فوم سخت
کفی سخت	فوم سخت	پلی پروپیلن (p.p)	پلی فوم استخوانی	پلی فوم سخت

به منظور ثبت اطلاعات سینتیک، از یک صفحه نیروسنج (Kistler, 1000 Hz) استفاده شد. این دستگاه در وسط باند ۲۰ متری به‌گونه‌ای تعبیه شده بود که آزمودنی‌ها قادر به رؤیت آن نباشند. ۶ دوربین تصویربرداری (JVC, Japan, 200 Hz) جهت ارزیابی سه بعدی، به صورت دایره‌ای حول صفحه نیروسنج چیده شده بود. جهت تشکیل سیستم بدنی، ۱۱ نشانگر غیرفعال (۱۰ میلی‌متر، ساخت کشور آلمان)، براساس مدل سینماتیک اندام تحتانی آکسفورد (۲۱) استفاده شد. از این تعداد، ۴ نشانگر روی کندیل خارجی زانو، کندیل داخلی زانو، قوزک خارجی و قوزک داخلی، آناٹومییک بوده و بقیه نشانگر ردیابی^۱ بودند که شامل یک کلاستر که روی اندام ساق قرار گرفته (۴ نشانگر) و بقیه روی برجستگی‌های پاشنه، برجستگی ساستنتاکلیوم^۲ و برجستگی خارجی کالکانئوس کالکانئوس نصب شد (شکل ۱). قبل از شروع آزمون دویدن، مختصات مرجع با استفاده از مکعب نشان‌گذاری شده، به طوری که در وسط مختصات مرجع صفحه نیروسنج قرار گرفته بود، به‌وسیله همه‌ی دوربین‌ها، تصویربرداری شد. سپس دوربین‌های ویدئویی با صفحه نیروسنج هم‌زمان‌سازی^۳ شدند. شروع و پایان حرکت با استفاده از صفحه نیروسنج با اعمال شاخص نیروی ۵ نیوتنی تعیین شد. برای استفاده از داده‌های ثبت شده دوربین، داده‌های خام از طریق نرم‌افزار MATLAB، نسخه ۲۰۱۳، با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث مرتبه دوم^۴، در فرکانس برشی ۱۶ هرتز شدند. فرکانس برش با استفاده از تکنیک تحلیل باقی‌مانده^۵ برای داده‌های سینماتیک تعیین شد.

1. Tracking markers
2. Sustentaculumtali
3. Synchronization
4. Butterworth second order zero lag Low pass filter
5. Residual technique



شکل ۱. مدل نشان‌گر گذاری پا و ساق بر اساس مدل آکسفورد و سنبل مورد استفاده در تحقیق

آزمودنی‌ها با کفی‌های متفاوت در ۶ کوشش متوالی صحیح اقدام به دویدن به سرعت کنترل شده نمودند. سرعت حرکت با استفاده از یک کرنومتر دستی با دقت ۰/۰۱ ثانیه کنترل گردید. کوشش صحیح، دویدن با الگوی پاشنه- پنجه در سرعت تعیین شده بود. الگوی صحیح برخورد با استفاده از نمایش دیداری نیروهای عکس‌العمل کنترل گردید. میانگین شش کوشش صحیح به عنوان اطلاعات ورودی یک آزمودنی در نظر گرفته شد. با استفاده از روش سیستم زوایای کاردان- اولر (Cardan/Euler angles) زوایای اندام‌ها (زوایای مطلق) مج‌پا در هر یک از صفحات سه‌بعدی حرکت مج‌پا محاسبه شد (۲۲).

متغیرهای هماهنگی بین مفصلی و اندامی و تغییرپذیری در الگوی هماهنگی به عنوان متغیرهای وابسته با استفاده از تکنیک فاز نسبی پیوسته تعیین گردیدند (۲۰). جهت محاسبه فاز نسبی پیوسته، جابجایی و سرعت زاویه‌ای محاسبه و به ± 1 هنجار گردید. با رسم سرعت زاویه‌ای در تابع جابجایی، منحنی زاویه‌ای فازی مفصل به دست آمد. با رسم زاویه‌ای فازی و محاسبه‌ی شیب هر نقطه‌ی منحنی سرعت زاویه‌ای-جابجایی زاویه‌ای، مقدار زاویه‌ی فازی به دست آمد (۲۰).

برای به دست آوردن فاز نسبی پیوسته زاویه فازی اندام فوقانی از زاویه فازی اندام تحتانی محاسبه شد (رابطه ۱).

$$\theta_{relative\ phase} = \phi_{distal\ joint} - \phi_{proximal\ joint} \quad \text{رابطه 1}$$

برای آنالیز آماری تمامی داده‌ها هماهنگی به ۱۰۰ درصد در مرحله اتکا هنجار شد. و مرحله اتکا به چهار زیر فاز ۰-۲۵٪، ۲۶-۵۰٪، ۵۱-۷۵٪ و ۷۶-۱۰۰٪ تقسیم بندی شد. میانگین فاز نسبی پیوسته در هر کدام از

زیر فازها به عنوان شاخص هماهنگی در آن فاز تعریف شد (۲۰). تغییرپذیری الگوهای هماهنگی از انحراف استاندارد نقطه‌ای فاز نسبی پیوسته نسبت به میانگین به دست آمد (رابطه ۲).

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

رابطه ۲

که در آن SD تغییرپذیری الگوی هماهنگی، x فاز نسبی پیوسته، \bar{x} میانگین فاز نسبی پیوسته و n تعداد داده‌های فاز نسبی پیوسته می‌باشد.

آنالیز آماری: نرمال بودن داده‌ها با استفاده از آزمون کلموگروف-اسمیرنوف و شاخص‌های هماهنگی با تحلیل واریانس با داده‌های تکراری یک سویه در سطح آلفای ۰/۰۵ آزمون آماری شدند. برای مقایسات دو به دو، از آزمون تعقیبی توکی استفاده شد. تمامی عملیات آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام شد.

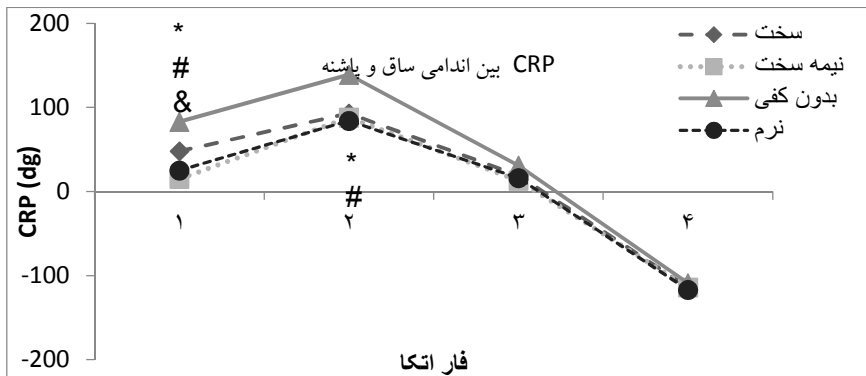
یافته‌ها:

الگوی هماهنگی: در زیر فاز اولیه مرحله اتکا (۰ - ۲۵٪) در الگوی هماهنگی بین اندامی چرخش داخلی-خارجی ساق و اینورژن-اورژن عقب پا بین شرایط دویدن بدون کفی و کفی سخت ($p=0.02$)، بدون کفی و کفی نیمه‌سخت ($p<0.01$)، بدون کفی و کفی نرم ($p<0.01$) و کفی سخت و کفی نیمه سخت ($p=0.02$) تفاوت معنی‌داری وجود داشت. باوجوداین، بین شرایط کفی سخت و کفی نرم و کفی نرم و کفی نیمه سخت تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد ($P>0.05$) (نمودار ۱).

در زیر فاز دوم (۲۶٪ - ۵۰٪)، در الگوی هماهنگی بین اندامی چرخش داخلی-خارجی ساق و اینورژن-اورژن عقب پا بین شرایط دویدن بدون کفی و کفی سخت ($p=0.01$)، بدون کفی و کفی نیمه‌سخت ($p<0.01$)، بدون کفی و کفی نرم ($p=0.01$) تفاوت معنی‌داری وجود داشت. با وجود این، بین شرایط کفی سخت و کفی نیمه سخت، کفی سخت و کفی نرم و کفی نرم و کفی نیمه سخت تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد ($P>0.05$). در زیر فازهای سوم و چهارم (۵۱٪ - ۷۵٪ و ۷۶٪ - ۱۰۰٪)، در الگوی هماهنگی بین اندامی چرخش داخلی-خارجی ساق و اینورژن-اورژن عقب پا بین کلیه شرایط مورد بررسی، تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد ($P>0.05$ برای تمامی موارد).

نمودار ۱- فاز نسبی پیوسته حرکت چرخش داخلی- خارجی ساق و اینورژن - اورژن عقب پا در فازهای

چهارگانه اتکای دویدن



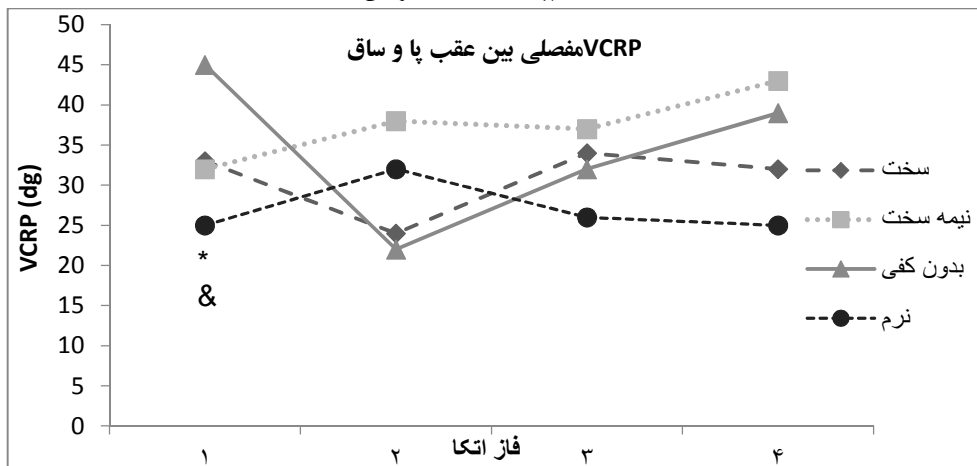
*=تفاوت معنی‌دار بین شرایط بدون کفی و کفی سخت؛ #=تفاوت معنی‌دار بین شرایط بدون کفی و کفی نیمه سخت؛

&=تفاوت معنی‌دار بین شرایط بدون کفی و کفی نرم؛ §=تفاوت معنی‌دار بین کفی سخت و نیمه سخت؛

@=تفاوت معنی‌دار بین کفی نرم و سخت؛ §=تفاوت معنی‌دار بین کفی نرم و نیمه سخت
 اعداد ۱،۲،۳،۴ نشان‌دهنده‌ی فازهای ۲۵ درصدی اتکا، سطح معنی‌داری ($p < 0.05$) تعریف شد.

تغییرپذیری: در زیر فاز اول، در تغییرپذیری الگوی هماهنگی بین شرایط دوییدن بدون کفی و کفی سخت ($p = 0.04$) و بدون کفی و کفی نرم ($p < 0.01$) تفاوت معنی‌داری وجود داشت. با وجود این، بین سایر شرایط تفاوت معنی‌داری وجود نداشت. همچنین در سایر زیرفازها بین تمامی شرایط تفاوت معنی‌داری یافت نشد (نمودار ۲).

نمودار ۲. تغییرپذیری فاز نسبی پیوسته حرکت چرخش داخلی- خارجی ساق و اینورژن- اورژن عقب پا در فازهای چهارگانه اتکای دوییدن



*=تفاوت معنی‌دار بین شرایط بدون کفی و کفی سخت؛ &=تفاوت معنی‌دار بین شرایط بدون کفی و کفی نرم؛
 سطح معنی‌داری ($p < 0.05$) تعریف شد.

بحث و بررسی:

هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثر کفی با درجات متفاوت سختی بر الگوهای هماهنگی و تغییرپذیری آن بین عقب‌پا و ساق در مرحله اتکا دوییدن بود. بر این اساس در این بخش ابتدا نتایج مربوط به هماهنگی و سپس نتایج مربوط به تغییرپذیری مورد بحث و بررسی قرار خواهد گرفت.

الگوی هماهنگی ساق و پاشنه

دوییدن بدون کفی دارای فاز نسبی پیوسته ۸۳ درجه بین ساق و عقب پا در خلال ۲۵ درصد اول فاز اتکا می‌باشد که تقریباً هم فاز می‌باشد. در ادامه این هماهنگی به سمت غیر هم‌فازی میل می‌کند بطوری که در ۵۰ درصدی فاز اتکا CRP به ۱۳۹ درجه می‌رسد. با اتمام میاداستنس و شروع بلند شدن پاشنه مقدار CRP به سمت هم‌فازی میل می‌کند و مقدار آن در ۷۵ درصدی فاز اتکا ۳۱ درجه می‌شود. در ادامه حرکت هماهنگی بین ساق و عقب پا به سمت غیر هم‌فازی میل کرده و مقدار آن به ۱۰۹- می‌رسد. با توجه به مقادیر بدست آمده از CRP مشاهده می‌شود که در ۸۰ درصد ابتدایی فاز اتکا تغییرات فازی ساق بیشتر از تغییرات فازی عقب پا بوده است.

یعنی مقدار تغییرات سرعت زاویه‌ای نسبت به تغییرات جابجایی زاویه‌ای در حرکت چرخش داخلی-خارجی ساق نسبت به حرکت اینورژن-اورژن عقب پا بیشتر می‌باشد. در ۲۰ درصد انتهایی فاز اتکا این رابطه عکس شده و زاویه فازی در عقب پا نسبت به ساق بیشتر می‌شود.

همانطور که در نمودار ۱ مشاهده می‌شود کفی با هیچ کدام از درجات سختی الگوی هماهنگی را در حرکت چرخش داخلی-خارجی ساق نسبت به اینورژن-اورژن پاشنه تغییر نمی‌دهد بلکه فقط مقدار فاز نسبی پیوسته را کاهش می‌دهد. بطوری که با مشاهده منحنی CRP در شرایط متفاوت می‌توان دید که الگوی منحنی‌ها هیچ تغییری نکرده بلکه منحنی به سمت پایین نمودار جابجا می‌شود. در نتیجه بنظر می‌رسد که نتایج پژوهش حاضر با تحقیقاتی همچون استاکوف و همکاران^۱ (۱۹۹۷) و رینچمیدت و همکاران^۲ (۲۰۰۰) که در تحقیق‌شان مارکرها به استخوان آزمودنی‌ها پین شده بود و گزارش کردند که جفت شدن حرکت بین پاشنه و درشت‌نی طی دویدن با پای برهنه و با کفش بسیار مشابه است (۲۳، ۲۴). هم راستا باشد. با مقایسه بین شرایط در ۲۵ درصد اول مرحله می‌توانیم متوجه کاهش ۴۲٪، ۳۳٪ و ۸۱٪ در الگوی جفت شدن حرکت چرخش داخلی-خارجی ساق نسبت به اینورژن-اورژن عقب پا به ترتیب در شرایط دویدن با کفی سخت، نیمه سخت، نرم نسبت به صندل بدون کفی می‌شویم. همچنین کفی نیمه سخت مقدار CRP حرکت در این اندام‌ها را به میزان ۶۸٪ نسبت به کفی سخت کاهش داد. در بین دو شرایط دیگر یعنی بین کفی سخت و نرم، و کفی نرم و نیمه سخت هیچ تفاوت معنی داری وجود نداشت. در ۲۵٪ دوم مرحله اتکا نیز کفی باعث کاهش مقدار CRP چرخش داخلی-خارجی ساق و اینورژن-اورژن عقب پا شده است بطوری که کفی نرم، نیمه سخت و سخت به ترتیب باعث کاهش ۳۹٪، ۳۶٪ و ۳۳٪ نسبت به شرایط بدون کفی شده‌اند. اما درجات سختی کفی هیچ تاثیر معنی داری بر هماهنگی حرکتی بین دو اندام ساق و عقب پا به ترتیب در حرکت چرخش داخلی-خارجی و اینورژن-اورژن نداشت. در ۵۰ درصد دوم حرکت نه تنها میزان درجات سختی کفی بر الگو حرکت تاثیر نگذاشت بلکه خود کفی نیز باعث ایجاد تغییر معنی داری در الگوی هماهنگی بین دو اندام ساق و عقب در حرکات منتخب پا نشد.

زمان‌بندی حرکت اندام یکی از عوامل مهم بر جفت شدن حرکت بین درشت نی و عقب پا و یا حرکات اندام‌ها می‌باشد. اورژن عقب پا، چرخش داخلی درشت نی و فلکشن زانو باید در هنگام نیمه اول مرحله اتکای دویدن برای کاهش و جذب نیروهای خارجی باهم هماهنگ و همزمان شوند (۲۵). اگر اوج اورژن عقب پا و چرخش داخلی درشت نی در خلال نیمه دوم (باز شدن زانو) ادامه داشته باشد، این حرکت باعث حرکت مخالف و صدمه دیدن زانو می‌شود (۲۵). بیان شده است که احتمال آسیب در دندهای دارای نسبت بالای اورژن پاشنه به چرخش داخلی ساق (حرکت اورژن بیشتر) بیشتر است (۲۶). با توجه به این که کفی باعث کاهش CRP شد، که این کاهش نشان از کاهش حرکت فازی پاشنه است. بنظر می‌رسد کفی هم از طریق زمانبندی حرکت و هم از طریق کاهش حرکت فازی پاشنه باعث کاهش مقدار CRP شده است و با توجه بیان ناوازاسکی و همکاران^۳ (۱۹۹۵) می‌توان ادعا کرد که کفی از طریق کاهش حرکت فازی پاشنه از احتمال آسیب در دویدن می‌کاهد.

نتایج پژوهش حاضر با تحقیق اسلامی و همکاران (۲۰۰۹) که گزارش کردند، مقدار بزرگی اورژن عقب پا با کفش‌های دارای کفی نیمه‌نرم نسبت به کفش به میزان ۴۰ درصد کاهش داشته است. درحالی‌که کفش دارای کفی تأثیری بر بزرگی چرخش داخلی درشت نی ندارد، هم راستا است. هر چند که با توجه به نتایج تحقیق حاضر

استنباط می‌شود که احتمالاً شکل عامل موثر بر کاهش حرکت فازی و یا کاهش مقدار بزرگی اورژن عقب است نه جنس آن. از جایی که کفی‌ها نوعاً برای کنترل حرکت اورژن عقب پا طراحی شده‌اند، آن‌ها مقدار نسبت اورژن به چرخش داخلی درشت نئی را کاهش داده و روابط حرکات جفتی را تغییر می‌دهد (فربر و همکاران ۲۰۰۵). با توجه اینکه کفی در ۵۰ درصد دوم مرحله اتکا اثری بر الگوهای هماهنگی نگذاشته و همچنین مقایسه‌ها با تحقیقات گذشته می‌توان به این اجماع نظر رسید که کفی در ۵۰ درصد اول فاز اتکا بر الگوهای هماهنگی اثر می‌گذارد و تقریباً در ۵۰ درصد دوم کمترین تاثیر را دارد.

تغییرپذیری

نمودار ۲ نشان دهنده تغییرپذیری در حرکت جفتی بین چرخش داخلی-خارجی ساق و اینورژن-اورژن عقب پا است. در ۲۵ درصد اول مرحله اتکا تغییرپذیری بین ۴۵- و ۴۵+ درجه می‌باشد. این میزان تغییرپذیری نسبتاً زیاد می‌باشد. به این معنی که بین تلاش‌های متوالی در شرایط بدون کفی ۶۸ درصد الگوهای هماهنگی تفاوت CRP بین ۴۵± می‌باشد. در ادامه حرکت و با تماس کامل پا با زمین تغییرپذیری الگوهای هماهنگی کاهش پیدا کرده و مقدار VCRP به ۲۲ درجه می‌رسد. با توجه به این که در این مرحله کل پا با زمین در تماس کامل می‌باشد. دلیل این کاهش احتمالاً این باشد که، زنجیره حرکتی بسته کامل باعث کنترل بیشتر حرکت و ایجاد الگوهای پایدارتر می‌شود. با ادامه حرکت و بلند شدن پاشنه دوباره تغییرپذیری در الگوی هماهنگی بین چرخش داخلی-خارجی ساق و اینورژن-اورژن عقب پا افزایش یافته و به ۳۲ درجه می‌رسد. هرچه از زنجیره حرکتی بسته کاسته می‌شود و شرایط پا با بلند شدن پاشنه و جلوی پا به زنجیره حرکتی باز نزدیک می‌شود تغییرپذیری نیز بیشتر شده و در ۲۵ درصد انتهای حرکت مقدار تغییرپذیری به ۳۲ درجه افزایش می‌یابد.

از مشاهده‌ی این نمودار همچنین می‌توان متوجه شد که در ۲۵ درصد اول فاز اتکا کفی بطور کلی باعث کاهش تغییرپذیری در الگوی هماهنگی حرکتی بین دو اندام شود. کاهش تغییرپذیری به این معنی می‌باشد که در تلاش‌های متوالی بین الگوهای هماهنگی ایجاد شده ناشی از حرکت تفاوت کمتر شده است و الگوها شبیه به هم می‌باشد. کفی نرم و کفی سخت هر دو باعث کاهش در تغییرپذیری الگوهای هماهنگی اندامی بین ساق و عقب پا شدند. احتمالاً کفی به دلیل کنترل حرکت باعث پایداری بیشتر در الگوهای هماهنگی می‌شود. با وجود این بین شرایط دیگر تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد. از مشاهده منحنی‌ها همچنین متوجه شد که کفی نیمه‌سخت نیز باعث کاهش تغییرپذیری در الگوهای هماهنگی نسبت به دوییدن به شرایط بدون کفی شده است اما این کاهش از لحاظ آماری معنی‌دار نیست. احتمالاً به دلیل اینکه الگوها در بین آزمودنی‌ها بسیار متفاوت است و تفاوت بین آزمودنی‌ها باعث وجود تفاوت زیاد بین الگوهای افراد مختلف شده است، که انحراف استاندارد افزایش و یکی از دلایل معنی‌دار نشدن این تفاوت‌ها می‌باشد. در ادامه حرکت نه کفی و نه درجات سختی آن تغییرات قابل توجه در VCRP بین اندامی ساق و عقب پا ایجاد نکرد. با توجه به این که عمده حرکت جفتی بین ساق و عقب پا در ۲۵ درصد اول مرحله اتکا اتفاق می‌افتد، منطقی بنظر می‌رسد که کفی تاثیر کمتری را بر تکرارپذیری الگوی هماهنگی در باقی مرحله اتکا بگذارد، همانطور که بیشترین تاثیر کفی بر الگوی هماهنگی حرکتی بین ساق و عقب پا در ۵۰ درصد اول مرحله می‌باشد.

تغییرپذیری الگوهای هماهنگی در ادبیات تحقیق مرتبط با آسیب، تعادل، پایداری گزارش شده است. با این وجود اجماع نظری در مورد این ارتباطات یا اثرات وجود ندارد. بطوری که هین و همکاران (۲۰۱۲) برای تشخیص

تفاوت بین زنان سالم و زنان دارای سندروم نوار خاصه‌ای-درشت نئی از VCRP استفاده کردند. با وجود اینکه در بین دو گروه تفاوت معنی‌داری مشاهده نکردند اما ادعا کردند که احتمالاً یک رابطه بین VCRP زیاد و آسیب قابل تصور است. بطوری که در ۵۰ درصد اول مرحله اتکا دونده‌های آسیب دیده، VCRP بیشتری را نشان دادند. فربر و همکاران^۱ (۲۰۰۵) گزارش کردند که بین VCRP در افراد تحت درمان با دو نوع کفی و گروه کنترل تفاوت معنی‌داری وجود ندارد. تامی و همکاران (۲۰۱۴) بیان کردند، که از بین ۴۸ تغییرپذیری الگوی جفتی حرکت ۷ مورد در زنان دارای درد کشکی رانی بیشتر از زنان سالم است (۲۷). از این نتایج و نتیجه پژوهش حاضر می‌توان به گستردگی استفاده از VCRP و همچنین نتایج متناقض فراوان پی برد. با این وجود به نظر می‌رسد که تغییرپذیری شاخصی مهم در بیومکانیک است. که می‌توان برای آزمون تاثیرات کلینکی نیز استفاده شود. شیولینگ چيو و لی‌شان چو^۲ (۲۰۱۳) در بررسی ارتباط بین VCRP اندام تحتانی سالمندان زمین خورده (سالمندانی که حداقل یک بار حین راه رفتن افتاده باشند) و کنترل با آزمون‌های تعادلی کلینیکی به این نتیجه رسیدند که، VCRP بین ساق و پا در افراد افتاده نسبت به کنترل بیشتر است. آنها بیان کردند که VCRP زیاد در فاز اتکای دويدن این افراد احتمالاً وابسته به خطر عدم تعادل و یا افتادن در هنگام راه رفتن باشد. در نتیجه با توجه به کاهش VCRP در فازهای حرکتی ناشی از کفی سخت نسبت به نیمه‌سخت و نرم در دويدن می‌توان بیان کرد که کفی سخت باعث تعادل بیشتر و پایداری در حرکت می‌شود.

نتیجه گیری

بنظر می‌رسد که کفی در ۵۰ درصد اول مرحله اتکا بر مکانیک حرکت پا اثر گذار باشد به نحوی که در این بازه زمانی کفی با درجات مختلف سختی، باعث کاهش در مقدار فاز نسبی پیوسته شده است. که این کاهش می‌تواند در نتیجه کاهش در حرکت فازی پاشنه و یا سرعت زاویه‌ای آن باشد. و همچنین بنظر می‌رسد که سختی کفی عامل این تغییر نباشد چرا که در بین درجات متفاوت سختی تفاوت معنی‌داری یافت نشد.

1.ferber et al

2. Shiu.Ling Chiu, Li.Shan Chou

References:

1. Wiegerinck JI, Boyd J, Yoder JC, Abbey AN, Nunley JA, Queen RM. Differences in plantar loading between training shoes and racing flats at a self-selected running speed. *Gait & posture*. 2009.29(3):514-9.
2. Taunton J, Ryan M, Clement D, McKenzie D, 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. Lohman III EB, Balan Sackiriyas KS, Swen R. A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. *Physical Therapy in Sport*. 2011.12(4):151-63.
4. Bischof JE, Abbey AN, Chuckpaiwong B, Nunley JA, Queen RM. Three-dimensional ankle kinematics and kinetics during running in women. *Gait & posture*. 2010.31(4):502-5.
5. Eslami M, Begon M, Farahpour N, Allard P. Forefoot–rearfoot coupling patterns and tibial internal rotation during stance phase of barefoot versus shod running. *Clinical Biomechanics*. 2007.22(1):74-80.
6. Hein T, Schmeltzpfenning T, Krauss I, Maiwald C, Horstmann T, Grau S. Using the variability of continuous relative phase as a measure to discriminate between healthy and injured runners. *Human movement science*. 2012.31(3):683-94.
7. Ferber R, Pohl MB. Changes in joint coupling and variability during walking following tibialis posterior muscle fatigue. *Journal of foot and ankle research*. 2011.4(6):1-8.
8. Chiu S-L, Chou L-S. Variability in inter-joint coordination during walking of elderly adults and its association with clinical balance measures. *Clinical Biomechanics*. 2013.28(4):454-8.
9. Chiu S-L, Chou L-S. Effect of walking speed on inter-joint coordination differs between young and elderly adults. *Journal of biomechanics*. 2012.45(2):275-80.
10. Son K, Park J, Park S. Variability analysis of lower extremity joint kinematics during walking in healthy young adults. *Medical engineering & physics*. 2009.31(7):784-92.
11. Kang HG, Dingwell JB. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait & posture*. 2008.27(4):572-7.
12. Crowther RG, Spinks WL, Leicht AS, Quigley F, Gollidge J. Intralimb coordination variability in peripheral arterial disease. *Clinical Biomechanics*. 2008.23(3):357-64.
13. Ferber R, Davis IM, Williams III DS. Effect of foot orthotics on rearfoot and tibia joint coupling patterns and variability. *Journal of biomechanics*. 2005.38(3):477-83.
14. Nester C, Van der Linden M, Bowker P. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait & posture*. 2003.17(2):180-7.
15. MacLean C, McClay Davis I, Hamill J. Influence of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics in healthy runners. *Clinical biomechanics*. 2006.21(6):623-30.
16. Eslami M, Ferber R. Can orthoses and navicular drop affect foot motion patterns during running? *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2013.16(4):377-81.
17. Nigg BM, Baltich J, Maurer C, Federolf P. Shoe midsole hardness, sex and age effects on lower extremity kinematics during running. *Journal of biomechanics*. 2012.45(9):1692-7.

18. Eslami M, Begon M, Hinse S, Sadeghi H, Popov P, Allard P. 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):679-84.
19. Chevalier TL, Chockalingam N. Effects of foot orthoses: How important is the practitioner? *Gait & Posture*. 2012.35(3):383-8.
20. Hamill J, van Emmerik RE, Heiderscheit BC, Li L. A dynamical systems approach to lowerextremity running injuries. *Clinical Biomechanics*. 1999.14(5):297-308.
21. Wright, C. J., Arnold, B. L., Coffey, T. G., & Pidcoe, P. E. Repeatability of the modified Oxford foot model during gait in healthy adults. *Gait & Posture*. 2011.33(1):108-112.
22. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons: 2009.
23. Stacoff A, Reinschmidt C, Nigg B, van den Bogert AJ, Lundberg A, Denoth J, et al. Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clinical Biomechanics*. 2000.15(1):54-64.
24. Reinschmidt C, van Den Bogert A, Murphy N, Lundberg A, Nigg B. Tibiocalcaneal motion during running, measured with external and bone markers. *Clinical Biomechanics*. 1997.12(1):8-16.
25. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1987.9(4):160-5.
26. Nawoczenski DA, Cook TM, Saltzman CL. 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):317-27.
27. Cunningham TJ, Mullineaux DR, Noehren B, Shapiro R, Uhl TL. Coupling angle variability in healthy and patellofemoral pain runners. *Clinical Biomechanics*. 2014.29(3):317-22.