مقاله پژوهشی

اثر استفاده از کفش چابکی بر کینتیک دویدن در افراد با زانوی پرانتزی قبل و بعد از پروتکل خستگی

امیرعلی جعفرنژاد گرو[1*]، میترا زیوری کبیر[2]

تاریخ دریافت ۱۴۰۱/۰۸/۲۴ تاریخ پذیرش ۱۴۰۲/۰۱/۱۹

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: زانوی پرانتزی یکی از رایج‌ترین آسیب‌های اندام تحتانی است که این عارضه به‌وسیله‌ی ایجاد گشتاور داخلی بر روی مچ پا و مفصل پا، بر کنترل وضعیت اثر می‌گذارد. عارضه زانوی پرانتزی با تغییر بیومکانیک اندام تحتانی در طی راه‌رفتن و دویدن همراه است. هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر استفاده از کفش چابکی بر کنیتیک دویدن در افراد با زانوی پرانتزی قبل و بعد از پروتکل خستگی بود.

مواد و روش کار: این تحقیق از نوع موردی-شاهد بود. در این مطالعه ۱۴ نفر مرد دارای زانوی پرانتزی و ۱۵ فرد سالم در دامنه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال در این پژوهش شرکت نمودند. با استفاده از صفحه نیرو برتک، نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام دویدن قبل و بعد پروتکل خستگی اندازه‌گیری شد. نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شپیرووبلک مورد تائید قرار گرفت. از آزمون واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری جهت مقایسه داده‌ها و تمام تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۵ انجام پذیرفت.

یافته‌ها: در هر دو گروه، مقادیرfxtoطی پیش‌آزمون بزرگ‌تر از پس‌آزمون بود (p=۰/۰۰۰). همچنین مقادیر fyhc در پیش‌آزمون بزرگ‌تر از پس‌آزمون بود (p۰/۰۰۰=). بعلاوه، مقادیر fypo در پیش‌آزمون بزرگ‌تر از پس‌آزمون بود (p=۰/۰۰۰).

بحث و نتیجه‌گیری: به‌طورکلی، مکانیک دویدن در افراد دارای زانوی پرانتزی در مقایسه با افراد سالم قبل و بعد از پروتکل خستگی هنگام استفاده از کفش چابکی مشابه بود.

کلیدواژه‌ها: کفش چابکی، پروتکل خستگی، زانوی پرانتزی، کنتیک، دویدن

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و سوم، شماره یازدهم، ص ۷۶۷-۷۶۰، بهمن ۱۴۰۱

آدرس مکاتبه: دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. تلفن ثابت: ۰۴۵۳۱۵۰۵۶۴۹، دورنگار: ۰۴۵۳۱۵۰۵۶۴۹

Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

مقدمه

دویدن یک فعالیت ورزشی رایج است. دویدن در طی سال‌های اخیر، مقبولیت زیادی در سراسر دنیا برای خود پیدا نموده و متقابلاً مطالعات مربوط به مکانیک دویدن نیز افزایش یافته است (۱، ۲). دویدن در مدت‌زمان طولانی با توجه به تکرارهای پی‌درپی انجام‌گرفته، مفاصل مختلف اندام تحتانی را در معرض نیروهای داخلی و خارجی مکرر قرار می‌دهد که این نیروها همواره با آسیب‌های ناشی از دویدن همراه است(۳). طبق پژوهش‌های گذشته تقریباً ۵۰ درصد دوندگان سالانه دچار آسیب می‌شوند (۴). بیشترین آسیب‌های مرتبط با دویدن در اثر آسیب‌دیدگی بیش‌ازحد زانو، مچ پا و ساق پا است که میزان بروز آن‌ها به ترتیب حدود ۵۱، ۳۹ و ۳۲ درصد گزارش شده است (۵).

اندام تحتانی به‌واسطه نقش برجسته‌ای که در تحمل وزن، جذب و تعدیل فشارها و ضربات واردشده در هنگام فعالیت‌های دینامیکی چون راه رفتن، و دویدن بر عهده دارد، از اهمیت ویژه‌ای در بین تحقیقات برخوردار است. ازآنجاکه پا محل تقابل بدن با زمین است، انحرافات ساختاری به‌ویژه زانو احتمال بروز آسیب در ورزشکاران را افزایش داده و ممکن است مانعی برای شرکت افراد در فعالیت‌های ورزشی گردد (۶).

خستگی، عامل بروز آسیب‌ها طی دویدن است (۷). خستگی معمولاً به عدم توانایی ورزشکار در حفظ شدت و پایداری معین ورزش مربوطه است. خستگی یکی از محدودیت‌های افراد دارای ناهنجاری زانوی پرانتزی است که باعث کاهش کارایی افراد می‌شود (۸). درک بیومکانیکی ارتباط عملکرد اندام تحتانی طی دویدن و

[1] دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران (نویسنده مسئول)

[2] کارشناس ارشد، گروه بیومکانیک ورزشی ، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

شرایط خستگی برای جلوگیری و درمان آسیب‌های اندام تحتانی نقش اساسی دارد. خستگی حالت بیومکانیکی دویدن را در ۱۵دقیقه تغییر می‌دهد (۹). علاوه بر این، خستگی به‌گونه‌ای بر عملکرد عضلانی تأثیرگذار بوده که موجب تغییر در هماهنگی حرکتی (۱۰)، دقت کنترل حرکتی (۱۱)، زمان عکس‌العمل عضلانی (۱۲) و قابلیت حس عمقی مفصلی شده است (۱۳). محققین گزارش کرده‌اند که هرگونه تغییر در عملکرد عضلانی متأثر از خستگی، ممکن است توانایی عضلات را در محافظت از بدن در برابر آسیب به خطر بی اندازد (۱۴).

زانوی پرانتزی ازجمله دفورمیتی‌های شایع اندام تحتانی در صفحه فرونتال است که در آن کوندیل‌های داخلی استخوان فمور از یکدیگر دور می‌شوند. محور مکانیکی زانو و خط جاذبه در حالت نرمال از مرکز مفصل زانو یعنی از توبرکل بین کوندیل تیبیا می‌گذرد و در حالت ایستاده روی دو پا نیروی وزن به‌صورت مساوی بین بخش‌های داخلی و خارجی زانو تقسیم می‌شود (۱۵). در اختلال زانو پرانتزی، تغییر جهت نیروهای اعمالی به زانو باعث می‌شود که خط ثقل به قسمت داخلی زانو منتقل شود (۱۶). تغییرات کینماتیکی شامل افزایش زاویه ابداکشن زانو، اورژن مچ پا (۱۷)، و افزایش اوج زاویه چرخش داخلی زانو است (۱۸). Stiefو همکاران نشان دادند که در صفحه فرونتال حداکثر گشتاورهای نزدیک‌کننده زانو در مراحل میانی استقرار و پایانی استقرار راه رفتن در گروه دارای زانوی پرانتزی در مقایسه با افراد طبیعی بیشتر است، این افزایش میزان گشتاور نزدیک‌کننده در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی می‌تواند عاملی در تخریب بافت‌های داخلی مفصل زانو، استئوآرتریت زانو و درد مفصلی باشد (۱۹). وجود نیروهای عکس‌العمل زمین، موقعیت تشریحی، آسیب‌های قبلی، مکانیک راه رفتن ضعیف، سطح و خطاهای آموزشی همگی باوجود آسیب‌های شدید مرتبط می‌باشند (۲۲-۲۰). به همین دلیل پیدا نمودن شیوه‌هایی جهت کاهش این آسیب‌ها از اهمیت بالایی برخورد است. از روش‌های درمان این عارضه می‌توان به تمرینات اصلاحی، استفاده از کفش، تیپینگ، بریس و جراحی اشاره نمود که جراحی معمولاً در صورت ناهنجاری شدید استفاده می‌شود (۲۳). در تلاش برای کاهش آسیب‌های مربوط به دویدن، کفش‌های دویدن به‌گونه‌ای طراحی شده‌اند که دارای قابلیت افزایش انعطاف‌پذیری و بهبود جذب شوک برای مقابله با مقادیر نیروی واکنش زمین با دامنه بالا بوده و همچنین ثبات حرکت را بهبود می‌بخشد تا آسیب‌های احتمالی را پیشگیری نمایند. تحقیقات محدودی وجود دارد که تغییرات در اندام تحتانی را طی استفاده از کفش‌ها موردبررسی قرار داده‌اند. تا به امروز اثر استفاده از کفش‌های چابکی در افراد دارای زانو پرانتزی بـه لحاظ علمی موردبررسی قرار نگرفته اسـت. بنابراین، هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر کفش چابکی بر کینتیک دویدن افراد با زانوی پرانتزی قبل و بعد از پروتکل خستگی است.

مواد و روش کار

نوع این تحقیق موردی- شاهد است. جامعه آماری این تحقیق، مجموع دانشجویان مرد دانشگاه محقق اردبیلی بود که در سال تحصیلی ۹۷-۹۸ در این دانشگاه مشغول به تحصیل بودند. به‌صورت در دسترس از این جامعه ۱۴ نفر مرد فعال در گروه زانوی پرانتزی با (میانگین سن، قد و وزن به ترتیب برابر ، ۲/۳۴±۲۱/۵۷ سال، ۵/۳۸±۱۷۶/۷۸ سانتی‌متر و ۴/۲۵±۶۷/۳۵ کیلوگرم) و ۱۵ نفر مرد فعال در گروه سالم با (میانگین سن، قد و وزن به ترتیب برابر ۱/۷۸±۲۳/۲۰ سال، ۵/۹۳±۱۷۷/۴۰ سانتی‌متر و ۸/۸۴±۶۹/۰۶ کیلوگرم) انتخاب شدند (جدول ۱). روش تعین حجم نمونه آماری به‌وسیله نرم‌افزار G× Power 1.3 انجام شد که نشان داد تعداد نمونه برای دست‌یابی به توان آماری ۰/۸در اندازه اثر برابر با سطح آلفای ۰/۰۵، ۲۸ نفر است. هر یک از آزمودنی‌های تحقیق که بر اساس معیارهای ورود که مهم‌ترین آن‌ها تکمیل فرم رضایت فردی، عدم اختلاف در اندام‌های تحتانی و هم‌چنین عدم سابقه ابتلا به آسیب‌های اسکلتی عضلانی، عدم سابقه جراحی در اندام تحتانی، عدم سابقه‌ی شکستگی اندام تحتانی در یک سال گذشته و عدم سابقه گزارش درد در۶ ماه گذشته خصوصاً در ناحیه اندام تحتانی، فاصله‌ی اپی کندیل‌های داخلی زانو بیش از ۴/۵ سانتی‌متر، دامنه سنی ۲۰ تا ۳۰سال به محیط آزمایشگاه دعوت شدند. هر یک از آزمودنی‌ها بر اساس معیارهای خروج عبارت‌اند بودند از داشتن مشکلات عصبی عضلانی، سابقه‌ی جراحی در اندام تحتانی و تنه، بروز هرگونه مشکل اسکلتی عضلانی، نداشتن تمایل فرد به ادامه همکاری در هر قسمت از اجرای پژوهش.

روش آزمون:

تشخیص پرانتزی بودن با استفاده از کولیس صنعتی تغییر شکل یافته با دقت ۰/۱ میلی‌متر ارزیابی اولیه از زانو به عمل آمد. پیش از انجام هرگونه اندازه‌گیری، رضایت آزمودنی‌ها برای شرکت در تحقیق و اطلاعات شخصی آن‌ها شامل: وزن، سن، سابقه ورزشی، تعداد جلسات ورزشی در هفته و ... جمع‌آوری شد. جهت انجام طرح پژوهش، نامه تأییدیه از کمیته اخلاق در مطالعات پزشکی اردبیل با کد IR.ARUMS.REC.1397.135 مورد تائید قرار گرفت. همچنین طرح پژوهش حاضر در سامانه ثبت کارآزمایی بالینی ایران با شماره IRCT20170806035517N3 ثبت گردید.

چنانچه فاصله بین دو اپی کندیل داخلی زانو در حالت ایستاده، درحالی‌که فرد بدون هیچ‌گونه فشاری دو قوزک داخلی پا را به هم

چسبانده بود، بیش از ۴/۵ سانتی‌متر باشد به‌عنوان ناهنجاری زانوی پرانتزی در نظر گرفته شد (۲۴).

شرکت‌کنندگان یک جلسه در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه محقق اردبیلی حضور یافتند. طی آزمون آزمودنی با کفش چابکی قبل و بعد از خستگی کوشش‌های دویدن خود را اجرا نمودند. ترتیب کوشش‌های دویدن با هر کفش به‌صورت تصادفی بود. طی کوشش‌های دویدن مقادیر فعالیت الکتریکی عضلات و نیروی عکس‌العمل زمین ثبت شد. از دستگاه تخته نیروی برتک ساخت کشور آمریکا جهت ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین استفاده شد.

نرخ نمونه‌برداری صفحه‌نیرو برابر ۱۰۰۰ هرتز بود. ابتدا آزمودنی‌ها پنج دقیقه تمرینات گرم کردن را جهت آشنایی با محیط آزمایشگاه و اجرای حرکت صحیح دویدن پاشنه-پنجه اجرا کردند. سه کوشش دویدن پاشنه-پنجه جهت آشنایی آزمودنی با حرکت اجرا شد و در ادامه از آزمودنی خواسته‌شده تا سه مرتبه با کفش کنترل و سه مرتبه با کفش چابکی تکلیف دویدن را انجام دهند. بین هر کوشش دو دقیقه استراحت به افراد داده می‌شد.

نحوه اجرای پروتکل خستگی به این صورت بود که فرد بروی تردمیل بدون وجود شیب شروع به دویدن می‌نمود، درحالی‌که ضربان قلب فرد با دستگاه پولار به‌صورت مداوم ثبت می‌شد. آزمودنی‌ها این تست را با سرعت شش کیلومتر بر ساعت شروع می‌نمودند و سرعت تردمیل بعد از هر دو دقیقه به‌اندازه ۱ کیلومتر بر ساعت افزایش پیدا می‌کرد. شدت خستگی با استفاده از مقیاس بورگ ۱۵ امتیازی (۶ تا ۲۱) ثبت می‌شد (۲۶). بیشترین ضربان قلب با استفاده از معادله ۲۲۰ − سن محاسبه گردید. پروتکل خستگی دو دقیقه بعد از زمانی که فرد امتیاز ۱۷ را در مقیاس بورگ کسب می‌نمود یا به ۸۰ درصد ضربان قلب بیشینه خود می‌رسید (۲۵).

برای اندازه‌گیری زاویه Q از گونیامتر یونیورسال با دقت ۱درجه استفاده شد. زاویه Q در وضعیت طاق‌باز به‌وسیله آزمونگر اندازه‌گیری شد. مرکز گونیامتر روی مرکز کشکک، بازوی بلند آن در جهت خار خاصره قدامی- فوقانی و بازوی کوتاه آن در جهت مرکز برجستگی درشتنی قرار داده سپس عدد روی گونیا متر ثبت شد (۲۶). این فرآیند بر روی هر فرد سه دفعه تکرار شد و درنهایت میانگین سه دفعه به‌عنوان زاویه Q آزمودنی ثبت شد.

در این پژوهش اوج نیروی خارجی (Fxhc)، اوج نیروی داخلی (Fxto)، اوج نیروی خلفی (Fyhc)، اوج نیروی قدامی (Fypo)، اوج اولیه نیروی عمودی (Fzhc)، و زمان رسیدن (T) به اوج این نیروها، و مقادیر ایمپالس (Imp) در سه راستا مورد تجزیه‌وتحلیل قرار گرفت.

تصویر (۱): کفش چابکی

روش آماری:

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شپیرو- ویلک مورد تائید قرار گرفت. از آزمون واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری جهت مقایسه داده‌ها طی دو شرایط دویدن با کفش چابکی و استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۵ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد.

$$\text{اندازه اثر}(d)=\frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف معیار دو شرایط}}$$

جدول (۱): ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌های دو گروه زانوی پرانتزی و نرمال

پارامتر	گروه	میانگین	انحراف معیار	P
سن (سال)	زانوی پرانتزی	۲۱/۵۷	±۲/۳۴	۰/۲۹
	زانوی نرمال	۲۳/۲۰	±۱/۷۸	
وزن (کیلوگرم)	زانوی پرانتزی	۶۷/۳۵	±۴/۲۵	۰/۵۰
	زانوی نرمال	۶۹/۰۶	±۸/۸۴	
قد (سانتی‌متر)	زانوی پرانتزی	۱۷۶/۷۸	±۵/۳۸	۰/۶۰
	زانوی نرمال	۱۷۷/۴۰	±۵/۹۳	
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مجذور متر)	زانوی پرانتزی	۲۳/۸۶	±۲/۹۲	۰/۷۵
	زانوی نرمال	۲۳/۹۳	±۲/۷۷	
فاصله بین دو کندیل داخلی مفصل زانو (سانتی‌متر)	زانوی پرانتزی	۵/۱	±۰/۳۵	۰/۰۱
	زانوی نرمال	۲/۶	±۰/۵	
زاویهQ (درجه)	زانوی پرانتزی	۵/۶	±۱/۸	۰/۰۱
	زانوی نرمال	۱۲/۹	±۱/۹	

اثر عامل خستگی در هنگام استفاده از کفش چابکی بر مقادیر fxto (p=۰/۰۰۰) معنادار بود. مقایسه جفتی نشان داد که مقادیر fxto طی پیش‌آزمون بزرگ‌تر از پس‌آزمون است. fxto اوج نیروی داخلی زمین است که نشان‌دهنده میزان سوپینیشن حین راه رفتن و دویدن است. بعلاوه، اثر عامل خستگی در هنگام استفاده از کفش چابکی بر مقادیر fyhc(p=۰/۰۰۰) به لحاظ آماری معنادار بود. مقایسه جفتی نشان داد که مقادیر fyhc طی پیش‌آزمون بزرگ‌تر از پس‌آزمون است. Fyhc نیروی ترمز دهنده است. همچنین اثر عامل خستگی در هنگام استفاده از کفش چابکی بر مقادیر fypo (p=۰/۰۰۰) به لحاظ آماری معنادار بود. مقایسه جفتی نشان داد که مقادیر fypo طی پیش‌آزمون بزرگ‌تر از پس‌آزمون بود. Fypo اوج نیروی حل دادن است که باسرعت راه رفتن و دویدن مرتبط است. همچنین اثر عامل خستگی در هنگام استفاده از کفش چابکی بر مقادیرTfxto (p=۰/۰۰۰) به لحاظ آماری معنادار بود. مقایسه جفتی نشان داد که مقادیرTfxto طی پیش‌آزمون بزرگ‌تر از پس‌آزمون است.

جدول (۲): مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین (درصدی از جرم بدن)، زمان رسیدن به اوج نیروها (میلی‌ثانیه،) هنگام استفاده از کفش چابکی در دو گروه

متغیر	گروه سالم		گروه پرانتزی		اثر عامل گروه	اثر عامل خستگی	اثر تعاملی خستگی و گروه
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون			
Fxhc	۵۱/۳۸±۴۸/۹۷	۱۱/۱۱±۰۲/۶۸	۵۷/۳۹±۳۲/۱۳	۲۰±۲۶۱۸/۱۸	۰/۴۶۴	۰/۸۴۷	۰/۶۳۷
Fxto	-۲/۱۰±۹۰/۱۰	-۱۹۰/۵۸±۷۹/۰۴	۴/۱۷±۱۴/۵۵	-۱۴۵/۴۷±۰۴/۱۸	۰/۲۷۱	×۰/۰۰۰	۰/۴۴۲
Fyhc	-۳۷/۱۵±۸۷/۹۲	-۳۳/۸±۵۲/۸۱	-۳۲/۱۴±۸۷/۶۱	-۳۰/۱۷±۳۰/۵۵	۰/۶۸۲	×۰/۰۰۰	۰/۴۱۵
Fypo	۳۷/۱۴±۸۹/۰۸	۳۸/۱۳±۶۲/۶۱	۳۰/۹±۱۵/۲۷	۳۴/۱۱±۰۷/۵۶	۰/۳۸۹	×۰/۰۰۰	۰/۷۵۳
Fzhc	۱۹۸۴/۲۵۵±۴۵/۸۷	۲۰۵۴/۳۴۳±۵۰/۹۹	۱۷۳۹/۲۷۲±۱۹/۲۹	۱۸۵۶/۳۸۲±۷۵/۰۸	۰/۱۳۷	۰/۸۲۳	۰/۰۶۶
Impfx	۱۸/۵±۰۸/۳۳	۱۷/۹±۷۹/۴۳	۱۸/۵±۰۸/۳۳	۲۱/۶±۳۳/۱۸	۰/۵۹۳	۰/۴۵۴	۰/۸۶۸
Impfy	۴/۱±۴۷/۱۰۵	۴/۰±۱۷/۶۹	۴/۱±۶۵/۸۲	۴/۱±۸۹/۰۲	۰/۲۲۱	۰/۶۵۳	۰/۶۹۷
Impfz	۲۴۶/۳۰±۳۳/۸۹	۲۵۱/۵۳±۴۰/۳۱	۲۴۵/۴۲±۸۱/۰۷	۲۵۳/۳۱±۴۰/۰۵	۰/۸۵۰	۰/۸۲۹	۰/۸۴۷
Tfxhc	۱۹/۸±۸۷/۶۷	۷/۳±۰۰/۷۱	۲۱/۸±۱۶/۰۱	۷/۵±۹۴/۳۰	۰/۳۳۱	۰/۱۱۷	۰/۰۸۰

Tfxto	۲۳۱/۱۰۳±۹۸/۳۰	۱۳۰/۲۴±۶۰/۶۴	۲۷۲/۸۹±۳۵/۴۴	۱۷/۴۰±۸۹/۵۵	۰/۵۲۷	×۰/۰۰۰	۰/۷۰۶
Tfyhc	۷۹/۲۴±۶۴/۶۳	۸۳/۲۳±۹۶/۵۰	۲۴/۲۱±۷۸/۹۳	۸۸/۳۱±۴۲/۹۱	۰/۱۶۸	۰/۰۷۴	۰/۰۶۵
Tfypo	۲۲۱/۲۰±۸۳/۸۴	۲۲۵/۲۲±۵۸/۵۲	۲۳۵/۱۹±۴۱/۴۴	۲۳۲/۲۵±۷۳/۹۱	۰/۱۵۸	۰/۶۲۳	۰/۵۲۸
Tfzhc	۱۲۳/۱۶±۳۵/۰۱	۱۲۱/۲۲±۶۶/۷۹	۱۳۰/۴۸±۷۶/۵۱	۱۳۰/۱۴±۸۸/۴۲	۰/۳۴۱	۰/۱۲۷	۰/۴۹۴
Tfzmax	۴۳/۱۲±۰۲/۷۸	۲۸/۴±۱۲/۶۱	۴۲/۱۰±۳۰/۹۷	۲۸/۴±۷۵/۸۹	۰/۹۳۴	۰/۸۲۰	۰/۸۱۵
Tfzmin	-۳/۲±۲۳/۷۹	-۳/۲±۶۵/۹۶	-۲/۴±۳۶/۰۵	-۳/۵±۹۹/۸۶	۰/۹۴۸	۰/۵۹۹	۰/۷۵۴

× نشان‌دهنده اختلاف معنی‌دار در سطح $P \leq ۰/۰۵$

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر کفش چابکی بر کینتیک دویدن افراد با زانوی پرانتزی قبل و بعد از پروتکل خستگی است. اوج مقادیر نیرو طی تماس پاشنه با زمین در راستای خارجی در افراد زانو پرانتزی بیشتر از افراد سالم است. افزایش اوج نیروی خارجی در افراد با زانوی پرانتزی می‌تواند با افزایش چرخش خارجی پا[1] و درنتیجه افزایش نرخ آسیب مرتبط باشد (۱۷، ۲۷). گزارش شده است که کاهش چرخش خارجی پا با کاهش نرخ آسیب مرتبط است (۱۷). مطالعه‌ای که بررسی اثر استفاده از کفش دویدن بر مکانیک دویدن در افراد با زانوی پرانتزی پرداخته باشد، توسط پژوهشگران مشاهده نشد. به همین دلیل امکان مقایسه مستقیم نتایج پژوهش حاضر با پژوهش‌های گذشته میسر نیست. باوجوداین، یک مطالعه نشان داده است که کفش‌های دویدن کنترل حرکتی قابلیت کاهش اورژن زیرفوت را دارا هستند. که می‌تواند تأییدکننده چرایی کاهش اوج نیروی جانب خارجی باشد(۲۸). باوجوداین در پژوهش حاضر مقادیر Fxhc دچار تغییر نگردید. نتایج نشان داد که fxto طی پیش‌آزمون بزرگ‌تر از پس‌آزمون است. متغیر fxto نشان‌دهنده میزان نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی است و افزایش آن با افزایش سوپینیشن پا مرتبط است با توجه به این‌که هنگام استفاده از کفش چابکی بعد از خستگی میزان این متغیر دچار کاهش شده است، بنابراین مقادیر سوپینیشن پا احتمالاً دچار کاهش خواهد شد که این امر می‌تواند منجر به ضعف عملکرد مفصل مچ پا طی فاز هل دادن شود. اثر عامل خستگی در هنگام استفاده از کفش چابکی نشان داد که مقادیر fyhc طی پیش‌آزمون بزرگ‌تر از پس‌آزمون است.

همچنین اثر عامل خستگی در هنگام استفاده از کفش چابکی نشان داد که مقادیرTfxto طی پیش‌آزمون پس‌آزمون بزرگ‌تر است. بیان‌شده که گشتاور آزاد نسبت به نیروی عمودی عکس‌العمل زمین وابستگی بیشتری به تغییر شکل پیچشی درشتنی طی دویدن و راه رفتن دارد (۲۹). باوجوداین، در پژوهش حاضر مقادیر این متغیر موردبررسی قرار نگرفت. یک مطالعه اخیر، عدم‌تغییر در مقادیر گشتاور آزاد را درنتیجه استفاده طولانی از کفش در زنان دارای زانوی پرانتزی گزارش نموده است (30). در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی، چرخش داخلی غیرطبیعی زانو و گشتاورهای چرخش خارجی مفصل ران در طول راه رفتن و دویدن تشخیص داده شد که ممکن است خطر بروز صدمات زانو را افزایش دهد (۱۹).

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به عدم وجود جنسیت مؤنث در نمونه آماری و عدم ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات و هم‌چنین می‌توان به بزرگ نبودن جامعه آماری اشاره نمود. پیشنهاد می‌شود پژوهش حاضر در هر دو جنس در مطالعات آینده انجام شود.

به‌طورکلی نتایج پژوهش حاضر نشان داد که در هر دو گروه قبل و بعد از خستگی در مقایسه با پیش از خستگی میزان اوج مؤلفه‌ای نیروی عکس‌العمل زمین در راستای خارجی دچار کاهش می‌شود. پیشنهادها برای پژوهش‌های آینده می‌توان به این مورداشاره کرد، به دلیل عدم ارزیابی کینماتیک حرکت حین تماس پاشنه با زمین، بررسی بیشتری روی سرعت‌های مختلف راه رفتن با کفش‌ها مختلف تنتاک انجام شود.

ملاحظات اخلاقی:

پروتکل پژوهش حاضر در کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل، ایران IR.ARUMS.REC.1397.135و بر اساس اعلامیه هلسینکی مورد تصویب قرار گرفت. همه شرکت‌کنندگان رضایت‌نامه کتبی را جهت شرکت در پژوهش امضا نمودند.

حمایت مالی:

این پژوهش توسط حمایت مالی دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد.

[1] pronation

مشارکت نویسندگان:
تمام نویسندگان در آماده‌سازی این مقاله مشارکت یکسان داشته‌اند.

تضاد منافع: نویسندگان مقاله هیچ‌گونه تعارض منافعی را در ارتباط با مواد استفاده شده در پژوهش اعلام ندارند.

تقدیر و تشکر
از همه کسانی که ما را در انجام هر چه بهتر این پژوهش یاری نمودند، سپاسگزاریم.

References

1. Begizew DM, Grace JM, van Heerden HJ. Lower-extremity running-related injuries among 10,000-meter long distance runners in Ethiopia. J Hum Sport Exerc 2019;14(2). Available from: http://dx.doi.org/10.14198/jhse.2019.142.09
2. Besomi M, Leppe J, Mauri-Stecca MV, Hooper TL, Sizer PS. Training volume and previous injury as associated factors for running-related injuries by race distance: a cross-sectional study. J Hum Sport Exerc 2019;14(3):549-59.
3. Van Mechelen W. Running injuries. Sport Med 1992;14(5):320-35.
4. Fields KB, Sykes JC, Walker KM, Jackson JC. Prevention of running injuries. Curr Sports Med Rep 2010;9(3):176-82.
5. van Gent RN, Siem D, van Middelkoop M, van Os AG, Bierma-Zeinstra SMA, Koes BW. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. Br J Sports Med 2007;41(8):469–80; discussion 480. Available from: http://dx.doi.org/10.1136/bjsm.2006.033548.
6. Williams DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. J Appl Biomech 2001;17(2):153-63.
7. Radzak KN, Putnam AM, Tamura K, Hetzler RK, Stickley CD. Asymmetry between lower limbs during rested and fatigued state running gait in healthy individuals. Gait Posture 2017;51:268-74.
8. Kujala UM, Taimela S, Antti-Poika I, Orava S, Tuominen R, Myllynen P. Acute injuries in soccer, ice hockey, volleyball, basketball, judo, and karate: analysis of national registry data. Br Med J 1995;311(7018):1465-8.
9. Derrick TR, Dereu D, McLean SP. Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. Med Sci Sports Exerc 2002;34(6):998-1002.
10. Logan S, Hunter I, Hopkins JT, Feland JB, Parcell AC. Ground reaction force differences between running shoes, racing flats, and distance spikes in runners. J Sports Sci Med 2010;9(1):147.
11. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E. Fatigue-related loading imbalance on the shank in running: a possible factor in stress fractures. Ann Biomed Eng 2000;28(4):463-9.
12. HÄkkinen K, Komi PV. Effects of fatigue and recovery on electromyographic and isometric force-and relaxation-time characteristics of human skeletal muscle. Eur J Appl Physiol 1986;55(6):588-96.
13. Sasimontonkul S, Bay BK, Pavol MJ. Bone contact forces on the distal tibia during the stance phase of running. J Biomech 2007;40(15):3503-9.
14. Watkins J. Structure and function of the musculoskeletal system: Human Kinetics; 2009.
15. Johnson F, Leitl S, Waugh W. The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements. J Bone Surg 1980;62(3):346-9.
16. Witvrouw E, Danneels L, Thijs Y, Cambier D, Bellemans J. Does soccer participation lead to genu varum? Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc 2009;17(4):422-7.
17. Joyce TW, Durban JW, Claridge DE, Dunn CA, Fearnbach H, Parsons KM, et al. Physiological, morphological, and ecological tradeoffs influence vertical habitat use of deep-diving toothed-whales in the Bahamas. PLoS One 2017;12(10):e0185113.

18. Vickers NJ. Animal communication: when i'm calling you, will you answer too? Curr Bio 2017;27(14):R713-R5.
19. Stief F, Böhm H, Schwirtz A, Dussa CU, Döderlein L. Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment. Gait Posture 2011;33(3):490-5.
20. Messier SP, Martin DF, Mihalko SL, Ip E, DeVita P, Cannon DW, et al. A 2-year prospective cohort study of overuse running injuries: The runners and injury longitudinal study (TRAILS). Am J Sports Med 2018;46(9):2211–21. Available from: http://dx.doi.org/10.1177/0363546518773755.
21. Cavanagh PR, Lafortune MA. Ground reaction forces in distance running. J Biomech 1980;13(5):397-406.
22. Waryasz GR, McDermott AY. Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors. Dynamic Med 2008;7(1):1-14.
23. Libri R, Sabetta E, Stilli S, Andrisano A. The correction of valgus knee by temporary epiphyseal stapling. Ital J Orthop Traumatol 1990;16(2):221-8.
24. Destieux C, Gaudreault N, Isner-Horobeti M, Vautravers P. Use of Postural Reconstruction® physiotherapy to treat an adolescent with asymmetric bilateral genu varum and idiopathic scoliosis. Ann Phys Rehabil 2013;56(4):312-26.
25. Borg G. Borg's perceived exertion and pain scales: Human kinetics; 1998.
26. Livingston LA, Mandigo JL. Bilateral Q angle asymmetry and anterior knee pain syndrome. Clin Biomech 1999;14(1):7-13.
27. Jafarnezhadgero A, Ghorbanlou F, Majlesi M. The Effects of a Period of Corrective Exercise Training Program on Running Ground Reaction Forces in Children with Genu Varum: A Trial Study. J Rafsanjan Univ Med Sci 2019;17(10):937-50.
28. Jafarnezhadgero A, Alavi-Mehr SM, Granacher U. Effects of anti-pronation shoes on lower limb kinematics and kinetics in female runners with pronated feet: The role of physical fatigue. PloS One 2019;14(5):e0216818.
29. Yang P-F, Sanno M, Ganse B, Koy T, Brüggemann G-P, Müller LP, et al. Torsion and antero-posterior bending in the in vivo human tibia loading regimes during walking and running. PloS One 2014;9(4):e94525.
30. Jafarnezhadgero AA, Anvari M, Granacher U. Long-term effects of shoe mileage on ground reaction forces and lower limb muscle activities during walking in individuals with genu varus. Clin Biomech 2020;73:55-62.
31. Chin WW. Issues and opinion on structural equation modeling [commentary]. MIS Q 1998;22(1):vii–xvi.

Original Article

EFFECT OF AGILITY SHOES ON RUNNING KINETICS IN INDIVIDIUALS WITH GENU VARUS BEFORE AND AFTER FATIGUE PROTOCOL

AmirAli Jafarnezhadgero[1], Mitra Zivari Kabir[2]*

Received: 15 November, 2022; Accepted: 08 April, 2023

Abstract

Background & Aim: Genu varus is one of the most common injuries of the lower limb, which affects posture control by creating internal torque on the ankle and foot joints. The complication of Genu varus is accompanied by the biomechanical change of the lower limb during walking and running. The aim of the present study was to evaluate the effect of using agility shoes on running kinetics in individuals with genu varus before and after fatigue protocol.

Methods & Methods: This study was a case-control type. In this study, 14 individuals with genu varus and 15 healthy ones as control aged 20-30 years participate. Using the Bertec Force platform, ground reaction forces were recorded during running before and after the fatigue protocol. The normality of data distribution was confirmed using the Shapiro Wilk test. Two way analysis of variance with repeated measures was used for statistical analysis. All the analyzes were performed at a significance level of 0.05 using SPSS 25 software.

Results: In both groups, the fx_{to} values during the pre-test was larger than that post-test ($p=0.000$). Also, the fy_{hc} values in the pretest was larger than the posttest ($p=0.000$). Moreover, the fy_{po} values in the pretest were larger than the posttest ($p=0.000$).

Conclusion: In general, running kinetics were similar in individuals with genu varus compared with healthy controls before and after fatigue protocol while using agility shoes.

Keywords: Agility Shoes, Fatigue Protocol, Genu Varus, Kinetics, Running

Address: University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
Tel: +984533510801
Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

SOURCE: STUD MED SCI 2023: 33(11): 767 ISSN: 2717-008X

Copyright © 2023 Studies in Medical Sciences

This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-noncommercial 4.0 International License which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, as long as the original work is properly cited.

[1] *Associate Professor, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (Corresponding Author)*
[2] *MSc in Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran*