Archive of SID

Published Online: 2016. January. 23 **Research Article**

Effect of Speed and Incline on Rear Foot Angle during Jogging in People with Pronate Foot

Hossein Farzaneh *[1], Saeed Ilbeigi [2], Mehrdad Anbarian[3]

1. Msc student of Physical Education and Sport Sciences, University of Birjand
2. Assistsnt Professor of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education, University of Birjand
3. Associated Professor of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education, Bu-Ali Sina University

Received: 2015.September.10 Revised: 2016. January.03 Accepted: 2016.January.22

Abstract

Background and aim: The purpose of the present study was to identify the effect of speed and incline on Rear Foot Angle (RFA) during treadmill jogging in people with pronate foot.

Materials and Methods: A total of 15 male students were purposefully selected using navicular drop index. After measuring RFA according to Clarke (1983), each participant walked on the treadmill in three slopes (0°, 5°, and 10°), and three speeds (1/25 m/s, 2/2 m/s 5, 3/25 m/s), without shoes. The RFA angles were recorded during walking using two-dimensional motion caption system (Hp cosmos Para motion) making use of two cameras (125 Hz).

Results :The results of Analysis of Variance with repeated measures showed that the RFA decreased with increasing inclination and speed of running in all phases of running, except for during toe-off the ground. Moreover, the results also showed that increase in the speed of running significantly increased the RFA angle in all phases of walking and running ($p \leq 0/001$).

Conclusion: Based on the results of the current research, according to the slope and speed variables, it seems that the speed variable could be considered as a more important factor for untoward oscillations in people with pronate foot than inclination variable.

Keywords: Speed; inclination; Jogging; Rear foot angle; Pronate foot.

Cite this article as: Hossein Farzaneh, Saeed Ilbeigi, Mehrdad Anbarian. Effect of Speed and Incline on Rear Foot Angle during Jogging in People with Pronate Foot. J Rehab Med. 2017; 5(4): 94-106.

* Corresponding Author: Hossein Farzaneh. Msc student of Physical Education and Sport Sciences, University of Birjand
E-mail address: farzaneh_h68@yahoo.com

www.SID.ir

Archive of SID

بررسی اثر سرعت و شیب جاگینگ بر مقدار زاویه پشت پای افراد با پای چرخیده به خارج

حسین فرزانه[۱]، سعید ایل بیگی[۲]، مهرداد عنبریان[۳]

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه بیرجند . بیرجند، ایران.
۲. استادیار بیومکانیک ورزشی دانشگاه بیرجند. بیرجند، ایران.
۳. دانشیار بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا. همدان، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۵/۰۵/۰۷ بازنگری مقاله ۱۳۹۵/۱۰/۱٤ پذیرش مقاله ۲۲ /۱۳۹۵/۱۰ *

چکیده

مقدمه و اهداف

هدف از تحقیق حاضر، بررسی اثر تغییر سرعت و شیب تردمیل بر مقدار زاویه‌ی پشت پای افراد با پای چرخیده به خارج طی فاز استانس، راه رفتن و دویدن بود.

مواد و روش‌ها

بدین منظور تعداد ۱۵ نفر از دانشجویان پسر به صورت هدفمند و بر اساس شاخص افتادگی استخوان ناوی انتخاب شدند، و پس از قرارگیری نشانگرها بر طبق مدل نشانه‌گذاری کلارک (۱۹۸۳)، هر آزمودنی به مدت ۲۰ دقیقه، عمل راه رفتن و دویدن را در سه شیب (۰، ۵ و ۱۰ درجه)، و سه سرعت (۱/۲۵، ۲/۲۵، ۳/۲۵ متر بر ثانیه) بدون استفاده از کفش انجام داد. اطلاعات دو بعدی زاویه‌ی پشت پای آزمودنی‌ها با استفاده از دو دوربین فیلم‌برداری (۱۲۵ هرتز)، و سیستم آنالیز حرکت (Hp cosmos para motion) ثبت گردید.

یافته‌ها

نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر نشان داد که مقدار زاویه‌ی پشت پای آزمودنی در نتیجه افزایش شیب تردمیل، به جز در مرحله جدا شدن انگشتان پا از زمین، در سایر مراحل فاز استانس راه رفتن و دویدن از کاهش معناداری برخوردار است. همچنین، پژوهش حاضر نشان داد که با افزایش سرعت تردمیل، مقدار زاویه‌ی پشت پای آزمودنی‌ها نیز به‌طور معناداری در کلیه مراحل فاز استانس راه رفتن و دویدن افزایش می‌یابد($p\leq ۰/۰۰۱$).

نتیجه‌گیری

بر اساس نتایج به‌دست‌آمده از محدوده‌های (شیب و سرعت) مورد بررسی، به نظر می‌رسد عامل افزایش سرعت نسبت به عامل افزایش شیب، عامل مؤثرتری در افزایش و ایجاد نوسانات نامطلوب مقدار زاویه‌ی پشت پای افراد با پای چرخیده به خارج باشد.

واژه های کلیدی

سرعت؛ شیب؛ جاگینگ؛ زاویه پشت پا؛ پای چرخیده به خارج

نویسنده مسئول: حسین فرزانه. خراسان رضوی، شهرستان بردسکن، روستای مظفرآباد، خیابان اصلی رو به روی مخابرات

آدرس الکترونیک: farzaneh_h68@yahoo.com

www.SID.ir

Archive of SID

Published Online: 2016. January. 23 **Research Article**

مقدمه و اهداف

به‌طورکلی یکی از عناصر اساسی نشان‌دهنده عملکرد پا، اندازه‌گیری میزان زاویه پشت پا[1] است که اغلب در حالت‌های پویا نظیر راه رفتن و دویدن مورد ارزیابی قرار می‌گیرد.[۱] این زاویه (زاویه پشت پا)، زاویه‌ای است که نشان‌دهنده خط طولی نیم ساز پا (پاشنه) و خط نیم ساز یک‌سوم تحتانی ساق پا تا زمین است[۲]، و یکی از عوامل مهمی است که با آسیب‌های مختلف اندام تحتانی ناشی از راه رفتن و دویدن و فعالیت‌های ورزشی مرتبط است.[۳] به طوری که Tiberio (۱۹۸۷)، در مطالعه‌ی خود حرکت غیرمعمول مفصل ساب تالار را به عنوان عامل مؤثر و مرتبط با آسیب‌های زانو گزارش کرده است.[۴] Stergiou و همکاران (۱۹۹۹) نیز، تغییر در زمان مطلوب بین باز شدن زانو و سوپینیشن استخوان پاشنه و همچنین، تأخیر در چرخش خارجی استخوان درشت‌نی را، ناشی از پرونیشن بیش از حد (افزایش مقدار زاویه پشت پا)، معرفی کرده است.[۵].به همین منظور محققین زیادی به اهمیت کنترل افزایش بیش از حد زاویه‌ی پشت پا در هنگام راه رفتن و دویدن اشاره کرده‌اند.[۶، ۷] به‌طورمعمول انجام چنین پژوهش‌هایی اغلب در محیط‌های آزمایشگاهی و مطالعات بیومکانیکی مبتنی بر سیستم‌های بینایی به منظور تجزیه و تحلیل حرکات انسان روی تردمیل صورت می‌گیرد. گرچه، نتایج پژوهش‌های گذشته حاکی از آن است که راه رفتن و دویدن روی تردمیل در مقایسه با حالت طبیعی (پیاده‌روی زمین)، منجر به تغییر در عملکرد مفاصل اندام تحتانی، تغییر در فعالیت الکترومایوگرافی[2] عضلات اندام تحتانی، و عضلات تنه، می‌شود[۱، ۳]،اما درعین‌حال، امروزه استفاده از تردمیل به خاطر برخورداری از امکاناتی نظیر: راه رفتن یا دویدن در سرعت‌ها و شیب‌های مختلف، تمرین در فضاهای کوچک و سرپوشیده، طراحی برنامه‌های کنترل شده برای ارزیابی توانایی بیماران، سهولت در کمک به درمانگران و غیره در منازل، باشگاه‌های ورزشی، مراکز باز توانی، و محیط‌های آزمایشگاهی از شیوع گسترده‌ای برخوردار شده است.[۱۰]

مطالعات گذشته نشان می‌دهد که راه رفتن (پیاده‌روی)، در شیب و در سرعت‌های نسبتاً سریع یا آهسته منظم (جاگینگ[3]) موجب بهبود عملکرد قلبی –عروقی، افزایش سرعت مصرف انرژی و سوزاندن بافت چربی[۱۱]، و همچنین افزایش فعالیت و تقویت عضلات چهار سر[4]، همسترینگ[5] و دو سر رانی[6] می‌شود.[۱۲، ۱۳] مجموع این عوامل موجب شده است راه رفتن در شیب‌های مختلف و در برخی اوقات در سرعت‌های متفاوت روی تردمیل، به عنوان یک نسخه تمرینی برای حفظ سلامتی و افزایش آمادگی جسمانی در بین اقشار مختلف مردم به ویژه در بین افراد چاق، مسن و یا بیمارانی که نیازمند برنامه‌های توان‌بخشی و بازتوانی هستند، مورداستفاده قرار گیرد[۱۲]، گرچه، بر اساس یافته‌های برخی از محققان دوسوم از صدمات مزمن اندام تحتانی، ناشی از راه رفتن یا دویدن در شیب‌های زیاد، مسافت‌های پیموده شده طولانی و شدت زیاد تمرینی گزارش شده است.[۱۴]

به نظر می‌رسد راه رفتن و دویدن در سطوح شیب‌دار و در سرعت‌های مختلف روی تردمیل، تا حد قابل توجهی بر الگوی راه رفتن و دویدن افراد تأثیرگذار باشد. در این راستا، برخی از محققین نظیر: Lange و همکاران (۱۹۹۶)، Slider و همکاران (۲۰۱۲)، Lay و همکاران (۲۰۰۶) McIntosh و همکاران (۲۰۰۶) معتقدند که راه رفتن در شیب، موجب افزایش فلکشن و گشتاور مفصل زانو، لگن و مچ پا، در دو مرحله تماس کف پا با زمین[7] و مرحله میانی سکون[8] پا خواهد شد.[۱۲،۱۵،۱۷] بر اساس یافته‌های این محققین، افزایش مقدار فلکشن ایجاد شده در این مفاصل، به منظور سهولت جدا شدن کف و انگشتان پا از زمین هنگام راه رفتن در سطوح شیب‌دار، امری ضروری است، و در حقیقت این ساز و کار، به عنوان یک عامل کمک‌کننده در سهولت جابجایی و جلو راندن بدن در هنگام راه رفتن در سطوح شیب‌دار، محسوب می‌شود.[۱۶، ۱۷] Kawamura و همکاران (۱۹۹۱)، Sun و همکاران (۱۹۹۶)، کاهش طول گام هنگام راه رفتن و پیاده‌روی در سرازیری (شیب پایین)[۱۸، ۱۹]، و Leroux و همکاران (۲۰۰۲) نیز افزایش طول گام را هنگام راه رفتن در سربالایی (شیب بالا)، گزارش کرده‌اند.[۲۰]

1 Rearfoot angle
2 Electromyography
3 Jogging
4 Quadriceps femoris
5 Hamstring
6 Biceps Femoris
7 Foot-strike
8 Mid-stance

www.SID.ir

Archive of SID

همچنین، Lay و همکاران (۲۰۰۶) و McIntosh و همکاران (۲۰۰۶)، در مطالعه خود افزایش حداکثر فلکشن ران و زانو در ابتدای مرحله استانس، و افزایش حداکثر فلکشن مفصل مچ پا در آخرین مرحله استانس[9] راه رفتن را نیز، از دیگر عوامل متأثر از راه رفتن در شیب گزارش نموده‌اند.[۱۶،۱۷]علاوه بر این، در برخی از پژوهش‌ها تغییر در فعالیت عضلات تنه[۲۰]، و در برخی دیگر نیز تغییر و افزایش مقدار فعالیت عضلات اکستنسورهای ران، زانو و مچ پا نیز، در هنگام افزایش شیب راه رفتن و دویدن گزارش شده است.[۲۱،۲۲]

بر اساس نتایج پژوهش‌هایی که به مطالعه اثرات پیاده‌روی در سرعت‌های مختلف بر ویژگی‌های کینتیک و کینماتیک اندام تحتانی پرداخته‌اند؛ افزایش مقدار زاویه‌ی پشت پا[۲۳]، افزایش و تغییر فشار وارده بر انگشتان و پاشنه پا[۲۴]، افزایش حرکات و فلکشن مفصل زانو در طی سیکل راه رفتن و در فاز نوسان[۲۲]، تغییر در فعالیت عصبی–عضلانی و الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی[۲۱، ۲۵، ۲۶]، و تغییر در پارامترهای فضایی–زمانی مانند: عرض گام، طول گام، آهنگ گام‌برداری و مدت زمان تماس کف پا با زمین[۲۵،۲۶]، جزء عواملی گزارش شده است که در نتیجه افزایش سرعت راه رفتن دستخوش تغییر می‌شوند.

باوجوداین که تاکنون پژوهش‌های متعددی اثرات پیاده‌روی در سرعت و شیب‌های مختلف را بر ویژگی‌های کینتیک و کینماتیک اندام تحتانی مطالعه کرده‌اند[۱۹،۲۲]، کمتر تحقیقاتی یافت می‌شود که مانند پژوهش حاضر به‌طور خاص و جدی به بررسی اثر سرعت و شیب‌های مختلف بر میزان زاویه‌ی پشت پای افراد با پای چرخیده به خارج پرداخته باشد. به نظر می‌رسد مقدار زاویه‌ی پشت پا، در افراد با پای چرخیده به خارج به علت وجود تغییر شکل در نوع ساختار قوس کف پا (کاهش قوس طولی کف پا)، و عدم هم‌راستایی در اندام تحتانی این‌گونه افراد (اورژن اضافی مفصل تحت قاپی، چرخش داخلی ساق پا، ران و تیلت قدامی لگن)[۲۷]. هنگام راه رفتن و دویدن در شیب‌ها و سرعت‌های مختلف نسبت به افراد با پای طبیعی، به شکل متفاوتی رخ می‌دهد، اما نمی‌توان در مورد اهمیت و برتری یکی از این دو عامل (سرعت، شیب)، از نظر میزان بروز آسیب‌دیدگی نسبت به دیگری در بین این گروه از افراد به‌طور قطعی تصمیمی اتخاذ نمود. بنابراین محققین در پژوهش حاضر با بررسی اثر سرعت و شیب حین جاگینگ، بر میزان زاویه‌ی پشت پای این گروه از افراد، به دنبال پاسخ به این سؤال هستند که افزایش کدام عامل (سرعت یا شیب)، ممکن است منجر به افزایش بیشتر میزان زاویه‌ی پشت پا و نوسانات آن طی فاز استانس راه رفتن و دویدن در افراد با ساختار پای چرخیده به خارج شود؟

از آنجایی که پژوهش پیش‌رو باهدف شناسایی و ارائه مهم‌ترین عامل مؤثر (سرعت یا شیب)، در افزایش میزان افزایش زاویه‌ی پشت پای افراد با پای چرخیده به خارج و متعاقب آن افزایش خطر ابتلای به آسیب‌های اسکلتی–عضلانی صورت گرفته است، بنابراین، به نظر می‌رسد انجام چنین پژوهش‌هایی به عنوان پیشگیری، کنترل و ارائه راه‌کارهایی جهت به حداقل رساندن آسیب‌های احتمالی ناشی از آن، امری ضروری و بااهمیت محسوب شود.

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نوع تحقیق نیمه تجربی است. جامعه آماری تحقیق پیش‌رو، کلیه دانشجویان پسر دانشگاه بیرجند سال تحصیلی ۹۳–۹۲، نمونه آماری تعداد ۱۵ نفر که به صورت هدفمند، و بر اساس اندازه‌گیری شاخص افتادگی استخوان ناوی[10] توسط محقق از بین جامعه غربال شده انتخاب شدند. به منظور تعیین ناهنجاری پای آزمودنی‌ها، از اندازه‌گیری درجه پرونیشن مفصل تحت قاپی توسط آزمون شاخص افتادگی استخوان ناوی استفاده شد.[۲۸] با استفاده از روش توصیف شده توسط برودی[۲۹]، افتادگی استخوان ناوی، ارزیابی شد. اندازه‌گیری افتادگی ناوی در هر آزمودنی سه بار انجام شد و میانگین آن‌ها به منظور طبقه‌بندی افراد در گروه پای صاف به کار رفت. آزمودنی‌ها با افتادگی ناوی بیشتر از ۱۰ میلی‌متر، در گروه کف پای صاف قرار گرفتند.[۲۸]با عنایت به استاندارد بودن، این آزمون دارای اعتبار لازم برای سنجش مقدار پرونیشن پا است. ضریب پایایی آن توسط مولر و همکاران(۱۹۹۳) ۸۵٪، شالتز و همکاران (۲۰۰۶) ۸۰٪، ایوانز و همکاران(۲۰۰۳) ۷۶٪، و جی هرتل و همکاران (۲۰۰۴) ۷۰٪ گزارش شده است.[۳۰]

معیار قرارگیری هر فرد در پژوهش حاضر، وجود ساختار مشابه در هر دو اندام تحتانی و تائید توسط محقق با معیارها و شاخص‌های فوق و عدم ابتلا به بیماری‌های عصبی–عضلانی، سابقه سوختگی، و عدم داشتن هر گونه درد در ناحیه پا، شکستگی و جراحی در اندام تحتانی بود. کلیه

[9] Terminal stance
[10] Navicular-drop

www.SID.ir

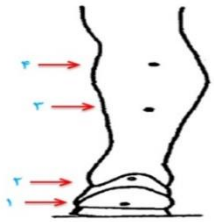
Archive of SID

آزمودنی‌ها قبل از آزمون، پرسش‌نامه‌ی سلامت فردی و فرم رضایت‌نامه شرکت در آزمون را پر کردند، همچنین از کلیه آزمودنی‌ها خواسته شد که ۴۸ ساعت قبل از آزمون هیچ‌گونه فعالیت خسته‌کننده و فعالیت ورزشی نداشته باشند؛ با این عمل، محقق اثر خستگی، کوفتگی و گرفتگی عضلانی را که ممکن بود در الگوی راه رفتن و دویدن افراد تغییر ایجاد کند، به حداقل رسانیده است. علاوه بر این، آزمودنی‌ها قبل و بعد از انجام آزمون جهت گرم کردن و جلوگیری از آسیب‌دیدگی به مدت ۵ دقیقه حرکات کششی و نرمشی سبک و ۵ دقیقه با سرعت پایین جهت آشنایی با دستگاه تردمیل به راه رفتن پرداختند. بعد از انجام عمل گرم کردن، به‌طورکلی هر آزمودنی به مدت ۲۰ دقیقه، (۱۰ دقیقه در سرعت پایه‌ی ۱/۵ متر بر ثانیه، در سه شیب ۰، ۵ و ۱۰ درجه)، و (۱۰ دقیقه در شیب پایه‌ی صفر درجه، در سه سرعت ۱/۲۵، ۲/۲۵، ۳/۲۵ متر بر ثانیه) بدون استفاده از کفش، روی تردمیل مدل (hp cosmos para motion ساخت کشور آلمان) با کم‌ترین پوشش اندام تحتانی (شورت ورزشی)، به فعالیت راه رفتن و دویدن پرداختند.

به منظور جلوگیری از اثرات خستگی حین اجرای دو پروتکل (سرعت و شیب)، فاصله استراحت زمانی ۱۰ دقیقه‌ای در نظر گرفته شد. و همچنین، هر دو پروتکل (شیب و سرعت)، به صورت ترکیبی و متناوب انجام شد. به طوری که ابتدا تعداد ۷ نفر کار خود را با پروتکل شیب به صورت یک روند افزایشی (۰، ۵ و ۱۰ درجه)، شروع و خاتمه داده‌اند. و تعداد ۸ نفر دیگر آزمودنی‌ها، پروتکل شیب را با یک روند کاهشی (۱۰، ۵ و ۰ درجه)، انجام داده‌اند. سپس، پروتکل سرعت مشابه پروتکل شیب با همان روش (روند افزایشی و کاهشی) به صورت متناوب در سرعت‌های مد نظر اجرا گردید. از آنجایی که ممکن بود افراد به خاطر آگاهی داشتن از ضبط و ثبت اجرای خود، رفتار و الگوی متفاوتی نسبت به الگوی طبیعی نشان دهند، بنابراین محقق شروع کار آزمودنی را مورد محاسبه قرار نداده و درواقع زمانی را مورد محاسبه قرار داده است که فرد به الگوی پایدار رسیده و دیگر بر حرکاتش تمرکز نداشته باشد. کلیه مراحل آزمون با استفاده از دو دوربین فیلم‌برداری پاناسونیک مدل (NV-GS330) با فرکانس ۱۲۵ هرتز در ثانیه از نمای خلفی و صفحه فرونتال تصویربرداری شد. قبل از اجرای آزمون دو دوربین در فاصله ۱/۵ متری نسبت به تردمیل و در ارتفاع بین ۴۰ تا ۵۰ سانتی‌متر نسبت به زمین، کالیبره شده بودند.

جهت سنجش و اندازه‌گیری تغییرات زاویه‌ی پشت پا، محقق قبل از آزمون با استفاده از ماژیک مخصوص دستگاه، درحالی‌که محقق روی تخت دراز کشیده بود، در موقعیت خنثی بر اساس مدل نشانه‌گذاری Clarke و همکاران (۱۹۸۳)، موقعیت‌های موردنظر را مشخص و نشانه‌گذاری نمود (شکل شماره ۳). معیار سنجش و تجزیه تحلیل زاویه‌ی پشت پا، پای راست آزمودنی‌ها بود. همچنین جهت آنالیز حرکات از دستگاهMotion caption مدل (Simi ساخت کشور آلمان)، و آزمون‌های آماری ANOVA با اندازه‌گیری‌های مکرر در سطح (P<0/05)، در محیط SPSS 19 استفاده شد.

مدل نشانه‌گذاری Clarke (۱۹۸۳). طبق این مدل نیز، از چهار نشانگر استفاده می‌شود، که به ترتیب نشانگر شماره ۱. در قسمت خلفی کفش مطابق با قسمت پایینی استخوان پاشنه، نشانگر شماره۲. در قسمت خلفی کفش مطابق با قسمت بالایی استخوان پاشنه، نشانگر شماره ۳ و۴. در قسمت خلفی ساق پا روی قسمت خلفی عضله دوقلو (۲۰ سانتی‌متر بالایی عضله) عمود بر پاشنه پا[۳۱]. تصویر (۱).



تصویر ۱: مدل نشانه‌گذاری Clarke (۱۹۸۳)[۹].

اندازه‌گیری زاویه‌ی پشت پا

جهت اندازه‌گیری مقدار زاویه‌ی پشت پای آزمودنی‌ها حین دو پروتکل شیب و سرعت، از سیستم درجه‌بندی دستگاه آنالیز حرکت دو بعدی مدل (hp cosmos para motion)، استفاده شد. بدین منظور، پس از وارد کردن ویدئوی ضبط‌شده هر فرد در دستگاه آنالیز حرکت موردنظر،

www.SID.ir

Archive of SID

تعداد ۱۰ نمونه از زیر فازهای مختلف فاز استانس راه رفتن یا دویدن برای هر فرد به صورت جداگانه در هر سه شیب و هر سه سرعت مورد ارزیابی، مشخص و در جایگاه مخصوص دستگاه تعریف می‌گردید.

در نهایت، جهت تجزیه و تحلیل مقدار زاویه‌ی پشت پای آزمودنی‌ها در زیر فازها و نمونه‌های مشخص‌شده، با استفاده از رسم نقاط مورد نظر به وسیله علائم و ابزارهای تعبیه شده در دستگاه که شامل (خطوط، درجه، زاویه و غیره)بود،اندازه‌گیری شد. بدین صورت که ابتدا راستای ساق پا به‌وسیله رسم خطی که دقیقاً منطبق بر روی دو نشانگر ساق پا بود رسم می‌شد، و سپس خط دیگری، منطبق بر راستای دو نشانگر پاشنه ترسیم می‌گردید و در نهایت از انطباق این دو خط بر هم، زاویه‌ای به وجود می‌آمد که به عنوان زاویه پشت پا محسوب می‌شد[۳۱] (تصویر ۲). میانگین زوایای به‌دست‌آمده در هر زیر فاز، به عنوان مقدار زاویه‌ی پشت پای آزمودنی‌ها در آن زیر فاز ثبت و گزارش می‌شد.

تصویر۲: روش اندازه‌گیری مقدار زاویه پشت پا به‌وسیله سیستم آنالیز حرکت

ملاحظات اخلاقی

پژوهش حاضر از نظر رعایت با اصول و موازین اخلاقی در شورای تحصیلات تکمیلی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه بیرجند، مورد بررسی قرار گرفته است و پس از تائید و تصویب گروه مذکور (شماره نامه تائیدیه، ۶۵/۱۱۲۹۶۹)، تحقیق پیش‌رو انجام شده است.

یافته‌ها

جدول زیر نشان‌دهنده میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها می‌باشد(جدول ۱).

جدول ۱: ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها (تعداد ۱۵ نفر)، براساس (میانگین ± انحراف استاندارد)

متغیر	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)	BMI [11] (کیلوگرم بر متر۲)	اختلاف ارتفاع ناویکولار ΔH(میلی متر)	تعداد
مقدار	۲۵/۱ ±۲/۰۸	۱۷۳ ±۴ /۰۷	۷۳ ±۷/۸۰	۲۳/۰۹ ±۲/۵	۱۱/۸۶ ±۵/۰۳	۱۵

در جدول ۲ و ۳ نیز به ترتیب نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر در شیب‌ها و سرعت‌های مختلف و مقادیر زاویه‌ی پشت پا ارائه شده است

[11] . Body mass index

www.SID.ir

Archive of SID

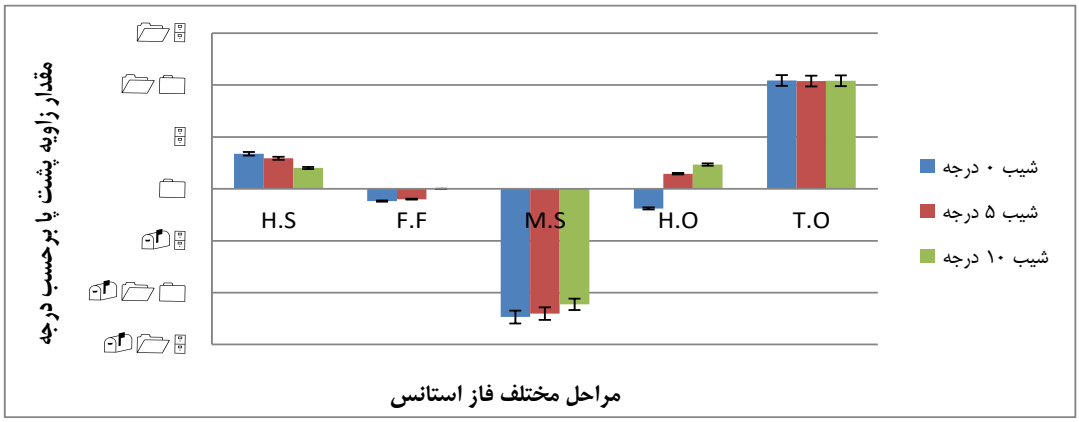
جدول ۲: مقادیر زاویه پشت پای آزمودنی‌ها (تعداد ۱۵ نفر)، و نتایج تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر در شیب‌های مختلف

مراحل مورد بررسی	شیب‌های مختلف (درجه)	مقدار زاویه پشت پا (درجه)، میانگین±انحراف معیار	F	معناداری
برخورد پاشنه پا با زمین (H.S)	شیب ۰ درجه	۳/۳۸±۱/۵۱	٤/٦٥	۰/۰۰۱*
	شیب ۵ درجه	۲/۹۳±۲/۳۳		
	شیب ۱۰ درجه	۲/۰۱±۲/٦۷		
تماس کف پا با زمین (F.F)	شیب ۰ درجه	-۱/۱۸±۱/۳٦	۳/۳۲	۰/۰۰۱*
	شیب ۵ درجه	-۱/۰۰±۲/۰۰		
	شیب ۱۰ درجه	۰/۰۱±۱/۰۱		
میانی سکون پا (M.S)	شیب ۰ درجه	-۱۲/۳۵±۲/۵٤	٦/۸۲	۰/۰۰۰۱*
	شیب ۵ درجه	-۱۲/۰۱±۱/۵٦		
	شیب ۱۰ درجه	-۱۱/۱۳±۱/۰۱		
جدا شدن پاشنه پا از زمین (H.O)	شیب ۰ درجه	-۱/۸۹±۲/۲۷	۲/۷٤	۰/۰۰۰۱*
	شیب ۵ درجه	۱/٤۵±۱/٦۲		
	شیب ۱۰ درجه	۲/۳۳±۲/۱۱		
جدا شدن انگشتان پا از زمین (T.O)	شیب ۰ درجه	۱۰/٤۳±۱/۲۰	۷/۵۸	۰/۲۸
	شیب ۵ درجه	۱۰/۳۹±۱/٤۵		
	شیب ۱۰ درجه	۱۰/٤۱±۱/٦۹		

* تفاوت معنادار در سطح P≤ ۰/۰۵

عبارات مشخص شده در جدول نشان دهنده: Heel strike (H.S)، Foot Flat (F.F)، Mid stance (M.S)، Heel Off (H.O)، Toe Off (T.O).

طبق مدل ارزیابی Clarke (۱۹۸۳)، علامت منفی (-) در جدول نشان دهنده زاویه پرونیشن و علامت مثبت نیز نشان دهنده زاویه سوپینشن است[۳۱]. در نمودار ۱ مقدار زاویه‌ی پشت پای آزمودنی‌ها در شیب‌های مختلف (درجه)، نمایش داده شده است.



نمودار ۱: مقایسه مقدار زاویه پشت پای آزمودنی‌ها در شیب‌های مختلف (درجه)

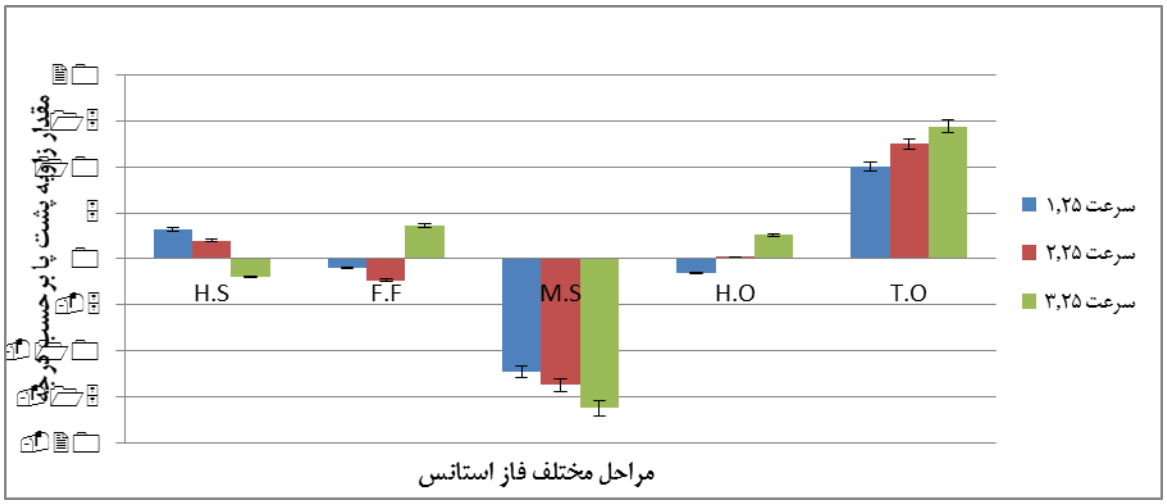
www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۳: مقادیر زاویه پشت پای آزمودنی‌ها (تعداد ۱۵ نفر)، و نتایج تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر در سرعت‌های مختلف

مراحل مورد بررسی	سرعت‌های مختلف (متر بر ثانیه)	مقدار زاویه پشت پا (درجه)، میانگین± انحراف معیار	F	معناداری
برخورد پاشنه پا با زمین (H.S)	سرعت ۱/۲۵	۳/۲۲±۲/۲۵	٦/۲٥	۰/۰۰۰۱*
	سرعت ۲/۲۵	۲/۰۱±۱/۷۳		
	سرعت ۳/۲۵	-۱/۹۳±۲/۱۲		
تماس کف پا با زمین (F.F)	سرعت ۱/۲۵	-۰/۹۸±۱/۰۱	٤/٦۷	۰/۰۰۰۱*
	سرعت ۲/۲۵	-۲/۳۲±۲/۶۹		
	سرعت ۳/۲۵	۳/٦٥±۱/۰۰		
میانی سکون پا (M.S)	سرعت ۱/۲۵	-۱۲/۲٦±۲/۰۲	۳/۱۹	۰/۰۰۰۱*
	سرعت ۲/۲۵	-۱۳/٦۹±۱/۷۳		
	سرعت ۳/۲۵	-۱٦/۲٤±۲/۱۲		
جدا شدن پاشنه پا از زمین (H.O)	سرعت ۱/۲۵	-۱/٥٦±۱/۳٥	۲/۷۱	۰/۰۰۰۱*
	سرعت ۲/۲۵	۰/۲۴±۲/۰۰		
	سرعت ۳/۲۵	۲/٦۱±۱/۹۶		
جدا شدن انگشتان پا از زمین (T.O)	سرعت ۱/۲۵	۱۰/۰۰±۲/۳٥	٥/۹۳	۰/۰۰۰۱*
	سرعت ۲/۲۵	۱۲/٤۸±۱/۷۶		
	سرعت ۳/۲۵	۱٤/۳۹±۱/۷٤		

در نمودار ۲: نیز مقادیر زاویه پشت پای آزمودنی‌ها در سرعت‌های مختلف نمایش داده شده است.



نمودار ۲: مقایسه مقدار زاویه‌ی پشت پای آزمودنی‌ها در شیب‌های مختلف (درجه)

بر اساس نتایج حاصل از آزمون، آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر، بین مقدار زاویه‌ی پشت پای آزمودنی در نتیجه افزایش شیب تردمیل، به جز در مرحله جدا شدن انگشتان پا از زمین، در سایر مراحل فاز استانس راه رفتن و دویدن اختلاف معناداری مشاهده شد($p\leq ۰/۰۰۱$). همچنین،

www.SID.ir

Archive of SID

پژوهش پیش‌رو نشان داد که با افزایش سرعت تردمیل، مقدار زاویه‌ی پشت پای آزمودنی‌ها نیز به‌طور معناداری در کلیه مراحل فاز استانس راه رفتن و دویدن افزایش می‌یابد($p\leq ۰/۰۰۱$).

بحث

با توجه به یافته‌های پژوهش حاضر، بین مقدار زاویه‌ی پشت پای آزمودنی درنتیجه افزایش شیب تردمیل، به جز در مرحله جدا شدن انگشتان پا از زمین، در سایر مراحل فاز استانس راه رفتن و دویدن اختلاف معناداری مشاهده شد($p\leq ۰/۰۰۱$)، به نحوه‌ی که به‌طورکلی این اختلاف به وجود آمده، بر اساس مبادله‌ای که در حالت‌های (پرونیشن به سوپینیشن و یا برعکس)، رخ داده است، منجر به کاهش و یا تغییر در میزان زاویه-ی پشت پا در جهت مطلوب شده است.

گرچه تاکنون پژوهشی مانند پژوهش حاضر به‌طور خاص و جدی به بررسی اثر شیب و سرعت بر مقدار زاویه‌ی پشت پای افراد با پای چرخیده به خارج نپرداخته است، اما نتایج برخی از پژوهش‌های مشابه نظیر Haggerty و همکاران(۲۰۱۴)، Lange و همکاران (۱۹۹۶)، که بررسی اثرات شیب‌های مختلف بر ویژگی‌های کینتیک و کینماتیک مفاصل اندام تحتانی افراد سالم پرداخته‌اند، به‌نوعی از حیث اینکه در پژوهش‌های مذکور در روند افزایش مقدار شیب‌های مورد بررسی (۰ تا ۲۰ درجه)، کاهش در مقدار اوج چرخش داخلی و ابداکشن مفصل مچ پا و زانو، به ویژه در شیب (۱۰ درجه)، و بالاتر گزارش نموده‌اند، همسو است.[۱۲،۳۲]

Haggerty و همکاران (۲۰۱۴)، در مطالعه خود تغییرات کینتیک و کینماتیک اندام تحتانی ۱۵ فرد سالم را در پنج شیب مختلف (۰، ۵ ، ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درجه)، در سرعت ۱/۳۴ متر بر ثانیه در دو صفحه فرونتال و ساجیتال مورد ارزیابی قرار داده‌اند. این محققین نشان داده‌اند که با افزایش شیب، به جز در شیب ۵ درجه، مقدار چرخش داخلی و ابداکشن زانو و مچ پا کاهش می‌یابد. همچنین، نشان داده‌اند که رابطه منفی بین افزایش شیب و کاهش چرخش داخلی و ابداکشن زانو به ویژه در شیب ۱۰ درجه وجود دارد. Haggerty و همکاران، همچنین، Lange و همکاران (۱۹۹۶) نیز، به اهمیت این مسئله در برنامه‌های توان‌بخشی و فعالیت‌های ورزشی تأکید کرده‌اند و شیب ۱۰ تا ۱۵ درجه را نسبت به دیگر شیب های مورد بررسی به‌خاطر کاهش حرکات اضافی مفصل زانو، به عنوان یک محدوده شیب ایمن در کاهش درد، سلامت مفصل زانو و مچ پا، جلوگیری از آسیب‌های غضروفی و ابتلای به استو آرتریت[۱۲] گزارش نموده اند.[۳۲ ،۱۲]

از آنجایی که مقدار زاویه‌ی پشت پا تا حد بسیار زیادی متأثر از حرکات استخوان درشت‌نی، مفصل زانو و ران است، کاهش حرکات مفصل مچ پا و زانو (کاهش چرخش داخلی و ابداکشن مفصل زانو و مچ پا) می‌تواند توجیه مناسبی برای کاهش مقدار زاویه‌ی پشت پای آزمودنی‌های پژوهش حاضر درنتیجه افزایش شیب هنگام راه رفتن و دویدن باشد.

گرچه برخی از پژوهش‌ها با افزایش شیب راه رفتن، افزایش مقدار دورسی فلکشن و پلانتار فلکشن[۱۳] مچ پا را گزارش کرده‌اند[۲۲]، اما به نظر می‌رسد افزایش این حرکات، بر میزان زاویه‌ی پشت پا اثر قابل‌توجهی ندارد و درواقع افزایش میزان پلانتار و دورسی فلکشن مچ پا به عنوان واکنش و پاسخی کنترلی در کاهش مقدار اینورژن[۱۴] مچ پا در مرحله برخورد پا با زمین محسوب می‌شود.[۲۲]

علاوه بر نقش حرکات مفاصل اندام تحتانی بر مقدار زاویه‌ی پشت پا، تغییرات احتمالی فعالیت عضلات تحتانی نیز یکی دیگر از متغیرهای اثرگذار در مقدار این زاویه محسوب می‌شود. به طوری که Franz (۲۰۱۲)، Slider و همکاران (۲۰۱۲)، Phadke و همکاران (۲۰۱۱)، Lange و همکاران (۱۹۹۶)، گزارش کرده‌اند که افزایش شیب هنگام راه رفتن و دویدن موجب افزایش فعالیت عضلات چهار سر رانی، دوقلو و سه سر می‌شود.[۱۲،۱۵،۲۱،۳۱] Lay و همکاران (۲۰۰۶)، McIntosh و همکاران (۲۰۰۶) نیز، در مطالعه خود نشان داده‌اند که مقدار فعالیت اکستنسورهای ران به‌طور معناداری با افزایش شیب، افزایش می‌یابد.[۱۶،۱۷] اگرچه عمده این پژوهش‌ها بر روی افراد با پای طبیعی صورت گرفته است، اما منطقی به نظر می‌رسد که افراد با پای چرخیده به خارج به خاطر عدم هم‌راستایی در اندام تحتانی، به‌طور بارزتر یا متفاوت‌تری در روند تغییرات شیب راه رفتن و دویدن، با این عوامل مواجه شوند. نتایج برخی از مطالعاتی که به بررسی الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی این‌گونه افراد پرداخته است حاکی از آن است که افراد با پای چرخیده به خارج نسبت به افراد با پای طبیعی، با تغییر در فعالیت عضلات اینورتور از قبیل

[12] Tibiofemoral osteoarthritis
[13] Plantar flexion
[14] Inversion

www.SID.ir

Archive of SID

افزایش درشت‌نی قدامی و کاهش فعالیت اورتورها نظیر نازک نی طویل هستند[۳۴] و همچنین، اشاره شده است در افراد با پای چرخیده به خارج، مفصل تحت قاپی در مرحله انتهایی استانس و در وضعیت پرونیشن قرار می‌گیرد. در نتیجه، ممکن است ثبات استخوانی مورد نیاز برای پیشروی مؤثر در مرحله جدا شدن شست پا از زمین کاهش یابد. بنابراین، احتمالاً مجموع این عوامل باعث تغییر و عدم وجود اختلاف معنادار در مقدار زاویه‌ی پشت پای آزمودنی‌های پژوهش حاضر شده باشد. این در حالی است که مقدار زاویه‌ی پشت پا در سایر مراحل فاز استانس راه رفتن و دویدن، کاهش مقدار زاویه‌ی پشت پا یا تغییر حالت در وضعیت مطلوب (پرونیشن به سوپینش) و در نتیجه افزایش شیب را نشان می‌دهد. این مسئله در مرحله جدا شدن پاشنه پا از زمین به خوبی نشان داده شده است. به‌طورکلی، بر اساس یافته‌های پژوهش حاضر، افزایش شیب تردمیل موجب کاهش معنادار و بهبود مقدار زاویه‌ی پشت پای افراد با پای چرخیده به خارج در اکثر مراحل فاز استانس راه رفتن و دویدن شد.

به‌علاوه، پژوهش پیش‌رو نشان داد که با افزایش سرعت تردمیل، مقدار زاویه‌ی پشت پای آزمودنی‌ها نیز به‌طور معناداری در کلیه مراحل فاز استانس راه رفتن و دویدن افزایش می‌یابد ($p\leq ۰/۰۰۱$). در این رابطه نتایج پژوهش پیش‌رو با نتایج تحقیق Rosenbaum و همکاران (۱۹۹۴) ناهمسو[۳۵] و با پژوهش‌های Countryman همکاران (۲۰۰۲)، Tulchin و همکاران (۲۰۰۹) همسو است.[۳۳،۳۶]

Rosenbaum و همکاران (۱۹۹۴) در مطالعه خود به بررسی اثرات سرعت راه رفتن بر الگوی فشار کف پایی، حرکات و زاویه‌ی پشت پای سه گروه افراد با پای طبیعی، با قوس کف پایی کم و قوس کف پایی زیاد پرداخته است. این محققین نشان داده‌اند که مقدار زاویه‌ی پشت پا به‌طورکلی در هر سه گروه، در نتیجه افزایش سرعت، با کاهش مواجه شده است، اما این کاهش معنادار نبوده است. این مطلب با نتایج پژوهش حاضر ناهم‌سو است. و احتمالاً علت عدم همسو بودن نتایج این پژوهش با پژوهش حاضر، علاوه بر تفاوت در سرعت‌های مورد بررسی، کلی گزارش شدن مقدار زاویه‌ی پشت پا در این پژوهش Rosenbaum باشد (در پژوهش روزنبام مقدار زاویه‌ی پشت پای هر سه گروه با هم گزارش شده است)، حال‌آنکه در پژوهش حاضر تنها مقدار زاویه‌ی پشت پای افراد با پای چرخیده به خارج (قوس کف پایی کم) مورد بررسی و ارزیابی قرار گرفته است. همچنین Rosenbaum و همکاران، گزارش کرده‌اند که مقدار اورژن و پلانتار فلکشن مچ پای هر سه گروه، در نتیجه افزایش سرعت راه رفتن افزایش پیدا کرده است، و با افزایش سرعت راه رفتن، کاهش معناداری در فشار وارده بر بخش میانی و قسمت خارجی جلو پا و افزایش معناداری در پاشنه، بخش داخلی و جلوی پا ایجاد می‌شود.

Countryman و همکاران نیز، با مطالعه بر روی ۴۷ مرد و ۴۸ زن سالم مقدار زاویه‌ی پشت پا و حرکات مرتبط با آن را مورد بررسی قرار داده است. به‌طورکلی نتایج این پژوهش نشان داد که در اثر افزایش سرعت راه رفتن و دویدن در بین مردان و زنان، مقدار زاویه‌ی پشت پا نیز به صورت تدریجی با یک روند افزایشی مواجه شده است. این محققین مقدار زاویه‌ی پشت پا و مجموع حرکات پشت پا[۱۵] را در سه سرعت مختلف راه رفتن (۱/۰۳، ۱/۵۲ و ۲/۰۱)، و در سه سرعت دویدن (۲/۶۸، ۳/۵۸ و ۴/۴۷ متر بر ثانیه) در بین مردان، و در سه سرعت (۲/۶۸، ۳/۳۵ و ۴/۰۳ متر بر ثانیه) در بین زنان مورد ارزیابی قرار داده است.

Tulchin و همکاران (۲۰۰۹) در پژوهشی اثرات سرعت راه رفتن بر کینماتیک پای افراد بزرگ‌سالان را مورد بررسی قرار داده است. در این پژوهش متغیرهای کینماتیکی اندام تحتانی تعداد ۲۴ نفر بزرگ‌سال سالم در ۵ سرعت مختلف (۰/۸۹ و ۱/۱۲ و۱/۳۴ و۱/۵۶ و ۱/۷۹ متر بر ثانیه)، طی سیکل راه رفتن در وضعیت بدون استفاده از کفش، روی تردمیل در محیط سه‌بعدی جمع‌آوری شد. نتایج پژوهش تالچین و همکاران نشان داد که با افزایش سرعت راه رفتن، مقدار حرکات پشت پا نیز افزایش یافت، گرچه این اختلاف در تمام مراحل معنادار نبود.

همچنین Pohl و همکاران (۲۰۰۷) نیز در پژوهش خود ارتباط ویژگی‌های کینماتیکی عقب پا، جلوی پا و ساق پا را در ۴ سرعت‌های مختلف مورد ارزیابی قرار داده‌اند. نتایج پژوهش این محققین به طوری جانبی نشان داد که حرکات عقب پا به ویژه مقدار اینورژن و اورژن پشت پا در اثر افزایش سرعت از راه رفتن به دویدن و در سرعت‌های مختلف دویدن با افزایش معناداری مواجه است.[۳۷] Dubbeldam و همکاران (۲۰۱۰)، در پژوهشی اثرات سرعت راه رفتن بر روی حرکات مفصل مچ پا، حرکات پشت و جلوی پا را مورد بررسی قرار داده‌اند. نتایج این پژوهش نشان داد که سرعت راه رفتن به‌طور قابل توجهی بر مقدار حرکات پا و مفصل مچ پا تأثیر دارد.[۳۸]

به‌طورکلی نتایج اکثر پژوهش‌های انجام شده در این زمینه و پژوهش‌هایی که در فوق ذکر شد، حاکی از آن است که در نتیجه افزایش سرعت راه رفتن یا دویدن، مقدار زاویه پشت پا و حرکات مفصل مچ پا افزایش می‌یابد.

[15] Total rearfoot motion

www.SID.ir

Archive of SID

علاوه بر این، از آنجایی که نتایج پژوهش‌هایی که به مطالعه اثرات پیاده‌روی در سرعت‌های مختلف بر دیگر پارامترها و متغیرهای اثرگذار مانند: گشتاور ایجادشده در مفاصل اندام تحتانی[۳۹]، نیروی عکس‌العمل زمین و فشار وارده بر بخش‌های مختلف پا[۲۲]، فعالیت عصبی–عضلانی و الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی[۲۱، ۲۵]، و پارامترهای فضایی–زمانی [۲۵،۲۶]، پرداخته‌اند؛ نشان‌دهنده اختلاف و افزایش معنادار این مقدارها در نتیجه افزایش سرعت راه رفتن و دویدن هستند. بنابراین، افزایش مقدار زاویه‌ی پشت پا در بین این گروه از افراد (افراد با پای چرخیده به خارج)، نه‌تنها به دلیل دفورمیتی که این دسته از افراد در مچ پا و متعاقب آن در دیگر اندام‌های تحتانی خود (چرخش داخلی استخوان درشت‌نی، ران، ابداکشن قسمت جلویی پا و تیلت قدامی لگن) دارند، بلکه به خاطر مجموع عواملی که در فوق ذکر شد؛ امری منطقی به نظر می‌رسد.

در پژوهش حاضر، با تبادل و مبادله‌هایی مناسب و مطلوبی که در میزان حرکات (سوپینیشن و پرونیشن)، در اکثر مراحل فاز استانس راه رفتن و دویدن در هنگام افزایش شیب صورت گرفته است، عامل افزایش شیب نسبت به عامل افزایش سرعت، منجر به کاهش مقدار زاویه‌ی پشت پا شده است. در مقابل، هنگام افزایش سرعت راه رفتن و دویدن این مقدار (مقدار زاویه پشت پا)، از وضعیت مطلوب و نرمال به خاطر مبادله‌های نامطلوب (سوپینیشن و پرونیشن)، در برخی مراحل به عنوان نمونه: مراحل برخورد پاشنه پا با زمین، کاهش می‌یابد. ذکر این نکته حائز اهمیت است که بر اساس الگوی طبیعی راه رفتن و دویدن در مرحله برخورد پاشنه با زمین در افراد سالم پا در وضعیت سوپینیشن با مقدار (۲ تا ۳ درجه) با زمین برخورد می‌کند[۴۰]، حال‌آنکه این روند در پژوهش حاضر، به صورت تدریجی با افزایش سرعت، کاهش یافته است و در سرعت ۳/۲۵ متر بر ثانیه، با تغییر وضعیت به پرونیشن مشاهده می‌شود. بنابراین، این مطلب علاوه بر غیرطبیعی بودن این وضعیت در بین افراد با پای چرخیده به خارج، احتمال آسیب‌دیدگی و خطرناک بودن عامل افزایش سرعت راه رفتن و دویدن نسبت به افزایش شیب طی سیکل راه رفتن و دویدن در افراد با پای چرخیده به خارج را نشان می‌دهد. نتایج پژوهش حاضر منحصر به محدوده (شیب و سرعت) مورد بررسی در همین پژوهش می‌شود و ممکن است در شیب‌ها و سرعت‌های مختلف به طرز متفاوتی رخ دهد. بنابراین تعمیم دادن نتایج پژوهش پیش‌رو به شیب‌ها و سرعت‌های دیگر، باید با احتیاط انجام شود. اما به طوری کلی نتایج پژوهش حاضر جهت استفاده در برنامه‌های تمرینی و توانبخشی افراد با ساختار پای چرخیده به خارج به ویژه دوندگان مبتلاء به این عارضه که به صورت مکرر و طولانی در سرعت‌ها و شیب‌های مختلف به فعالیت ورزشی می‌پردازند، می‌تواند سودمند باشد.

نتیجه‌گیری

بر اساس یافته‌های پژوهش پیش‌رو، عامل افزایش سرعت، موجب افزایش معناداری در مقدار زاویه‌ی پشت پای افراد با پای چرخیده به خارج طی فاز استانس راه رفتن و دویدن شده است و در مقابل، عامل افزایش شیب، به جز در مرحله جدا شدن انگشتان پا از زمین، در سایر مراحل فاز استانس راه رفتن و دویدن با کاهش و از اختلاف معناداری در جهت مثبت (مقدار زاویه پشت پا و حرکات مرتبط با آن درنتیجه افزایش شیب به الگوی طبیعی وضعیت مطلوب و مناسب نزدیک شده است) برخوردار است. بنابراین، عامل افزایش سرعت نسبت به عامل افزایش شیب، به عنوان عامل خطرناک‌تری در میزان بروز آسیب‌دیدگی افراد با پای چرخیده به خارج معرفی می‌شود.

تشکر و قدردانی

مقاله‌ی پیش‌رو بر اساس پایان‌نامه کارشناسی ارشد رشته تربیت بدنی آقای حسین فرزانه، به راهنمایی آقای سعید ایل بیگی می‌باشد. بدین وسیله از تمام دانشجویان شرکت‌کننده در پژوهش حاضر که در انجام این تحقیق ما را یاری نمودند و از دانشگاه بیرجند برای حمایت‌های مالی و امکانات آزمایشگاهی تشکر و قدردانی می‌گردد.

منابع

1. Cornwall MW, McPoil TG. Effect of ankle dorsiflexion range of motion on rearfoot motion during walking. J Am Podiatr Med Assoc. 1999;89(6):272-7.
2. Jonson SR, Gross MT. Intraexaminer reliability, interexaminer reliability, and mean values for nine lower extremity skeletal measures in healthy naval midshipmen. J Orthop Sports Phys Ther. 1997;25(4):253-63.
3. Milani TL, Hennig EM. Measurements of rearfoot motion during running. Sportverletz Sports chaden. 2000;14(3):115-20.
4. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. J Orthop Sports Phys Ther. 1987;9(4):160-5.

www.SID.ir

Archive of SID

5. Stergiou N, Bates BT, James SL. Asynchrony between subtalar and knee joint function during running. Med Sci Sports Exerc. 1999;31(11):1645-55.
6. Areblad M, Nigg BM, Ekstrand J, Olsson KO, Ekström H. Three-dimensional measurement of rearfoot motion during running. J Biomech. 1990;23(9):933-40.
7. Kernozek TW, Ricard MD. Foot placement angle and arch type: effect on rearfoot motion. Arch Phys Med Rehabil. 1990;71(12):988-91.
8. Fellin RE, Manal K, Davis IS. Comparison of lower extremity kinematic curves during overground and treadmill running. J Appl Biomech. 2010;26(4):407-14.
9. Nymark JR, Balmer SJ, Melis EH, Lemaire ED, Millar S. Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds. J Rehabil Res Dev. 2005;42(4):523-34.
10. Arsenault AB, Winter DA, Marteniuk RG. Treadmill versus walkway locomotion in humans: an EMG study. Ergonomics. 1986;29(5):665-76.
11. Razeghi M, Batt ME. Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe inserts: a review of the literature. Sports Med. 2000;29(6):425-38.
12. Lange GW, Hintermeister RA, Schlegel T, Dillman CJ, Steadman JR. Electromyographic and kinematic analysis of graded treadmill walking and the implications for knee rehabilitationJ Orthop Sports Phys Ther. 1996;23(5):294-301.
13. Ehlen KA, Reiser RF 2nd, Browning RC. Energetics and biomechanics of inclined treadmill walking in obese adults. Med Sci Sports Exerc. 2011;43(7):1251-9.
14. James SL, Bates BT, Osternig LR. Injuries to runners. Am J Sports Med. 1978;6(2):40-50.
15. Silder A, Besier T, Delp SL. Predicting the metabolic cost of incline walking from muscle activity and walking mechanics. J Biomech. 2012;45(10):1842-9.
16. 16.Lay AN, Hass CJ, Gregor RJ. The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. J Biomech. 2006;39(9):1621-8
17. 17.McIntosh AS, Beatty KT, Dwan LN, Vickers DR. Gait dynamics on an inclined walkway. J Biomech. 2006;39(13):2491-502.
18. 18.Kawamura K, Tokuhiro A, Takechi H. Gait analysis of slope walking: a study on step length, stride width, time factors and deviation in the center of pressure. Acta Med Okayama. 1991;45(3):179-84.
19. Sun J, Walters M, Svensson N, Lloyd D. The influence of surface slope on human gait characteristics: a study of urban pedestrians walking on an inclined surface. Ergonomics. 1996;39(4):677-92.
20. Leroux A, Fung J, Barbeau H. Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. Gait Posture. 2002;15(1):64-74.
21. Franz JR, Kram R. The effects of grade and speed on leg muscle activations during walking. Gait Posture. 2012;35(1):143-7.
22. Guo LY, Su FC, Yang CH, Wang SH, Chang JJ, Wu WL, et al. Effects of speed and incline on lower extremity kinematics during treadmill jogging in healthy subjects. Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications. 2006;18 (2): 73-79.
23. 23.Countryman, Michelle, Kristian O'Connor, and Joseph Hamill. Is rearefoot pronation a shoket a attenuating joint action?. ISBS-Conference Proceedings Archive. 2002; 1(1): 255-261.
24. Ho IJ, Hou YY, Yang CH, Wu WL, Chen SK, Guo LY. Comparison of Plantar Pressure Distribution between Different Speed and Incline During Treadmill Jogging. J Sports Sci Med. 2010. 1;9(1):154-60.
25. Gazendam MG, Hof AL. Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. Gait Posture. 2007;25(4):604-14.
26. England SA, Granata KPThe influence of gait speed on local dynamic stability of walking. Gait Posture. 2007;25(2):172-8.
27. Powers CM, Chen PY, Reischl SF, Perry J. Comparison of foot pronation and lower extremity rotation in persons with and without patellofemoral pain. Foot Ankle Int. 2002;23(7):634-40.
28. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. J Athl Train. 2005;40(1):41-46.
29. Brody DM. Orthop Clin North Am. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. Orthop Clin North Am. 1982;13(3):541-58.

www.SID.ir

Archive of SID

30. Walker M, Fan HJ. Relationship between foot pressure pattern and foot type. Foot Ankle Int. 1998;19(6):379-83.
31. Clarke, T.E., Frederick, E.C., Hamill, C.L. The effects of shoe design parameters on rearfoot control in running. Med Sci Sports Exerc. 1983;15(5):376-81.
32. Haggerty M, Dickin DC1, Popp J1, Wang H2. The influence of incline walking on joint mechanics. Gait Posture. 2014;39(4):1017-21.
33. McClelland JA, Webster KE, Feller JA, Menz HB. Knee kinematics during walking at different speeds in people who have undergone total knee replacement. Knee. 2011;18(3):151-5.
34. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2004;19(4):391-7.
35. Rosenbaum, D., Hautmann, S., Gold, M., & Claes, L. Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. Gait & Posture. 19942; 12(3): 191-197.
36. Tulchin K, Orendurff M, Adolfsen S, Karol L. The effects of walking speed on multisegment foot kinematics in adults. J Appl Biomech. 2009;25(4):377-86
37. Pohl MB, Messenger N, Buckley JG. Forefoot, rearfoot and shank coupling: effect of variations in speed and mode of gait. Gait Posture. 2007;25(2):295-302.
38. Dubbeldam R, Buurke JH, Simons C, Groothuis-Oudshoorn CG, Baan H, Nene AV, Hermens HJ. The effects of walking speed on forefoot, hindfoot and ankle joint motion. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2010;25(8):796-801.
39. Schache AG, Blanch PD, Dorn TW, Brown NA, Rosemond D, Pandy MG. Effect of running speed on lower limb joint kinetics. Med Sci Sports Exerc. 2011;43(7):1260-71.
40. Donatelli RA. Abnormal biomechanics of the foot and ankle. J Orthop Sports Phys. 19879; (1):11-6.

www.SID.ir