Journal of
Sport Biomechanics

Autumn 2022. Vol 8. Issue 3

Research Paper

The Effect of Increasing Running Speed on Three-Dimensional Changes of Lower Limb Joint Angles in Open Kinetic Chain and Swing Phase

Mohammad Soltani[1], Ali Fatahi[1], *Razieh yousefian Molla[2]

1. Department of Sports Biomechanics, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.
2. Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Islamic Azad University of Karaj, Karaj, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation: Soltani M, Fatahi A, yousefian Molla R. [The Effect of Increasing Running Speed on Three-Dimensional Changes of Lower Limb Joint Angles in Open Kinetic Chain and Swing Phase (Persian)]. Journal of Sport Biomechanics. 2022; 8 (3) :232-246.
https://doi.org/10.21859/JSportBiomech. 8.3.293.3

https://doi.org/10.21859/JSportBiomech. 8.3.293.3

Article Info:

Received: 10 Feb 2022
Accepted: 28 Sep 2022
Available Online: 21 Dec 2022

Keywords:

Running, Swing phase, Kinematics, Lower limbs

ABSTRACT

Objective Running is known as one of the most popular sports for which there is no time and space limit. Recently, due to lifestyle changes, the use of treadmills for walking and running has increased. However, the biomechanical differences in coordination between running on a treadmill at different speeds have not been sufficiently addressed. The aim of this study was to investigate the effect of increasing running speed on three-dimensional changes of lower extremity joint angles in the open motor chain and swing phase.

Methods 28 elite runners participated in this study. Subjects ran on an equipped treadmill while kinematic running data was recorded for 30 seconds through a three-dimensional 12-camera motion recording system at speeds of 2.5, 3.5 and 4.5 m / s. Data were normalized based on the subjects' body mass as well as 101 time points in the running cycle. The normality and homogeneity of variance of the dependent variable were tested using Bartlett and Leven's tests. Repeated measurement test was performed to measure the angles of the pelvis, knee and ankle between the dominant and non-dominant lower limb joints in the running swing phase.

Results In the range of motion of hip, knee and ankle joint, there were significant differences among all the three speed rates of 2.5, 3.5 and 4.5 on all planes.

Conclusion Changes in the angle and range of motion of the hip, knee and ankle joints are significantly greater in the swing phase as the running speed increases. Due to the fact that in high-speed running, the stability of the body decreases, the central nervous system commands to increase the range of motion of the angle of the mentioned joints to regulate the structure of the body and reduce the instability in response to the applied disorders. The results also show that the ankle joint, as the closest joint in contact with the ground, helps to run faster and more efficiently by increasing changes in the angle and range of motion of the ankle joint during running, and by reducing the time of foot contact with the ground at each step. It can be concluded that this point is effective in increasing speed.

* *Corresponding Author:*
Razieh Yousefian Molla
Address: Department of Physical Education and Sports Sciences, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Islamic Azad university of Karaj, Karaj, Iran.
Tel: +98 (912) 2022730
E-mail: raziehyousefian@yahoo.com

Extended Abstract

1. Introduction

Running is known as one of the most popular sports and has no time or place limitations. There is a lot of evidence that running has many health benefits (1). On the other hand, the risk of injury is an important concern for runners. Biomechanical factors, such as peak moment, peak knee abduction, peak foot eversion, etc., have been shown to predict lower limb injury (2). Identifying the different effects of running speed on the movement variability of lower limb joints can yeild more detailed information about the effect of different running speeds on the joints. As the walking speed increases, the length of the swing phase gradually decreases from 62% to 31% and for running to 22% (3). Recently, due to lifestyle changes, the use of treadmills for walking and running has increased. However, the biomechanical differences in coordination between running on a treadmill or on the ground have not been adequately addressed (4). This study was conducted with the aim of investigating the effect of increasing the running speed on the three-dimensional changes of the joint angles of the lower limbs in the open chain of motion and the swing phase.

2. Methods

28 healthy male subjects who were selected through available sampling method participated in the study. This research was conducted in the Biomechanics and Movement Control Laboratory of the Federal University (UFABC) and was approved by the ethics committee of this university with the ethics code (53063315.7.0000.5594). Written consent was obtained from all subjects to participate in this research. The participants into the research included runners who ran more than 20 km per week, their minimum average running speed during the 10 km race was 1 km in 5 minutes and were familiar with running on a treadmill. Exclusion criteria included having any skeletal and neuromuscular movement disorders or using any assistive devices. In this research, 12 cameras with a resolution of 4 MB were used with Cortex 6 software and Santa Rosa motion analysis, which were located at a height of 2.8 meters from the ground. Normality and homogeneity of variance of dependent variables were tested using Bartlett and Leven's tests. The repeated measure test was used to measure the angles of the hip, knee and ankle between the joints of the dominant lower limb in the swing phase of running. Statistical calculations were performed using SPSS software.

3. Results

Descriptive statistics were used to calculate the mean and standard deviation to evaluate the normality of data distribution. In inferential statistics according to the results of the follow-up test, the angles of the lower limb joints during running in the swing phase were studied in the sagittal, frontal and transverse planes of motion. The findings are as follows:

In the hip joint in the frontal plane around the sagittal (X) axis, there was a significant difference in the maximum, minimum and range of motion angles between all speeds. In the transverse plane around the vertical axis (Y) at the maximum angle, there was no significant difference between 2.5 and 4.5 speeds, as well as 3.5 and 4.5 speeds, but there was a significant difference between 2.5 and 3.5 speeds. There was also a significant difference in the minimum angle and range of motion between all speeds. In the sagittal plane around the frontal axis (Z), there was a significant difference in the maximum, minimum and range of motion angles between all speeds.

In the knee joint in the frontal plane around the sagittal (X) axis, there was a significant difference in the maximum angle and range of motion between all speeds, but there was no significant difference in the minimum angle. In the transverse plane around the vertical (Y) axis, there was a significant difference in the maximum, minimum and range of motion angles between all speeds. In the sagittal plane around the frontal axis (Z), there was a significant difference in the maximum angle and range of motion between all speeds, but no significant difference was observed in the minimum angle.

In the ankle joint in the frontal plane around the sagittal (X) axis, there was a significant difference in the maximum, minimum and range of motion angles between all speeds. In the transverse plane around the vertical axis (Y), there was a significant difference in the minimum angle and range of motion between all

speeds, also there was a significant difference in the maximum angle between 2.5, 3.5 and 4.5 speeds; however, between 3.5 speeds and 4.5, there was no significant difference in the maximum angle. In the sagittal plane around the frontal axis (Z), there was a significant difference in the minimum angle and range of motion between all speeds, but there was no significant difference in the minimum angle ($P<0.05$).

4. Conclusion

In the examination of thigh abduction and adduction in the frontal plane during running in the swing phase, it was found that there was a significant difference in the hip joint angles in all three running speeds, and it could be argued that with increasing speed, the amount of joint changes and range of motion of the thigh in the frontal plane would increase. In the external rotation of the thigh in the transverse plane, there was no significant difference between the speeds of 2.5 and 4.5, as well as the speeds 5.3 and 5.4, but there was a significant difference between the speeds 2.5 and 5.3. In internal rotation, there was a significant difference between all speeds, and it can be stated that with the increase in speed, the amount of joint changes and the range of motion of the thigh in the transverse plane increased. There was a significant difference in thigh flexion and extension in the sagittal plane in all three running speeds, and we reached the conclusion that with increasing speed, the amount of joint angle changes and the range of motion of the thigh in the sagittal plane increased. This study is consistent with the research of Strozik et al. (6) and Aghaei Attabadi et al. (11) while it was inconsistent with the research of Tominaga et al. (12).
In the examination of knee abduction in the frontal plane, there was a significant difference in all speeds, but there was no significant difference in knee adduction in all three speeds, and we concluded that with increasing speed, the amount of joint angle changes and the range of motion in the frontal plane of the knee increased. There was a significant difference in external rotation and internal rotation of the knee in the transverse plane at all three speeds, and it can be said that with the increase in speed, the amount of joint angle changes and the range of motion of the knee in the transverse plane increased. There was a significant difference in knee flexion in the sagittal plane in all three running speeds, but there was no significant difference in knee extension in all three running speeds, and it can be argued that with increasing speed, the amount of joint angle changes and range of motion increased. In the investigation of inversion and eversion of the ankle in the frontal plane, there was a significant difference in all three speeds, and it can be said that with the increase in speed, the rate of changes in the joint angles and range of motion of the ankle in the frontal plane increased. This study was consistent with Cowan et al. (8) and Aghaei Attabadi et al. (11) and inconsistent with the research of Tominaga et al. (12).
In the analysis of ankle abduction in the transverse plane in all three speeds, except for 3.5 speed and 4.5 speed, there was a significant difference, but in ankle adduction in all three running speeds, there was a significant difference, and it implies that with increasing speed, the amount of changes in Joint and range of motion of the ankle in the transverse plane increased. There was no significant difference in ankle dorsiflexion in the sagittal plane in all three running speeds, but there was a significant difference in plantarflexion in all three running speeds, and it can be concluded that with increasing speed, the amount of joint angle changes and ankle range of motion in the sagittal plane would increase. This study was consistent with Quan et al. (8) and Strozik et al. (6) and inconsistent with Tominaga et al.'s (12) research.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

There were no ethical considerations to be considered in this research.

Funding

This research did not receive any grant from funding agencies in the public, commercial, or non-profit sectors.

Authors' contributions

All authors equally contributed to preparing article.

Conflicts of interest

The authors declared no conflict of interest.

مقاله پژوهشی

تأثیر افزایش سرعت دویدن بر تغییرات سه بعدی زوایای مفصلی اندام تحتانی در زنجیره باز حرکتی و فاز سوئینگ

محمد سلطانی[۱]، علی فتاحی[۱]، راضیه یوسفیان ملا[۲*]

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی، تهران، ایران.
۲. گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد کرج، کرج، ایران

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۲۱ بهمن ۱۴۰۰
تاریخ پذیرش: ۶ مهر ۱۴۰۱
تاریخ انتشار: ۳۰ آذر ۱۴۰۱

کلید واژه‌ها:
دویدن، فاز سوئینگ، کینماتیک، اندام تحتانی

چکیده

هدف دویدن به عنوان یکی از محبوب ترین ورزش ها شناخته می شود و محدودیت زمانی و مکانی ندارد و با توجّه اینکه اخیراً به دلیل تغییر سبک زندگی، استفاده از تردمیل برای پیاده روی و دویدن افزایش یافته است. با این حال، تفاوت های بیومکانیکی در هماهنگی بین دویدن روی تردمیل با سرعت های مختلف به اندازه کافی مورد توجه قرار نگرفته است. هدف از این مطالعه تأثیر افزایش سرعت دویدن بر تغییرات سه بعدی زوایای مفصلی اندام تحتانی در زنجیره باز حرکتی و فاز سوئینگ بود.

روش‌ها تعداد ۲۸ دونده نخبه در این پژوهش شرکت نمودند. آزمودنی‌ها بر روی تردمیل مجهز دویدند در حالی که داده‌های کینماتیک دویدن از طریق یک سیستم سه بعدی ثبت حرکت با ۱۲ دوربین در سرعت‌های ۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵ متر بر ثانیه به مدت ۳۰ ثانیه ثبت گردید. داده‌ها بر اساس جرم بدن آزمودنی‌ها و همچنین ۱۰۱ نقطه زمانی در چرخه دویدن نرمال شدند نرمال بودن و همگنی واریانس فرضیه‌های متغیرهای وابسته با استفاده از تست‌های Bartlett و Levens مورد آزمون قرار گرفت. از آزمون اندازه گیری مکرر جهت اندازه‌گیری زوایای لگن، زانو و مچ پا بین مفاصل اندام تحتانی غالب و غیر غالب در فاز سوئینگ دویدن انجام شد.

یافته‌ها در دامنه حرکتی مفاصل هیپ، زانو و مچ پا بین هر سه سرعت ۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵، در همه صفحات اختلاف معنی‌داری وجود داشت.

نتیجه‌گیری تغییرات زاویه و دامنه حرکتی مفاصل ران، زانو و مچ پا زمانی که سرعت دویدن افزایش می‌یابد در فاز سوئینگ به طور قابل‌توجهی بیشتر است. با توجه به اینکه در دویدن با سرعت بالا، پایداری بدن کاهش می‌یابد که سیستم عصبی مرکزی برای تنظیم ساختار بدن و کاهش ناپایداری در پاسخ به اختلالات اعمال شده، فرمان افزایش دامنه حرکتی زاویه مفاصل مذکور را می‌دهد. همچنین نتایج نشان می‌دهد که مفصل مچ پا، به عنوان نزدیک‌ترین مفصل در تماس با زمین، با افزایش تغییرات زاویه و دامنه حرکتی مفصل مچ پا در طی دویدن، با کاهش زمان تماس پا با زمین در هر گام به سریعتر و کارآمدتر دویدن کمک می‌کند و می‌توان نتیجه گرفت که این نکته در افزایش سرعت تاثیرگذار است.

*نویسنده مسئول:
راضیه یوسفیان ملا
آدرس: کرج، دانشگاه آزاد اسلامی واحد کرج، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی
تلفن: ۲۰۲۲۷۳۰ (۹۱۲) ۹۸+
ایمیل: raziehyousefian@yahoo.com

مقدمه

دویدن به عنوان یکی از محبوب ترین ورزش‌ها شناخته می‌شود و محدودیت زمانی و مکانی ندارد، به این معنا که هر انسانی در طول شبانه روز و بدون نیاز به مکان ورزشی خاصّ و با استفاده از فضای بیرون از منزل خود می‌تواند دویدن را انجام دهد. شواهد زیادی وجود دارد که دویدن فواید زیادی برای سلامتی دارد، مانند پیشگیری از بیماری های مزمن و کاهش میزان مرگ و میر زودرس، تقویت استخوان ها و عضلات، کاهش سرعت سیر پیری و ... . دویدن به طور مداوم آسان نیست به همین دلیل خیلی از افراد پس از مدتی دویدن، از ادامه حرکت وامانده که البته در صورتی که اراده نمایند به دویدن خود ادامه خواهند داد (۱).

از طرفی خطر آسیب یک نگرانی مهم برای دوندگان است، با این حال، شواهد محدودی در مورد تغییرات در خطر آسیب پس از تمرین مجدد سبک دویدن وجود دارد. فاکتورهای بیومکانیکی، مانند پیک لحظه اوج، اوج ابداکشن زانو، اوج اورژن پا و ... نشان داده شده است که آسیب اندام تحتانی را پیش بینی می‌کنند (۲).

چرخه راه رفتن و دویدن تصادفی نیستند، امّا شبیه هم هستند و به تغییرات طولانی مدت در طول حرکت وابسته است. شناسایی اثرات مختلف سرعت دویدن بر تغییرپذیری حرکت مفاصل اندام تحتانی می تواند اطلاعات دقیق‌تری در مورد تأثیر سرعت‌های مختلف دویدن بر روی مفاصل به ما نشان دهد. با افزایش سرعت راه رفتن، طول فاز سوئینگ به تدریج از ۶۲ درصد به ۳۱ درصد و برای دویدن به ۲۲ درصد کاهش می‌یابد. برای بهینه سازی دامنه حرکتی (ROM) در دویدن مطالعه خواصّ مکانیکی مفاصل ضروری می باشد (۳).

اخیراً به دلیل تغییر سبک زندگی، استفاده از تردمیل برای پیاده روی و دویدن افزایش یافته است. با این حال، تفاوت های بیومکانیکی در هماهنگی بین دویدن روی تردمیل یا روی زمین به اندازه کافی مورد توجّه قرار نگرفته است (۴). حرکت پای سوئینگ دونده های نخبه در حداکثر سرعت به طور قابل توجّهی با حرکت دونده‌های کندتر متفاوت است، امّا مکانیسم هایی که این تفاوت بر عملکرد تأثیر می‌گذارد ناشناخته است (۵).

با نگاهی به تحقیقاتی که سابق بر این انجام شده است، مشاهده می‌کنیم که رابطه بین متغیّرهای کینماتیکی اندام تحتانی و اثربخشی دوی سرعت در فاز حداکثر سرعت (۶)، تأثیر سطح مهارت حرکتی و سرعت بر تغییرپذیری حرکت در حین دویدن (۷)، اثرات سرعت دویدن بر کینماتیک و کینتیک اندام تحتانی، تحلیل مقایسه‌ای کینماتیک اندام تحتانی بین فاز اوّلیه و پایانی دویدن ۵ کیلومتری تردمیل (۸)، مقایسه هماهنگی و تنوع آن در بخش‌های اندام تحتانی در حین دویدن روی تردمیل و روی زمین با سرعت‌های مختلف (۴)، تأثیر فاز سوئینگ پا در پایداری دویدن (۹)، تأثیر تکنیک سوئینگ بر حداکثر سرعت دویدن (۵)، کنترل پای سوئینگ در دویدن انسان (۱۰)، تحلیل خطی و غیر خطی تغییر زاویه مفاصل اندام تحتانی در حین دویدن با سرعت های مختلف (۱۱)، مقایسه هماهنگی و تنوع اندام تحتانی هنگام دویدن روی تردمیل و روی زمین با سرعت های مختلف (۴) انجام شده است، امّا مطالعه‌ای که در آن تأثیر افزایش دویدن بر تغییرات سه بعدی زوایای مفصلی در زنجیره باز حرکتی و فاز سوئینگ را بررسی نماید، یافت نشد.

این مطالعه با هدف بررسی تأثیر افزایش سرعت دویدن بر تغییرات سه بعدی زوایای مفصلی اندام تحتانی در زنجیره باز حرکتی و فاز سوئینگ انجام شد.

روش شناسی

تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی بود. ۲۸ نفر آزمودنی مرد سالم که با روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شده بودند، در تحقیق حاضر به عنوان آزمودنی شرکت نمودند. این پژوهش در آزمایشگاه بیومکانیک و کنترل حرکتی دانشگاه فدرال (UFABC) انجام و با کد اخلاق (۵۳۰۶۳۳۱۵,۷,۰۰۰۰,۵۵۹۴) در کمیته اخلاق این دانشگاه تأیید شد. پیش از اجرای پروتکل پژوهش تمامی افراد از نظر ناهنجاری‌های اسکلتی عضلانی عصبی و آسیب‌های اندام تحتانی توسط فرد خبره و ارزیابی های فیزیکی لازم مورد بررسی قرار گرفتند. همچنین از تمام آزمودنی‌ها جهت شرکت در این پژوهش رضایت‌نامهٔ کتبی اخذ شد. معیارهای ورود به پژوهش شامل دوندگانی بود که در هفته بیش از ۲۰ کیلومتر را می‌دویدند و حداقل سرعت متوسط دویدن آن‌ها در طول مسابقات با مسافت ۱۰ کیلومتری، یک کیلومتر در ۵ دقیقه بود و با دویدن روی تردمیل آشنایی کامل داشتند. معیارهای خروج شامل داشتن هرگونه اختلال اسکلتی و عصبی عضلانی در حرکت یا استفادهٔ آن‌ها از هرگونه وسایل کمکی بود که این معیارها از طریق خود اظهاری آزمودنی‌ها و ارزیابی توسط محقق انجام شد. مورد ارزیابی شده در این مطالعه دویدن آزمودنی‌ها با سه سرعت مختلف بود که در این روند تأثیر افزایش سرعت دویدن افراد در سه سرعت مختلف بر زنجیره و نسبت کینتیکی مفاصل اندام تحتانی مورد بررسی قرار گرفت. جهت برآورد متغیّرهای مورد پژوهش در این مطالعه ۴۸ مارکر تکنیکی و آناتومیکی با چهار نشانگر دقیق بر روی استخوان ران و ساق پای آزمودنی ها قرار گرفت. سپس شرکت کنندگان با ۳ سرعت مختلف (۲/۵ ، ۳/۵و ۴/۵) متر بر ثانیه بر روی تردمیل دویدند. در این پژوهش از ابزار دوربین استفاده شد. ۱۲ دوربین به وضوح ۴ مگابایت با نرم افزار کورتکس ۶ و تجزیه و تحلیل حرکت سانتا روزا در ارتفاع ۲/۸ متر از زمین قرار داشتند . تمام دوربین‌ها قبل از انجام پروتکل کالیبره شدند.

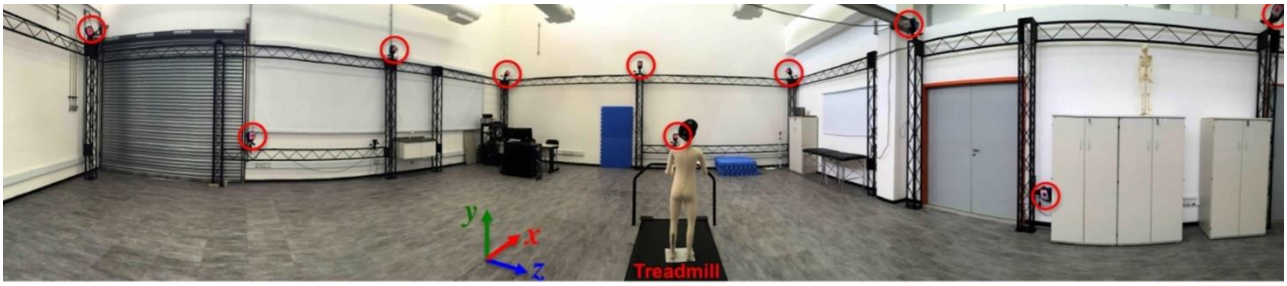
جهت ثبت متغیّرهای کینماتیکی در این پژوهش از ۴۸ مارکر تکنیکی و آناتومیکی با چهار نشانگر دقیق بر روی استخوان ران و ساق پای آزمودنی‌ها قرار می‌گرفت و همچنین از یک سیستم سه بعدی ثبت حرکت با ۱۲ دوربین با وضوح ۴ مگابایت، نرم‌افزار کورتکس ۰/۶ و تجزیه و تحلیل حرکت سانتا روزا در دوربین‌ها که در یک ساختار فلزی با طول ۵/۱۱ متر، عرض ۳/۹ متر و ارتفاع ۲/۸ متر نصب شده بودند، استفاده شد. تمام دوربین ها قبل از انجام پروتکل کالیبره شدند. سپس شرکت کنندگان با سه سرعت مختلف (۲/۵ ، ۳/۵و ۴/۵) متر بر ثانیه بر روی تردمیل دویدند.

مطابق شکل ۱ تردمیل مجهز روی یک چاله نصب شده بود به طوری که سطح تردمیل برابر با سطح کف آزمایشگاه قرار داشت. حجم ناحیه ثبت حرکت شامل یک منطقه به طول ۱/۳ متر، عرض ۳/۲ متر و ارتفاع ۲/۱ متر بود. شاخص ثبت داده‌های کینماتیک و کینتیک به ترتیب ۱۵۰ هرتز و ۳۰۰ هرتز تنظیم گردید. سیستم دستگاه مختصات استفاده شده در آزمایشگاه همان سیستم پیشنهادی انجمن بین المللی بیومکانیک بود و شامل موارد زیر است:

محور X : در راستای محور ساجیتال و در جهت راه رفتن و جهت مثبت آن رو جلو

محور Y : در راستای محور ورتیکال و جهت مثبت آن رو به بالا

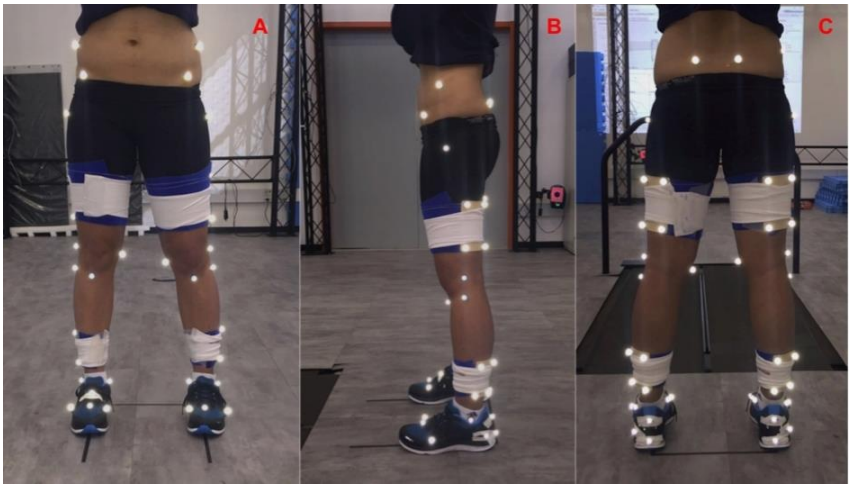
محور Z : در راستای محور لترال مدیال (فرونتال) و جهت مثبت آن به سمت راست



شکل ۱. چیدمان آزمایشگاه و نحوه قرارگیری تردمیل

پروتکل جمع‌آوری داده‌ها شامل مراحل زیر بود:

به محض ورود، از شرکت‌کننده خواسته شد تا رضایت نامه کتبی خود را تکمیل نماید و مصاحبه کوتاهی در خصوص معیارهای ورود به پژوهش و عادات دویدن با آن‌ها انجام گرفت. مطابق شکل ۲ از ۴۸ مارکر بازتابی تکنیکی و آناتومیکی و گلاسترهایی با ۴ مارکر تکنیکی به روش پلاگین گیت روی خاصرهٔ قدامی فوقانی، خار خاصرهٔ خلفی فوقانی، ران، کندیلهای داخلی و خارجی ران، ساق، قوزک داخلی و خارجی، انتهای استخوانهای کف پایی اوّل و پنجم و پاشنهٔ پا در یک جایگاه سفت و محکم نصب شده بود، استفاده شد. این جایگاه‌ها با استفاده از نوارچسب‌های الاستیکی و به طور ایمن بر روی سگمنت‌ها بسته شدند.



شکل ۲. نحوه مارکرگذاری روی بدن آزمودنی

از آزمودنی خواسته شد تا روی تردمیل قرار گیرد و پروتکل زیر انجام شد:

آزمودنی جهت آشنایی با تردمیل به مدت یک دقیقه و با سرعت ۲/۱ متر بر ثانیه راه رفت و سرعت تردمیل به تدریج به ۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵ متر بر ثانیه افزایش یافت و پس از یک دوره دویدن ۳ دقیقه‌ای با این سرعت‌ها، داده ها به مدت ۳۰ ثانیه ثبت گردید. داده‌ها بر اساس جرم بدن آزمودنی‌ها و همچنین ۱۰۱ نقطه زمانی در چرخه دویدن نرمال شدند. پس از ثبت داده‌ها و انتقال آن به اکسل، داده های مربوط به مقاله (فازسوئینگ) را با استفاده از داده‌های مربوط به نیروهای عکس‌العمل زمین جدا کردیم. به این صورت که فاز سوئینگ دویدن زمانی آغاز می‌شود که نیروهای عکسل العمل زمین صفر شود.

نرمال بودن و همگنی واریانس فرضیه‌های متغیّرهای وابسته با استفاده از تست‌های Bartlett و Levens مورد آزمون قرار گرفت. از آزمون اندازه گیری مکرر جهت اندازه گیری زوایای لگن، زانو و مچ پا بین مفاصل اندام تحتانی غالب و غیر غالب در فاز سوئینگ دویدن انجام شد. محاسبات آماری نیز در نرم‌افزار SPSS انجام شد

نتایج

نتایج آزمون آمار توصیفی و پارامترهای دموگرافیک شامل قد، وزن و سن آزمودنی ها در جدول ۱ نشان داده شده است.

جدول ۱. آمار توصیفی و پارامترهای دموگرافیک وزن، قد، سن آزمودنی‌ها

	تعداد	مینیمم	ماکزیمم	میانگین	انحراف استاندارد
جرم بدن (کیلوگرم)	۲۸	۵۶/۸۵	۸۲/۱۵	۶۹/۶۳	۷/۶۷۰
سن (سال)	۲۸	۲۲/۰۰	۵۱/۰۰	۳۴/۷۵	۶/۶۲۶
قد (سانتیمتر)	۲۸	۱۶۲/۷۰	۱۸۷/۲۰	۱۷۵/۹۶	۶/۷۴

نتایج آمار توصیفی و آمار استنباطی در جدول ۲ ارائه شده است. در آمار توصیفی به میانگین و انحراف استاندارد زاوایای مفاصل هیپ، زانو و مچ پا در سه صفحه حرکتی، در سه سرعت ۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵ پرداخته شد.

در آمار استنباطی با توجه به نتایج آزمون تعقیبی، در زوایای مفاصل اندام تحتانی حین دویدن در فاز سوئینگ در صفحات حرکتی ساجیتال، فرونتال و ترنسورس پرداخته شد که نتایج شامل:

در مفصل هیپ در صفحه فرونتال حول محور ساجیتال (X) در زاویه ماکزیمم، مینیمم و دامنه حرکتی بین سرعت‌های ۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵ اختلاف معنی‌دار وجود داشت. در صفحه ترنسورس حول محور ورتیکال (Y) در زاویه ماکزیمم بین سرعت‌های ۲/۵ و ۴/۵ و همچنین سرعت‌های ۳/۵ و ۴/۵ اختلاف معنی‌دار وجود نداشت، امّا بین سرعت‌های ۲/۵ و ۳/۵ اختلاف معنی‌دار وجود داشت. در زاویه مینیمم و دامنه حرکتی بین همه سرعت‌ها اختلاف معنی‌دار وجود داشت. در صفحه ساجیتال حول محور فرونتال (Z) در زاویه ماکزیمم، مینیمم و دامنه حرکتی بین همه سرعت‌ها اختلاف معنی‌دار وجود داشت ($P<۰/۰۵$).

در مفصل زانو در صفحه فرونتال حول محور ساجیتال (**X**) در زاویه ماکزیمم و دامنه حرکتی بین سرعت‌های ۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵ اختلاف معنی‌دار وجود داشت ولی در زاویه مینیمم بین سرعت‌های ۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵ اختلاف معنی‌دار وجود نداشت. در صفحه ترنسورس حول محور ورتیکال (**Y**) در زاویه ماکزیمم، مینیمم و دامنه حرکتی بین سرعت‌های ۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵ اختلاف معنی‌دار وجود داشت. در صفحه ساجیتال حول محور فرونتال (**Z**) در زاویه ماکزیمم و دامنه حرکتی بین سرعت‌های ۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵ اختلاف معنی‌دار وجود داشت ولی در زاویه مینیمم بین سرعت‌های ۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵ اختلاف معنی‌دار وجود نداشت ($P<۰/۰۵$).

در مفصل مچ پا در صفحه فرونتال حول محور ساجیتال (**X**) در زاویه ماکزیمم، مینیمم و دامنه حرکتی بین سرعت‌های ۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵ اختلاف معنی‌دار وجود داشت. در صفحه ترنسورس حول محور ورتیکال (**Y**) در زاویه مینیمم و دامنه حرکتی بین سرعت‌های ۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵ اختلاف معنی‌دار وجود داشت، همچنین بین سرعت ۲/۵ با ۳/۵ و ۴/۵ در زاویه ماکزیمم اختلاف معنی‌دار وجود داشت ولی بین سرعت‌های ۳/۵ و ۴/۵ در زاویه ماکزیمم اختلاف معنی‌دار وجود نداشت. در صفحه ساجیتال حول محور فرونتال (**Z**) در زاویه مینیمم و دامنه حرکتی بین سرعت‌های ۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵ اختلاف معنی‌دار وجود داشت ولی در زاویه مینیمم بین سرعت‌های ۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵ اختلاف معنی‌دار وجود نداشت ($P<۰/۰۵$).

جدول ۲. مقایسه زاویا و دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی در فاز سوئینگ دویدن در صفحات حرکتی ساجیتال، فرونتال و ترنسورس در سه سرعت ۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵

مفصل	محور	سرعت (متربرثانیه)	سرعت (متربرثانیه)	max	اختلاف میانگین	خطای استاندارد	سطح معنی‌داری	min	اختلاف میانگین	خطای استاندارد	سطح معنی‌داری	ROM	اختلاف میانگین	خطای استاندارد	سطح معنی‌داری
زانو	X	۲/۵	۳/۵		−۱/۸۴۲	۰/۴۱۱	۰/۰۰۰		۱/۰۳۵	۰/۲۰۱	۰/۰۰۰		−۲/۸۷۷	۰/۲۷۷	۰/۰۰۰
		۳/۵	۴/۵		−۳/۰۲۹	۰/۴۱۲	۰/۰۰۰		۲/۳۴۸	۰/۳۰۰	۰/۰۰۰		۵/۳۷۷	۰/۲۷۷	۰/۰۰۰
		۲/۵	۳/۵		۱/۸۴۲	۰/۲۱۱	۰/۰۰۰		−۱/۰۳۵	۰/۲۰۱	۰/۰۰۰		۲/۸۷۷	۰/۲۷۷	۰/۰۰۰
		۴/۵	۲/۵		−۱/۱۸۷	۰/۲۴۲	۰/۰۰۰		۱/۳۱۳	۰/۱۷۵	۰/۰۰۰		−۲/۵۰۰	۰/۲۰۹	۰/۰۰۰
		۲/۵	۴/۵		۳/۰۲۹	۰/۴۱۲	۰/۰۰۰		−۲/۳۴۸	۰/۳۰۰	۰/۰۰۰		۵/۳۷۷	۰/۴۴۵	۰/۰۰۰
		۳/۵	۲/۵		۱/۱۸۷	۰/۲۴۲	۰/۰۰۰		−۱/۳۱۳	۰/۱۷۵	۰/۰۰۰		۲/۵۰۰	۰/۲۰۹	۰/۰۰۰
	Y	۲/۵	۳/۵		−۰/۷۵۸	۰/۲۱۸	۰/۰۰۵		۳/۴۲۳	۰/۲۸۳	۰/۰۰۰		−۸/۶۷۵	۰/۹۶۷	۰/۰۰۰
		۴/۵	۲/۵		−۰/۸۶۰	۰/۳۸۹	۰/۱۰۸		۶/۰۰۸	۰/۵۳۲	۰/۰۰۰		−۱۱/۳۶۲	۱/۱۱۹	۰/۰۰۰
		۲/۵	۳/۵		۰/۷۵۸	۰/۲۱۸	۰/۰۰۵		−۳/۴۲۳	۰/۲۸۳	۰/۰۰۰		۸/۶۷۵	۰/۹۶۷	۰/۰۰۰
		۴/۵	۲/۵		−۰/۱۰۲	۰/۲۴۴	۱/۰۰۰		۲/۵۸۵	۰/۲۹۴	۰/۰۰۰		−۲/۶۸۷	۰/۴۳۴	۰/۰۰۰
		۲/۵	۴/۵		۰/۸۶۰	۰/۳۸۹	۰/۱۰۸		−۶/۰۰۸	۰/۵۳۲	۰/۰۰۰		۱۱/۳۶۲	۱/۱۱۹	۰/۰۰۰
		۳/۵	۲/۵		۰/۱۰۲	۰/۲۴۴	۱/۰۰۰		−۲/۵۸۵	۰/۲۹۴	۰/۰۰۰		۲/۶۸۷	۰/۴۳۴	۰/۰۰۰
	Z	۲/۵	۳/۵		−۸/۷۱۶	۰/۵۱۸	۰/۰۰۰		۴/۵۳۹	۰/۲۷۶	۰/۰۰۰		−۱۳/۲۵۶	۰/۶۰۶	۰/۰۰۰
		۴/۵	۲/۵		−۱۶/۴۲۵	۰/۹۱۳	۰/۰۰۰		۸/۲۶۷	۰/۴۹۱	۰/۰۰۰		−۲۴/۶۹۲	۱/۰۴۲	۰/۰۰۰
		۳/۵	۲/۵		۸/۷۱۶	۰/۵۱۸	۰/۰۰۰		−۴/۵۳۹	۰/۲۷۶	۰/۰۰۰		۱۳/۲۵۶	۰/۶۰۶	۰/۰۰۰
		۴/۵	۲/۵		−۷/۷۰۹	۰/۴۸۷	۰/۰۰۰		۳/۷۲۸	۰/۲۷۲	۰/۰۰۰		−۱۱/۴۳۶	۰/۵۴۷	۰/۰۰۰
		۲/۵	۴/۵		۱۶/۴۲۵	۰/۹۱۳	۰/۰۰۰		−۸/۲۶۷	۰/۴۹۱	۰/۰۰۰		۲۴/۶۹۲	۱/۰۴۲	۰/۰۰۰
		۳/۵	۲/۵		۷/۷۰۹	۰/۴۸۷	۰/۰۰۰		−۳/۷۲۸	۰/۲۷۲	۰/۰۰۰		۱۱/۴۳۶	۰/۵۴۷	۰/۰۰۰
	X	۲/۵	۳/۵		−۱/۳۲۶	۰/۲۴۰	۰/۰۰۰		۰/۰۷۴	۰/۲۳۴	۱/۰۰۰		−۱/۴۰۰	۰/۳۲۴	۰/۰۰۱
		۴/۵	۲/۵		−۲/۵۵۸	۰/۳۹۹	۰/۰۰۰		۰/۴۲۸	۰/۳۹۸	۰/۸۷۶		−۲/۹۸۷	۰/۵۵۸	۰/۰۰۰
		۲/۵	۳/۵		−۱/۳۲۶	۰/۲۴۰	۰/۰۰۰		−۰/۰۷۴	۰/۲۳۴	۱/۰۰۰		۱/۴۰۰	۰/۳۲۴	۰/۰۰۱
		۴/۵	۲/۵		−۱/۲۳۲	۰/۲۲۳	۰/۰۰۰		۰/۳۵۵	۰/۲۴۲	۰/۴۶۴		−۱/۵۸۷	۰/۳۴۶	۰/۰۰۰
		۲/۵	۴/۵		۲/۵۵۸	۰/۳۹۹	۰/۰۰۰		−۰/۴۲۸	۰/۳۹۸	۰/۸۷۶		۲/۹۸۷	۰/۵۵۸	۰/۰۰۰
		۳/۵	۲/۵		۱/۲۳۲	۰/۲۲۳	۰/۰۰۰		−۰/۳۵۵	۰/۲۴۲	۰/۴۶۴		۱/۵۸۷	۰/۳۴۶	۰/۰۰۰
	Y	۲/۵	۳/۵		−۱/۶۵۵	۰/۵۵۳	۰/۰۱۸		۱/۵۸۱	۰/۳۶۶	۰/۰۰۱		−۳/۲۳۵	۰/۶۸۷	۰/۰۰۰
		۴/۵	۲/۵		−۳/۶۰۱	۰/۷۸۰	۰/۰۰۰		۳/۲۷۴	۰/۶۳۸	۰/۰۰۰		۶/۸۷۵	۱/۰۳۰	۰/۰۰۰
		۲/۵	۳/۵		۱/۶۵۵	۰/۵۵۳	۰/۰۱۸		−۱/۵۸۱	۰/۳۶۶	۰/۰۰۱		۳/۲۳۵	۰/۶۸۷	۰/۰۰۰
		۴/۵	۲/۵		−۱/۹۴۷	۰/۳۷۳	۰/۰۰۰		۱/۶۹۳	۰/۳۷۹	۰/۰۰۰		−۳/۶۳۹	۰/۵۷۵	۰/۰۰۰
		۲/۵	۴/۵		۳/۶۰۱	۰/۷۸۰	۰/۰۰۰		−۳/۲۷۴	۰/۶۳۸	۰/۰۰۰		۶/۸۷۵	۱/۰۳۰	۰/۰۰۰
		۳/۵	۲/۵		۱/۹۴۷	۰/۳۷۳	۰/۰۰۰		−۱/۶۹۳	۰/۳۷۹	۰/۰۰۰		۳/۶۳۹	۰/۵۷۵	۰/۰۰۰
	Z	۲/۵	۳/۵		−۱۴/۵۷۸	۰/۹۱۴	۰/۰۰۰		۰/۵۲۹	۰/۴۸۶	۰/۸۶۰		−۱۵/۱۰۶	۱/۱۸۳	۰/۰۰۰
		۴/۵	۲/۵		−۲۵/۲۲۰	۱/۵۹۶	۰/۰۰۰		−۰/۲۶۲	۰/۵۵۸	۱/۰۰۰		−۲۴/۹۵۸	۱/۸۰۶	۰/۰۰۰
		۳/۵	۲/۵		۱۴/۵۷۸	۰/۹۱۴	۰/۰۰۰		−۰/۵۲۹	۰/۴۸۶	۰/۸۶۰		۱۵/۱۰۶	۱/۱۸۳	۰/۰۰۰
		۴/۵	۲/۵		−۱۰/۶۴۳	۰/۹۲۶	۰/۰۰۰		−۰/۷۹۱	۰/۴۱۳	۰/۲۰۰		−۹/۸۵۲	۱/۰۵۳	۰/۰۰۰
		۲/۵	۳/۵		۲۵/۲۲۰	۱/۵۹۶	۰/۰۰۰		۰/۲۶۲	۰/۵۵۸	۱/۰۰۰		۲۴/۹۵۸	۱/۸۰۶	۰/۰۰۰
		۳/۵	۲/۵		۱۰/۶۴۳	۰/۹۲۶	۰/۰۰۰		۰/۷۹۱	۰/۴۱۳	۰/۲۰۰		۹/۸۵۲	۱/۰۵۳	۰/۰۰۰
	X	۲/۵	۳/۵		−۱/۱۰۱	۰/۳۱۵	۰/۰۰۵		۱/۲۶۴	۰/۲۵۵	۰/۰۰۰		−۲/۳۶۵	۰/۲۹۱	۰/۰۰۰
		۴/۵	۲/۵		−۲/۰۳۲	۰/۵۴۵	۰/۰۰۳		۱/۹۱۱	۰/۳۵۱	۰/۰۰۰		−۳/۹۴۴	۰/۴۰۵	۰/۰۰۰
		۳/۵	۲/۵		۱/۱۰۱	۰/۳۱۵	۰/۰۰۵		−۱/۲۶۴	۰/۲۵۵	۰/۰۰۰		۲/۳۶۵	۰/۲۹۱	۰/۰۰۰
		۴/۵	۲/۵		−۰/۹۳۱	۰/۲۹۹	۰/۰۱۳		۰/۶۴۸	۰/۲۰۲	۰/۰۱۱		−۱/۵۷۹	۰/۲۴۸	۰/۰۰۰
		۲/۵	۴/۵		۲/۰۳۲	۰/۵۴۵	۰/۰۰۳		−۱/۹۱۱	۰/۳۵۱	۰/۰۰۰		۳/۹۴۴	۰/۴۰۵	۰/۰۰۰
		۳/۵	۲/۵		۰/۹۳۱	۰/۲۹۹	۰/۰۱۳		−۰/۶۴۸	۰/۲۰۲	/۰۱۱		۱/۵۷۹	۰/۲۴۸	۰/۰۰۰
	Y	۲/۵	۳/۵		−۰/۹۵۴	۰/۲۴۳	۰/۰۰۲		۱/۷۹۷	۰/۳۱۸	۰/۰۰۰		−۲/۷۵۱	۰/۳۹۱	۰/۰۰۰
		۴/۵	۲/۵		−۱/۰۷۶	۰/۴۰۸	۰/۰۴۲		۳/۲۹۲	۰/۴۸۸	۰/۰۰۰		−۴/۳۶۸	۰/۵۸۶	۰/۰۰۰
		۲/۵	۳/۵		۰/۹۵۴	۰/۲۴۳	۰/۰۰۲		−۱/۷۹۷	۰/۳۱۸	۰/۰۰۰		۲/۷۵۱	۰/۳۹۱	۰/۰۰۰
		۴/۵	۲/۵		−۰/۱۲۳	۰/۲۷۱	۱/۰۰۰		۱/۴۹۵	۰/۳۰۵	۰/۰۰۰		−۱/۶۱۷	۰/۳۸۰	۰/۰۰۰
		۲/۵	۴/۵		۱/۰۷۶	۰/۴۰۸	۰/۰۴۲		−۳/۲۹۲	۰/۴۸۸	۰/۰۰۰		۴/۳۶۸	۰/۵۸۶	۰/۰۰۰
		۳/۵	۲/۵		۰/۱۲۳	۰/۲۷۱	۱/۰۰۰		−۱/۴۹۵	۰/۳۰۵	۰/۰۰۰		۱/۶۱۷	۰/۳۸۰	۰/۰۰۰
	Z	۲/۵	۳/۵		۰/۶۰۶	۰/۴۸۷	۰/۶۷۴		۳/۵۷۸	۰/۵۵۳	۰/۰۰۰		−۲/۹۷۲	۰/۵۸۲	۰/۰۰۰
		۴/۵	۲/۵		۰/۵۶۸	۰/۶۸۹	۱/۰۰۰		۶/۰۵۰	۰/۵۹۶	۰/۰۰۰		−۵/۴۸۳	۰/۷۴۳	۰/۰۰۰
		۲/۵	۳/۵		−۰/۶۰۶	۰/۴۸۷	۰/۶۷۴		−۳/۵۷۸	۰/۵۵۳	۰/۰۰۰		۲/۹۷۲	۰/۵۸۲	۰/۰۰۰
		۴/۵	۲/۵		−۰/۰۳۸	۰/۳۶۸	۱/۰۰۰		۰/۴۷۲	۰/۳۳۱	۰/۰۰۰		−۲/۵۱۰	۰/۴۳۸	۰/۰۰۰
		۲/۵	۴/۵		۰/۵۶۸	۰/۶۸۹	۱/۰۰۰		−۶/۰۵۰	۰/۵۹۶	۰/۰۰۰		۵/۴۸۳	۰/۷۴۳	۰/۰۰۰
		۳/۵	۲/۵		۰/۰۳۸	۰/۳۶۸	۱/۰۰۰		−۲/۴۷۲	۰/۳۳۱	۰/۰۰۰		۲/۵۱۰	۰/۴۳۸	۰/۰۰۰

بحث

هدف از این مطالعه تأثیر افزایش سرعت دویدن بر تغییرات سه بعدی زوایای مفصلی اندام تحتانی در زنجیره باز حرکتی و فاز سوئینگ بود. در این مطالعه پارامترهای ماکزیمم، مینیمم و دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی در سه صفحه توسط شرکت‌کنندگان دو در سرعت های ۲/۵، ۳/۵، ۴/۵ متر بر ثانیه مورد بررسی قرار گرفت.

نتایج حاصل از بررسی ابداکشن ران حین دویدن در فاز سوئینگ حاکی از آن بود که زوایای مفصلی ران در صفحه فرونتال در هر سه سرعت دویدن اختلاف معنی داری وجود داشت. نتایج حاصل از بررسی اداکشن ران حین دویدن در فاز سوئینگ حاکی از آن بود که زوایای مفصلی ران در صفحه فرونتال در هر سه سرعت دویدن اختلاف معنی داری وجود داشت. لذا با بررسی اختلاف میانگین های زوایای مفصلی ران پا می‌توان گفت با افزایش سرعت میزان تغییرات مفصلی و دامنه حرکتی درصفحه فرونتال ران افزایش یافت. این مطالعه با تحقیق آقایی عطاآبادی و همکاران (۱۱) همسو و با تحقیق تومیناگا و همکاران (۱۲) ناهمسو بود. نتایج حاصل از بررسی اکسترنال روتیشن ران حین دویدن در فاز سوئینگ حاکی از آن بود که بین سرعت‌های ۲/۵ و ۴/۵ و همچنین سرعت‌های ۳/۵ و ۴/۵ اختلاف معنی‌دار وجود نداشت، امّا بین سرعت‌های ۲/۵ و ۳/۵ اختلاف معنی‌دار وجود داشت.

نتایج حاصل از بررسی اینترنال روتیشن ران حین دویدن در فاز سوئینگ حاکی از آن بود که زوایای مفصلی ران در صفحه ترنسورس بین همه سرعت‌ها اختلاف معنی‌دار وجود داشت. لذا با بررسی اختلاف میانگین‌های زوایای مفصلی ران می‌توان گفت با افزایش سرعت میزان تغییرات مفصلی و دامنه حرکتی در صفحه ترنسورس ران پا افزایش یافت و این مطالعه با نتایج تحقیق استروزیک و همکاران همسو بود (۶).

نتایج حاصل از بررسی فلکشن ران حین دویدن در فاز سوئینگ حاکی از آن بود که زوایای مفصلی ران در صفحه ساجیتال در هر سه سرعت دویدن اختلاف معنی داری وجود داشت. نتایج حاصل از بررسی اکستنشن ران حین دویدن در فاز سوئینگ حاکی از آن بود که زوایای مفصلی ران در صفحه ساجیتال در هر سه سرعت دویدن اختلاف معنی داری وجود داشت و با بررسی اختلاف میانگین‌ها به این نتیجه دست یافتیم که با افزایش سرعت میزان تغییرات زاویه مفصلی و دامنه حرکتی در صفحه ساجیتال ران افزایش یافت. این مطالعه با تحقیق آقایی عطاآبادی و همکاران (۱۱) همسو و با تحقیق تومیناگا و همکاران (۱۲) ناهمسو بود.

نتایج حاصل از بررسی ابداکشن زانو حین دویدن در فاز سوئینگ حاکی از آن بود که میانگین های زوایای مفصلی زانو در صفحه فرونتال در هر سه سرعت اختلاف معنی‌داری وجود داشت. نتایج حاصل از بررسی اداکشن زانو حین دویدن در فاز سوئینگ حاکی از آن بود که میانگین‌های زوایای مفصلی در صفحه فرونتال در هر سه سرعت اختلاف معنی داری وجود نداشت. لذا با بررسی اختلاف میانگین‌ها به این نتیجه دست یافتیم که با افزایش سرعت میزان تغییرات زاویه مفصلی و دامنه حرکتی در صغحه فرونتال زانو افزایش یافت. این مطالعه با تحقیق تومیناگا و همکاران (۱۲) همسو بود با تحقیق کوآن و همکاران (۸) ناهمسو بود.

نتایج حاصل از بررسی اکسترنال روتیشن زانو حین دویدن در فاز سوئینگ حاکی از آن بود در چرخش خارجی زوایای مفصلی زانو در صفحه ترنسورس در هر سه سرعت اختلاف معنی‌داری وجود داشت. نتایج حاصل از بررسی اینترنال روتیشن زانو حین دویدن در فاز سوئینگ حاکی از آن بود که در چرخش داخلی زوایای مفصلی در صفحه ترنسورس در هر سه سرعت اختلاف معنی‌داری وجود داشت. لذا با بررسی اختلاف میانگین ها به این نتیجه دست یافتیم که با افزایش سرعت میزان تغییرات زاویه مفصلی و دامنه حرکتی

در صفحه ترنسورس زانو افزایش یافت. این مطالعه با تحقیق آقایی عطاآبادی و همکاران (۱۱) همسو و با تحقیق تومیناگا و همکاران (۱۲) ناهمسو بود. نتایج حاصل از بررسی فلکشن زانو حین دویدن در فاز سوئینگ حاکی از آن بود که در صفحه ساجیتال در هر سه سرعت دویدن اختلاف معنی داری وجود داشت. نتایج حاصل از بررسی اکستنشن زانو حین دویدن در فاز سوئینگ حاکی از آن بود که میانگین زوایای مفصلی زانو در صفحه ساجیتال در هر سه سرعت دویدن اختلاف معنی‌داری وجود نداشت. با بررسی اختلاف میانگین‌ها به این نتیجه دست یافتیم که با افزایش سرعت میزان تغییرات زاویه مفصلی و دامنه حرکتی افزایش یافت. این مطالعه با تحقیق آقایی عطاآبادی و همکاران (۱۱) همسو و با تحقیق تومیناگا و همکاران (۱۲) ناهمسو بود. نتایج حاصل از بررسی اینورژن مچ پا حین دویدن در فاز سوئینگ حاکی از آن بود که میانگین های زوایای مفصلی مچ پا در صفحه فرونتال در هر سه سرعت اختلاف معنی داری وجود داشت. در اورژن مچ پا حین دویدن در فاز سوئینگ حاکی از آن بود که میانگین های زوایای مفصلی مچ پا در صفحه فرونتال در هر سه سرعت اختلاف معنی داری وجود داشت. لذا با بررسی اختلاف میانگین‌های زوایای مفصلی مچ پا می‌توان گفت با افزایش سرعت، میزان تغییرات زوایای مفصلی و دامنه حرکتی در صفحه فرونتال مچ پا افزایش یافت. این مطالعه با کوآن و همکاران (۸) همسو و با تحقیق تومیناگا و همکاران (۱۲) ناهمسو بود. نتایج حاصل از بررسی ابداکشن مچ پا حین دویدن در فاز سوئینگ حاکی از آن بود که میانگین های زوایای مفصلی مچ پا در صفحه ترنسورس در هر سه سرعت به جز سرعت ۳/۵ با ۴/۵ ، اختلاف معنی داری وجود داشت. در ادداکشن مچ پا در صفحه ترنسورس در هر سه سرعت دویدن اختلاف معنی داری وجود داشت. لذا با بررسی اختلاف میانگین های زوایای مفصلی مچ پا می توان گفت با افزایش سرعت میزان تغییرات مفصلی و دامنه حرکتی در صفحه ترنسورس مچ پا افزایش یافت. این مطالعه با کوآن و همکاران (۸) همسو و با تحقیق تومیناگا و همکاران (۱۲) ناهمسو بود. نتایج حاصل از مطالعه حاکی از آن بود که در دورسی فلکشن در صفحه ساجیتال در هر سه سرعت دویدن اختلاف معنی‌داری وجود نداشت. نتایج حاصل از مطالعه حاکی از آن بودکه در پلنتارفلکشن در صفحه ساجیتال در هر سه سرعت دویدن اختلاف معنی‌داری وجود داشت. لذا با بررسی اختلاف میانگین های زوایای مفصلی مچ پا می‌توان نتیجه گرفت با افزایش سرعت میزان تغییرات زوایای مفصلی و دامنه حرکتی در صفحه ساجیتال مچ پا افزایش یافت. این مطالعه با استروزیک و همکاران (۶) و کوآن و همکاران (۸) و همسو و با تحقیق تومیناگا و همکاران (۱۲) ناهمسو بود. علت اختلاف موجود در نتایج تحقیقات می‌تواند به نوع روش اندازه گیری، مهارت و تفاوت های آنتروپومتریکی فردی نیز بستگی داشته باشد. از جمله محدودیت‌های تحقیق حاضر می‌توان شرایط روانی، اجتماعی و اقتصادی آزمودنی‌ها در طی آزمون‌گیری را نام برد که بر عملکرد آن‌ها اثرگذار می باشد. پیشنهاد می‌شود تحقیقی با همین عنوان در پای غیرغالب صورت گیرد و با نتایج حاضر مقایسه شود.

نتیجه‌گیری نهایی

این مطالعه نشان داد که تغییرات زاویه و دامنه حرکتی مفاصل ران، زانو و مچ پا زمانی که سرعت دویدن افزایش می‌یابد در فاز سوئینگ به طور قابل‌توجّهی بیشتر است. با توجّه به ماهیت دویدن با سرعت بالا، پایداری بدن می تواند کاهش یابد. برای این منظور، سیستم عصبی مرکزی برای تنظیم ساختار بدن و کاهش ناپایداری در پاسخ به اختلالات اعمال شده، فرمان افزایش دامنه حرکتی زاویه مفاصل مذکور را می‌دهد. همچنین نتایج نشان می‌دهد که مفصل مچ پا، به عنوان نزدیک‌ترین مفصل در تماس با زمین، با افزایش تغییرات زاویه و دامنه حرکتی مفصل مچ پا در طی دویدن، با کاهش زمان تماس پا با زمین در هر گام به سریعتر و کارآمدتر دویدن کمک می‌کند و می‌توان نتیجه گرفت که این نکته در افزایش سرعت تأثیرگذار است.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

اصول اخلاق تماماً در این مقاله رعایت شده است. شرکت کنندگان اجازه داشتند هر زمان که مایل بودند از پژوهش خارج شوند. همچنین همه شرکت کنندگان در جریان روند پژوهش بودند. اطلاعات آن‌ها محرمانه نگه داشته شد.

حامی مالی

این پژوهش هیچ گونه کمک مالی از سازمان های دولتی، خصوصی و غیر انتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در طراحی، اجرا و نگارش همه بخش‌های پژوهش حاضر مشارکت داشته‌اند.

تعارض

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

Reference

1. Fatahi A, Alizadeh R, Salehi M, Molavian R. Three planar Symmetry of Hip, Knee and Ankle Joints' moments during Running. Journal of Clinical Physiotherapy Research. 2021;6(3).

2. Dunn MD, Claxton DB, Fletcher G, Wheat JS, Binney DM. Effects of running retraining on biomechanical factors associated with lower limb injury. Hum Mov Sci. 2018;58:21-31. [DOI:10.1016/j.humov.2018.01.001] [PMID]

3. Mann RA, Hagy J. Biomechanics of walking, running, and sprinting. Am J Sports Med. 1980;8(5):345-50. [DOI:10.1177/036354658000800510] [PMID]

4. Abbasi A, Yazdanbakhsh F, Tazji MK, Aghaie Ataabadi P, Svoboda Z, Nazarpour K, et al. A comparison of coordination and its variability in lower extremity segments during treadmill and overground running at different speeds. Gait Posture. 2020;79:139-44. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2020.04.022] [PMID]

5. Rottier TD, Allen SJ. The influence of swing leg technique on maximum running speed. J Biomech. 2021;126:110640. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2021.110640] [PMID]

6. Struzik A, Konieczny G, Grzesik K, Stawarz M, Winiarski S, Rokita A. Relationship between lower limbs kinematic variables and effectiveness of sprint during maximum velocity phase. Acta Bioeng Biomech. 2015;17(4):131-8.

7. Wang W, Qu F, Li S, Wang L. Effects of motor skill level and speed on movement variability during running. J Biomech. 2021;127:110680. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2021.110680] [PMID]

8. Quan W, Wang M, Liu G, Fekete G, Baker JS, Ren F, et al. Comparative Analysis of Lower Limb Kinematics between the Initial and Terminal Phase of 5km Treadmill Running. J Vis Exp. 2020;161:e61192. [DOI:10.3791/61192]

9. Knuesel H, Geyer H, Seyfarth A. Influence of swing leg movement on running stability. Hum Mov Sci. 2005;24(4):532-43. [DOI:10.1016/j.humov.2005.08.002] [PMID]

10. Blum Y, Lipfert SW, Rummel J, Seyfarth A. Swing leg control in human running. Bioinspir Biomim. 2010;5(2):026006. [DOI:10.1088/1748-3182/5/2/026006] [PMID]

11. Aghaie Ataabadi P, Sarvestan J, Alaei F, Yazdanbakhsh F, Abbasi A. Linear and non-linear analysis of lower limb joints angle variability during running at different speeds. Acta Gymnica. 2021. [DOI:10.5507/ag.2021.023]

12. Tominaga R, Ishii Y, Ueda T, Kurokawa T. The Effects of Running Speed on Ground Reaction Forces and Lower Limb Kinematics During Single-Leg Stop Movement. J Strength Cond Res. 2016;30(5):1224-30. [DOI:10.1519/JSC.0000000000000286] [PMID]

13. Nicola TL, Jewison DJ. The anatomy and biomechanics of running. Clin Sports Med. 2012;31(2):187-201. [DOI:10.1016/j.csm.2011.10.001] [PMID]

14. Folland JP, Allen SJ, Black MI, Handsaker JC, Forrester SE. Running Technique is an Important Component of Running Economy and Performance. Med Sci Sports Exerc. 2017;49(7):1412-23. [DOI:10.1249/MSS.0000000000001245] [PMID] [PMCID]

15. Park SK, Jeon HM, Lam WK, Stefanyshyn D, Ryu J. The effects of downhill slope on kinematics and kinetics of the lower extremity joints during running. Gait Posture. 2019;68:181-6. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2018.11.007] [PMID]

16. Takabayashi T, Edama M, Inai T, Kubo M. Differences in rearfoot, midfoot, and forefoot kinematics of normal foot and flatfoot during running. J Orthop Res. 2021;39(3):565-71. [DOI:10.1002/jor.24877] [PMID]

17. Christopher SM, McCullough J, Snodgrass SJ, Cook C. Do alterations in muscle strength, flexibility, range of motion, and alignment predict lower extremity injury in runners: a systematic review. Arch Physiother. 2019;9:2. [DOI:10.1186/s40945-019-0054-7] [PMID] [PMCID]

18. Fukuchi RK, Fukuchi CA, Duarte M. A public dataset of running biomechanics and the effects of running speed on lower extremity kinematics and kinetics. PeerJ. 2017;5:e3298. [DOI:10.7717/peerj.3298] [PMID] [PMCID]

19. Handsaker JC, Forrester SE, Folland JP, Black MI, Allen SJ. A kinematic algorithm to identify gait events during running at different speeds and with different footstrike types. J Biomech. 2016;49(16):4128-33. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2016.10.013] [PMID]

20. Genton L, Mareschal J, Norman K, Karsegard VL, Delsoglio M, Pichard C, et al. Association of phase angle and running performance. Clin Nutr ESPEN. 2020;37:65-8. [DOI:10.1016/j.clnesp.2020.03.020] [PMID]

21. Smith L, Preece S, Mason D, Bramah C. A comparison of kinematic algorithms to estimate gait events during overground running. Gait Posture. 2015;41(1):39-43. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2014.08.009] [PMID]

22. Wright WG, Ivanenko YP, Gurfinkel VS. Foot anatomy specialization for postural sensation and control. J Neurophysiol. 2012;107(5):1513-21. [DOI:10.1152/jn.00256.2011] [PMID] [PMCID]

23. 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. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2010.02.010] [PMID]

24. Hamill J, Knutzen K, Derrick TR. Biomechanical Basis of Human Movement: Wolters Kluwer Health; 2015.

25. Oatis CA. Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement: Lippincott Williams & Wilkins; 2009.