Journal of
Sport Biomechanics

Summer 2022. Vol 8. Issue 2

Research Paper

The Effects of Increasing Running Speed on Three-Dimensional Peak Angle of the Lower Limb Joints in Stance Phase

Maryam Zare Mojtahedi[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 Sports Sciences, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Islamic Azad university, Karaj Branch, Karaj, Iran

Use your device to scan and read the article online

Citation: Zare Mojtahedi M, Fatahi A, Yousefian Molla R. [The Effects of Increasing Running Speed on Three-Dimensional Peak Angle of the Lower Limb Joints in Stance Phase (Persian)]. Journal of Sport Biomechanics. 2022; 8 (2) :114-127. https://doi.org/10.21859/JSportBiomech.8.2.293.4

https://doi.org/10.21859/JSportBiomech.8.2.293.4

Article Info:

Received: 10 Feb 2022
Accepted: 29 Aug 2022
Available Online: 22 Sep 2022

Keywords:

Running, Lower Limb, Kinematics

ABSTRACT

Objective Attention can be paid to the biomechanical characteristics of running since the speed of running varies. The aim of the present study was to investigate the effects of increasing running speed on the three-dimensional kinematics of the lower limb joints in the stance phase.

Methods The research was quasi-experimental. 27 volunteer subjects ran on a treadmill and the kinematic and kinetics data were collected through a three-dimensional system at three speed levels (2.5, 3.5, and 4.5) m/s. kinematics and kinetics data were recorded by 12 cameras (120 Hz) and force platform (150 Hz), respectively. The stance phase was derived according to the ground reaction Force value of the force platform. Hip, knee and ankle kinematics including peak of the absolute angles in three dimensions and three speeds were calculated for further analysis. Repeated measurement with Bonferroni post Hoc tests were employed to investigate the differences between the variables in three dimensions using SPSS software ($P < 0.05$).

Results The results showed that during increasing speed, significant differences were observed in frontal (2.5 & 3.5, 2.5 & 4.5 m/s) and sagittal (2.5 & 3.5. 2.5 & 4.5, 3.5 & 4.5 m/s) planes in hip as well as only in transverse (2.5 &4.5, 3.5 & 4.5 m/s) plane for knee. No significant differences were obvious in peak of ankle joints during increasing speed in all three planes.

Conclusion The results of the present study showed that hip and knee joints are more susceptible to changes of kinematics behavior during running progressively. Ankle joint seems to be more stable during the progressive running situation. Coaches and athletes may also enhance their performance using the results of the present study.

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

Extended Abstract

1. Introduction

Running is a fast form of movement of the human body on the ground, which is characterized by alternating movement of the human body. Therefore, running, in its various forms, is a basic skill for performing a variety of sports activities (1). Knowledge of the biomechanical performance of lower limb muscle groups and joints across a wide range of running speeds is important in improving the existing understanding of high performance in the athlete as well as in helping to identify factors that may be associated with injury (3). Many lower limb muscles and joints that play an important role during running have specific actions that are not limited to one anatomical level (3). Consequently, running is controlled by coordinated muscle and joint activity at all three anatomical levels, suggesting that any research on the biomechanics of running should ideally be approached from a three-dimensional perspective (3). Therefore, the aim of this study is to investigate the effect of speed on the parameters obtained from kinematic analysis in the lower limb during the stance phase of running at different speeds (2.5, 3.5 and 4.5 m/s) in all three movement planes. It was assumed that running speed has a significant effect on the peak values of movements in all three sagittal, frontal, and transverse planes in the hip, knee, and ankle, and considering these limitations, more research is needed to create a more complete analysis of the effects. Increasing the running speed on the lower limb joint kinematics is required.

2. Methods

The current research was semi-experimental. Through available sampling, 28 subjects voluntarily participated in the current research. The inclusion criteria of the subjects included elite runners who had a minimum average speed of 1 km/5 min during 10 km races for more than 20 km per week and were completely familiar with running on a treadmill. The criteria for leaving the subjects was any injury or neurological and muscular disorders that would endanger the health of the person and the process of conducting this research. The study was conducted in the Biomechanics and Movement Control Laboratory of the Federal University and was approved by the ethics committee of this university with the code of ethics (CAAE:53063315.7.000.5594). Written and informed consent was obtained from the participants before conducting the study. Subjects ran on the equipped treadmill at three speeds (2/5, 3/5, 4/5) while the kinematic data were collected through a 3D system in the stance phase of running by recording 12 cameras with resolution 4, Cortex 0.6 and 4 software. Motion analysis was collected.

The normality and homogeneity of variance of the hypotheses of the dependent variables were tested using Bartlett and Lunn tests. A repeated measurement test was performed to measure the angles of the dominant hip, knee and ankle joints in the stance phase of running in three planes. Statistical calculations were also done in SPSS software. A significant level was considered for all statistical analyzes ($P<0.05$).

3. Results

The results of descriptive statistics and demographic parameters including height, weight and age of subjects are shown in Table 1. The results of descriptive statistics and inferential statistics are presented in Table 2.

In descriptive statistics, the mean and standard deviation of hip, knee, and ankle joint angles in three planes of motion, in three speeds, and in inferential statistics, according to the results of the follow-up test, in the angles of the lower limb joints during running in the stance phase in motion planes. Sagittal, frontal and transverse were discussed, which include the following. There was a significant difference in the maximum changes of the hip joint angles in the frontal plane (x) in all three speeds, in the transverse plane (Y) in 3.5 and 4.5 speeds, and in the sagittal plane in all three speeds. There was a significant difference in the maximum changes of the knee joint angles only in the frontal plane at the 4.5 speed with the other two speeds. There was no significant difference in the maximum changes of ankle joint angles in any of the planes and speeds. There was a significant difference in the minimum changes of the hip joint in the frontal plane at each speed, in the transverse plane at 3.5 speeds, and in the sagittal plane at all three speeds. There was no significant difference in the minimum changes of the knee joint in the frontal plane in any of the

planes and speeds. There was a significant difference in the minimal changes of the ankle joint in the frontal plane at all three speeds, the transverse plane at 2.5 speeds with the other two speeds, and the sagittal plane at all three speeds (P<0.05).

Table 2: Comparison of the angles and range of motion of the lower limb joints in the stance phase.

variables		Speed (m/s)	direction	mean	SD	direction	mean	SD	direction	mean	SD
movement	Hip	2.5	X max	8.82[3.5,4.5]	2.31	Xmin	-1.09[3.5,4.5]	2.39	Xrom	9.91[3.5,4.5]	1.91
		3.5		10.55[2.5]	2.44		-2.15[2.5,4.5]	2.61		6.09[2.5,4.5]	2.52
		4.5		11.13[2.5]	3.79		-2.98[2.5,3.5]	2.91		12.09[2.5,3.5]	3.34
		2.5	Ymax	4.19	4.45	Ymin	-5.06[3.5]	4.00	Yrom	9.25[4.5]	2.79
		3.5		3.96[4.5]	5.19		3.96[2.5,4.5]	5.19		11.16	3.92
		4.5		3.33[3.5]	5.32		-5.30[3.5]	9.85		12.73[2.5]	2.5
		2.5	Zmax	-2.57[3.5,4.5]	4.48	Zmin	-2.57[3.5,4.5]	4.48	Zrom	36.39[3.5]	4.73
		3.5		36.70[2.5,4.5]	9.66		-5.46[2.5,4.5]	5.09		33.38[2.5,4.5]	4.36
		4.5		40.20[2.5,3.5]	10.71		-8.35[2.5,3.5]	6.06		36.62[3.5]	4.16
	Knee	2.5	X max	6.14	3.70	Xmin	0.04	2.90	Xrom	12.71[3.5,4.5]	2.42
		3.5		5.70	4.05		-0.28	3.45		5.90[2.5,4.5]	2.65
		4.5		4.74	6.20		0.13	3.19		14.76[2.5,3.5]	3.08
		2.5	Ymax	-7.80[4.5]	6.39	Ymin	-18.97	6.70	Yrom	10.19[4.5]	3.27
		3.5		-7.09[4.5]	7.07		-16.49	14.17		12.25	4.57
		4.5		-5.50[2.5,3.5]	6.83		-18.85	7.71		13.91[2.5]	2.66
		2.5	Zmax	42.83	5.82	Zmin	9.45	5.03	Zrom	44.01[3.5,4.5]	4.49
		3.5		42.32	8.56		9.04	4.95		34.64[2.5]	4.42
		4.5		42.33	12.89		11.36	8.56		37.41[2.5]	5.21
	Ankle	2.5	X max	5.33	5.56	Xmin	-14.06[3.5,4.5]	4.54	Xrom	14.66[3.5]	2.88
		3.5		5.9	6.41		-7.32[2.5]	7.25		6.31[2.5,4.5]	2.97
		4.5		8.86	9.27		-8.69[2.5]	6.43		16.89[3.5]	2.97
		2.5	Ymax	14.32	3.65	Ymin	1.58[4.5]	3.63	Yrom	11.89[3.5,4.5]	7.48
		3.5		14.54	4.05		1.65	5.91		14.70[2.5]	7.55
		4.5		14.83	4.33		0.60[2.5]	4.03		15.35[2.5]	6.28
		2.5	Zmax	22.55	2.90	Zmin	-14.06[4.5]	4.54	Zrom	49.26[3.5,4.5]	9.93
		3.5		21.22	7.69		-14.64	6.45		33.76[2.5,4.5]	4.81
		4.5		22.98	2.30		-17.17[2.5]	4.14		39.19[2.5,3.5]	5.94

4. Conclusion

The aim of this study was to increase the speed of running on the three-dimensional kinematics of the lower limb joint angles in the stance phase. In this study, the maximum, minimum and range of motion parameters of the lower limb joints were examined in three planes by two participants at speeds of 2.5, 3.5, and 4.5 m/s.

The findings of this research showed that changes in running speed had an effect on some three-dimensional kinematic parameters of the lower limb joints in the stance phase. These results showed that any change in the angles of the joints of the lower limbs can help to optimize a person's performance or cause risk factors of injury in daily activities such as walking, running and other activities. It is suggested that this factor should be taken into consideration in the design of training programs in order to improve the performance and execution of skills, as well as the analysis of movement related to running speed, and it can also play a very important role as a way to prevent these risk factors.

There is a lot of evidence that running has many health benefits, but finally knowing the kinematic parameters and mechanical properties of lower limb joints can be essential in maintaining and optimizing performance during running.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

All ethical principles were considered in this article. The participants were informed about the purpose of the research and its implementation stages; they were also assured about the confidentiality of their information; Moreover, they were allowed to leave the study when-ever they wish, and if desired, the results of the research would be available to them.

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 کینماتیک سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی در فاز استانس

مریم زارع مجتهدی[۱]، علی فتاحی[۱]، *راضیه یوسفیان‌ملا[۳]

۱. گروه علوم زیستی، 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: ۷ شهریور ۱۴۰۱
تاریخ انتشار: ۳۱ شهریور ۱۴۰۱

کلید واژه‌ها:
دویدن، اندام تحتانی، کینماتیک

چکیده

هدف از آن جا که تغییر در سرعت دویدن می‌تواند اثر قابل توجهی بر ویژگی‌های بیومکانیکی دویدن داشته باشد، هدف از انجام تحقیق حاضر، تأثیر افزایش سرعت دویدن بر کینماتیک سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی در فاز استانس بود.

روش‌ها این تحقیق از نوع نیمه تجربی بود. ۲۸ آزمودنی به صورت داوطلبانه بر روی تردمیل مجهز دویدند و داده‌های کینماتیک از طریق یک سیستم سه بعدی در فاز استانس دویدن در سه سرعت (۲/۵، ۳/۵، ۴/۵) با ثبت ۱۲ دوربین جمع‌آوری شد. از آزمون اندازه‌گیری مکرر جهت اندازه‌گیری زوایای مفاصل اندام تحتانی غالب در فاز استانس دویدن در سه صفحه انجام شد. محاسبات آماری نیز در نرم‌افزار اس پی اس اس و سطح معنی‌داری برای تمامی تحلیل‌های آماری ($P<0/05$) در نظر گرفته شد.

یافته‌ها یافته‌ها نشان داد در حداکثر تغییرات زوایای مفصل ران در صفحه فرونتال و ساجیتال در هر سه سرعت اختلاف معنی‌داری وجود داشت. در حداقل تغییرات مفصل ران در صفحه فرونتال و ساجیتال در هر سه سرعت و در مفصل مچ پا در صفحه فرونتال و ساجیتال نیز در هر سه سرعت، اختلاف معنی‌داری وجود داشت. با توجه به اینکه تغییرات سرعت دویدن بر روی برخی پارامترهای کینماتیکی سه بعدی مفاصل اندام تحتانی در فاز استانس تأثیرگذار بود.

نتیجه‌گیری این نتایج نشان داد هر گونه تغییر در زوایای مفاصل اندام تحتانی می‌تواند به بهینه‌سازی عملکرد فرد کمک کند و یا موجب به وجود آمدن ریسک فاکتورهای آسیب در انجام فعالیت‌های روزمره مانند راه رفتن، دویدن و سایر فعالیت‌ها شود.

*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 یک شکل سریع از حرکت بدن انسان بر روی زمین است که با حرکت متناوب بدن انسان مشخص می‌شود (۱). اکثریت زیادی از فعالیت‌های بدنی نیاز به حرکت سریع بدن از یک مکان به مکان دیگر دارند. بنابراین دویدن، در اشکال مختلف آن، یک مهارت اساسی برای اجرای انواع فعالیت‌های ورزشی می‌باشد (۱). دویدن برای تناسب‌اندام یک فعالیت محبوب است و بیش از ۲۳ میلیون نفر گزارش داده‌اند که حداقل ۵۰ روز در سال می‌دوند (۲). دانش در مورد عملکرد بیومکانیکی گروه‌های عضلانی و مفاصل اندام تحتانی در طیف وسیعی از سرعت‌های دویدن در بهبود درک موجود از عملکرد بالای ورزشکار و همچنین در کمک به شناسایی عواملی که ممکن است با آسیب مرتبط باشند، مهم است (۳). علی‌رغم مزایای بی‌شمار دویدن، افزایش شیوع آسیب‌های دویدن را می‌توان مشاهده کرد. مشخص شده است که حدود ۴۲/۵ درصد از دوندگان هر سال دچار آسیب می‌شوند که ناشی از دویدن‌های طولانی مدت، اضافه بار و خستگی است که خطر آسیب را افزایش می‌دهد (۴). در نتیجه تجزیه‌وتحلیل پارامترهای کینماتیکی در حین دویدن و کاهش بروز آسیب‌ها مورد توجّه علمی قرار گرفته است (۵). متغیّرهای کینماتیک، مستقل از نیروهای منجر به حرکت و در توصیف حرکت بکار می‌روند (۶). مجموعه وسیعی از پارامترهای کینماتیکی برای تجزیه و تحلیل دویدن مورد بررسی قرار گرفته است (۷). این پارامترها شامل جابجایی، سرعت و شتاب‌های خطی و زاویه‌ای هستند (۶). داده‌های جابجایی را می‌توان از هر نقطهٔ مهم آناتومیکی مانند مرکز جرم قسمت‌های بدن، مرکز چرخش مفاصل، ابتدا و انتهای اندام‌ها و یا برجستگی‌های آناتومیکی مهم به دست آورد (۸). سازگاری‌های کینماتیک مفصلی شامل افزایش زاویه فلکشن زانو (۹)، تغییر در پرونیشن مفصل تحت قاپی (۱۰) و کاهش دورسی فلکشن مچ پا حین برخورد پا با زمین است (۱۱)، این تغییرات کینماتیکی، سبب کاهش جرم (جرم مؤثر) آن بخشی از بدن می‌شود که هنگام تماس پا با زمین شتاب می‌گیرد (۱۲). هر چه میزان این جرم مؤثر کم‌تر باشد، تماس ساق بزرگ‌تر شده و جذب شوک بیشتر می‌شود (۱۲). ستفانیشین و همکاران رابطه‌ای بین پویایی مفصل زانو در صفحه جلویی در حین دویدن و خطر آسیب را گزارش کردند. اگرچه این مطالعات اهمیّت بالقوه دینامیک صفحه غیر ساجیتال در طول دویدن را برجسته می‌کند، داده‌های گلیچ و باومن و مک کلی و مانال به مرحله ایستادن چرخه گام و تنها یک سرعت دویدن محدود می‌شوند. بسیاری از عضلات و مفاصل اندام تحتانی که در حین دویدن نقش مهمی ایفا می‌کنند، اعمال خاصی دارند که محدود به یک سطح آناتومیکی نیست (۳). در نتیجه، دویدن توسط فعالیت هماهنگ عضلات و مفاصل در هر سه سطح آناتومیکی کنترل می‌شود، که نشان می‌دهد هرگونه تحقیق در مورد بیومکانیک دویدن به‌طور ایده‌آل باید از دیدگاه سه بعدی مورد بررسی قرار گیرد (۳). بنابراین، هدف این مطالعه بررسی تأثیر سرعت بر پارامترهای به‌دست‌آمده از تحلیل کینماتیکی اندام تحتانی هنگام مرحله استانس دویدن در سرعت‌های مختلف (۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵ متر بر ثانیه) در هر سه صفحه حرکتی می‌باشد. فرض بر این بود که سرعت دویدن تأثیر قابل توجّهی بر مقادیر اوج حرکات در هر سه صفحه ساجیتال، فرونتال و ترنسورس در ران، زانو و مچ پا دارد و با توجه به این محدودیت‌ها، تحقیقات بیشتری برای ایجاد یک تحلیل کامل‌تر در مورد اثرات افزایش سرعت دویدن بر کینماتیک مفصل اندام تحتانی مورد نیاز است.

روش شناسی

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی بود. از طریق نمونه‌گیری در دسترس، تعداد ۲۸ نفر آزمودنی به صورت داوطلبانه در تحقیق حاضر شرکت کردند. معیارهای ورود آزمودنی‌ها شامل دوندگان نخبه‌ای بود که در هفته بیشتر از ۲۰ کیلومتر حداقل سرعت متوسط ۱ کیلومتر در ۵ دقیقه در طول مسابقات ۱۰ کیلومتری داشته‌اند و کاملاً با دویدن روی تردمیل آشنا بودند. معیار خروج آزمودنی‌ها هرگونه آسیب و یا اختلالات عصبی و عضلانی که سلامت فرد و روند اجرای این تحقیق را به خطر می‌انداخت بود.

پس از آن که آزمودنی‌ها رضایت خود را جهت شرکت در تحقیق اعلام نمودند، تمامی مراحل و روش اجرای تحقیق و فرم پرسشنامه سلامت و سطح فعالیت بدنی تکمیل گردید. از سطح فعالیت بدنی شرکت‌کننده‌ها بر اساس پرسشنامۀ محقق ساخته ثبت اطلاعات، آگاه شدیم. از این پرسش‌نامه فقط به منظور آگاهی از وضعیت جسمی و سطح فعالیت بدنی شرکت‌کنندگان در تحقیق استفاده شد. سپس آزمودنی‌ها یک جلسه در آزمایشگاه حضور پیدا کردند و بعد از آشنایی با محیط آزمایشگاه و ابزارهای مورد استفاده در این تحقیق حاضر شدند. روند مطالعه در آزمایشگاه بیومکانیک و کنترل حرکتی دانشگاه فدرال انجام و با کد اخلاق CAAE:53063315.7.000.5594 در کمیته اخلاق این دانشگاه تأیید شد. قبل از انجام مطالعه رضایت کتبی و آگاهانه از شرکت‌کنندگان، اخذ شد.

آزمودنی‌ها بر روی تردمیل مجهز دویدند درحالی که داده‌های کینماتیک از طریق یک سیستم سه بعدی در فاز استانس دویدن با ثبت ۱۲ دوربین با رزولوشن۴ ، نرم‌افزار کورتکس۰. ۶ و ۴ آنالیز حرکت ساخت سانتاروزا کالیفرنیا امریکا جمع‌آوری شد. دوربین‌ها در اطراف آزمایشگاه به‌گونه‌ای توزیع شدند، که حجم ضبط حرکت تردمیل را هدف قرار می‌دادند. دوربین‌ها بر یک پایۀ فلزی با طول ۱۱/۵ متر و عرض۹/۳ متر و ارتفاع ۲/۸ متر کارگزاری شدند. این ساختار امکان جابجایی برخی دوربین‌ها در ارتفاع‌های مختلف را فراهم می‌نمود. تردمیل مجهز روی یک چاله نصب شده بود به طوری که سطح تردمیل برابر با سطح کف آزمایشگاه قرار داشت. نرم‌افزار کورتکس ۶ برای کالیبره کردن حجم ضبط حرکت و شناسایی مارکرهای رفلکتیو کروی با قطر ۷ میلی‌متر که توسط چسب دو طرفه بر روی اندام تحتانی به صورت متقارن طبق روش مارکرگذاری قرار داده شدند، استفاده شد. این دستگاه گیرنده میزان حرکت را که شامل یک منطقه با طول ۳/۱ متر، عرض ۲/۳ متر و ۱/۲ متر ارتفاع بود می‌پوشاند که این مقدار به‌طور روزانه تنظیم می‌شد. نرخ اکتساب داده‌های کینماتیک به ترتیب ۱۵۰ و ۳۰۰ هرتز تنظیم شد. سیستم مختصات آزمایشگاهی مورد استفاده برای مطالعه همان سیستم پیشنهادی انجمن بین‌المللی بیومکانیکی و شامل موارد زیر بود:

- محور X در جهت پیشرفت دویدن و اشاره مثبت به جلو (صفحه فرونتال)
- محور Y در جهت عمودی و مثبت به سمت بالا (صفحه ترنسورس)
- محور Z در جهت جانبی میانی و مثبت به سمت راست (صفحه ساجیتال)

به محض ورود شرکت‌کنندگان، توضیح مختصری در مورد روش‌های آزمایشی به آن‌ها ارائه شد. ۴۸ مارکر تکنیکال و آناتومیکال در کنار کلاسترها با شش مارکرتکنیکال، که در یک پوشش سفت قرار گرفته‌اند، در سگمنت‌های ران، ساق و مچ پا استفاده شد. این پوشش‌ها با استفاده از ترکیبی از تسمه‌های الاستیک و ولکرو به طور ایمن به سگمنت‌ها بسته شدند. آزمودنی با سرعت ۱/۲ متر بر ثانیه به مدت ۱ دقیقه راه رفت تا با تردمیل آشنا شود. سپس از آزمودنی خواسته شد روی تسمه چپ تردمیل بماند، تا سرعت تسمه به صورت تدریجی به ۲/۵ متر بر ثانیه افزایش یافت و پس از یک دوره ۳ دقیقه‌ای دویدن با این سرعت، داده‌ها به مدت ۳۰ ثانیه ثبت شد. این روش با سرعت‌های ۳/۵ و ۴/۵ متر بر ثانیه، به همان ترتیب تکرار شد. پس از آزمایش‌های دویدن، سرعت تردمیل مجدداً روی ۱/۲ متر بر ثانیه به مدت ۱ دقیقه برای سرد کردن قبل از توقف تنظیم شد. در مفاصل ران و زانو، فلکشن – اکستنشن در صفحه ساجیتال، اداکشن – ابداکشن در صفحه فرونتال و چرخش داخلی – چرخش خارجی در صفحه ترنسورس و در مچ پا، درسی فلکشن – پلانتارفلکشن در ساجیتال، اینورژن – اورژن در صفحه فرونتال و اداکشن – ابداکشن در صفحه ترنسورس به ترتیب مقادیر مثبت– منفی در سه سرعت در نظر گرفته شد. داده‌ها بر اساس جرم بدن آزمودنی‌ها و همچنین ۱۰۱ نقطه زمانی در

چرخه دویدن نرمال شدند. از نرم‌افزار ویژوآل سه بعدی ساخت کشور آلمان جهت فیلتر کردن مارکرها و زوایای مفاصل استفاده شد. پس از ثبت داده‌ها و انتقال آن به اکسل، داده‌های مربوط به مقاله در فاز استانس را با استفاده از داده‌های مربوط به نیروهای عکس‌العمل زمین جدا کردیم. به این صورت که فاز استانس دویدن تا زمانی ادامه داشت که نیروهای عکس‌العمل زمین صفر نشده بود.

نرمال بودن و همگنی واریانس فرضیه‌های متغیّرهای وابسته با استفاده از تست‌های بارتلت و لون مورد آزمون قرار گرفت. از آزمون اندازه‌گیری مکرر جهت اندازه‌گیری زوایای ران، زانو و مچ پا بین مفاصل اندام تحتانی غالب در فاز استانس دویدن در سه صفحه انجام شد. محاسبات آماری نیز در نرم‌افزار اس پی اس اس انجام شد. سطح معنی‌داری برای تمامی تحلیل‌های آماری ($P<۰/۰۵$) در نظر گرفته شد.

نتایج

نتایج آزمون آمار توصیفی و پارامترهای دموگرافیک شامل قد، وزن و سن آزمودنی‌ها در جدول ۱ نشان داده شده است. نتایج آمار توصیفی و آمار استنباطی در جدول ۲ ارائه شده است. در آمار توصیفی به میانگین و انحراف استاندارد زوایای مفاصل ران، زانو و مچ پا در سه صفحه حرکتی، در سه سرعت ۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵ پرداخته شد و در آمار استنباطی با توجه به نتایج آزمون تعقیبی، در زوایای مفاصل اندام تحتانی حین دویدن در فاز استانس در صفحات حرکتی ساجیتال، فرونتال و ترنسورس پرداخته شد که شامل موارد زیر است.

در حداکثر تغییرات زوایای مفصل ران در صفحه فرونتال (x) در سرعت‌های ۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵، در صفحه ترنسورس (Y) در سرعت‌های ۳/۵ و ۴/۵ و در صفحه ساجیتال در هر سه سرعت اختلاف معنی‌داری وجود داشت. در حداکثر تغییرات زوایای مفصل زانو تنها در صفحه فرونتال در سرعت ۴/۵ با دو سرعت دیگر اختلاف معنی‌داری وجود داشت. در حداکثر تغییرات زوایای مفصل مچ پا در هیچ‌کدام از صفحات و سرعت‌ها اختلاف معنی‌داری وجود نداشت. در حداقل تغییرات مفصل ران در صفحه فرونتال در هر سرعت، در صفحه ترنسورس در سرعت‌های ۳/۵ و در صفحه ساجیتال نیز در هر سه سرعت اختلاف معنی‌داری وجود داشت. در حداقل تغییرات مفصل زانو در صفحه فرونتال در هر هیچ‌کدام از صفحات و سرعت‌ها اختلاف معنی‌داری وجود نداشت. در حداقل تغییرات مفصل مچ پا در صفحه فرونتال در هر سه سرعت، صفحه ترنسورس در سرعت ۲/۵ با دو سرعت دیگر و صفحه ساجیتال در هر سه سرعت اختلاف معنی‌داری وجود داشت ($P<۰/۰۵$).

بحث

هدف از این مطالعه تأثیر افزایش سرعت دویدن بر کینماتیک سه بعدی زوایای مفاصل اندام تحتانی در فاز استانس بود. در این مطالعه پارامترهای حداکثر، حداقل و دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی در سه صفحه توسط شرکت‌کنندگان دو در سرعت‌های ۲/۵، ۳/۵، ۴/۵ متر بر ثانیه مورد بررسی قرار گرفت. در هرکدام از مفاصل که تغییرات آماری معنی‌داری وجود داشت، الگوهای حرکتی و جنبشی خاصی را در ران، زانو و مچ پا نشان می‌داد.

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

آزمودنی	تعداد	حداقل	حداکثر	میانگین	انحراف استاندارد
سن (سال)	۲۸	۲۲	۵۱	۳۴/۷۵	۶/۶۲۶
وزن(کیلوگرم)	۲۸	۵۶/۸۵	۸۲/۱۵	۶۹/۶۳	۷/۶۷۰
قد(سانتی‌متر)	۲۸	۱۶۲/۷	۱۸۷/۲۰	۱۷۵/۹۶	۶/۷۴

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

متغیرها		سرعت (متر/ثانیه)	جهت	میانگین	انحراف معیار	جهت	میانگین	انحراف معیار
زانو		۲/۵		۸/۸ ۳/۴،۵/۵	۲/۳۱		-۱/۰۹ ۳/۴،۵/۵	۲/۳۹
		۳/۵	X ماکسیمم	۱۰/۵۵ ۲/۵	۲/۴۴	X مینیمم	-۲/۱۵ ۲/۴،۵/۵	۲/۶۱
		۴/۵		۱۱/۱۳ ۲/۵	۳/۷۹		-۲/۹۸ ۲/۵، ۳/۵	۲/۹۱
		۲/۵		۴/۱۹	۴/۴۵		-۵/۰۶ ۴/۵	۴/۰۰
		۳/۵	Y ماکسیمم	۳/۹۶ ۴/۵	۵/۱۹	Y مینیمم	۳/۹۶ ۲/۵ ،۴/۵	۵/۱۹
		۴/۵		۳/۳۳ ۳/۵	۵/۳۲		-۵/۳ ۳/۵	۹/۸۵
		۲/۵		-۲/۵۷ ۳/۴،۵/۵	۴/۴۸		-۲/۵۷ ۳/۵ ،۴/۵	۴/۴۸
		۳/۵	Z ماکسیمم	۳۶/۷ ۴/۵ ،۲/۵	۹/۶۶	Z مینیمم	-۵/۴۶ ۲/۵ ،۳/۵	۵/۰۹
		۴/۵		۴۰/۲ ۳/۵ ،۲/۵	۱۰/۷۱		-۸/ ۳۵ ۲/۵ ۳/۵	۶/۰۶
مچ پا		۲/۵		۶/۱۴	۳/۷۰		۰/۰۴	۲/۹۰
		۳/۵	X ماکسیمم	۵/۷۰	۴/۰۵	X مینیمم	-۰/۲۸	۳/۴۵
		۴/۵		۴/۷۴	۶/۲۰		۰/۱۳	۳/۱۹
		۲/۵		-۷/۸۰ ۴/۵	۶/۳۹		-۱۸/۹۷	۶/۷۰
		۳/۵	Y ماکسیمم	-۷/۰۹ ۴/۵	۷/۰۷	Yمینیمم	-۱۶/۴۹	۱۴/۱۷
		۴/۵		-۵/۵ ۲/۵ ،۳/۵	۶/۸۳		-۱۸/۸۵	۷/۷۱
		۲/۵		۴۲/۸۳	۵/۸۲		۹/۴۵	۵/۰۳
		۳/۵	Z ماکسیمم	۴۲/۳۲	۸/۵۶	Z مینیمم	۹/۰۴	۴/۹۵
		۴/۵		۳۳/۴۲	۱۲/۸۹		۱۱/۳۶	۸/۵۶
پنجه پا		۲/۵		۵/۳۳	۵/۵۶		۱۴/۰۶ ۲/۵ ،۴/۵	۴/۵۴
		۳/۵	X ماکسیمم	۵/۹	۶/۴۱	X مینیمم	۶/۳۱ ۲/۵ ،۴/۵	۷/۲۵
		۴/۵		۸/۸۶	۹/۲۷		۱۶/۸۹ ۳/۵	۶/۴۳
		۲/۵		۱۴/۳۲	۳/۶۵		۱۱/۸۹ ۳/۵ ۴/۵	۳/۶۳
		۳/۵	Y ماکسیمم	۱۴/۵۴	۴/۰۵	Y مینیمم	۱۴/۷ ۲/۵	۵/۹۱
		۴/۵		۱۴/۸۳	۴/۳۳		۱۵/۳۵ ۲/۵	۴/۰۳
		۲/۵		۲۲/۵۵	۲/۹۰		۴۹/۲۶ ۳/۵ ۴/۵	۴/۵۴
		۳/۵	Z ماکسیمم	۲۱/۲۲	۷/۶۹	Z مینیمم	۳۳/۷۶ ۲/۵ ،۴/۵	۶/۴۵
		۴/۵		۲۲/۹۸	۲/۳۰		۳۹/۱۹ ۲/۵ ۳/۵	۴/۱۴

توان‌ها بیانگر آزمون تعقیبی و اختلاف معنی‌دار بودن سرعت‌ها در مفاصل و صفحات ارائه شده می‌باشد (P<۰/۰۵).

طبق مطالعات انجام شده در مفصل مچ پا در هنگام فاز استانس و تماس پاشنه با زمین که در واقع استخوان ساق به سمت جلو حرکت کرده است، دورسی فلکشن کاهش، در فاز میانه استانس که پا روی زمین مستقر است حرکت دورسی فلکشن در مچ پا

افزایش و در مرحله نهایی استانس، دورسی فلکشن بیشتر می‌شود که هنوز اختلافات زیادی در این مورد در نظرات محققین پا برجاست (۱۳). نتایج حاصل از مطالعه حاکی از آن بود که در اوج درسی فلکشن در صفحه ساجیتال در هر سه سرعت دویدن اختلاف معنی‌داری وجود نداشت، لذا با بررسی اختلاف میانگین‌ها و زوایای مفصلی مچ پا می‌توان گفت دورسی فلکشن 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 افزایش دورسی فلکشن در افزایش سرعت تأثیرگذار است. این مطالعه با تحقیق پور رحیم و همکاران ۱۳۹۹ که با افزایش نزدیک شدن پنجه پا به ساق طی دویدن دوی ۶۰ متر با افزایش سرعت، زمان کمتر شده بود، همسو بود. از همسو بودن این مطالعات می‌توان نتیجه گرفت افزایش سرعت دویدن باعث افزایش عملکرد دورسی فلکشن مفصل مچ پا و بهبود عملکرد در سرعت دویدن می‌شود. در اوج اینورشن مچ پا در صفحه فرونتال در هر سه سرعت دویدن اختلاف معنی‌داری وجود نداشت، لذا با بررسی اختلاف میانگین‌های زوایای مفصلی مچ پا می‌توان گفت با افزایش سرعت، میزان تغییرات زاویه مفصلی در مچ پا و اینورژن افزایش می‌یابد. این مطالعه با تحقیق پور رحیم و همکاران که با افزایش اینورشن پا، رکورد دوی ۸۰۰ متر کمتر شده و بهبود می‌یافت که بین حرکت مچ پا به داخل پا و زمان دوی ۸۰۰ متر رابطه منفی معنی‌داری وجود دارد، همسو بود. از همسو بودن این مطالعات می‌توان نتیجه گرفت افزایش سرعت دویدن باعث افزایش عملکرد اینورشن مچ پا و بهبود عملکرد در سرعت دویدن می‌شود. در اوج اداکشن مچ پا در صفحه ترنسورس در هر سه سرعت دویدن اختلاف معنی‌داری وجود نداشت، لذا با بررسی اختلاف میانگین‌های زوایای مفصلی مچ پا می‌توان گفت با افزایش سرعت میزان تغییرات مفصلی در مچ پا و اداکشن افزایش نیافت. در نتیجه با افزایش سرعت میزان عملکرد بر اداکشن مچ پا تأثیرگذار نیست. نتایج حاصل از بررسی فلکشن ران حین دویدن در فاز استانس حاکی از آن بود که زوایای مفصلی ران در صفحه ساجیتال در هر سه سرعت دویدن اختلاف معنی‌داری وجود داشت، و با بررسی اختلاف میانگین‌ها به این نتیجه دست یافتیم که با افزایش سرعت میزان تغییرات زاویه مفصلی در صفحه ساجیتال کاهش یافت. نتایج حاصل از بررسی اداکشن ران حین دویدن در فاز استانس حاکی از آن بود که زوایای مفصلی ران در صفحه فرونتال در هر سه سرعت دویدن اختلاف معنی‌داری وجود داشت، لذا با بررسی اختلاف میانگین‌های زوایای مفصلی ران پا می‌توان گفت با افزایش سرعت میزان تغییرات مفصلی در صفحه فرونتال در ران پا افزایش یافت. یعنی با افزایش سرعت، افزایش نزدیک شدن بیش از حد ران را مشاهده کردیم. این امر می‌تواند ناشی از این باشد که حرکات زائد و جانبی اندام‌های بدن منجر به کاهش عملکرد در دوهای مختلف و آسیب مفاصل می‌شود (۱۴). این مطالعه با نتایج تحقیق پور رحیم، ناهمسو بود، علت اختلاف موجود در نتایج تحقیقات می‌تواند به نوع روش اندازه‌گیری و مهارت نیز بستگی داشته باشد. از ناهمسو بودن این مطالعات می‌توان نتیجه گرفت با افزایش سرعت ممکن است باعث کاهش عملکرد و حتی آسیب در مفاصل شود. نتایج حاصل از بررسی اینترنال روتیشن ران حین دویدن در فاز استانس حاکی از آن بود که زوایای مفصلی ران در صفحه ترنسورس تنها در دو سرعت دویدن ۳/۵ و ۴/۵ اختلاف معنی‌داری وجود داشت، لذا با بررسی اختلاف میانگین‌های زوایای مفصلی ران پا می‌توان گفت با افزایش سرعت میزان تغییرات مفصلی در صفحه ترنسورس در ران پا افزایش یافت. این افزایش تغییرات مفصلی ممکن است منجر به آسیب شود. نتایج حاصل از بررسی فلکشن زانو حین دویدن در فاز استانس حاکی از آن بود که زوایای مفصلی زانو در صفحه ساجیتال در هر سه سرعت دویدن اختلاف معنی‌داری وجود نداشت، و با بررسی اختلاف میانگین‌ها به این نتیجه دست یافتیم که با افزایش سرعت میزان تغییرات زاویه مفصلی کاهش یافت. که با مطالعات انجام شده در فلکشن زانو که برخی از ضربات و نیروهای اصطکاکی ناشی از تماس پا با زمین را جذب می‌کند و کاهش می‌دهد (۱۴)، ناهمسو بود. علت اختلاف موجود در نتایج تحقیقات می‌تواند به نوع روش اندازه‌گیری و مهارت نیز بستگی داشته باشد. از ناهمسو بودن مطالعات می‌توان نتیجه گرفت که ممکن است در افزایش سرعت دویدن میزان فلکشن زانو بنا به دلایل متعدد می‌تواند کاهش یابد. نتایج حاصل از بررسی اداکشن زانو حین دویدن در فاز استانس حاکی از آن بود در اوج میانگین‌های زوایای مفصلی در

صفحه فرونتال در هر سه سرعت اختلاف معنی‌داری وجود داشت، لذا با بررسی اختلاف میانگین‌ها به این نتیجه دست یافتیم که با افزایش سرعت میزان تغییرات زاویه مفصلی کاهش یافت. نتایج حاصل از بررسی اینترنال روتیشن زانو حین دویدن در فاز استانس حاکی از آن بود در اوج چرخش داخلی زوایای مفصلی در صفحه ترنسورس در هر سه سرعت اختلاف معنی‌داری وجود نداشت، لذا با بررسی اختلاف میانگین‌ها به این نتیجه دست یافتیم که با افزایش سرعت میزان تغییرات زاویه مفصلی زانو کاهش یافت. نتایج حاصل از مطالعه حاکی از آن بود که در پلنتارفلکشن در صفحه ساجیتال در هر سه سرعت دویدن تنها در سرعت ۲/۵ با ۴/۵ اختلاف معنی‌داری وجود داشت، لذا با بررسی اختلاف میانگین‌های زوایای مفصلی مچ پا می‌توان نتیجه گرفت با افزایش سرعت میزان تغییرات زوایای مفصلی در مچ پا و پلنتار فلکشن افزایش یافت. و این افزایش پلنتارفلکشن می‌تواند باعث بهبود عملکرد در سرعت‌های متفاوت شود. در اوژن مچ پا در صفحه فرونتال تنها در سرعت ۲/۵ دویدن اختلاف معنی‌داری وجود داشت، لذا با بررسی اختلاف میانگین‌های زوایای مفصلی مچ پا می‌توان گفت با افزایش سرعت، میزان تغییرات زوایای مفصلی در مچ پا و اورژن کاهش یافت. که با مطالعهٔ افزایش حرکت مچ پا به خارج در دوندگان دختر ماده ۳۰۰۰ متر دویدن ناشی از انعطاف‌پذیری و قدرت بیشتر مفصل مچ پا می‌شود که منجر به بهبود زمان دوی ۳۰۰۰ متر و افزایش سرعت و رکورد بهتر شد (۱۵, ۱۶)، ناهمسو بود. علت اختلاف موجود در نتایج تحقیقات می‌تواند به نوع روش اندازه‌گیری و مهارت نیز بستگی داشته باشد. در مقایسه ناهمسو بودن می‌توان نتیجه گرفت با افزایش سرعت و اورژن بیش از حد مچ پا با آسیب‌دیدگی همراه خواهد بود. در ابداکشن مچ پا در صفحه ترنسورس در سرعت ۲/۵ با ۴/۵ دویدن اختلاف معنی‌داری وجود داشت، لذا با بررسی اختلاف میانگین‌های زوایای مفصلی مچ پا می‌توان گفت با افزایش سرعت میزان تغییرات مفصلی در مچ پا و ابداکشن افزایش یافت. می‌توان نتیجه گرفت میزان ابداکشن در افزایش عملکرد تأثیرگذار خواهد بود. نتایج حاصل از بررسی اکستنشن ران حین دویدن در فاز استانس حاکی از آن بود که زوایای مفصلی ران در صفحه ساجیتال تنها در سرعت ۳/۵ دویدن اختلاف معنی‌داری وجود داشت، و با بررسی اختلاف میانگین‌ها به این نتیجه دست یافتیم که با افزایش سرعت میزان تغییرات زاویه مفصلی در صفحه ساجیتال افزایش یافت. این مطالعه با تحقیق پور رحیم که با افرایش اکستنشن ران که حرکات زائد و جانبی در دویدن امدادی می‌باشند و منجر به افزایش میزان زمان و سرعت کمتر می‌شود ناهمسو می‌باشد. علت اختلاف موجود در نتایج تحقیقات می‌تواند به نوع روش اندازه‌گیری و مهارت، تفاوت‌های آنتروپومتریکی فردی نیز بستگی داشته باشد. از ناهمسو بودن مطالعات می‌توان نتیجه گرفت ممکن است اکستنشن بیش از حد ران باعث آسیب‌دیدگی در آن مفصل شود.نتایج حاصل از بررسی اداکشن ران حین دویدن در فاز استانس حاکی از آن بود که زوایای مفصلی ران در صفحه فرونتال در هر سه سرعت دویدن اختلاف معنی‌داری وجود داشت، لذا با بررسی اختلاف میانگین‌های زوایای مفصلی ران پا می‌توان گفت با افزایش سرعت میزان تغییرات زاویه مفصلی ران پا افزایش یافت. نتایج حاصل از بررسی اکسترنال روتیش ران حین دویدن در فاز استانس حاکی از آن بود که زوایای مفصلی ران در صفحه ترنسورس تنها در هر سه سرعت دویدن اختلاف معنی داری وجود داشت، لذا با بررسی اختلاف میانگین‌های زوایای مفصلی ران پا می‌توان گفت با افزایش سرعت میزان تغییرات زاویه مفصلی در صفحه ترنسورس در ران پا افزایش یافت. این افزایش در بهبود عملکرد دویدن تأثیرگذار باشد. نتایج حاصل از بررسی اکستنشن زانو حین دویدن در فاز استانس حاکی از آن بود که میانگین زوایای مفصلی زانو در صفحه ساجیتال در هر سه سرعت دویدن اختلاف معنی‌داری وجود نداشت، و با بررسی اختلاف میانگین‌ها به این نتیجه دست یافتیم که با افزایش سرعت میزان تغییرات زاویه مفصلی کاهش یافت.

نتایج حاصل از بررسی ابداکشن زانو حین دویدن در فاز استانس حاکی از آن بود که میانگین‌های زوایای مفصلی زانو در صفحه فرونتال در هر سه سرعت اختلاف معنی‌داری وجود نداشت، لذا با بررسی اختلاف میانگین‌ها به این نتیجه دست یافتیم که با افزایش

سرعت میزان تغییرات زاویه مفصلی زانو افزایش یافت که می‌توان نتیجه گرفت این میزان تغییرات مفصلی کمک به بهبود عملکرد خواهد بود. نتایج حاصل از بررسی اکسترنال روتیشن زانو حین دویدن در فاز استانس حاکی از آن بود در چرخش خارجی زوایای مفصلی زانو در صفحه ترنسورس در هر سه سرعت اختلاف معنی‌داری وجود نداشت، لذا با بررسی اختلاف میانگین‌ها به این نتیجه دست یافتیم که با افزایش سرعت میزان تغییرات زاویه مفصلی زانو افزایش یافت و این افزایش می‌تواند به بهبود عملکرد سرعت دویدن کمک کند. از جمله محدودیت‌های تحقیق حاضر می‌توان شرایط روانی، اجتماعی و اقتصادی آزمودنی‌ها در طی آزمون گیری را نام برد که بر عملکرد آن‌ها اثرگذار می‌باشد. پیشنهاد می‌شود تحقیقی با همین عنوان در پای غیر غالب صورت گیرد و با نتایج حاضر مقایسه شود.

نتیجه‌گیری نهایی

یافته‌های حاصل از این تحقیق نشان داد که تغییرات سرعت دویدن بر روی برخی پارامترهای کینماتیکی سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی در فاز استانس تأثیرگذار بود. این نتایج نشان داد هر گونه تغییر در زوایای مفاصل اندام تحتانی می‌تواند به بهینه‌سازی عملکرد فرد کمک کند و یا موجب به وجود آمدن ریسک فاکتورهای آسیب در انجام فعالیت‌های روزمره مانند راه رفتن، دویدن و سایر فعالیت‌ها شود. پیشنهاد می‌شود که این عامل نیز در طراحی برنامه‌های تمرینی به منظور بهبود عملکرد و اجرای مهارت و همچنین تحلیل حرکت مربوط به سرعت دویدن مورد توجّه قرار گیرد و همچنین می‌تواند به عنوان راه‌کارهای پیشگیری از این ریسک فاکتورها نقش بسیار مهمی را ایفا کند. شواهد زیادی وجود دارد که دویدن فواید بسیاری برای سلامتی دارد، امّا در نهایت دانستن پارامترهای کینماتیک و خواص مکانیکی مفاصل اندام تحتانی در حفظ و بهینه‌سازی عملکرد طول دویدن می‌تواند ضروری باشد.

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. McCLAY I, Manal K. Three-dimensional kinetic analysis of running: significance of secondary planes of motion. Medicine and Science in Sports and Exercise. 1999;31(11):1629-37. [DOI:10.1097/00005768-199911000-00021] [PMID]

2. Schmidt RA, Lee TD, Winstein C, Wulf G, Zelaznik HN. Motor control and learning: A behavioral emphasis: Human kinetics; 2018.

3. Schache AG, Blanch PD, Dorn TW, Brown N, Rosemond D, Pandy MG. Effect of running speed on lower limb joint kinetics. Med Sci Sports Exerc. 2011;43(7):1260-71. [DOI:10.1249/MSS.0b013e3182084929] [PMID]

4. Francis P, Whatman C, Sheerin K, Hume P, Johnson MI. The proportion of lower limb running injuries by gender, anatomical location and specific pathology: a systematic review. Journal of sports science & medicine. 2019;18(1):21.

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

6. Schmidt RA, Wrisberg C. Motor learning and performance: A problem-based approach. Champaign, Illinois: Human Kinetics. 2004.

7. Caramenti M, Pretto P, Lafortuna CL, Bresciani J-P, Dubois A. Influence of the size of the field of view on visual perception while running in a treadmill-mediated virtual environment. Frontiers in psychology. 2019;10:2344. [DOI:10.3389/fpsyg.2019.02344] [PMID] [PMCID]

8. Hamill J, Knutzen KM. Biomechanical basis of human movement: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.

9. Derrick TR. The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. Medicine and science in sports and exercise. 2004;36(5):832-7. [DOI:10.1249/01.MSS.0000126779.65353.CB] [PMID]

10. Kim W, Voloshin AS, Johnson SH. Modeling of heel strike transients during running. Human Movement Science. 1994;13(2):221-44. [DOI:10.1016/0167-9457(94)90038-8]

11. Inal HS, ERBUĞ B, Kotzamanidis C. Sprinting, isokinetic strength, and range of motion of ankle joints in Turkish male and female national sprinters may have a relationship. Turkish Journal of Medical Sciences. 2012;42(6):1098-104. [DOI:10.3906/sag-1107-41]

12. Derrick TR, Dereu D, McLean SP. Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. Medicine and science in sports and exercise. 2002;34(6):998-1002. [DOI:10.1097/00005768-200206000-00015] [PMID]

13. Faaompt WMPO. Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis. Orthopaedic Physical Therapy Practice. 2020;32(1):36-7.

14. 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. Archives of Physiotherapy. 2019;9(1):1-14. [DOI:10.1186/s40945-019-0054-7] [PMID] [PMCID]

15. Pourrahim Ghouroghchi A, Pahlevani M. The investigation of relationship between the joints range of motion and time of 50, 100 and 200m breaststroke swimming in 12-13 years elite swimmer boys participated in the national championship of the country selection in 2016 in Tehran. Journal of Rafsanjan University of Medical Sciences. 2019;18(2):161-76.

16. 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).