

Research Paper



The Effect of Increasing Running Speed on Kinetic Ratio of Lower Limbs in Closed Kinetic Chain

Negin Soltani¹, Raziieh Yousefian Molla², *Ali Fatahi¹

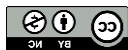
1. Department of Sports Biomechanics, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

2. Department of Physical Education and Sports Sciences, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Islamic Azad University of Karaj, Karaj, Iran.



Citation: Soltani N, Yousefian Molla R, Fatahi A. [The Effect of Increasing Running Speed on Kinetic Ratio of Lower Limbs in Closed Kinetic Chain (Persian)]. Journal of Sport Biomechanics. 2022;8(2):154-167. <https://doi.org/10.21859/JSportBiomech.8.2.294.4>

<https://doi.org/10.21859/JSportBiomech.8.2.294.4>



Article Info:

Received: 5 Feb 2022

Accepted: 29 Aug 2022

Available Online: 22 Sep 2022

Keywords:

Running, Kinetics, Closed kinetic chain, Lower limb

ABSTRACT

Objective The aim of this study was to investigate the effect of increasing running speed on motor chain and kinetic ratio of lower limb joints.

Methods The statistical population of this study consisted of healthy people and ordinary runners. A group of 28 healthy male subjects, including runners who ran more than 20 km per week, were selected via convenience sampling method as research sample. They were also fully acquainted with running on a treadmill. Three-dimensional kinetics parameters of the lower limb joints, hip, knee, and ankle, torque and the kinetic ratio of the minimum, maximum and mean values of these joints at three different speeds 2/5, 3/5 and 4/5 was measured by two important instruments, the camera and the force plate. Shapiro-wilks test was used to check the normality of data distribution and data analysis was performed using analysis of variance with repeated measurements or repeated measure through SPSS software, version 22.

Results Based on the results obtained in this study, the torque ratio of hip to knee and thigh to ankle joints was not significant in any of the anatomical plates and axes at three speeds ($p \geq 0.05$). Also, the ratio of torque of knee joints to ankle in three speeds and three planes did not show a significant difference ($p \geq 0.05$).

Conclusion According to the results obtained in this study, it seems that with the knowledge of the moment changes of the lower limb joints, practical solutions can be provided to reduce the amount of damage when running, especially on a treadmill, to these 3 joints.

*** Corresponding Author:**

Ali Fatahi

Address: Department of Sports Biomechanics, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

Tel: +98 (912) 5607581

E-mail: ali.fatahi@iauctb.ac.ir

Extended Abstract

1. Introduction

From a biomechanical point of view, the lower limb is a functional unit whose purpose is to maintain body weight and create leverage to move forward while running (1). It can also be said that the lower limb is the only part of the body that comes into contact with external surfaces while moving and plays a very important role in maintaining balance while running (2). Running is one of the most common leisure activities among people in society, so that only in a country like the United States, approximately 30 million people run for the purpose of competition and training (3). During physical activities, especially running, in the support phase, the lower limb is always affected by loads and forces from the ground, and in this phase of running, due to the placement of the lower limb in a closed chain and joint connections, the movement of one limb affects the movement of the adjacent limb (4). In fact, when the adjacent organs are active in a closed chain, they have a coupled movement, coupling, and some kind of special coordination (5). It can be said that running is an activity in a closed chain and the most basic debatable movement and movement pattern that is required in most sports (6). The running speed of people is determined based on the length and frequency of steps (7). Among the kinetic variables, the torque of the joints of the lower limbs can also be mentioned, and it can be said that the greater the strength of the muscles, the more internal torque they can exert on the joint and thereby absorb the forces exerted on the body and during activities such as running there must be balance between the force on the joint and the muscle strength so that the joint can maintain its stability. So, the greater the external force on the body, the more muscle effort must be done to prevent the joint from rotating due to the external torque. For this reason the analysis of joint torque is very important in the study of body movements (8).

2. Methods

The statistical population of this study consisted of healthy people and regular runners. A group of 28 healthy male subjects, who were among the runners who ran more than 20 kilometers per week, were selected as the research sample using the convenience sampling method. They were also familiar with running on a treadmill. Three-dimensional kinetic parameters of the lower limb joints for the hip, knee, and ankle joints [torque] and the kinetic ratio of the minimum, maximum and average values of these joints at three different speeds: 2/5, 3/5 and 4/5 were measured by two important tools: camera and force plate. Shapiro-wilks test was used to check the normality of data distribution, and data analysis was done using the analysis of variance test with repeated measurements through SPSS software, version 22.

3. Results

Descriptive statistics were used to introduce the mean and standard deviation to evaluate the normality of data distribution. In order to analyze the data inferentially and to investigate the effect of increasing the running speed on the chain and the kinetic ratio of the lower limb joints, the repeated measure test (variance analysis with repeated measurements) and the Bonferroni post hoc test were also used to investigate the difference between the groups. In table 1, 2/5 speed was marked with *, 3/5 speed with \neq and 4/5 speed with Ω . It should also be noted that the significance level was considered to be $p \leq 0.05$ in all cases and the results in table 1 showed that the amount of torque in the ratio of the joints of the lower limbs, which includes the ratio of the joint thigh to knee, thigh to ankle and knee to ankle in all three planes and three anatomical axes (X, Y, Z) including frontal, transverse and sagittal planes in all three speeds 5.2, 5.3 and 5.4/m/s did not show a significant (+) difference in the stance phase.

Table 1. Mean, standard deviation and significance of the result of analysis of variance with repeated measurements for torque

Joint ratio		speed (m.s)	mean	Standard deviation	Significance level (+)	
Thigh	Knee (X)	2.5 *	1.8473	5.05895	#, *	1.000
		3.5 #	2.6959	3.5079	#, Ω	1.000
		4.5 Ω	1.6152	2.97887	*, Ω	1.000
	Knee (Y)	2.5 *	-0.8002	2.3007	#, *	1.000
		3.5 #	-0.3148	2.26503	#, Ω	1.000
		4.5 Ω	-0.1689	9.16801	*, Ω	1.000
	Knee (Z)	2.5 *	-14.3199	70.37844	#, *	0.890
		3.5 #	3.275	38.49683	#, Ω	1.000
		4.5 Ω	1.6193	9.81026	*, Ω	0.864
Thigh	Ankle (X)	2.5 *	-6.8946	36.62492	#, *	0.963
		3.5 #	8.9738	65.73613	#, Ω	1.000
		4.5 Ω	-3.8524	12.7327	*, Ω	1.000
	ankle (Y)	2.5 *	0.049	11.62428	#, *	1.000
		3.5 #	-1.8257	9.0516	#, Ω	0.651
		4.5 Ω	1.7544	9.53747	*, Ω	1.000
	Ankle (Z)	2.5 *	3.0533	13.36035	#, *	1.000
		3.5 #	-3.4079	93.15141	#, Ω	1.000
		4.5 Ω	-3.7861	10.07157	*, Ω	0.166
Knee	Ankle (X)	2.5 *	-5.4804	24.72611	#, *	0.781
		3.5 #	8.7292	54.34738	#, Ω	1.000
		4.5 Ω	-0.9206	7.02209	*, Ω	1.000
	Ankle (Y)	2.5 *	-0.7199	5.49765	#, *	0.481
		3.5 #	1.417	2.52169	#, Ω	1.000
		4.5 Ω	0.8825	4.90614	*, Ω	0.947
	Ankle (Z)	2.5 *	1.3209	2.45313	#, *	1.000
		3.5 #	-3.9942	44.49977	#, Ω	1.000
		4.5 Ω	-3.7811	10.05388	*, Ω	0.074

4. Conclusion

According to the obtained results, it can be said that it is possible that the amount of torque of the lower limb joints will be affected by increasing the running speed, which should be taken into consideration in the design of training programs, especially for runners. Also, in this study, it seems that practical solutions can be provided to reduce the amount of damage caused to these 3 joints while running, especially on the treadmill, with the knowledge of the moment changes of the joints of the lower limbs.

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 نسبت کینتیک مفاصل اندام تحتانی در زنجیره حرکتی بسته

نگین سلطانی^۱، راضیه یوسفیان ملا^۲، علی فتاحی^۱

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.

چکیده

هدف: از این پژوهش تأثیر افزایش سرعت دویدن بر زنجیره حرکتی و نسبت کینتیک مفاصل اندام تحتانی بود.

روش‌ها: جامعه آماری این پژوهش را افراد سالم و دوندۀ معمولی تشکیل می‌دادند. یک گروه ۲۸ نفره از آزمودنی‌های مرد سالم که از جمله دوندگانی بودند که حدوداً در هفته مسافت بیش از ۲۰ کیلومتر را می‌دویدند با روش نمونه‌گیری در دسترس به منزله نمونه‌های پژوهش انتخاب شدند. آن‌ها نیز با دویدن روی تردمیل آشنایی کامل داشتند. پارامتر کینتیک سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی برای سه مفصل ران، زانو و مچ پا (گشتاور) و نسبت کینتیک مقادیر مینیمم، ماکزیمم و میانگین این مفاصل در سه سرعت مختلف ۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵ توسط دو ابزار مهم دوربین و صفحه نیرو اندازه‌گیری شد. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیروویک استفاده شد و تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری در نرم‌افزار spss با ورژن ۲۲ صورت گرفت.

یافته‌ها: میزان نسبت گشتاور مفاصل ران به زانو و ران به مچ پا در هیچ‌کدام از صفحات و محورهای آناتومیکی در سه سرعت معنی‌دار نبود. همچنین میزان نسبت گشتاور مفاصل زانو به مچ پا نیز در سه سرعت و سه صفحه اختلاف معنی‌داری را نشان ندادند.

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج به دست آمده در این مطالعه این‌طور به نظر می‌رسد که می‌توان با علم نسبت به تغییرات ممان مفاصل اندام تحتانی، راه‌حل‌های کاربردی برای کاهش میزان آسیب وارده در هنگام دویدن به‌خصوص روی تردمیل به این ۳ مفصل ارائه داد.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۱۶ بهمن ۱۴۰۰

تاریخ پذیرش: ۷ شهریور ۱۴۰۱

تاریخ انتشار: ۳۱ شهریور ۱۴۰۱

کلید واژه‌ها:

دویدن، کینتیک، زنجیره حرکتی بسته، اندام تحتانی

*نویسنده مسئول:

علی فتاحی

آدرس: گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی، تهران، ایران.

تلفن: ۵۶۰۷۵۸۱ (۹۱۲) +۹۸

ایمیل: ali.fatahi@iauctb.ac.ir

مقدمه

از دیدگاه بیومکانیکی، اندام تحتانی به‌عنوان یک واحد عملکردی است که هدف آن نگهداری از وزن بدن و ایجاد اهرم برای حرکت کردن رو به جلو در هنگام دویدن می‌باشد (۱). همچنین می‌توان گفت اندام تحتانی، تنها بخش بدن است که در حال حرکت با سطوح خارجی تماس پیدا می‌کند و برای حفظ تعادل به هنگام دویدن نقش بسیار مهمی ایفا می‌نماید (۲). دویدن، یکی از رایج‌ترین فعالیت‌های حرکتی فراغتی در میان افراد جامعه است، به‌طوری که تنها در کشوری مانند ایالات‌متحده تقریباً ۳۰ میلیون نفر به‌منظور مسابقه و تمرین به دویدن می‌پردازند (۳). در طول فعالیت‌های بدنی به‌ویژه دویدن، در مرحله اتکا اندام تحتانی همواره تحت تأثیر بار و نیروهایی از طرف زمین قرار می‌گیرد و در این مرحله از دویدن به دلیل قرار گرفتن اندام تحتانی در زنجیره بسته و اتصالات مفصلی، حرکت یک اندام بر حرکت اندام مجاور تأثیر می‌گذارد (۴). در واقع اندام‌های مجاور هنگام فعالیت در زنجیره بسته، حرکت جفت شده کوپلینگ و به نوعی هماهنگی ویژه‌ای دارند (۵). می‌توان گفت دویدن فعالیتی در زنجیره بسته و اساسی‌ترین حرکت قابل بحث و الگوی حرکتی است که در اکثر ورزش‌ها مورد نیاز می‌باشد (۶). سرعت دویدن افراد بر اساس طول و تواتر گام‌ها تعیین می‌شود (۷). از جمله متغیرهای کینتیکی نیز می‌توان به گشتاور مفاصل اندام تحتانی نیز اشاره کرد و می‌توان گفت هرچه میزان قدرت عضلات بیشتر باشد، می‌تواند گشتاور درونی بیشتری بر مفصل وارد کند و از این طریق نیروهای وارد شده بر بدن را جذب کنند و در حین انجام اعمالی مانند دویدن باید بین نیروی وارد بر مفصل و قدرت عضلانی تعادل باشد تا مفصل بتواند ثبات خود را حفظ کند، پس بنابراین هرچه نیروی خارجی وارد شده بر بدن بیشتر باشد، تلاش عضلانی بیشتری باید انجام گیرد تا از چرخش مفصل به دلیل گشتاور خارجی جلوگیری کند، به همین علت تجزیه و تحلیل گشتاور مفصل در مطالعه حرکات بدن بسیار پراهمیت است (۸). طبق پژوهش‌های انجام شده گشتاورهای ایجاد شده در مفاصل اندام تحتانی در سیکل دویدن در هر سه صفحه و سه محور آناتومیکی مورد بررسی قرار گرفته است و نشان داده شده که گشتاورهای ایجاد شده در مفاصل اندام تحتانی در صفحه ساجیتال بیشترین مقدار را در بالاترین سرعت داشتند (۹). طبق مطالعات انجام شده در پژوهش‌های قبل، عملکرد ممان زانو در بین مفاصل اندام تحتانی نسبت به مفصل مچ پا و مفصل ران حمایت قابل توجهی را در حداکثر سرعت دویدن نشان داد (۱۰). همچنین مطالعه روی داده‌های کینتیکی نیز نشان می‌دهد که با افزایش سرعت دویدن شاخص‌هایی مانند گشتاور مفاصل اندام تحتانی تحت تأثیر افزایش سرعت هستند و همبستگی مثبتی با سرعت دارند (۱۱). سرعت حرکت می‌تواند بر میزان تقارن بین اندام‌ها در هنگام راه رفتن و دویدن نیز تأثیرگذار باشد (۱۲). در یک سیکل دویدن نشان داده شد که هنگام برخورد پا با زمین گشتاورهای بخش قدامی و خارجی پا در حرکت دورسی فلکشن و گشتاورهای بخش خلفی و خارجی پا در حرکت فلکشن نیز افزایش می‌یابند (۱۳). در پژوهشی به بررسی تأثیر تمرینات مرتبط با راه رفتن و دویدن روی تردمیل بر روی قدرت عضلات پا و گشتاور مفاصل اندام تحتانی پرداختند که اساس این تمرینات روی تردمیل تحمل وزن و زنجیره حرکتی بسته بوده است، نتایج این پژوهش نشان داد که این تمرینات سبب افزایش معنی دار قدرت ایزو کینتیکی عضلات پا و گشتاور مفاصل اندام تحتانی شد. در پژوهشی میانگین گشتاورهای اکستنسوری در هر سه مفصل، ران - زانو و مچ پا در فاز استانس مورد بررسی قرار گرفت و نشان داده شد که میانگین گشتاورهای سه مفصل با افزایش سرعت و طول گام نیز افزایش پیدا می‌کند (۱۴). مطالعات محدودی در زمینه تأثیر سرعت دویدن در زنجیره حرکتی بسته کینتیک از جمله گشتاور نیز انجام شده است، حال در این پژوهش می‌خواهیم میزان سرعت دویدن افراد را بر روی زنجیره حرکتی بسته و همچنین نسبت کینتیکی مفاصل اندام تحتانی را بررسی نماییم.

روش شناسی

تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی بود. تعداد ۲۸ نفر آزمودنی مرد سالم که با روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شده بودند، در تحقیق حاضر به‌عنوان آزمودنی شرکت نمودند. این پژوهش در آزمایشگاه بیومکانیک و کنترل حرکت دانشگاه فدران ABC در کشور برزیل انجام شد. ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها شامل (سن: $۶/۶۲ \pm ۳۴/۷۵$ سال، شاخص توده بدنی: $۷/۶۷ \pm ۶۹/۶۳$ کیلوگرم، قد: $۶/۷۴ \pm ۱۷۵/۹۶$ سانتی‌متر) بودند (جدول ۱). پیش از اجرای پروتکل پژوهش تمامی افراد از نظر ناهنجاری‌های اسکلتی عضلانی عصبی و آسیب‌های اندام تحتانی توسط فرد خبره و ارزیابی‌های فیزیکی لازم مورد بررسی قرار گرفتند. همچنین تمام آزمودنی‌ها رضایت نامه کتبی را جهت شرکت در این پژوهش امضاء نمودند. این مقاله با کد اخلاق (۵۳۰۶۳۳۱۵،۷،۰۰۰،۵۵۹۴) تأیید و ثبت گردید. معیار ورود 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 نداشتن هرگونه اختلال اسکلتی و عصبی عضلانی در حرکت یا استفاده آن‌ها از وسایل کمکی بود.

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 متغیرهای مورد پژوهش در این مطالعه ۴۸ مارکر تکنیکی و آناتومیکی با چهار نشانگر دقیق بر روی استخوان ران و ساق پای آزمودنی‌ها قرار گرفت. سپس شرکت‌کنندگان با ۳ سرعت مختلف ($۲/۵$ ، $۳/۵$ و $۴/۵$) متر بر ثانیه بر روی تردمیل دویدند. در این پژوهش از دو ابزار مهم که شامل دوربین و صفحه نیرو است، استفاده شد. ۱۲ دوربین به وضوح ۴ مگابایت با نرم افزار کرتکس ۶ و تجزیه و تحلیل حرکت سانتا روزا در ارتفاع $۲/۸$ متر از زمین قرار داشتند (شکل ۱). تمام دوربین‌ها قبل از انجام پروتکل کالیبره شدند. پارامتر کینتیکی سه بعدی مفاصل اندام تحتانی برای سه مفصل ران، زانو و مچ پا در این پژوهش شامل گشتاور (حاصل ضرب نیرو در فاصله از مرکز) بود که نسبت کینتیکی مقادیر مینیمم، ماکزیمم و میانگین این مفاصل در سه سرعت مختلف مورد بررسی قرار گرفت. نسبت مفاصل اندام تحتانی به‌صورت تقسیم مفاصل ران به زانو، زانو به مچ پا و ران به مچ پا در هر سه صفحه و سه محور در سرعت‌های مورد نظر اندازه‌گیری شدند. سپس میانگین نسبت کینتیکی مفاصل اندام تحتانی در این پژوهش نیز مورد استفاده قرار گرفت. همچنین در این تحقیق این ۳ مفصل در فاز استانس مورد ارزیابی قرار گرفتند. داده‌های اندازه‌گیری شده در هر سه صفحه و سه محور که در این پژوهش محور Z در صفحه ساجیتال، محور X در صفحه فرونتال و محور Y در صفحه عرضی در نظر گرفته شده بودند مورد بررسی قرار گرفتند. ملاک صحیح دویدن آزمودنی‌ها رعایت الگوی پاشنه-پنجه، بررسی درستی نمودارهای نیروی عکس‌العمل زمین از نظر ترتیب پیک‌ها، دیده شدن مارکس‌ها توسط دوربین‌ها و رعایت سرعت‌های مورد نظر برای آزمودنی‌ها بود که از طریق نمودار ارزیابی نیروی عکس‌العمل زمین در دستگاه و همچنین ارزیابی دیداری توسط ناظرین کنترل و تأیید گردید. مرحله دویدن در سه سرعت $۲/۵$ ، $۳/۵$ و $۴/۵$ متر بر ثانیه به‌طور صد درصد کامل توسط شرکت‌کنندگان انجام شد، سرعت دویدن آن‌ها به اتصال کامل پا با زمین و کاهش و افزایش شتاب آن‌ها در دویدن بستگی داشت.

جهت بررسی نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویک استفاده شد. همچنین از آمار توصیفی برای معرفی میانگین و انحراف استاندارد برای ارزیابی طبیعی بودن توزیع داده‌ها استفاده شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از روش آماری تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری جهت اندازه‌گیری پارامترهای کینتیکی افراد در حین دویدن با سه سرعت متفاوت مورد استفاده قرار گرفت.

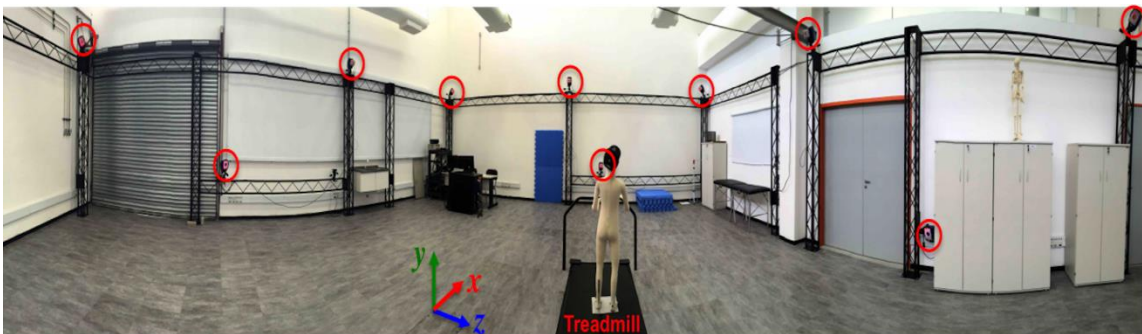
و برای بررسی اختلاف بین گروه‌ها نیز از آزمون تعقیبی Post Hoc بونفرونی استفاده شد. همچنین مراحل تحلیل آماری با نرم‌افزار SPSS ورژن ۲۲ و سطح معناداری $P < 0/05$ انجام شد.

نتایج

از آمار توصیفی برای معرفی میانگین و انحراف استاندارد برای ارزیابی نرمال بودن توزیع داده‌ها نیز استفاده شد. جهت تجزیه و تحلیل آمار استنباطی داده‌ها برای بررسی تأثیر افزایش سرعت دویدن بر زنجیره و نسبت کینتیکی مفاصل اندام تحتانی از آزمون Repeated measure (تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری) و آزمون تعقیبی بونفرونی به منظور بررسی اختلاف بین گروه‌ها نیز استفاده شد. در جدول ۲ سرعت ۲/۵ با ستاره، سرعت ۳/۵ با هشتگ و سرعت ۴/۵ با امگا مشخص شد. نتایج در جدول ۲ نشان داد که میزان گشتاور در نسبت مفاصل اندام تحتانی که شامل نسبت مفصل ران به زانو، ران به مچ پا و زانو به مچ پا در هر سه صفحه و سه محور آناتومیکی (X,Y,Z) که شامل صفحات فرونتال، عرضی و ساجیتال بودند در هر سه سرعت ۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵ متر بر ثانیه در فاز استانس اختلاف معناداری (+) را نشان ندادند.

بحث

هدف از انجام این تحقیق بررسی تأثیر افزایش سرعت دویدن بر روی زنجیره و نسبت کینتیکی مفاصل اندام تحتانی بود. بنابراین این مطالعه به بررسی نسبت کینتیکی مفاصل اندام تحتانی در سه سرعت مختلف در حین دویدن روی تردمیل پرداخت که در این پژوهش پارامتر کینتیکی، شامل گشتاور بود. بر اساس نتایج به دست آمده به نظر می‌رسد که هیچ‌گونه اختلاف معناداری در بین گشتاور مفاصل اندام تحتانی در هر سه صفحه و سه محور در سه سرعت ۲/۵، ۳/۵ و ۴/۵ مشاهده نشد. میزان نسبت گشتاور مفاصل ران به زانو و ران به مچ پا در هیچ‌کدام از صفحات و محورهای آناتومیکی در سه سرعت معنی‌دار نبود.



شکل ۱. چیدمان دوربین و مارکرهای متصل شده به بدن آزمودنی

جدول ۱. اطلاعات توصیفی و مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها

متغیر	نمونه	مینیمم	ماکزیمم	میانگین	انحراف استاندارد
جرم (کیلوگرم)	۲۳	۵۶/۸۵	۸۲/۱۵	۶۹/۶۳	۷/۶۷۰
سن (سال)	۲۳	۲۲/۰۰	۵۱/۰۰	۳۴/۷۵	۶/۶۲۶
قد (سانتی‌متر)	۲۳	۱۶۲/۷۰	۱۸۷/۲۰	۱۷۵/۹۶	۶/۷۴

جدول ۲. میانگین، انحراف استاندارد و سطح معنی‌داری نتیجه آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری برای گشتاور

نسبت مفصل	سرعت (m/s)	میانگین	انحراف استاندارد (معیار)	سطح معنی‌داری (+)
زانو (X)	* ۲/۵	۱/۸۴۷۳	۵/۰۵۸۹۵	# و ۱/۰۰۰
	# ۳/۵	۲/۶۹۵۹	۳/۵۰۷۹۰	# و ۰۰۰/۱
	Ω ۴/۵	۱/۶۱۵۲	۲/۹۷۸۸۷	# و ۰۰۰/۱
ران	* ۲/۵	-۰/۸۰۰۲	۲/۳۰۰۷۰	# و ۱/۰۰۰
	# ۳/۵	-۰/۳۱۴۸	۲/۲۶۵۰۳	# و ۰۰۰/۱
	Ω ۴/۵	-۰/۱۶۸۹	۹/۱۶۸۰۱	# و ۰۰۰/۱
زانو (Z)	* ۲/۵	-۱۴/۳۱۹۹	۷۰/۳۷۸۴۴	# و ۰/۸۹۰
	# ۳/۵	۳/۲۷۵۰	۳۸/۴۹۶۸۳	# و ۰۰۰/۱
	Ω ۴/۵	۱/۶۱۹۳	۹/۸۱۰۲۶	# و ۸۶۴/۰
مچ پا (X)	* ۲/۵	-۶/۸۹۴۶	۳۶/۶۳۴۹۲	# و ۰/۹۶۳
	# ۳/۵	۸/۹۷۳۸	۶۵/۷۳۶۱۳	# و ۰۰۰/۱
	Ω ۴/۵	-۳/۸۵۲۴	۱۲/۷۳۲۷۰	# و ۰۰۰/۱
ران	* ۲/۵	۰/۰۴۹۰	۱۱/۶۲۴۲۸	# و ۱/۰۰۰
	# ۳/۵	-۱/۸۲۵۷	۹/۰۵۱۶۰	# و ۶۵۱/۰
	Ω ۴/۵	۱/۷۵۴۴	۹/۵۳۷۴۷	# و ۰۰۰/۱
مچ پا (Z)	* ۲/۵	۳/۰۵۳۳	۱۳/۳۶۰۳۵	# و ۱/۰۰۰
	# ۳/۵	-۳/۴۰۷۹	۹۳/۱۵۱۴۱	# و ۰۰۰/۱
	Ω ۴/۵	-۳/۷۸۶۱	۱۰/۰۷۱۵۷	# و ۱۶۶/۰
مچ پا (X)	* ۲/۵	-۵/۴۸۰۴	۲۴/۷۲۶۱۱	# و ۰/۷۸۱
	# ۳/۵	۸/۷۲۹۲	۵۴/۳۴۷۳۸	# و ۰۰۰/۱
	Ω ۴/۵	-۰/۹۲۰۶	۷/۰۲۲۰۹	# و ۰۰۰/۱
زانو	* ۲/۵	-۰/۷۱۹۹	۵/۴۹۷۶۵	# و ۰/۴۸۱
	# ۳/۵	۱/۴۱۷۰	۲/۵۲۱۶۹	# و ۰۰۰/۱
	Ω ۴/۵	-۰/۸۸۲۵	۴/۹۰۶۱۴	# و ۹۴۷/۰
مچ پا (Y)	* ۲/۵	۱/۳۲۰۹	۲/۴۵۳۱۳	# و ۱/۰۰۰
	# ۳/۵	-۳/۹۹۴۲	۴۴/۴۹۹۷۷	# و ۰۰۰/۱
	Ω ۴/۵	-۳/۷۸۱۱	۱۰/۰۵۳۸۸	# و ۱/۰۰۰

همچنین میزان نسبت گشتاور مفاصل زانو به مچ پا نیز در سه سرعت و سه صفحه اختلاف معنی‌داری را نشان ندادند. همچنین می‌توان گفت احتمالاً در نتایج به دست آمده در این پژوهش بیشترین مقدار در نسبت گشتاور مفصل ران به زانو در صفحه فرونتال (محور X) مربوط به سرعت ۳/۵، در صفحه عرضی (Y) مربوط به سرعت ۴/۵ و در صفحه ساجیتال (Z) مربوط به سرعت ۳/۵ نشان داده شد. بیشترین مقدار در نسبت گشتاور ران به مچ پا در صفحه فرونتال مربوط به سرعت ۳/۵، در صفحه عرضی مربوط به سرعت ۴/۵ و در صفحه ساجیتال مربوط به سرعت ۲/۵ بود. همچنین بیشترین مقدار در نسبت گشتاور مفصل زانو به مچ پا در صفحه فرونتال مربوط به سرعت ۳/۵، در صفحه عرضی مربوط به سرعت ۳/۵ و در صفحه ساجیتال مربوط به سرعت ۲/۵ بود. در رابطه با کمترین مقادیر به دست آمده در نسبت‌های گشتاور مفاصل طبق نتایج به دست آمده در این تحقیق می‌توان به این موارد نیز اشاره کرد که کمترین مقدار در نسبت گشتاور مفصل ران به زانو در صفحه فرونتال در سرعت ۴/۵، در صفحه عرضی در

سرعت ۲/۵ و در صفحه ساجیتال در سرعت ۲/۵ نیز مشاهده شد. همچنین کمترین مقدار در نسبت گشتاور مفصل ران به میچ پا در صفحه فرونتال در سرعت ۲/۵، در صفحه عرضی در سرعت ۳/۵ و در صفحه ساجیتال در سرعت ۴/۵ مشاهده گردید و در نهایت کمترین مقدار که مربوط به نسبت گشتاور مفصل زانو به میچ پا بود در صفحه فرونتال در سرعت ۲/۵، در صفحه عرضی در سرعت ۲/۵ و در صفحه ساجیتال در سرعت ۳/۵ اتفاق افتاد. به همین دلیل طبق نتایج به دست آمده می‌توان گفت به صورت کلی بزرگ‌ترین و بیشترین نسبت گشتاور در سه مفصل اندام تحتانی در سرعت ۳/۵ و کوچک‌ترین و کمترین نسبت گشتاور در سه مفصل اندام تحتانی در سرعت ۲/۵ رخ داد. اما در هیچ‌کدام از این نسبت‌ها اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد. پیتر بلانچ و همکاران (۲۰۱۱) در مقاله‌ای مشابه با تحقیق حاضر تأثیر افزایش سرعت دویدن افراد رو متغیرهای کینتیکی اندام تحتانی را مورد بررسی قرار دادند (۱۵).

نتایج نشان داد گشتاورهای ایجاد شده در مفاصل اندام تحتانی در صفحه ساجیتال بیشترین مقدار را داشتند و اختلاف معناداری بین افزایش سرعت و گشتاور مفاصل در این صفحه مشاهده شد که علت ناهمخوانی با این پژوهش می‌تواند جنسیت آزمودنی‌های شرکت کننده در تحقیق باشد. به نظر می‌رسد در نتایج تحقیق آنتونی جی و همکاران (۲۰۱۱) نشان داده شد که گشتاورهای مفاصل اندام تحتانی که شامل گشتاور مفاصل ران، زانو و میچ پا بودند با افزایش سرعت در فاز سوینگ در صفحه ساجیتال نیز افزایش پیدا کردند که با تحقیق حاضر به علت اختلاف در فاز همسویی ندارد. پژوهشگرانی از جمله نانومی و همکاران (۲۰۱۰)، دورج و همکاران (۲۰۰۸) گشتاور موجود در مفاصل اندام تحتانی را محاسبه کرده بودند (۱۸). مقدار گشتاور مفصل زانو از گشتاور سایر مفاصل نیز بزرگ‌تر بود که البته منطقی به نظر می‌رسید؛ زیرا در حین دویدن و اکثر فعالیت‌های ورزشی عضلات اکستنسوری زانو تلاش زیادی برای باز شدن و استحکام مفصل زانو انجام می‌دهند. همچنین آن‌ها به این نتیجه رسیدند که مفصل زانو، بزرگ‌ترین مفصل بدن است. بنابراین نیرو و گشتاور بزرگ‌تری برای حرکت آن بخصوص در حرکات پویا مانند راه رفتن و دویدن نیاز است. گشتاور مفصل میچ پا کمترین مقدار را در حین دویدن داشت زیرا، مفصل میچ پا استحکام استخوانی زیادی دارد و نیاز به تلاش عضلانی زیادی ندارد و در مقایسه با مفصل زانو، تعداد عضلات کمتری آن را حمایت می‌کنند و این طبیعی است که گشتاور درونی کمتری روی این مفصل ایجاد شود. اسلامی و همکاران (۱۳۹۷) در پژوهشی بر روی گشتاور سه بعدی مفاصل اندام تحتانی حین دویدن به این نتیجه رسیدند که میزان گشتاور اندام تحتانی (پا) به‌خصوص در مفصل زانو در دو صفحه فرونتال و ساجیتال اختلاف معنی‌داری نداشته است که با تحقیق حاضر نیز همخوانی دارد. کارملی و همکاران (۲۰۰۹)، در پژوهشی به بررسی تأثیر تمرینات مرتبط با راه رفتن و دویدن روی ترمیم بر روی قدرت عضلات پا و گشتاور مفاصل اندام تحتانی پرداختند که اساس این تمرینات روی ترمیم تحمل وزن و زنجیره حرکتی بسته بود، نتایج نشان داد که این تمرینات سبب افزایش معنی‌دار قدرت ایزوکینتیکی عضلات پا و گشتاور مفاصل اندام تحتانی شد و اختلاف معنی‌داری را نشان داد که با پژوهش حاضر همسویی ندارد. سانگ کیون پارک و همکاران (۲۰۱۹) در پژوهشی میانگین گشتاورهای سه بعدی مفاصل ران، زانو و میچ پا را در فاز استانس مورد ارزیابی قرار دادند، نتایج نشان داد که میانگین گشتاورهای سه مفصل با افزایش سرعت و طول گام نیز افزایش پیدا می‌کند، علت اختلاف معنی‌داری تحقیق هارش و تحقیق حاضر میانگین سن در بین آزمودنی‌ها بود. اسپوآرتز و همکاران (۲۰۰۸) تأثیر افزایش سرعت دویدن کودکان را مورد بررسی قرار دادند که عملکرد ممان زانو در بین مفاصل اندام تحتانی نسبت به مفصل میچ پا و مفصل ران حمایت قابل توجهی را در حداکثر سرعت دویدن کودکان و اختلاف معناداری را نیز نشان داد که این موضوع به دلیل اختلاف سن در بین آزمودنی‌های حاضر در پژوهش اسپوآرتز و این پژوهش نیز باهم همخوانی ندارد. اکبرشاهی و همکاران (۲۰۱۰) طبق انجام پژوهشی روی پارامترهای کینتیکی نشان دادند که با افزایش سرعت دویدن شاخص‌هایی مانند

گشتاور مفاصل اندام تحتانی تحت تأثیر افزایش سرعت هستند و همبستگی مثبتی با سرعت دارند که با این تحقیق همسویی نداشت. جیسون اسکی بک و همکاران (۲۰۱۱) پژوهشی را با عنوان رابطه بین قدرت، توان و گشتاور مفاصل اندام تحتانی با زنجیره حرکتی بسته حین دویدن در صفحه ساجیتال مورد بررسی قرار دادند، آن‌ها به این نتیجه رسیدند که هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری بین گشتاور مفصل زانو در سیکل دویدن در صفحه ساجیتال وجود ندارد که مطالعه آن‌ها با تحقیق ما نیز کاملاً همخوانی و همسویی دارد. سانگ یون و همکاران (۲۰۱۹)، مطالعه‌ای روی تأثیر افزایش سرعت بر روی پارامترهای کینتیکی اندام تحتانی حین دویدن روی تردمیل انجام دادند، نتایج نشان داد که میزان گشتاور مفاصل زانو و مچ پا با افزایش سرعت دویدن روی تردمیل نیز افزایش پیدا کرده و اختلاف معنی‌داری را نشان می‌دهد، علت این ناهمخوانی با تحقیق حاضر شیب تردمیل بود که برای تحقیق سانگ یون و همکاران از شیب منفی تردمیل نیز استفاده شده بود در حالی که در این تحقیق شیب تردمیل نرمال بود. مارتین اردیکن و همکاران (۲۰۱۸)، مطالعه‌ای شبیه به پژوهش حاضر انجام دادند با این تفاوت که آن‌ها تأثیر افزایش سرعت را بر متغیرهای کینتیکی در سیکل راه رفتن بررسی کردند، با توجه به اینکه سیکل راه رفتن و دویدن تقریباً شبیه به هم می‌باشند می‌توان گفت که آن‌ها اختلاف معنی‌داری را در دو مفصل زانو و مچ پا با افزایش سرعت گیت در گشتاور این دو مفصل مشاهده نمودند. جاسپریتسون و همکاران (۲۰۱۴)، پژوهشی را تحت عنوان مقایسه نسبت گشتاور مفاصل زانو و مچ پا در زنجیره حرکتی بسته دویدن با دو سرعت مختلف مورد ارزیابی قرار دادند، نتایج نشان داد که با افزایش میزان سرعت (از سرعت ۷/۹۶ به سرعت ۱۵/۹۱) میزان نسبت گشتاور در این دو مفصل نیز افزایش پیدا کرده است و معنی‌دار بوده که می‌توان گفت تفاوتش با این پژوهش می‌تواند در اختلاف اندازه سرعت‌های در نظر گرفته شده در تحقیقات باشد. فیلیپ مارتین و همکاران (۲۰۲۰) میزان گشتاور مفاصل اندام تحتانی را حین دویدن نرمال و کمی تندتر بین افراد مسن و جوان مورد بررسی قرار دادند، آن‌ها به این نتیجه رسیدند که میزان گشتاور دو مفصل زانو و مچ پا در هر سه صفحه آناتومیکی با افزایش سرعت و طول گام برای آزمودنی‌های جوان نیز افزایش داشت و اختلاف معنی‌داری را نشان داد در صورتی که میزان گشتاور در این دو مفصل با افزایش سرعت و طول گام در میان افراد مسن اختلاف معنی‌داری را نشان نداد، ناهمسویی این پژوهش با تحقیق ما می‌تواند در اختلاف بین میانگین سنی افراد و شرکت‌کنندگان در پژوهش باشد. با توجه به پژوهش‌های انجام شده و پیشینه این تحقیق می‌توان گفت احتمال دارد علت ناهمسویی بین تحقیق حاضر و پژوهش‌های دیگر میانگین سن آزمودنی‌ها، نوع مفصل اندام تحتانی، نوع ابزار استفاده شده در پژوهش‌ها، سرعت دویدن آزمودنی‌ها و یا صفحات و محورهای آناتومیکی متفاوت باشد. به جز یک مورد مشابه با تحقیق حاضر مورد دیگری شبیه به این پژوهش یافت نشد. به نظر می‌رسد نتایج تحقیق حاضر نیز نشان داد که اندازه سرعت دویدن افراد و یا سن می‌تواند مهم‌ترین عوامل در ناهمسویی و ناهمخوانی این تحقیق با تحقیقات دیگر باشند. به همین علت مطالعات بیشتری برای درک بهتر و کامل‌تر تأثیر افزایش سرعت دویدن روی متغیرهای کینتیکی از جمله گشتاور مفاصل اندام تحتانی و نسبت آن‌ها به هم در هر سه صفحه و سه محور نیاز است. این پژوهش نیز مانند سایر پژوهش‌های انجام شده محدودیت‌های خاصی داشته است. از جمله محدودیت‌های این پژوهش نیز می‌توان به بررسی نشدن پارامترها و متغیرهای کینماتیکی عضلات و مفاصل اندام تحتانی به طور هم‌زمان با مولفه مورد بررسی در این تحقیق یعنی مولفه گشتاور نیز اشاره کرد. محدودیت دیگر در این پژوهش نیز می‌تواند نبود پارامترهای کینتیکی دیگر از جمله نیرو و توان را عنوان کرد که این دو مولفه نیز می‌توانستند در کنار مولفه مهم پژوهش (گشتاور) مورد ارزیابی و بررسی قرار گرفته شوند. همچنین با توجه به اینکه این پژوهش بر روی آزمودنی‌های مرد جوان و سالم مورد بررسی قرار گرفت و قابل‌تعمیم برای همه گروه‌های سنی نیست پیشنهاد می‌شود که تحقیقات بیشتری در دامنه‌های سنی دیگر از جمله کودکان و سالمندان نیز که الگوهای متفاوتی در دویدن و یا سرعت دویدن دارند مورد بررسی قرار داده شوند. محدودیت دیگر در این مطالعه می‌تواند تعداد آزمودنی‌های شرکت‌کننده در این پژوهش باشد، می‌توان از تعداد نفرات بیشتر و یا

حتی آزمودنی‌های خانم که بحث جنسیت در تحقیق است استفاده کرد. مورد آخر از لحاظ محدودیت این تحقیق نیز می‌توان به فاز دویدن اشاره کرد، با توجه به اینکه این پژوهش در فاز استانس انجام شده است می‌توان این پژوهش را نیز در فاز سوویینگ هم مورد بررسی قرار داد.

نتیجه‌گیری نهایی

نتایج این مطالعه تأثیر افزایش سرعت دویدن افراد را بر متغیر کینتیکی مورد استفاده در این تحقیق (گشتاور) نیز نشان داد که هیچ‌گونه اختلاف معناداری در نسبت گشتاور مفاصل اندام تحتانی در بین آزمودنی‌های مرد سالمی که روی تردمیل دویدند مشاهده نشد و این محدودیت در این تحقیق را نشان داد، به همین دلیل بررسی‌های بیشتر در زمینه عوامل دیگر مانند (نوع گشتاور در مفصل، سرعت‌های متفاوت دویدن، نوع مفصل) ممکن است بینش بهتری از گشتاور مفاصل اندام تحتانی در حین دویدن به ما بدهند. با توجه به نتایج به دست آمده در این مطالعه این طور به نظر می‌رسد که می‌توان با علم نسبت به تغییرات ممان مفاصل اندام تحتانی، راه‌حل‌های کاربردی برای کاهش میزان آسیب وارده در هنگام دویدن به این ۳ مفصل ارائه داد زیرا، ممان مفاصل اندام تحتانی در حین دویدن مستعد آسیب‌دیدگی می‌باشند. شیب تردمیل هنگام دویدن افراد می‌تواند باعث ایجاد آسیب در اندام تحتانی شود، آزمایش‌های بالینی متفاوتی می‌تواند باعث تفاوت در مکانیسم‌های آسیب اندام تحتانی را نشان دهد که می‌تواند به خوبی از آن‌ها بهره برد و استفاده کرد. مورد دیگر می‌توان به طراحی درست برنامه‌های تمرینی از جمله دویدن دوندگان و ورزشکاران دومیانی و تمام افرادی که روزانه فعالیت دویدن را تجربه می‌کنند و هدف آن‌ها افزایش سرعت در حین دویدن است به قدرت و گشتاور مفاصل اندام تحتانی از جمله ران، زانو و مچ پا نیز توجه ویژه‌ای نمود زیرا، افزایش سرعت دویدن در افراد می‌تواند نسبت ممان مفاصل اندام تحتانی را در این سیکل تحت تأثیر قرار دهد. در نتیجه کلی می‌توان طبق موارد مطرح شده در این تحقیق و تحقیقات مرتبط دیگر از کاربردهای بالینی گفته شده در این زمینه استفاده کنیم که بسیار مفید و ارزشمند می‌باشند.

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 سازمان‌های 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. Wright WG, Ivanenko YP, Gurfinkel VS. Foot anatomy specialization for postural sensation and control. *Journal of Neurophysiology*. 2011;107(5):1513-21. [DOI:10.1152/jn.00256.2011] [PMID] [PMCID]
2. Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical basis of human movement*: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
3. Bischof, J.E., et al., Three-dimensional ankle kinematics and kinetics during running in women. *Gait & posture*. 2010;31(4):502-505. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2010.02.010] [PMID]
4. Oatis, C.A., *Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement*. Pennsylvania. Lippincott Williams & Wilkins; 2009.
5. Hein, T., et al., Using the variability of continuous relative phase as a measure to discriminate between healthy and injured runners. *Human movement science*. 2012;31(3):683-694. [DOI:10.1016/j.humov.2011.07.008] [PMID]
6. Kendall JC, Bird AR, Azari MFJTF. Foot posture, leg length discrepancy and low back pain-Their relationship and clinical management using foot orthoses-An overview. 2014;24(2):75-80. [DOI:10.1016/j.foot.2014.03.004] [PMID]
7. Anderson T., Hall SJ., *Biomechanics and running economy*. *Sports Med*. 1996;22(2):76-79. [DOI:10.2165/00007256-199622020-00003] [PMID]
8. Sadeghi H. local or global asymmetry in gait of people without impairments. *Gait and posture*. 2003;17(3):197-204. [DOI:10.1016/S0966-6362(02)00089-9] [PMID]
9. Firoozi M, Razavi SMH, Farzan F. Investigating the Challenges and Problems of Iranian Medal Running, Sailing, and Swimming. *Journal of Sport Management and Motor Behavior Research* 2011;8(15):37-66. [Farsi].
10. Modses M, Jurimae J, maestu J. Anthropometric and physiological determination s of running performance in middle and long distancs runners. *Kineziology* 2013; 45(2):154-62.
11. Mikesky, A.E., A. Meyer, and K.L. Thompson. Relationship between quadriceps strength and rate of loading during gait in women. *Sports Med*. 2000;18(2):171-5. [DOI:10.1002/jor.1100180202] [PMID]
12. Lathrop-Lambach RL, Asay JL, Jamison ST, Pan X, Schmitt LC5, Blazek K, Siston RA. Evidence for joint moment asymmetry in healthy populations during gait.: *Gait Posture*, 2014.40(4):526-31. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2014.06.010] [PMID] [PMCID]
13. Schache AG, Baker R. On the expression of joint moments during gait. *Gait Posture*. 2007;(25):440-52. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2006.05.018] [PMID]
14. Ae M, Miyashita K, Yokoi T, Ooki S, Shibukawa K. Mechanical powers and contributions of the lower limb muscles during running at different speeds. *Bull, Health & Sports Sciences, Univ. of Tsukuba*. 1986;(9):229-239.

15. Peter D Blanch, Anthony G Schache 1, Tim W Dorn, Nicholas A T Brown, Doug Rosemond, Marcus G Pandy. Effect of running speed on lower limb joint kinetics. *Med Sci Sports Exerc.* 2011;43(7):1260-71. [[DOI:10.1249/MSS.0b013e3182084929](https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182084929)] [[PMID](#)]
16. Da Costa BR, Vieira ER. Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: a systematic review of recent longitudinal studies. *American journal of industrial medicine.* 2010;53(3):285-323. [[DOI:10.1002/ajim.20750](https://doi.org/10.1002/ajim.20750)] [[PMID](#)]
17. Nanomi, Fernandez JW, Baker R, Banks S, Pandy MG. Non-invasive assessment of soft-tissue artifact and its effect on knee joint kinematics during functional activity. *J Biomech.* 2010;43:1292-301. [[DOI:10.1016/j.jbiomech.2010.01.002](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.002)] [[PMID](#)]
18. Dorj Schwartz, A. Rozumalski, and J. P. Trost, "The effect of walking speed on the gait of typically developing children," *Journal of biomechanics.*2008;(41):- . [[DOI:10.1016/j.jbiomech.2008.03.015](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.03.015)] [[PMID](#)]
19. G. Karmley, H. B. Menz, and K. B. Landorf, "Electromyographic patterns of tibialis posterior and related muscles when walking at different speeds," *Gait & posture.*2014;(39)4:1080-1085. [[DOI:10.1016/j.gaitpost.2014.01.018](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.018)] [[PMID](#)]
20. 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](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.11.007)] [[PMID](#)]
21. Schuartz, Ian N Bezodis, David G Kerwin, Aki T Salo. Lower-limb mechanics during the support phase of maximum-velocity sprint running .2008.
22. Maarten Eerdeken, Kevin Deschamps, Filip Staes. The impact of walking speed on the kinetic behaviour of different foot joints ,2018.
23. Jesper Petersen, Rasmus O Nielsen, Sten Rasmussen, Henrik Sørensen. Comparisons of increases in knee and ankle joint moments following an increase in running speed from 8 to 12 to 16km•h(-1) ,2014. [[DOI:10.1016/j.clinbiomech.2014.09.003](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.09.003)] [[PMID](#)]
24. Harsh H Buddhadev, Ann L Smiley, Philip E Martin. Effects of age, speed, and step length on lower extremity net joint moments and powers during walking.2020. [[DOI:10.1016/j.humov.2020.102611](https://doi.org/10.1016/j.humov.2020.102611)] [[PMID](#)]