

Sport Medicine Studies

Sport Sciences Research Institute of Iran

Quarterly Journal of Sport Medicine Studies

Fall 2023/ Vol. 15/ No. 37/ Pages 121-138

The Effect of Increasing the Mass of Shoes on a Selection of Mechanical Components of Running and Ankle Kinematics of Recreational Runners

F. Fasihi¹, P. ShamsehKohan^{2*} 

1. MSc. Department of Sport Injury and Corrective Exercises, School of Physical Education and Sport Science, Islamic Azad University, Isfahan (Khorasgan) Branch, Isfahan, Iran.

2. Assistant Professor, School of Physical Education and Sport Science, Isfahan (Khorasgan) Branch, Islamic Azad University, Isfahan, Iran. Community Health Research Center, Isfahan (Khorasgan) Branch, Islamic Azad University, Isfahan, Iran.

Received: 2023/06/03

Accepted: 2023/10/25

Fasihi, F; & ShamsehKohan, P. (2023). The Effect of Increasing the Mass of Shoes on a Selection of Mechanical Components of Running and Ankle Kinematics of Recreational Runners. *Sport Medicine Studies*, 15(37), 103-138. In Persian. DOI: 10.22089/SMJ.2023.14966.1690

Abstract

Suitable sports shoes are one of the best available methods to change the biomechanical pattern of running and cause to improve sports performance of athletes. This study aimed to investigate the effect of increasing the mass of shoes on a selection of mechanical components of running and ankle kinematics of recreational runners. The research participants were 12 young men aged 19 to 25 years who had been running for at least one to three days a week for the past six months. To simulate heavy shoes, a 250-gram sandbag was attached to the shoes of the participants. After reflective marker placement, their running pattern was recorded in three dimensions on a treadmill at a speed of 10 km/h in two stages (with and without additional load). The examined components included vertical displacement of the center of mass, angle between the shin and ground, heel whip, heel clearance, angle between foot and ground, dorsi-plantar flexion angle, maximum eversion, and foot pronation velocity. There was a difference of 1.3 cm in the heel clearance component and 1.1 degree in the dorsiplantar flexion angle of heavy shoes compared to light shoes. Based on the results of the research, it seems that using sandbags to increase the mass of the shoe can cause an increase in ankle eversion in recreational runners.

Keywords: Running, Shoes Mass, Ankle, Injury Prevention

* Corresponding Author: Parastoo ShamshehKohan,, Tel: 09353861420, E-mail: parastooshams@yahoo.com, <https://orcid.org/0000-0002-0093-4669>



Copyright: © 2023 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Extended Abstract

Background and Purpose

Running has many advantages, but it can also cause injuries. The reason for the occurrence of most of these injuries is the application of excessive force and tension to the skeletal-muscular structures, caused by frequent minor injuries and biomechanical inefficiencies during running (1, 2). Suitable sports shoes are one of the best available methods to change the biomechanical pattern of running, cause to improve sports performance and reduce injuries of athletes (3). Sports shoes are the only interface between the ground and the athlete's body and play a major role in the biomechanics of stepping and managing running injuries (4). As a result, it is important to examine the variables of vertical displacement and speed and ankle movement angles in running and in relation to the effect of shoe mass on performance during running. Therefore, the purpose of this study was to investigate the effect of increasing the mass of shoes on a selection of mechanical components of running and ankle kinematics of recreational runners. SPSS 26 was used to process and check the statistical differences between the methods.

Materials and Methods

The participants of this study were 12 young men aged 19 to 25 years who had been running for at least one to three days a week for the past six months. In addition, during this period, none of these subjects had a history of injury, pain or abnormality in their lower extremities. To simulate heavy shoes, a 250-gram sandbag was attached to the participants' shoes. After reflective marker placement, their running pattern was recorded in three dimensions on a treadmill at a speed of 10 km/h in two stages (5). The data collection process continued for at least one minute after the treadmill speed was fixed with a data collection speed of 120 frames per second so that at least 20 complete gait cycles of the subjects' running were recorded (6). The data collection process was repeated 3 times to ensure that all the data were available (with and without additional load). Motion data collection was done in order to extract the kinematic factors of running during the whole test. Motion information obtained from gate analysis was smoothed using the 4th order Butterworth filter with a cutoff frequency of 16 Hz before performing inverse kinematics and turning into joint angles. Data processing was carried out in MATLAB software and by the code of the researcher. The examined components included vertical displacement of the center of mass, angle between the shin and ground, heel whip, heel clearance, angle between foot and ground, dorsi-plantar flexion angle, maximum eversion, and foot pronation velocity. Descriptive statistics were used to describe the research variables. Shapiro-Wilk test was applied to check the normality of the data. Paired t-test was also used at a significance level of 0.05 to compare the variables in two modes of running.

Findings

Most of the subjects chose the landing pattern on the heel in both modes of running, and their ankle was in plantar flexion at the moment of initial contact. The values of plantar flexion in running with heavy shoes were a little higher than running with light shoes, and the difference was significant ($P = 0.032$). In addition, in the variables of emergence in the stance phase and the maximum speed of wrist pronation, there was no statistically significant difference between the two modes of running with light and heavy shoes, but the speed of wrist pronation was higher when using light shoes. Further, the runners in the study had an inward heel wipe. Although the values of heel wipe with light shoes were nearly two degrees higher than running with heavy shoes, no significant difference was observed ($P = 0.470$). The participants had over stride while running on the treadmill because the

angle of the shank with the ground was negative. These values were very close to each other in the two modes of running with light and heavy shoes, and of course no statistically significant difference was observed between the two modes; however, running with heavy shoes led to more heel height ($P = 0.039$). In general, increasing the vertical fluctuations of the center of mass during running can take a lot of energy from the runner and lead to its loss. According to the study's results, increasing the mass of the shoe does not cause any change in the displacement values of the center of mass and does not lead to a statistically significant difference between the two modes of running. The angle of the foot with the ground at the beginning of the stance phase determines the forefoot or rear foot contact strategy. According to the results of the study, it was a difference of 1.3 cm in the heel clearance component and 1.1 degree in the dorsiplantar flexion angle of heavy shoes compared to light shoes.

Conclusion

As the study's findings showed, the maximum ankle eversion in using heavy shoes is more than light shoes. It can be mentioned that due to the same treadmill speed and stepping frequency of the subjects in two stages, the range of motion increases in a fixed period of time can lead to a decrease in speed. Hence, increasing the speed of ankle pronation can be justified. Another point that should be considered in relation to the movement pattern of the foot while running with light and heavy shoes is the comparison of the cycle gate percentage between the two modes. All in all, it can be pointed out that based on the study's findings, it seems that using sandbags to increase the mass of the shoe can cause an increase in ankle eversion in recreational runners.

Keywords: Running, Shoes Mass, Ankle, Injury Prevention

Article Message

In recent studies, the role of using lighter shoes to reduce energy consumption was proven. Since these physiological changes are caused by biomechanical adjustments in movement, the role of a number of biomechanical components in greater movement efficiency during running with light and heavy shoes was investigated. Using heavier shoes led to changes in these biomechanical components. These minor changes increased the amount of mechanical work and led to an increase in energy consumption and consequently an increase in the risk of injury during running in amateur and recreational runners. Accordingly, using lighter shoes can reduce possible injuries and reduce the risk of injury in the long term.

References

1. Lopes AD. Incidence, Prevalence, and Risk Factors of Running-Related Injuries: An Epidemiologic Review. *Clin. Care Run.* 2020 Jan 1:1-7.
2. Strauts J, Vanicek N, Halaki M. Acute changes in kinematic and muscle activity patterns in habitually shod rearfoot strikers while running barefoot. *Journal of sports sciences.* 2016 Jan 2;34(1):75-87.
3. Mohr M, Trudeau MB, Nigg SR, Nigg BM. Increased athletic performance in lighter basketball shoes: shoe or psychology effect?. *Int J Sports Physiol Perform.* 2016 Jan 1;11(1):74-9.
4. Sinclair J, Greenhalgh A, Edmundson CJ, Brooks D, Hobbs SJ. Gender differences in the kinetics and kinematics of distance running: implications for footwear design. *Int. J. Sports Sci. Eng.* 2012 Jan 1;6(2):118-28.

5. Padulo J, Chamari K, Ardigo LP. Walking and running on treadmill: the standard criteria for kinematics studies. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*. 2014 Apr;4(2):159.
6. Nigg BM, De Boer RW, Fisher VE. A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and science in sports and exercise*. 1995 Jan 1;27(1):98-105.

مطالعات طب ورزشی

پژوهشگاه تربیت بدنی

فصلنامه مطالعات طب ورزشی

پاییز ۱۴۰۲، دوره ۱۵، شماره ۳۷، صفحه‌های ۱۳۸-۱۲۱

اثر افزایش جرم کفش بر منتخبی از مؤلفه‌های مکانیکی دویدن و کینماتیک میج پای دوندگان تفریحی

فرزانه فصیحی^۱، پرستو کهن شمسه^{۲*} 

۱. کارشناسی ارشد آسیب شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد اصفهان (خوراسگان)، اصفهان، ایران.

۲. استادیار، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد اصفهان (خوراسگان)، اصفهان، ایران. مرکز تحقیقات سلامت جامعه

Noei, F; Mohammad Rahimi, N; & Aminzadeh, R. (2023). The Effect of a 6-Week Breathing Control Exercise on Some Functional Performance Readiness Factors of Female Student Athletes. *Sport Medicine Studies*, 15(37), 103-138. In Persian. DOI: 10.22089/SMJ.2023.14875.1684

دریافت مقاله: ۱۴۰۱/۰۳/۱۳

پذیرش مقاله: ۱۴۰۲/۰۸/۰۳

چکیده

کفش ورزشی مناسب، یکی از روش‌های مؤثر و در دسترس برای تغییر الگوی بیومکانیکی دویدن و بهبود عملکرد ورزشی ورزشکاران است. این مطالعه با هدف بررسی اثر افزایش جرم کفش بر منتخبی از مؤلفه‌های مکانیکی دویدن و کینماتیک میج پای دوندگان تفریحی انجام شد. تعداد ۱۲ نفر مرد جوان ۱۹ تا ۲۵ ساله آزمودنی‌های این مطالعه را تشکیل دادند که در شش ماه گذشته، حداقل هفته‌ای یک تا سه روز تمرین دویدن داشتند. برای شبیه‌سازی کفش سنگین، کیسه شن ۲۵۰ گرمی به کفش آزمودنی‌ها متصل شد و پس از مارکرگذاری، از الگوی دویدن آن‌ها روی تردمیل با سرعت ۱۰ کیلومتر بر ساعت در دو مرحله (با و بدون بار اضافی) به صورت سه‌بعدی داده‌برداری شد. مؤلفه‌های بررسی‌شده شامل جابه‌جایی عمودی مرکز جرم، زاویه ساق با زمین، هیل کلرنس، زاویه پا با زمین، زاویه‌ی دورسی پلانتر فلکشن، اورژن و سرعت پرونیشن پا بود. در مؤلفه هیل کلرنس، ۱/۳ سانتی‌متر و در مؤلفه زاویه‌ی دورسی پلانتر فلکشن میج پا، ۱/۱ درجه کفش سنگین در مقایسه با کفش سبک با یکدیگر اختلاف داشت. براساس نتایج پژوهش، به نظر می‌رسد استفاده از کیسه‌های شنی برای افزایش جرم کفش، می‌تواند سبب افزایش اورژن در دوندگان تفریحی شود.

واژگان کلیدی: دویدن، جرم کفش، میج پا، پیشگیری از آسیب.

* Corresponding Author: Parastoo ShamsehKohan,, Tel: 09353861420,
E-mail: parastooshams@yahoo.com, <https://orcid.org/0000-0002-0093-4669>



Copyright: © 2023 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

مقدمه

شناسایی متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی که در فشارهای وارد شده به پا هنگام حرکات اتفاق می‌افتد، بسیار مهم است. تلاشی است که سبب درمان صحیح و پیشگیری از آسیب واحد تاندونی می‌شود و همچنین اقدام اساسی برای ارتقای سلامت افراد جامعه به‌خصوص افراد فعال و ورزشکاران و کاهش هزینه‌های درمانی است (۱). بیومکانیک حرکات و استفاده از مدل‌های اسکلتی-عضلانی به‌منظور بهینه‌سازی الگوی حرکت و آگاهی از عملکرد می‌تواند برای یافتن استانداردهای طلایی و کاربردی‌تر کردن حرکات برای اهداف بالینی و توان‌بخشی مفید باشد (۲)؛ از این رو دویدن به‌عنوان ورزش تفریحی، گسترش زیادی در بین جوامع مختلف داشته است. طبق اطلاعات نظرسنجی ملی دوندگان^۱ آمریکا، سالانه ۱۵ درصد به تعداد دوندگان نیمه مارا تن اضافه می‌شود (۳).

با وجود مزایای بسیار، صدمات اندام تحتانی حین دویدن شیوع بسیاری دارد و در جمعیت‌های فعال و دوندگان تفریحی به ۶۶ درصد در مدت دو سال می‌رسد. در ادبیات تحقیق بیان شده است که به‌ازای هر ۱۰۰ ساعت تمرین، یک آسیب مرتبط با دویدن بروز می‌کند (۴) و در مجموع، ۲۸ تغییر در اندام تحتانی به‌عنوان آسیب‌های مرتبط با دویدن گزارش شده است (۵). دلیل بروز اکثر این آسیب‌ها، اعمال نیرو و تنش‌های بیش‌ازحد به ساختارهای اسکلتی-عضلانی ناشی از آسیب‌های جزئی مکرر و ناکارآمدی‌های بیومکانیکی حین دویدن است (۶، ۷). در طول دویدن، نیروی عکس‌العمل زمین به بیش از دو برابر وزن بدن ورزشکار می‌رسد و عواملی مانند سطح زمین، سبک دویدن و کفش ورزشکار تأثیر بسزایی بر بروز آسیب ناشی از این تنش‌ها دارد (۸). کفش ورزشی به‌عنوان تنها رابط بین زمین و بدن ورزشکار، نقش عمده‌ای در بیومکانیک گام‌برداری و مدیریت آسیب‌های ناشی از دویدن ایفا می‌کند (۹). مطالعات نشان می‌دهند که انتخاب کفش مناسب منجر به بهبود عملکرد ورزشی ورزشکاران می‌شود (۱۰). جرم، یکی از ویژگی‌های مهم کفش‌های ورزشی است که افزایش آن می‌تواند موجب اختلال در عملکرد دویدن انفجاری افراد از طریق اعمال کار مکانیکی بیشتر حین افزایش و کاهش شتاب شود (۱۱). به‌علاوه جرم کفش می‌تواند بر کار مکانیکی مفصل مچ پا که یکی از دورترین مفاصل نسبت به تنه است، اثر بگذارد؛ بر این اساس، بار اضافی ناشی از جرم کفش، کار مکانیکی انجام‌شده روی پاها را افزایش داده و بیومکانیک مچ پا را به‌طور درخور توجهی حین دویدن تغییر می‌دهد (۱۲)؛ در نتیجه بررسی متغیرهای جابه‌جایی عمودی و سرعت و زوایای حرکتی مچ پا در دویدن و در رابطه با اثر جرم کفش بر عملکرد و احتمال بروز آسیب حین دویدن، از اهمیت بسیاری برخوردار است. در اکثر این پژوهش‌ها میزان بازدهی مصرف انرژی از طریق اندازه‌گیری اکسیژن مصرفی زیر بیشینه مدنظر قرار گرفته است (۱۳-۱۵)؛ بدین صورت که بیان شده است به‌ازای هر ۱۰۰ گرم افزایش جرم کفش، یک درصد به اکسیژن مصرفی زیر بیشینه اضافه می‌شود (۱۴) و متعاقب آن متابولیسم بدن ۱/۱۱ درصد افزایش می‌یابد و بازدهی یا اقتصاد دویدن را به همین نسبت کاهش می‌دهد (۱۵). از آنجاکه اقتصاد دویدن علاوه بر از عوامل فیزیولوژیک ناشی از بیومکانیک حرکت است، انجام مطالعات بیشتر در این زمینه لازم است.

هر حرکت اضافی، خارج از راستای حرکت می‌تواند بازدهی دویدن را کاهش دهد. جابه‌جایی عمودی مرکز جرم حین دویدن یکی از متغیرهایی است که در تحقیق حاضر بررسی شده است. مقادیر ضربه عمودی اعمالی حین دویدن که منجر به ایجاد نیروهای فشاری به عناصر الاستیک بدن می‌شود، به‌طور مستقیم به جابه‌جایی عمودی مرکز جرم وابسته است (۱۶). همچنین

1. National Runner Survey

دوندگان نخبه، جابه‌جایی عمودی مرکز جرم کمتری در مقایسه با دوندگان آماتور دارند؛ به‌عبارتی دویدن اقتصادی‌تری را نشان می‌دهند (۱۷).

سبک دویدن بیشترین تأثیر را بر میزان جابه‌جایی عمودی مرکز جرم دارد، اما احتمالاً عوامل دیگر مانند جرم کفش نیز می‌تواند این عامل بیومکانیکی را دچار تغییر کند. از دیگر حرکاتی که علاوه بر اقتصاد دویدن با ریسک‌فاکتورهای آسیب مرتبط است، چرخش داخلی یا خارجی پا حول صفحه عرضی در ابتدای فاز نوسان^۱ دویدن است که به‌اصطلاح به آن «هیل وایپ»^۲ گفته می‌شود (۱۸). از آنجاکه جرم کفش به افزایش ممان اینرسی پا حین فاز نوسان دویدن منجر می‌شود، با وجود شیوع نزدیک به ۵۰ درصدی هیل وایپ در بین دوندگان تفریحی (۱۸) و نقش جرم کفش در ممان اینرسی پا که می‌تواند گشتاور چرخش داخلی و خارجی پا را تغییر دهد، ارزیابی اثر جرم کفش بر مقادیر این زاویه با استفاده از ابزارهای سنجش کینماتیکی و کینماتیکی می‌تواند مفید باشد.

هیل کلرانس^۳ دیگر فاکتور بیومکانیکی دویدن است که به میزان ارتفاع پاشنه پا حین فاز نوسان دویدن اشاره دارد. کاهش یا افزایش این فاکتور، در درجه اول به سبک دویدن و سپس به ضعف یا کوتاهی بافت نرم بدن وابسته است. زاویه ساق پا با زمین در اولین لحظه تماس پا و محل برخورد پا با زمین (عقب، جلو و کف پا)، دیگر فاکتورهای بیومکانیکی دویدن هستند که در کنار هیل کلرانس، به‌طور مستقیم با ریسک‌فاکتورهای آسیب مانند اوور استراید^۴ حین دویدن ارتباط دارند (۱۹)؛ ضمن اینکه ارتباطی قوی بین این فاکتورها و بی‌ثباتی مچ پا وجود دارد (۲۰). بررسی این فاکتورهای در کنار ارزیابی کینماتیک مچ پا حین دویدن با کفش‌های سبک و سنگین می‌تواند اطلاعات مربوط به تأثیر جرم کفش بر بیومکانیک دویدن را کامل‌تر کرده و نقش تنظیمات وزنی کفش را بر بی‌ثباتی مچ آشکار کند.

به‌رغم انجام مطالعات متعدد درباره تأثیر طراحی‌های مختلف کفش (ماکزیمالیستی، مینیمالیستی و...) بر مکانیک گیت دوندگان تفریحی، مطالعات اندکی تغییرات بیومکانیکی ایجادشده ناشی از جرم کفش را در این دسته از دوندگان بررسی کرده‌اند. افروه بر این، بررسی‌های تک‌بعدی و نه‌چندان جامع درباره نقش جرم کفش در اقتصاد دویدن، اهمیت بررسی این موضوع را افزایش می‌دهد. بررسی بازدهی مکانیکی و ریسک‌فاکتورهای آسیب مچ پا حین دویدن در ارتباط با جرم کفش بسیار ضروری و مهم است. انجام این مطالعه می‌تواند به توسعه طراحی کفش با توجه به ویژگی‌های بیومکانیکی دویدن افراد کمک کند؛ بر این اساس، با توجه به مطالعات محدودی که در این زمینه وجود دارد، هدف مطالعه حاضر، بررسی اثر جرم کفش بر بیومکانیک دویدن و ریسک‌فاکتورهای آسیب مچ پای دوندگان تفریحی بود.

روش پژوهش

دوازده نفر دهنده تفریحی مرد (سن: $21/3 \pm 3/0$ سال، جرم: $74/6 \pm 5/5$ کیلوگرم، قد: $177/6 \pm 9/6$ سانتی‌متر و شاخص توده بدن: $23/2 \pm 5/1$ کیلوگرم بر مترمربع) که در دسترس بودند، آزمودنی‌های این مطالعه را تشکیل دادند و پس از دریافت رضایت‌نامه

1. Swing Phase
2. Heel Whip
3. Heel Clearance
4. Over Stride

کتبی، داوطلبانه در مطالعه شرکت کردند. این افراد طی شش ماه گذشته هفته‌ای یک تا سه جلسه تمرین یا برنامه دوییدن داشتند. در این مدت، هیچ‌یک از این افراد سابقه آسیب، درد یا ناهنجاری در پایین تنه خود نداشتند. در طراحی مطالعه از یک عدد کفش لی نینگ سایز ۴۳ که دارای جرم ۲۲۰ گرم بود و دو عدد کیسه شن به جرم ۲۵۰ گرم استفاده شد؛ بدین صورت که آزمودنی‌ها برای اجرای آزمون دوییدن با کفش سبک، تنها کفش‌ها را می‌پوشیدند و برای شبیه‌سازی استفاده از کفش سنگین، کیسه‌های شن ۲۵۰ گرمی به کفش‌ها اضافه می‌شد؛ بر این اساس، قبل و بعد از اعمال کیسه‌های شن، از آزمودنی‌ها آنالیز دوییدن گرفته شد. روند اجرای آزمون به این صورت بود که برای آنالیز بیومکانیکی دوییدن، از ۱۳ مارکر بازتابی استفاده شد. برای این منظور، چهار جسم صلب سه مارکره در سمت راست بدن آزمودنی‌ها تشکیل شد. جسم صلب شماره یک به ناحیه لگن متصل شد تا حرکات سه‌بعدی لگن استخراج شود. جسم صلب دوم به اندام ران متصل شد. مارکرهای این بخش، یکی به کندیل خارجی ران و دو مارکر دیگر به قسمت میانی اندام و داخل صفحه فرونتال (یکی داخل و دیگری خارج ران) متصل شدند. برای تشکیل جسم صلب ساق، یک مارکر به کندیل خارجی تیبیا و دو مارکر در قسمت میانی و در راستای صفحه فرونتال ساق (داخل و خارج) متصل شدند. در نهایت، سه مارکر دیگر جسم صلب پا را تشکیل دادند که یکی از آن‌ها روی متاتارسال پنجم و دو مارکر دیگر در ناحیه داخلی و خارجی پاشنه و روی کفش متصل شد. برای سیکل‌بندی گیت افراد، یک مارکر بازتابی به ناحیه خلفی پاشنه پای چپ آزمودنی‌ها متصل شد.



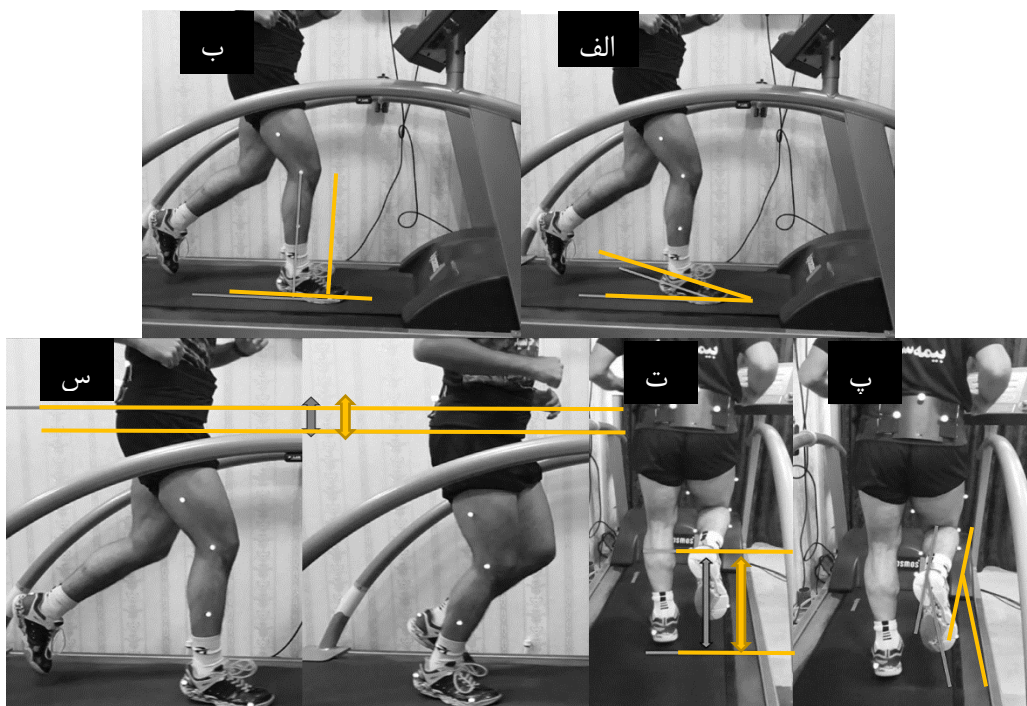
شکل ۱- نحوه اتصال کیسه شن برای شبیه‌سازی کفش سنگین (راست)، مارکرگذاری برای آنالیز گیت (چپ)

Figure 1- How to connect sandbags to simulate heavy shoes (right), marking for gate analysis (left)

برای آنالیز دوییدن افراد از تردمیل اچ پی کاسموس مرکوری^۱ ساخت کشور آلمان و سیستم موشن کپچر اپتی‌ترک^۲ (DOU120) ساخت کشور آمریکا استفاده شد. پس از اجرای برنامه گرم کردن استاندارد توسط آزمودنی‌ها، تردمیل که قبلاً روی سرعت ۱۰ کیلومتر بر ساعت تنظیم شده بود، روشن شد و از آزمودنی‌ها خواسته شد تا با این سرعت بدوند (۲۱). فرایند داده‌برداری به مدت حداقل یک دقیقه پس از ثابت شدن سرعت تردمیل با سرعت داده‌برداری ۱۲۰ فریم بر ثانیه ادامه یافت؛

1. HP Cosmos Mercury
2. Optitrack

به طوری که حداقل ۲۰ سیکل کامل گیت از دویدن افراد ثبت شد. فرایند داده‌برداری به منظور اطمینان از در اختیار داشتن تمامی داده‌ها، سه مرتبه تکرار شد (۲۲). داده‌برداری حرکتی برای استخراج فاکتورهای سینماتیکی دویدن در تمام مدت اجرای آزمون انجام گرفت. آزمودنی‌ها این فرایند را یک مرتبه با کفش سبک و یک مرتبه با کفش سنگین تکرار کردند (شکل شماره دو).



شکل ۲- فاکتورهای بیومکانیکی دویدن: زاویه پا با زمین (الف)، زاویه ساق با زمین (ب)، هیل وایپ (پ)، هیل کلرنس (ت)، جابه‌جایی عمودی مرکز جرم (س)

Figure 2- Biomechanical factors of running: foot angle with the ground (a), leg angle with the ground (b), heel whip (c), heel clearance (d), vertical displacement of the center of mass (e)

پردازش اطلاعات: اطلاعات حرکتی حاصل از آنالیز گیت قبل از انجام سینماتیک معکوس و تبدیل شدن به زوایای مفاصل، با استفاده از فیلتر باترورث مرتبه ۴ با فرکانس قطع ۱۶ هرتز هموار و وارد مرحله پردازش شد. پردازش داده‌ها در نرم‌افزار متلب و توسط کد محقق ساخته انجام گرفت. در این کد دستوری، پس از ورود اطلاعات دستگاه مختصات زمین و داده‌های استاتیک و دینامیک آزمودنی‌ها، ابتدا مارکرها لیبل‌گذاری شده و سپس تمامی مارکرها به دستگاه مختصات مرجع منتقل شدند. برای پرکردن فضاهای خالی بین داده‌ها از روش اسپلاین مکعبی استفاده شد. در گام بعدی، دستگاه‌های مختصات محلی از طریق مارکرهایی که روی اندام‌ها نصب شده بود، تشکیل شد. این فرایند مستلزم تشکیل بردارهای یکه روی مارکرهای هر اندام است. در مرحله بعدی، فرایند تشخیص رخداد‌های دویدن روی داده‌ها انجام شد که در واقع سیکل‌های دویدن شناسایی شد؛ بدین صورت که لحظه هیل کانتکت به دست آمد (ماکزیمم اختلاف مرکز مارکر روی پاشنه و مرکز مارکر روی تنه) و در نهایت

با انتخاب حداقل بیست سیکل مناسب، فرایند کینماتیک معکوس روی داده‌ها انجام شد و داده‌های مارکر به زاویه مفاصل در سه بعد تبدیل شد. در ادامه پس از محاسبه فاکتورهای سینماتیکی، پنج متغیر بیومکانیکی دوییدن شامل جابه‌جایی عمودی مرکز جرم، هیل وایپ، زاویه ساق با زمین، هیل کلرنس و زاویه پا با زمین، از زوایا و موقعیت مارکرها در سیکل دوییدن به دست آمد.

برای مقایسه آماری، ابتدا از آزمون شاپیرو-ویلک به منظور بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها و سپس از آزمون تی زوجی برای مقایسه دو حالت دوییدن با کفش‌های سبک و سنگین استفاده شد. در تمامی آزمون‌ها سطح اطمینان ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. برای پردازش و بررسی تفاوت‌های آماری موجود بین روش‌ها از نرم‌افزار اسپ‌اس‌اس^۱ نسخه ۲۶ استفاده شد.

نتایج

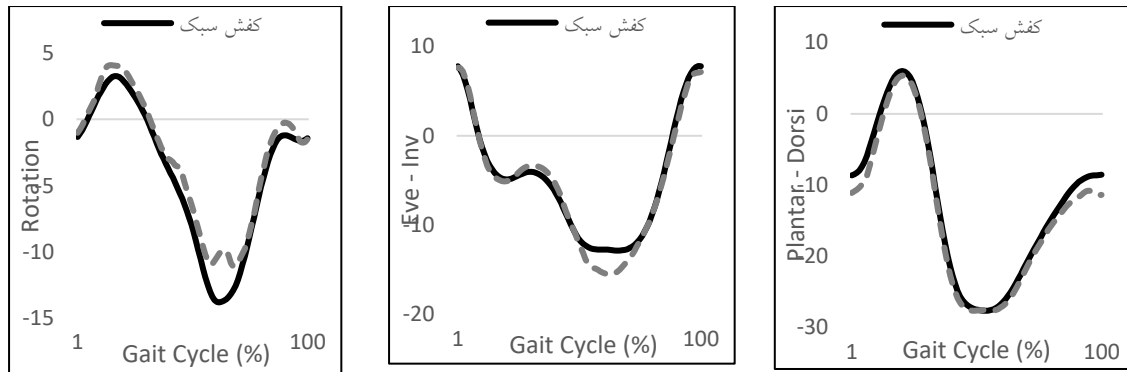
جدول شماره یک، بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها را با آزمون آماری شاپیرو-ویلک نشان می‌دهد. براساس نتایج، توزیع تمامی داده‌ها نرمال بود.

جدول ۱- نتایج آزمون شاپیرو-ویلک برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها
Table 1- Shapiro-Wilk test results to check the normality of data distribution

متغیر	کفش سبک	کفش سنگین
ریسک فاکتورهای آسیب مچ	دورسی فلکشن در Heel Contact	۰/۱۴۱
	اورژن در Stance	۰/۴۰۲
	حداکثر سرعت پرونیشن	۰/۸۸۱
فاکتورهای بیومکانیکی دوییدن	زاویه Heel Whip	۰/۴۰۰
	زاویه ساق در Heel Contact	۰/۲۲۰
	Heel Clearance	۰/۱۲۸
	جابه‌جایی عمودی COM	۰/۵۹۰
	زاویه پا در Heel Contact	۰/۲۰۲

دورسی-پلانتار فلکشن مچ در ابتدای سیکل، اورژن و مقادیر سرعت پرونیشن، سه ریسک فاکتور مچ بودند که برای بررسی و مقایسه بین دو حالت دوییدن با کفش‌های سبک و سنگین انتخاب شدند. شکل شماره سه، کینماتیک پا را در سه درجه آزادی حین سیکل گیت نشان می‌دهد.

1. SPSS



شکل ۳- الگوی حرکتی مفصل مچ حول سه محور حرکتی در دویدن با کفش‌های سبک و سنگین

Figure 3- Movement pattern of the wrist joint around three movement axes in running with light and heavy shoes

بیشتر آزمودنی‌ها در دو حالت، الگوی فرود روی پاشنه را انتخاب کردند و مچ آن‌ها در لحظه تماس اولیه در وضعیت پلانتر فلکشن بود. مقادیر پلانتر فلکشن در دویدن با کفش سنگین مقداری بیشتر از دویدن با کفش سبک بود و طبق جدول شماره دو، این تفاوت معنادار شد ($P=0/032$). اورژن در فاز استانس و حداکثر سرعت پرونیشن مچ دیگر ریسک فاکتورهایی بررسی شده بودند. نتایج جدول شماره دو نشان می‌دهد که هیچ تفاوت آماری معناداری بین دو حالت دویدن با کفش‌های سبک و سنگین وجود ندارد. نکته درخوردگر در این جدول، بیشتر بودن سرعت پرونیشن مچ در استفاده از کفش سبک است.

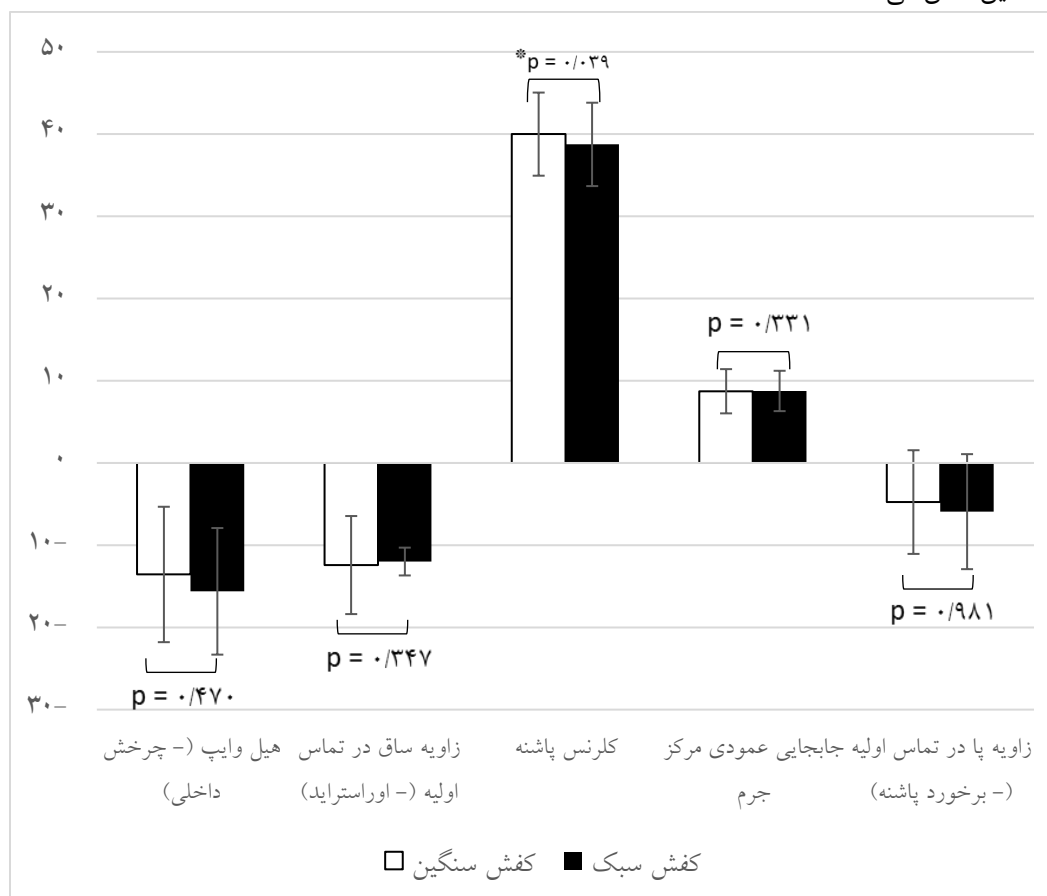
جدول ۲- مقایسه ریسک فاکتورهای آسیب مفصل مچ، حین دویدن با کفش‌های سبک و سنگین

Table 2- Comparison of the risk factors of ankle joint damage during running with light and heavy shoes

P-value	کفش سنگین Std±Mean	کفش سبک Std±Mean	متغیرهای مفصل مچ
*0/032	-7/7±7/6	-6/6±0/6	دورسی فلکشن در Heel Contact
0/127	-15/3±3/9	-12/7±4/5	اورژن در Stance
0/991	-165/80±80/1	-177/58±58/0	حداکثر سرعت پرونیشن

هیل وایپ، یکی از فاکتورهای بیومکانیکی دویدن بود. همان‌طور که در شکل شماره سه مشخص است، دوندگان حاضر در مطالعه دارای هیل وایپ به سمت داخل بودند. اگرچه مقادیر هیل وایپ با کفش سبک نزدیک به دو درجه بیشتر از دویدن با کفش سنگین بود، تفاوت معناداری مشاهده نشد ($P=0/470$). زاویه ساق در لحظه برخورد با زمین می‌تواند نشان‌دهنده وجود یا نبود اوور استراید حین دویدن باشد. نتایج شکل شماره سه نشان می‌دهد که افراد حین دویدن روی تردمیل دچار اوور استراید بودند؛ زیرا زاویه ساق با زمین منفی است. این مقادیر در دو حالت دویدن با کفش‌های سبک و سنگین بسیار به یکدیگر نزدیک است و البته تفاوت آماری معناداری نیز بین دو حالت مشاهده نمی‌شود. میزان ارتفاع پاشنه از سطح زمین یا هیل کلرنس معیار دیگر بررسی شده بود. همان‌طور که در شکل شماره سه مشاهده می‌شود، دویدن با کفش سنگین به ایجاد

ارتفاع بیشتری در پاشنه منجر می‌شود. گفتنی است که این مقادیر تفاوت آماری معناداری را بین دو حالت دویدن با کفش‌های سبک و سنگین نشان می‌دهد ($P=0/039$).



شکل ۴- میانگین، انحراف استاندارد و معناداری متغیرهای بیومکانیکی دویدن با کفش‌های سبک و سنگین

Figure 4- Mean, standard deviation and significance of biomechanical variables of running with light and heavy shoes

به‌طور کلی، افزایش نوسانات عمودی مرکز جرم حین دویدن می‌تواند انرژی زیادی را از دهنده بگیرد و به اتلاف آن منجر شود. طبق نتایج این پژوهش، افزایش جرم کفش هیچ تغییری در مقادیر جابه‌جایی مرکز جرم ایجاد نمی‌کند و به ایجاد تفاوت آماری معناداری بین دو حالت منجر نمی‌شود (شکل شماره چهار). زاویه پا با زمین در ابتدای فاز استانس، استراتژی تماس با جلوی پا^۱ یا عقب پا^۲ را مشخص می‌کند. طبق نتایج مطالعه، پای آزمودنی‌ها در هر دو حالت با پنجه به زمین برخورد می‌کند. مقادیر این زاویه در استفاده از کفش سبک، بیشتر از یک درجه در مقایسه با حالت دیگر است و البته هیچ تفاوت آماری معناداری بین دو حالت مشاهده نمی‌شود.

1. Forefoot
2. Rearfoot

بحث و نتیجه‌گیری

هدف مطالعه حاضر، بررسی اثر افزایش جرم کفش بر بیومکانیک دویدن و ریسک فاکتورهای آسیب مچ پای دوندگان تفریحی بود. بیشتر محققان اثر جرم کفش را بر اقتصاد دویدن از طریق ارزیابی‌های فیزیولوژیک بررسی کردند (۱۵-۱۳)، اما در تحقیق حاضر به این نکته توجه شده است که ناهمترازی‌های بیومکانیکی سبب تغییر الگوی دویدن می‌شود و این امر می‌تواند بر عوامل فیزیولوژیک حین دویدن تأثیرگذار باشد. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که تغییر جرم کفش، بیومکانیک دویدن را دچار تغییر می‌کند و به تبع آن، بر اقتصاد دویدن نیز تأثیر می‌گذارد. اگر با فرض صحت نتایج مطالعات اخیر درباره اثر معکوس جرم کفش بر اقتصاد دویدن پیش رویم، نتایج این مطالعه می‌تواند به شناسایی عامل بیومکانیکی که به کاهش اقتصاد دویدن حین پوشیدن کفش‌های سنگین منجر می‌شود، کمک کند. ساندرز^۱ و همکاران بیان کردند که هرگونه حرکت خارج از دامنه حرکتی مفاصل می‌تواند بازدهی دویدن را کاهش دهد (۱۶). تحقیقات اخیر این یافته را تأیید می‌کنند؛ به طوری که ویلیامز^۲ و کواناخ^۳ بیان کردند، دوندگان نخبه، جابه‌جایی عمودی مرکز جرم کمتری را در مقایسه با افراد آماتور تجربه می‌کنند (۱۷). در مطالعه‌ای دیگر، هالورسون^۴ و همکاران، به‌طور مستقیم اثر جابه‌جایی مرکز جرم را بر اقتصاد دویدن بررسی کردند و رابطه معکوسی را بین این دو مؤلفه به دست آوردند (۲۳). طبق نتایج آنالیز جابه‌جایی عمودی مرکز جرم حین دویدن با کفش‌های سبک و سنگین، نه تنها هیچ تفاوت آماری معناداری مشاهده نشد، بلکه مقادیر میانگین و انحراف استاندارد دو حالت بررسی شده (کفش‌های سبک و سنگین) نیز بسیار به یکدیگر نزدیک بود و فقط $0/3$ میلی‌متر با یکدیگر تفاوت داشت؛ البته با توجه به تعداد نمونه‌های مطالعه حاضر، بررسی‌های بیشتری در تحقیقات آینده مورد نیاز است؛ هرچند این نتیجه نشان می‌دهد که استفاده از کفش‌های سبک و یا سنگین بر جابه‌جایی عمودی مرکز جرم تأثیر ندارد و عاملی که باعث کاهش اقتصاد دویدن در اثر استفاده از کفش‌های سنگین‌تر می‌شود، تغییر در جابه‌جایی عمودی مرکز جرم نیست.

هیل وایپ، مکانیزمی جبرانی است که در اثر عواملی مانند افزایش چرخش لگن، کوتاهی عضله دوسر رانی، زانوی ضربدری، چرخش ساق، کاهش دامنه حرکتی مچ و ضعف عضلات اطراف انگشت بزرگ روی می‌دهد (۲۵، ۲۴). بدون توجه به دلیل بروز هیل وایپ، واضح است که این مکانیزم پا را از مسیر حرکت دویدن خارج می‌کند و به تبع آن، بازدهی انرژی را کاهش می‌دهد. هیل وایپ ایجاد شده توسط آزمودنی‌های حاضر در مطالعه، بسیار بیشتر از مقادیر نرمال بود. با توجه به بروز این مکانیزم جبرانی در فاز نوسان دویدن (زنجیره باز حرکتی)، جرم کفش می‌تواند ممان اینرسی پا را حین دویدن افزایش دهد ($I = mr^2$). نتایج مطالعه تفاوت آماری معناداری را بین دو کفش سبک و سنگین نشان نمی‌دهد، اما میانگین هیل وایپ به داخل در استفاده از کفش سبک، نزدیک به دو درجه بیشتر از حالت دیگر است. دلیل این رخداد را می‌توان از این حیث توجیه کرد که احتمالاً حین آغاز فاز نوسان دویدن، جرم بیشتر کفش، اینرسی بیشتری را برای خارج‌نشدن پا از مسیر حرکتی ایجاد می‌کند؛ به عبارتی جلوی بروز هیل وایپ به داخل را نسبت به زمان استفاده از کفش سبک می‌گیرد؛ بر این اساس، به نظر می‌رسد که جرم کفش تأثیری بر بروز هیل وایپ ندارد و کاهش اقتصاد دویدن حین استفاده از کفش‌های سنگین نمی‌تواند ناشی از بروز این مکانیزم باشد.

1. Saunders
2. Williams
3. Cavanagh
4. Halvorsen

اوور استراید مکانیزی است که در ادبیات تحقیق ارتباط آن با آسیب‌دیدگی حین دویدن اثبات شده است (۲۶). فولاند^۱ و همکاران، رابطه اوور استراید با مصرف انرژی را حین دویدن مستقیم ارزیابی کردند (۲۷). تفاوت آماری معناداری بین دو حالت استفاده از کفش‌های سبک و سنگین در زاویه ساق پا با زمین مشاهده نشد، اما میانگین اوور استراید در استفاده از کفش سنگین، نزدیک به یک درجه بیشتر از کفش سبک بود. در مرحله پوش‌آف^۲ گیت، گشتاور اکستنسوری در مفصل ران ایجاد می‌شود و به پیشروی بدن کمک می‌کند (۲۸)؛ ضمن اینکه ناتوانی بدن در تولید گشتاور اکستنسوری در ران، یکی از دلایل اصل بروز اوور استراید است (۲۹) و جرم بیشتر پا به‌عنوان دور از تنه‌ترین اندام حین دویدن می‌تواند تولید نیروی پیشران ناشی از گشتاور اکستنسوری ران را کاهش دهد؛ بنابراین احتمالاً مصرف انرژی بیشتر حین دویدن با کفش‌های سنگین می‌تواند با کاهش گشتاور اکستنسوری و افزایش اوور استراید مرتبط باشد.

ارزیابی هیل کلرنس معمولاً حین گیت و در افراد دچار اختلالات عصبی اسکلتی‌عضلانی که دچار افتادگی پا در فاز نوسان هستند، انجام می‌شود (۳۰). این مؤلفه بیومکانیکی برای مقایسه دویدن با کفش‌های سبک و سنگین بر این اساس انتخاب شد تا تغییرات مکانی و فضایی نقطه انتهایی^۳ (پا) حین فاز نوسان بررسی شود. هیل کلرنس حین راه‌رفتن، بیشتر تحت‌تأثیر گشتاور دورسی فلکسوری مچ پا است، اما در دویدن، بسیار تحت‌تأثیر گشتاور فلکسوری زانو قرار دارد. در فاز نوسان دویدن، گشتاور فلکسوری ران منجر به افزایش گشتاور فلکسوری در زانو می‌شود و ممان اینرسی بیشتر کفش سنگین به افزایش فلکشن زانو کمک می‌کند. این امر موجب افزایش هیل کلرنس می‌شود. این افزایش به‌قدری است که به ایجاد تفاوت آماری معناداری بین دو حالت بررسی‌شده منجر شده است. در این رابطه به نظر می‌رسد که افزایش هیل کلرنس موجب ایجاد ضربات محکم‌تری در ابتدای فاز تکیه‌گاه^۴ می‌شود و می‌تواند بازدهی دویدن را حین استفاده از کفش‌های سنگین کاهش دهد.

زاویه برخورد پا به زمین ملاک دیگری برای ارزیابی کیفیت دویدن است که ارتباط تنگاتنگی با آسیب دارد. در این باره، دائود^۵ و همکاران، ارتباط زیادی بین برخورد پاشنه^۶ با آسیب‌های تنشی پایین‌تنه مشاهده کردند (۳۱). کولمالا^۷ و همکاران نیز برخورد پاشنه را با آسیب‌های زانو مرتبط دانستند (۳۲). در مطالعه دیگری که کاسمر^۸ و همکاران روی ۱۹۹۱ دوندۀ ماراتن انجام دادند، به این نتیجه رسیدند که دوندگان برتر و سریع‌تر، کمتر از این الگو برای آغاز فاز تکیه‌گاه خود استفاده می‌کنند (۳۳). در مقابل، اندرسون و همکاران با انجام متاآنالیز روی ۵۳ مطالعه دیگر، مزیت و ضرری را برای تماس با پاشنه نیافتند (۳۴). در مطالعه حاضر با توجه به الگوی اوور استرایدی که آزمودنی‌ها کردند، تماس با پاشنه پا در برخورد اولیه با زمین قابل‌انتظار بود. سنگینی کفش تأثیر معناداری بر زاویه پا با زمین نداشت، اما این زاویه در دویدن با کفش سبک‌تر، نزدیک به یک درجه بیشتر از حالت دیگر بود. دلیل این تفاوت را می‌توان به گشتاور پلانتر فلکسوری ایجادشده ناشی از جرم بیشتر کفش در لحظه هیل کانکت^۹ مرتبط دانست؛ در مرحله‌ای که عضلات تیبیالیس آنتریور با انقباض اکسنتریک خود پا را به

-
1. Folland
 2. Push off
 3. End Point
 4. Stance Phase
 5. Daoud
 6. Heel Strike
 7. Kulmala
 8. Anderson
 9. Heel Contact

سمت زمین هدایت می‌کنند. زاویه پا با زمین تفاوت معناداری را بین استفاده از کفش‌های سبک و سنگین نشان نداد، اما تفاوت زاویه مچ پا در لحظه برخورد اولیه با زمین بین دو حالت معنادار بود. قرارگیری مچ در وضعیت پلانتر فلکشن درحالی‌که تماس اولیه با پاشنه انجام می‌شود، نشان از اوور استراید بیش از حد الگوی دویدن آزمودنی‌ها است. وجود پلانتر فلکشن بیشتر حین دویدن با کفش سنگین، احتمالاً می‌تواند به توانایی نداشتن عضلات تیبیالیس آنتروپور در ایجاد گشتاور دورسی فلکسوری کافی در فاز نوسان دویدن با کفش سنگین مرتبط باشد که به ایجاد پلانتر فلکشن بیشتر در این حالت منجر شده است. سرعت پرونیشن پا، فاکتور دیگر بررسی شده در این مطالعه بود. افزایش سرعت پرونیشن به‌طور مستقیم به ضعف قدرت عضلات تیبیالیس پستریور^۱ و ناتوانی در کنترل اورژن در نیمه ابتدایی فاز تکیه‌گاه دویدن مرتبط است (ص. ۷۴، ۳۵). در این باره نتایج نشان داد که به‌رغم وجود اختلاف ۷ درصدی بین دو روش دویدن با کفش‌های سبک و سنگین، اختلاف معناداری وجود نداشت. نکته درخور تأمل در این باره، تغییرپذیری زیاد این فاکتور بین آزمودنی‌ها و بیشتر بودن میانگین سرعت پرونیشن حین استفاده از کفش سبک بود. دلیل این موضوع را احتمالاً می‌توان به مکانیزم‌های کنترل حرکتی بدن مرتبط دانست. به نظر می‌رسد، استفاده از کیسه‌های شنی برای افزایش جرم کفش می‌تواند حس عمقی را پیش از رسیدن پا به مرحله تکیه‌گاه تحریک کند و تاحدی جلوی سرعت پرونیشن پا را بگیرد. همان‌طور که در نتایج گفته شد، حداکثر اورژن مچ پا در استفاده از کفش سنگین بیشتر از کفش سبک است و می‌توان بیان کرد، با توجه به یکسان بودن سرعت تردمیل و تواتر گام‌برداری آزمودنی‌ها در دو مرحله، افزایش دامنه حرکتی در مدت‌زمان ثابت می‌تواند به کاهش سرعت منجر شود و افزایش سرعت پرونیشن پا از این حیث توجیه‌شدنی است. نکته دیگری که درباره الگوی حرکتی پا حین دویدن با کفش‌های سبک و سنگین باید مدنظر قرار گیرد، مقایسه درصد به درصد سیکل گیت بین دو حالت است؛ بدین ترتیب که استفاده از میانگین، میانه یا نما، فرایند تحلیل آماری را ساده‌تر می‌کند، اما تفاوت‌های زیادی را که در طول درصدهای مختلف سیکل گیت به وجود می‌آید، نادیده می‌گیرد. درباره محدودیت‌های تحقیق حاضر می‌توان گفت، با توجه به اینکه کیسه‌های شن روی بندها قرار می‌گیرد و خیلی جلوتر از محور مفصل مچ است، به‌طور ناخودآگاه، گشتاور پلانتر فلکسوری ایجاد می‌کند که ممکن است بر داده‌ها تأثیرگذار باشد؛ از این رو پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده، توزیع بار اضافه به‌صورت متوازن در کفش باشد.

پیام مقاله

در مطالعات اخیر، نقش استفاده از کفش‌های سبک‌تر برای کاهش مصرفی انرژی اثبات شده بود. از آنجاکه این تغییرات فیزیولوژیک ناشی از تنظیمات بیومکانیکی در حرکت است، نقش تعدادی از مؤلفه‌های بیومکانیکی در بازدهی بیشتر حرکت حین دویدن با کفش‌های سبک و سنگین بررسی شد. استفاده از کفش‌های سنگین‌تر به تغییر این مؤلفه‌های بیومکانیکی منجر شد. این تغییرات جزئی، میزان کار مکانیکی را افزایش داد و موجب افزایش مصرف انرژی و به‌تبع آن افزایش ریسک آسیب حین دویدن در دوندگان آماتور و تفریحی شد؛ بر این اساس، با توجه به وجود ضعف‌های تکنیکی مانند اوور استراید در دوندگان آماتور و تفریحی، استفاده از کفش‌های سبک‌تر می‌تواند از صدمات احتمالی بکاهد و در بلندمدت خطر آسیب را کاهش دهد.

1. Tibialis Posterior

تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله مراتب تشکر خود را از تمام شرکت‌کنندگان عزیزی که با حضور و مشارکت جدی خود در اجرای دقیق برنامه‌ها و جمع‌آوری داده‌ها یاری کردند، اعلام می‌کنند.

منابع

1. Shamshekhohan P, Sadeghi H, Navvab Motlagh F, Ebrahim H. The relationship between range of motion, angular velocity, shearing force and reaction force of lower extremity of jump serve in male volleyball players. *Journal for Research in Sport Rehabilitation*. 2014;2(3):21-9.
2. Haj-Lotfalian M, Honarvar MH, Shamshekhohan P. The biomechanics and muscle function in various squat techniques with a rehabilitative and training approach: a narrative review. *Journal of Research in Rehabilitation Sciences*. 2019;15(5):294-304.
3. Strauts J, Vanicek N, Halaki M. Acute changes in kinematic and muscle activity patterns in habitually shod rearfoot strikers while running barefoot. *Journal of Sports Sciences*. 2016;34(1):75-87.
4. Messier SP, Martin DF, Mihalko SL, Ip E, DeVita P, Cannon DW, Love M, Beringer D, Saldana S, Fellin RE, Seay JF. A 2-year prospective cohort study of overuse running injuries: the runners and injury longitudinal study (TRAILS). *Am. J. Sports Med*. 2018;46(9):2211-21.
5. Bahr R, Reeser JC. Injuries among world-class professional beach volleyball players: the Federation Internationale de Volleyball beach volleyball injury study. *Am J Sports Med*. 2003;31(1):119-25.
6. Lopes AD. Incidence, prevalence, and risk factors of running-related injuries: an epidemiologic review. *Clin Care Run*. 2020;1:1-7.
7. Vannatta CN, Heinert BL, Kernozek TW. Biomechanical risk factors for running-related injury differ by sample population: a systematic review and meta-analysis. *Clin Biomech*. 2020;75:104991.
8. Cavanagh PR, LaFortune MA. Ground reaction forces in distance running. *J Biomech*. 1980;13(5):397-406.
9. Sinclair J, Greenhalgh A, Edmundson CJ, Brooks D, Hobbs SJ. Gender differences in the kinetics and kinematics of distance running: implications for footwear design. *Int J Sports Sci Eng*. 2012;6(2):118-28.
10. Mohr M, Trudeau MB, Nigg SR, Nigg BM. Increased athletic performance in lighter basketball shoes: shoe or psychology effect? *Int J Sports Physiol Perform*. 2016;11(1):74-9.
11. Nigg BM. *Biomechanics of sport shoes*. Calgary: University of Calgary; 2010.
12. Martin PE. Mechanical and physiological responses to lower extremity loading during running. *Med Sci Sports Exerc*. 1985;17(4):427-33.
13. Divert C, Mornieux G, Freychat P, Baly L, Mayer F, Belli A. Barefoot-shod running differences: shoe or mass effect? *Int J Sports Med*. 2008;29(06):512-8.
14. Franz JR, Wierzbinski CM, Kram R. Metabolic cost of running barefoot versus shod: is lighter better? *Med Sci Sports Exerc*. 2012;44(8):1519-25.
15. Hoogkamer W, Kipp S, Spiering BA, Kram R. Altered running economy directly translates to altered distance-running performance. *Med Sci Sports Exerc*. 2016;48(11):2175-80.
16. Saunders PU, Pyne DB, Telford RD, Hawley JA. Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Med*. 2004;34:465-85.
17. Williams KR, Cavanagh PR. Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *J Appl Physiol*. 1987;63(3):1236-45.
18. Souza RB, Hatamiya N, Martin C, Aramaki A, Martinelli B, Wong J, Luke A. Medial and lateral heel whips: prevalence and characteristics in recreational runners. *PM&R*. 2015;7(8):823-30.
19. Napier C, MacLean CL, Maurer J, Taunton JE, Hunt MA. Kinematic correlates of kinetic outcomes associated with running-related injury. *J. Appl. Biomech*. 2019;35(2):123-30.
20. Brown C. Foot clearance in walking and running in individuals with ankle instability. *Am J Sports Med*. 2011;39(8):1769-77.

21. Padulo J, Chamari K, Ardigo LP. Walking and running on treadmill: the standard criteria for kinematics studies. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*. 2014;4(2):159.
22. Nigg BM, De Boer RW, Fisher VE. A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and science in sports and exercise*. 1995;27(1):98-105.
23. Halvorsen K, Eriksson M, Gullstrand L. Acute effects of reducing vertical displacement and step frequency on running economy. *J Strength Cond Res*. 2012;26(8):2065-70.
24. Giangarra CE, Manske RC. *Clinical orthopedic rehabilitation: A team approach*. London: Elsevier Health Sciences; 2017.
25. Miller F. Hip and pelvic kinematic pathology in cerebral palsy gait. *Cerebral Palsy*. 2020:1471-87.
26. Wallace IJ, Kraft TS, Venkataraman VV, Davis HE, Holowka NB, Harris AR, Lieberman DE, Gurven M. Cultural variation in running techniques among non-industrial societies. *Evol Hum*. 2022;4:e14.
27. 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.
28. Kirtley C. *Clinical gait analysis: theory and practice*. London: Elsevier Health Sciences; 2006.
29. Warrener A, Tamai R, Lieberman DE. The effect of trunk flexion angle on lower limb mechanics during running. *Hum Mov Sci*. 2021;78:102817.
30. Carcreff L, Fluss J, Allali G, Valenza N, Aminian K, Newman CJ, Armand S. The effects of dual tasks on gait in children with cerebral palsy. *Gait Posture*. 2019;70:148-55.
31. Daoud AI, Geissler GJ, Wang F, Saretsky J, Daoud YA, Lieberman DE. Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. *Med Sci Sports Exerc*. 2012;44(7):1325-34.
32. Kulmala JP, Avela J, Pasanen K, Parkkari J. Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Med Sci Sports Exerc*. 2013;45(12):2306-13.
33. Kasmer ME, Liu XC, Roberts KG, Valadao JM. Foot-strike pattern and performance in a marathon. *Int J Sports Physiol Perform*. 2013 May 1;8(3):286-92.
34. Anderson LM, Bonanno DR, Hart HF, Barton CJ. What are the benefits and risks associated with changing foot strike pattern during running? A systematic review and meta-analysis of injury, running economy, and biomechanics. *Sports Med*. 2020;50:885-917.
35. Ferber R, Macdonald S. *Running mechanics and gait analysis*. Available at: http://www.gaitlab.ir/books/gaitlab_ref_52_Reed_Ferber_Shari_Lynn_Macdonald.pdf. 2014.