Archives of
Rehabilitation

April 2022. Vol 23. Num 1

Research Paper

Biomechanical Analysis of the Effect of Solid Ankle Cushion Heel And Dynamic Feet During Running of Individuals With Unilateral Transtibial Amputations

*Mohammad-Hasan Modares Sabzevari[1], Mehrdad Anbarian[1], Mohammad-Reza Safari[2], Seyyed-Farhad Tabatabai[3], Mohammad-Javad Razi[4]

1. Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamadan, Iran.
2. Department of Orthotics and Prosthetics, Faculty of Rehabilitation, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.
3. Department of Ergonomics, Faculty of Rehabilitation, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.
4. Department of Biomechanics and Sport Injuries, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Modares Sabzevari M H, Anbarian M, Safari M R, Tabatabai S F, Razi M J. [Biomechanical Analysis of the Effect of Solid Ankle Cushion Heel And Dynamic Feet During Running of Individuals With Unilateral Transtibial Amputations (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2022; 23(1):126-139. https://doi.org/10.32598/RJ.23.1.3317.1

https://doi.org/10.32598/RJ.23.1.3317.1

CC BY NC

ABSTRACT

Objective Amputation of the lower limb due to the loss of a part of musculoskeletal structure reduces performance and increases injury during locomotion. The effect of various types of prosthetic feet during running has been analyzed in several studies. This study aims to conduct a biomechanical analysis of the effects of Although the Solid Ankle Cushion Heel (SACH) and dynamic-response feet on several kinetic variables during running in individuals with unilateral transtibial amputation.

Materials & Methods In this quasi-experimental study, participants were 8 left-leg transtibial amputees who were selected using a convenience sampling method who were able to run and referred to Kosar Rehabilitation Center in Tehran, Iran from 2008 to 2012. To adapt to the feet, each foot was worn by the subjects for at least one week before the experiment. All subjects participated in three running sessions for evaluation; one session included the use of own foot (familiarization session), one session included the use of SACH foot, and one session included the use of dynamic-response foot. Only data from the two last sessions were used to compare the feet. Each subject ran in a 12-meter walkway three times at a speed of 2.5 m/s. The same running speed was used for the comparability of kinetic variables. Sport shoes were used to create an actual running condition. In each session, three successful trials were performed so that the foot was in full and perfect contact with the force plate. Kistler force plate and a three-dimensional motion capture system (Vicon) were used to collect kinetic and kinematic data, respectively. The camera and force plate data were sampled simultaneously at 200 and 1000 Hz, respectively. The trajectories of markers and analog data were filtered using the predicted mean square error filter in Vicon v. 1.7 software. The Kinetic variables were generated using the dynamic model of Vicon's gait Plugin. The vertical ground reaction force was normalized for body weight. Five variables were selected for biomechanical analysis of feet. The maximum vertical ground reaction force, power, spring efficiency, plantar flexion in the amputated leg, and the symmetry ratio (percentage) of the maximum vertical ground reaction force between the amputated and intact legs were calculated. All values in each trial were averaged for each subject with each foot. Paired t-test and Wilcoxon test were used to analyze the data based on normality od distribution, considering a significance level of $P \leq 0.05$.

Results The results of paired t-test and Wilcoxon test showed that spring efficiency and maximum plantar flexion were significantly different between the SACH and dynamic-response feet ($P \leq 0.05$). The spring efficiency was greater with dynamic-response foot ($P=0.05$), while the maximum plantar flexion was greater with the SACH foot ($P=0.05$). There was no significant difference between the maximum vertical

Received: 21 Feb 2021
Accepted: 09 Aug 2021
Available Online: 01 Apr 2022

Corresponding Author:
Mohammad Hasan Modares Sabzevari
Address: Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamadan, Iran.
Tel: +98 (938) 7377037
E-Mail: modares68@gmail.com

ground reaction force, maximum power absorption and generation in ankle, knee, and hip, maximum dorsiflexion moment, and the symmetry ratio of the maximum vertical ground reaction force between the amputated and intact legs.

Conclusion During running, the spring efficiency with dynamic-response foot is greater than with SACH foot and is closer to the spring efficiency of a normal foot. Therefore, the dynamic-response foot has more natural performance than the SACH foot.

Keywords Biomechanics, SACH Foot, Dynamic-Response Foot, Running, Transtibial Amputee

Extended Abstract

Introduction

Lower-limb amputation reduces function and increases injury during body movement due to the loss of part of the musculoskeletal structure [1-3]. According to previous studies, individuals with lower-limb amputation have shown a significant difference in ground reaction forces between the amputated and healthy leg during running [1, 4, 5]. It is assumed that asymmetric loadings on the healthy and amputated leg increase secondary problems, such as osteoarthritis in healthy joints, osteoporosis in the amputated leg, and low back pain in individuals with amputated legs [6]. Different prosthetic feet have different effects on the function of and injury to the amputated lower limb during movement [1, 3, 7, 8]. The efficiency of the spring and the production of power to propel the body vary among feet [1, 3]. In addition, it is possible to further prevent injury during running by applying a suitable prosthetic foot and adjusting the peak of the vertical force of the ground reaction at the amputated and healthy leg [3, 7, 8] and consequently increase the symmetry between the limbs. Several studies have analyzed the effect of different feet during running [1, 4, 8-15].

Although the Solid Ankle Cushion Heel (SACH) foot is a prototype, its versatility has already been confirmed [16]. SACH feet have always been the most commonly prescribed foot due to their simplicity, low price, and longer durability. This foot has no mechanical joint and relies on its structural flexibility to simulate joint movements [17]. In contrast, a dynamic foot stores the potential energy under the load applied at the beginning of the stance by its spring-like centerpiece and releases it at the end of the stance to push the body. The dynamic foot was designed to solve the problem of amputated individuals who believed that the hard centerpiece of the SACH foot prevents running or similar recreational activities [16]. However, limited studies have analyzed the biomechanical properties of SACH and dynamic feet relative to each other during running [1, 8, 14, 18].

No study has investigated the spring efficiency and the ratio (percentage) of the maximum vertical force symmetry of the ground reaction between the amputated leg and the healthy leg between the SACH and the dynamic foot of the Ottobock during running. Therefore, this study was conducted to analyze the effect of SACH and dynamic feet of Ottobock company on the variables of the maximum vertical force of ground reaction, power, spring efficiency, and wrist torque at amputation leg and ratio (percentage) of symmetry of maximum vertical force of ground reaction between the amputated leg and healthy leg during running of individuals with unilateral transtibial amputations biomechanically.

Materials and Methods

This study was quasi-experimental. Eight individuals with left transtibial amputation participated in the study using the convenience sampling method.

Following the principles of research ethics, all subjects were informed of the details of conducting the research and signed the consent form. Also, the subjects were reminded that they could leave the study at any time. The subjects' information was kept confidential by the researchers.

All subjects participated in three running assessment sessions, including one session using the subject's previous foot (introduction session), one session using the SACH foot, and one session using the dynamic foot. A three-dimensional analysis system with five high-speed cameras (Oxford Matrix 640, Waikan Company, UK) was applied to record lower limb movement during running [19]. The signal of the ground reaction forces was recorded by two Kistler dynamometer plates (A9286, Kistler, Switzerland, 35×400×600 mm). Camera and dynamometer screen data were sampled simultaneously at 200 and 1000 Hz, respectively. In each session, 3 successful experiments were performed in which the sole of each foot was in full and perfect touch with the force plate [13]. The test foot was then randomly placed on the prosthesis.

Data were analyzed using Oxford Matrices Workstation software v. 4.6 (manufactured by Waikan) [2022] The maximum vertical force of the ground reaction, power, spring efficiency, wrist torque at the amputated leg, and the symmetry (the ratio or percentage) of the maximum vertical force of the ground reaction between the amputated leg and the healthy leg was calculated.

The following values were calculated by Excel: maximum vertical force of the ground reaction using the maximum value by Excel software in the vertical force of the ground reaction data, maximum power output for each joint on the parabolic plate using the maximum value by Excel software in the power data of the same joint on the parabolic plate, the maximum absorption power for each joint in the parabolic plate using the minimum value by Excel software in the power data of the same joint in the parabolic plate, spring efficiency by dividing positive (productive) labor by negative (absorbent) labor multiplied by 100 by Excel software, maximum plantarflexion torque in the pre-swing phase using the maximum value by Excel software in the wrist joint torque data on the parabolic plate, the maximum dorsiflexion torque in the load response phase using the minimum value by Excel software in the wrist joint torque data on the parabolic plate, and the symmetry (%) of maximum vertical force of ground reaction between the amputated foot and healthy foot using formula

$$\frac{\textit{Max vertical force of the ground reaction of the right foot- max vertical force of the ground reaction of the left foot}}{\textit{Max vertical force of the ground reaction of right foot+ max vertical force of the ground reaction of left foot}} * 100.$$

SPSS v. 18 was used for statistical analysis, and the Shapiro-Wilk test was used for examining the normality of data distribution [23, 24]. Comparisons between feet were performed using the correlated t-test (the paired t-test) in normally distributed data and the nonparametric Wilcoxon test in abnormally distributed data. P equal to or less than 0.05 were considered statistically significant.

Results

The mean age, height, and weight of the participants were 48.12 ±2.16 years (P= 0.250), 177.38 ±5.01 cm (P= 0.600) and 80.68±11.22 kg (P= 0.790). In examining the normality of data distribution, the results indicated that the data of maximum vertical force of the ground reaction, maximum power output in the wrist, maximum absorption power in the wrist with the dynamic foot, maximum power output, and absorption in the knee, maximum power output in the thigh, maximum absorption power in the thigh with SACH foot, spring performance, maximum plantarflexion and dorsiflexion torque of the wrist, and the ratio (percentage)

Table 1. Mean and Standard Deviation and Level of Significance of the Dependent Variables Between SACH and Dynamic Foot

Independent Variable / Dependent Variable	Mean±SD		Sig.
	SACH Foot	Dynamic Foot	
Maximum vertical reaction force (percentage of body weight)	232.28±27.12	222.94±12.21	0.24
Maximum wrist output power (kg/W)	1.62±1.14	2.06±1.04	0.46
Maximum wrist absorption power (kg/W)	6.81±2.66	5.21±1.87	0.06
Maximum knee power output (kg/W)	7.69±4.93	5.98±3.87	0.16
Maximum knee absorption power (kg/W)	5.93±4.29	6.60±3.98	0.68
Maximum thigh output power (kg/W)	5.49±1.38	5.74±2.26	0.74
Maximum thigh absorption power (kg/W)	3.75±1.88	2.92±1.64	0.40
Spring efficiency	0.12±0.07	0.24±0.12	0.05*
Maximum plantarflexion torque of the wrist (Nm)	280.73±42.89	226.03±36.72	0.05*
Maximum torque of dorsiflexion of the wrist (Nm)	20.52±12.13	22.34±8.21	0.72
Ratio (percentage) of symmetry of the maximum vertical force of the ground reaction	6.2±1.3	5.3±-1.5	0.19

Archives of
Rehabilitation

* P≤0.05.

of maximum vertical force symmetry of the reaction between the amputated leg and the healthy leg had a normal distribution. In contrast, the data of maximum wrist absorption power with SACH foot and maximum thigh absorption power with dynamic foot had no normal distribution.

The results of the correlated t-test and Wilcoxon showed no significant difference between the maximum vertical force of the ground reaction, maximum production and absorption power in the wrist, maximum production and absorption power in the knee, maximum production and absorption power in the thigh, maximum dorsiflexion torque of the wrist and ratio (percentage) of maximum vertical force symmetry of the reaction between the amputated leg and the healthy leg. In comparison, a significant difference was identified in the spring efficiency (T=-2.28, df=7, P=0.05) and the maximum plantar-flexion torque of the wrist (T=-2.24, df =7, P=0.05) between the SACH and dynamic foot (Table 1).

Discussion

This study aimed to analyze the SACH and dynamic foot biomechanically during the running of individuals with unilateral transtibial amputations. According to the results, there was no significant difference between the amputated leg and healthy leg and SACH and dynamic foot regarding the maximum vertical force of the ground reaction, the maximum productive power, and the maximum absorption powers in the hip, knee and wrist joints, the maximum dorsiflexion torque of the wrist and the ratio (percentage) of maximum symmetry of vertical force of the reaction. The spring efficiency of the dynamic foot was higher than the SACH foot; however, the maximum plantarflexion torque with the SACH foot was higher than the dynamic foot.

In this study, the spring efficiency was obtained at 12% in the SACH foot and 24% in the dynamic foot. This finding indicates that the dynamic foot returned a quarter of the energy absorbed in the initial stage of the stance to the end stage of the stance; however, the SACH foot returned approximately one-tenth of the energy in the final stage of the stance. The dynamic foot has a spring-like central piece that bends at the beginning of the stance under the influence of load and stores the energy of the elastic potential; then, it releases stored energy at the end of the stance. SACH piece without such a piece cannot have this mechanism. The results of this study were consistent with the study of Chernisky et al. (1991) [1], but it was inconsistent with the study of Prince et al. (1998) [3]. Chernisky et al. reported that the spring efficiency of the Seattle dynamic foot was higher than the SACH foot [1]. In this study, the spring efficiency of the Seattle foot was reported at 52%, and the spring efficiency of the SACH foot at 30%. The higher spring efficiency in the study by Chernisky et al. may be due to the higher running speed in the mentioned study. In running at higher speeds, the acceleration of the center of gravity increases, the amount of force and torque increases, and as a result, the power increases. Increasing the power according to the formula increases the efficiency of the spring. Although, in a study by Prince et al. (1998), the spring efficiency of the Seattle foot and SACH foot in walking motion with self-selecting movement rate (0.9 to 1.4 m/s) was equal and calculated at 37% (0.9 to 1.4 m/s). According to Prince et al. (1998) study, the difference from the previous study can be due to the different methods of calculating spring efficiency. In this study, to calculate the power (to calculate the spring efficiency of the foot), the force power and the force-torque power have been used, while in another study, the product of the force-torque in angular velocity (force-torque power) has been used. Since the spring efficiency of a healthy foot is more than a prosthetic foot with SACH and dynamic foot [1] and more return energy at the end of the stance (due to higher spring efficiency) helps the propel of the body [3], the dynamic foot provides a more natural and better performance for running compared to SACH foot.

In the present study, the maximum plantarflexion torque was obtained at 280 Nm with a SACH foot and 226 Nm with a dynamic foot. These results were inconsistent with the Chernisky et al. (1991) study. In this study, the maximum plantarflexion torque was reported as 193 Nm with SACH foot and 203 Nm with Seattle foot (although no statistical significance was reported). This difference in the amount of torque calculated can be due to the difference between the mean mass of the subjects in this study and the study by Chernisky et al. The mean mass of the subjects in this study was 80.6 kg; however, the mean mass of the subjects in studies conducted by Cherniski et al. was 62.9 kg. Since torque is the product of force by the torque arm, and force is the product of mass by the acceleration of the center of mass, the higher amount of torque in this study is understandable compared to Chernisky's study. If the maximum plantarflexion torque of the present study is normalized to the mean mass, the maximum plantar-flection torque will be obtained at 3.47 Nm/kg with SACH foot, and it will be obtained at 2.80 Nm/kg with a dynamic foot. In the study conducted by Chernisky et al., the max plantarflexion torque is calculated at 3.06 Nm/kg with the SACH foot, and it is calculated at 3.22 Nm/kg with the Seattle foot. The difference between the results of the present study and the study by Chernisky et al. in the superiority of the maximum plantarflexion torque can be due to different running speeds; as a result, the load applied to the feet. Since the dynamic foot deforms more under more load [8], in the study by Chernisky et al., the running speed was 2.8 m/s, which

applies more load on the dynamic foot and, consequently, more deformation compared to the running speed of 2.3 m/s. The higher deformation causes more elastic potential energy to be stored in the dynamic foot, consequently, the release of more energy at the end of the stance (propulsion) and the max plantarflexion torque. According to the present study, the maximum dynamic foot capability cannot be used at jogging speeds.

In the current study, the percentage of symmetry of the maximum vertical force of the ground reaction between the amputated leg and the healthy leg with the SACH foot was obtained at 1.3% and -1.5% with the dynamic foot, which did not differ significantly. Increasing asymmetric loads between the legs can be associated with knee osteoarthritis in a healthy foot [6]. Therefore, in this study, we observed no difference between the two SACH feet and the dynamic in reducing the potential of osteoarthritis of the knee in a healthy leg via increasing the asymmetric loads. The study results can provide helpful information in prescribing SACH and dynamic feet and designing running exercises for individuals with amputation.

Conclusion

This study showed that the efficiency of the dynamic foot spring is higher than the SACH foot and is closer to the efficiency of the healthy foot spring during running; hence, the dynamic foot has a more natural performance. Also, the max plantarflexion torque of the SACH foot is higher than the dynamic foot during running.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

All subjects were informed about the details of the research and signed the consent form. The subjects were also reminded that they can withdraw from the study at any time. The information of the subjects is kept confidential by the researchers.

Funding

This paper is derived from the MA dissertation of Mohammad Hassan Modarres Sabzevari from the Department of Sports Biomechanics, Bu Ali Sina University of Hamedan, and code 2158095.

Authors' contributions

Conceptualization: Mohammad Hassan Modares Sabzevari, Mehrdad Anbarian and Mohammad Reza Safari; Research and review: Mohammad Hassan Modares Sabzevari, Mehrdad Anbarian, Mohammad Reza Safari and Seyed Farhad Tabatabai; Edited and finalized by: Mohammad Hassan Modares Sabzevari, Mehrdad Anbarian and Mohammad Javad Razi.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

مقاله پژوهشی

تجزیه‌وتحلیل بیومکانیکی تأثیر پنجه ساچ و دینامیک در دویدن افراد قطع عضو یک‌طرفه ترانس‌تیبیال

*محمدحسن مدرس سبزواری[۱]، مهرداد عنبریان[۱]، محمدرضا صفری[۲]، سید فرهاد طباطبایی[۳]، محمدجواد رضی[۴]

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.
۲. گروه أرتوز و پروتز، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، تهران، ایران.
۳. گروه ارگونومی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی ، تهران، ایران.
۴. گروه آسیب‌شناسی و بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

Use your device to scan and read the article online

Citation Modares Sabzevari M H, Anbarian M, Safari M R, Tabatabai S F, Razi M J. [Biomechanical Analysis of the Effect of Solid Ankle Cushion Heel And Dynamic Feet During Running of Individuals With Unilateral Transtibial Amputations (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2022; 23(1):126-139. https://doi.org/10.32598/RJ.23.1.3317.1

https://doi.org/10.32598/RJ.23.1.3317.1

CC BY NC

چکیده

هدف قطع عضو اندام تحتانی به‌علت از دست دادن قسمتی از ساختار عضلانی اسکلتی، باعث کاهش عملکرد و افزایش آسیب هنگام جابه‌جایی بدن می‌شود. تأثیر پنجه‌های مختلف هنگام دویدن در مطالعات متعدد تجزیه‌وتحلیل شده است. هدف این پژوهش، تجزیه‌وتحلیل بیومکانیکی تأثیر پنجه ساچ و دینامیک بر برخی متغیرهای کینتیکی در دویدن افراد قطع عضو یک‌طرفه ترانس‌تیبیال بود.

روش بررسی در این پژوهش نیمه‌تجربی، هشت فرد قطع عضو ترانس‌تیبیال پای چپ با روش نمونه‌گیری در دسترس یا آسان شرکت کردند. جامعه هدف، افراد قطع عضو ترانس‌تیبیال یک‌طرفه که قادر به دویدن باشند و جامعه در دسترس شامل افراد قطع عضو ترانس‌تیبیال پای چپ که در طول سال‌های ۱۳۸۷ تا ۱۳۹۱ به مرکز توان‌بخشی کوثر تهران مراجعه کرده بودند، می‌شد. برای سازگاری با پنجه‌ها، هر پنجه قبل از آزمایش حداقل یک هفته توسط آزمودنی‌ها پوشیده شد. همه آزمودنی‌ها در سه جلسه ارزیابی دویدن شرکت کردند. یک جلسه با استفاده از پنجه خود (جلسه آشنایی)، یک جلسه پنجه ساچ و یک جلسه پنجه دینامیک. فقط داده‌های دو جلسه آخر برای مقایسه دو پنجه استفاده شد. هر آزمودنی با هریک از پنجه‌ها سه بار مسیر ۱۲ متری را با سرعت ۲/۵ متر بر ثانیه دوید. به منظور مقایسه‌پذیر بودن متغیرهای کینتیکی سرعت دویدن یکسان انتخاب شد. برای نزدیک کردن شرایط آزمایش به شرایط واقعی دویدن از کفش ورزشی استفاده شد. در هر جلسه سه آزمایش موفق انجام شد که کف هر پا به‌طور کامل و بی‌نقص با صفحه نیرو تماس پیدا کرده باشد. از صفحه نیروی کیستلر برای ثبت داده‌های کینتیکی و از سیستم آنالیز حرکت وایکان برای ثبت داده‌های کینماتیکی استفاده شد. داده‌های دوربین و صفحه نیروسنج به‌صورت هم‌زمان و به ترتیب با ۲۰۰ و ۱۰۰۰ هرتز نمونه‌برداری شدند. مسیر مارکرها و داده‌های آنالوگ با استفاده از فیلتر متوسط مربع خطا که در نسخه ۱/۷ بسته نرم‌افزاری وایکان وجود دارد، فیلتر شدند. متغیرهای کینتیکی با استفاده از مدل دینامیکی پلاگین گیت وایکان تولید شدند. نیروی عمودی عکس‌العمل زمین نسبت به وزن بدن هنجار شد. در مطالعه حاضر، پنج متغیر برای تجزیه و تحلیل بیومکانیکی پنجه‌ها انتخاب شد. حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، توان، کارایی فنر، گشتاور مچ در پای قطع عضو و نسبت (درصد) تقارن حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین میان پای قطع عضو و پای سالم محاسبه شد. همه مقادیر در هر آزمایش برای هر آزمودنی با هر پنجه میانگین‌گیری می‌شد. برای تعیین اثر پنجه‌ها، آزمون تی همبسته در داده‌های نرمال و آزمون ویلکاکسون در داده‌های غیرنرمال استفاده شد ($P\leq ۰/۰۵$).

یافته‌ها در بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها، نتایج نشان داد داده‌های حداکثر توان جذبی مچ با پنجه ساچ و حداکثر توان جذبی ران با پنجه دینامیک توزیع نرمال نداشت و بقیه داده‌های بررسی‌شده توزیع نرمال داشت. نتایج آزمون تی همبسته و ویلکاکسون مشخص کرد کارایی فنر ($P=۰/۰۵$) و حداکثر گشتاور پلانتارفلکشن ($P=۰/۰۵$) در میان پنجه ساچ و دینامیک تفاوت معنادار با یکدیگر داشتند. کارایی فنر در پنجه دینامیک بیشتر از پنجه ساچ بود ($P=۰/۰۵$)، اما حداکثر گشتاور پلانتارفلکشن با استفاده از پنجه ساچ بیشتر از پنجه دینامیک به‌دست

تاریخ دریافت: ۰۳ اسفند ۱۳۹۹
تاریخ پذیرش: ۱۸ مرداد ۱۴۰۰
تاریخ انتشار: ۱۲ فروردین ۱۴۰۱

* نویسنده مسئول:
محمدحسن مدرس سبزواری
نشانی: همدان، دانشگاه بوعلی سینا، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی.
تلفن: ۷۳۷۷۰۳۷ (۹۳۸) ۹۸+
رایانامه: modares68@gmail.com

آمد (P=۰/۰۵)، در حالی که تفاوت معناداری میان حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، حداکثر توان تولیدی و جذبی در مچ، حداکثر توان تولیدی و جذبی در زانو، حداکثر توان تولیدی و جذبی در ران، حداکثر گشتاور دورسی فلکشن و نسبت (درصد) تقارن حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین میان پای قطع عضو و پای سالم وجود ندارد.

نتیجه‌گیری نتایج مطالعه حاضر نشان داد هنگام دویدن، کارایی فنر پنجه دینامیک بیشتر از پنجه ساچ و به کارایی فنر پای سالم نزدیک‌تر است. بنابراین از این نظر پنجه دینامیک عملکرد طبیعی‌تری دارد.

کلیدواژه‌ها بیومکانیک، پنجه ساچ، پنجه دینامیک، دویدن، قطع عضو ترانس‌تیبیال

مقدمه

قطع عضو اندام تحتانی به‌علت از دست دادن قسمتی از ساختار عضلانی‌ـاسکلتی باعث کاهش عملکرد و افزایش آسیب هنگام جابه‌جایی بدن می‌شود [۳-۱]. افراد قطع عضو ترانس‌تیبیال ممکن است چالش اساسی با راه رفتن داشته باشند [۴]. می‌توان انتظار داشت که نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد قطع عضو اندام تحتانی هنگام گام‌برداری روی پای پروتزی متفاوت باشد [۵].

همان‌طور که مطالعات قبلی نشان داد، افراد قطع عضو اندام تحتانی در نیروهای عکس‌العمل زمین میان پای قطع عضو و پای سالم هنگام دویدن تفاوت معناداری نمایش داده‌اند [۵، ۴، ۱۰]. فرض بر این است که بارگیری نامتقارن پای سالم و پای قطع عضو مشکلات ثانویه مانند استئوآرتریت یا آرتروز زانو در مفاصل پای سالم، پوکی استخوان در پای قطع عضو و درد کمر در افراد قطع عضو را افزایش می‌دهد [۶]. پنجه‌های پروتزی مختلف بر عملکرد و آسیب به افراد قطع عضو اندام تحتانی هنگام جابه‌جایی تأثیر متفاوتی دارند [۸، ۷، ۳، ۱۰]. کارایی فنر و تولید توان برای جلو راندن بدن در میان پنجه‌های مختلف، متفاوت بود [۳، ۱۰]. با استفاده از پنجه پروتزی مناسب جهت تعدیل اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در پای قطع عضو و سالم [۸، ۷، ۳] و درنتیجه افزایش تقارن میان اندام‌ها، می‌توان پیشگیری از آسیب هنگام دویدن را افزایش داد. تأثیر پنجه‌های مختلف هنگام دویدن در مطالعات متعدد تجزیه‌وتحلیل شده است [۱۵-۸، ۴، ۱۰].

پنجه ساچ[1] اگرچه یک طرح اولیه است، اما چند کاربردی بودن آن تأیید شده است [۱۶]. پنجه‌های ساچ به‌علت سادگی، ارزان بودن و دوام بیشتر همواره رایج‌ترین پنجه تجویز شده بوده است. این پنجه فاقد مفصل مکانیکی است و برای مشابه‌سازی حرکات مفصلی به انعطاف‌پذیری ساختاری‌اش متکی است [۱۷]. در مقابل، پنجه‌های دینامیک نوع دیگری از پنجه‌های مورد استفاده هستند که با داشتن یک کیل (قطعه مرکزی) فنرمانند تحت بار اعمالی که در مرحله ابتدای استانس به آن تابیده می‌شود، انرژی پتانسیل را ذخیره می‌کند و در مرحله انتهای استانس آن را برای کمک به هل‌دادن بدن آزاد می‌کند. پنجه دینامیک برای برطرف کردن مشکل افراد قطع عضو که معتقد بودند کیل سخت پنجه‌های ساچ مانع دویدن یا فعالیت‌های تفریحی مشابه می‌شود، طراحی شد [۱۶]، اما مطالعات محدودی تجزیه‌وتحلیل بیومکانیکی پنجه‌های ساچ و دینامیک را نسبت به یکدیگر در هنگام دویدن بررسی کرده‌اند [۱۴، ۱۳، ۸، ۱۰].

در پژوهش آریا و همکاران، حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در فاز پیشران بین پنجه ساچ و پنجه دینامیک سیاتل تفاوت معناداری نداشت [۱۲]. پرینس و همکاران در تحقیق خود نتیجه گرفتند که افراد قطع عضو زیر زانو هنگام دویدن با هر دو نوع پنجه دینامیک و ساچ حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل نامتقارن میان دو پا نمایش می‌دهند [۴]. در مطالعه چرنیسکی و همکاران، حداکثر توان تولیدی پنجه دینامیک سیاتل ۲/۵ برابر بزرگ‌تر از پنجه ساچ هنگام دویدن به‌دست آمد [۱]. در مطالعه پرینس و همکاران، کارایی فنر پنجه دینامیک سیاتل و پنجه ساچ هنگام راه رفتن برابر و ۳۷ درصد محاسبه شد [۳].

در مطالعات گذشته، برتری بیومکانیکی بین پنجه ساچ و دینامیک هنگام دویدن مشخص نیست و درنتیجه بررسی بیومکانیکی بیشتر پنجه ساچ و دینامیک ضروری به نظر می‌رسد. افزون بر اینکه در مطالعات انجام‌شده، پنجه سیاتل[2] (آمریکا) به نوان پنجه دینامیک بررسی شده است، در حالی که پنجه ساچ [۱۸، ۱۷] و دینامیک شرکت اُتو بُک[3] (آلمان) جزء رایج‌ترین پنجه‌های مصرفی هستند. مطالعه‌ای یافت نشد که کارایی فنر و نسبت (درصد) تقارن حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین میان پای قطع عضو و پای سالم بین پنجه ساچ و دینامیک شرکت اُتوبُک هنگام دویدن بررسی کرده باشد. بنابراین هدف مطالعه حاضر، تجزیه‌وتحلیل بیومکانیکی تأثیر دو نمونه پنجه ساچ و دینامیک شرکت اُتو بُک بر روی متغیرهای حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، توان، کارایی فنر و گشتاور مچ در پای قطع عضو و نسبت (درصد) تقارن حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین میان پای قطع عضو و پای سالم هنگام دویدن افراد قطع عضو یک‌طرفه ترانس‌تیبیال بود.

روش بررسی

این مطالعه، یک مطالعه نیمه‌تجربی است. هشت فرد قطع عضو ترانس‌تیبیال پای چپ با روش نمونه‌گیری در دسترس یا آسان در مطالعه شرکت کردند. حجم نمونه با توجه به مطالعات گذشته تعیین

1. Solid Ankle Cushion Heel

2. Seattle
3. Otto Bock

شد [۱، ۳]. جامعه هدف در این مطالعه افراد قطع عضو ترانس‌تیبیال یک‌طرفه که قادر به دویدن باشند و جامعه دردسترس هم افراد قطع عضو ترانس‌تیبیال پای چپ بودند که در طول سال‌های ۱۳۸۷ تا ۱۳۹۱ به مرکز توان‌بخشی کوثر تهران مراجعه کرده بودند.

شرایط ورود به مطالعه برای آزمودنی‌ها شامل علت قطع عضو ترانس‌تیبیال یک‌طرفه به‌علت تروماتیک قادر به دست‌یابی به‌سرعت دویدن تا ۲/۵ متر بر ثانیه، سن ۲۰ تا ۵۲ سال، استفاده حداقل ۲ سال از پروتز دائمی، طول استامپ متوسط، پروتز مدولار با سوکت داخلی نرم (سیلیکون) و دستگاه بینایی سالم و شرایط خروج از مطالعه نیز شامل وجود درد، زخم، تورم یا حساسیت در استامپ، بیماری قلبی‌ـعروقی، ناهنجاری جسمانی و عضلانی‌ـاسکلتی، ابتلا به مشکلات روحی شدید مانند افسردگی حاد بود.

جلسات آزمایش در آزمایشگاه بیومکانیک گروه ارگونومی دانشگاه علوم بهزیستی و توان‌بخشی تهران انجام شد. هیچ‌کدام از آزمودنی‌ها و همچنین پژوهشگر از نوع پنجه نصب‌شده بر روی پای قطع عضو اطلاع نداشتند. برای اطمینان از اینکه پژوهشگر و آزمودنی‌ها نتوانند پنجه را تشخیص دهند، پروتزیست متخصص از یک کاور برای پوشاندن هر دو پنجه مورد آزمایش استفاده می‌کرد.

همه آزمودنی‌ها در سه جلسه ارزیابی دویدن شامل یک جلسه با استفاده از پنجه قبلی آزمودنی (جلسه آشنایی)، یک جلسه پنجه ساچ و یک جلسه پنجه دینامیک شرکت کردند. فقط داده‌های دو جلسه آخر برای مقایسه دو پنجه استفاده شد. برای ضبط حرکت اندام تحتانی هنگام دویدن از سیستم تجزیه‌وتحلیل سه بُعدی با پنج دوربین مادون قرمز پرسرعت وایکان (آکسفورد متریکس ۶۴۰، شرکت وایکان کشور انگلیس) استفاده شد [۱۹]. مارکرهای انعکاسی (۱۴ میلی‌متر) مطابق با پروتکل کادابا و همکاران بر روی اندام تحتانی آزمودنی‌ها نصب شد [۲۰]. نشانگرها بر روی پای قطع عضو به‌طور متقارن با پای سالم نصب شد [۲۱، ۲۲]. سیگنال نیروهای عکس‌العمل زمین به وسیله دو صفحه نیروسنج کیستلر (A9286، شرکت کیستلر سوئیس، ۳۵*۴۰۰*۶۰۰ میلی‌متر) ثبت شد. پایایی داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین اندازه‌گیری‌شده توسط صفحه نیروسنج کیستلر در مطالعات گذشته نشان داده شده است [۲۳، ۲۴].

داده‌های دوربین و صفحه نیروسنج به‌صورت هم‌زمان و به ترتیب با فرکانس ۲۰۰ و ۱۰۰۰ هرتز نمونه‌برداری شدند. فاصله میان صفحه نیروها بر اساس برآورد طول نیم گام آزمودنی تنظیم شده بود. این کار به منظور دست‌یابی به ضربه پای[۴] بی‌نقص بر روی هر صفحه نیرو انجام شد. داده‌های پیکرسنجی هر آزمودنی اندازه‌گیری شد. به این علت که اندازه پای تمام آزمودنی‌ها یکسان بود، از یک جفت کفش ورزشی (پاما مدل ۱۷۷۲، ساخت کشور ایران) با رویه فوم و زیره لاستیک برای تمام آزمودنی‌ها استفاده شد. برای نزدیک کردن شرایط آزمایش به شرایط واقعی دویدن از کفش ورزشی استفاده شد [۱۳]. سپس از فرد درخواست شد چند دقیقه با کفش بدود تا به آن عادت کند. آزمون هر پنجه در یک روز انجام شد. بنابراین فرد سه بار در محیط آزمایشگاه حضور یافت. برای سازگاری با پنجه‌ها، هر پنجه قبل از آزمایش به مدت حداقل یک هفته توسط آزمودنی‌ها پوشیده شد [۲۵]. در ابتدا نحوه اجرای آزمون برای فرد توضیح داده شد. به افراد یادآوری شد که هیچ‌یک از دستگاه‌ها و آزمایشات خطری برای آنان در پی نخواهد داشت. به منظور مقایسه‌پذیر بودن متغیرهای کینتیکی سرعت دویدن یکسان انتخاب شد [۲۶].

سرعت خطی مارکر نصب‌شده روی ساکروم، نشان‌دهنده سرعت دویدن آزمودنی بود. همه آزمودنی‌ها کفش ورزشی یکسانی پوشیدند، در انتهای مسیر ۱۲ متری دویدن قرار گرفتند و سپس از آن‌ها خواسته شد که آهسته بدوند [۲۷، ۲۸]. آزمودنی‌ها حدود ۵ دویدن آزمایشی داشتند تا سرعت دویدن را بین ۲/۳ تا ۲/۸ متر بر ثانیه تنظیم کنند. آزمودنی‌ها در مورد استفاده از صفحه نیرو در طول مسیر دویدن آگاهی نداشتند. در هر جلسه ۳ آزمایش موفق انجام شد که کف هر پا به‌طور کامل و بی‌نقص با صفحه نیرو تماس پیدا کرده باشد [۱۳]. پس از شروع ثبت داده‌های نیروسنج، اطلاعات توسط دستگاه ذخیره و در یک فایل با ذکر مشخصات شرایط آزمون نگهداری شد. سپس پنجه مورد آزمایش به‌طور تصادفی بر روی اندام مصنوعی نصب شد. نصب پنجه و تنظیمات راستای قامتی ایستا و پویا توسط پروتزیست باتجربه انجام گرفت. به منظور نزدیک بودن شرایط عضلانی در طول مطالعه، از آزمودنی درخواست شد در هفته‌ای که پنجه مورد آزمایش را استفاده می‌کند، سطح فعالیت خود را حفظ کند. برای تبدیل داده‌های خام به داده‌های قابل‌استفاده به تجزیه‌وتحلیل و فیلتر داده‌ها نیاز بود. داده‌ها به وسیله نرم‌افزار آکسفورد متریکس وُرک استیشن[۵] نسخه ۴/۶ (ساخت شرکت وایکان کشور انگلیس) تجزیه‌وتحلیل شد [۱۸، ۲۹، ۳۰]. مسیر نشانگرها و داده‌های آنالوگ با استفاده از فیلتر متوسط مربع خطا[۶] که در نسخه ۱/۷ بسته نرم‌افزاری وُرک استیشن وجود دارد، فیلتر شدند [۱۸، ۲۹].

متغیرهای کینتیکی با استفاده از مدل دینامیکی پلاگین گیت[۷] وایکان تولید شدند [۱۸، ۲۹، ۳۰]. نیروی عمودی عکس‌العمل زمین نسبت به وزن بدن هنجار[۸] و به درصد بیان شد. در مطالعه حاضر، ۱۱ متغیر برای تجزیه و تحلیل بیومکانیکی پنجه‌ها انتخاب شد. حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، توان، کارایی فنر، گشتاور مچ در پای قطع عضو و نسبت (درصد) تقارن حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین میان پای قطع عضو و پای سالم محاسبه شد. همه مقادیر در هر آزمایش برای هر آزمودنی با هر پنجه میانگین‌گیری می‌شد.

4. Foot Strike

5. Oxford Metrics Workstation
6. Mean Square Error (MSE)
7. Plug-in-Gait
8. Normalize

حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین با استفاده از مقدار حداکثر[9] توسط نرم‌افزار اکسل[10] در داده‌های نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، حداکثر توان تولیدی برای هر مفصل در صفحه سهمی با استفاده از مقدار حداکثر توسط نرم‌افزار اکسل در داده‌های توان همان مفصل در صفحه سهمی، حداکثر توان جذبی برای هر مفصل در صفحه سهمی با استفاده از مقدار حداقل[11] توسط نرم‌افزار اکسل در داده‌های توان همان مفصل در صفحه سهمی، کارایی فنر توسط تقسیم کار مثبت (تولیدی) بر کار منفی (جذبی) ضربدر ۱۰۰ توسط نرم‌افزار اکسل، حداکثر گشتاور پلانتارفلکشن در فاز پری سوئینگ با استفاده از مقدار حداکثر توسط نرم‌افزار اکسل در داده‌های گشتاور مفصل مچ در صفحه سهمی، حداکثر گشتاور دورسی‌فلکشن در فاز پاسخ به بارگذاری با استفاده از مقدار حداقل توسط نرم‌افزار اکسل در داده‌های گشتاور مفصل مچ در صفحه سهمی، درصد تقارن حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین میان پای قطع عضو و پای سالم با استفاده از فرمول شماره ۱ توسط نرم‌افزار اکسل محاسبه شد.

$$\text{درصد تقارن} = \frac{\text{حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین پای راست} - \text{حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین پای چپ}}{\text{حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین پای راست} + \text{حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین پای چپ}} \quad .1$$

برای تجزیه‌وتحلیل آماری از نرم‌افزار SPSS[12] نسخه ۱۸ و برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون آماری شاپیرو ویلک[13] استفاده شد [۳۱، ۳۲]. مقایسه میان پنجه‌ها در داده‌های با توزیع نرمال با استفاده از آزمون پارامتریک تی همبسته[14] (تی زوجی) و در داده‌های غیرنرمال از آزمون ناپارامتریک ویلکاکسون[15] انجام شد. مقادیر P که برابر یا کمتر از آلفای بحرانی ۰/۰۵ بود ازنظر آماری معنادار درنظر گرفته شد.

یافته‌ها

میانگین سن، قد و وزن مشارکت‌کنندگان به ترتیب ۴۸/۱۲±۲/۱۶ سال (P=۰/۲۵۰)، ۱۷۷/۳۸±۵/۰۱ سانتی‌متر (P=۰/۶۰۰) و ۸۰/۶۸±۱۱/۲۲ کیلوگرم (P=۰/۷۹۰) بود. در بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها، نتایج نشان داد داده‌های حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، حداکثر توان تولیدی در مچ، حداکثر توان جذبی در مچ با پنجه دینامیک، حداکثر توان تولیدی و جذبی در زانو، حداکثر توان تولیدی در ران، حداکثر توان جذبی در ران با پنجه ساچ، کارایی فنری، حداکثر گشتاور پلانتارفلکشن و دورسی فلکشن مچ و نسبت (درصد) تقارن حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل میان پای قطع عضو و پای سالم از توزیع نرمال برخوردار بود، در حالی که داده‌های حداکثر توان جذبی مچ با پنجه ساچ و حداکثر توان جذبی ران با پنجه دینامیک توزیع نرمال نداشت.

نتایج آزمون تی همبسته و ویلکاکسون مشخص کرد تفاوت معناداری میان حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، حداکثر توان تولیدی و جذبی در مچ، حداکثر توان تولیدی و جذبی در زانو، حداکثر توان تولیدی و جذبی در ران، حداکثر گشتاور دورسی فلکشن مچ و نسبت (درصد) تقارن حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل میان پای قطع عضو و پای سالم وجود ندارد، در حالی که کارایی فنر (T=-۲/۲۸، df=۷، P=۰/۰۵) و حداکثر گشتاور پلانتارفلکشن مچ (T=-۲/۲۴، df=۷، P=۰/۰۵) در میان پنجه ساچ و دینامیک تفاوت معنادار مشخص شد (جدول شماره ۱).

بحث

هدف از پژوهش حاضر، تجزیه و تحلیل بیومکانیکی پنجه ساچ و دینامیک در دویدن افراد قطع عضو یک‌طرفه ترانس‌تیبیال بود. بر اساس نتایج مطالعه حاضر، حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، حداکثر توان‌های تولیدی و حداکثر توان‌های جذبی در مفاصل ران، زانو و مچ، حداکثر گشتاور دورسی فلکشن مچ و نسبت (درصد) تقارن حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل میان پای قطع عضو و پای سالم بین پنجه ساچ و دینامیک تفاوت معناداری نداشت. کارایی فنر پنجه دینامیک بیشتر از پنجه ساچ، اما حداکثر گشتاور پلانتارفلکشن با پنجه ساچ بیشتر از پنجه دینامیک بود.

در این مطالعه، کارایی فنر در پنجه ساچ ۱۲ درصد و در پنجه دینامیک ۲۴ درصد به دست آمد. این موضوع نشان می‌دهد که پنجه دینامیک یک‌چهارم انرژی جذب‌شده در مرحله ابتدای استانس را در مرحله انتهای استانس بازگردانده است، اما پنجه ساچ تقریباً یک‌دهم انرژی را در مرحله انتهایی استانس برگردانده است. علت این امر می‌تواند ناشی از این باشد که پنجه دینامیک دارای قطعه مرکزی فنرمانند (کیل فنری) است که در مرحله ابتدای استانس تحت تأثیر بار خم می‌شود و انرژی پتانسیل کش‌سانی در خود ذخیره می‌کند. سپس در مرحله انتهای استانس این انرژی ذخیره شده را آزاد می‌کند. پنجه ساچ که چنین قطعه‌ای ندارد، نمی‌تواند این سازوکار را داشته باشد.

نتایج این مطالعه با مطالعه چرنیسکی و همکاران [۱] و ای‌هارا و همکاران، همسو [۳۳]، اما با مطالعه پرینس و همکاران، ناهمسو بود [۳]. در مطالعه چرنیسکی و همکاران نیز کارایی فنر پنجه دینامیک سیاتل بیشتر از پنجه ساچ گزارش شد [۱]. در این مطالعه، کارایی فنر پنجه سیاتل ۵۲ درصد در مقابل کارایی فنر

9. Max
10. Excel
11. Min
12. Statistical Package for the Social Sciences
13. Shapiro Wilk
14. Paired T Test
15. Wilcoxon signed-rank test

جدول ۱. میانگین، انحراف معیار و سطح معناداری متغیرهای وابسته بین دو پنجه ساچ و دینامیک

متغیر وابسته / متغیر مستقل	میانگین±انحراف معیار		سطح معناداری
	پنجه ساچ	پنجه دینامیک	
حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل (درصد وزن بدن)	۲۳۲/۲۸±۲۷/۱۲	۲۲۲/۹۴±۱۲/۲۱	۰/۲۴
حداکثر توان تولیدی مچ (کیلوگرم/وات)	۱/۶۲±۱/۱۴	۲/۰۶±۱/۰۴	۰/۴۶
حداکثر توان جذبی مچ (کیلوگرم/وات)	۶/۸۱±۲/۶۶	۵/۲۱±۱/۸۷	۰/۰۶
حداکثر توان تولیدی زانو (کیلوگرم/وات)	۷/۶۹±۴/۹۳	۵/۹۸±۳/۸۷	۰/۱۶
حداکثر توان جذبی زانو (کیلوگرم/وات)	۵/۹۳±۴/۲۹	۶/۶۰±۳/۹۸	۰/۶۸
حداکثر توان تولیدی ران (کیلوگرم/وات)	۵/۴۹±۱/۳۸	۵/۷۴±۲/۲۶	۰/۷۴
حداکثر توان جذبی ران (کیلوگرم/وات)	۳/۷۵±۱/۸۸	۲/۹۲±۱/۶۴	۰/۴۰
کارایی فنر	۰/۱۲±۰/۰۷	۰/۲۴±۰/۱۲	۰/۰۵*
حداکثر گشتاور پلانتارفلکشن مچ (نیوتن متر)	۲۸۰/۷۳±۴۲/۸۹	۲۲۶/۰۳±۳۶/۷۲	۰/۰۵*
حداکثر گشتاور دورسی فلکشن مچ (نیوتن متر)	۲۰/۵۲±۱۲/۱۳	۲۲/۳۴±۸/۲۱	۰/۷۲
نسبت (درصد) تقارن حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین	۶/۲±۱/۳	۵/۳±-۱/۵	۰/۱۹

توانبخشی

*سطح معناداری P≤۰/۰۵

پنجه ساچ ۳۰ درصد گزارش شد. مقدار بیشتر کارایی فنر در مطالعه چرنیسکی و همکاران در مقابل مطالعه حاضر ممکن است به علت سرعت دویدن بیشتر در مطالعه مذکور در مقابل این مطالعه باشد، زیرا هنگام دویدن با سرعت‌های بالاتر شتاب مرکز ثقل افزایش، مقدار نیرو و گشتاور نیرو افزایش و درنتیجه توان نیز افزایش می‌یابد. با افزایش توان بر حسب فرمول، کارایی فنر هم افزایش پیدا می‌کند.

در مطالعه ای‌هارا و همکاران، کارایی فنر پنجه دینامیک در حرکت راه رفتن با آهنگ حرکت (تعداد قدم بر دقیقه) ۱۰۰، ۱۲۰ درصد در مقابل کارایی فنر پنجه ساچ ۱۶ درصد به‌دست آمد. در آهنگ حرکت ۱۳۰، کارایی فنر پنجه دینامیک ۲۹ درصد در مقابل کارایی پنجه ساچ ۱۸ درصد محاسبه شد [۳۳].

هرچند در مطالعه پرینس و همکاران، کارایی فنر پنجه سیاتل و پنجه ساچ در حرکت راه رفتن با آهنگ حرکت خود انتخابی (۰/۹ تا ۱/۴ متر بر ثانیه) برابر و ۳۷ درصد محاسبه شد. تفاوت درنتیجه مطالعه پرینس و همکاران با مطالعات قبلی می‌تواند ناشی از روش محاسبه متفاوت کارایی فنر باشد. در این مطالعه برای محاسبه توان (در جهت محاسبه کارایی فنر پنجه) از توان نیرو و توان گشتاور نیرو استفاده شد، در حالی که در مطالعات دیگر برای محاسبه توان از حاصل‌ضرب گشتاور نیرو در سرعت زاویه‌ای (توان گشتاور نیرو) استفاده شده است.

از آنجا که کارایی فنر پای سالم بیشتر از پای پروتزی با پنجه ساچ و دینامیک است [۱] و انرژی بازگشتی بیشتر در انتهای استانس (ناشی از کارایی فنر بالاتر) به پیش راندن بدن به سمت جلو کمک می‌کند [۳]، پنجه دینامیک نسبت به پنجه ساچ از این نظر عملکرد طبیعی‌تر و بهتری برای دویدن فراهم می‌کند.

در مطالعه حاضر، حداکثر گشتاور پلانتارفلکشن با پنجه ساچ ۲۸۰ نیوتن متر و با پنجه دینامیک ۲۲۶ نیوتن متر به‌دست آمد. این نتایج با مطالعه چرنیسکی و همکاران هم‌خوانی نداشت. در مطالعه یادشده، حداکثر گشتاور پلانتارفلکشن با پنجه ساچ ۱۹۳ نیوتن متر و با پنجه سیاتل ۲۰۳ نیوتن متر گزارش شد (هرچند معناداری آماری گزارش نشده است). این تفاوت در مقدار گشتاور مورد محاسبه می‌تواند ناشی از تفاوت میانگین جرم آزمودنی‌های این مطالعه با مطالعه چرنیسکی و همکاران باشد. میانگین جرم آزمودنی‌های این مطالعه ۸۰/۶ کیلوگرم، اما میانگین جرم آزمودنی‌های پژوهش چرنیسکی و همکاران ۶۲/۹ کیلوگرم بوده است.

از آنجا که گشتاور حاصل‌ضرب نیرو در بازوی گشتاور است و نیرو نتیجه حاصل‌ضرب جرم در شتاب مرکز جرم است، مقدار گشتاور بیشتر در این مطالعه نسبت به مطالعه چرنیسکی قابل درک است. اگر حداکثر گشتاور پلانتارفلکشن مطالعه حاضر نسبت به میانگین جرم هنجار شود، در مطالعه حاضر حداکثر گشتاور پلانتارفلکشن با پنجه ساچ ۳/۴۷ نیوتن متر بر کیلوگرم و با پنجه دینامیک ۲/۸۰ نیوتن متر بر کیلوگرم به‌دست می‌آید.

در مطالعه چرنیسکی و همکاران نیز حداکثر گشتاور پلانتارفلکشن با پنجه ساچ ۳/۰۶ نیوتن متر بر کیلوگرم و با پنجه سیاتل ۳/۲۲ نیوتن

متر بر کیلوگرم محاسبه شد. تفاوت نتیجه مطالعه حاضر با مطالعه مذکور در برتری حداکثر گشتاور پلانتارفلکشن می‌تواند ناشی از سرعت دویدن متفاوت و درنتیجه بار واردشده به پنجه‌ها باشد. از آنجا که پنجه دینامیک تحت بار بیشتر تغییر شکل بیشتری پیدا می‌کند [۸]. در مطالعه چرنیسکی و همکاران، سرعت دویدن ۲/۸ متر بر ثانیه بوده است که نسبت به سرعت دویدن ۲/۳ متر بر ثانیه به پنجه دینامیک بار بیشتر و در نتیجه تغییر شکل بیشتر وارد می‌کند. تغییر شکل بیشتر نیز موجب ذخیره کردن انرژی پتانسیل کش‌سانی بیشتر در پنجه دینامیک و درنتیجه آزاد کردن انرژی بیشتر در مرحله انتهای استانس (جلو راندن) و حداکثر گشتاور پلانتارفلکشن بیشتر می‌شود.

با توجه به مطالعه حاضر، این‌طور می‌توان نتیجه گرفت که در سرعت‌های پایین دویدن (جاگینگ) از حداکثر قابلیت پنجه دینامیک نمی‌توان بهره برد. همچنین در سرعت‌های پایین دویدن، حداکثر گشتاور پلانتارفلکشن در پای قطع عضو با پنجه ساچ بیشتر است که می‌تواند ناشی از کار بیشتر عضلات اندام تحتانی در جهت جبران کمبود تغییر شکل پنجه ساچ باشد. این حدس با مطالعه چرنیسکی و همکاران هم‌خوانی دارد که گزارش کردند کل کار مثبت عضلات اندام تحتانی هنگام دویدن با پنجه ساچ بیشتر از افراد نرمال است [۳۳]. بنابراین در سرعت‌های پایین دویدن هم پنجه دینامیک از این نظر بر پنجه ساچ برتری دارد، زیرا به کار مثبت عضلات کمتر نیاز دارد و درنتیجه خستگی دیرتر رخ می‌دهد.

در پژوهش حاضر، درصد تقارن حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین میان پای قطع عضو و پای سالم با پنجه ساچ ۱/۳ درصد و با پنجه دینامیک ۱/۵ درصد به‌دست آمد که تفاوت معناداری با هم نداشت. افزایش بارهای نامتقارن میان پاها می‌تواند با استئوآرتریت زانو در پای سالم ارتباط داشته باشد [۶]. بنابراین در این پژوهش مشاهده شد میان دو پنجه ساچ و دینامیک تفاوتی در کاهش پتانسیل استئوآرتریت زانو در پای سالم از طریق افزایش بارهای نامتقارن وجود ندارد. دیگر متغیرهای مورد تحقیق تفاوت معناداری با هم نداشتند که این موضوع می‌تواند ناشی از این باشد که هر دو پنجه جزء پنجه‌های بدون مفصل هستند و عملکرد مشابهی در پای قطع عضو داشته‌اند. نتایج حاصله از این تحقیق می‌تواند در تجویز پنجه‌های ساچ و دینامیک و نیز طراحی تمرینات دویدن افراد قطع عضو اطلاعات مفیدی را در اختیار قرار دهد.

یکی از محدودیت‌های پژوهش حاضر این بود که از نظر تکنیکی امکان هم‌زمان‌سازی جمع‌آوری اطلاعات الکترومایوگرافی یا نوار عصب و عضله[16] با صفحه نیرو وجود نداشت. بنابراین تفسیر تفاوت گشتاور پلانتارفکشن مچ میان پنجه‌ها با توجه به فعالیت عضلات ممکن نبود.

پیشنهاد می‌شود برای مطالعات آینده، فعالیت عضلات اندام تحتانی هنگام استفاده از پنجه ساچ و پنجه دینامیک در دویدن با الکترومایوگرافی به همراه اطلاعات کینتیکی و کینماتیکی به صورت هم‌زمان ثبت و بررسی شود. مدت سازگاری با پنجه‌ها به دو هفته افزایش پیدا کند و رفتار کینتیکی پنجه ساچ و پنجه دینامیک هنگام دویدن بررسی و نتایج با مطالعه حاضر مقایسه شود.

نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد هنگام دویدن، کارایی فنر پنجه دینامیک بیشتر از پنجه ساچ و به کارایی فنر پای سالم نزدیک‌تر است. بنابراین از این نظر پنجه دینامیک عملکرد طبیعی‌تر دارد. همچنین حداکثر گشتاور پلانتارفلکشن پنجه ساچ بیشتر از پنجه دینامیک هنگام دویدن است.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

همه آزمودنی‌ها از جزئیات اجرای پژوهش آگاه شدند و فرم رضایت‌نامه را امضا کردند. همچنین به آزمودنی‌ها یادآوری شد که هر زمان بخواهند می‌توانند از پژوهش خارج شوند. اطلاعات آزمودنی‌ها در نزد پژوهشگران به‌صورت محرمانه نگهداری می‌شود.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد محمدحسن مدرس سبزواری از گروه بیومکانیک ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه بوعلی سینای همدان با کد ۲۱۵۸۰۹۵ است.

مشارکت نویسندگان

مفهوم‌سازی: محمدحسن مدرس سبزواری، مهرداد عنبریان و محمدرضا صفری؛ تحقیق و بررسی: محمدحسن مدرس سبزواری، مهرداد عنبریان، محمدرضا صفری و سید فرهاد طباطبایی؛ ویراستاری و نهایی‌سازی نوشته: محمدحسن مدرس سبزواری، مهرداد عنبریان و محمدجواد رضی.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

16. Electromyography (EMG)

References

[1] Czerniecki JM, Gitter A, Munro C. Joint moment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: The influence of energy storing prosthetic feet. Journal of Biomechanics. 1991; 24(1):63-75. [DOI:10.1016/0021-9290(91)90327-J]

[2] Winter DA. Moments of force and mechanical power in jogging. Journal of Biomechanics. 1983; 16(1):91-7. [DOI:10.1016/0021-9290(83)90050-7]

[3] Prince F, Winter DA, Sjonnensen G, Powell C, Wheeldon RK. Mechanical efficiency during gait of adults with transtibial amputation: A pilot study comparing the SACH, Seattle, and Golden-Ankle prosthetic feet. Journal of Rehabilitation Research and Development. 1998; 35(2):177-85. [PMID]

[4] Sanderson DJ, Martin PE. Joint kinetics in unilateral below-knee amputee patients during running. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1996; 77(12):1279-85. [DOI:10.1016/S0003-9993(96)90193-8]

[5] Miller DI. Resultant lower extremity joint moments in below-knee amputees during running stance. Journal of Biomechanics. 1987; 20(5):529-41. [DOI:10.1016/0021-9290(87)90253-3]

[6] Gailey R, Allen K, Castles J, Kucharik J, Roeder M. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. Journal of Rehabilitation Research & Development. 2008; 45(1):15-29. [PMID]

[7] Perry J, Shanfield S. Efficiency of dynamic elastic response prosthetic feet. Journal of Rehabilitation Research and Development. 1993; 30(1):137-43. [PMID]

[8] Lehmann JF, Price R, Boswell-Bessette S, Dralle A, Questad K, DeLateur BJ. Comprehensive analysis of energy storing prosthetic feet: Flex Foot and Seattle Foot versus standard SACH foot. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1993; 74(11):853-61. [DOI:10.1016/0003-9993(93)90013-Z]

[9] Hobara H, Baum BS, Kwon HJ, Linberg A, Wolf EJ, Miller RH, et al. Amputee locomotion: Lower extremity loading using running-specific prostheses. Gait & Posture. 2014; 39(1):386-90. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2013.08.010] [PMID] [PMCID]

[10] Baum BS. Kinetics in Individuals with unilateral transtibial amputations using running-specific prostheses [PhD dissertation]. Maryland: University of Maryland; 2012. [Link]

[11] McMulkin ML, Osebold WR, Mildes RD, Rosenquist RS. Comparison of three pediatric prosthetic feet during functional activities. Journal of Prosthetics and Orthotics. 2004; 16(3):78-84. [DOI:10.1097/00008526-200407000-00004]

[12] Thomas SS, Buckon CE, Helper D, Turner N, Moor M, Krajbich IJ. Comparison of the Seattle Lite Foot and Genesis II Prosthetic Foot during walking and running. JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics. 2000; 12(1):9-14. [DOI:10.1097/00008526-200012010-00006]

[13] Arya AP, Lees A, Nirula HC, Klenerman L. A biomechanical comparison of the SACH, Seattle and Jaipur feet using ground reaction forces. Prosthetics and Orthotics International. 1995; 19(1):37-45. [DOI:10.3109/03093649509078230] [PMID]

[14] Prince F, Allard P, Therrien RG, McFadyen BJ. Running gait impulse asymmetries in below-knee amputees. Prosthetics and Orthotics International. 1992; 16(1):19-24. [DOI:10.3109/03093649209164303] [PMID]

[15] Brouwer BJ, Allard P, Labelle H. Running patterns of juveniles wearing SACH and single-axis foot components. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1989; 70(2):128-34. [PMID]

[16] Bowker JH, Smith DG, Michael JW. Atlas of amputations and limb deficiencies: Surgical, prosthetic, and rehabilitation principles. Illinois: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2004. [Link]

[17] Alavi S, Vahab Kashani R, Karimlou M, Saeedi H, Bahramizadeh M. [A comparison of two prosthetic feet (Sach Foot & Single Axis Foot) on walking balance variables in unilateral transtibial amputees (Persian)]. Iranian Journal of War and Public Health. 2010; 2(1):14-9. [Link]

[18] Turcot K, Sagawa Jr Y, Lacraz A, Lenoir J, Assal M, Armand S. Comparison of the International Committee of the Red Cross foot with the solid ankle cushion heel foot during gait: A randomized double-blind study. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2013; 94(8):1490-7. [DOI:10.1016/j.apmr.2013.03.019] [PMID]

[19] Hobara H, Baum BS, Kwon HJ, Miller RH, Ogata T, Kim YH, et al. Amputee locomotion: Spring-like leg behavior and stiffness regulation using running-specific prostheses. Journal of Biomechanics. 2013; 46(14):2483-9. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2013.07.009] [PMID] [PMCID]

[20] Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. Journal of Orthopaedic Research. 1990; 8(3):383-92. [DOI:10.1002/jor.1100080310] [PMID]

[21] Daniele B. Evolution of prosthetic feet and design based on gait analysis data. In: Iadanza E, editor. Clinical engineering handbook. Amsterdam: Elsevier; 2020. [DOI:10.1016/B978-0-12-813467-2.00070-5]

[22] Fey NP, Klute GK, Neptune RR. The influence of energy storage and return foot stiffness on walking mechanics and muscle activity in below-knee amputees. Clinical Biomechanics. 2011; 26(10):1025-32. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2011.06.007] [PMID]

[23] Karamanidis K, Arampatzis A, Brüggemann GP. Reproducibility of electromyography and ground reaction force during various running techniques. Gait & Posture. 2004; 19(2):115-23. [DOI:10.1016/S0966-6362(03)00040-7]

[24] Diss CE. The reliability of kinetic and kinematic variables used to analyse normal running gait. Gait & Posture. 2001; 14(2):98-103. [DOI:10.1016/S0966-6362(01)00125-4]

[25] Hofstad C, Linde H, Limbeek J, Postema K. Prescription of prosthetic ankle-foot mechanisms after lower limb amputation. Cochrane Database of Systematic Reviews. 2004; 2004(1):CD003978. [DOI:10.1002/14651858.CD003978.pub2] [PMID] [PMCID]

[26] Cortes A, Viosca E, Hoyos JV, Prat J, Sanchez-Lacuesta J. Optimisation of the prescription for trans-tibial (TT) amputees. Prosthetics and Orthotics International. 1997; 21(3):168-74. [DOI:10.3109/03093649709164550] [PMID]

[27] Ogon M, Aleksiev AR, Spratt KF, Pope MH, Saltzman CL. Footwear affects the behavior of low back muscles when jogging. International Journal of Sports Medicine. 2001; 22(06):414-9. [DOI:10.1055/s-2001-16240] [PMID]

[28] Keller TS, Weisberger A, Ray J, Hasan S, Shiavi R, Spengler D. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. Clinical Biomechanics. 1996; 11(5):253-9. [DOI:10.1016/0268-0033(95)00068-2]

[29] Meldrum D, Shouldice C, Conroy R, Jones K, Forward M. Test-retest reliability of three dimensional gait analysis: Including a novel approach to visualising agreement of gait cycle waveforms with Bland and Altman plots. Gait & Posture. 2014; 39(1):265-71. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2013.07.130] [PMID]

[30] Flick KC, Orendurff MS, Berge JS, Segal AD, Klute GK. Comparison of human turning gait with the mechanical performance of lower limb prosthetic transverse rotation adapters. Prosthetics and Orthotics International. 2005; 29(1):73-81. [DOI:10.1080/03093640500088120] [PMID]

[31] Razali NM, Wah YB. Power comparisons of shapiro-wilk, kolmogorov-smirnov, lilliefors and anderson-darling tests. Journal of statistical Modeling and Analytics. 2011; 2(1):21-33. [Link]

[32] Habibpor Gatabi K, Safari Shali R. [A comprehensive guide for SPSS application in survey studies (Persian)]. Tehran, louyeh; 2009. [Link]

[33] Ehara Y, Beppu M, Nomura S, Kunimi Y, Takahashi S. Energy storing property of so-called energy-storing prosthetic feet. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1993; 74(1):68-72. [DOI:10.5555/uri:pii:000399939390386O]

This Page Intentionally Left Blank