Archives of
Rehabilitation

July 2021. Vol 22. Num 2

## Research Paper:

# Effect of Toe Only Rocker at 10 and 15 Degrees on Balance and Walking Speed in Elderly Adults

**Hoda Hashemi**[1], ***Mahmoud Bahramizadeh**[1], **Mokhtar Arazpour**[1], **Atefe Aboutorabi**[1]

1. Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation Sciences, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.

Use your device to scan and read the article online

**Citation** Hashemi H, Bahramizadeh M, Arazpour M, Aboutorabi A. [Effect of Toe Only Rocker at 10 and 15 Degrees on Balance and Walking Speed in Elderly Adults (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2021; 22(2):168-181. https://doi.org/10.32598/RJ.22.2.2883.2

https://doi.org/10.32598/RJ.22.2.2883.2

CC BY NC

**Received:** 22 Aug 2020
**Accepted:** 01 Oct 2020
**Available Online:** 01 Jul 2021

**Keywords:**
Balance, Walking speed, Elderly, Rocker sole, Toe-only rocker

## ABSTRACT

**Objective** Balance is one of the indicators to determine independence in performing daily activities in the elderly. One of the influential factors in postural control and balance is walking speed. This study aims to evaluate the effect of rocker soles at two degrees of 10 and 15 on the walking speed and balance of the elderly.

**Materials & Methods** The study participants were 19 older adults aged 60 years or older (13 women and 6 men; mean age=66.1 years, mean height=1.63 m, mean weight=70.3 kg). Three models of shoes were used: shoes with a 10-degree rocker sole angle, shoes with a 15-degree rocker sole angle, and control shoes. Walknig speed was evaluated with 10-m walking test, while balance and dynamic postural control were assessed with the Berg balance Scale (BBS) and Star Excursion balance test, respectively. The Shapiro-Wilks test was used to examine the normality of data distribution, and repeated-measures ANOVA and Wilcoxon test were used to compare the effects of different rocker angles on balance and walking speed. The obtained data were analyzed in SPSS v. 22.

**Results** There was no significant difference in walking speed (P= 0.993), dynamic postural balance at anterior (P= 0.835), posterolateral (P= 0.86), and posteromedial (P= 0.598) directions and balance obtained from BBS (P= 0.625) among the groups using three shoe models.

**Conclusion** It seems that the use of rocker sole shoes does not affect the balance and walking speed of the elderly. This study supports the administration of shoes with toe-only rocker soles to the elderly.

## Extended Abstract

### Introduction

The world's elderly population has grown significantly over the past few decades [1-3] and is expected to increase in the future [2]. With aging, all factors involved in balance, including walking speed [1], are affected [4]. About 27%-65% of the elderly experience falls at least once a year [5, 6]. Fear of falling is the most common fear among the elderly [7, 8]. Several interventions have been used to maintain and improve walking speed and balance in the elderly. These interventions include vestibular neurosurgery, physiotherapy, exercise therapy, orthosis interventions, and using special shoes [11-15]. Since the feet have direct contact with the ground during walking, any change in the space between the sole and the ground can affect the postural stability of people [9, 10]. Many features in shoe design can affect balance and walking speed [11-13]. In assessing the characteristics of the sole of the shoes, one of the common interventions used for a wide range of problems

***Corresponding Author:***
**Mahmoud Bahramizadeh, PhD.**
**Address:** Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation Sciences, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.
**Tel:** +98 (912) 2483320
**E-Mail:** mbzoandp@gmail.com

and target groups is the addition of rocker soles to the shoes [14, 15]. Other rockers have various therapeutic effects on the target groups [19]. The geometric characteristics of toe rockers in the anterior part are determined by three variables of apex angle, apex position, and rocker angle [21]. The rise and function of the apex change the rate of movement of the lower extremity joints, especially the ankle, walking speed, kinematic gait, and the patterns of rocker during the gait cycle. In this way, a change in the apex angle and position can improve or weaken these variables [21, 22] and, thus, affect people's balance and walking speed.

In examining the characteristics of the toe rocker, Chapman's study showed that the use of a rocker with an apex angle of 95-90 degrees had good equilibrium effects on the study groups [16]. Meyer et al. and van Schie et al.' studies showed that, for optimal balance performance, the most effective apex position is at 55%-65% of the shoe length [17, 18]. In another study, the effect of rocker angles on the degree of dorsiflexion and toe clearance was investigated. The results showed that, regardless of the ground inclination, shoes with toe rockers at angles of 10-15 degrees compared to other rockers significantly increased toe clearance in the elderly and consequently reduced the risk of falling [19].

Given the growing rate of the aging population and the increasing injuries caused by poor postural balance, a study in the field of balance and walking speed of the elderly can be of great value to this group. The use of rocker sole shoe is one of the common interventions for increasing muscle strength in the elderly and young people. Despite the few studies on the effect of rockers in the elderly population, some have concluded that adding a rocker to the sole of the shoe can improve muscle strength in the long term and, thereby, improve postural stability. Achieving the desired effects on muscle strength requires rocker use on the sole for at least 6 months [20-22]. However, there is a concern that during this 6-month period, older people may have balance problems and slow walking. Thus, the present study aims to evaluate the short-term effect of toe rockers with specific angles on walking speed and postural control of the elderly.

## Materials and Methods

This research is a quasi-experimental study with a pretest-posttest design. The inclusion criteria were being healthy and older than 60 years, while the exclusion criteria were having neuromuscular diseases, peripheral neuropathy, diabetes, acute musculoskeletal injuries, acute pain in the lower limbs and lower back, using walking aids, balance problems, and acute heart or lung diseases. To determine the sample size, first, a pilot study was performed on five older people. Assuming an effect size of 0.5, the minimum sample size was 19 to achieve a test power of 0.86. The participants' dynamic postural stability was assessed by the Star Excursion Balance Test (SEBT). It is a reliable test with an intraclass correlation coefficient of 0.89-0.93 and a coefficient of variation of 0.3-4.6 [23]. To normalize the data, the SEBT results were divided by the leg length, and their mean values were used in the analysis [24]. The balance of participants was evaluated using the Persian version of the Berg Balance Scale (BBS), whose psychometric properties have been evaluated in a previous study [25]. The total score of BBS is 56, which shows the highest balance ability. The internal and external reliabilities of this test in the elderly are 0.98 and 0.99, respectively [26]. The walking speed was assessed using the 10-m walking test where the participant walks a distance of 20 m at a safe speed. The test was repeated 3 times, and the best record was set as the test score [27].

Ethyl vinyl acetate rubber was used to prepare the toe rocker in shoes with similar insoles and soles. The location of the rocker head was at 65% of the shoe length [28]. To maintain a safe environment for the elderly, the rocker angles were set at the maximum values, which did not increase the risk of falls in the elderly in previous studies [19, 29]. In the first test model, the rocker angle was 10 degrees (Figure 1), and in the second test model, it was 15 degrees (Figure 2). The shoe's sole was completely thick at the heel, at 65% of the shoe length. A shoe model similar to the test shoes, but different only in type and thickness of the sole, was used as the control shoe (Figure 3). To analyze the data,

**Figure 1.** Test shoe model with a rocker angle of 10 degrees

**Figure 2.** Test shoe model with a rocker angle of 15 degrees

**Figure 3.** Control shoe model

Archives of
Rehabilitation

first, the normality of their distribution was examined using the Shapiro-Wilk test, whose results showed a normal distribution for all data (P=0.2) except for the BBS data (P<0.001). Therefore, ANOVA and the Wilcoxon test were used to analyze the collected data.

## Results

Out of 19 participants, 6(31.6%) were men, and 13(68.4%) were women. Their age ranges, mean of height, weight, Body Mass Index (BMI), and lower limb length ranges are presented in tables 1, 2, and 3. The Mean±SD BBS score in the control shoe group was 55.46±0.96, ranging from 52 to 56. This score was 55.21±0.98 in the shoe group with a 10-degree toe rocker and 55.26±1.05 in the shoe group with a 15-degree toe rocker; both ranged from 52 to 56. The result of the Wilcoxon test showed no statistically significant difference between the three groups regarding this variable (P=0.625). The Mean±SD score of the 10-m walking test in the control group was 1.14±0.24 m/s, ranging from 0.59 to 1.6 m/s. This score was 1.15±0.18 m/s in the shoe group with 10-degree toe rocker (range: 0.83 to 1.38 m/s) and 1.15(0.22) m/s in the shoe group with 15-degree toe rocker (range: 0.73 to 1.72 m/s). The result of the Wilcoxon test showed no statistically significant difference between the three groups regarding this variable (P=0.993). The result of the Wilcoxon test showed no statistically significant difference in SEBT score between the three groups (Table 4).

## Discussion and Conclusion

The present study revealed that adding a toe rocker with angles of 10 or 15 degrees had no adverse effect on the balance and the walking speed of the elderly. The use of two rocker angles with certain values was based on previous studies, which showed that these rocker angles positively affected toe clearance during the swing phase in the elderly [19, 29]. Wearing rocker shoes reduces the person's awareness of foot conditions by affecting the movement of the ankle joints and reducing the level of reliance [30]. Thus, due to compensatory mechanisms and caution, the travel distance in SEBT might be reduced after using rocker shoes compared to control shoes. However, the participants traveled relatively the same distance with all three shoe models. One of the reasons for the lack of significant differences in the results can be an increase in the person's muscle activity to achieve a stable condition. Ghomian et al. [25], in a study on 17 patients with diabetic neuropathy, stated that when wearing rocker shoes, muscular strength increases in response to anterior and posterior stimuli to reach a stable

**Table 1.** Average age distribution of the participants

| Age Range (y) | N | % | Cumulative % |
|---|---|---|---|
| 60-69 | 15 | 78.9 | 78.9 |
| 70-79 | 3 | 15.8 | 94.7 |
| ≥80 | 1 | 5.3 | 100 |
| Total | 19 | 100 | - |

Archives of
Rehabilitation

**Table 2**. Mean±SD values of height, weight, and Body Mass Index (BMI) in the participants

| Variables | Mean±SD | Min. | Max. |
|---|---|---|---|
| Height (m) | 1.63±0.09 | 1.5 | 1.85 |
| Weight (kg) | 70.3±11.5 | 45 | 85 |
| BMI (kg/m$^2$) | 26.41±3.08 | 18.73 | 31.25 |

Archives of
Rehabilitation

**Table 3.** The average length of the lower limbs of the participant

| Lower Limb Length (cm) | N | % | Cumulative % |
|---|---|---|---|
| 70-75 | 10 | 52.7 | 52.7 |
| 76-80 | 5 | 26.3 | 78.5 |
| 81-85 | 2 | 10.5 | 89.5 |
| 86-90 | 2 | 10.5 | 100 |
| Total | 19 | 100 | - |

Archives of Rehabilitation

condition. In other words, the lack of change in postural stability while wearing rocker shoes can be due to increased muscle activity and the person's effort to maintain a stable posture. In their study, no significant difference was observed between shoes with toe rockers and control shoes regarding postural stability [31]. Brenton-Rule et al. evaluated the walking footwear on the postural stability of 21 healthy older adults. They also found no significant difference between the use of rocker shoes and regular walking shoes [32]. Ramstrand's study of 31 women over the age of 50 showed that eight weeks of wearing MBT (Masai Barefoot Technology) shoes had no significant effect on the static stability of participants [21]. At the same time, the results of Albright et al. [44], Demura et al. [45], and Arazpour et al. [46] are contrary to our results. Albright et al. used shoes with rocker bottom soles, Demura et al. used shoes with rounded soft soles, and Arazpour et al. used shoes with heel-to-toe rocker soles. The discrepancy in results may also be due to the difference in the postural stability system between the elderly and young people. In all three studies, the participants were 20-25 years old, while the participants in our study were 66 years or older.

The results obtained from the 10-m walking test showed that the use of shoes with a 10- or 15-degree toe rocker did not cause a significant change in the walking speed of the elderly. Adding a rocker to the sole of the shoe increases the activity of ankle plantar flexors. If the rocker material is hard, it will prevent metatarsal joint movement, and, hence, the so-called metatarsal bone fracture will not occur. This status will increase the moment arm of plantar flexor muscles and eventually needs extra effort to lift the heel off the ground [36, 37]. On the other hand, the addition of a toe rocker increases the angle of hip extension in the middle and end of the static phase; as a result, the step length decreases [38]. At a certain distance, if the step length decreases and the cadence increases, the walking speed will not change. Forgani et al. and Arazpour et al. reported the same walking speed of the participants using control shoes and rocker

**Table 4.** Mean±SD scores of the Star Excursion Balance Test (SEBT) at three directions

| Control Shoe Group | | | Shoe Group With a 10-Degree Toe Rocker | Shoe Group With a 15-Degree Toe Rocker | Test Results |
|---|---|---|---|---|---|
| SEBT at the anterior direction | Mean±SD | 0.78±0.12 | 0.79±0.09 | 0.8±0.07 | P=0.826 |
| | Min. | 0.6 | 0.66 | 0.69 | |
| | Max. | 1.04 | 0.98 | 1 | |
| SEBT at the postero-medial direction | Mean±SD | 0.82±0.08 | 0.83±0.11 | 0.82±0.1 | P=0.835 |
| | Min | 0.69 | 0.62 | 0.71 | |
| | Max | 0.97 | 1.09 | 1.04 | |
| SEBT at the postero-lateral direction | Mean±SD | 0.66±0.14 | 0.65±0.1 | 0.69±0.11 | P=0.598 |
| | Min. | 0.41 | 0.44 | 0.49 | |
| | Max. | 0.97 | 0.92 | 0.88 | |

Archives of Rehabilitation

shoes [35, 39]. Similar results were also observed in studies by Meyer et al. and Van Bogart [15, 38]. However, they suggested that the reason for the same speed when walking with rocker shoes was the increase of cadence and the decrease of stride length. One of the confounding variables and limitations of this study was the difference in the sole thickness in rocker-soled and control shoes. Although the effect of increasing the sole thickness on the weight of the shoes is statistically insignificant, the difference in the effect of the sole thickness on the balance is still debated. Since the results of clinical trials depend on the carefulness of the examiner and the location of the tests, all tests were performed in a place with standard conditions provided by an orthotist. It is recommended that other temporal and spatial parameters of walking in the elderly be evaluated in future studies by using rocker shoes.

## Ethical Considerations

### Compliance with ethical guidelines

All ethical principles are considered in this article. The participants were informed about the purpose of the research and its implementation stages. They were also assured about the confidentiality of their information and were free to leave the study whenever they wished, and if desired, the research results would be available to them.

### Funding

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

### Authors' contributions

Conceptualization, methodology, software, validation, formal analysis, investigation, resources, data curation, writing – original draft preparation, writing – review & editing, visualization: All authors; Supervision: Mahmoud Bahramizadeh, Mokhtar Arazpour, Atefe Aboutorabi.

### Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

## مقاله پژوهشی:

# تأثیر راکر پنجه با زوایای ۱۰ و ۱۵ درجه بر تعادل و سرعت راه رفتن افراد سالمند

هدی هاشمی[۱]، *محمود بهرامی‌زاده[۱]، مختار عراضپور[۱]، عاطفه ابوترابی[۱]

۱. گروه ارتوز و پروتز، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، تهران، ایران.

تاریخ دریافت: ۰۱ شهریور ۱۳۹۹
تاریخ پذیرش: ۱۰ مهر ۱۳۹۹
تاریخ انتشار: ۱۰ تیر ۱۴۰۰

## چکیده

**اهداف** تعادل به عنوان شاخصی در تعیین میزان استقلال سالمندان در فعالیت‌های روزمره آن‌ها مطرح می‌شود. همچنین یکی از عوامل مؤثر در کنترل پاسچر و تعادل، سرعت راه رفتن فرد است. هدف این مطالعه ارزیابی تأثیرکفش با زوایای راکر ۱۰ درجه و ۱۵ درجه بر تعادل و سرعت راه رفتن سالمندان است.

**روش بررسی** ۱۹ فرد سالمند سالم بالای ۶۰ سال (سیزده زن و شش مرد با میانگین سن ۶۶/۱۱ سال، میانگین قد ۱/۶۳ متر و متوسط وزن ۷۰/۳ کیلوگرم) به روش نمونه‌گیری غیراحتمالی دردسترس در این مطالعه شبه‌تجربی شرکت کردند. سه مدل کفش در این آزمون استفاده شد که به صورت کفش با راکر پنجه ۱۰ درجه، کفش با راکر پنجه ۱۵ درجه و کفش کنترل بودند. ارزیابی سرعت راه رفتن افراد با آزمون ۱۰ متر راه رفتن، ارزیابی تعادل با مقیاس تعادلی برگ و بررسی تعادل پاسچرال داینامیک با استفاده از آزمون ستاره‌ای انجام شد. برای آنالیز داده‌ها از نرم افزار SPSS (ورژن ۲۲) استفاده شد. ابتدا توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیروویلک سنجیده شد. سپس برای مقایسه تأثیر زوایای مختلف راکر بر تعادل و سرعت راه رفتن، از آزمون‌های ویلکاکسون و آنالیز واریانس استفاده شد.

**یافته‌ها** سه مداخله موردنظر اختلاف معناداری در سرعت راه رفتن (P=۰/۹۹۳)، تعادل پاسچرال داینامیک در راستای قدامی (P=۰/۸۳۵)، راستای خلفی خارجی (P=۰/۸۲۶)، راستای خلفی داخلی (P=۰/۵۹۸) و تعادل به‌دست‌آمده از مقیاس تعادلی برگ (P=۰/۶۲۵) نداشتند.

**نتیجه‌گیری** به نظر می‌رسد استفاده از مداخلات مذکور باعث به هم خوردن تعادل نمی‌شود. همچنین سرعت راه رفتن نیز افزایش یا کاهش نمی‌یابد. این مطالعه از تجویز راکر پنجه در سالمندان حمایت می‌کند.

**کلیدواژه‌ها:**
تعادل، سرعت راه رفتن، سالمند، کفش راکردار، راکر پنجه

## مقدمه

در طول چند دهه گذشته جمعیت افراد سالمند در دنیا به طور قابل ملاحظه‌ای رو به افزایش بوده است [۳-۱] و در آینده انتظار می‌رود این روند تسریع یابد [۲]. با افزایش سن، همه فاکتورهای درگیر در تعادل، از جمله فاکتور سرعت راه رفتن [۱] تحت تأثیر فرایند پیری قرار می‌گیرند [۴]. حدود ۲۷ تا ۶۵ درصد سالمندان، حداقل یک بار در سال افتادن را تجربه می‌کنند [۵،۶]. ترس از افتادن، رایج‌ترین ترس میان سالمندان است [۷،۸]. و از عواقب آن می‌توان به محدود شدن فعالیت و تحرک روزمره اشاره کرد [۹،۱۰].

امروزه مداخلات متعددی برای حفظ و ارتقای سرعت راه رفتن و تعادل افراد سالمند مورد آزمایش قرار گرفتند. درمان‌ها می‌توانند شامل جراحی اعصاب وستیبولار، فیزیوتراپی، تمرین‌درمانی، مداخلات ارتوزی و کفش‌ها باشند [۱۵-۱۱]. از آنجا که پاها تنها منبع ارتباط مستقیم با زمین در طول راه رفتن هستند، هرگونه تغییری که در حد فاصل کف پا و سطح زمین ایجاد شود می‌تواند روی ثبات پاسچرال افراد مؤثر باشد [۱۲،۱۳]. در طراحی کفش‌ها ویژگی‌های قابل بررسی زیادی وجود دارد که روی تعادل و سرعت راه رفتن تأثیر می‌گذارد. هرکدام از این ویژگی‌ها از طریق تغییر توانایی بدن در کنترل جابه‌جایی‌های مرکز جرم[1] در طول راه رفتن و ایستادن، روی سرعت راه رفتن و ثبات پاسچرال تأثیر می‌گذارند [۱۸-۱۶]. از نقطه‌نظر ارزیابی ویژگی‌های زیره کفش، یکی از مداخلات رایج که برای طیف وسیعی از مشکلات و گروه‌های هدف مورد استفاده قرار می‌گیرد افزودن راکر به زیره کفش است [۱۹، ۲۰]. راکرها انواع متعددی دارند که هرکدام بر اساس ویژگی‌های هندسی، تأثیرات درمانی متعددی

1. COM

* نویسنده مسئول:
محمود بهرامی‌زاده
نشانی: تهران، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، دانشکده علوم توانبخشی، گروه ارتوز و پروتز.
تلفن: ۲۴۸۳۳۲ (۹۱۲) ۹۸+
رایانامه: mbzoandp@gmail.com

برای گروه‌های هدف به همراه خواهند داشت [۱۹]. ویژگی‌های هندسی راکر پنجه در بخش قدامی توسط سه متغیر مشخص می‌شوند، این متغیرها شامل زاویه رأس راکر، محل رأس راکر و زاویه راکر هستند [۲۱].

زاویه و محل قرارگیری رأس راکر در قدام، میزان حرکت مفاصل اندام تحتانی به‌خصوص مچ پا، سرعت راه رفتن، کینماتیک راه رفتن و الگوهای راکر طبیعی در چرخه راه رفتن را تغییر می‌دهد و از این طریق تغییر در زاویه و محل قرارگیری رأس راکر می‌تواند این متغیرها را بهبود داده و یا تضعیف کند [۲۱، ۲۲] و به این ترتیب تعادل و سرعت راه رفتن افراد را دستخوش تغییر کند.

در بررسی ویژگی‌های راکر پنجه، مطالعه چپمن نشان داد که نمی‌توان برای همه افراد ترکیب ثابتی از این متغیرها را اعمال کرد، اما استفاده از راکری با زاویه رأس ۹۰-۹۵درجه برای دو گروه مطالعه او تأثیرات تعادلی مطلوبی داشته است [۲۳]. مطالعات میبر و همچنین ون شی نشان دادند برای داشتن عملکرد تعادلی مطلوب مؤثرترین محل برای قرارگیری رأس راکر بین ۵۵ تا ۶۵ درصد طول کفش از محل پاشنه است [۲۱، ۲۲].

در مطالعه‌ای، تأثیر زوایای راکر روی میزان دورسی‌فلکشن و میزان بلند شدن پا از زمین[۲] بررسی شد. نتایج نشان داد صرف نظر از زاویه شیب زمین، کفش‌هایی با راکر پنجه در زوایای ۱۰ و ۱۵ درجه در مقایسه با سایر راکرها، میزان بلند شدن پا از زمین را به طور معناداری افزایش می‌دهند و به دنبال آن خطر زمین خوردن فرد کاهش می‌یابد [۲۴]. مطالعه دیگری به ارزیابی ثبات پاسچرال افراد با نوروپاتی دیابتی حین پوشیدن کفش‌های راکردار پرداخت. نتایج مطالعه نشان داد تفاوت قابل ملاحظه‌ای بین شرایط کفش در جابه‌جایی مرکز نیرو و زمان عکس‌العمل وجود ندارد. درواقع زمانی که تأثیرات فوری و کوتاه‌مدت مد نظر باشد، کفش‌های راکردار تأثیر منفی روی ثبات پاسچرال افراد با نوروپاتی دیابتی نخواهند داشت [۲۵].

با توجه به نرخ رو به رشد جمعیت سالمندان و افزایش آسیب‌های ناشی از پاسچر ضعیف، مطالعه در حوزه تعادل و راه رفتن سالمندان می‌تواند کمک شایانی به این گروه کند. راکر زیره کفش یکی از مداخلا ت رایج است که امروزه جهت افزایش قدرت عضلات برای سالمندان و جوانان تجویز می‌شود. با وجود کم بودن تعداد مطالعات درباره سالمندان، تعدادی به این نتیجه رسیدند که افزودن راکر به زیره کفش در بلندمدت باعث بهبود قدرت عضلانی و به دنبال آن بهبود ثبات پاسچرال سالمندان می‌شود و رسیدن به تأثیرات مطلوب و بهبود قدرت عضلانی نیازمند استفاده حداقل شش ماه از راکر در زیره کفش است [۲۶-۲۸]. حال همچنان این نگرانی وجود دارد که تا رسیدن به تقویت عضلانی در دوره بلندمدت، افراد سالمند در دوره کوتاه‌مدت در معرض بی‌تعادلی و کاهش سرعت راه رفتن قرار بگیرند. درواقع سوال اصلی این است که در دوره کوتاه‌مدت که هنوز قدرت عضلات تقویت نشده، راکر باعث بر هم خوردن تعادل می‌شود یا خیر. در جست‌وجوی منابع، مطالعه‌ای یافت نشد که در آن تأثیر راکر در دوره کوتاه‌مدت، که هنوز قدرت عضلات تقویت نشده، بررسی شده باشد. بدین‌منظور هدف از مطالعه پیش‌رو، ارزیابی تأثیر فوری راکر پنجه با زوایای مشخص بر سرعت راه رفتن، کنترل پاسچر وتعادل افراد سالمند است.

## روش بررسی

مطالعه از نوع شبه‌تجربی بوده است. انتخاب نمونه‌ها به صورت غیرتصادفی و دردسترس از میان افراد سالم و بالای ۶۰ سال شهرستان بروجرد در صورت داشتن معیارهای ورود صورت گرفته است. شرح تمام مراحل آزمون برای تمام افراد شرکت‌کننده توضیح داده شد و افراد بعد از پر کردن فرم رضایت‌نامه وارد مطالعه شدند. معیار ورود شامل افراد سالمند سالم بالای ۶۰ سال و معیارهای خروج شامل وجود بیماری‌های نوروماسکولار، وجود نوروپاتی‌های اعصاب محیطی و دیابت، آسیب‌های اسکلتی‌عضلانی حاد یا درد حاد در اندام تحتانی و کمر، نیاز به استفاده از وسیله کمکی برای راه رفتن، وجود نقص‌های تعادلی و بیماری‌های قلبی و ریوی حاد بودند.

به منظور تعیین حجم نمونه، ابتدا مطالعه پایلوت با نمونه پنج‌نفری انجام شد. سپس با فرض اندازه اثر ۰/۵، حداقل حجم نمونه لازم برای دست‌یابی به توان ۰/۸۶ محاسبه شد. در این مطالعه حداقل حجم نمونه ۱۹ نفر محاسبه شد.

جهت جمع‌آوری اطلاعات، وزن شرکت‌کنندگان با استفاده از ترازوی کلینیکی، قد و طول اندام تحتانی شرکت‌کنندگان با استفاده از متر نواری و طول پای شرکت‌کنندگان با خط‌کش مخصوص اندازه‌گیری شد. همچنین مسافت‌هایی که هر شرکت‌کننده در آزمون ستاره‌ای طی می‌کند نیز توسط متر اندازه‌گیری شد.

ثبات پاسچرال داینامیک با استفاده از آزمون ستاره‌ای بررسی شد. در آزمون ستاره‌ای فرد در حالی که دست‌های خود را روی کمر قرار می‌دهد، از حالت ایستاده روی دو پا، به حالت ایستادن روی یک پا تغییر وضعیت می‌دهد. پای آزاد باید بیشترین فاصله ممکن را در جهت تعیین‌شده طی کند و بعد از لمس ناحیه جلوی پا با زمین به وضعیت ایستادن روی دو پا بازگردد. این کار برای هر مسیر سه بار تکرار شد. آنچه در آزمون ستاره‌ای به عنوان خروجی اندازه‌گیری می‌شود، حداکثر فاصله‌ای است که فرد توانسته پای غیرتست خود را در مسیر تعیین‌شده برساند. این یک آزمون قابل اطمینان است که دامنه همبستگی درون‌تستی[۳] ۰/۸۹ تا ۰/۹۳ و

2. Toe clearance

3. Test–retest intraclass correlations

**تصویر۱.** کفش کنترل

توانبخشی

دامنه ضریب تغییرات[4] ۳/۰ تا ۴/۶ را دارد [۲۹]. آزمون ستاره‌ای میزان بالایی از تکرارپذیری و قابلیت اطمینان را دارد. یک ویژگی آزمون ستاره‌ای نسبت به سایر تست‌های داینامیک این است که برای افراد سالم، پرکاربردتر و چالش‌برانگیزتر است [۳۰].

تعادل افراد با نسخه فارسی مقیاس تعادلی برگ که در تحقیقات پیشین معادل‌سازی و هنجاریابی شده، ارزیابی شد [۳۱]. آزمون تعادلی برگ اجرای عملکردی تعادل را بر پایه چهارده آیتم که در زندگی روزمره کاربرد زیادی دارند، ارزیابی می‌کند. این آیتم‌ها شامل اعمال حرکتی ساده (مانند جابه‌جا شدن، ایستادن بدون حمایت، از حالت نشسته ایستادن و غیره) و نیز اعمال حرکتی مشکل‌تر (مانند جفت پا ایستادن، روی یک پا ایستادن، ۳۶۰ درجه چرخیدن و غیره) است. نمره کل آزمون ۵۶ است که تعادل در سطح عالی را نشان می‌دهد. هر آیتم بر اساس مقیاس ترتیبی شامل ۵ امتیاز است و دامنه صفر تا ۴ را دربر می‌گیرد. اعتبار درونی و بیرونی این آزمون در سالمندان به ترتیب ۰/۹۸ و ۰/۹۹ است [۳۲].

سرعت راه رفتن افراد با استفاده از «آزمون ۱۰ متر راه رفتن»[5] ارزیابی شد. در این آزمون، فرد شرکت‌کننده مسافت ۲۰متری را با سرعت مطمئن برای راه رفتن طی می‌کند. به آزمودنی متذکر می‌شویم که سرعتی اتخاذ کند که راه رفتن او را در شرایط ایمن فراهم کند. ۵ متر ابتدایی و انتهایی مسیر صرف افزایش و کاهش سرعت آزمودنی شد و میانگین سرعت فرد از طریق تقسیم ۱۰ متر میانی بر مدت‌زمان پیمودن این ۱۰ متر ارزیابی شد. آزمون سه مرتبه تکرار شد و بهترین رکورد فرد به عنوان نمره آزمون ثبت شد [۳۳].

برای انجام این تحقیق کفش‌های استاندارد با محفظه پنجه‌محکم، عریض و مرتفع تهیه شد و برای جلوگیری از تأثیر نوع کفش، کفش همه شرکت‌کنندگان از نوع یکسان و استاندارد بود. برای تهیه راکر پنجه از لاستیکی با جنس اتیل ونیل استات[6] استفاده شد. محل قرارگیری رأس راکر در ۶۵ درصد طول کفش بود [۳۴]. جهت حفظ شرایط ایمن برای سالمندان، زوایای راکر استفاده‌شده در مطالعه ما، حداکثر زوایایی است که در مطالعات

4. Coefficients of variation
5. 10 meter walking test
6. Ethyl vinyl acetate

**تصویر۲.** کفش با زاویه راکر ۱۰ درجه

توانبخشی

اندک پیشین، خطر زمین خوردن را در سالمندان تقویت نکرده است [۲۴، ۳۵]. یک مدل کفش مشابه با کفش‌های آزمون که تنها از لحاظ نوع زیره با آن‌ها متفاوت بوده و ضخامت زیره در سرتاسر طول کفش کامل بود، به عنوان کفش کنترل استفاده شد **(تصویر شماره ۱)**. در مدل اول رأس راکر با خط افق زاویه ۱۰ درجه **(تصویر شماره ۲)** و در مدل دوم رأس راکر با خط افق زاویه ۱۵ درجه **(تصویر شماره ۳)** داشت. زیره کفش در قسمت پاشنه دارای ضخامت کامل بود که تا ۶۵ درصد طول کفش نیز امتداد داشت. ضخامت زیره در این ناحیه برای گروه کفش راکردار ۲/۹ میلی‌متر و برای کفش کنترل ۲/۲ میلی‌متر بود.

جهت انجام آزمون‌ها، ابتدا آموزش‌های لازم به افراد شرکت‌کننده توسط آزمونگر داده شد. یک بار آزمون توسط آزمونگر برای آشنایی شرکت‌کنندگان انجام شد. آزمون ستاره‌ای در دو مرحله شامل پیش‌آزمون برای آشنایی شرکت‌کنندگان، و آزمون اصلی صورت گرفت. در مرحله پیش‌آزمون، یک آزمون ستاره‌ای با پای برهنه به صورت تمرینی از افراد گرفته شد. پس از اتمام مرحله پیش‌آزمون، ۵ دقیقه استراحت برای آزمودنی‌ها در نظر گرفته شد.

در مرحله آزمون اصلی، از افراد خواسته شد به منظور آشنا شدن با کفش به مدت ۵ دقیقه قبل از شروع تست، کفش‌ها را بپوشند [۳۶]. با پوشیدن هریک از کفش‌ها با راکرهای پنجه ۱۰ و ۱۵ درجه و همچنین کفش کنترل، آزمون ستاره‌ای انجام شد. برای هرکدام از حالات استفاده از کفش، آزمون سه بار تکرار شد. ترتیب مراحل انجام آزمون‌ها به صورت تصادفی بود. عدم تماس پای آزاد با زمین، قرار دادن وزن روی پای آزاد و یا بلند شدن پای ثابت از روی زمین خطا بود و فرد مجدداً باید آزمون را تکرار

**تصویر ۳.** کفش با زاویه راکر ۱۵ درجه

توانبخشی

می‌کرد. برای جلوگیری از خستگی افراد، بین هر تکرار مسیر، ۳۰ ثانیه و بین تست هر کفش، ۲ دقیقه به فرد استراحت داده شد [۳۷]. بین مسیرهای انجام تست به افراد ۲ دقیقه استراحت داده شد [۳۷]. به منظور نرمال‌سازی داده‌ها، اعداد حاصل از تست ستاره‌ای بر طول پای فرد تقسیم و میانگین آن‌ها در مطالعه وارد شد. طول پای هر فرد از خار خاصره قدامی فوقانی تا قوزک داخلی پا با متر نواری اندازه‌گیری شد [۳۸].

پس از ۱۵ تا ۲۰ دقیقه استراحت، آموزش افراد برای آزمون تعادلی برگ شروع شد. آموزش به صورت کلامی بود و در صورت نیاز، تکالیف چهارده‌گانه توسط آزمونگر انجام می‌شد. سپس شرکت‌کنندگان به صورت تصادفی با هریک از کفش‌های کنترل، کفش با راکر پنجه ۱۰ درجه و کفش با راکر پنجه ۱۵ درجه آزمون برگ را انجام دادند. نمره‌دهی آزمون برای هریک از تکالیف توسط آزمونگر صورت گرفت. برای افراد شرکت‌کننده بین هر تعویض کفش ۵ دقیقه استراحت در نظر گرفته شد.

مجدداً ۱۵ تا ۲۰ دقیقه استراحت برای شرکت‌کنندگان در نظر گرفته شد. مرحله نهایی انجام آزمون ۱۰ متر راه رفتن بود. با فرمان آزمونگر، آزمودنی شروع به حرکت در مسیر تعیین‌شده می‌کرد. مسیر ۲۰متری توسط فرد آزمودنی طی شد و مدت‌زمان طی کردن ۱۰ متر میانی توسط آزمونگر ثبت شد. آزمون به صورت تصادفی با هرکدام از کفش‌های کنترل، کفش با راکر ۱۰ درجه و کفش با راکر ۱۵درجه و برای هرکدام از کفش‌ها سه مرتبه تکرار شد. بیشترین سرعت فرد به عنوان نمره آزمون برای مداخله مشخص، ثبت شد.

به منظور تجزیه‌وتحلیل داده‌ها، ابتدا توزیع کلیه داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیروویلک مورد سنجش قرار گرفت و نتایج نشان داد که توزیع همه داده‌ها به جز داده‌های مقیاس تعادلی برگ، نرمال هستند. بر همین اساس به منظور تجزیه‌وتحلیل یافته‌ها از آزمون آنالیز واریانس و ویلکاکسون استفاده شد.

## یافته‌ها

از بین ۱۹ فرد شرکت‌کننده در تحقیق شش نفر (۳۱/۶ درصد) را مردان و ۱۳ نفر (۶۸/۴درصد) را زنان تشکیل داده بودند. توزیع گروه سنی، میانگین قد، وزن، شاخص توده بدنی و میانگین طول اندام تحتانی شرکت‌کنندگان در **جداول شماره ۱، ۲ و ۳** آورده شده است.

میزان شاخص مقیاس تعادلی برگ در گروه کنترل ۰/۹۶±۵۵/۶۴ بود که از حداقل ۵۲ تا حداکثر ۵۶ متغیر بود، این میزان در گروه کفش با راکر پنجه ۱۰ درجه ۰/۹۸±۵۵/۲۱ بود که از حداقل ۵۲ تا حداکثر ۵۶ متغیر بود و در گروه کفش با راکر پنجه ۱۵ درجه ۱/۰۵±۵۵/۲۶ بود که از حداقل ۵۲ تا حداکثر ۵۶ متغیر بود.جهت تحلیل، ابتدا با استفاده از آزمون شاپیروویلک نرمالیتی داده‌های مقیاس تعادلی برگ بررسی و رد شد (P<۰/۰۰۰۱). نتیجه آزمون ویلکاکسون حاکی از نبود اختلاف آماری معنادار در این شاخص، بین سه گروه کفش کنترل، کفش با راکر پنجه ۱۰ درجه و کفش با راکر پنجه ۱۵ درجه بود (P=۰/۶۲۵).

آزمون ۱۰ متر راه‌رفتن برای افراد در سه نوبت انجام شد که عدد حداکثری، به عنوان عدد مربوط به این شاخص در نظر گرفته شد. با توجه به نتایج حاصل از آزمون ۱۰ متر راه رفتن، این میزان در گروه کنترل ۰/۲۴±۱/۱۴ بود که از حداقل ۰/۵۹ تا حداکثر ۱/۶ متر بر ثانیه تغییر داشت. در گروه کفش با راکر پنجه ۱۰ درجه ۰/۱۸±۱/۱۵ بود که از حداقل ۰/۸۳ تا حداکثر ۱/۳۸ متر بر ثانیه تغییر داشت و در گروه کفش با راکر پنجه ۱۵ درجه ۰/۲۲±۱/۱۵ بود که از حداقل ۰/۷۳ تا حداکثر ۱/۷۲ متر بر ثانیه متغیر بود. در اینجا نیز ابتدا با استفاده از آزمون شاپیرو ویلک نرمالیتی داده‌های آزمون ۱۰ متر راه رفتن تأیید شد (P=۰/۲). نهایتاً نتیجه آزمون آنالیز واریانس حاکی از نبود اختلاف آماری معنادار در این شاخص بین سه گروه کفش کنترل، کفش با راکر پنجه ۱۰ درجه و کفش با راکر پنجه ۱۵ درجه بود (P=۰/۹۹۳).

نرمالیتی داده‌های آزمون ستاره‌ای در راستای قدامی، خلفی داخلی و خلفی خارجی نیز با آزمون شاپیروویلک بررسی و تأیید شد (P=۰/۲). نتایج حاصل از آزمون آنالیز واریانس حاکی از نبود اختلاف معنادار در سه گروه مطالعه در هر سه راستای آزمون ستاره‌ای بود **(جدول شماره ۴)**.

## بحث

مطالعه ما نشان داد که افزودن راکر پنجه با زوایای ۱۰ یا ۱۵ درجه تأثیر منفی بر تعادل و سرعت راه رفتن سالمندان ندارد. استفاده از دو زاویه راکر با مقادیر مشخص با استناد به مطالعات پیشین صورت گرفت که بیان کرده بودند این زوایای راکر تأثیر مثبتی بر میزان بلند شدن پا از زمین در مرحله سوییینگ سالمندان دارد [۲۴، ۳۵]. همچنین در این مطالعه سعی شد با انجام آزمون‌های بالینی شبیه‌ترین ارزیابی به محیط زندگی واقعی فرد سالمند انجام شود. ازآنجا که یکی از فاکتورهای مؤثر در کنترل تعادل سالمندان، سرعت راه رفتن آن‌هاست با استفاده از آزمون ۱۰متر راه رفتن، این متغیر نیز ارزیابی شد.

در رابطه با تأثیر راکر پنجه بر پارامترهای تعادل سالمندان مطالعه پیش‌رو هیچ‌گونه خاصیت منفی بی‌ثبات‌کنندگی در کفش‌های راکردار نسبت به کفش معمولی را نشان نداد. نتایج ارزیابی تعادل پاسچرال داینامیک و تعادل حاصل از مقیاس تعادلی برگ نشان داد که استفاده از کفش با راکر پنجه ۱۰ درجه و کفش با راکر پنجه ۱۵ درجه تغییر محسوسی در متغیرهای تعادلی فرد ایجاد نمی‌کند.

هدف آزمون ستاره‌ای این است که فرد تا حد ممکن تعادل خود را بر هم بزند، سپس به حالت باثبات اولیه بازگردد. استفاده

**جدول ۱. میانگین توزیع گروه سنی**

| گروه سنی / پراکندگی | فراوانی (درصد) | درصد تجمعی |
|---|---|---|
| ۶۰ تا ۶۹ سال | ۱۵ (۷۸/۹) | ۷۸/۹ |
| ۷۰ تا ۷۹ سال | ۳ (۱۵/۸) | ۹۴/۷ |
| ۸۰ سال به بالا | ۱ (۵/۳) | ۱۰۰ |
| مجموع | ۱۹ (۱۰۰) | - |

توانبخشی

از این تست در بررسی ثبات پاسچرال داینامیک رایج و پرکاربرد است و در مطالعات متعددی به عنوان ابزاری کارآمد در ارزیابی‌ها استفاده می‌شود [۴۱-۳۹].

استفاده از کفش‌های راکردار با تأثیرگذاری بر میزان حرکت مفاصل مچ پا و محدود کردن حرکت در مفاصل متاتارس، باعث کاهش آوران‌های حاوی اطلاعات موقعیتی به مغز می‌شود. همچنین با کم کردن سطح اتکای فرد میزان آگاهی فرد سالمند از وضعیت پای خود را کاهش می‌دهد [۴۲]، بدین ترتیب احتمال می‌رفت که با توجه به مکانیسم‌های جبرانی و اتخاذ احتیاط در سالمندان میزان مسافت طی‌شده با استفاده از کفش‌های راکردار نسبت به کفش کنترل در آزمون ستاره‌ای کاهش یابد. این در صورتی است که شرکت‌کنندگان مسافت‌های نسبتاً یکسانی را با هر سه مدل کفش طی کردند. یکی از دلایل نبود تفاوت در نتایج این آزمون، بین کفش‌های راکردار وکفش کنترل، می‌تواند افزایش فعالیت و تلاش عضلانیِ فرد برای رسیدن به حالت باثبات باشد. مطالعه قمیان بیان می‌کند هنگام استفاده از کفش‌های راکردار قدرت عضلانی فرد درپاسخ به محرک‌های قدامی و خلفی برای رسیدن به حالت باثبات افزایش می‌یابد. به بیان دیگر عدم تغییر ثبات پاسچرال حین پوشین کفش‌های راکردار می‌تواند به دلیل افزایش فعالیت عضلانی و تلاش فرد برای حفظ حالت باثبات خود باشد [۲۵].

مطالعه قمیان روی هفده بیمار با نوروپاتی دیابتی انجام شده است. در این مطالعه تفاوت قابل ملاحظه‌ای بین استفاده از کفش با راکر انگشتان نسبت به کفش کنترل در ثبات پاسچرال افراد مشاهده نشد [۲۵]. همچنین مطالعه برنتون‌رول که به ارزیابی تأثیر کفش‌های پیاده‌روی راکردار بر ثبات پاسچرال ۲۱ فرد سالمند سالم پرداخت نیز تفاوت قابل ملاحظه‌ای بین استفاده از کفش راکر و کفش پیاده‌روی معمولی نشان نداد [۴۳]. مطالعه رمسترند نیز که روی ۳۱ خانم بالای ۵۰ سال انجام شد نشان داد که استفاده هشت‌هفته‌ای از کفش‌های MBT تأثیر بسزایی روی ثبات استاتیک افراد شرکت‌کننده نداشت [۲۷].

این در حالی است که نتایج مطالعات آلبرایت [۴۴]، دمورا [۴۵] و عراض‌پور [۴۶] مغایری با مطالعه مابود. نکته قابل توجه تفاوت نوع راکر و کفش مورداستفاده در هر سه مطالعه است. بیان شده که تنها راکری که می‌توان برای افرادی با ریسک عدم تعادل تجویز کرد، راکر پنجه است [۴۷]. این در حالی است که آلبرایت از راکر پاشنه تا پنجه و راکر پاشنه معکوس، دمورا از کفش MBT و عراض‌پور از راکر پاشنه تا پنجه استفاده کرده‌اند [۴۶-۴۴].

راکر پاشنه تا پنجه استفاده‌شده در مطالعه آلبرایت به صورت یک زاویه راکر ملایم در قسمت پاشنه و همچنین پنجه است که به صورت عمده برای افراد با هالوکس ریجیدوس جهت جبران حرکت سر متاتارس اول تجویز می‌شود [۴۷]. راکر پاشنه معکوس نیز که در آن ارتفاع زیره کفش در قسمت پاشنه، برابر و یا کمتر از ارتفاع آن در قسمت سینه کفش است، باعث انتقال نیروی تحمل وزن به بخش میانی و عقبی پا می‌شود. این مدل از راکر بیشتر برای افرادی که با استفاده از راکرهایی با ارتفاع نرمال احساس بی‌ثباتی می‌کنند کاربرد دارد.

کفش‌های MBT استفاده‌شده در مطالعه دمورا دارای راکر پاشنه تا پنجه هستند که ذاتاً بی‌ثبات‌کننده بوده و سطح اتکای کمی دارند. همچنین زیره خارجی این کفش‌ها ضخیم است و از جنسی منعطف در بخش پاشنه برخوردار هستند که به دلیل کاهش گیرنده‌های حسی، صرف نظر از راکردار بودن یا نبودن،

**جدول ۲. میانگین قد، وزن و BMI**

| متغیر / پراکندگی | میزان | حداقل | حداکثر |
|---|---|---|---|
| قد (متر) | ۱/۶۳±۰/۰۹ | ۱/۵ | ۱/۸۵ |
| وزن (کیلوگرم) | ۷۰/۳±۱۱/۵ | ۴۵ | ۸۵ |
| شاخص توده بدنی | ۲۶/۴۱±۳/۰۸ | ۱۸/۷۳ | ۳۱/۲۵ |

توانبخشی

**جدول۳.** میانگین طول اندام تحتانی آزمودنی‌ها

| طول اندام تحتانی / پراکندگی | فراوانی (درصد) | درصد تجمعی |
|---|---|---|
| ۷۰ تا ۷۵ سانتی‌متر | ۱۰ (۵۲/۷) | ۵۲/۷ |
| ۷۶ تا ۸۰ سانتی‌متر | ۱۰ (۲۶/۳) | ۷۸/۵ |
| ۸۱ تا ۸۵ سانتی‌متر | ۲ (۱۰/۵) | ۸۹/۵ |
| ۸۶ تا ۹۰ سانتی‌متر | ۲ (۱۰/۵) | ۱۰۰ |
| مجموع | ۱۹ (۱۰۰) | - |

توانبخشی

باعث به هم خوردن تعادل افراد می‌شوند [۴۸، ۴۹]. مدل زیره استفاده‌شده در مطالعه عراض‌پور نیز راکر پاشنه تا پنجه است. از طرفی دیگر رویه کفش استفاده‌شده در مطالعه عراض‌پور ثبات کافی برای کنترل حرکات اینورژن و ایورژن مچ پا را ایجاد نمی‌کند [۴۶].

از طرفی دیگر تفاوت مشاهده‌شده بین پژوهش ما و مطالعات مذکور می‌تواند به دلیل تفاوت سیستم ثبات پاسچرال در افراد سالمند با افراد جوان باشد. در هر سه مطالعه، میانگین سنی افراد شرکت‌کننده بین ۲۰ تا ۲۵ سال بود. در حالی که میانگین سنی افراد شرکت‌کننده مطالعه حاضر ۶۶ سال است.

درنهایت از نقطه نظر ارزیابی تعادل در سالمندان سالم، یکی از نتایج قابل توجه این مطالعه، عدم محدودیت استفاده از راکر پنجه تا زاویه ۱۵ درجه است، زیرا با آزمون‌های بالینی انجام‌شده برای ارزیابی متغیرهای تعادلی، نتیجه خطرآفرینی مبنی بر به هم زدن تعادل سالمندان مشاهده نشد.

در رابطه با تأثیر افزودن راکر پنجه به زیره کفش، مطالعه ما نشان داد افزایش یا کاهش سرعت راه رفتن، با پوشیدن کفش‌های راکردار، نسبت به کفش معمولی رخ نمی‌دهد. نتایج آزمون ۱۰ متر راه رفتن نشان داد که استفاده از کفش با راکر پنجه ۱۰ درجه و کفش با راکر پنجه ۱۵ درجه تغییر محسوسی در متغیر سرعت راه رفتن فرد ایجاد نمی‌کند.

افزودن راکر در زیره کفش باعث افزایش فعالیت عضلات پلنتارفلکسور مچ پا می‌شود. این مسئله را می‌توان این‌گونه تحلیل کرد که اگر جنس راکر ضمیمه‌شده به زیره کفش به اندازه کافی سخت باشد، مانع انجام حرکت در مفاصل متاتارس‌ها می‌شود و اصطلاحاً حرکت شکست متاتارس‌ها رخ نمی‌دهد. بدین‌ترتیب بازوی اهرمی عضلات پلنتارفلکسور افزایش یافته و نهایتاً تلاش مضاعفی برای بلند کردن پاشنه از روی زمین نیاز خواهد بود. از آنجا که عضلات پلنتارفلکسور منبع اصلی تولید انرژی هنگام راه رفتن هستند، به صورت تئوری هنگام افزودن راکر به زیره کفش، عضلات پلنتارفلکسور نیز بیشتر فعالیت می‌کنند تا بتوانند یک الگوی راه رفتن طبیعی، با سرعت یکنواخت برای فرد فراهم کنند [۵۰، ۵۱].

**جدول ٤.** شاخص‌های آزمون ستاره‌ای در سه راستای مشخص

| شاخص / گروه | | کنترل | راکر ۱۰ درجه | راکر ۱۵ درجه | نتیجه آزمون |
|---|---|---|---|---|---|
| شاخص آزمون ستاره‌ای در راستای قدامی | میانگین±انحراف‌معیار | ۰/۷۸±۰/۱۲ | ۰/۷۹±۰/۰۹ | ۰/۸±۰/۰۷ | P=۰/۸۲۶ |
| | حداقل | ۰/۶ | ۰/۶۶ | ۰/۶۹ | |
| | حداکثر | ۱/۰۴ | ۰/۹۸ | ۱ | |
| شاخص آزمون ستاره‌ای در راستای خلفی داخلی | میانگین±انحراف‌معیار | ۰/۸۲±۰/۰۸ | ۰/۸۳±۰/۱۱ | ۰/۸۲±۰/۱ | P=۰/۸۳۵ |
| | حداقل | ۰/۶۹ | ۰/۶۲ | ۰/۷۱ | |
| | حداکثر | ۰/۹۷ | ۱/۰۹ | ۱/۰۴ | |
| شاخص آزمون ستاره‌ای در راستای خلفی خارجی | میانگین±انحراف‌معیار | ۰/۶۶±۰/۱۴ | ۰/۶۵±۰/۱ | ۰/۶۹±۰/۱۱ | P=۰/۵۹۸ |
| | حداقل | ۰/۴۱ | ۰/۴۴ | ۰/۴۹ | |
| | حداکثر | ۰/۹۷ | ۰/۹۲ | ۰/۸۸ | |

توانبخشی

از طرفی افزودن راکر پنجه به زیره کفش، باعث افزایش زاویه اکستنشن هیپ در مرحله میانی و انتهایی ایستایی می‌شود و درنتیجه طول قدم کاهش می‌یابد [۵۲]. می‌توان بیان کرد در مسافت مشخص اگر طول قدم کاهش و کادنس به همان نسبت افزایش یابد، سرعت راه رفتن تغییری نمی‌کند.

مطالعه فرقانی، همچنین مطالعه عراض‌پور، سرعت راه رفتن افراد شرکت‌کننده را با استفاده از کفش کنترل و کفش راکردار، یکسان ارزیابی کردند [۴۶، ۵۳]. این نتایج در مطالعه میبر و همچنین مطالعه ون بوگارت نیز مشاهده شد [۲۰، ۵۲]. با این تفاوت که دو مطالعه آخر بیان کردند که دلیل ثابت بودنِ سرعت حین راه رفتن با کفش راکر، افزایش کادنس و کاهش طول قدم است که این مسئله با فرضیه مطرح‌شده در پژوهش ما هم‌خوانی دارد.

تنها یک مطالعه با استفاده از زوایای مشخص راکر پنجه، سرعت راه رفتن را ارزیابی کرده است که در این مطالعه نیز سرعت راه رفتن تا ۱۵ درجه راکر، ثابت بود. اگرچه در این مطالعه افزودن زاویه راکر ۲۰ درجه موجب کاهش سرعت راه رفتن افراد شد که می‌توانست به دلیل ترس فرد و احتیاط در زمین خوردن باشد [۲۴].

درنهایت از نقطه‌نظر ارزیابی پارامترهای زمانی در سالمندان، با در نظر گرفتن این فرضیه که دلیل ثابت بودن سرعت راه رفتن آن‌ها با استفاده از زوایای راکر تعریف‌شده، افزایش کادنس و کاهش طول قدم بوده است، باید در نظر داشت این مسئله در سرعت راه رفتن ثابت، باعث افزایش شاخص نرخ فیزیولوژیک می‌شود که می‌تواند برای افراد با مشکلات قلبی‌عروقی منع تجویز داشته باشد [۵۲]. در مورد سالمندان سالمی که مشکلات قلبی‌عروقی ندارند راکر پنجه تا زاویه ۱۵ درجه تأثیر منفی بر سرعت راه رفتن آن‌ها ندارد.

## نتیجه‌گیری

مطالعه ما پس از بررسی زوایای ۱۰ و ۱۵ درجه راکر پنجه بر تعادل و سرعت راه رفتن افراد سالمند به طور کلی نشان می‌دهد که استفاده از راکر پنجه با زوایای ۱۰ و ۱۵ درجه تأثیر منفی بر تعادل و سرعت راه رفتن سالمندان نمی‌گذارد و درنتیجه از تجویز کفش‌هایی با زاویه کنترل‌شده راکر پنجه برای افراد سالمند سالم حمایت می‌کند. نهایتاً فرد سالمند می‌تواند بدون ترس از عدم تعادل و افتادن، از مزایای بلندمدت راکر کفش بهره برده و قدمی به سمت سالمندیِ پویا بردارد.

از نقطه نظر متغیرهای مخدوشگر و محدودیت‌های این مطالعه، به تفاوت ضخامت زیره کفش در گروه کفش راکردار و کفش کنترل می‌توان اشاره کرد. اگرچه تأثیر افزایش ضخامت زیره، بر وزن کفش‌ها از نظر آماری نرمال شد، اما بازهم تأثیرگذاری تفاوت ضخامت زیره بر تعادل مورد بحث است. از طرفی از آنجا که نتایج آزمون‌های بالینی، به دقت فرد آزمونگر و محل انجام آزمون نیز بستگی دارد و می‌تواند مخدوشگرِ برخی نتایج در مطالعات باشد؛ در این مطالعه همه آزمون‌ها در یک مکان با ویژگی‌های استاندارد و توسط یک فرد ارتوزیست انجام شد. پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده سایر پارامترهای فضایی و مکانی راه رفتن جمعیت سالمندان با مداخله کفش‌های راکردار بررسی شود.

## ملاحظات اخلاقی

### پیروی از اصول اخلاق پژوهش

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

### حامی مالی

این تحقیق هیچ‌گونه کمک مالی از سازمان‌های تأمین مالی در بخش‌های عمومی، تجاری یا غیرانتفاعی دریافت نکرد.

### مشارکت نویسندگان

مفهوم سازی، روش‌شناسی، نرم‌افزار، اعتبار سنجی، تجزیه و تحلیل رسمی، تحقیق، منابع، تنظیم داده‌ها، نگارش - تهیه پیش‌نویس اصلی، نگارش - مرور و ویرایش: تمامی نویسندگان؛ نظارت: محمود بهرامی‌زاده، مختار آرازپور، عاطفه ابوترابی.

### تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان این مقاله تعارض منافع ندارد.

## Referencs

[1] Manton KG. Epidemiological, demographic, and social correlates of disability among the elderly. The Milbank Quarterly. 1989; 67(Suppl 2 Pt 1):13-58. [DOI:10.2307/3350235]

[2] Crimmins EM, Saito Y, Reynolds SL. Further evidence on recent trends in the prevalence and incidence of disability among older Americans from two sources: The LSOA and the NHIS. The Journals of Gerontology: Series B. 1997; 52B(2):S59-71. [DOI:10.1093/geronb/52B.2.S59]

[3] Diczfalusy E. The demographic revolution and our common future. Maturitas. 2001; 38(1):5-14. [DOI:10.1016/S0378-5122(00)00187-0]

[4] Benjuya N, Melzer I, Kaplanski J. Aging-induced shifts from a reliance on sensory input to muscle cocontraction during balanced standing. The Journals of Gerontology: Series A. 2004; 59(2):M166-71. [DOI:10.1093/gerona/59.2.M166]

[5] Mann R, Birks Y, Hall J, Torgerson D, Watt I. Exploring the relationship between fear of falling and neuroticism: Across-sectional study in community-dwelling women over 70. Age and Ageing. 2006; 35(2):143-7. [DOI:10.1093/ageing/afj013]

[6] Hatch J, Gill-Body KM, Portney LG. Determinants of balance confidence in community-dwelling elderly people. Physical Therapy. 2003; 83(12):1072-9. [DOI:10.1093/ptj/83.12.1072]

[7] Arfken CL, Lach HW, Birge SJ, Miller JP. The prevalence and correlates of fear of falling in elderly persons living in the community. American Journal of Public Health. 1994; 84(4):565-70. [DOI:10.2105/AJPH.84.4.565]

[8] Sharaf AY, Ibrahim HS. Physical and psychosocial correlates of fear of falling among older adults in assisted living facilities. Journal of Gerontological Nursing. 2008; 34(12):27-35. [DOI:10.3928/00989134-20081201-07]

[9] Kulmala J, Sihvonen S, Kallinen M, Alen M, Kiviranta I, Sipilä S. Balance confidence and functional balance in relation to falls in older persons with hip fracture history. Journal of Geriatric Physical Therapy. 2007; 30(3):114-20. [DOI:10.1519/00139143-200712000-00006]

[10] Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor control: Translating research into clinical practice. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2007. https://books.google.com/books?id=BJcL3enz3xMC&dq

[11] Lord SR, Ward JA, Williams Ph. Exercise effect on dynamic stability in older women: A randomized controlled trial. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1996; 77:232-6. [DOI:10.1016/S0003-9993(96)90103-3]

[12] Wallmann HW, Gillis CB, Alpert PT, Miller SK. The effect of a senior jazz dance class on static balance in healthy women over 50 years of age: A pilot study. Biological Research for Nursing. 2009; 10(3):257-66. [DOI:10.1177/1099800408322600]

[13] Brauer SG, Neros Ch, Woollacott M. Balance control in the elderly: Do Masters athletes show more efficient balance responses than healthy older adults? Aging Clinical and Experimental Research. 2008; 20(5):406-11. [DOI:10.1007/BF03325145]

[14] Xu DQ, Li JX, Hong Y. Effect of regular Tai Chi and jogging exercise on neuromuscular reaction in older people. Age and Ageing. 2005; 34(5):439-44. [DOI:10.1093/ageing/afi114]

[15] Studenski S, Duncan PW, Chandler J. Postural responses and effector factors in persons with unexplained falls: Results and methodologic issues. Journal of the American Geriatrics Society. 1991; 39(3):229-34. [DOI:10.1111/j.1532-5415.1991.tb01642.x]

[16] Hijmans JM, Geertzen JHB, Dijkstra PU, Postema K. A systematic review of the effects of shoes and other ankle or foot appliances on balance in older people and people with peripheral nervous system disorders. Gait & Posture. 2007; 25(2):316-23. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2006.03.010]

[17] Perry SD, Radtke A, Goodwin CR. Influence of footwear midsole material hardness on dynamic balance control during unexpected gait termination. Gait & Posture. 2007; 25(1):94-8. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2006.01.005]

[18] Wilson ML, Rome K, Hodgson D, Ball P. Effect of textured foot orthotics on static and dynamic postural stability in middle-aged females. Gait & Posture. 2008; 27(1):36-42. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2006.12.006]

[19] Brown D, Wertsch JJ, Harris GF, Klein J, Janisse D. Effect of rocker soles on plantar pressures. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2004; 85(1):81-6. [DOI:10.1016/S0003-9993(03)00374-5]

[20] Meyer PF, Oddsson LIE, De Luca CJ. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. Experimental Brain Research. 2004; 156(4):505-12. [DOI:10.1007/s00221-003-1804-y]

[21] van Schie C, Ulbrecht JS, Becker MB, Cavanagh PR. Design criteria for rigid rocker shoes. Foot & Ankle International. 2000; 21(10):833-44. [DOI:10.1177/107110070002101007]

[22] Myers KA, Long JT, Klein JP, Wertsch JJ, Janisse D, Harris GF. Biomechanical implications of the negative heel rocker sole shoe: Gait kinematics and kinetics. Gait & Posture. 2006; 24(3):323-30. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2005.10.006]

[23] Coughlan GF, Fullam K, Delahunt E, Gissane C, Caulfield BM. A comparison between performance on selected directions of the star excursion balance test and the Y balance test. Journal of Athletic Training. 2012; 47(4):366-71. [DOI:10.4085/1062-6050-47.4.03]

[24] Thies SB, Jones RK, Kenney LPJ, Howard D, Baker R. Effects of ramp negotiation, paving type and shoe sole geometry on toe clearance in young adults. Journal of Biomechanics. 2011; 44(15):2679-84. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2011.07.027]

[25] Ghomian B, Kamyab M, Jafari H, Khamseh ME, Healy A. Rocker outsole shoe is not a threat to postural stability in patients with diabetic neuropathy. Prosthetics and Orthotics International. 2016; 40(2):224-30. [DOI:10.1177/0309364614543549]

[26] Sousa ASP, Silva A, Macedo R, Santos R, Tavares JMRS. Influence of long-term wearing of unstable shoes on compensatory control of posture: An electromyography-based analysis. Gait & Posture. 2014; 39(1):98-104. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2013.06.003]

[27] Ramstrand N, Thuesen AH, Nielsen DB, Rusaw D. Effects of an unstable shoe construction on balance in women aged over 50 years. Clinical Biomechanics. 2010; 25(5):455-60. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2010.01.014]

[28] Landry SC, Nigg BM, Tecante KE. Standing in an unstable shoe increases postural sway and muscle activity of selected smaller extrinsic foot muscles. Gait & Posture. 2010; 32(2):215-9. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2010.04.018]

[29] Gribble PA, Hertel J. Considerations for normalizing measures of the Star Excursion Balance Test. Measurement in Physical Education and Exercise Science. 2003; 7(2):89-100. [DOI:10.1207/S15327841MPEE0702_3]

[30] Hertel J, Miller SJ, Denegar CR. Intratester and intertester reliability during the Star Excursion Balance Tests. Journal of Sport Rehabilitation. 2000; 9(2):104-16. [DOI:10.1123/jsr.9.2.104]

[31] Salavati M, Negahban H, Mazaheri M, Soleimanifar M, Hadadi M, Sefiddashti L, et al. The Persian version of the Berg Balance Scale: Inter and intra-rater reliability and construct validity in elderly adults. Disability and Rehabilitation. 2012; 34(20):1695-8. [DOI:10.3109/09638288.2012.660604]

[32] Bogle Thorbahn LD, Newton RA. Use of the Berg Balance Test to predict falls in elderly persons. Physical Therapy. 1996; 76(6):576-83. [DOI:10.1093/ptj/76.6.576]

[33] Peters DM, Fritz SL, Krotish DE. Assessing the reliability and validity of a shorter walk test compared with the 10-Meter Walk Test for measurements of gait speed in healthy, older adults. Journal of Geriatric Physical Therapy. 2013; 36(1):24-30. [DOI:10.1519/JPT.0b013e318248e20d]

[34] Robbins S, Waked E, Gouw GJ, McClaran J. Athletic footwear affects balance in men. British Journal of Sports Medicine. 1994; 28(2):117-22. [DOI:10.1136/bjsm.28.2.117]

[35] Thies SB, Price C, Kenney LPJ, Baker R. Effects of shoe sole geometry on toe clearance and walking stability in older adults. Gait & Posture. 2015; 42(2):105-9. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2015.04.011]

[36] Hadadi M, Mazaheri M, Mousavi ME, Maroufi N, Bahramizadeh M, Fardipour Sh. Effects of soft and semi-rigid ankle orthoses on postural sway in people with and without functional ankle instability. Journal of Science and Medicine in Sport. 2011; 14(5):370-5. [DOI:10.1016/j.jsams.2010.12.004]

[37] Wikstrom EA, Arrigenna MA, Tillman MD, Borsa PA. Dynamic postural stability in subjects with braced, functionally unstable ankles. Journal of Athletic Training. 2006; 41(3):245-50. [PMID] [PMCID]

[38] Kinzey SJ, Armstrong CW. The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1998; 27(5):356-60. [DOI:10.2519/jospt.1998.27.5.356]

[39] Hardy L, Huxel K, Brucker J, Nesser T. Prophylactic ankle braces and star excursion balance measures in healthy volunteers. Journal of Athletic Training. 2008; 43(4):347-51. [DOI:10.4085/1062-6050-43.4.347]

[40] Hadadi M, Mousavi ME, Fardipour Sh, Vameghi R, Mazaheri M. Effect of soft and semirigid ankle orthoses on Star Excursion Balance Test performance in patients with functional ankle instability. Journal of Science and Medicine in Sport. 2014; 17(4):430-3. [DOI:10.1016/j.jsams.2013.05.017]

[41] Sesma AR, Mattacola CG, Uhl TL, Nitz AJ, McKeon PO. Effect of foot orthotics on single-and double-limb dynamic balance tasks in patients with chronic ankle instability. Foot & Ankle Specialist. 2008; 1(6):330-7. [DOI:10.1177/1938640008327516]

[42] Robbins S, Waked E, Allard P, McClaran J, Krouglicof N. Foot position awareness in younger and older men: The influence of footwear sole properties. Journal of the American Geriatrics Society. 1997; 45(1):61-6. [DOI:10.1111/j.1532-5415.1997.tb00979.x]

[43] Brenton-Rule A, Bassett S, Walsh A, Rome K. The evaluation of walking footwear on postural stability in healthy older adults: An exploratory study. Clinical Biomechanics. 2011; 26(8):885-7. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2011.03.012]

[44] Albright BC, Woodhull-Smith WM. Rocker bottom soles alter the postural response to backward translation during stance. Gait & Posture. 2009; 30(1):45-9. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2009.02.012]

[45] Demura T, Demura SI, Uchiyama M, Kitabayashi T, Takahashi K. Effect of shoes with rounded soft soles in the anterior-posterior direction on the center of pressure during static standing. The Foot. 2015; 25(2):97-100. [DOI:10.1016/j.foot.2015.02.004]

[46] Arazpour M, Hutchins SW, Ghomshe FT, Shaky F, Karami MV, Aksenov AY. Effects of the heel-to-toe rocker sole on walking in able-bodied persons. Prosthetics and Orthotics International. 2013; 37(6):429-35. [DOI:10.1177/0309364612474920]

[47] Janisse DJ. Shoes and shoe modifications. In: Hsu JD, Michael JW, Fisk JR, editors. AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices. 4th ed. Philadelphia, PA: Mosby; 2008. pp. 325-334. https://books.google.com/books?id=Q738LYIlcR8C&printsec=frontcover&dq

[48] Waked E, Robbins S, McClaran J. The effect of footwear midsole hardness and thickness on proprioception and stability in older men. Journal of Testing and Evaluation. 1997; 25(1):143-8. [DOI:10.1520/JTE11335J]

[49] Robbins S, Gouw GJ, McClaran J. Shoe sole thickness and hardness influence balance in older men. Journal of the American Geriatrics Society. 1992; 40(11):1089-94. [DOI:10.1111/j.1532-5415.1992.tb01795.x]

[50] Grundy M, Tosh PA, McLeish RD, Smidt L. An investigation of the centres of pressure under the foot while walking. The Journal of Bone and Joint Surgery. 1975; 57-B(1):98-103. [DOI:10.1302/0301-620X.57B1.98]

[51] Harris G, Klein J, Janisse D, Brown D, Shu Y, Wertsch J. Effect of rocker-soles on lower extremity dynamic EMG patterns. Gait Posture. 2000; 11:157-8.

[52] Van Bogart JJ, Long JT, Klein JP, Wertsch JJ, Janisse DJ, Harris GF. Effects of the toe-only rocker on gait kinematics and kinetics in able-bodied persons. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2005; 13(4):542-50. [DOI:10.1109/TNSRE.2005.858460]

[53] Forghany S, Nester CJ, Richards B, Hatton AL, Liu A. Rollover footwear affects lower limb biomechanics during walking. Gait & Posture. 2014; 39(1):205-12. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2013.07.009]