Archives of
Rehabilitation

January 2022. Vol 22. Num 4

Case Report

Design and Fabrication of a Brace Joint With a New Mechanism for Correcting Intermittent Knee Varus and Examining Its Effect on the Gait Parameters of a Patient With Osteoarthritis of the Internal Compartment of the Knee: A Case Report

Roshanak Baghaei Roudsari[1*], Ali Estaki[2], Gholamreza Aminian[1], Esmail Ebrahimi Takamjani[3], Mohammad Ebrahim Mousavi[1], Samaneh Hosseinzadeh[4]

1. Department of Orthopedics and Prosthetics, School of Rehabilitation Sciences, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.
2. Department of Biomedical Engineering and Medical Physics, School of Medicine, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
3. Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
4. Department of Biostatistics and Epidemiology, School of Rehabilitation Sciences, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Baghaei Roudsari R, Estaki A, Aminian G, Ebrahimi Takamjani E, Mousavi ME, Hosseinzadeh S. [Design and Fabrication of a Brace Joint With a New Mechanism for Correcting Intermittent Knee Varus and Examining Its Effect on the Gait Parameters of a Patient With Osteoarthritis of the Internal Compartment of the Knee: A Case Report (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2022; 22(4):544-557. https://doi.org/10.32598/RJ.22.4.3379.1

https://doi.org/10.32598/RJ.22.4.3379.1

CC BY NC

Received: 19 Jun 2021
Accepted: 30 Aug 2021
Available Online: 01 Jan 2022

Keywords:
Knee osteoarthritis, Knee braces, Gait parameters, Knee adductor angle, Speed, Cadence, Stride Length, Stride Time, Stance phase

ABSTRACT

Objective Knee osteoarthritis is a common, progressive, and chronic disease that affects approximately 13% of the population over the age of 60. Osteoarthritis causes progressive disability and changes in gait parameters, decreased function and quality of life of patients by causing malalignment of the knee in the frontal plane following destruction of articular cartilage. Braces as a mechanical intervention are a successful treatment for osteoarthritis knee and its associated malalignment. Using a three-point pressure mechanism, braces create a natural alignment in the knee by straps attached to the thigh and shank shells, which reduce the medial knee load and correct the varus alignment. This distributes the force properly while walking. However, applying a constant force on three pressure points of the leg, thigh and affected knee joint reduces the adduction angle of the knee in all phases of gait cycle , while the correction of the adduction angle of the knee in patients is essential only in phases between 30% to 60% of the stance phase, when the knee deviation reaches its peak. The aim of this study is to design and fabricate a brace joint with a new intermittent correction mechanism for patients with osteoarthritis medial compartment knee and to investigate its effect on a patient's gait parameters.

Materials & Methods The new joint design of the knee brace was based on the conversion of the knee extension movement at the end of the swing on the sagittal plane to the abduction movement on the frontal plate by stretching the converter piece. Participant gait was assessed in two ways with and without braces. Kinematic variables including knee joint angles in the sagittal and frontal planes and spatio-temporal variables of patient gait were measured and recorded.

Results The results of the new brace joint function on the knee showed that the angle of flexion of the knee in the swing phase increased from 44.72° to 46.19° when using brace. Also, knee adduction angle in the stance phase decreased from 4.25° to 2.3° and patient's walking speed while wearing the brace increased from 0.88 m/s to 0.93 m/s. On the other hand, step length increased from 1.125 m to 1.451 m when using brace and the percentage of stance phase decreased from 63.53 to 62.68 when using brace.

Conclusion In this one-sample study, a knee brace with a new joint was able to help correct the direction of knee joint in the frontal and sagittal plane and affect the patient's gait parameters. It seems that if the same results are obtained in a large-scale clinical study, this brace could be a suitable replacement for invasive methods and inappropriate orthoses.

**** Corresponding Author:***
Roshanak Baghaei Roudsari, PhD.
Address: Department of Orthopedics and Prosthetics, Faculty of Rehabilitation Sciences, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.
Tel: +98 (22) 180010
E-Mail: roshanakbaghaei@yahoo.com

English Version

Introduction

Knee Osteoarthritis (OA) is a type of joint lesion in which the joint becomes inflamed with synovium. Over time, with daily activities, a large amount of cartilage covering the bone is destroyed [1]. This metabolically active disease is progressive and chronic loss of cartilage depends on genetic factors, damage, or overload on the joint [2, 3]. According to the World Health Organization, knee OA is the most common form of arthritis, one of the four debilitating diseases in women and eighth in men. Knee OA in approximately 25% of adults over 55 years of age, is the most common joint disease. It causes significant pain in the knee [4, 5]. Common protective and non-invasive interventions are orthosis treatments that try to correct the alignment with mechanical tools and reduce the load on the internal compartment of the knee [6-8]. Functional orthoses, knee braces, shoes, and insoles are among the orthosis treatments. Knee braces work by controlling the deflection of the knee in the frontal plane and changing its orientation by applying force through the straps [9]. The braces should also reduce the angle of flexion of the knee in the sagittal plane [10, 11]. However, patient adaptation to braces is the main problem in using it [12]. It seems that applying unnecessary valgus force on the knee in all gait stages is one reason for not using braces [13]. As we know, the deviation of the varus direction of the knee occurs only between the moment the heel hits the ground and up to 30% of the gait stance stage. After that, from the heel and toe lifting stage to the end of the knee swing and the heel hitting the ground again, the varus is reduced by the locking mechanism of the knee. So, it is unnecessary to apply a constant force on the knee with a brace at all stages of gait [14].

Another important point to note is that knee braces have joints with one or two degrees of freedom of movement, while the natural movements of the knee joint are in three plates with six degrees of freedom of movement [15, 16]. On the other hand, the piston forces created by the brace on the patient's limb during gait and different places of the brace on the knee, during successive wearing and removal, which, for 5 mm of wrong placement of the brace joint on the limb, can cause major changes in limb mechanics [17]. Thus, it seems that the incompatibility of brace and knee joint motion, inconsistency between brace knee joint with the anterior-posterior movement of the femur over tibia during knee flexion, brace piston movement on the limb, and application of continuous corrective force by stretching on the knee in all gait stages are factors that braces are not accepted by patients [12, 18]. These tips led us to the design of the new knee joint.

The knee joint brace with its new joint includes a flexible steel wire interface, two small pieces of steel in the center of the joint, distal and proximal aluminum loads attached to the joint, and rails embedded in the distal joint aluminum load. The new joint is made of durable and quality 7075 aluminum and 316LVM / stainless steel. So, in addition to lightness, it has high strength. The total weight of the joint is 260 g (Figure 1). Thigh and leg braces were made by molding the patient's limbs. The shells of this brace are made of acrylic resin [19].

The new joint mechanism converts the knee movement at the end of the swing stage into a corrective movement of the adductor deflection to the middle of the stance stage by pulling the wire embedded in a special chamber. The power to correct the adductor angle of the knee during normal gait is provided in proportion to the body's weight-wire tension, with adjustable screws.

A special rail was installed in the distal part of the joint load to adopt the brace's movement to the femur's sliding motion on the tibia bone during knee flexion and longitudinal displacement of the knee. By providing a sliding motion on the brace load, the machine brace was found to accompany the knee with a transfer motion of 10 to 15 mm up and down in the locked and free position of the knee.

The new brace joint was made of three joints to simulate the knee lock mechanism and create rotational movements around the vertical axis inside the joint. In this way, the ability to move in three motion plates in accordance with knee movements is provided for the brace joint [19].

Participant and Method

One female volunteer (age 61, weight 69 kg, height 154 cm) participated in this study. The patient was brought to the orthosis and prosthesis clinic of the University of Rehabilitation Sciences and Social Health. The subject was selected according to the inclusion and exclusion criteria. Based on the Clarence Lawrence scale, the patient had pain in one knee for the past 6 months and grade 2 knee OA [20]. The patient had clinical signs of swelling, dryness and joint pain, muscle weakness, and loss of knee confidence. Radiography of the affected knee in a standing position in frontal view showed narrowing of the joint space and sharpening of the edge of the tibia. The patient's physical activity was impaired due to pain. The patient was not a candidate for joint replacement surgery. He had no history of invasive treatment, including injection therapy for the knee. He was

Figure 1. New orthosis used in this study

Archives of
Rehabilitation

also diagnosed with obesity, osteoarthritis of the other knee, and hypersensitivity to pain.

On the other hand, she did not suffer from symptomatic neurological or spinal diseases such as disk herniation, osteoarthritis of the hip, wrist, or ankle, and skin problems or any illness that makes orthosis difficult to use [21]. The subject used braces only for the affected limb. The Ethics Committee of the University of Rehabilitation Sciences and Social Health approved this study with the code IR.USWRREC.1392.130, and the subject signed the informed consent form.

The subject's gait was assessed in two modes with and without braces. Data recording began from the moment the heel of each foot strikes with the force plate device. The person had to take appropriate steps on two screens with her natural gait pattern. To record kinematic parameters including knee angles in the frontal, sagittal, and spatial-temporal planes gait, including speed, step time, phase percentage, affected limb step length, number of steps per minute, and standing time on two legs, we used advanced gait analysis devices.

We quantified normal and pathological gait patterns and force plate to determine the beginning and end of the stance stage. The advanced gait analyzer, a Vaikan device (460 Oxford Metrics, UK), has five infrared cameras with 100 Hz Workstation software and a Kistler A9286 5-m power plate device. Fifteen infrared light-reflecting markers were applied to the patient's lower extremities using a double-sided adhesive, according to the Stoltze et al. method [22].

To collect data in the laboratory, the patient walked for a while at her comfortable and normal speed in both conditions of with and without braces on the force plate device embedded in the ground between the cameras of the gait analyzer, which was finally recorded five times. To prevent the effects of shoes and braces on the patient's gait, she walked barefoot. The reproducibility of the gait analyzer was measured in one day to evaluate the variables. To investigate the group changes of the parameters studied in the present study, the paired t test was used.

Results

When using the brace, the adductor angle of the knee on the frontal plate decreased, and the gait speed increased. The knee adduction angle in the stance phase dropped from 4.25° to 2.3°, and the patient's gait speed while wearing the brace increased from 0.88 m/s to 0.93 m/s. In addition, an increase in knee range of motion and stride length was observed using braces. The knee flexion angle in the swing phase increased from 44.72° to 46.19° when using the brace. On the other hand, the stride length increased from 1.125 m to 1.451 m when using the brace, and the percent-

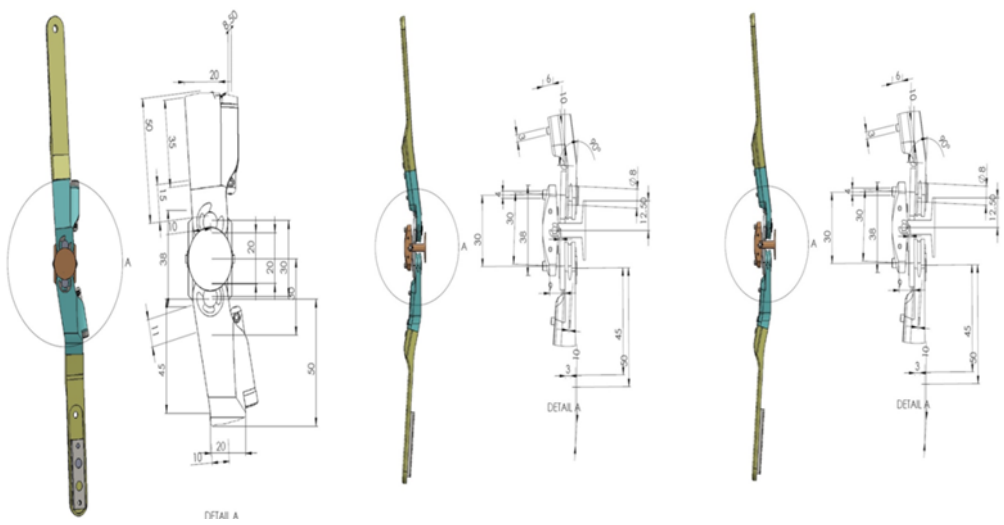


Figure 2. New knee joint designing

Archives of
Rehabilitation

Table 2. Maximum Knee Flexion and Adduction Angles (Degree) (Kinematic Variables) in the Position With and Without Braces in the Gait Stages

Parameters	Knee Adduction Swing		Knee Adduction Stance		Knee Flexion Swing		Knee Flexion Stance	
Intervention	A	B	A	B	A	B	A	B
Difference created	11.76	11.78	4.25	2.3	44.72	46.19	25.51	24.46

Archives of Rehabilitation

A: Without braces; B: With braces.

age of stance phases decreased from 63.53 to 62.68 when using the brace.

Discussion and Conclusion

Because of the normal movements of the knee and the motion mismatch of the existing brace joints with the knee joint, the problem of instability of the brace on the limb is raised [23, 24]. To create a proper suspension and eliminate the extra movements of the braces on the limb, the patient is forced to tighten it, which leads to excessive pressure on the soft tissue, while applying the corrective load of the braces on the limb is also provided only by strap pressure [7]. In the study of Gaasbeek et al. [31], it was observed that the range of motion of the knee with a brace on the sagittal plate decreases with strap pressure. Recent designs have focused on applying a static correction load through the brace joint or shells. As in the medullary brace of Esrafilian et al. [32], change the direction of the knee is provided by applying a constant and adjustable force on the brace joint, by screwing according to the adductor deviation of the knee and patient tolerance, on the outer upper shell and lower inner shell on the frontal plate. Also, in Laroche locked spacer joint, the knee joint encounters the locking of the brace joint while moving when varus deflection occurs in the knee [28].

On the other hand, in a light brace with a soft frame by Stamenović et al. [33], a three-point pressure leverage arm was made using the shells pneumatic lever, which by inflating the shells and activating the pneumatic system and inflating separate bags, apply the correction force of valgus on the knee. In braces with rigid and shell pneumatic frames of Arazpour et al. [35], the adductor torque correction in the frontal plate is done by adjusting the pneumatic correcting force embedded in the shells by the patient. In all of these designs, the patient can impair the function of the brace to avoid applying a double corrective load on the injured limb and prevent further pain, or the brace can damage the patient's soft tissue and normal gait, especially in corsets that focus on the input of varus correction force shells, where pressure is observed in soft tissues, especially the arteries [31]. The new mechanical joint can correct the varus direction of the knee using a kinematic inhibitor built into the joint by converting the knee extension movement in the sagittal plane to the abduction movement in the frontal plate by pulling the wire. On the other hand, to prevent the brace from moving on the limb, a rail is inserted in the lower load of the joint. The new joint has maximum kinetic adaptation to the knee in all planes of motion, is light in weight, and can convert motion in the final stages of the swing phase to the middle of the stance phase so that it does not control the knee in the swing phase where adductor deflection is minimized. Thus, the corrective force is not applied to the injured knee in all stages of walking, which is in accordance with the main biomechanical mechanism and stages of knee movement [32, 33] and can lead to improved function and symmetrical gait pattern in the early and middle stages of the knee OA [34]. It was also observed that the brace with the new joint reduced the amount of knee flexion in the stance phase of gait and helped create complete knee flexion in the swing phase. These findings are precisely in line with the correction required for gait in patients referred to in the Silva study [35].

It should be noted that in people with OA, less extension occurs in the late stages of stance in the knee, which is associated with a delay in the peak angle of flexion in the swing phase [18, 36]. As in Sharma's study [37], the

Table 3. Spatial parameters, gait time with and without braces in gait stages

Parameter	Speed (m/s)		Stride Time (s)		Stride Length Affected Limb (m)		Stance Phase (%)		Number of Strides per Minute		Standing Time on Two Feet (s)	
Intervention	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B
Difference created	0.88	0.93	89.60	91.24	1.125	1.145	63.53	62.68	1.32	1.24	0.164	0.16

Archives of Rehabilitation

A: Without braces; B: With braces

change of knee flexion angle during gait has been introduced as a factor determining the severity of the disease. The present study results on the correction of knee angles on the sagittal plate show inconsistencies with the findings of Gaasbeek et al's study, the valgus maker brace did not change the amount of knee flexion in the swing phase [31]. In Davidson's study, braces were found to prevent full knee extension in the stance phase of gait due to the application of constant valgus-creating forces on the frontal plane. However, due to the motion adaptation to the knee joint and the rail providing the sliding movement of the brace joint near the knee, the new joint mechanism has the least dependence on the strap pressure to provide the brace suspension on the limb. These variables should be examined separately in the following steps and future studies. It is suggested that in a comprehensive and more extensive investigation, the effect of this brace on patients with severe degrees of OA on scales 3 and 4 of Clarence Lawrence be measured.

People with knee OA also show changes in gait pattern and stride characteristics such as the number of strides per minute and stride length or gait speed [39]. According to the Creaby study [43], slowing gait is a compensatory strategy to reduce pain in these patients, and improving speed, and other spatial-temporal variables of gait can confirm the functional abilities of the knee joint. Patients reduce the load on the knee joint by decreasing the gait speed [41, 42]. The use of braces with a new knee joint increased the patient's gait speed. Although the value of this variable was higher compared to conditions without braces, this rate is still low compared to healthy people of the same age. Improving the patient's gait speed in this study could be due to the increase in stride length by decreasing the knee flexion angle in the stance stage along with increasing the number of strides per minute, which should be measured in a more extensive study.

On the other hand, it can be inferred that the speed integral, i.e., distance, also increases because of increasing the gait speed. Therefore, it was observed that the stride length was raised with this brace, which was also confirmed by the information obtained from the gait analysis device [31]. These results are consistent with the Trombini-Souza et al.'s study [46] on gait speed, the number of strides per minute, stride length, and step length recorded from the output of the gait analyzer, but differ from the Richards' study [31]. Since the new joint is in motion adaptation to the knee joint, and the results of this study show control of the adductor angle in the stance phase and improvement of the flexural angle in the swing phase, braces can increase the speed by increasing the stride length and the number of strides per minute. However, the Richards study emphasized that patients should not increase the number of strides per minute and the gait speed of patients with braces.

Because this study was designed to present the initial findings of a new knee brace, the results cannot be generalized to a large population. The main purpose of this study was to evaluate the performance of this brace on patients, so a person with OA of the internal compartment of the knee was included in this study. The immediate effects of gait with a brace were also investigated in this study. This is one of the main limitations of this study. In addition, the patient was analyzed as a control group, so this study lacks a control group. The sample size was small, and the inability to involve patients with grades 3 and 4 of the Clarence Lawrence scale was another limitation of this study. After a large-scale clinical examination and final confirmation of the initial results, this brace can be a suitable alternative to correct varus deviation in patients with invasive and time-consuming methods.

Conclusion

It seems that the new joint uses the joint mechanism of accelerator and lock in the swing and stance phase and accompanying the knee in the transverse and sagittal plane with the transliteration piece and preventing longitudinal movement and sliding of the brace on the limb. Also, moving and avoiding disturbance to the knee during flexion movement can correct the direction of the knee in the frontal and sagittal planes.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

The Ethics Committee of the University of Rehabilitation Sciences and Social Health, Confirmed the study (Code: IR.USWRREC.1392.130).

Funding

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

Authors' contributions

All authors equally contributed to preparing this article.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

گزارش موردی

طراحی و ساخت مفصل بریس با مکانیسم جدید جهت اصلاح واروم زانو به طور منقطع و بررسی تأثیر آن بر پارامترهای راه رفتن یک بیمار مبتلا به استئوآرتریت کمپارتمان داخلی زانو

*روشنک بقایی رودسری[۱]، علی استکی[۲]، غلامرضا امینیان[۱]، اسماعیل ابراهیمی تکامجانی[۳]، محمد ابراهیم موسوی[۱]، سمانه حسین‌زاده[۴]

۱. گروه ارتز و پروتز، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، تهران، ایران.
۲. گروه مهندسی و فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم‌پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.
۳. گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم‌پزشکی ایران، تهران، ایران.
۴. گروه آمار زیستی و اپیدمیولوژی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، تهران، ایران.

تاریخ دریافت: ۲۹ خرداد ۱۴۰۰
تاریخ پذیرش: ۰۸ شهریور ۱۴۰۰
تاریخ انتشار: ۱۱ دی ۱۴۰۰

چکیده

اهداف استئوآرتریت زانو بیماری رایج، پیشرونده و مزمنی است که تقریباً ۱۳ درصد جمعیت بالای ۶۰ سال را درگیر کرده است. استئوآرتریت با ایجاد بد راستایی در زانو در صفحه فرونتال به دنبال تخریب غضروف مفصلی باعث ناتوانی حرکتی پیشرونده و تغییر در پارامترهای راه رفتن، کاهش عملکرد و کیفیت زندگی بیماران می‌شود. بریس‌ها به عنوان یک مداخله مکانیکال، یک درمان موفق برای استئوآرتریت زانو و بد راستایی ناشی از آن هستند. بریس‌ها با استفاده از مکانیسم سه نقطه فشار باعث ایجاد راستای طبیعی در زانو توسط استرپ‌های متصل به شل‌های ران و ساق می‌شوند که منجر به کاهش بار ایجادشده در قسمت داخلی زانو و اصلاح راستای واروی می‌شود. این کار باعث توزیع مناسب نیرو در طی راه رفتن در زانو می‌شود. اما اعمال نیروی ثابت به صورت سه نقطه فشار بر ساق، ران و مفصل زانوی مبتلا، باعث کاهش زاویه اداکتوری زانو در همه مراحل راه رفتن می‌شود و این در حالی است که اصلاح زاویه اداکتوری زانو در مبتلایان، فقط در فاصله ۳۰ تا ۶۰ درصد از مرحله استانس راه رفتن که انحراف زانو به اوج می‌رسد، ضروری به نظر می‌آید. هدف این مطالعه، طراحی و ساخت مفصل بریس با مکانیسم جدید اصلاح منقطع واروم برای بیماران مبتلا به استئوآرتریت کمپارتمان داخلی زانو و بررسی تأثیر آن بر پارامترهای راه رفتن یک بیمار به عنوان مطالعه اولیه بود.

روش بررسی طراحی مفصل جدید بریس زانو بر اساس تبدیل حرکت اکستنشن زانو در انتهای سوییگ در صفحه ساجیتال به حرکت ابداکشن در صفحه فرونتال با کشش قطعه تبدیل‌کننده بود. راه رفتن فرد شرکت‌کننده در دو حالت با و بدون بریس ارزیابی شد. متغیرهای سینماتیک شامل زوایای مفصل زانو در صفحات ساجیتال و فرونتال و متغیرهای فضایی زمانی راه رفتن بیمار اندازه‌گیری و ثبت شدند.

یافته‌ها نتایج کلی عملکرد مفصل جدید بریس روی زانو نشان داد زاویه فلکشن زانو در فاز سوییگ از ۴۴/۷۲ درجه به ۴۶/۱۹ درجه در زمان استفاده از بریس افزایش یافت. همچنین زاویه اداکشن زانو در فاز استانس از ۴/۲۵ درجه به ۲/۳ درجه کاهش یافت و سرعت راه رفتن بیمار هنگام پوشیدن بریس از ۰/۸۸ متر بر ثانیه به ۰/۹۳ متر بر ثانیه افزایش پیدا کرد. از سوی دیگر طول گام از ۱/۱۲۵ متر به ۱/۱۴۵ متر در زمان استفاده از بریس افزایش یافت و در صد فاز استانس در زمان استفاده از بریس از ۶۳/۵۳ به ۶۲/۶۸ کاهش پیدا کرد.

نتیجه‌گیری در این مطالعه تک‌نمونه ای، بریس زانو با مفصل جدید توانست به اصلاح راستای مفصل زانو درصفحه فرونتال و ساجیتال کمک کند و بر پارامترهای راه رفتن بیمار مؤثر باشد. به نظر می‌آید در صورت به دست آوردن همین نتایج در یک مطالعه بالینی با مقیاس بزرگ، این بریس می‌تواند جانشینی مناسب برای روش‌های تهاجمی و ارتوزهای نامناسب باشد.

کلیدواژه‌ها:
استئوآرتریت زانو، بریس زانو، پارامترهای راه رفتن، زاویه اداکشن زانو، زاویه فلکشن زانو

* **نویسنده مسئول:**
روشنک بقایی رودسری
نشانی: تهران، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، دانشکده علوم توانبخشی، گروه ارتز و پروتز.
تلفن: ۱۸۰۰۱۰ (۲۲) ۹۸+
رایانامه: roshanakbaghaei@yahoo.com

مقدمه

استئوآرتریت زانو نوعی ضایعه مفصلی محسوب می‌شود که در آن مفصل دچار التهاب سینوویوم شده وبه مرور زمان با انجام فعالیت‌های روزمره و عادی میزان زیادی از غضروف پوشاننده استخوانی تخریب می‌شود [1، 2]. شکست و از دست دادن پیشرونده و مزمن غضروف در این بیماری متابولیکی فعال، به عوامل ژنتیکی، آسیب‌ها یا بارگذاری بیش از حد وارد بر مفصل وابسته است [۲، ۳]. استئوآرتریت زانو به عنوان شایع‌ترین شکل آرتریت، یکی از چهار بیماری ناتوان‌کننده پراهمیت در زنان و هشتمین در مردان با گزارش سازمان جهانی بهداشت است. استئوآرتریت زانو در تقریباً ۲۵ درصد بزرگسالان بالای ۵۵ سال، به عنوان مشترک‌ترین بیماری مفصلی، تجربه درد قابل توجه در زانو را ایجاد می‌نماید [۴]. امروزه افزایش تعداد جوانان و میانسالان با نشانه‌های استئوآرتریت زانو، درمان این بیماری را به طور چشم‌گیری به بحران درمانگرها و معضل تیم درمان تبدیل کرده است. در ایران استئوآرتریت زانو با حدود ۱۵/۳۴ درصد در سنین بیش از ۱۵ سال، از شیوع بالایی برخوردار است [۵]. با توجه به افزایش طول عمر و امید به زندگی به دنبال بهبود شرایط زیستی و علوم ورزشی، بیماری‌هایی مانند استئوآرتریت زانو باعث کاهش کیفیت زندگی می‌شوند [۶، ۷]. درمان‌های متداول جراحی، دارویی و محافظتی استئوآرتریت زانو، با هدف اصلی اصلاح راستای واورومی ایجادشده در زانو و کاهش فشردگی استخوان فمور بر تیبیا در کمپارتمان داخلی، سعی بر کاهش کشیدگی بافت نرم سمت مقابل و کاهش آسیب حس عمقی، بهبود تعادل و درد دارند [۷-۱۱]. از مداخلات محافظتی و غیرتهاجمی متداول، درمان‌های ارتوزی هستند که با اصول مکانیکی سعی در اصلاح راستای زانو و کاهش بار اعمالی بر کمپارتمان داخلی دارند [۱۲-۱۵]. ارتوزهای عملکردی، بریس‌های زانو و کفش و کفی جزو درمان‌های ارتوزی هستند. بریس‌های زانو با کنترل انحراف زانو در صفحه فرونتال و تغییر جهت قرارگیری آن با استفاده از اعمال نیرو توسط استرپ‌ها کار می‌کنند. همچنین باید زاویه فلکشن زانو در صفحه ساجیتال را کاهش دهند. در مقالات نشان داده شده است که بریس‌ها می‌توانند باعث بهبود اعتماد به زانو، بهبود عملکرد زانو و کاهش سفتی حرکتی مفصل شوند [۴، ۱۲، ۱۵-۱۷].

با وجود اینکه بریس‌های زانو جزو مناسب‌ترین راه حل‌های موجود برای بهبود بد راستایی ناشی از استئوآرتریت زانو و آسیب حرکتی آن هستند [۱۸]، اما سازگار شدن بیمار با بریس به عنوان اصلی‌ترین مشکل در استفاده از آن اعلام شده است [۷]. به دلیل عدم انطباق حرکتی مفصل بریس با زانو نشان داده شده که استفاده از بریس‌های زانو در مقایسه با کفی‌ها، کمتر از ۳ ساعت در روز است [۱۹]. همچنین به نظر می‌آید به کار بردن نیروی والگوسی غیرضروری بر زانو در تمام مراحل راه رفتن، یکی از دلایل عدم استفاده از بریس‌هاست [۹]. از آنجایی که انحراف واروسی در مفصل زانو، فقط بین لحظه برخورد پاشنه با زمین تا ۳۰درصد مرحله استانس اتفاق می‌افتد و بعد از این، از مرحله بلند شدن پاشنه و انگشتان از زمین تا مرحله اتمام نوسان زانو و برخورد مجدد پاشنه با زمین، واروس با مکانیسم قفل شدن زانو کاهش می‌یابد، اعمال نیروی ثابت بر زانو توسط بریس در همه مراحل راه رفتن، غیرضروری است [۹]. نکته مهم دیگر که باید به آن توجه می‌شد این است که بریس‌های زانو دارای مفاصلی با یک یا دو درجه آزادی حرکت هستند و این در حالی است که حرکات طبیعی مفصل زانو، در سه صفحه با شش درجه آزادی حرکت است [۲۰-۲۲]. همچنین جابه‌جایی عمودی بریس بر اندام حین راه رفتن و بدقرارگیری بریس بر اندام در طی پوشیدن و درآوردن های متوالی حتی به اندازه ۵ میلی‌متر می‌تواند باعث ایجاد تغییرات بزرگ در مکانیک اندام شود [۲۳، ۲۴]. بدین‌ترتیب به نظر می‌آید عدم انطباق حرکتی مفصل بریس و زانو با هم، عدم هماهنگی بین مفصل زانوی بریس با حرکت قدامی خلفی استخوان فمور بر تیبیا در زمان فلکشن زانو و حرکت پیستونی بریس بر اندام و اعمال نیروی اصلاحی مداوم با کشش استرپی روی زانو در تمام مراحل راه رفتن، عواملی هستند که باعث می‌شوند بریس توسط بیماران پذیرفته نشود [۷]. این نکات ما را به طراحی مفصل جدید هدایت کرد.

هدف این مطالعه، طراحی و ساخت مفصل بریس با مکانیسم جدید اصلاح منقطع واروم برای بیماران مبتلا به استئوآرتریت کمپارتمان داخلی زانو و بررسی تأثیر آن بر پارامترهای راه رفتن یک بیمار به عنوان مطالعه اولیه بود.

روش بررسی

ملاحظات طراحی برای مفصل بریسی جدید زانو

در طراحی مفصل جدید، حداکثر انطباق حرکتی با زانو در سه صفحه حرکتی تأمین شد. همچنین کنترل انحراف اداکتوری در زانو با تعبیه قطعه محدودکننده حرکت در مفصل و تبدیل حرکت اکستنشن به حرکت ابداکشن از انتهای مرحله سوییگ تا میانه مرحله استانس ایجاد شد، به طوری که مفصل جدید در بقیه مراحل راه رفتن به مفصل زانو اجازه حرکت آزادانه می‌دهد. به این ترتیب توانایی کاهش زاویه انحراف زانو را به طور منقطع دارد. این مفصل تا ۳۰ درصد مرحله استانس، نیروی اصلاحی اعمال نمی‌کند. مکانیسم ریلی تعبیه‌شده در بار مفصل، توانایی عدم جابه‌جایی بریس بر اندام را تأمین می‌کند [۱۰].

مکانیسم عملکرد مفصل جدید

بریس زانو با مفصل جدید شامل یک قطعه واسط سیم فولادی انعطاف‌پذیر، دو قطعه کوچک از جنس استیل در مرکز مفصل و

بارهای آلومینیومی دیستال و پروگزیمال متصل به مفصل و ریل تعبیه‌شده در بار آلومینیومی دیستال مفصل است. مفصل جدید از مواد بادوام و باکیفیت آلومینیوم ۷۰۷۵ و استاینل استیل ۳۱۶/ LVM ساخته شده است تا علاوه بر سبکی، دارای قدرت مقاومت بالا نیز باشد. وزن کلی مفصل ۲۶۰ گرم است (تصویر شماره ۱). شل‌های ران و ساق بریس با قالب‌گیری از اندام بیمار ساخته شدند. شل‌های این بریس از جنس رزین اکریلیک هستند.

مفصل بریسی با مکانیسم جدید دارای سه قسمت به شرح زیر است:

۱. مکانیسم مفصلی جدید با کشش سیم تعبیه‌شده در محفظه خاص، حرکت زانو در اواخر مرحله سوییگ را به حرکت اصلاحی انحراف اداکتوری تا اواسط مرحله استانس تبدیل می‌نماید. قدرت اصلاح زاویه اداکتوری زانو در طی راه رفتن عادی، متناسب با وزن بدن تأمین می‌شود. کشش سیم، با پیچ قابل تنظیم است.

۲. برای تطبیق حرکت مفصل بریس با حرکت سر خوردن استخوان ران روی استخوان تیبیا در هنگام خم شدن زانو و جابه‌جایی طولی زانو[1]، در قطعه دیستال بار مفصل، ریل مخصوصی تعبیه شد. با تأمین حرکت کشویی در بار بریس، مفصل بریس توانایی همراهی با حرکت انتقالی زانو معادل ۱۰ تا ۱۵ میلی‌متر به سمت بالا و پایین در حالت قفل و آزاد شدن زانو را پیدا کرد.

۳. مفصل جدید بریس از ترکیب سه مفصل ساخته شد تا قادر به شبیه‌سازی مکانیسم قفل زانو[2]، با ایجاد حرکات چرخشی حول محور عمودی داخل مفصل باشد. به این ترتیب توانایی حرکت در سه صفحه حرکتی منطبق با حرکات زانو برای مفصل بریس

1. Gliding mechanism
2. Screw home mechanism

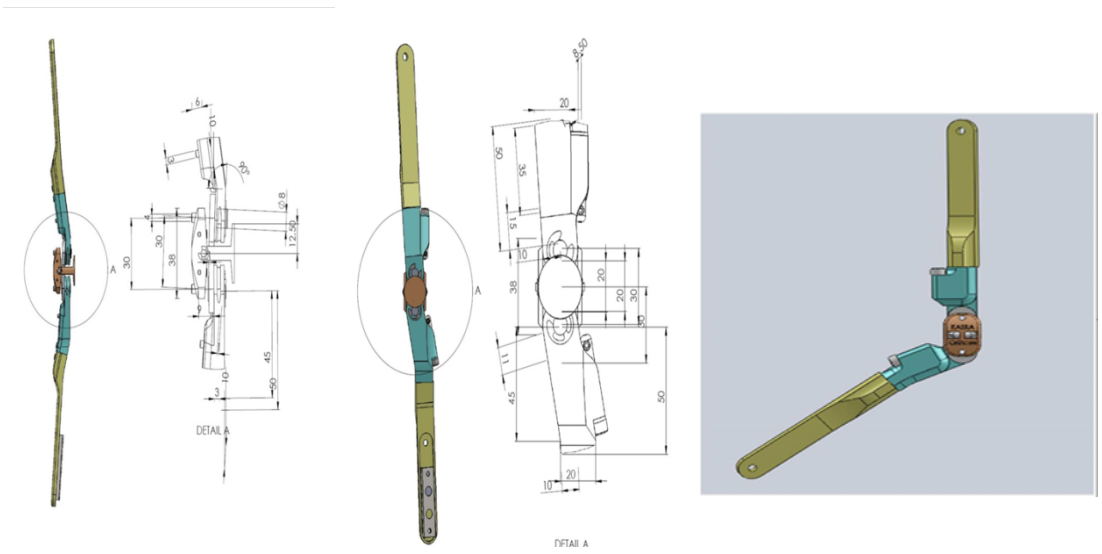
تصویر ۱. بریس جدید مورد استفاده در این مطالعه توانبخشی

تأمین شد [۱۰] (تصویر شماره ۲).

به عنوان مطالعه اولیه، عملکرد بریس با مفصل جدید روی یک بیمار در آزمایشگاه تجزیه‌وتحلیل راه رفتن مورد بررسی قرار گرفت.

یک داوطلب زن (با سن ۶۱ سال، وزن ۶۹ کیلوگرم و قد ۱۵۴ سانتی‌متر) در این مطالعه شرکت کرد. بیمار به کلینیک ارتوز و پروتز دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی مراجعه کرد. آزمودنی طبق معیارهای ورود و خروج به مطالعه، برای شرکت در مطالعه انتخاب شد. بیمار، درد در یک زانو طی شش ماه گذشته و درجه ۲ استئوآرتریت زانو مطابق با مقیاس کلگرن لاورنس[3] داشت [۲۵]. بیمار دارای علائم کلینیکی ورم، خشکی و درد مفصل، ضعف عضلانی و از دست دادن اطمینان به زانو بود. رادیوگرافی زانوی مبتلا در وضعیت ایستاده در نمای فرونتال دلالت بر باریک‌شدگی فضای مفصلی و تیز شدن لبه استخوان تیبیا داشت. فعالیت فیزیکی بیمار به علت درد دچار اختلال شده بود. بیمار کاندید جراحی تعویض مفصل نبود. وی سابقه درمان

3. Kellgren/Lawrence (KL)



تصویر ۲. مفصل جدید زانو توانبخشی

تهاجمی از جمله تزریق‌درمانی برای زانو را نداشت. همچنین برای انتخاب وی به عدم چاقی بیش از حد، استئوآرتریت زانوی سمت دیگر و حساسیت زیاد به درد دقت شده بود. از سوی دیگر به بیماری عصبی یا ستون فقرات علامت‌دار مانند فتق دیسک، آرتروز مفصل ران، مچ یا مفاصل پا و مشکلات پوستی یا هر بیماری که استفاده از ارتوز را دشوار کند، مبتلا نبود (استئوآرتریت دست یا کمر جهت پوشیدن بریس). آزمودنی فقط برای اندام مبتلا از بریس استفاده کرد.

تجزیه‌وتحلیل راه رفتن

راه رفتن شرکت‌کننده در دو حالت با و بدون بریس مورد ارزیابی قرار گرفت. از لحظه برخورد پاشنه هر پا با دستگاه صفحه نیرو، ثبت داده شروع شد. فرد باید با الگوی راه رفتن طبیعی خود، گام‌های مناسبی را روی دو صفحه بر می‌داشت. برای ثبت پارامترهای سینماتیک شامل زوایای زانو در صفحات فرونتال و ساجیتال و فضایی زمانی راه رفتن شامل سرعت[۴]، زمان گام[۵]، درصد فاز استانس[۶]، طول گام اندام مبتلا[۷]، تعداد گام در دقیقه[۸] و زمان ایستادن بر دو پا[۹]، از دستگاه‌های تجزیه‌وتحلیل پیشرفته راه رفتن[۱۰] جهت کمّی کردن الگوهای نرمال و پاتولوژیک راه رفتن و صفحه نیرو برای مشخص کردن ابتدا و انتهای مرحله استانس استفاده شد. دستگاه تجزیه‌وتحلیل پیشرفته راه رفتن، دستگاه وایکان (460Oxford Metrics, UK) دارای پنج دوربین مادون قرمز با نرم‌افزار ورک‌استیشن[۱۱] با فرکانس ۱۰۰ هرتز و دستگاه صفحه نیروی کیستلر مدل ۹۲۸۶ A در مسیر پنج‌متری بود. ۱۵ مارکر منعکس‌کننده نور مادون قرمز، با استفاده از چسب دوطرفه، روی اندام تحتانی بیمار با روش هلن‌هایز قرار داده شد [۲۶]. بیمار برای جمع‌آوری داده در آزمایشگاه، با سرعت راحت و طبیعی خود، در هر دو شرایط با و بدون بریس روی دستگاه صفحه نیروی تعبیه‌شده در زمین بین دوربین‌های دستگاه تجزیه‌وتحلیل راه رفتن مدتی راه رفت که نهایتاً پنج‌بار آن ثبت شد. جهت جلوگیری از ایجاد تداخل تأثیرات کفش و بریس بر راه رفتن بیمار، وی پا برهنه حرکت کرد. میزان تکرارپذیری در یک روز دستگاه تجزیه‌وتحلیل راه رفتن برای ارزیابی متغیرها سنجیده شد که در جدول شماره ۱ آورده شده است. جهت بررسی تغییرات درون‌گروهی پارامترهای مورد بررسی در مطالعه حاضر، از آزمون تی زوجی استفاده شد.

4. Velocity
5. Cadence
6. Stance phase %
7. Stride length
8. Stride time
9. Double stance time
10. Gait analyzer
11. Work station

یافته‌ها

جداول شماره ۱ و ۲ نتایج کلی استفاده از بریس با مفصل جدید زانو را نشان می‌دهد. هنگام استفاده از بریس، زاویه اداکتوری زانو در صفحه فرونتال کاهش یافت و سرعت راه رفتن افزایش پیدا کرد. علاوه بر این، افزایش دامنه حرکتی زانو و طول گام با استفاده از بریس مشاهده شد (جداول شماره ۲ و ۳).

بحث

با توجه به حرکات طبیعی زانو و عدم تطابق حرکتی مفاصل بریسی موجود با مفصل زانو، مشکل عدم ثبات بریس روی اندام مطرح است [۲۷،۲۸]. جهت ایجاد تعلیق مناسب و حذف حرکات اضافه بریس روی اندام، بیمار مجبور به سفت بستن آن می‌شود که فشار بیش از حد بر بافت نرم ایجاد می‌کند و این در حالی است که اعمال بار اصلاحی از بریس‌ها بر اندام نیز فقط توسط فشار استرپی تأمین می‌شود [۲۹] در مطالعه گاسبیک همکاران و دیویدسون و همکاران مشاهده شد که دامنه حرکتی زانو با بریس در صفحه ساجیتال، با فشار استرپی کاهش می‌یابد [۳۰، ۳۱]. در طراحی‌های اخیر بر اعمال بار اصلاحی ثابت از طریق مفصل بریس یا شل‌ها تمرکز شده است، به طوری که در بریس مدولاری اسرافیلیان و همکاران [۳۲]، تغییر راستای زانو با اعمال نیروی ثابت و قابل تنظیم بر مفصل بریس، توسط پیچی مطابق با میزان انحراف اداکتوری زانو و تحمل بیمار، روی شل بالایی خارجی و شل پایینی داخلی بریس در صفحه فرونتال تأمین شده است. همچنین در مفصل فاصله‌دهنده قفل‌دار[۱۲] لاروخ و همکاران، مفصل زانو در حین حرکت در زمان ایجاد انحراف وارومی در زانو با قفل مفصل بریس مواجه می‌شود [۳۳]. از سوی دیگر در بریس کم‌وزن با چارچوب نرم استامنوویک و همکاران [۳۴]، بازوی اهرمی سه نقطه فشار با استفاده از اهرم پنوماتیکی شل‌ها ساخته شد که با پرباد کردن شل‌ها و فعال کردن سیستم پنوماتیک و باد کردن کیسه‌های مجزا، نیروی اصلاحی والگوسی بر زانو اعمال می‌کند. یا در بریس با فریم سخت و شل پنوماتیکی عراضپور و همکاران [۳۵]، اصلاح گشتاور اداکتوری در صفحه فرونتال، با تنظیم نیروی اصلاح‌کننده پنوماتیکی تعبیه‌شده در شل‌ها توسط بیمار صورت می‌گیرد.

در همه این طراحی‌ها بیمار برای اجتناب از اعمال بار اصلاحی مضاعف بر اندام آسیب‌دیده و جلوگیری از درد بیشتر می‌تواند عملکرد بریس را دچار اختلال کند یا بریس برای بافت نرم و راه رفتن طبیعی بیمار آسیب بسازد؛ خصوصاً در بریس‌هایی که با تمرکز بر تأمین نیروی اصلاح وارومی توسط شل‌ها ساخته شده‌اند که فشار بر بافت نرم خصوصاً عروق مشاهده می‌شود.

مفصل مکانیکی جدید توانایی اصلاح راستای وارومی زانو را با

12. Distraction–rotation knee brace

جدول ۱. میزان تکرارپذیری در یک روز دستگاه تجزیه‌وتحلیل راه رفتن برای ارزیابی متغیرهای سینماتیک و پارامترهای فضایی زمانی راه رفتن

متغیرهای مطالعه			مقادیر ICC
پارامترهای سینماتیک راه رفتن در هر سیکل در زانوی مبتلا	ماکزیمم زاویه فلکشن فاز استانس (درجه)	با بریس	۰/۹۹۹
		بدون بریس	۰/۹۹۶
	ماکزیمم زاویه فلکشن فاز سوییگ (درجه)	با بریس	۰/۹۹۹
		بدون بریس	۰/۹۹۹
	ماکزیمم زاویه اداکشن فاز استانس (درجه)	با بریس	۰/۹۹۰
		بدون بریس	۰/۹۸۳
	ماکزیمم زاویه اداکشن فاز سوییگ (درجه)	با بریس	۰/۹۹۹
		بدون بریس	۰/۹۹۷
پارامترهای فضایی زمانی راه رفتن در هر سیکل	سرعت (متر بر ثانیه)	با بریس	۰/۹۹۵
		بدون بریس	۰/۹۹۸
	تعداد گام در دقیقه	با بریس	۰/۹۹۸
		بدون بریس	۰/۹۹۶
	در صد فاز استانس	با بریس	۰/۹۹۸
		بدون بریس	۰/۹۹۸
	طول گام (سانتی‌متر)	با بریس	۰/۹۹۹
		بدون بریس	۰/۹۹۹
	زمان هر گام (ثانیه)	با بریس	۰/۹۹۳
		بدون بریس	۰/۹۹۹
	زمان دو پا ایستادن (ثانیه)	با بریس	۰/۹۸۱
		بدون بریس	۰/۹۹۶

توانبخشی

استفاده از ممانعت‌کننده سینماتیکی تعبیه‌شده در مفصل با تبدیل حرکت اکستنشن زانو در صفحه ساجیتال به حرکت ابداکشن در صفحه فرونتال با کشش سیم تبدیل، دارد. از سوی دیگر برای جلوگیری از حرکت بریس بر اندام، ریلی در بار تحتانی مفصل کار گذاشته شده است. مفصل جدید دارای انطباق حرکتی حداکثری با زانو در همه صفحات حرکتی است، وزن کمی دارد و قادر به تبدیل حرکت در مراحل انتهایی فاز سوییگ تا میانه فاز استانس است به طوری که در فاز سوییگ که انحراف اداکتوری به حداقل می‌رسد، کنترلی بر زانو اعمال نمی‌کند [۳۶، ۳۷]. به این ترتیب نیروی اصلاحی در همه مراحل راه رفتن بر زانوی آسیب‌دیده اعمال نمی‌شود که این مطابق مکانیسم اصلی بیومکانیکی و مراحل حرکت زانوست و می‌تواند منجر به بهبود عملکرد و الگوی

جدول ۲. مقایسه متغیرهای سینماتیک در حالت‌های با و بدون بریس در مراحل مختلف راه رفتن

پارامتر	حداکثر زاویه اداکشن زانو (درجه)				حداکثر زاویه فلکشن زانو (درجه)			
	در مرحله سوییگ راه رفتن		در مرحله استانس راه رفتن		در مرحله سوییگ راه رفتن		در مرحله استانس راه رفتن	
	بدون بریس	با بریس	بدون بریس	با بریس	بدون بریس	با بریس	بدون بریس	با بریس
تفاوت ایجادشده	۱۱/۷۶	۱۱/۷۸	۴/۲۵	۲/۳	۴۴/۷۲	۴۶/۱۹	۲۵/۵۱	۲۴/۴۶

توانبخشی

جدول ۳. مقایسه پارامترهای فضایی زمانی راه رفتن در حالت‌های با و بدون بریس در مراحل مختلف راه رفتن

پارامتر	سرعت (متر بر ثانیه)		زمان گام (ثانیه)		طول گام اندام مبتلا (متر)		فاز استانس (درصد)		تعداد گام در دقیقه		زمان ایستایی بر دو پا (ثانیه)	
	بدون بریس	با بریس	بدون بریس	با بریس	بدون بریس	با بریس	بدون بریس	با بریس	بدون بریس	با بریس	بدون بریس	با بریس
تفاوت ایجادشده	۰/۸۸	۰/۹۳	۸۹/۶۰	۹۱/۲۴	۱/۱۲۵	۱/۱۴۵	۶۳/۵۳	۶۲/۶۸	۱/۳۲	۱/۲۴	۰/۱۶۴	۰/۱۶

توانبخشی

متقارن راه رفتن در مراحل اولیه و میانی بیماری استئوآرتریت زانو شود [۳۸]. همچنین مشاهده شد که بریس با مفصل جدید، میزان فلکشن زانو در فاز استانس راه رفتن را کاهش داد و کمک به ایجاد فلکشن کامل زانو در فاز سوییینگ راه رفتن کرد. این یافته‌ها دقیقاً مطابق اصلاح مورد نیاز راه رفتن در بیماران است که در مطالعه سیلوا به آن اشاره شده است [۳۹]. لازم به ذکر است در افراد استئوآرتریتی، اکستنشن کمتری در مراحل انتهایی استانس در زانو به وجود می‌آید که با یک تأخیر در پیک زاویه فلکشن در فاز سوییینگ، همراه است [۴۰، ۱۶، ۸]. به طوری که در مطالعه شارما تغییر زاویه فلکشن زانو در طی راه رفتن، از عوامل تعیین‌کننده شدت بیماری معرفی شده است [۴۱]. نتایج مطالعه حاضر در اصلاح زوایای زانو در صفحه ساجیتال، با یافته‌های مطالعه ریچارد و دیویدسون و گاسبیک مغایرت نشان می‌دهد. در مطالعه ریچارد، بریس والگوس‌ساز در میزان فلکشن زانو در فاز سوییینگ تغییری ایجاد نکرد، ولی در مطالعه گاسبیک و دیویدسون دامنه حرکتی زانو با بریس در صفحه ساجیتال کاهش یافت؛ چرا که بریس باعث ایجاد ممانعت در حرکت اکستنشن کامل در انتهای فاز سوییینگ می‌شد و مدت فاز سوییینگ را کاهش می‌داد. در مطالعه دیویدسون نیز بریس را مانع ایجاد اکستنشن کامل زانو در فاز استانس راه رفتن به دلیل اعمال نیروهای ثابت ایجادکننده والگوس در صفحه فرونتال دانسته‌اند. ولی مکانیسم مفصلی جدید به دلیل انطباق حرکتی با مفصل زانو و ریل تأمین‌کننده حرکت کشویی مفصل بریس در مجاورت زانو حداقل وابستگی را به فشار استرپی برای تأمین تعلیق بریس بر اندام دارد [۳۱، ۴۲]. در مراحل بعدی و مطالعات آینده، باید به بررسی بیشتر این متغیرها به طور جداگانه پرداخت. پیشنهاد می‌شود در یک مطالعه جامع و بزرگ‌تر، تأثیر این بریس بر بیماران با درجه‌های شدید استئوآرتریت در مقیاس ۳ و ۴ کلگرن لاورنس هم سنجیده شود.

همچنین افراد مبتلا به استئوآرتریت زانو، تغییراتی را در الگوی راه رفتن و مشخصه‌های گام مانند تعداد گام در دقیقه و طول گام یا سرعت راه رفتن نشان می‌دهند. مطابق مطالعه کربای و همکاران کاهش سرعت راه رفتن، یک استراتژی جبرانی برای کاهش درد در این بیماران است و بهبود سرعت و سایر متغیرهای فضایی زمانی راه رفتن می‌تواند مؤید بهبود توانایی‌های عملکردی مفصل زانو باشد [۴۳]. مبتلایان با کاهش سرعت راه رفتن اقدام به کاهش بار اعمالی بر مفصل زانو می‌کنند [۴۴، ۴۵]. استفاده از بریس با مفصل جدید زانو، باعث افزایش سرعت راه رفتن در بیمار شد. اگرچه مقدار این متغیر در مقایسه با شرایط بدون بریس بیشتر شد، ولی این میزان در مقایسه با افراد سالم در سن مشابه هنوز پایین است. بهبود سرعت راه رفتن بیمار در این مطالعه می‌تواند به دلیل افزایش طول گام با کاهش زاویه فلکشن زانو در مرحله استانس همراه با افزایش تعداد گام در دقیقه ایجاد شده باشد که باید در یک مطالعه بزرگ‌تر سنجیده شود [۴۲]. از سوی دیگر از افزایش سرعت راه رفتن می‌توان استنتاج کرد که انتگرال سرعت یعنی مسافت نیز افزایش می‌یابد. پس مشاهده شد که طول گام نیز با این بریس افزایش یافت که اطلاعات به‌دست‌آمده از دستگاه تجزیه‌وتحلیل راه رفتن نیز آن را تأیید کرد [۸]. این یافته‌ها با نتایج مطالعه ترومبینی-سوزا، در سرعت راه رفتن، تعداد گام در دقیقه، طول گام و طول قدم ثبت‌شده از خروجی دستگاه تجزیه‌وتحلیل راه رفتن، تطابق دارد [۴۶]، ولی با مطالعه ریچاردز و همکاران متفاوت است. از آنجایی که مفصل جدید در تطابق حرکتی با مفصل زانوست و نتایج این مطالعه کنترل زاویه اداکتوری در فاز استانس و بهبود زاویه فلکسوری در فاز سوییینگ را نشان می‌دهد، بریس می‌تواند با افزایش طول گام و تعداد گام در دقیقه، باعث افزایش سرعت راه رفتن شود. این در حالی است که در مطالعه ریچاردز بر عدم افزایش تعداد گام در دقیقه و سرعت راه رفتن بیماران با بریس، تأکید شده است [۴۲، ۴۷].

نتیجه‌گیری

به نظر می‌آید مفصل جدید با استفاده از مکانیسم مفصلی شتاب گیرنده و قفل‌کننده در فاز سوییینگ و استانس و همراهی با زانو در صفحه ترانسورس و ساجیتال با قطعه ترانسلیتوری و ممانعت از جابه‌جایی طولی و سر خوردن بریس بر اندام در حین حرکت و اجتناب از ایجاد مزاحمت برای زانو در حین حرکت فلکشن می‌تواند راستای زانو را در صفحات فرونتال و ساجیتال اصلاح کند که در مراحل بعدی و مطالعات آینده، باید به بررسی بیشتر این متغیرها به طور جداگانه پرداخت.

اثر بریس زانو با مفصل جدید بر کاهش درد در افراد مبتلا به استئوآرتریت کمپارتمان داخلی زانو هنوز مورد بررسی قرار نگرفته است. از آنجایی که این مطالعه برای ارائه یافته‌های اولیه از بریس زانو با مفصل جدید طراحی شده است، نتایج را نمی‌توان به یک جمعیت بزرگ تعمیم داد. هدف اصلی مطالعه حاضر،

ارزیابی عملکرد این بریس روی بیمار بود. بنابراین یک فرد مبتلا به استئوآرتریت کمپارتمان داخلی زانو در این مطالعه شرکت داده شد. همچنین اثرات فوری راه رفتن با بریس در این مطالعه بررسی شد. این نکته یکی از محدودیت‌های اصلی این مطالعه است. علاوه بر این، خود بیمار به عنوان گروه کنترل مورد تجزیه‌وتحلیل قرار گرفت، بنابراین این مطالعه گروه کنترل ندارد. اندازه نمونه کوچک بود و عدم توانایی بر مشارکت دادن بیماران با درجه ۳ و ۴ مقیاس کلگرن لاورنس نیز از محدودیت‌های این مطالعه بود.

پس از یک بررسی بالینی در مقیاس بزرگ و تأیید نهایی نتایج اولیه این بریس می‌تواند یک جایگزین مناسب برای اصلاح انحراف وارومی به‌وجودآمده در بیماران با روش‌های تهاجمی و زمان‌بر باشد.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

کمیته اخلاق دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، این مطالعه را با کد IR.USWRREC.1392.130 تأیید کرد و فرد فرم رضایت آگاهانه را امضا کرد.

حامی مالی

این مقاله از هیچ سازمان یا نهادی حمایت مالی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

تمامی نویسندگان در نگارش مقاله مشارکت داشته‌اند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان این مثالهذ تعارض منافع ندارد.

References

[1] Paradowski PT. Osteoarthritis of the knee: Assessing the disease. Health Care: Current Reviews. 2014; 2:2. [DOI:10.4172/hccr.1000e103]

[2] Michael JWP, Schlüter-Brust KU, Eysel P. The epidemiology, etiology, diagnosis, and treatment of osteoarthritis of the knee. Deutsches Arzteblatt International. 2010; 107(9):152-62. [DOI:10.3238/arztebl.2010.0152] [PMID]

[3] Nace RA. Osteoarthritis knee orthosis. Google Patents. 2009. https://patents.google.com/patent/US7963933v

[4] Zhang W, Doherty M, Peat G, Bierma-Zeinstra MA, Arden NK, Bresnihan B, et al. EULAR evidence-based recommendations for the diagnosis of knee osteoarthritis. Annals of the Rheumatic Diseases. 2010; 69(3):483-9. [DOI:10.1136/ard.2009.113100] [PMID]

[5] Hashemi SM, Madadi F, Razavi S, Nikooseresht M, Hassanzadeh Kiyabi F, Nasiripour S. [Intra-articular hyaluronic acid injections Vs. dextrose prolotherapy in the treatment of osteoarthritic knee pain (Persian)]. Tehran University of Medical Sciences Journal. 2012; 70(2):119-25. http://tumj.tums.ac.ir/article-1-146-en.html

[6] Hügle T, Geurts J, Nüesch C, Müller-Gerbl M, Valderrabano V. Aging and osteoarthritis: An inevisss encounter? Journal of Aging Research. 2012; 2012:950192. [DOI:10.1155/2012/950192] [PMID] [PMCID]

[7] Reeves ND, Bowling FL. Conservative biomechanical strategies for knee osteoarthritis. Nature Reviews Rheumatology. 2011; 7(2):113-22. [DOI:10.1038/nrrheum.2010.212] [PMID]

[8] Gök H, Ergin Z, Yavuzer G. Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. Acta Orthopaedica. 2002; 73(6):647-52. [DOI:10.3109/17453670209178029] [PMID]

[9] Foroughi N, Smith RM, Lange AK, Baker MK, Fiatarone Singh MA, Vanwanseele B. Dynamic alignment and its association with knee adduction moment in medial knee osteoarthritis. The Knee. 2010; 17(3):210-6. [DOI:10.1016/j.knee.2009.09.006] [PMID]

[10] Roodsari RB. Apparatus for treating and supporting extremities or a portion of a body. Google Patents. 2020. https://patents.google.com/patent/US808897A/en

[11] Englund M. The role of biomechanics in the initiation and progression of OA of the knee. Best Practice & Research Clinical Rheumatology. 2010; 24(1):39-46. [DOI:10.1016/j.berh.2009.08.008] [PMID]

[12] Huch K, Kuettner KE, Dieppe P. Osteoarthritis in ankle and knee joints. Seminars in Arthritis and Rheumatism. 1997; 26(4):667-74. [DOI:10.1016/S0049-0172(97)80002-9]

[13] Johnson F, Leitl S, Waugh W. The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements. Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume. 1980; 62(3):346-9. [DOI:10.1302/0301-620X.62B3.7410467] [PMID]

[14] Barrios JA, Royer TD, Davis IS. Dynamic versus radiographic alignment in relation to medial knee loading in symptomatic osteoarthritis. Journal of Applied Biomechanics. 2012; 28(5):551-9. [DOI:10.1123/jab.28.5.551] [PMID]

[15] McGibbon CA, Brandon S, Bishop EL, Cowper-Smith C, Biden EN. Biomechanical study of a tricompartmental unloader brace for patellofemoral or multicompartment knee osteoarthritis. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2021; 8:604860. [DOI:10.3389/fbioe.2020.604860] [PMID] [PMCID]

[16] Zeni Jr JA, Higginson JS. Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: A result of altered walking speed? Clinical Biomechanics. 2009; 24(4):372-8. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2009.02.001] [PMID] [PMCID]

[17] Peat G, McCarney R, Croft P. Knee pain and osteoarthritis in older adults: A review of community burden and current use of primary health care. Annals of the Rheumatic Diseases. 2001; 60(2):91-7. [DOI:10.1136/ard.60.2.91] [PMID] [PMCID]

[18] Moller F, Ortíz-Muñoz L, Irarrázaval S. Offloader knee braces for knee osteoarthritis. Medwave. 2021; 21(3):e8115. [DOI:10.5867/medwave.2021.01.8114] [PMID]

[19] Giori NJ. Load-shifting brace treatment for osteoarthritis of the knee: A minimum 2 1/2-year follow-up study. Journal of Rehabilitation Research and Development. 2004; 41(2):187-94. [DOI:10.1682/JRRD.2004.02.0187] [PMID]

[20] Grood ES, Noyes FR, Butler DL, Suntay WJ. Ligamentous and capsular restraints preventing straight medial and lateral laxity in intact human cadaver knees. The Journal of Bone and Joint Surgery. 1981; 63(8):1257-69. [DOI:10.2106/00004623-198163080-00007] [PMID]

[21] Wallis JA, Taylor NF. Pre-operative interventions (non-surgical and non-pharmacological) for patients with hip or knee osteoarthritis awaiting joint replacement surgery - a systematic review and meta-analysis. Osteoarthritis and Cartilage. 2011; 19(12):1381-95. [DOI:10.1016/j.joca.2011.09.001] [PMID]

[22] Stoltze SJ, Pallari J, Eskandari B, Oliveira ASC, Pirscoveanu CI, Rasmussen J, et al. Development and functional testing of an unloading concept for knee osteoarthritis patients: A pilot study. Journal of Biomechanical Engineering. 2021; 144(1):011007. [DOI:10.1115/1.4051847] [PMID]

[23] Lewis JL, Lew WD, Zimmerman JR. A nonhomogeneous anthropometric scaling method based on finite element principles. Journal of Biomechanics. 1980; 13(10):815-24. [DOI:10.1016/0021-9290(80)90169-4]

[24] Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. Osteoarthritis and Cartilage. 2004; 12(9):745-51. [DOI:10.1016/j.joca.2004.05.005] [PMID] [PMCID]

[25] Swales C, Athanasou NA. (i) The pathobiology of osteoarthritis. Orthopaedics and Trauma. 2010; 24(6):399-404. [DOI:10.1016/j.mporth.2010.09.001]

[26] Davis III RB, Õunpuu S, Tyburski D, Gage GR. A gait analysis data collection and reduction technique. Human Movement Science. 1991; 10(5):575-87. [DOI:10.1016/0167-9457(91)90046-Z]

[27] Winter CC, Brandes M, Müller C, Schubert T, Ringling M, Hillmann A. Walking ability during daily life in patients with osteoarthritis of the knee or the hip and lumbar spinal stenosis: A cross sectional study. BMC Musculoskeletal Disorders. 2010; 11:233. [DOI:10.1186/1471-2474-11-233] [PMID] [PMCID]

[28] Komistek RD, Dennis DA, Northcut EJ, Wood A, Parker AW, Traina SM. An in vivo analysis of the effectiveness of the osteoarthritic knee brace during heel-strike of gait. The Journal of Arthroplasty. 1999; 14(6):738-42. [DOI:10.1016/S0883-5403(99)90230-9] [PMID]

[29] Yamamoto H, Wada C. Knee joint angle sensing in healthy young adults using flexible orthosis with different wearing pressure. Journal of Physical Therapy Science. 2021; 33(7):537-9. [DOI:10.1589/jpts.33.537] [PMID] [PMCID]

[30] Blaney Davidson EN, van der Kraan PM, van den Berg WB. TGF-β and osteoarthritis. Osteoarthritis and Cartilage. 2007; 15(6):597-604. [DOI:10.1016/j.joca.2007.02.005] [PMID]

[31] Gaasbeek RDA, Groen BE, Hampsink B, van Heerwaarden RJ, Duysens J. Valgus bracing in patients with medial compartment osteoarthritis of the knee: A gait analysis study of a new brace. Gait & Posture. 2007; 26(1):3-10. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2006.07.007] [PMID]

[32] Esrafilian A, Karimi MT, Amiri P, Fatoye F. Performance of subjects with knee osteoarthritis during walking: differential parameters. Rheumatology International. 2013; 33(7):1753-61. [DOI:10.1007/s00296-012-2639-2] [PMID]

[33] Laroche, D, Morisset C, Fortunet C, Gremeaux V, Maillefert JF, Ornetti P. Biomechanical effectiveness of a distraction-rotation knee brace in medial knee osteoarthritis: Preliminary results. The Knee. 2014; 21(3):710-6. [DOI:10.1016/j.knee.2014.02.015] [PMID]

[34] Stamenović D, Milos Kojić M, Stojanović B, Hunter D. Pneumatic osteoarthritis knee brace. Journal of Biomechanical Engineering. 2009; 131(4):45001. [DOI:10.1115/1.3072890] [PMID]

[35] Arazpour, M, Ahmadi Bani M, William Hutchins S, Keith Jones R, Habibi Babadi M. Frontal plane corrective ability of a new unloader orthosis for medial compartment of the knee. Prosthetics and Orthotics International. 2013; 37(6):481-8. [DOI:10.1177/0309364613478964] [PMID]

[36] Fantini Pagani CH, Hinrichs M, Brüggemann GP. BrÃ¼ggemann, Kinetic and kinematic changes with the use of valgus knee brace and lateral wedge insoles in patients with medial knee osteoarthritis. Journal of Orthopaedic Research. 2012; 30(7):1125-32. [DOI:10.1002/jor.22032] [PMID]

[37] Bejek, Z, Paróczai R, Illyés A, Kiss RM. The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2006; 14(7):612-22. [DOI:10.1007/s00167-005-0005-6] [PMID]

[38] Ramsey DK, Briem K, Axe MJ, Snyder-Mackler L. A mechanical theory for the effectiveness of bracing for medial compartment osteoarthritis of the knee. The Journal of Bone & Joint Surgery. 2007; 89(11):2398-407. [DOI:10.2106/00004623-200711000-00009] [PMID] [PMCID]

[39] da Silva HGPV, Junior AC, Zorzi AR, de Miranda JB. Biomechanical changes in gait of subjects with medial knee osteoarthritis. Acta Ortopedica Brasileira. 2012; 20(3):150-6. [DOI:10.1590/S1413-78522012000300004] [PMID] [PMCID]

[40] Vanwanseele B, Eckstein F, Smith RM, Lange AK, Foroughi N, Baker MK, et al. The relationship between knee adduction moment and cartilage and meniscus morphology in women with osteoarthritis. Osteoarthritis and Cartilage. 2010; 18(7):894-901. [DOI:10.1016/j.joca.2010.04.006] [PMID]

[41] Sharma L, Pai YC, Holtkamp K, Rymer WZ. Is knee joint proprioception worse in the arthritic knee versus the unaffected knee in unilateral knee osteoarthritis? Arthritis & Rheumatism. 1997; 40(8):1518-25. [DOI:10.1002/art.1780400821] [PMID]

[42] Richards JD, Sanchez-Ballester J, Jones RK, Darke N, Livingstone BN. A comparison of knee braces during walking for the treatment of osteoarthritis of the medial compartment of the knee. Journal of Bone & Joint Surgery. 2005; 87(7):937-9. [DOI:10.1302/0301-620X.87B7.16005] [PMID]

[43] Creaby MW, Bennell KL, Hunt MA. Gait differs between unilateral and bilateral knee osteoarthritis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2012; 93(5):822-7. [DOI:10.1016/j.apmr.2011.11.029] [PMID]

[44] Andriacchi TP, Mundermann A. The role of ambulatory mechanics in the initiation and progression of knee osteoarthritis. Current Opinion in Rheumatology. 2006; 18(5):514-8. [DOI:10.1097/01.bor.0000240365.16842.4e] [PMID]

[45] Feehan NL, Trexler GS, Barringer WJ. The effectiveness of off-loading knee orthoses in the reduction of pain in medial compartment knee osteoarthritis: A systematic review. Journal of Prosthetics and Orthotics. 2012; 24(1):39-49. [DOI:10.1097/JPO.0b013e318240af8d]

[46] Trombini-Souza F, Kimura A, Paula Ribeiro A, Butugan M, Akashi P, Pássaro AC, et al. Inexpensive footwear decreases joint loading in elderly women with knee osteoarthritis. Gait & Posture. 2011; 34(1):126-30. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2011.03.026] [PMID]

[47] Schmalz T, Knopf E, Drewitz H, Blumentritt S. Analysis of biomechanical effectiveness of valgus-inducing knee brace for osteoarthritis of knee. Journal of Rehabilitation Research and Development. 2010; 47(5):419-29. [DOI:10.1682/JRRD.2009.05.0067] [PMID]