

Research Paper

Impact of a Milled Insole on Kinematic Gait Parameters in People With Mild Structural Leg Length Discrepancy

Omid Omid¹ , Akbar Biglarian² , Zhaleh Heydari^{3, 4} , *Roshanak Baghaie Rodsari¹

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

2. Department of Biostatistics and Epidemiology, Social Determinants of Health Research Center, School of Social Health, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.

3. Department of Rehabilitation and Medical science, Iran-helal Institute of Applied Science and Technology, Tehran, Iran.

4. Research Center of Health Management in Mass Gadering, Red Crescent Society of the Islamic Republic of Iran, Tehran, Iran.

Use your device to scan
and read the article online**Citation** Omid O, Biglarian A, Heydari Zh, Baghaie Rodsari R. Impact of a Milled Insole on Kinematic Gait Parameters in People With Mild Structural Leg Length Discrepancy. *Archives of Rehabilitation*. 2025; 26(3):380-397. <https://doi.org/10.32598/RJ.26.3.3988.1> <https://doi.org/10.32598/RJ.26.3.3988.1>

ABSTRACT

Objective Leg length discrepancy (LLD) is one of the most common musculoskeletal conditions, significantly affecting gait. Orthotic interventions are used for mild structural LLDs up to 50 mm, such as heel lifts and insoles, as minimally invasive interventions. This study aims to evaluate the effect of CNC-milled ethylene-vinyl acetate (EVA) insoles on kinematic gait variables in individuals with structural LLD <20 mm.

Materials & Methods This quasi-experimental study was conducted on 15 individuals with a mean age of 23 years, who had mild congenital structural LLD. The insole was manufactured from EVA foam using a CNC milling machine. It was covered with synthetic leather. Changes in pelvic, hip, knee, and ankle kinematic variables were recorded using a motion analysis system and pressure plate, with and without the insole. The data were analyzed in SPSS software, version 23 using paired t-test or Wilcoxon signed-rank test, considering a significance level of $P < 0.05$.

Results Significant changes were observed in the knee range of motion (ROM) of the shorter leg on the frontal plane ($P = 0.03$), ankle ROM of the longer leg on the sagittal plane ($P = 0.02$), and ankle ROM of the shorter leg on the frontal plane ($P < 0.001$) after using the insole during the stance phase of gait. During the swing phase, significant changes were reported in the knee ROM of the shorter leg on the sagittal plane ($P = 0.02$) and the ankle ROM of the shorter leg on the frontal plane ($P < 0.001$). The maximum ankle inversion angle of both legs ($P = 0.04$ for shorter leg, $P = 0.02$ for longer leg), the maximum ankle eversion angle of the longer leg ($P = 0.04$), and the maximum ankle internal rotation angle of the longer leg ($P = 0.04$) also showed a significant increase after using the insole during the stance phase.

Conclusion The milled insole can improve some kinematic gait parameters in people with mild congenital structural LLD.

Keywords Leg length discrepancy (LLD), Orthotic insole, Kinematics, Gait

Received: 25 Nov 2024

Accepted: 01 Jul 2025

Available Online: 01 Oct 2025

* Corresponding Author:

Roshanak Baghaie Rodsari, Assistant Professor.

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

Tel: +98 (912) 5265505

E-Mail: roshanakbaghaei@yahoo.com

Copyright © 2025 The Author(s);

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC; <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

English Version

Introduction

Leg length discrepancy (LLD) or anisomelia refers to a significant difference in the length of two legs. According to statistics, 27% of adults have a LLD of more than 10 mm [1, 2]. The LLD is classified into two structural (shortness in bone length) and functional (asymmetry in lower limb mechanisms) types. Individuals with structural LLD are classified into three groups based on the degree of shortness: Mild (<30 mm), moderate (30-60 mm), and severe (>60 mm) [3]. According to Moseley, an LLD of less than 20 mm falls into the mild category [4].

LLD is one of the most common musculoskeletal issues, significantly affecting gait. Some of the frequent changes in kinematic gait parameters due to LLD include increased supination, reduction or loss of the first rocker, forefoot impact during initial contact, vaulting, reduced ankle dorsiflexion, decreased knee flexion, reduced hip flexion and abduction, increased pelvic deviation in the shorter leg as well as increased pronation, enhanced ankle dorsiflexion, increased knee flexion, greater hip flexion and adduction in the longer leg [2, 5-9]. Gait disorders, as a key factor in functional independence, impose significant healthcare costs on the health system of countries each year; in the United States, the annual treatment expenses have exceeded one hundred billion dollars [10].

Due to limited information on the long-term effects of mild LLD, interventions are implemented cautiously [11]. Medical interventions are applied based on two factors: The degree of discrepancy and the severity of symptoms, and are carried out in two forms: Orthotic and surgical approaches [12]. Orthotic interventions are typically used for structural LLDs up to 50 millimeters [13-15]. These interventions include the use of insoles, heel lifts, modification of sole height, and splint use [14, 16, 17]. Insoles and heel lifts are primarily recommended as minimally invasive interventions to compensate for mild structural LLD [14]. Some studies have shown that the use of insoles and heel lifts can improve kinetic and kinematic gait variables [2, 18], while others have linked the effects of insoles to an individual's adaptability and unconscious compensatory movements, and reported no improvement in gait parameters [7, 18]. Menez et al. [2] investigated the immediate changes in kinematic variables following the application of a thermoforming insole with 50% LLD correction. They divided participants into two groups: One with LLD <1

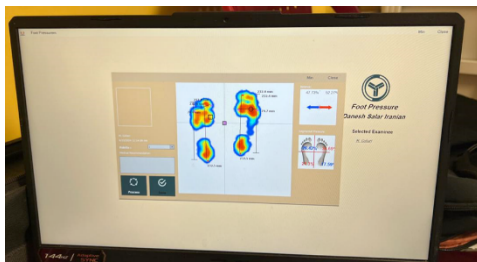
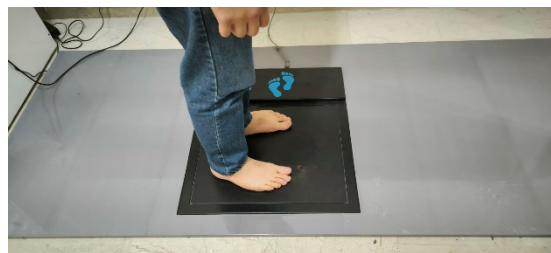
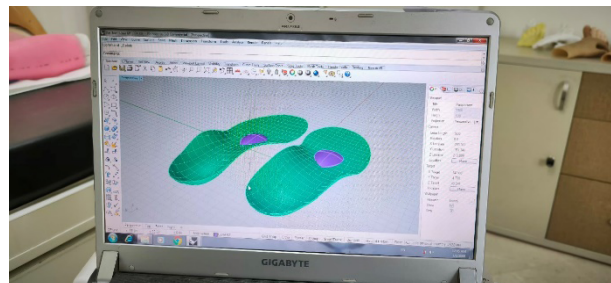
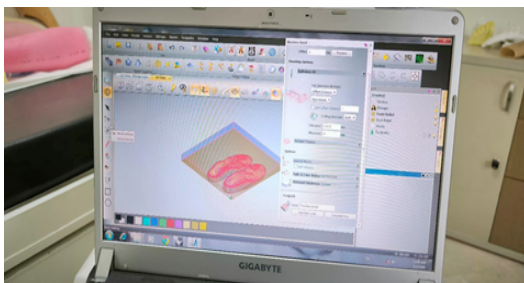
cm and the other with LLD >1 cm. Their results indicated a significant improvement in pelvic joint symmetry in the frontal plane and ankle symmetry in the sagittal plane. Tirtashi et al. [19] conducted a study to examine the effects of polyvinyl acetate insoles with 100% LLD correction on the maximum anterior and lateral pelvic tilt angles for both sides, hip abduction on both sides, knee abduction on both sides, and plantar flexion of the shorter leg. Their findings indicated significant changes in all variables except for the maximum anterior and lateral pelvic tilt of the shorter leg when using corrective insoles compared to regular shoes.

It seems that insole use is the most commonly used orthotic intervention for correcting mild structural LLDs. There is no available study on the effects of computer numerical control (CNC)-milled insoles on various gait parameters in individuals with structural LLD of <20 mm [2, 18, 20]. Therefore, this study aimed to investigate the effects of insoles milled by a CNC machine on the kinematic gait parameters of individuals with structural LLD <20 mm.

Materials and Methods

This is a quasi-experimental study, conducted in 2024. The study population consisted of 15 individuals with a mean age of 23 ± 2.9 years with mild congenital structural LLD. Considering a 95% confidence interval (CI), a test power of 80%, a variance of 3.25, and an accuracy of 3.7 in pelvic movements in the frontal plane during the stance phase [20], the sample size was determined as 15. Participants were selected using a non-probability convenience sampling method from individuals aged 18-35 years who visited hospitals and rehabilitation clinics affiliated with the [University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences](#), based on the inclusion criteria. Eligible individuals were examined by a therapist and, after signing an informed consent form, they entered into the study. The inclusion criteria were a mild structural LLD (<2 cm) [2], and the ability to walk more than 30 meters without using a cane [21]. The exclusion criteria were the use of insoles or heel lifts in the past three months [21], systemic diseases such as rheumatoid arthritis [21], musculoskeletal and neurological disorders in the lower limbs [1], and a history of musculoskeletal injury or surgery in the lower limbs [22].

To create the insole, the LLD degree was first determined using radiography [23]. After scanning the individual's foot with a scanner (Model 4452F40, Payatek Fanavarvan Co., Iran; [Figure 1](#)), the insole was designed in Rhino software with a 30% lift to compensate for

**Figure 1.** Foot scannerArchives of
RehabilitationArchives of
Rehabilitation**Figure 2.** Insole design in Rhino and ArtCAM applications

the discrepancy. The design was then transferred to ArtCAM software for G-code generation (Figure 2). Next, the insole was manufactured from ethylene-vinyl acetate (EVA) foam with a Shore A hardness of 30 using a CNC milling machine (Model PT-MILL, Payatek Fanavaran Co., Iran; Figure 3). To enhance durability and breathability, the insole was covered with synthetic leather. It has a standard amount of internal and external arch support, a metatarsal pad, and a heel cup (Figure 4).

After participants wore tight-fitting sportswear and standard shoes, markers were placed at different points of lower limbs according to the Plug-in protocol. The landmarks included the anterior and posterior iliac spines,

external prominence of the greater trochanter, lateral epicondyle of the femur, mid-femur, proximal apex of the fibular head, anterior prominence of the tibia, mid-tibia, medial and lateral malleoli, Achilles tendon attachment to the calcaneus, and the borders of the first and fifth metatarsal heads [2], as shown in Figure 5. Participants were then asked to stand on a pressure plate to record the necessary static data. Then, to familiarize them with the laboratory environment, they were instructed to walk for ten minutes on a six-meter path at a self-selected speed. In the middle of this path, a Kistler pressure plate had been placed, surrounded by four MX T40-S infrared cameras and six Vicon Vero (v2.2) infrared cameras. Five gait cycles without insoles were

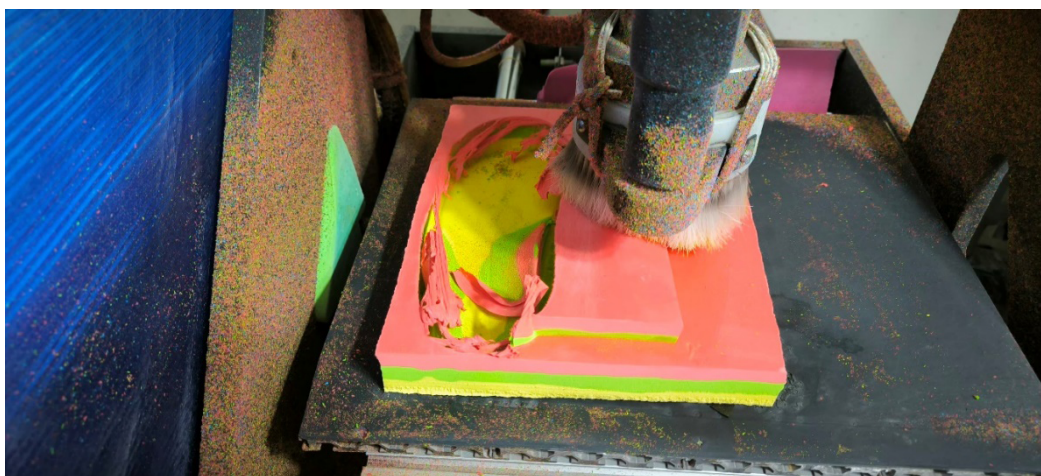
**Figure 3.** CNC milling machineArchives of
Rehabilitation



Figure 4. Manufactured insole with leather coverage

first recorded. Then, participants were asked to repeat all previous steps while using the milled insoles. The test would be repeated if the individual's leg was not correctly placed on the pressure plates.

After data collection, the relevant charts were generated using Microsoft Excel (2016) and MATLAB (R2024a) applications, and the SPSS software, version 23 was used for data description and analysis. After assessing the normality of data distribution, the paired t-



Figure 5. Marker placement locations and standing position on the pressure plate for static data recording

Table 1. Characteristics of participants

Variables	Minimum	Maximum	Mean±SD
Age (y)	19	27	23±2.9
Height (cm)	159	183	173.2±7.15
Weight (kg)	45	88	67.2±10.96
BMI (kg/m ²)	17.79	27.16	22.29±2.68
LLD (cm)	0.9	2	1.29±0.34

Archives of
Rehabilitation

test (for data with normal distribution) or the Wilcoxon signed-rank test (for data with abnormal distribution) was used to compare gait parameters with and without wearing insoles. The significance level was set at 0.05.

Results

Participants included 6 females and 9 males, with a mean age of 23 years and a mean body mass index (BMI) of 22.29 kg/m². Based on radiographic imaging, their mean structural LLD was 1.29 cm (Table 1).

According to the results in Table 2, in the stance phase of gait, the mean range of motion (ROM) of the knee joint in the shorter leg significantly increased on the frontal plane after using the insole ($P=0.03$). The mean ROM of the ankle joint in the longer leg significantly decreased after using the insole on the sagittal plane ($P=0.02$), while the mean ROM of the ankle joint in the shorter leg significantly increased on the frontal plane ($P<0.001$). In the swing phase, the mean ROM of the knee joint in the shorter leg significantly decreased on the sagittal plane ($P=0.02$), and the mean ROM of the ankle joint in the shorter leg significantly increased on the frontal plane ($P<0.001$).

Regarding changes in the maximum angle in the stance phase of gait (Table 3), the maximum angle of inversion in the ankle joints of both legs significantly increased ($P=0.04$ for shorter leg, $P=0.02$ for longer leg). The maximum eversion angle of the ankle joint in the longer leg ($P=0.04$), and the maximum internal rotation angle of the ankle joint in the longer leg ($P=0.04$) also showed a significant increase.

Discussion

The purpose of this study was to examine the effects of CNC-milled insoles on various kinematic gait variables in individuals with mild structural LLD. The findings

revealed significant changes in certain kinematic variables, including the knee ROM of the shorter leg on the frontal plane, the ankle ROM of the shorter leg on the frontal plane, and the ankle ROM of the longer leg on the sagittal plane during the stance phase of gait. In the swing phase, significant changes were observed in the knee ROM of the shorter leg on the sagittal plane and in the ankle ROM of the shorter limb on the frontal plane. Additionally, in the stance phase, the maximum ankle inversion angle in both legs, the maximum ankle eversion angle of the longer leg, and the maximum ankle internal rotation of the longer leg increased significantly after wearing the milled insole.

The results of this study support the results of previous studies indicating that mild structural LLD affects gait deviations [2, 5]. Additionally, these findings complement the work of Bangerter et al., who suggested that structural LLDs between 20 and 60 mm can lead to gait deviations [24]. Our findings are also in agreement with Resende et al.'s findings, which showed that the compensatory movements during walking in individuals with LLD were reduced after wearing corrective insoles [5]. Tirtashi et al. indicated significant changes in the maximum anterior and lateral pelvic tilt of the longer leg, hip abduction in both legs, knee abduction in both legs, and plantar flexion of the shorter leg when using a corrective insole compared to standard shoes [19]. Menez et al. also showed significant improvement in pelvic joint symmetry on the frontal plane and ankle alignment on the sagittal plane following a 50% LLD correction. The differences between the results of our study and those of Menez et al. and Tirtashi et al. may be due to variations in the degree of discrepancy correction. The non-significant changes in some gait parameters after wearing the milled insole in our study can be attributed to the specific amount of correction applied, warranting further studies using different correction rates. Another possible reason can be the short duration

Table 2. ROM in the pelvic, hip, knee, and ankle joints at the stance and swing phases of gait with and without insole

Variables	Leg	Mean±SD		P	Mean±SD		P*
		Stance Phase with Insole	Stance Phase without Insole		Swinging Phase with Insole	Swinging Phase without Insole	
Pelvic ROM on the sagittal plane	Shorter Leg	3.33±1.4	3.34±1.09	0.06**	2.47±0.89	2.73±1.21	0.33*
	Longer Leg	4±2.02	4.44±3.5	0.08*	2.67±1.13	2.96±2.4	0.66*
Pelvic ROM on the frontal plane	Shorter Leg	8.35±4.32	7.61±2.72	0.9*	5.22±1.74	5.55±1.53	0.81**
	Longer Leg	8.35±4.32	7.51±2.89	0.19**	5.29±1.85	5.63±3.45	0.92*
Pelvic ROM on the transverse plane	Shorter Leg	6.69±3.52	7.09±2.79	0.5*	5.53±2.65	7.62±2.08	0.82**
	Longer Leg	7.98±5.83	7.71±3.53	0.18**	5.52±2.69	7.26±4.27	0.49**
Hip ROM on the sagittal plane	Shorter Leg	36.96±5.54	37.38±3.16	0.85*	30.79±3.99	31.61±2.53	0.53**
	Longer Leg	39.46±3.62	39.26±5.18	0.74**	34.47±5.14	34.86±5.37	0.91**
Hip ROM on the frontal plane	Shorter Leg	9.52±3.51	10.7±5.07	0.16*	7.05±1.75	7.5±2.15	0.2**
	Longer Leg	10.3±2.93	10.79±4.49	0.65*	8.17±2.1	8.63±6.63	0.79*
Hip ROM on the transverse plane	Shorter Leg	16.41±12.43	13.75±6.69	0.28*	21.44±13.34	17.82±7.39	0.61*
	Longer Leg	17.93±12.5	19.67±15.02	0.49*	21.53±18.45	20.69±4.53	0.18**
Knee ROM on the sagittal plane	Shorter Leg	31.97±7.82	31.84±7.91	0.82**	55.25±12.34	56.65±11.51	0.02*
	Longer Leg	31.59±6.76	32.62±6.4	0.3**	54.66±13.68	55.62±13.71	0.35**
Knee ROM on the frontal plane	Shorter Leg	17.43±7.62	13.13±6.15	0.03*	28.67±11.15	24.87±13.47	0.05**
	Longer Leg	12.93±6.85	14.78±8.19	0.82**	24.16±12.13	23.61±11.71	0.3**
Knee ROM on the transverse plane	Shorter Leg	13.24±5.05	13.02±4.2	0.53**	20.29±7.72	19.38±7.72	0.44*
	Longer Leg	13.29±4.26	14.67±4.73	0.14**	22.5±7.8	22.41±7.32	0.96**
Ankle ROM on the sagittal plane	Shorter Leg	21.48±4.97	21.06±3.92	0.76**	14.94±4.03	15.21±4.05	1**
	Longer Leg	21.53±4.35	23.01±4.23	0.02**	16.42±5.7	16.83±5.69	0.73**
Ankle ROM on the frontal plane	Shorter Leg	5.4±3.23	3.2±1.39	0.00*	6.88±3.18	4.46±1.67	0.00*
	Longer Leg	4.35±2.41	3.91±2.1	0.22**	6.1±3.5	5.5±3.45	0.14**
Ankle ROM on the transverse plane	Shorter Leg	17.11±6.48	15.11±4.82	0.16*	22.45±8.34	21.11±6.65	0.31*
	Longer Leg	15.5±6.76	16.96±7.88	0.37*	20.84±9.27	22.97±9.64	0.22**

ROM: Range of motion.

*Paired t-test, **Wilcoxon signed-rank test.

Table 3. Maximum angle of motions in the pelvic, hip, knee, and ankle joints in the stance phase with and without insole

Condition	Leg	Mean±SD		P	Mean±SD		P*
		Stance Phase with Insole	Stance Phase without Insole		Swinging Phase with Insole	Swinging Phase without Insole	
Maximum pelvic tilt angle	Shorter Leg	15.07±7.58	16.2±8.22	0.14 ^A	11.74±7.42	11.76±7.15	0.88 ^A
	Longer Leg	15.11±7.49	15.75±7.55	0.21 ^A	11.76±7.5	11.75±7.12	0.86 ^A
Maximum lateral pelvic tilt angle	Shorter Leg	4.52±3.21	6.08±4.85	0.07 ^N	2.83±2.28	5.39±3.43	0.22 ^N
	Longer Leg	2.84±2.23	2.12±2.18	0.11 ^A	4.76±2.79	2.27±2.09	0.43 ^A
Maximum pelvic rotation angle	Shorter Leg	2.98±2.85	3.38±2.41	0.34 ^A	3.7±3.19	4.59±6.17	0.39 ^N
	Longer Leg	3.4±2.49	4.48±3.96	0.27 ^N	3.69±2.17	3.22±2.02	0.39 ^A
Maximum hip motion angle in the sagittal plane	Shorter Leg	32.14±8.84	31.33±9.68	0.14 ^A	4.82±11.36	6.05±8.92	0.15 ^N
	Longer Leg	32.96±10.2	32.58±9.85	0.46 ^A	6.5±8.96	6.68±8.82	0.83 ^A
Maximum hip motion angle in the frontal plane	Shorter Leg	6.65±3.81	8.65±6.3	0.06 ^N	2.87±3.07	2.05±3.12	0.16 ^N
	Longer Leg	5.2±4.17	4.58±3.93	0.05 ^A	5.1±5.07	6.21±6.95	0.36 ^N
Maximum hip rotation angle	Shorter Leg	29.85±18.45	26.55±18.9	0.11 ^A	13.44±21.17	12.79±18.9	0.76 ^A
	Longer Leg	23.01±15.18	22.5±17.21	0.69 ^A	5.07±13.95	2.82±12.86	0.27 ^N
Maximum knee motion angle in the sagittal plane	Shorter Leg	26.22±10.48	26.72±10.75	0.6 ^A	5.74±5.39	5.11±5.97	0.12 ^N
	Longer Leg	31.7±8.86	31.91±8.39	1 ^A	0.11±6.06	0.71±6.23	0.13 ^A
Maximum knee motion angle in the frontal plane	Shorter Leg	12.7±8.45	10.84±8.55	0.06 ^N	4.73±4.27	3.94±3.34	0.34 ^N
	Longer Leg	9.94±7.99	9.46±7.78	0.63 ^A	2.99±3.47	3.67±4.32	0.18 ^A
Maximum knee rotation angle	Shorter Leg	9.13±12.1	8.14±12.18	0.52 ^N	22.38±14.54	21.17±14.79	0.55 ^N
	Longer Leg	0.47±13.47	0.09±12.18	0.71 ^A	13.76±15.22	14.77±13.9	0.44 ^A
Maximum ankle motion angle in the sagittal plane	Shorter Leg	12.74±4.98	12.16±4.44	0.21 ^A	8.73±4.97	8.89±3.55	0.85 ^N
	Longer Leg	13.87±5.25	14.28±5.71	0.86 ^A	7.65±4.93	8.73±5.94	0.08 ^A
Maximum ankle motion angle in the frontal plane	Shorter Leg	5.28±4.83	3.24±2.52	0.04 ^{**A}	0.12±4.97	0.03±2.37	0.83 ^N
	Longer Leg	4.76±3.66	3.61±3.44	0.02 ^{**A}	0.4±4.24	0.29±3.97	0.04 ^{**A}
Maximum ankle rotation angle	Shorter Leg	0.94±16.84	0.68±16.84	0.95 ^A	18.05±13.13	15.79±10.27	0.14 ^A
	Longer Leg	1.87±15.91	1.34±17.56	0.04 ^{**A}	17.38±13.32	15.62±15.92	0.23 ^A

Note: *The probability value for normal cases (N) was obtained using the paired t-test, while for non-normal cases (A), it was calculated using the Wilcoxon signed-rank test. **P<0.05 indicates statistical significance.

of assessing gait changes. Considering that individuals develop complex compensatory movements over the years, instant corrections may not be feasible, and long-term evaluations of insole effects on these mechanisms are necessary.

The limitations of this study included a small sample size and the absence of a control group, due to time and financial constraints. Another limitation was the short duration of insole impact evaluation due to financial problems and difficulties in long-term follow-up. This prevented a definitive conclusion regarding the durability and persistence of the results. In this regard, future studies should consider conducting research with a larger sample size and a longer duration, incorporating both control and experimental groups. This would allow for a more comprehensive evaluation of the effectiveness of insole use over time. Additionally, future research should examine the impact of different rates of LLD correction to gain a deeper understanding of the relationship between the degree of correction and the biomechanical responses. Furthermore, future studies are recommended to examine kinetic variables such as ground reaction forces, joint torques, and movement patterns. These variables can provide more precise and comprehensive insights into how insoles affect biomechanical performance, offering a deeper understanding of the study findings.

Conclusion

The use of CNC-milled insoles can help improve some compensatory movements resulting from LLD. The insole milled in this study can improve some kinematic gait parameters, such as the knee ROM of the shorter leg on the frontal plane, ankle ROM of the shorter leg on the frontal plane, and the ankle ROM of the longer limb on the sagittal plane during the stance phase of gait in people with mild structural LLD. Additionally, in the swing phase, significant improvements were observed in the knee ROM of the shorter leg on the sagittal plane and the ankle ROM of the shorter leg on the frontal plane. These findings suggest that the milled insole can help reduce the effects of LLD and enhance individuals' movement performance. Therefore, CNC-milled insoles are recommended as an effective non-invasive intervention for managing mild structural LLDs.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was approved by the Ethics Committee of the [University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences](#), Tehran, Iran (Code: IR.USWR.REC.1403.054). All participants signed a written informed consent form after being informed about the study procedure. They were free to leave the study at any time. Furthermore, all patient information remained confidential.

Funding

This study was extracted from the master's thesis of Omid Omidi approved by the Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation Sciences, [University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences](#), Tehran, Iran.

Authors' contributions

Conceptualization: Roshanak Baghaie Rodsari, Omid Omidi, and Zhaleh Heydari; Investigation and resources: Omid Omidi; Methodology, data analysis, and writing: All authors.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

This Page Intentionally Left Blank



مقاله پژوهشی

تأثیر کفی تراشیده شده بر متغیرهای کینماتیکی راه رفتن در افراد دارای اختلاف طول اندام تحتانی

امید امیدی^۱، اکبر بیگلریان^۲، ژاله حیدری^۳، *روشنک بقایی رودسری^۱

۱. گروه ارتوز و پروتز، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، تهران، ایران.
۲. گروه آمار زیستی و اپیدمیولوژی، مرکز تحقیقات عوامل اجتماعی مؤثر بر سلامت، دانشکده سلامت اجتماعی، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، تهران، ایران.
۳. گروه علوم توانبخشی و پزشکی، موسسه علوم و فناوری کاربردی هلال ایران، تهران، ایران.
۴. مرکز تحقیقات مدیریت سلامت، جمعیت هلال احمر جمهوری اسلامی ایران، تهران، ایران.



Citation Omid O, Biglarian A, Heydari Zh, Baghaie Rodsari R. Impact of a Milled Insole on Kinematic Gait Parameters in People With Mild Structural Leg Length Discrepancy. *Archives of Rehabilitation*. 2025; 26(3):380-397. <https://doi.org/10.32598/RJ.26.3.3988.1>

doi <https://doi.org/10.32598/RJ.26.3.3988.1>



هدف: اختلاف طول در اندام تحتانی یکی از شایع ترین مشکلات اسکلتی عضلانی است که تأثیر بسزایی بر راه رفتن دارد. مداخلات ارتوزی معمولاً در اختلاف طول های ساختاری تا ۵۰ میلی متر کاربرد دارند. عمدتاً کفی و لیفت پاشنه به عنوان مداخلاتی کم تهاجم، جهت جبران اختلاف طول ساختاری خفیف در اندام های تحتانی پیشنهاد می شوند. هدف از این مطالعه بررسی تأثیر کفی اختصاصی تراشیده شده از جنس اتیلن وینیل استات بر متغیرهای کینماتیکی راه رفتن در افراد دارای اختلاف طول ساختاری کمتر از ۲۰ میلی متر در اندام تحتانی است.

روش بررسی: این مطالعه شبه تجربی بر روی ۱۵ فرد با میانگین سنی ۲۳ سال، دارای اختلاف طول ساختاری از بدو تولد در اندام تحتانی انجام شد. تغییرات مربوط به متغیرهای کینماتیکی پلویک، هیپ، زانو و مچ با دستگاه ارزیابی حرکت و صفحه فشاری با و بدون کفی ثبت شد. داده های ثبت شده با آزمون آماری تی زوجی در نرم افزار SPSS تجزیه و تحلیل شد. سطح معنی داری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته ها: در این مطالعه شاهد تغییر معنادار میانگین دامنه حرکت زانوی پای کوتاه تر در صفحه فرونتال ($P=0/03$)، مچ پای بلندتر در صفحه ساجیتال ($P=0/02$) و مچ پای کوتاه تر در صفحه فرونتال ($P<0/01$) حین فاز ایستایی بودیم. حین فاز نوسانی نیز میانگین دامنه حرکت زانوی پای کوتاه تر در صفحه ساجیتال ($P=0/02$) و مچ پای کوتاه تر در صفحه فرونتال ($P<0/01$) تغییر معناداری را تجربه کرد.

نتیجه گیری: کفی تراشیده، باعث بهبود متغیرهای دامنه حرکت زانوی پای کوتاه تر در صفحه فرونتال، میانگین دامنه حرکت مچ پای بلندتر در صفحه ساجیتال و میانگین دامنه حرکت مچ پای کوتاه تر در صفحه فرونتال حین فاز ایستایی شد. در فاز نوسانی نیز میانگین دامنه حرکت زانوی پای کوتاه تر در صفحه ساجیتال و میانگین دامنه حرکت مچ پای کوتاه تر در صفحه فرونتال بهبود یافت. این تغییرات می تواند نشانگر تأثیر مثبت کفی اصلاح کننده اختلاف طول بر متغیرهای راه رفتن باشد.

کلیدواژه ها: اختلاف طول اندام تحتانی، کفی، کینماتیک، راه رفتن

تاریخ دریافت: ۰۵ آذر ۱۴۰۳

تاریخ پذیرش: ۱۰ تیر ۱۴۰۴

تاریخ انتشار: ۰۹ مهر ۱۴۰۴

* نویسنده مسئول:

دکتر روشنک بقایی رودسری

نشانی: تهران، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، دانشکده علوم توانبخشی، گروه ارتوز و پروتز.

تلفن: ۰۵۲۶۵۵۰۵ (۹۱۲) ۹۸+

رایانامه: roshanakbaghaei@yahoo.com



Copyright © 2025 The Author(s);

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

مقدمه

مرتبط دانسته‌اند. از این رو در برخی از مطالعات نتیجه‌ای در بهبود پارامترهای راه رفتن دیده نشده است [۱۸، ۷].

منز و همکاران در سال ۲۰۲۰ به بررسی تغییرات آنی متغیرهای کینماتیکی پس از اعمال مداخله کفی با اصلاح ۵۰ درصدی پرداختند. آن‌ها با تقسیم افراد به ۲ گروه دارای اختلاف طول کمتر از ۱ سانتی‌متر و بیش از ۱ سانتی‌متر به بررسی میزان تغییرات حاصل از مداخله کفی ترموفورمینگ با اصلاح ۵۰ درصد از میزان اختلاف طول پرداختند. نتایج حاصل از مطالعه آن‌ها حاکی از بهبود معنادار در تقارن مفصلی پلویک در صفحه فرونتال و مچ در صفحه ساجیتال بود [۲۷]. تیرتاشی و همکاران در سال ۲۰۲۲ با طراحی مطالعه‌ای به بررسی تأثیر کفی از جنس پلی‌ونیل استات با اصلاح صددرصدی اختلاف طول، بر حداکثر زاویه تیلت قدامی و خارجی پلویک هردو سمت، ابداکشن هیپ ۲ سمت و ابداکشن زانوی هر دو سمت و پلنتارفلکشن مچ پای کوتاه‌تر پرداختند. یافته‌های آن‌ها حاکی از تغییرات چشمگیر همه متغیرهای موردبررسی به غیر از حداکثر تیلت قدامی و جانبی در پای کوتاه‌تر در حالت استفاده از کفی اصلاح‌کننده در مقایسه با کفش عادی بود [۱۹].

به نظر می‌رسد کفی پرکاربردترین مداخله در زمینه اصلاح اختلاف طول خفیف ساختاری در اندام تحتانی است. با توجه به بررسی‌های انجام‌شده، مطالعه‌ای در زمینه تأثیر کفی اختصاصی تراشیده‌شده با دستگاه سی‌ان‌سی بر متغیرهای مختلف راه رفتن در افراد دارای اختلاف طول ساختاری کمتر از ۲۰ میلی‌متر در اندام تحتانی در دسترس نیست [۲۰، ۱۸، ۲]. براین اساس هدف از این مطالعه بررسی تأثیر کفی تراشیده‌شده بر متغیرهای کینماتیکی راه رفتن در افراد دارای اختلاف طول ساختاری در اندام تحتانی کمتر از ۲۰ میلی‌متر است.

روش‌ها

این پژوهش، یک مطالعه شبه‌تجربی بود که در سال ۱۴۰۳ انجام شد. جامعه پژوهش در این مطالعه، ۱۵ فرد با میانگین سنی ۲۳ سال (با انحراف معیار ۲/۹) دارای اختلاف طول ساختاری خفیف از بدو تولد در اندام تحتانی بودند که با روش نمونه‌گیری غیراحتمالی دردسترس از میان افراد (سن ۱۸ تا ۳۵ سال) مراجعه‌کننده به بیمارستان‌ها و کلینیک‌های توان‌بخشی زیر نظر دانشگاه توان‌بخشی و علوم بهزیستی انتخاب شدند. با توجه به معیارهای ورود به مطالعه، افراد مناسب توسط درمانگر مورد ارزیابی قرار گرفته و پس از امضای رضایت‌نامه شخصی وارد مطالعه شدند. با در نظرگیری ضریب اطمینان ۹۵ درصد و توان آزمونی ۸۰ درصد و همچنین واریانس ۲۵/۳ و دقت ۳/۷ در حرکات پلویک در صفحه فرونتال در فاز استانس [۲۰]، ۱۵ فرد دارای اختلاف طول ساختاری خفیف از بدو تولد در اندام تحتانی وارد مطالعه شدند.

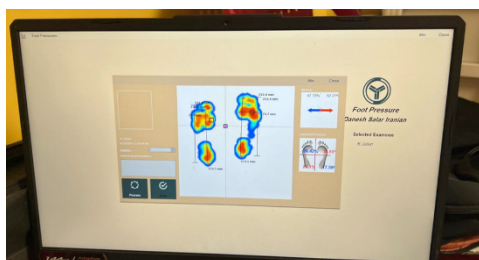
اختلاف طول در اندام تحتانی^۱ یا آنیزوملیا^۲ تفاوت طول قابل توجه ۲ اندام است. طبق آمار ۲۷ درصد بزرگسالان دارای اختلاف بیش از میلی‌متر در طول اندام تحتانی هستند [۱].
۲. اختلاف طول اندام تحتانی در ۲ دسته کوتاهی ساختاری (کوتاهی ساختارهای استخوانی) و کوتاهی عملکردی (ناشی از ناهماهنگی در مکانیسم اندام‌های تحتانی) شناخته می‌شوند. افراد دارای اختلاف طول ساختاری اندام تحتانی، براساس میزان کوتاهی، به ۳ دسته خفیف (اختلاف طول کمتر از ۳۰ میلی‌متر)، دسته معتدل (بین ۳۰ تا ۶۰ میلی‌متر) و دسته شدید (بیش از ۶۰ میلی‌متر) تقسیم می‌شوند [۳]. از دیدگاه موزلی اختلاف طول کمتر از ۲۰ میلی‌متر در دسته خفیف قرار می‌گیرد [۴].

اختلاف طول در اندام تحتانی یکی از شایع‌ترین مشکلات اسکلتی-عضلانی است که تأثیر بسزایی بر راه رفتن دارد. از تغییرات شایع در پارامترهای کینماتیکی گیت که در اثر اختلاف طول اندام‌ها ممکن است ایجاد شود، می‌توان به افزایش سوپینیشن، کاهش یا از بین رفتن راکر اول، برخورد قدام پا در تماس اولیه، جست زدن^۳، کاهش دورسی فلکشن مچ، کاهش فلکشن زانو، کاهش فلکشن و ابداکشن هیپ، افزایش انحراف پلویک در پای کوتاه‌تر و افزایش پرونیشن پا، افزایش دورسی فلکشن مچ، افزایش فلکشن زانو، افزایش فلکشن و اداکشن هیپ در پای بلندتر اشاره کرد [۲، ۵-۹]. اختلال راه رفتن به‌عنوان کلید استقلال عملکردی، همه‌ساله هزینه‌های درمانی زیادی را به کشورها تحمیل می‌کند. به‌صورتی که تنها هزینه‌های درمانی در آمریکا به بیش از ۱۰۰ میلیارد دلار در سال می‌رسد [۱۰].

با توجه به اینکه مستندات بررسی تأثیر بلندمدت اختلاف طول خفیف اندام‌های تحتانی بسیار کم است، اعمال مداخلات محتاطانه انجام می‌شود [۱۱]. مداخلات پزشکی جبران کوتاهی خفیف اندام‌های تحتانی با توجه به ۲ فاکتور میزان اختلاف طول و شدت علائم با ۲ شکل ارتوزی و جراحی اعمال می‌شوند [۱۲].

مداخلات ارتوزی معمولاً در اختلاف طول‌های ساختاری تا ۵۰ میلی‌متر کاربرد دارند [۱۳-۱۵]. مداخلات ارتوزی شامل کفی، لیفت پاشنه، تغییر در ارتفاع زیره کفش و اسپلینت است [۱۴، ۱۶، ۱۷]. عمدتاً کفی و لیفت پاشنه به‌عنوان مداخلاتی کم‌تهاجم، جهت جبران اختلاف طول ساختاری خفیف در اندام‌های تحتانی پیشنهاد می‌شوند [۱۴]. برخی از مطالعات نشان داده‌اند استفاده از کفی و لیفت پاشنه باعث بهبود متغیرهای کینماتیکی و کینماتیکی می‌شوند [۲، ۱۸]. درحالی که برخی محققین تأثیر کفی را به میزان تطابق‌پذیری فرد و حرکات جبرانی ناآگاهانه‌اش

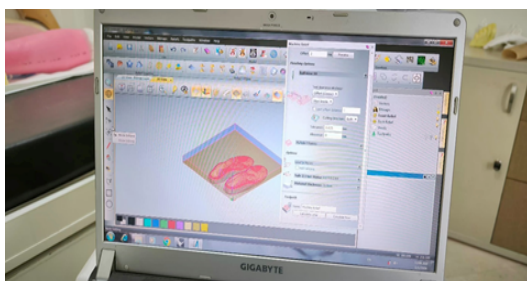
1. Leg length discrepancy
2. Anisomelia
3. Vaulting



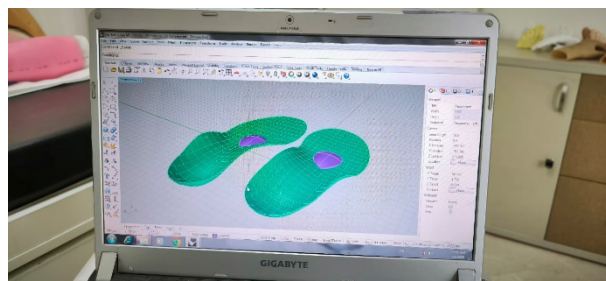
توانبخشی



تصویر ۱. اسکن پای افراد شرکت کننده بر روی اسکنر پایتک فناوران



توانبخشی



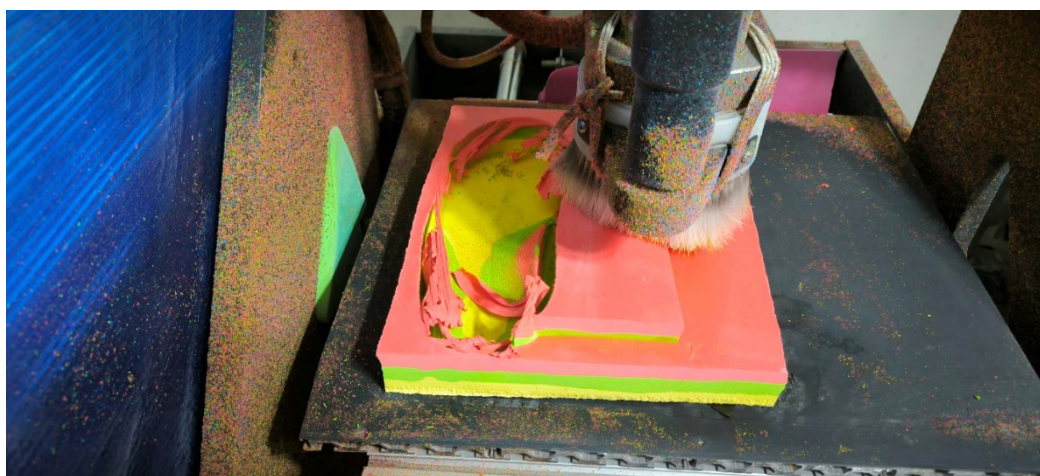
تصویر ۲. طراحی کفی در نرم افزارهای Rhino و ArtCAM

اختلاف طول طراحی شد (تصویر شماره ۱). سپس جهت G-code گیری به نرم افزار ArtCAM منتقل شد (تصویر شماره ۲). در مرحله بعد کفی طراحی شده با استفاده دستگاه سی ان سی مدل PT-MILL شرکت پایتک فناوران، از فوم اتیل ونیل استات با شور A گرید ۳۰ تراشیده شد (تصویر شماره ۳). به منظور افزودن دوام و خاصیت تنفس پذیری رویه کفی با چرم مصنوعی پوشیده شد. این کفی دارای میزان استاندارد از قوس داخلی، خارجی، پد متاتارسال و کاپ پاشنه بود (تصویر شماره ۴).

مارکرگذاری بر روی نقاط مختلف اندام تحتانی پس از پوشیدن لباس ورزشی کاملاً جذب و کفش استاندارد، مطابق با پروتکل Plug-in (۲) لبه قدامی و خلفی ایلیاک اسپاین، برآمدگی خارجی

معیارهای ورود: اختلاف طول ساختاری خفیف در اندام تحتانی (کمتر از ۲ سانتی متر) [۲۱] و توانایی راه رفتن بیش از ۳۰ متر بدون استفاده از عصا [۲۱]. معیارهای خروج: استفاده از کفی و یا لیفت پاشنه در ۳ ماه اخیر [۲۱]. بیماری های سیستماتیک مثل آرتریت روماتوئید [۲۱]. مشکلات اسکلتی عضلانی و عصبی در اندام تحتانی [۱] و سابقه آسیب اسکلتی عضلانی یا جراحی در اندام تحتانی [۲۲].

برای ساخت کفی ابتدا میزان اختلاف طول در اندام تحتانی با استفاده از رادیوگرافی به دست آمد [۲۳]. پس از اسکن پای فرد بر روی اسکنر پایتک فناوران مدل ۴۴۵۲۴۴۰، در نرم افزار Rhino کفی موردنظر با اعمال ۳۰ درصد لیفت جهت جبران



توانبخشی

تصویر ۳. تراشیده شدن کفی از بلوک فومی توسط دستگاه سی ان سی

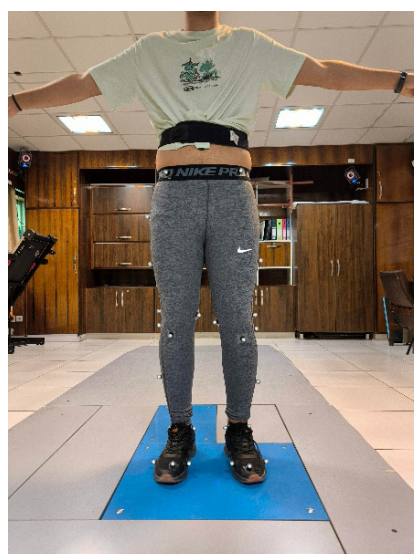


تصویر ۴. کفی پرداخت‌شده و رویه چرمی به آن افزوده شده

توانبخشی

روی صفحه فشاری بایستند تا اطلاعات استاتیک مورد نیاز ثبت شود. سپس از آزمودنی‌ها خواسته شد تا جهت تطابق با محیط آزمایشگاه به مدت ۱۰ دقیقه راه بروند. تأکید شد تا آزمودنی‌ها با یک سرعت انتخابی، مسیر ۶ متری را طی کنند. در مرکز مسیر صفحه فشاری Kistler و در محیط اطراف آن، ۴ دوربین مادون

تروکانتر بزرگ، لبه اپی‌کندیل خارجی فمور، قسمت میانی فمور، رأس پرگزیمال سر فیولا، ناحیه قدامی برآمدگی تیبیا، قسمت میانی تیبیا، برآمدگی قوزک داخلی و خارجی، محل اتصال آشیل به کالکانئوس و حاشیه‌های سر متاتارسال ۱ و ۵) مطابق تصویر شماره ۵ انجام شد [۲]. همچنین از آزمودنی‌ها خواسته شد



تصویر ۵. محل مارک‌گذاری و ایستادن بر روی صفحه فشاری جهت ثبت داده‌های استاتیک

توانبخشی

جدول ۱. حداقل، حداکثر و میانگین و انحراف معیار متغیرهای زمینه‌ای افراد شرکت‌کننده در مطالعه

متغیر کمی	حداقل	حداکثر	میانگین $\pm$ انحراف معیار
سن	۱۹	۲۷	۲۳ $\pm$ ۲/۹
قد	۱۵۹	۱۸۳	۱۷۳ $\pm$ ۷/۱۵
وزن	۴۵	۸۸	۶۷ $\pm$ ۱۰/۹۶
شاخص توده بدنی	۱۷/۷۹	۲۷/۱۶	۲۲/۲۹ $\pm$ ۲/۶۸
میزان اختلاف طول	۰/۹	۲	۱/۲۹ $\pm$ ۰/۳۴

توانبخشی

مچ هر دو پا به‌طور معناداری افزایش یافت ($P < ۰/۰۱$)، ($P = ۰/۰۱$). حداکثر زاویه اورژن مچ پای بلندتر نیز افزایش معناداری داشت ($P = ۰/۰۴$) و حداکثر زاویه چرخش داخلی مچ پای بلندتر، به‌طور معناداری افزایش پیدا کرد ($P = ۰/۰۳$).

بحث

هدف از این مطالعه بررسی تأثیر کفی تراشیده بر متغیرهای مختلف کینماتیکی راه رفتن در افراد دارای اختلاف طول ساختاری خفیف در اندام تحتانی بود. نتایج حاصل از مطالعه حاکی از تغییرات معنادار در برخی از متغیرهای کینماتیک، از جمله در میانگین دامنه حرکت زانوی پای کوتاه‌تر در صفحه فرونتال، مچ پای کوتاه‌تر در صفحه فرونتال و پای بلندتر در صفحه ساجیتال در فاز ایستایی بود. در فاز نوسانی نیز تغییرات میانگین دامنه حرکت زانوی پای کوتاه‌تر در صفحه ساجیتال و مچ پای کوتاه‌تر در صفحه فرونتال معنادار بود. طبق یافته‌ها، متغیر حداکثر زاویه حرکت در فاز ایستایی و میزان تغییرات اینورژن هر دو سمت، اورژن پای بلندتر و چرخش داخلی پای بلندتر بلافاصله پس از پوشیدن کفی تغییر معناداری را تجربه کرد.

نتایج حاصل از این پژوهش می‌تواند تأییدی بر مطالعات گذشته مبنی بر تأثیر اختلاف طول خفیف در اندام تحتانی بر انحرافات راه رفتن باشد [۵، ۲]. همچنین تکمیل‌کننده یافته‌های بنگرتر نیز هست که معتقد بود اختلاف طول ساختاری بین ۲۰ تا ۶۰ میلی‌متر می‌تواند باعث انحرافات راه رفتن شود [۲۴]. تغییراتی که مشاهده شد تأییدی بر یافته‌های رزنده مبنی بر وجود حرکات جبرانی در راه رفتن افراد دارای اختلاف طول در اندام تحتانی بود که پس از پوشیدن کفی حرکات جبرانی کاهش یافت [۵].

یافته‌های تیرتاشی و همکاران حاکی از تغییرات چشمگیر در حداکثر زاویه تیلت قدامی و خارجی پلویک پای بلندتر، ابداکشن هیپ دو سمت، ابداکشن زانوی هر دو سمت و پلنٹارفلکشن مچ پای کوتاه‌تر در حالت استفاده از کفی اصلاح‌کننده کامل کوتاهی در مقایسه با کفش عادی بود [۱۹]. یافته‌های منز و همکاران نیز نشان‌دهنده بهبود معنادار تقارن مفصلی پلویک در صفحه فرونتال و مچ در صفحه ساجیتال پس از اصلاح ۵۰ درصدی

قرمز MX T40-S و ۶ دوربین مادون قرمز Vicon Vero (v2.2) قرار گرفت. ۵ چرخه راه رفتن بدون استفاده از کفی ثبت شد. سپس از افراد خواسته شد تمام مراحل قبل را بار دیگر با کفی تراشیده‌شده انجام دهند. تکرار آزمایش در صورت عدم قرارگیری صحیح اندام فرد بر روی صفحات فشاری درخواست می‌شد.

بعد از ثبت داده‌ها، اطلاعات مربوط به هر فرد در یک فایل جمع‌آوری شد و با استفاده از نرم‌افزار مایکروسافت اکسل و نرم‌افزار متلب، نمودارهای مربوطه کشیده شد. از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۳ برای فراخوانی داده‌ها و توصیف و تحلیل آن‌ها استفاده شد. پس از بررسی نرمالیتی داده‌ها، از آزمون تی زوجی^۴ برای مقایسه نتایج حاصل از راه رفتن با و بدون کفی استفاده شد. برای متغیرهای غیرنرمال از آزمون ولیکاکسون زوجی استفاده شد. در تمام آزمون، سطح معنی‌داری آماری به‌صورت $P < ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

۱۵ فرد (۶ زن و ۹ مرد) دارای اختلاف طول ساختاری خفیف در این مطالعه شرکت کردند. در این مطالعه متوسط سن افراد ۲۳ سال و میانگین شاخص توده بدنی ۲۲/۲۹ کیلوگرم بر مترمربع و میانگین اختلاف طول ساختاری اندام تحتانی ۱/۲۹ براساس تصویر رادیوگرافی بود.

مطابق با **جدول شماره ۳** در فاز ایستایی میانگین دامنه حرکت زانوی پای کوتاه‌تر در صفحه فرونتال به‌طور معناداری افزایش یافت ($P = ۰/۰۳$). میانگین دامنه حرکت مچ پای بلندتر در صفحه ساجیتال کاهش معناداری داشت ($P = ۰/۰۲$) و میانگین دامنه حرکت مچ پای کوتاه‌تر در صفحه فرونتال افزایش معناداری پیدا کرد ($P < ۰/۰۱$). در فاز نوسان میانگین دامنه حرکت زانوی پای کوتاه‌تر در صفحه ساجیتال به‌طور معناداری کاهش یافت ($P = ۰/۰۲$) و میانگین دامنه حرکت مچ پای کوتاه‌تر در صفحه فرونتال به‌طور معنادار افزایش پیدا کرد ($P < ۰/۰۱$). در بررسی میزان تغییرات حداکثر زاویه در فاز ایستایی، حداکثر زاویه اینورژن

4. Paired Samples T Test

جدول ۲. میانگین و انحراف معیار و مقدار احتمال متغیر دامنه حرکت در فاز ایستایی و نوسانی

مقدار احتمال*	میانگین $\pm$ انحراف معیار		مقدار احتمال	میانگین $\pm$ انحراف معیار		سمت	متغیر
	بدون کفی در فاز نوسانی	با کفی در فاز نوسانی		بدون کفی در فاز ایستایی	با کفی در فاز ایستایی		
N ۰/۳۳	۲/۶۷ $\pm$ ۱/۱۳	۲/۴۷ $\pm$ ۰/۸۹	A ۰/۰۶	۴ $\pm$ ۲/۰۲	۳/۳۳ $\pm$ ۱/۴	پای کوتاه‌تر	حرکت پلویک در صفحه ساجیتال
N ۰/۶۶	۲/۹۶ $\pm$ ۲/۴	۲/۸۳ $\pm$ ۱/۲۱	N ۰/۰۸	۴/۴۴ $\pm$ ۲/۵	۳/۳۴ $\pm$ ۱/۰۹	پای بلندتر	
A ۰/۸۱	۵/۳۹ $\pm$ ۱/۸۵	۵/۲۲ $\pm$ ۱/۷۴	N ۰/۰۹	۸/۳۵ $\pm$ ۴/۸۲	۸/۳۵ $\pm$ ۴/۸۲	پای کوتاه‌تر	حرکت پلویک در صفحه فرون‌تال
N ۰/۹۲	۵/۶۳ $\pm$ ۳/۴۵	۵/۵۵ $\pm$ ۱/۵۳	A ۰/۱۹	۷/۵۱ $\pm$ ۲/۸۹	۷/۶۱ $\pm$ ۲/۷۲	پای بلندتر	
A ۰/۸۲	۵/۵۲ $\pm$ ۲/۶۹	۵/۵۳ $\pm$ ۲/۶۵	N ۰/۰۵	۷/۹۸ $\pm$ ۵/۸۳	۶/۶۹ $\pm$ ۳/۵۲	پای کوتاه‌تر	حرکت پلویک در صفحه عرضی
A ۰/۴۹	۷/۲۶ $\pm$ ۴/۳۷	۷/۶۲ $\pm$ ۲/۰۸	A ۰/۱۸	۷/۷۱ $\pm$ ۲/۵۳	۷/۰۹ $\pm$ ۲/۷۹	پای بلندتر	
A ۰/۵۳	۳/۱۶ $\pm$ ۲/۵۳	۳۰/۷۹ $\pm$ ۳/۹۹	N ۰/۸۵	۳/۷۸ $\pm$ ۳/۱۶	۳۶/۹۶ $\pm$ ۵/۵۴	پای کوتاه‌تر	حرکت هیپ در صفحه ساجیتال
A ۰/۹۱	۳۴/۸۶ $\pm$ ۵/۳۷	۳۴/۳۷ $\pm$ ۵/۱۴	A ۰/۷۴	۳۶/۲۶ $\pm$ ۵/۱۸	۳۹/۴۶ $\pm$ ۳/۶۲	پای بلندتر	
A ۰/۲	۷/۵۲ $\pm$ ۱/۵	۷/۰۵ $\pm$ ۱/۷۵	N ۰/۱۶	۱۰/۸ $\pm$ ۵/۰۷	۹/۵۲ $\pm$ ۳/۵۱	پای کوتاه‌تر	حرکت هیپ در صفحه فرون‌تال
N ۰/۸۹	۸/۶۳ $\pm$ ۶/۶۳	۸/۱۷ $\pm$ ۲/۱	N ۰/۶۵	۱۰/۸۹ $\pm$ ۴/۳۹	۱۰/۳۲ $\pm$ ۲/۹۳	پای بلندتر	
N ۰/۶۱	۱۷/۸۲ $\pm$ ۷/۳۹	۲۱/۴۴ $\pm$ ۱۲/۳۴	N ۰/۲۸	۱۳/۷۵ $\pm$ ۶/۶۹	۱۶/۴۱ $\pm$ ۱۲/۴۳	پای کوتاه‌تر	حرکت هیپ در صفحه عرضی
A ۰/۱۸	۲۰/۶۹ $\pm$ ۴/۵۳	۲۱/۵۳ $\pm$ ۱۸/۴۵	N ۰/۴۹	۱۹/۶۷ $\pm$ ۱۵/۰۲	۱۷/۹۳ $\pm$ ۱۲/۵	پای بلندتر	
N ۰/۰۳**	۵۶/۶۵ $\pm$ ۱۱/۵۱	۵۵/۲۵ $\pm$ ۱۲/۳۴	A ۰/۸۲	۳۱/۸۴ $\pm$ ۷/۹۱	۳۱/۹۷ $\pm$ ۷/۸۲	پای کوتاه‌تر	حرکت زانو در صفحه ساجیتال
A ۰/۳۵	۵۵/۶۲ $\pm$ ۱۳/۷۱	۵۴/۶۶ $\pm$ ۱۲/۶۸	A ۰/۳	۳۲/۶۲ $\pm$ ۶/۴	۳۱/۵۹ $\pm$ ۶/۸۶	پای بلندتر	
A ۰/۰۵	۲۴/۸۷ $\pm$ ۱۳/۴۷	۲۸/۶۷ $\pm$ ۱۱/۱۵	N ۰/۰۳**	۱۳/۱۳ $\pm$ ۶/۱۵	۱۷/۴۳ $\pm$ ۷/۶۲	پای کوتاه‌تر	حرکت زانو در صفحه فرون‌تال
A ۰/۳	۲۳/۶۱ $\pm$ ۱۱/۷۱	۲۴/۱۶ $\pm$ ۱۲/۱۳	A ۰/۸۲	۱۴/۸۸ $\pm$ ۸/۱۹	۱۲/۹۳ $\pm$ ۶/۸۵	پای بلندتر	
N ۰/۴۴	۱۹/۳۸ $\pm$ ۷/۷۲	۲۰/۸۹ $\pm$ ۷/۷۲	A ۰/۵۳	۱۳/۰۲ $\pm$ ۴/۲	۱۳/۳۴ $\pm$ ۵/۰۵	پای کوتاه‌تر	حرکت زانو در صفحه عرضی
A ۰/۹۶	۲۲/۴۱ $\pm$ ۷/۳۲	۲۲/۵ $\pm$ ۷/۸	A ۰/۱۴	۱۴/۶۷ $\pm$ ۴/۸۳	۱۳/۳۹ $\pm$ ۴/۲۶	پای بلندتر	
A ۱	۱۵/۲۱ $\pm$ ۴/۰۵	۱۴/۹۴ $\pm$ ۴/۰۳	A ۰/۷۶	۲۱/۰۶ $\pm$ ۳/۹۲	۲۱/۴۸ $\pm$ ۴/۹۷	پای کوتاه‌تر	حرکت مچ در صفحه ساجیتال
A ۰/۷۳	۱۶/۸۳ $\pm$ ۵/۶۹	۱۶/۴۲ $\pm$ ۵/۷	A ۰/۰۳**	۲۳/۰۱ $\pm$ ۴/۳۳	۲۱/۵۳ $\pm$ ۴/۳۵	پای بلندتر	
N ۰/۰**	۴/۴۶ $\pm$ ۱/۶۷	۶/۸۸ $\pm$ ۳/۱۸	N ۰/۰**	۳/۲ $\pm$ ۱/۳۹	۵/۴ $\pm$ ۲/۳۳	پای کوتاه‌تر	حرکت مچ در صفحه فرون‌تال
A ۰/۱۴	۵/۵۳ $\pm$ ۲/۴۵	۶/۱ $\pm$ ۳/۵	A ۰/۷۲	۳/۹۱ $\pm$ ۲/۱	۴/۳۵ $\pm$ ۲/۴۱	پای بلندتر	
N ۰/۳۱	۲۱/۱۱ $\pm$ ۶/۶۵	۲۲/۴۵ $\pm$ ۸/۳۴	N ۰/۱۶	۱۵/۱۱ $\pm$ ۴/۸۲	۱۷/۱۱ $\pm$ ۶/۴۸	پای کوتاه‌تر	حرکت مچ در صفحه عرضی
A ۰/۷۲	۲۲/۹۷ $\pm$ ۹/۶۴	۲۰/۸۴ $\pm$ ۹/۲۷	N ۰/۳۷	۱۶/۹۶ $\pm$ ۷/۸۸	۱۵/۵۵ $\pm$ ۶/۷۶	پای بلندتر	

توانبخشی

*: مقدار احتمال برای موارد نرمال، (N) از آزمون تی زوجی و برای موارد غیرنرمال، (A) از آزمون ویلکاکسون زوجی به‌دست آمد. **: $P < ۰/۰۵$ بیانگر معنی‌داری آزمون است.

دیگر این پژوهش، عدم بررسی تأثیرات بلندمدت استفاده از کفی در میان افراد شرکت‌کننده بود. این موضوع موجب شده است که نتوان درباره پایداری و ماندگاری نتایج به‌دست‌آمده اظهار نظر قطعی کرد. این محدودیت نیز عمدتاً به دلیل ملاحظات عملی، نظیر مشکلات مالی و دشواری در پیگیری طولانی‌مدت شرکت‌کنندگان به وجود آمده است.

در همین راستا، پیشنهاد می‌شود در مطالعات آتی، پژوهشی با حجم نمونه بیشتر و با طراحی دقیق‌تر و در بازه زمانی طولانی‌تر شامل ۲ گروه کنترل و آزمایش انجام گیرد تا امکان ارزیابی اثربخشی استفاده از کفی در بازه‌های زمانی طولانی‌تر فراهم شود. همچنین پیشنهاد می‌شود در مطالعات آتی، تأثیر مقادیر مختلفی از اصلاح اختلاف طول مورد بررسی قرار گیرد تا بتوان به درک دقیق‌تری از رابطه بین میزان اصلاح و پاسخ‌های بیومکانیکی

اختلاف طول بود. علت تفاوت در نتایج مطالعه ما و مطالعه منز و تیرتاشی می‌تواند ناشی از تفاوت در میزان اصلاح اختلاف طول باشد. احتمال دارد معنادار نشدن همه متغیرها به دلیل میزان اصلاح اختلاف طولی که اعمال شده باشد. به همین جهت پیشنهاد می‌شود این مطالعه با مقادیر مختلفی از اصلاح تکرار شود. این نتیجه همچنین ممکن است ناشی از کوتاه بودن زمان بررسی میزان تغییرات باشد. با توجه به این نکته که افراد از حرکات جبرانی مختلف و پیچیده‌ای که طی سالیان طولانی به وجود آمده استفاده می‌کنند، امکان اصلاح آن‌ها به صورت آنی وجود ندارد و به بررسی بلندمدت تأثیر کفی بر این مکانیسم‌ها نیاز است.

یکی از محدودیت‌های مطالعه حاضر، عدم وجود گروه کنترل بود. به دلیل محدودیت‌های زمانی و مالی در اجرای مطالعه، امکان اجرای پژوهش با گروه کنترل وجود نداشت. محدودیت

جدول ۳. میانگین و انحراف معیار و میزان احتمال متغیر حداکثر زاویه حرکت در فاز ایستایی

متغیر	میانگین $\pm$ انحراف معیار		مقدار احتمال	میانگین $\pm$ انحراف معیار		مقدار احتمال*
	با کفی	بدون کفی		با کفی	بدون کفی	
حداکثر زاویه تیلت پلویک پای کوتاه‌تر پای بلندتر	تیلت قدامی ۱۵۰۷۵ $\pm$ ۷/۵۸	تیلت قدامی ۱۶۲۵ $\pm$ ۸/۲۲	A ۰/۱۴	تیلت خلفی ۱۱۸۴۵ $\pm$ ۷/۴۲	تیلت خلفی ۱۱۸۶۵ $\pm$ ۷/۱۵	A ۰/۸۸ A ۰/۸۶
	تیلت جانبی فوقانی ۲/۵۲۵ $\pm$ ۲/۲۱	تیلت جانبی فوقانی ۲/۱۱۲۵ $\pm$ ۲/۱۸	N ۰/۰۷	تیلت جانبی تحتانی ۲/۸۳۵ $\pm$ ۲/۲۸	تیلت جانبی تحتانی ۲/۸۳۵ $\pm$ ۲/۲۸	N ۰/۲۲ A ۰/۲۳
	چرخش داخلی ۲/۹۸۵ $\pm$ ۲/۸۵	چرخش داخلی ۲/۹۸۵ $\pm$ ۲/۸۵	A ۰/۳۴	چرخش خارجی ۲/۹۸۵ $\pm$ ۲/۸۵	چرخش خارجی ۲/۹۸۵ $\pm$ ۲/۸۵	N ۰/۳۹ A ۰/۳۹
حداکثر زاویه حرکت هیپ در صفحه ساجیتال پای کوتاه‌تر پای بلندتر	فلکشن ۳۲/۱۴۵ $\pm$ ۸/۸۴	فلکشن ۳۱/۳۳۵ $\pm$ ۹/۶۸	A ۰/۱۴	اکستنشن ۴/۸۲۵ $\pm$ ۱۱/۳۶	اکستنشن ۶/۵۸۵ $\pm$ ۸/۹۲	N ۰/۱۵ A ۰/۸۳
	اداکشن ۶/۶۵۵ $\pm$ ۳/۸۱	اداکشن ۴/۵۸۵ $\pm$ ۳/۹۳	N ۰/۰۶	اداکشن ۵/۱۵۵ $\pm$ ۵/۰۷	اداکشن ۶/۶۸۵ $\pm$ ۸/۸۲	N ۰/۱۶ N ۰/۲۶
	چرخش داخلی ۲۹/۸۵۵ $\pm$ ۱۸/۴۵	چرخش داخلی ۲۲/۵۵۵ $\pm$ ۱۷/۲۱	A ۰/۱۱	چرخش خارجی ۱۲/۸۹۵ $\pm$ ۱۸/۹	چرخش خارجی ۱۲/۸۹۵ $\pm$ ۱۸/۹	A ۰/۷۶ N ۰/۲۷
حداکثر زاویه زانو در صفحه ساجیتال پای کوتاه‌تر پای بلندتر	فلکشن ۲۶/۲۲۵ $\pm$ ۱۰/۴۸	فلکشن ۲۶/۲۲۵ $\pm$ ۱۰/۴۸	A ۰/۱۶	اکستنشن ۵/۱۱۵ $\pm$ ۵/۹۷	اکستنشن ۵/۱۱۵ $\pm$ ۵/۹۷	N ۰/۱۲ A ۰/۱۳
	اداکشن ۱۲/۸۴۵ $\pm$ ۸/۴۵	اداکشن ۹/۹۴۵ $\pm$ ۷/۹۹	N ۰/۰۶	اداکشن ۴/۸۳۵ $\pm$ ۴/۲۷	اداکشن ۴/۸۳۵ $\pm$ ۴/۲۷	N ۰/۲۴ A ۰/۱۸
	چرخش داخلی ۹/۱۳۵ $\pm$ ۱۲/۱	چرخش داخلی ۸/۱۴۵ $\pm$ ۱۲/۱۸	N ۰/۵۲	چرخش خارجی ۲۲/۳۸۵ $\pm$ ۱۴/۵۴	چرخش خارجی ۲۱/۱۷۵ $\pm$ ۱۴/۷۹	N ۰/۵۵ A ۰/۳۴
حداکثر زاویه مچ در صفحه ساجیتال پای کوتاه‌تر پای بلندتر	دورسی فلکشن ۱۲/۸۴۵ $\pm$ ۴/۹۸	دورسی فلکشن ۱۲/۸۴۵ $\pm$ ۴/۹۸	A ۰/۲۱	پلنتار فلکشن ۸/۸۹۵ $\pm$ ۴/۹۷	پلنتار فلکشن ۸/۸۹۵ $\pm$ ۴/۹۷	N ۰/۱۵ A ۰/۰۸
	اینورژن ۵/۲۸۵ $\pm$ ۴/۸۳	اینورژن ۴/۶۱۵ $\pm$ ۳/۴۴	A ۰/۰۳۰۰	اورژن ۰/۱۲۵ $\pm$ ۴/۹۷	اورژن ۰/۱۲۵ $\pm$ ۴/۹۷	N ۰/۸۳ A ۰/۰۳۰۰
	چرخش داخلی ۰/۹۴۵ $\pm$ ۱۶/۸۴	چرخش داخلی ۱/۳۴۵ $\pm$ ۱۷/۵۶	A ۰/۹۵	چرخش خارجی ۱۸/۰۵۵ $\pm$ ۱۳/۱۳	چرخش خارجی ۱۵/۶۲۵ $\pm$ ۱۵/۹۲	A ۰/۱۴ A ۰/۲۳

توانبخشی

* مقدار احتمال برای موارد نرمال، (N) از آزمون تی زوجی و برای موارد غیرنرمال، (A) از آزمون ویلکاکسون زوجی به دست آمد. $P < ۰/۰۵$ بیانگر معنی داری آزمون است.

ناشی از آن دست یافت.

انجام چنین تحقیقاتی می‌تواند اعتبار بیرونی نتایج را افزایش داده و زمینه را برای کاربردهای بالینی گسترده‌تر مهیا کند. افزون‌براین توصیه می‌شود در تحقیقات آینده، متغیرهای کینتیکی، مانند نیروهای عکس‌العمل زمین، گشتاور مفاصل و الگوهای حرکتی نیز مورد بررسی قرار گیرند؛ چراکه این متغیرها می‌توانند اطلاعات دقیق‌تر و کامل‌تری در خصوص نحوه تأثیر کفی بر عملکرد بیومکانیکی افراد ارائه داده و درک جامع‌تری از نتایج پژوهش فراهم آورند.

نتیجه‌گیری

یافته‌های این مطالعه نشان داد استفاده از کفی تراشیده می‌تواند به بهبود برخی از حرکات جبرانی ایجادشده در اثر اختلاف طول اندام تحتانی کمک کند. به‌طور مشخص کفی تراشیده‌شده با ایجاد بهبود در برخی از متغیرهای کینماتیک نظیر میانگین دامنه حرکت زانوی پای کوتاه‌تر در صفحه فرونتال، مچ پای کوتاه‌تر در صفحه فرونتال و پای بلندتر در صفحه ساجیتال حین فاز ایستایی و نیز میانگین دامنه حرکت زانوی پای کوتاه‌تر در صفحه ساجیتال و میانگین دامنه حرکت مچ پای کوتاه‌تر در صفحه فرونتال حین فاز نوسانی، می‌تواند موجب کاهش عوارض ناشی از این ناهماهنگی ساختاری شود و عملکرد حرکتی افراد را بهبود بخشد. باتوجه‌به نتایج به‌دست‌آمده، می‌توان مداخله کفی تراشیده را به‌عنوان یک راهکار مؤثر و غیرتهاجمی برای مدیریت اختلاف طول ساختاری خفیف در اندام‌های تحتانی پیشنهاد کرد.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

مطالعه حاضر توسط کمیته اخلاق دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی با کد اخلاق IR.USWR.REC.1403.054 مورد تصویب قرار گرفت. تمامی شرکت‌کنندگان در مطالعه حاضر فرم رضایت کتبی را امضا کردند و از روند اجرای مطالعه آگاهی کامل داشتند. همچنین هر زمان که تمایل به شرکت در ادامه مطالعه را نداشتند، می‌توانستند از مطالعه خارج شوند. در ضمن تمام اطلاعات شرکت‌کنندگان در مطالعه به‌صورت محرمانه باقی ماند.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد امید امیدی در گروه ارتوز و پروتز دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی است و هیچ‌گونه کمک مالی از سازمانی‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

مفهوم‌سازی: روشنک بقایی رودسری، امید امیدی و ژاله حیدری؛ تحقیق و بررسی، منابع و تأمین مالی: امید امیدی؛ روش‌شناسی، تحلیل داده‌ها، نگارش پیش‌نویس و ویراستاری و نهایی‌سازی: همه نویسندگان.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

References

- [1] Kim Y. Comparison of the effect of insole correction on three-dimensional knee joint moments during gait in standing workers with leg length discrepancy. *Journal of Musculoskeletal Science and Technology*. 2021; 5(1):21-6. [DOI:10.29273/jmst.2021.5.1.21]
- [2] Menez C, L'Hermette M, Coquart J. Orthotic insoles improve gait symmetry and reduce immediate pain in subjects with mild leg length discrepancy. *Frontiers in Sports and Active Living*. 2020; 2:579152. [DOI:10.3389/fspor.2020.579152] [PMID]
- [3] Brady RJ, Dean JB, Skinner TM, Gross MT. Limb length inequality: Clinical implications for assessment and intervention. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2003; 33(5):221-34. [DOI:10.2519/jospt.2003.33.5.221] [PMID]
- [4] Moseley CF. Assessment and prediction in leg-length discrepancy. *Instructional Course Lectures*. 1989; 38:325-30. [PMID]
- [5] Resende RA, Kirkwood RN, Deluzio KJ, Cabral S, Fonseca ST. Biomechanical strategies implemented to compensate for mild leg length discrepancy during gait. *Gait & Posture*. 2016; 46:147-53. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2016.03.012] [PMID]
- [6] Ali A, Walsh M, O'Brien T, Dimitrov BD. The importance of sub-malleolar deformity in determining leg length discrepancy. *The Surgeon*. 2014; 12(4):201-5. [DOI:10.1016/j.surge.2013.12.003] [PMID]
- [7] Khamis S, Carmeli E. Relationship and significance of gait deviations associated with limb length discrepancy: A systematic review. *Gait & Posture*. 2017; 57:115-23. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2017.05.028] [PMID]
- [8] Assogba TF, Boulet S, Detrembleur C, Mahaudens P. The effects of real and artificial leg length discrepancy on mechanical work and energy cost during the gait. *Gait & Posture*. 2018; 59:147-51. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2017.10.004] [PMID]
- [9] Kwon YJ, Song M, Baek IH, Lee T. The effect of simulating a leg-length discrepancy on pelvic position and spinal posture. *Journal of Physical Therapy Science*. 2015; 27(3):689-91. [DOI:10.1589/jpts.27.689] [PMID]
- [10] Campbell TM, Ghaedi B, Tanjong Ghogomu E, Ramsay T, Welch V. Shoe and heel lifts for leg length inequality in adults with musculoskeletal conditions. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2021; 2021(12):CD014456. [PMCID]
- [11] Gordon JE, Davis LE. Leg Length Discrepancy: The natural history (and what do we really know). *Journal of Pediatric Orthopedics*. 2019; 39(6):S10-3. [DOI:10.1097/BPO.0000000000001396] [PMID]
- [12] Vogt B, Gosheger G, Wirth T, Horn J, Rödl R. Leg length discrepancy- treatment indications and strategies. *Deutsches Arzteblatt International*. 2020; 117(24):405-11. [DOI:10.3238/arztebl.2020.0405] [PMID]
- [13] Kotaška J, Trč T. Limb shortening in the management of leg length discrepancy. *Casopis Lekaru Ceskyh*. 2016; 155(8):417-22. [PMID]
- [14] Hefi F, Hasler C, Krieg A. [Achsen und Längen (Persian)]. In: Hefi F, editor. *Kinderorthopädie in der Praxis*. Heidelberg: Springer; 2014. [DOI:10.1007/978-3-642-44995-6_10]
- [15] Althobaiti MS, Aloraini LI, Alamri S, Binsaddik OK, Alobaysi YMY, Alabdulrahman FK, et al. Updates in the management of leg length discrepancy: A systematic review. *Cureus*. 2024; 16(6):e62599. [DOI:10.7759/cureus.62599]
- [16] Hyungsoo S, Hyunsung K. Effects of self exercise program on leg length and balance in subjects with leg-length discrepancy. *Journal of International Academy of Physical Therapy Research*. 2020; 11(4):2197-202. [DOI:10.20540/jiapt.2020.11.4.2197]
- [17] Campbell TM, Ghaedi BB, Tanjong Ghogomu E, Welch V. Shoe lifts for leg length discrepancy in adults with common painful musculoskeletal conditions: A systematic review of the literature. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2018; 99(5):981-93.e2. [DOI:10.1016/j.apmr.2017.10.027] [PMID]
- [18] Shi Y, Pang H, Xu H, Li X, Cao Y, Merryweather A, et al. Effects of orthotic insole on gait patterns in children with mild leg length discrepancy. *Gait & Posture*. 2022; 93:191-7. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2022.02.003] [PMID]
- [19] Tirtashi FH, Eslami M, Taghipour M. Effect of shoe insole on the dynamics of lower extremities in individuals with leg length discrepancy during walking. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2022; 31:51-56. [DOI:10.1016/j.jbmt.2022.03.006] [PMID]
- [20] Kim Y. Effect of correction of leg length discrepancy on the biomechanical characteristics of the pelvis and hip joints among standing workers. *Work*. 2022; 71(4):1129-36. [DOI:10.3233/WOR-205160] [PMID]
- [21] Wang K, Lu C, Ye R, He W, Wei X, Li Y, et al. Research and development of 3D printing orthotic insoles and preliminary treatment of leg length discrepancy patients. *Technology and Health Care*. 2020; 28(6):615-24. [DOI:10.3233/THC-202170] [PMID]
- [22] D'Amico M, Kinel E, Roncoletta P. Leg length discrepancy and nonspecific low back pain: 3-D stereophotogrammetric quantitative posture evaluation confirms positive effects of customized heel-lift orthotics. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2022; 9:743132. [DOI:10.3389/fbioe.2021.743132] [PMID]
- [23] Ashour R, Abdelraouf O, Abdallah A, Sweif R. Effect of footwear modification on postural symmetry and body balance in leg length Discrepancy: A randomized controlled study. *International Journal of Osteopathic Medicine*. 2019; 32:13-20. [DOI:10.1016/j.ijosm.2019.02.001]
- [24] Bangerter C, Romkes J, Lorenzetti S, Krieg AH, Hasler CC, Brunner R, et al. What are the biomechanical consequences of a structural leg length discrepancy on the adolescent spine during walking? *Gait & Posture*. 2019; 68:506-13. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2018.12.040] [PMID]