

# 기능적 인솔이 노인의 보행에 미치는 영향

서동권  
건양대학교 물리치료학과

## Effects of Functional Insole on Walking in the Elderly

Dong-Kwon Seo  
Department of Physical Therapy, Konyang University

**요약** 본 연구는 발의 피로와 통증을 줄이고 발의 정상적인 기능을 유지해주는 기능적 인솔 적용 유무가 노인 보행 시 하지의 생체 역학적 변인 및 패턴에 미치는 영향을 규명하고자 하였다. 본 연구의 대상자는 10명(연령, 73.2 세; 신장, 152.1 cm; 체중, 59.4 kg)이며, 기능적 인솔 착용과 비 착용 시의 보행을 분석하였다. 보행분석은 켈리시스 시스템(Qualisys system)으로 촬영 후 비주얼 3D (Visual-3D)로 분석하였다. 그 결과, 기능적 인솔을 착용했을 경우, 보장과 유각기 속도가 유의미하게 증가하였다 ( $p < .05$ ). 또한 하지의 신전 모멘트가 입각기에서 유의미하게 증가하였다 ( $p < .05$ ). 본 연구 결과 기능적 인솔은 노인의 보행 안정성을 향상시키는 효과가 있었다. 그러나 이 연구의 결과를 일반화하기 위해서는 더 많은 대상자들을 통해 보다 많은 정량적 자료를 축적할 필요가 있으며, 대상자들에게 오랜 시간동안 인솔을 사용하게 한 후 보행변인 및 패턴의 변화를 검토하는 연구가 추후 이뤄져야 할 것으로 판단된다.

**Abstract** This study verified the difference in biomechanical variation and the pattern of the lower limb between using or not using functional insoles on the gait of elderly people. Ten females subjects were selected (age: 73.2 years, height: 152.1 cm, body mass: 59.4 kg) for testing their gait with using functional insoles and without using functional insoles. The gait motions were captured with the Qualisys system and the gait parameters were calculated with Visual-3D. As a result, the subjects' stride length and swing time were significantly increased ( $p < .05$ ). Also, the lower limb's extension moment was significantly increased ( $p < .05$ ) when using the insole. These differences suggest the functional insole used in the experiment increases the subjects' gait stability. However, to generalize the results of this study, it is necessary to accumulate more quantitative data with more subjects. Further studies to examine gait variables and changes of walking patterns need to be conducted by gathering and utilizing the results of those subjects who have used insoles for a long period of time.

**Keywords** : Insole, Elderly, Joint moment, Gait, Stance phase, Swing phase

### 1. 서론

신체 표면의 5%에 불과한 발은 52개의 뼈와 60개의 관절로 구성된 매우 복잡한 구조를 이루고 있으며, 신체의 체중을 지지하고 달리거나 걷기 등의 신체 이동시 매우 중요한 역할을 담당하는 신체 분절이다[1]. 걸거나 달

리기와 같이 신체를 이동하는 동안 발에는 반복적인 충격력이 발생하기 때문에 개인별 발의 형태 및 신발의 구조에 따라 골격근과 신경의 반응은 다양한 형태로 나타나게 된다[2].

보행시 발은 신체의 체중과 바닥을 밀어내는 동작으로 인해 생성되는 부하는 발에 스트레스를 가하며, 염부조직

\*Corresponding Author : Dong-Kwon Seo(Konyang univ.)

email: dkseo77@konyang.ac.kr

Received October 24, 2019

Accepted December 6, 2019

Revised November 22, 2019

Published December 31, 2019

염좌를 가져온다[3]. 1km를 이동하는 동안 발에 가해지는 압력은 약 15 t에 해당하는 무게의 압력이 발생하기 때문에 발은 쉽게 피로해지고 통증이 발생하게 된다[4].

인솔은 발의 피로와 통증을 줄이고 발의 정상적인 기능을 유지할 수 있도록 도움을 주어 하지, 골반 및 척추 등의 신체 손상을 방지한다. 인솔의 사용은 지면에서 발 뒤꿈치가 떨어질 때(heel off) 영향을 주기 때문에 발목의 최대굴곡 각도와 연관성이 높은 아킬레스 건 염좌의 발생을 감소시키며[5], 충격력(impact force)의 크기와 충격량(impact loading)의 비율 및 바닥을 밟는 힘(push-off force)의 크기를 감소시킨다고 보고되고 있다[6, 7].

보행시 과도한 발의 회내 동작은 하지관절의 부상을 초래하며 이러한 과도한 발의 회내 동작은 개인의 해부학적 특징에 따라 다르며, 보행속도 증가가 발의 회내 동작을 증가시킨다고 보고되고 있다[8]. 보행시 일반적인 상해의 원인은 발의 과도한 회내 동작에 의해 발생되는 경골의 내측회전에 기인한다고 보고되고 있다[9]. 그러므로 많은 연구자들이 다양한 기능성 인솔 연구를 통해 발목 관절의 과도한 회내 운동을 감소시켜 경골의 내측회전을 감소시키고자 하였고[10, 11], 그 결과 인솔이 족궁의 붕괴를 막아주기 때문에 발목관절의 과도한 회외 동작을 감소시키는데에는 효과가 있으나 보행 시 일반적인 지면반력의 특성을 변형시키는 단점이 있다고 보고하였다[12, 13].

그러나 인솔과 관련된 지금까지의 대부분의 연구는 발의 움직임을 통제하는 인솔의 기능에 초점을 맞추어 운동학적 변인들을 중심으로 한 연구들이 주를 이루었으며, 대상자들이 20-30대의 건강한 대상자들을 대상으로 연구를 실시하여 실제 사용된 인솔의 기능성 차이에 따른 효과를 밝히기에는 다소 부족한 실정이다. 그러므로 본 연구는 개인적 해부학적 특성 및 보행 특성에 의해 개인에게 정형화된 노인들의 보행동작이 기능성 인솔 착용 유·무에 따라 보행변인에 차이가 있는지 분석하여 기능성 인솔의 실질적인 기능성 평가를 하고자 한다.

## 2. 연구방법

### 2.1 연구대상

본 연구 목적을 수행하기 위하여 실험 참여대상자들에게 실험의 목적, 필요성 및 절차를 충분히 설명하고 모든 대상자들에게 실험 참여 동의를 획득 한 후 실험을 진

행하였으며, 본 연구의 대상자는 최근 6개월간 하지의 정형외과적 상해나 문제가 없는 70세 이상의 여성 노인 10명을 대상으로 하였다(나이:  $73.2 \pm 1.32$  yrs, 키:  $152.1 \pm 4.33$  cm, 몸무게:  $59.4 \pm 9.77$  kg).

### 2.2 실험도구 및 절차

모든 대상자들의 자연스러운 보행동작을 유도하기 위하여 보행속도를 제한하지 않았고, Fig 1과 같이 동일한 A사의 운동화를 착용한 상태에서 인솔 미사용 시와 인솔 사용 시의 두 가지 상황에서 실험을 실시하였다.



Fig. 1. The type of insole and shoe(a) and insole(b)

본 실험에서 3차원 영상자료 수집을 위해 Qualisys사의 적외선 카메라(Oqus 3series, Sweden) 6대를 사용하였고 이때의 샘플링율은 100Hz로 설정하였다. 보행시 대상자들의 지면반력을 측정하기 위하여 1대의 지면반력기(Kistler, Type 9286AA, switzerland)가 사용되었으며 이때의 샘플링율은 100Hz로 설정하였다. 대상자들의 보행 구간은 NLT (Nonlinear Transformation) 방법을 이용하여 calibration 되었으며, 영상장비 및 지면반력기는 메인 컴퓨터로 상호 동조하여 자료를 획득하였다.

모든 대상자들은 본 실험에 앞서 상하의 타이즈를 입고 실험에 참여하였으며, 측정에 앞서 대상자들의 해부학적 정렬 상태를 측정하기 위해 스탠딩 캘리브레이션(standing calibration)을 실시하였다.

보행시 대상자들의 부자연스러운 동작이라고 판단되는 시도를 제외하고 모든 대상자들의 3개씩의 시도를 각각 분석하였다.

### 2.3 분석 국면 및 이벤트

인솔 사용 유/무에 따른 대상자들의 보행 변화를 분석

하기 위한 분석 국면은 오른발 뒤꿈치가 지면에 착지하는 순간부터 스윙기 이후 오른발의 뒤꿈치가 다시 지면에 착지하는 순간까지의 한 활보장을 분석하였고, 다음과 같이 3국면 4이벤트로 설정하였다.

- 국면 1: 오른발 뒤꿈치 착지순간(이벤트 1: heel contact) - 오른발 중지순간(이벤트 2: mid contact)
- 국면 2: 오른발 중지순간(이벤트 2: mid contact) - 오른발 이지순간(이벤트 3: toe off)
- 국면 3: 오른발 이지순간(이벤트 3: toe off) - 오른발 뒤꿈치 착지순간(이벤트 4: heel contact)

## 2.4 자료 및 통계 처리

QTM(Qualisys Track Manager)에 의해 획득된 원 자료를 Visual3D software(C-motion Inc, USA)를 이용하여 인체를 모델링한 후 분석변인을 산출하였으며, 대상자별 3회의 보행자료의 평균치를 사용하였다. 실험 시 생성될 수 있는 노이즈 제거를 위해 산출된 모든 변인들은 Butterworth 4차 저역필터를 사용하여 필터링하였으며, 이때의 차단주파수는 6Hz로 하였다.

본 연구의 목적을 달성하기 위해 모든 대상자의 보행 데이터는 SPSS 16.0 프로그램을 이용하여 대응 t-검정 (paired t-test)을 실시하였으며, 이때의 통계적 유의 수준은  $\alpha=.05$ 로 설정하였다.

## 3. 결과

### 3.1 인솔 사용 유·무에 따른 보행 변인의 변화

인솔 사용 유·무에 따른 보행 변인의 변화는 Table 1과 같다. 인솔 미사용 시에 비하여 인솔 사용 시의 보행 속도가 증가한 것으로 나타났으나 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 활보장 (stride length)의 변화는 인솔 사용하지 않았을 때에 비하여 사용 시가 활보장이 증가하는 것으로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 활보폭 (stride width)은 미사용 시에 비하여 감소하는 것으로 나타났으나 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 활보장 시간(cycle time)이 인솔 사용 시 증가하는 것으로 나타났으나 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 그러나 인솔 사용 유·무에 따른 채공기(swing time)의 변화는 인솔 사용 시 하지의

채공 시간이 증가한 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다.

Table 1. Variabilities of gait parameters (N=10)

	nor	insole	p
Velocity(m/s)	1.18±0.08	1.25±0.19	.191
Stride length(m)	1.19±0.07*	1.28±0.15*	.045
Stride width(m)	0.09±0.02	0.08±0.03	.242
Cycle time(s)	1.01±0.04	1.03±0.07	.55
Swing time(s)	0.40±0.02*	0.42±0.03*	.011

Note: \* significant difference between nor and insole at  $p<.05$

### 3.2 인솔 사용 유·무에 따른 하지분절의 각도변화

인솔 사용 유·무에 따른 하지분절의 각도변화를 분석한 결과는 Table 2와 같다. 보행 주기 동안 발목의 각도 변화는 초기 착지 순간 인솔을 사용하지 않았을 때는 저축굴곡의 형태를 보였으나 인솔 사용 시에는 배축굴곡의 형태를 보이는 것으로 나타났다. 그러나 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 중지순간은 두 그룹 모두 발목이 배축굴곡된 형태를 보였으며, 인솔을 사용하지 않았을 때가 더욱 배축굴곡된 형태를 보이는 것으로 나타났다. 그러나 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 발이 지면에서 떨어지는 종지순간은 인솔을 사용하지 않았을 때가 더욱 저축굴곡된 형태를 보였으나 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 채공기 이후 발이 지면에 다시 착지하는 스윙기가 끝나는 순간 발목의 각도 변화는 초기 착지순간과 동일하게 인솔 사용 시가 더욱 배축굴곡된 형태로 나타났으나 이러한 차이는 초기착지 순간과 동일하게 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다.

Table 2. Variation of lower joint angle (unit: deg.)

event	type	nor		insole		p	
		M	SD	M	SD		
ankle	X	e1	3.79	3.23	-0.57	5.74	.101
		e2	-10.98	3.62	-9.24	6.85	.495
		e3	12.71	9.24	8.10	8.65	.160
		e4	5.18	3.28	0.94	6.58	.158
knee	X	e1	-2.29	4.09	-8.68	4.60	.02
		e2	-9.19	5.45	-16.32	5.85	.033
		e3	-43.92	5.29	-45.34	6.33	.567
		e4	-2.69	3.64	-8.21	5.31	.042
hip	X	e1	-25.13	8.38	-23.54	9.61	.629
		e2	1.50	8.65	1.29	8.48	.954
		e3	5.25	11.07	9.31	10.43	.317
		e4	-25.52	8.55	-24.80	7.88	.839

초기접지 순간과 중지지 순간 무릎관절의 각도변화는 인솔 사용 시가 더욱 굴곡된 형태로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 중지지 순간 무릎각도는 인솔 사용 시가 사용하지 않았을 때에 비하여 더욱 굴곡된 형태로 나타났으나 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 스윙기 이후 발이 지면에 다시 착지하는 순간은 초기착지순간과 동일하게 인솔 사용 시가 미사용 시에 비하여 무릎이 더욱 굴곡된 형태로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다.

초기 착지 시 엉덩관절은 인솔 사용 시가 사용하지 않았을 때에 비하여 엉덩관절이 다소 굴곡된 형태를 보였고 중지지 순간 다소 적게 신전되는 형태로 나타났다. 그러나 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 없는 것

으로 나타났다. 중지지순간은 인솔 사용 시 엉덩관절이 더욱 신전되는 형태로 나타났으나 통계적으로 차이가 없는 것으로 나타났다. 발이 지면에 다시 착지하는 순간은 인솔을 사용하지 않았을 때 엉덩관이 더욱 굴곡되는 형태를 보였으나 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다.

하지분절의 각도변화 패턴은 Fig 2와 같이 발목관절의 패턴변화는 인솔사용 시가 사용하지 않았을 때에 비하여 초기 착지 시 더욱 배측굴곡된 형태를 보이고 스윙기에서도 미사용 시에 비하여 더욱 배측굴곡 되는 형태로 나타났다. 무릎관절은 초기 착지부터 스윙기까지 인솔을 사용하였을 때 무릎관절이 더욱 굴곡되어 있는 패턴을 보였으며, 이러한 차이는 지지순간에 더욱 큰 것으로 나타났다. 그러나 엉덩관절의 패턴변화는 인솔 사용 시와 사용하지 않았을 때의 변화가 거의 없는 것으로 나타났다.

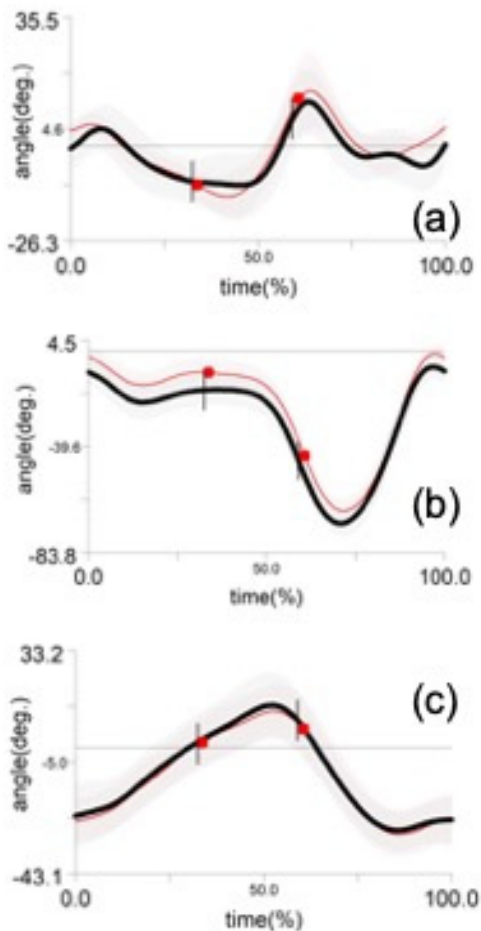


Fig. 2. Patterns of lower joint angle  
(a: ankle angle, b: knee angle, c: hip angle)

### 3.3 인솔 사용 유·무에 따른 하지분절의 모멘트 변화

인솔 사용 유·무에 따른 하지분절의 모멘트 변화는 Table 3과 같다. 발목관절의 모멘트 변화는 초기착지부터 중지지 순간까지인 착지국면과 중지지 순간부터 중지지 순간까지인 이지국면에서 인솔 사용시가 미사용 시에 비하여 배측굴곡 모멘트와 저측굴곡 모멘트가 다소 큰 것으로 나타났으나 두 국면 모두 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다.

Table 3. Variation of lower joint moment  
(unit: Nm/kg, W/kg).

phase	type	nor		insole		p
		M	SD	M	SD	
ankle	p1	-0.1	0.04	-0.11	0.07	.67
	p2	0.77	0.16	0.78	0.13	.878
knee	p1	0.1	0.24	0.36	0.28	.041
	p2	-0.26	0.11	-0.16	0.2	.134
hip	p1	0.6	0.19	0.79	0.21	.100
	p2	0.07	0.14	0.07	0.14	.286

착지국면에서 무릎관절의 신전 모멘트가 인솔 사용시 더욱 큰 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 이지국면에서 무릎관절의 굴곡 모멘트는 인솔을 사용하지 않았을 때가 더욱 큰 것으로 나타났으나 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다.

엉덩관절의 모멘트 변화는 착지국면에서 인솔 사용 시가 신전모멘트가 다소 큰 것으로 나타났으나 통계적으로 유의한 차이는 없는 것으로 나타났다. 이지 국면에서의 모멘트 변화는 인솔 착용 유·무와 관계없이 동일한 것으로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다.

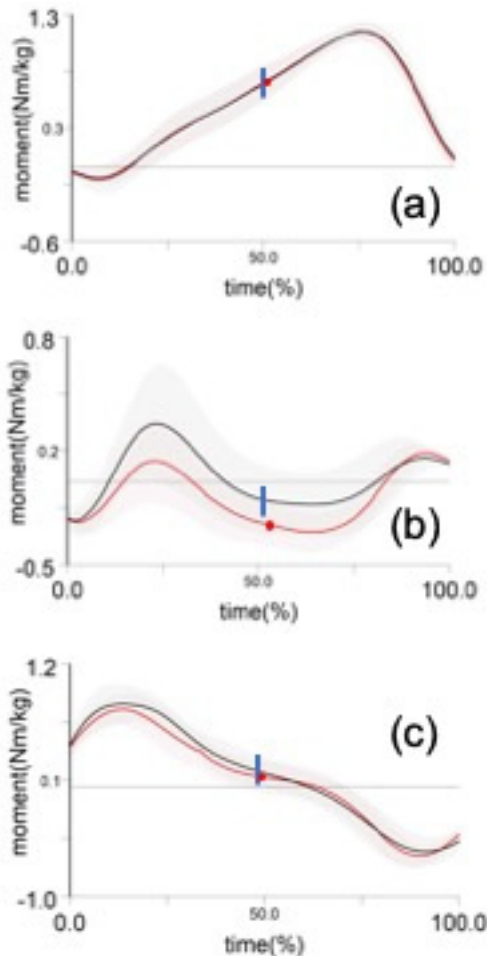


Fig. 3. Pattern of lower joint moment  
(a: ankle moment, b: knee moment, c: hip moment)

인솔 사용 유·무에 따른 하지 분절 모멘트의 패턴 변화는 Fig 3과 같다. 발목관절의 모멘트 패턴변화는 두 그룹간 차이가 거의 없는 것으로 나타났으나 무릎관절의 모멘트 패턴변화는 착지국면에서는 인솔 사용 시 굴곡모멘트가 더욱 큰 것으로 나타났고 이지국면에서는 인솔 미사용 시의 신전모멘트가 더욱 크게 발생되며 스윙기로 전환되는 형태로 나타났다. 엉덩관절의 모멘트 패턴변화

는 두 그룹이 유사한 패턴을 보이는 것으로 나타났으나 인솔 사용 시가 착지국면에서의 신전모멘트가 다소 큰 것으로 나타났다.

#### 4. 논의

인솔을 사용함에 따라 대상자들의 보행속도가 증가하였으며 활보장이 증가하였으며, 활보장시간의 변화는 거의 없었지만 하지의 스윙기가 증가하였다. 보행 시 신체의 안정성이 감소할수록 보행속도와 스윙시간을 줄이고 활보폭을 넓히는 안정화 전략을 사용하는 것이 일반적인 보행 전략이다[14]. 그러므로 대상자들이 인솔 사용 시 활보장이 증가하고 스윙시간이 증가하였다는 것은 인솔 미사용 시에 비하여 인솔 사용에 따른 동적 안정성이 증가하였을 것으로 판단된다.

보행 주기 동안 발목의 각도 변화는 통계적인 차이는 없는 것으로 나타났으나 인솔 사용 시가 미사용 시에 비하여 관절의 각도변화 패턴이 정상적인 보행패턴과 유사한 패턴을 보이는 것으로 나타났다. 가동범위가 다소 작은 것으로 나타났다. 발목은 지면 접촉 시 발생하는 충격력을 1차적으로 완충하는 역할을 함으로써 인솔 사용에 따른 충격력의 감소는 없는 것으로 판단된다. 그러나 발목관절의 패턴이 보다 효율적인 형태를 보인 것은 인솔이 지지기에서의 안정성 향상에 기인한 것으로 생각된다.

인솔 사용 시 대상자들의 무릎관절이 지지국면에서 더욱 굴곡되는 형태를 취하는 것으로 나타났다. 노인의 보행패턴은 하지근력의 약화로 인해 젊은 사람에 비하여 관절 움직임이 효율적이지 않으며 안정성 확보를 위해 관절의 가동범위를 감소시키므로 이러한 결과는 인솔 사용에 따른 대상자들의 안정성 증가에 의한 보행패턴 변화의 결과로 판단된다[15].

인솔 사용 유·무에 따른 하지관절의 모멘트 변화는 발목관절의 경우 인솔 사용 유·무에 따른 변화가 거의 없는 것으로 나타났다. 신발 및 인솔의 변화에 따른 탄성 변화는 인체의 에너지 소모에 영향을 미치는 것으로 보고되고 있으나 이 실험에 사용된 인솔은 탄성변화에 영향을 미칠정도의 탄성을 지니지 않았기 때문이라고 판단된다[16].

일반적으로 노인의 보행 형태는 무릎관절을 효율적으로 활용하지 못하기 때문에 성인에 비하여 무릎의 신전모멘트가 감소하는 것으로 보고되고 있다[17, 18]. 그러나 이 연구에서 인솔 사용 시 무릎관절의 신전모멘트가

미사용 시에 비하여 증가하는 것으로 나타났다. 이러한 결과는 인솔 사용에 따른 보행 안정성 증가로 인해 대상자들이 보행 시 무릎관절을 보다 효율적으로 활용하는 보행형태를 취했음을 시사한다.

인솔 사용 시 엉덩관절의 모멘트 변화는 지지기 초기 엉덩관절의 신전모멘트가 다소 큰 것으로 나타났으나 두 그룹의 차이가 거의 없으며, 동일한 패턴으로 나타났다. 노인 보행의 가장 보편적인 보상기전은 보행속도를 감소하거나 특정 관절의 에너지 소모를 증가시켜 손실된 다른 관절의 기능을 보상하는 것으로 보고되고 있으며[19], 상대적으로 근력 손실이 적은 엉덩관절을 다른 관절의 손실된 에너지를 대체하기 위한 보상기전으로 활용하는 만큼 인솔 사용에 따른 변화가 크지 않은 것으로 판단된다.

## 5. 결론

이 연구는 개인적인 해부학적 특성 및 보행 특성에 의해 개인에게 정형화된 노인들의 보행동작이 기능성 인솔 착용 유·무에 따라 보행변인에 차이가 있는지 분석하여 기능성 인솔의 실질적인 기능성 평가를 하고자 하였고 그 결과를 요약하면 다음과 같다.

1. 인솔 사용에 따른 대상자들의 보행속도, 활보장 및 스윙기가 증가하였다.
2. 발목관절의 각도변화는 크지 않았으나 발목관절의 각도변화 패턴이 보다 정상보행 패턴과 유사하게 변화되었고, 무릎관절의 가동범위가 증가하였으나 엉덩관절은 거의 변화가 없는 것으로 나타났다.
3. 발목관절과 엉덩관절의 모멘트 변화는 큰 차이를 보이지 않았으나 무릎관절의 신전모멘트가 증가하는 것으로 나타났다.

이상을 종합하면, 보행 안정성은 노인들에게 낙상을 유발하게 되는 매우 중요한 요인으로 노화에 따른 근력 손실 및 신경계의 퇴화 및 관절의 비효율적인 활용에 의해 감소하게 된다. 그러므로 노인들의 보행 형태는 보행 속도를 감소하고 안정성 증가를 위해 한발지시시간을 감소시키고 활보폭을 증가시키는 보행형태를 취하게 되므로 이 연구에서 사용된 기능성 인솔 노인 대상자들의 보행안정성을 증가시키는 것으로 판단된다.

그러나 이 연구의 결과를 일반화하기 위해서는 더 많은 대상자들을 통해 보다 많은 정량적 자료를 축적할 필

요가 있으며, 대상자들에게 보다 오랜 시간동안 인솔을 사용하게 한 후 대상자들의 보행변인 및 보행패턴의 변화를 검토하는 연구가 이뤄져야 할 것으로 판단된다.

## References

- [1] Korean Association of Anatomists.(2019). Human Anatomy(3<sup>rd</sup> Ed.). Seoul, Hyunmoon. ISBN(979-11-5989-922-5)
- [2] R. Mohsen & E. Mark Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait & Posture*, 15, 282-291. 2002.  
DOI:[https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00151-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00151-5)
- [3] D. J. Lott, M. K. Hastings, P. K. Commean, K. E. Smith & M. J. Muller. Effect of footwear and orthotic devices on stress reduction and soft tissue strain of the neuropathic foot. *Clinical Biomechanics*, 22, 352-359. 2007.  
DOI:<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.10.010>
- [4] S. B. Choi & W. J. Lee. Influence of Shoe Shape and Gait Characteristics on feet Discomforts according to Women's Foot Type. *The Costume Culture Association*, 10(3), 306-317. 2001.
- [5] S. J. Dixon, A. C. Collop & M. Batt. Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(11), 1919-1926. 2000.  
DOI:<https://doi.org/10.1.1.463.530/>
- [6] R. N. Marshall, A. Hreljac & P. A. Hume. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(9), 1635-1641. 2000.
- [7] K. Surmen, F. Ortes & Y. Z. Arslan. Design and Production of Subject Specific Insole Using Reverse Engineering and 3D Printing Technology. *International Journal of Engineering Science Invention*. 5(12), 2319-6726. 2016.
- [8] B. M. Nigg & H. A. Bahlens. The influence of heel flare and midsole construction on pronation, supination and impact forces for heel-toe running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 4, 205-219. 1988.  
DOI:<https://doi.org/10.1123/ijsb.4.3.205>
- [9] B. M. Nigg & M. Morlock. The influence of lateral heel flare of running shoes on pronation and impact forces. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 19(3), 294-302. 1987.
- [10] T. G. McPoil & M. W. Cornwall. Rigid versus soft orthoses, *Journal of American Podiatric Medical Association*, 81, 12,638-642. 1991.  
DOI:<https://doi.org/10.7547/87507315-81-12-638>
- [11] J. Eng & M. R. Pierrynowski. The effect of soft foot orthotics on three-dimensional lower-limb kinematics during walking and running. *Physical Therapy*, 74, 9, 836-844. 1994.

- DOI:<https://doi.org/10.1093/pti/74.9.836>
- [12] G. F. Kogler, S. E. Solomnidis & J. P. Paul. In vitro method for quantifying the effectiveness of the longitudinal arch support mechanism of the orthoses. *Clinical Biomechanics*, 10, 5, 245-252. 1995.  
DOI:[https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)99802-9](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)99802-9)
- [13] W. C. Hsu, T. Sugiarto, J. W. Chen & Y. J. Lin. The Design and Application of Simplified Insole-Based Prototypes with Plantar Pressure Measurement for Fast Screening of Flat-Foot. *Sensors*, 18(11), 3617. 2018. DOI:<https://doi.org/10.3390/s18113617>
- [14] R. L. Cromwell, R. A. Newton & G. Forrest. Influence of vision on head stabilization strategies in older adults during walking. *Journal of Gerontology*, M442-M448. 2002.  
DOI:<https://doi.org/10.1093/gerona/57.7.M442>
- [15] D. C. Kerrigan, M. K. Todd, U. D. Croce, L. A. Lipsitz & J. J. Collins. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: Evidence for specific limiting impairments. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 317-322. 1998.  
DOI:[https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(98\)90013-2](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(98)90013-2)
- [16] D. J. Stefanyshyn & B. M. Nigg. Energy aspects associated with sport shoes. *Sportverletz Sportschaden*, 14(3), 82-89. 2000.  
DOI:<https://doi.org/10.1055/s-2000-7867>
- [17] P. O. Riley, U. DellaCroce & D. C. Kerrigan. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. *Gait and Posture*, 14, 264-270. 2001.  
DOI:[https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00133-3](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00133-3)
- [18] H. Nagano & R. K. Begg. Shoe-Insole Technology for Injury Prevention in Walking. *Sensors*, 18(5), 1468. 2018.  
DOI:<https://doi.org/10.1039/s18051468>
- [19] C. A. McGibbon, D. E. Krebs & M. S. Punello. Mechanical energy analysis identifies compensatory strategies in disabled elder's gait. *Journal of Biomechanics*, 34, 481-490. 2001.  
DOI:[https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00220-7](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00220-7)

---

서 동 권(Dong-kwon Seo)

[정회원]



- 2011년 2월 : 대전대학교 물리치료학과 (이학석사)
- 2014년 2월 : 삼육대학교 물리치료학과 (이학박사)
- 2014년 3월 ~ 현재 : 건양대학교 물리치료학과 교수

<관심분야>

근골격계물리치료학, 신경계물리치료학