인솔 장착형 단하지 보조기의 생체 역학적 분석을 통한 보행 영향성 평가

정지용¹ · 김진호¹ · 김 경² · Pham Hai Trieu³ · 원용관³ · 권대규⁴ · 김정자⁴

¹전북대학교 대학원 헬스케어공학과 · ²국립재활원 재활연구소

³전남대학교 공과대학 전자컴퓨터공학부 · ⁴전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부

Evaluation of Insole-equipped Ankle Foot Orthosis for Effect on Gait based on Biomechanical Analysis

Ji-Yong Jung¹ · Jin-Ho Kim¹ · Kyung Kim² · Pham Hai Trieu³ · Yong-Gwan Won³ · Dae-Kyu Kwon⁴ · Jung-Ja Kim⁴

¹Department of Healthcare Engineering, Graduate School of Chonbuk National University, Jeonju, Korea

²National Rehabilitation Center Research Institute, Seoul, Korea

³School of Electronics and Computer Engineering, Chonnam National University, Gwangju, Korea

⁴Division of Biomedical Engineering, College of Engineering, Chonbuk National University, Jeonju, Korea

Received 31 October 2010; Received in revised form 07 December 2010; Accepted 15 December 2010

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the effects of insole-equipped ankle-foot-orthoses (AFO) on gait. 10 healthy males who had no history of injury in the lower extremity participated in this study as the subjects. The foot of each subject was first scanned, and the insole fit to the plantar was made using BDI-PCO(Pedcad GmbH, Germany). The subject then was made to walk on a treadmill under four experimental conditions: 1) normal walking, 2) walking wearing AFO, 3) walking wearing AFO equipped with the insole, 4) walking wearing pneumatic-ankle-foot-orthosis (pAFO) equipped with the insole. During walking, foot pressure data such as maximum force, contacting area, peak pressure, and mean pressure was collected using Pedar-X system (Novel GmbH, Germany) and EMG activity of lower limb muscles such as gastrocnemius medial head, gastrocnemius lateral head, and soleus was recorded using MP150 EMG module (BIOPAC System Inc., USA). Collected data was then analyzed using paired t-test in order to investigate the effects of the insole. As a result of the analysis, when insole was equipped, overall contacting area was increased while both the highest peak pressure and the mean pressure were significantly decreased, and EMG activity of the lower limb muscles was decreased. On the contrary, the cases of wearing AFO showed the decreased contacting area and the increased pressures. Therefore, the AFO equipped with a proper insole fit well to the foot can help comfortable walking by spreading the pressure over the entire plantar.

Keywords : Ankle Foot Orthosis, Insole, Foot Pressure, EMG Activity

I. 서 론

인간의 보행은 신경과 근골격 등이 총괄적으로 사용되는 복잡한 과정이며, 한 체지가 입각기(stance phase)의 안정된 상태

를 유지하는 동안 다른 한 체지가 몸을 앞으로 움직이게 하는 연속적이고 반복적인 동작이다(Perry, 1974). 정상보행(normal gait)은 하지와 골반, 체간의 조화된 관절 움직임과 근육활동으로 적은 에너지를 소비하면서 부드럽고 효과적으로 신체의 무게중심을 앞으로 이동시키는 것을 의미한다(Norkin & Levangie, 1983). 또한, 보행에 있어 중요한 역할을 하는 발은 서 있거나 보행하는 동안 매우 효율적인 방법으로 몸을 움직이고 체중을 지지하는 기능을 한다(Ramanathan, Kiran, Arnold, Wang & Abboud, 2010). 이러한 발의 피로와 통증을 줄이기 위해 사용되

Corresponding Author : Jung-Ja Kim
Division of Biomedical Engineering, Chonbuk National University,
664-14 Deokjin-dong 1, Deokjin-ku, Jeonju-si, Jeollabuk-do, Korea
Tel : +82-63-270-4102 / Fax : +82-63-270-2247
E-mail : jungjakim@jbnu.ac.kr
이 논문은 2009년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(No. 2009-0077586).

는 인솔(insole)은 보행 시 발이 정상적인 상태로 기능을 유지할 수 있게 도와주며 편 하중에 의한 충격으로부터 척추, 뼈, 관절, 골반 등이 손상되는 것을 방지한다. Dixon, Collop와 Batt(2000)는 인솔의 사용이 발뒤꿈치 들기(heel off)에 영향을 주기 때문에 최대 발목 굴곡(peak ankle dorsiflexion) 각도와 관련된 아킬레스건 염좌의 발생을 감소시킨다고 하였으며, Marshall, Hreljac와 Hume(2000)는 인솔이 충격력(impact force)의 크기, 충격량(impact loading)의 비율, 바닥을 밟는 힘(push-off force)의 크기를 감소시킨다고 하였다. 또한 Windle, Gregory와 Dixon(1999)는 서로 다른 충격 흡수를 위한 인솔의 사용은 발뒤꿈치에서 37%, 전족(foot)에서 24%의 최대 압력을 감소시킨다고 하였다. 기존의 인솔이 평균적인 발 형의 데이터를 가지고 제작되는 반면, 맞춤형 인솔은 개인의 발 구조에 따라 만들어지는 것으로 발에 맞는 이상적인 아치(foot arch)를 제공하고 서 있거나 달릴 때 몸의 자세를 바르게 유지하게 하여 발에 가해지는 충격을 흡수함으로써 발, 다리는 물론 몸 전체의 피로감을 감소시켜준다. Chen, Ju와 Tang(2003)는 유한 요소 분석 기법을 사용하여 발 구조에 따라 만들어진 맞춤형 인솔에서 중족골두(metatarsal head)와 발뒤꿈치 부위에 집중된 압력이 상당히 감소한 것을 확인하였다. 또한, Bus, Ulbrecht와 Cavanagh(2004)는 신경 장애와 발 변형이 있는 당뇨병 환자에게 맞춤형 인솔을 착용시켰을 때 일반 인솔과 비교하여 중족골두에서의 최대 압력이 감소한다고 하였다.

단하지 보조기(Ankle Foot Orthosis, AFO)는 선천적으로 불구인 사람을 포함하여 산업재해와 교통사고 등으로 인한 후천적 장애인, 인구의 노령화에 따른 노인성 질환인 뇌졸중으로 인한 편마비 환자와 같이 정상보행을 하지 못하는 사람들의 보행 운동을 위한 보조 수단으로 현재 이에 관한 연구들이 진행되고 있다. 황성재, 김정윤, 황선홍, 박선우, 및 김영호(2007)는 저항 센서와 회전형 포텐서미터를 부착한 단하지 보조기로 발목관절의 저축굴곡(plantarflexion) 및 배축굴곡(dorsiflexion)의 발생을 발행하는 단하지 보조기의 특성을 보완하여 보행 시 안정성을 제공하였으며 정상보행과 유사한 발목관절의 저축굴곡 및 배축굴곡을 발생시켰다. 본 연구의 선행연구로서 김경, 권대규, 강승록, 박용균, 및 정구영(2010)은 인공 공압 근육을 이용하여 발목 관절의 족저굴곡 운동을 보조하는 단하지 보조기(Pneumatic Ankle Foot Orthosis, pAFO)를 개발하고 보행의 입각기 말기 단계에서 적절한 보행 추진력을 위한 족저굴곡 토크를 제공하였다. 선행 연구를 살펴보면 단하지 보조기 개발을 통해 보행 추진력을 위한 족저굴곡 토크를 제공한 반면, 발목 관절의 공압 보조에 의해 발생한 족저굴곡 토크로 인하여 단하지 보조기 착용 후 보행 시 전족 부위(foot area)에 증가된 족저압력이 측정되었으며, 단하지 보조기에서의 이러한 족저굴곡 운동 보조가 보행 하는데 있어 족저압력 분포에 어떠한 영향을 미치는지

에 대해서 자세하게 언급하지 않았다. 또한 단하지 보조기 착용으로 인한 하지의 근 활성화 변화를 평가 분석하지 않았다.

보행 연구에 있어 족저압력 평가는 중요한 요인이다. 이규환, 박시복, 이상건 및 이강목(1996)은 족저압 측정을 보행과 관련지어 분석하는 것이 환자의 족부에 대한 문제를 정확하게 분석하는 것이라고 했으며, 박승범 및 이중숙(2008)은 다양한 분야에서 각종 족부 질환에 따른 발의 변형과 발에 미치는 영향을 분석하는데 족저압력 분석을 이용하고 있다고 하였다.

근전도 평가 또한 중요한 요인으로 보행 분석에 있어 근전도(EMG)를 통한 개개 근육의 수축에 대한 연구(Josef, 2001; Nene, Mayagoitia & Veltink, 1999; Zajac, Neptune & Kutz, 2002)도 진행되어져왔다. 단하지 보조기 착용에 따른 근전도를 평가한 연구를 살펴보면 Hesse, Werner, Matthias, Stephen와 Berteau(1999)는 편마비 환자가 단하지 보조기를 착용하였을 때 대퇴사두근의 근 활성화도는 증가하고 전경골근의 근 활성화도는 감소한다고 하였으며, Yamamoto et al.(1993)는 단하지 보조기가 편마비 환자의 족저굴곡근(plantar flexors) 활성화에 상당히 영향을 미치는 것을 확인하였다.

이와 같이 단하지 보조기에서의 보행과 관련된 선행 연구들은 단하지 보조기 착용에 따른 족저압력에 대한 평가 및 단하지 보조기가 하지의 근 활성화도에 미치는 영향을 자세하게 연구하지 않았으며, 또한 현재까지 단하지 보조기에 맞춤형 인솔이 장착되었을 때 보행에 미치는 영향에 관련한 연구는 거의 없는 실정이다.

이에 본 연구에서는 맞춤형 인솔이 장착된 단하지 보조기가 보행에 미치는 영향을 평가하기 위해 선행 연구에서 개발된 인공 공압 근육을 이용한 단하지 보조기(pAFO)에 맞춤형 인솔을 장착하였으며, 보행에 따른 족저압력 분포 및 근전도를 측정하고 분석하였다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

본 연구에서는 하지의 근골격계에 질병이나 부상을 입은 적이 없으며, 정상적인 보행에 문제가 없는 신체 건강한 20대 남성 10명을 대상으로 실험하였다. 연구 대상자의 신체적 특성은 평균 연령 25.9±1.73 year, 평균 신장 176.3±5.48 cm, 평균 체중 71.2±6.81 kg, 평균 신발 사이즈 259.5±33.78 mm이다. 연구에 참가한 모든 연구대상자에게 실험 전 실험 목적과 실험 절차에 대해 충분히 설명하였으며 동의서를 작성 후 실험을 실시하였다.

2. 실험 도구 및 절차

1) 단하지 보조기

본 연구에서 사용된 단하지 보조기는 선행 연구에서 개발된 인공 공압 근육을 이용한 단하지 보조기(pAFO)로 발목을 지지해주는 기본 골격을 이루는 프레임, 발목의 족저굴곡 토크를 발생시키는 1개의 인공 공압 근육 액추에이터(Artificial Pneumatic muscle Actuator, Shadow Robot Company Ltd., UK)로 이루어져 있다(Figure 1).

Figure 1. Pneumatic Ankle Foot Orthosis

AFO는 마비 환자 및 노인들의 비정상적인 보행을 향상시키기 위해 사용되는 것으로 선행 연구에서 개발된 pAFO는 편마비 환자의 보행 보조를 목적으로 인공 공압 액추에이터를 이용하여 보행 시 이동을 위한 추진력을 제공하는 단하지 보조기이다(김경, 권대규, 강승록, 박용균, 정구영, 2010).

2) 맞춤형 인솔

본 연구는 실험에 앞서 각 피험자의 발에 맞는 맞춤형 인솔을 제작하였다. 맞춤형 인솔은 피험자의 발에 맞게 제작된 인솔 프레임, 보행 주기에 따른 입력신호를 제공하는 압력센서(pressure sensor), 압력센서를 일정하게 고정하여 센서의 정확한 출력신호를 발생하게 하는 지그(jig)로 구성된다(Figure 2).

Figure 2. Customized Insole

인솔 프레임은 컴퓨터 디지털 이미지로부터 인솔을 제조하는 CAD/CAM(Computer-aided design computer-aided manufacture)을 사용하여 만들어졌다. 3D-FOOT MODERER(Pedcad, GmbH, Germany)에서 측정된 각 피험자의 Scanning Data를 기반으로 BDI-PCO(Pedcad, GmbH, Germany) 장비를 통해 인솔이 제작되어지며 인솔의 재료는 연성(soft)소재인 EVA로 하였다. 압력센서(FlexiForce A201-100, Tekscan Inc., USA)는 맞춤형 인솔의 중족골 전단과 뒤꿈치 부분에 삽입되어 보행 시 보행 주기를 측정하고 족저굴곡 토크를 제공하는 단하지 보조기의 공압 액추에이터를 구동시킨다. 또한 지그는 압력센서를 고정시켜 정확한 출력신호를 발생하게 하며, 지그를 설계하기 위해 CATIA V5 프로그램(DASSAULT SYSTEM, France)을 사용하였고 FDM VANTAGE(STRATASYS, USA) 장비를 통해 polycarbonate 소재로 지그를 제작하였다.

3) 실험도구 및 실험방법

모든 피험자는 트레드밀에서 2 km/h의 속도로 30초 동안 보행하였으며 실험은 총 4가지 조건으로 나누어서 실행하였다. 첫 번째 조건은 단하지 보조기를 착용하지 않고 보행(normal walking)을 하는 것이다. 두 번째 조건은 단하지 보조기를 착용하고 보행(walking with AFO)을 하는 것이다. 세 번째 조건은 맞춤형 인솔이 장착된 단하지 보조기를 착용하고 보행(walking with AFO & Insole)을 하는 것이다. 마지막으로, 네 번째 조건은 맞춤형 인솔이 장착된 단하지 보조기를 착용하고 족저굴곡 토크로 인한 보행 추진력을 보조 받아 보행(walking with pAFO & Insole)을 하는 것이다. 이 때 단하지 보조기의 인공 공압 액추에이터는 인솔의 중족골 전단에 삽입된 압력센서의 신호를 통해 수축하며 보행 시 추진력을 제공한다. 맞춤형 인솔이 장착된 단하지 보조기에서의 보행 시 인솔에 삽입된 압력센서의 출력 신호가 압력 신호 증폭기를 거쳐 NI사의 DAQ 6008 데이터 수집 보드에 연결된다. 인솔에 삽입된 압력센서를 통해 인솔 장착형 단하지 보조기 착용에 따른 피험자의 보행 상태를 측정하기 위해 본 연구에서는 초기 접지기, 말기 입각기, 유각기로 구분된 3단계의 보행주기를 측정하고 이를 디스플레이하는 프로그램을 LabVIEW(version 8.6, NI co., USA)을 이용하여 구현하였다(Figure 3). 보행 주기의 초기 접지기(initial contact)는 인솔의 뒤꿈치 부분에 삽입된 압력센서의 압력 신호를 통해 측정된다. 초기 접지기를 지나 인솔의 중족골 전단에 삽입된 압력센서의 압력 신호를 통해 말기 입각기(terminal stance)가 측정되는데, 이 단계에서 압축기(compressor)에 공급되는 공압이 솔레노이드 밸브(SY3520-VLZ-C6, SMH Inc., Japan)를 통해 단하지 보조기의 공압 액추에이터를 수축시켜 족저굴곡 토크와 발 끝밀기(push-off)의 추진력을 발생시킨다. 말기 입각기가 지나면 보행 주기의 유각기(swing phase)가 측정된다.

Figure 3. Gait Cycle

본 연구는 단하지 보조기에 맞춤형 인솔을 장착하였을 때 보행에 미치는 영향을 평가하기 위해 보행 시 단하지 보조기를 착용한 왼쪽 하지에 족저압력 분포 측정과 근전도 측정을 실시하였다(Figure 4). 또한 인솔의 중족골 전단과 뒤꿈치 부분에 삽입된 압력센서를 통해 보행 시점을 구별하여 초기 접지기부터 전유각기(pre-swing)까지의 압력 분포 및 근전도를 측정하였다.

족저압력 측정 장비는 Novel GmbH사의 Pedar-X System(Figure 5)이며 이 장비는 무선 블루투스 시스템 형식으로 데이터 전송이 가능하다. 족저압력 분포 측정 장비의 세부사항은 <Table 1>과 같다.

Figure 4. Plantar pressure and EMG measurement

Figure 5. Pedar-X System

Table 1. Pedar-X System

Pedar-X System	
Dimension(mm)	150×100×40mm
Weight(g)	400
Number of sensors(max)	256(1024)
Measurement frequency	20,000 sensors/second
Storage type	32MB internal flash
Computer interface	fiber optic/USB and Bluetooth TM
Operating system	Windows
Power supply	NIMh battery
Insole sizes	22 to 49(european)

Perry(1974)는 보행 시 족저굴곡 토크에 관여하는 7개의 근육이 있으며, 이 중 가자미근과 비복근이 차지하는 비율이 각각 55%, 37%라고 하였다. 이에 본 연구는 단하지 보조기에서의 보행 시 발생하는 족저굴곡에 많은 기여를 하는 내측비복근(gastrocnemius medial head:GM), 외측비복근(gastrocnemius lateral head:GL), 가자미근(soleus:SO)을 선정하여 왼쪽 하지의 각 근육에 전극(electrode)을 부착하였다(Figure 6).

Figure 6. Position of attached Electrode

3. 자료 분석

실험 조건에 따라 측정된 족저압력 분포 분석을 위해 압력 데이터를 후족부(Rearfoot), 중족부(Midfoot), 전족부(Forefoot), 그리고 전체(Total)로 나누어 영역(mask)을 생성하였으며(Figure 7) 최대 힘(Maximum Force), 접촉 면적(Contacting Area), 최대 압력(Peak pressure), 평균 압력(Mean pressure)을 비교하였다.

근전도는 MP150 EMG module(Biopac System Inc., USA)를 통하여 측정되었으며 각 근육에 부착된 전극을 통하여 수집된 근육의 아날로그 신호는 필터링 대역 주파수 10-500 Hz로 수집되었으며 초당 1,000 Hz로 샘플링 하였다. 근력의 크기는 FFT(Fast Fourier Transform) 분석을 통하여 얻어진 파워 스펙트럼 면적 분석에 따른 IEMG(Integrated EMG)값으로 분석하였다.

Figure 7. Plantar pressure measurement mask (Park seung-bum, Lee kyung-deuk, Kim dae-woong, Yoo jung-hyeon, Kim kyung-hun, An chang-shin, Lee tae-yong, 2010)

4. 통계 처리

맞춤형 인솔 착용에 따른 족저압력 분포와 근전도의 차이를 알아보기 위해 통계 프로그램 SPSS 18.0을 사용하였다. 대응표본 t-검정(paired t-test)을 실시하여 유의 수준 $p < .05$ 에서 통계적 유의성을 검증하였다.

III. 결 과

1. 족저압력 분포(Distribution of Plantar Pressure)

단하지 보조기에 장착된 맞춤형 인솔이 족저압력 분포에 어떠한 영향을 미쳤는지를 평가하기 위해서 각 실험 조건별 후족

부(Rearfoot), 중족부(Midfoot), 전족부(Forefoot), 전체(Total)의 최대 힘(Maximum Force), 접촉 면적(Contacting Area), 최대 압력(Peak Pressure), 평균 압력(Mean Pressure)을 분석한 결과는 <Table 2>와 같다.

Table 2. Distribution of Plantar Pressure

		normal walking	walking with AFO	walking with AFO & Insole	walking with pAFO & Insole
Maximum Force (N)	Rear foot	493.30 ±87.97 ^x	507.63 ±79.46 ^{*o}	429.46 ±57.13 [*]	459.92 ±52.53 ^o
	Mid foot	226.43 ±57.15	218.59 ±71.23 ^{*o}	268.79 ±49.51 [*]	274.90 ±50.91 ^o
	Fore foot	595.89 ±92.84	644.59 ±126.50 ^{*o}	535.65 ±101.72 [*]	535.70 ±90.11 ^o
	Total	702.88 ±144.58	788.46 ±114.01	755.14 ±108.45	781.65 ±114.12 ^o
Contacting Area (cm ²)	Rear foot	40.59 ±2.70	36.88 ±3.04 ^{*o}	40.24 ±3.14 [*]	40.68 ±2.59 ^o
	Mid foot	40.23 ±7.46	38.77 ±7.41 ^{*o}	55.47 ±2.87 [*]	55.13 ±3.89 ^o
	Fore foot	58.84 ±6.97	55.61 ±4.85	56.88 ±2.18	56.97 ±4.10
	Total	144.51 ±12.07	137.83 ±10.08 ^{*o}	155.42 ±7.0 [*]	155.06 ±8.75 ^o
Peak Pressure (kPa)	Rear foot	237.19 ±53.15	292.75 ±84.79 ^{*o}	221.94 ±45.34 [*]	226.83 ±32.18 ^o
	Mid foot	146.69 ±68.83	149.68 ±74.53	116.54 ±21.34	119.08 ±26.05
	Fore foot	318.24 ±96.26	409.93 ±105.87 ^{*o}	245.06 ±58.31 [*]	245.28 ±43.37 ^o
	Total	325.34 ±95.66	410.88 ±107.24 ^{*o}	263.06 ±55.30 [*]	258.25 ±34.75 ^o
Mean Pressure (kPa)	Rear foot	114.51 ±16.84	120.66 ±18.38 ^{*o}	102.03 ±12.63 [*]	109.31 ±11.76 ^o
	Mid foot	39.22 ±10.43	38.44 ±12.90 ^{*o}	47.32 ±9.58 [*]	48.42 ±10.01 ^o
	Fore foot	95.01 ±12.42	105.09 ±19.93 ^{*o}	87.37 ±16.16 [*]	87.43 ±14.82 ^o
	Total	114.21 ±14.80	122.86 ±19.23 ^{*o}	93.28 ±10.34 [*]	96.56 ±8.20 ^o

^x M±SD, ^{*}significant difference between walking wearing AFO and walking wearing AFO equipped with the insole, ^o significant difference between walking wearing AFO and walking wearing pAFO equipped with the insole at $p < .05$

각 실험 조건에 따른 보행 시 발생하는 발의 최대 힘을 살펴보면 (Table 2, Figure 8)과 같다. 후족부의 경우 단하지 보조기 착용으로 인해 보행 시 최대 힘이 507.63±79.46 N으로 증가하였지만 인솔을 착용 후 429.46±57.13 N으로 감소하였으며($p=0.002$), 보행 추진력을 보조받는 실험조건에서도 459.22±52.53 N으로 감

소하였다($p=0.016$). 중족부의 경우 최대 힘은 단하지 보조기를 착용한 경우 218.29 ± 71.23 N으로 감소했지만 인솔을 장착한 후와 추진력을 보조받은 조건에서 각각 268.79 ± 49.51 N($p=0.034$), 274.90 ± 50.91 N($p=0.033$)으로 모두 증가하였다. 전족부에서는 후족부와 같이 644.59 ± 126.50 N으로 증가한 최대 힘이 인솔을 착용한 후 535.65 ± 101.72 N으로 감소하였으며($p=0.001$), 또한 추진력을 보조받은 조건에서도 535.70 ± 90.11 N으로 최대 힘이 감소하였다($p=0.017$). 전체적인 최대 힘의 경우 인솔 착용 시 755.14 ± 108.45 N으로 감소하였지만 유의한 차이가 없었다.

Figure 8. Maximum Force

각 실험 조건에 따른 보행 시 발생하는 접촉 면적을 살펴보면 (Table 2, Figure 9)과 같다. 후족부에서는 단하지 보조기 착용 시 36.88 ± 3.04 cm²로 감소한 접촉 면적이 인솔을 착용한 조건에서 각각 40.24 ± 3.14 cm²($p=0.004$), 40.68 ± 2.59 cm²($p=0.000$)로 증가하였으며 중족부에서도 후족부와 같이 인솔을 착용한 조건에서 각각 55.47 ± 2.87 cm²($p=0.000$), 55.13 ± 3.89 cm²($p=0.000$)로 증가하였다. 전족부에서는 각 조건에서 접촉 면적에 대한 유의한 차이를 보이지 않았다. 전체적으로 단하지 보조기 착용으로 인해 접촉 면적이 137.83 ± 10.08 cm²로 감소하였지만 인솔 착용 후 보행 시 155.42 ± 7.0 cm²로 접촉 면적이 증가한 것을 확인하였다($p=0.000$).

Figure 9. Contacting area

각 실험 조건에 따른 보행 시 발생하는 최대 압력을 살펴보면 (Table 2, Figure 10)과 같다. 후족부에서는 단하지 보조기 착용 시 292.75 ± 84.79 kPa로 증가한 최대 압력이 인솔 착용 후 221.94 ± 45.34 kPa($p=0.003$)로 감소하였으며 인솔을 착용하고 보행 추진력을 보조받은 조건에서도 226.83 ± 32.18 kPa($p=0.008$)로 감소하였다. 중족부의 경우 단하지 보조기 착용으로 최대 압력이 크게 증가하지는 않았지만 인솔을 착용한 후 최대 압력이 감소하였다. 전족부에서의 최대 압력은 409.93 ± 105.87 kPa로 가장 높게 나타났으며 인솔을 착용한 후와 보행 추진력을 보조받은 조건에서 각각 245.06 ± 58.31 kPa($p=0.000$), 245.28 ± 43.47 kPa($p=0.000$)로 크게 감소한 것을 확인하였다. 전체에서의 최대 압력 결과는 전족부에서 나타난 결과와 비슷하였으며 410.88 ± 107.24 kPa로 증가한 최대 압력이 인솔 착용 시 각각 263.06 ± 55.30 kPa($p=0.000$), 258.25 ± 34.75 kPa($p=0.000$)로 감소하였다.

Figure 10. Peak Pressure

각 실험 조건에 따른 보행 시 발생하는 평균 압력을 살펴보면 (Table 2, Figure 11)과 같다. 후족부에서는 120.66 ± 18.38 kPa로 증가하였던 평균 압력이 인솔 착용 후에 보행하였을 때 102.03 ± 12.63 kPa($p=0.001$)로 감소하였고 추진력을 보조받아 보행하였을 때에도 평균 압력이 109.31 ± 11.76 kPa($p=0.014$)로 감소하였다. 중족부의 경우 다른 영역과 달리 단하지 보조기에서 38.44 ± 12.90 kPa로 감소했던 평균 압력이 인솔 착용하였을 때 47.32 ± 9.58 kPa($p=0.038$), 인솔 착용 후 추진력을 보조받았을 때 48.42 ± 10.01 kPa($p=0.035$)로 증가한 것으로 나타났다. 전족부에서는 단하지 보조기 착용 시 105.09 ± 19.93 kPa로 증가한 평균 압력이 인솔 착용 후 87.37 ± 16.16 kPa($p=0.001$)로 크게 감소하였고 추진력을 보조받아 보행하였을 때에도 평균 압력이 87.43 ± 14.82 kPa($p=0.019$)로 크게 감소하였다. 전체의 평균 압력 또한 후족부와 전족부에서의 평균 압력 결과와 같이 단하지 보조기 착용으로 인해 122.86 ± 19.23 kPa로 증가했던 평균 압력이 인솔 착용 시 93.28 ± 10.34 kPa($p=0.000$), 96.56 ± 8.20 kPa($p=0.001$)로 감소한 것을 나타내었다.

Figure 11. Mean Pressure

2. 근전도(EMG)

맞춤형 인솔이 근 활성도에 어떠한 영향을 미쳤는지를 평가하기 위해 내측비복근, 외측비복근, 가자미근의 근전도를 측정하였으며 측정된 근 활성도는 (Table 3, Figure 12)와 같다.

Table 3. Result of EMG measurement

(unit: Vrms*sec)

	normal walking	walking with AFO	walking with AFO & Insole	walking with pAFO & Insole
Gastrocnemius medial head	0.017 ±0.004 ^α	0.018 ±0.005*	0.015 ±0.003*	0.015 ±0.005
Gastrocnemius lateral head	0.012 ±0.004	0.013 ±0.004*	0.011 ±0.003*	0.011 ±0.002
Soleus	0.015 ±0.003	0.015 ±0.003 ^δ	0.014 ±0.003	0.013 ±0.003 ^δ

^αM±SD, *significant difference between walking wearing AFO and walking wearing AFO equipped with the insole, ^δsignificant difference between walking wearing AFO and walking wearing pAFO equipped with the insole at $p < .05$

Figure 12. Characteristic of EMG in Gastrocnemius Medial Head, Gastrocnemius Lateral Head, Soleus

내측비복근에서 측정된 근 활성도는 단하지 보조기 착용 후 보행 시 근 활성도가 0.018 ± 0.005 Vrms*sec로 증가한 반면, 단하지 보조기에 인솔을 장착 후 보행 시 0.015 ± 0.003 Vrms*sec로 근 활성도가 감소한 것을 볼 수 있다($p=0.047$). 외측비복근에서 측정된 근 활성도를 살펴보면 단하지 보조기 착용 후 보행 시 근 활성도가 0.013 ± 0.004 Vrms*sec로 증가하였으며 인솔이 장착된 단하지 보조기에서의 보행 시 증가한 근 활성도가 0.011 ± 0.003 Vrms*sec로 감소한 것을 확인할 수 있다($p=0.044$). 가자미근에서 측정된 근 활성도를 살펴보면 단하지 보조기 착용으로 0.015 ± 0.003 Vrms*sec로 증가한 근 활성도가 인솔 착용 후 0.013 ± 0.003 Vrms*sec로 감소한 것을 확인할 수 있다($p=0.030$).

IV. 논 의

본 연구에서는 인솔 장착형 단하지 보조기의 보행 영향성을 평가하기 위해 선행 연구에서 제작된 인공 공압 근육을 이용한 단하지 보조기를 사용하였다. 각 실험 조건별로 측정된 족저압력 분포 결과에서 최대 힘은 단하지 보조기 착용 시 후족부와 전족부, 전체에서 모두 증가하였다. 이는 단하지 보조기 착용 시 보조기 무게로 인해 초기 접지기와 말기 입각기의 발끝밀기(toe off) 단계에서 높은 압력이 나타난 것으로 판단되며 맞춤형 인솔을 장착함으로써 인해 단하지 보조기에서의 보행 추진 시 후족부와 전족부에서 발생하는 높은 압력에 의한 최대 힘이 유의하게 감소하였다. 접촉 면적을 살펴보면 인솔의 사용으로 보행 시 유의하게 증가한 접촉 면적을 볼 수 있으며 이러한 결과로 맞춤형 인솔이 특정 부위에 집중되는 압력을 전체로 고르게 분산시키는 것을 알 수 있다. 최대 압력은 단하지 보조기에서의 보행 시 유의하게 증가하였으며 맞춤형 인솔로 인해 증가한 최대 압력이 유의하게 감소하는 것을 확인하였다. 이는 Chen et al.(2003)의 연구 결과와 같이 맞춤형 인솔이 특정 부위에 집중된 압력을 감소시켜 증가한 최대 압력을 감소시킨 것이라고 판단되며, 선행 연구에서 족저굴곡 토크로 인해 증가하였던 높은 압력이 맞춤형 인솔 사용으로 인해 유의하게 감소한 것을 확인하였다(Figure 13).

평균 압력은 전체적으로 감소하였지만 중족부에서 압력이 증가하였다. 이는 개인의 발에 맞는 아치를 제공하는 인솔의 특성으로 인해 특정 부위에 집중되었던 압력이 전체적으로 분산되어 평균 압력이 증가한 것이라고 고찰된다.

근전도 분석결과, 족저굴곡에 관여하는 내측비복근, 외측비복근, 가자미근에서의 근 활성도가 단하지 보조기 착용 시 증가하였으며 단하지 보조기에 맞춤형 인솔을 장착하였을 때의 근 활성도는 전체적으로 유의하게 감소하였다. 측정된 근 활성

Figure 13. Before and After wearing customized insole

다 족저굴곡 운동에 더 많이 기여한다는 것을 알 수 있으며 가장 크게 증가했던 내측비복근의 근 활성도가 인솔을 사용하였을 때 가장 많이 감소했다는 것을 알 수 있다. 근전도에 대한 분석 결과를 살펴보면 단하지 보조기가 족저굴곡근 활성화에 영향을 미친다는 Yamamoto et al.(1993)의 연구 결과와 같이 단하지 보조기가 족저굴곡에 관여하는 내측비복근, 외측비복근, 가자미근의 근 활성도를 증가시키며 맞춤형 인솔로 인해 증가한 근 활성도가 유의하게 감소하였다고 할 수 있다.

V. 결 론

본 연구의 목적은 족저압력 분포와 근전도 분석을 통해 맞춤형 인솔이 장착된 단하지 보조기가 보행에 미치는 영향을 평가하는데 있다.

본 연구의 결과, 족저압력 분포에서는 맞춤형 인솔 착용 시 최대 힘이 후족부와 전족부에서 유의하게 감소하였으며, 접촉 면적은 후족부, 중족부, 전체에서 유의하게 증가하였다. 또한, 최대 압력은 후족부, 전족부, 전체에서 유의하게 감소하였으며, 평균 압력은 후족부, 전족부, 전체에서 유의하게 감소한 반면, 중족부에서는 유의하게 증가하였다. 이러한 결과를 통해 맞춤형 인솔이 보행 시 특정 부위에 집중되는 압력을 발진체로 고르게 분포시키고 높은 압력으로 인한 충격력과 통증을 경감시켜 단하지 보조기에서의 더욱 효율적인 보행을 보조하는데 도움을 줄 수 있을 것으로 생각된다.

근전도에서는 족저굴곡에 관여하는 내측비복근, 외측비복근, 가자미근의 근 활성도가 분석되었으며 맞춤형 인솔 착용 후 보행 시 내측비복근, 외측비복근, 가자미근에서 증가했던 근 활성도가 유의하게 감소하였다. 맞춤형 인솔의 특성으로 인해 보행에 따른 하지의 피로 감소에는 영향을 줄 것이라 사료된다.

본 연구는 맞춤형 인솔이 장착된 단하지 보조기 보행에 미치는 영향을 평가하기 위한 것으로 조건에 따른 보행 시 족저압력 분포와 근전도를 분석하였다. 추후 연구에서는 정상적인 성인을 대상으로 하는 연구가 아닌 실제 단하지 보조기를 착용하는 노인 및 환자를 대상으로 맞춤형 인솔을 장착하였을 때의 보행 특성에 관한 연구를 수행하고자 한다.

참고문헌

- 김경, 권대규, 강승록, 박용근, 정구영(2010). 인공공압근육 액추에이터를 이용한 족관절 보조기의 족저굴곡 토크 평가. *한국정밀공학회지*, 27(6), 82-89.
- 박승범, 이증숙(2008). 족저압력을 활용한 테니스화 기능성 평가. *한국운동역학회지*, 18(4), 89-87.
- 박승범, 이경득, 김대웅, 유중현, 김경훈, 안창신, 이태용(2010). 한국인 족형을 적용한 트레일 러닝화의 생체역학적 분석. *한국운동역학회지*, 20(2), 221-230.
- 이규환, 박시복, 이상건, 이강목(1996). 족저압 측정에 의한 정상인 Stance Phase의 분석. *대한재활의학회지*, 20(2), 524-531.
- 황성재, 김정윤, 황선홍, 박선우, 이진복, 김영호(2007). 족하수 방지를 위한 능동형 단하지 보조기의 개발 및 평가. *대한인간공학회지*, 26(2), 131-136.
- Bus, S. A., Ulbrecht, J. S., & Cavanagh, P. R.(2004). Pressure relief and load redistribution by custom-made insoles in diabetic patients with neuropathy and foot deformity. *Clinical Biomechanics*, 19, 629-638.
- Chen, W. P., Ju, C. W., & Tang, F. T.(2003). Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution : a finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 25, 265-270.
- Dixon, S. J., Collop, A. C., & Batt, M.(2000). Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(11), 1919-1926.
- Hesse, M. D., Werner, M. S., Matthias, M. D., Stephen, M. D., & Berteau, M. D.(1999). Non-velocity-related effects of a rigid double-stopped ankle-foot orthosis on gait and lower limb muscle activity of hemiparetic subjects with an equinovarus deformity. *Stroke*, 30, 1855-1861.
- Josef, F.(2001). EMG-interference pattern analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(4), 231-246.

- Marshall, R. N., Hreljac, A., & Hume, P. A.(2000). Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(9), 1635-1641.
- Nene, A., Mayagoitia, R., & Veltink, P.(1999). Assessment of rectus femoris function during initial swing phase. *Gait & Posture*, 9, 1-9.
- Norkin, C. C., & Levangie, P. K.(1983). *Joint Structure & Function : A Comprehensive Analysis*. F.A. Davis.
- Perry, J.(1974). Kinesiology of lower extremity bracing. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 102, 18-31.
- Ramanathan, A. K., Kiran, P., Arnold, G. P., Wang, W., & Abboud, R. J.(2010). Repeatability of the Pedar-X in-shoe pressure measuring system. *Foot and Ankle Surgery*, 16, 70-73.
- Windle, C. M., Gregory, S. M., & Dixon, S. J.(1999). The shock attenuation characteristics of four different insoles when worn in a military boot during running and marching. *Gait & Posture*, 9(1), 31-37.
- Yamamoto, S., Ebina, M., Kubo, S., Kawai, H., Hayashi, T., Iwasaki, M., Kubota, T., & Miyazaki, S.(1993). Quantification of the effect of dorsi-/plantarflexibility of ankle-foot orthosis on hemiplegic gait : A preliminary report. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 3, 88-94.
- Zajac, F. E., Neptune R. R., & Kautz S. A.(2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking : Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait & Posture*, 16, 215-232.