

<학술논문>

Orthotics 착용에 따른 정상, 요족, 평발의 생체역학적 보행분석 및 시뮬레이션

이중현* · 이영신† · 이재옥* · 박성하**
(2007년 7월 13일 접수, 2007년 9월 17일 심사완료)

Biomechanical Gait Analysis and Simulation on the Normal, Cavus and Flat Foot with Orthotics

Jung-Hyun Lee, Young-Shin Lee, Jae-Ok Lee and Soung-Ha Park

Key Words: Orthotics(발 교정구), Body Balance(인체균형), Plantar Pressure(족압), Gait Analysis(보행분석)

Abstract

The foot plays an important role in supporting the body and keeping body balance. An abnormal walking habit breaks the balance of the human body as well as the function of the foot. The foot orthotics which is designed to consider biomechanics effectively distributes the load of the human body on the sole of the foot. In this paper, gait analysis was performed for three male subjects wearing the orthotics. In this study, three male subjects were selected. The experimental apparatus consists of a plantar pressure analysis system and digital EMG system. The gait characteristics are simulated by ADAMS/LifeMOD. The COP (Center of Pressure), EMG and ground reaction force were investigated. As a result of gait analysis, the path of COP was improved and muscle activities were decreased with orthotics on the abnormal walking subjects.

1. 서론

인간은 태어나면서부터 움직임이 필요했으며, 여러 가지 형태의 육체적인 활동은 자연 발생적으로 형성되었고, 육체적 활동은 시간의 흐름에 따라 체계화되고 조직화되어 다양하게 발전되어 왔다. 보행은 인간이 활동하는데 있어 가장 기본적인 행위 중의 하나로 유각기를 교대로 하는 양측 하지의 율동적인 운동으로, 신체를 한 지점에

서 다른 지점으로 옮겨가는 행위로서, 균형 중심점의 지속적인 이동이 이루어진다.⁽¹⁾ 또한 발은 우리 몸을 지탱하고 균형을 유지하는데 매우 중요한 역할을 한다. 이러한 이유로 잘못된 보행습관은 발의 기능뿐만 아니라 몸의 균형을 무너뜨릴 수 있다. 실제로 잘못된 보행 습관으로 인한 족압의 불균형은 어깨통, 요통, 무릎통증, 두통 등을 초래한다. Perry⁽¹⁾는 정상보행 및 병적보행에 관한 특성을 정리하였다.

본 논문과 관련된 보행 및 족압에 관한 연구동향은 다음과 같다.

Muybridge는 인체보행 및 달리는 경주마의 모습을 연속적으로 촬영하였으며 이를 계기로 보행 분석에 관한 연구가 실증적으로 시작되었다. 그의 연구는 Dover 출판사에 의해 1987년에 재출판되어⁽²⁾ 많은 관련 연구자의 중요한 문헌이 되고 있다. 이영신 등⁽³⁻⁵⁾은 보행 장애가 있는 뇌졸중환

* 충남대학교 대학원 기계설계공학과, BK21 메카트로닉스 사업단
† 책임저자, 회원, 충남대학교 기계설계공학과, BK21 메카트로닉스 사업단장
E-mail : leeys@cnu.ac.kr
TEL : (042)821-6644, FAX : (042)821-8894
** (주) 테크스튜디오

자를 위한 단하지 보조기의 구조해석과 설계기술에 대해 연구하였다. 박기봉 등⁽⁶⁾은 카오스 이론을 적용하여 보행분석 연구를 수행하였다.

오소틱스(발 교정구)의 이용은 많은 생체역학적 문제점들을 치료하기 위해 이용되어 왔다. 2000년에 Pratt⁽⁷⁾은 기형의 예방이나 교정, 충분한 지지면의 조성, 서기나 걷기 훈련의 조장, 걷기 효율성의 향상 등의 발 교정구의 여러 연구에 대해서 검토 평가하였다. 오소틱스는 활용되는 재료에 따라서 연성(soft), 반경성(semirigid), 경성(rigid) 오소틱스로 분류된다. 1995년에 Hunter 등은 오소틱스에 있어 그 기능은 발의 충격을 완화하고 특정 부위에서 압력을 제거하여 적응력을 높이는 적응용과 발을 이상적인 자세로 다시 위치시키거나 지지하는 교정용 등의 두 가지로 분류하였다.⁽⁸⁾ Gross 와 Napoli (1993)⁽⁹⁾는 이 가운데에 교정용 발보조기가 회내의 양과 시간을 감소시킴으로써 회내와 관련된 문제점들에 있어서 칼발에서 보다 치료가 훨씬 용이함을 제시하였다. 또한 Nigg 등(1999)⁽¹⁰⁾은 적절한 신발 안창과 오소틱스는 근육활동을 감소시키고, 편안한 느낌을 주며 운동수행 능력을 증가시켜야 한다고 제안하였으며, Nawoczenski 와 Ludewig (1999)⁽¹¹⁾는 트레드밀 달리기 동안에 맞춤형 반경성 오소틱스가 다리근육에 미치는 영향을 조사한 결과 발보조기 조건에서 넓다리 두갈래근과 앞정강근에서 유의한 변화를 보여주었다고 밝혔다.

본 논문에서는 오소틱스가 보행에 미치는 영향에 대해서 연구하였으며, 피험자를 대상으로 족압 측정 시스템, 근전도 측정 시스템, motion capture 장비를 이용한 보행분석 실험을 실시하였다. 얻어진 데이터로 COP(Center Of Pressure)의 변화, 다리 근육의 근전도 변화, 하지 분절의 각도 값 변화를 비교하였다. 또한 ADAMS/LifeMOD를 이용하여 동력학적 시뮬레이션을 실시하여 지면 반발력에 대한 연구를 수행하였다.

2. 보행 실험

2.1 실험방법

본 연구에 선정된 대상은 20대 남성들이며 각각 정상, 평발, 요족형의 사람을 선정하여 보행분석을 실시하였다. Table 1에는 각 피험자들의 인체정보를 나타내고 있다. Type 1의 피험자는 요

족이고, Type 2의 피험자는 정상이며 Type 3의 피험자는 평발이다.

각각의 피험자의 경우 Type 1과 Type 2의 피험자는 요족용 오소틱스를 미착용/착용하여 실시되었으며 Type 3의 피험자는 평발형 오소틱스를 미착용/착용하여 실시하였다.

이 피험자들은 Table 2와 같이 산업자원부 기술표준원에서 실시한 제5차 한국인 인체치수조사 자료를 참고하면⁽¹²⁾ 피험자 Type 1은 신장 50 %tile, 체중 25 %tile에 해당하였고, Type 2는 신장 90 %tile, 체중 30 %tile에 해당하였으며 Type 3은 신장 25 %tile, 체중 50 %tile에 해당하였다.

족압 측정기는 보행 시작 위치에서 3 m 떨어진 곳에 설치하여 정상상태 보행속도에 도달한 다음에 보행주기를 측정하였다. 근전도 측정은 Fig. 1과 같이 피험자의 오른쪽 다리의 대퇴두갈래근(Biceps femoris), 외측넓은근(Vastus lateralis), 장딴지근(Gastrocnemius), 앞정골근(Tibialis anterior) 네 곳에 근육의 방향을 따라 두 개의 전극을 부착했다.^(13,14) Fig. 2는 피험자의 족압분포 및 표면 근전도를 측정하는 모습을 나타내고 있다.

Table 1 Anthropometric data of subjects

Subject	Height(cm)	Weight(kg)
Type 1	173	63
Type 2	180	64
Type 3	168	69

Table 2 Anthropometric characteristics for Korea male in twentieth⁽¹²⁾

Percentile (%tile)	10	25	50	75	90
Stature(cm)	166	170	174	177	180
Weight(kg)	58	63	69	75	82



Fig. 1 EMG(electromyogram) sensor attachment location

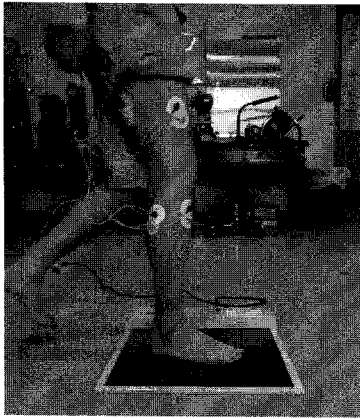


Fig. 2 Experiment of plantar pressure and EMG

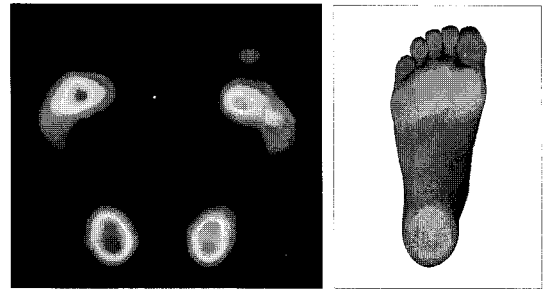
증폭된 아날로그 근전도 신호는 512 Hz 디지털 신호로 변환되어 측정된다. 근전도 측정기는 LAXTHA의 LXM3204를 이용하였다. 실험은 오쏘틱스 착용/미착용한 경우를 각각 실시하였으며 착용되는 오쏘틱스의 타입은 테크스톰의 FA-48S 족압측정 시스템을 통해 발의 유형을 파악하고 피시험자의 보행특성에 맞는 타입의 오쏘틱스를 착용시켰다. 오쏘틱스 역시 테크스톰에서 개발한 요족, 평발용 오쏘틱스이다. 보행속도는 피험자가 편안하도록 자유롭게 하여 실시하였다.

실험은 각각 15회씩 실시하였고 데이터분석을 통해 보행분석이 이루어졌다.

2.2 보행분석

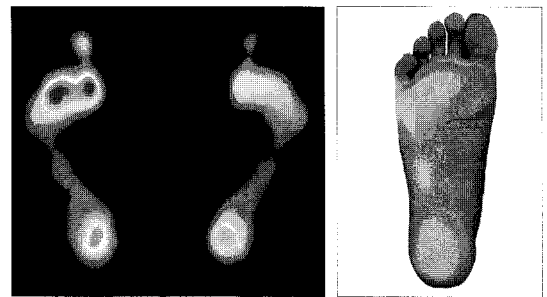
2.2.1 발 유형 측정

Fig. 3의 (a) ~ (f)는 정적 상태에서 측정된 피험자의 발바닥 압력분포와 스캔 사진이다. Type 1은 Fig. 3(a)에서 알 수 있듯이 피험자의 발의 아치 부분과 발 허리부분이 지면에 닿지 않는 요족으로 판단되어진다. 이러한 현상은 Fig. 3(b) 스캐너 사진에서도 확인할 수 있다. Type 2의 경우에는 Fig. 3(c), (d)에서 알 수 있듯이 발의 아치 부분이 지면에 닿지 않고 발허리부분이 지면에 닿는 정상인으로 판단된다. Type 3의 경우 발허리 대부분과 아치부분이 지면에 닿는 평발로 판단되었고 이는 Fig. 3(e), (f)를 통하여 확인할 수 있다. 요족용 오쏘틱스가 요족환자에게 미치는 영향뿐만 아니라 정상인에게 미치는 영향까지 알아보기 위하여 Type 1과 2의 경우 Fig. 4(a)와



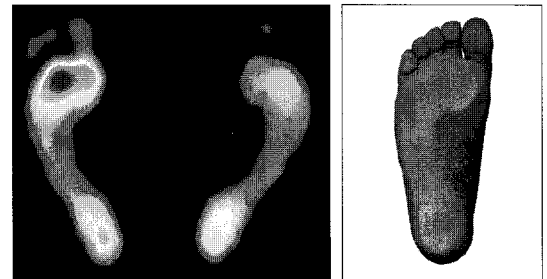
(a) Static plantar pressure of Type 1

(b) Foot scan of Type 1



(c) Static plantar pressure of Type 2

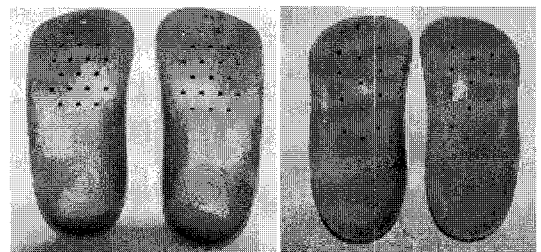
(d) Foot scan of Type 2



(e) Static plantar pressure of Type 3

(f) Foot scan of Type 3

Fig. 3 Distribution of plantar pressure



(a) Cavus foot orthotics

(b) Flat foot orthotics

Fig. 4 The orthotics for the subjects

같은 요족용 오쏘틱스를 착용하여 실험을 실시하였다. Type 3의 경우는 Fig. 4(b)와 같은 평발용

오쏘틱스를 착용하여 실험을 실시하였다.

2.2.2 족압 측정에 의한 보행분석

Fig. 5는 평소 보행과정에서의 발바닥의 압력분포를 나타낸다. Fig. 5에서 나타나는 검은 실선은 정상보행에서의 COP의 이동으로 발뒤축 접지기에 발바닥중심의 외측에서 시작하여 발바닥 접지기에 중심으로 이동한다. 중간 입각기에 다시 발바닥 중심의 외측으로 이동하였다가 엄지발가락과 두 번째 발가락 사이로 빠져 나가게 된다.⁽¹⁶⁾ 빨간 점선은 피험자의 COP의 이동을 보여준다.

Type 1과 같은 요족인 경우 Fig. 5(a)에서 발뒤축접지기의 출발은 비슷한 양상을 보이나 중간 입각기부터 전체적으로 검은 실선에 비하여 안으로 이동되어 있는 것을 관찰 할 수 있다. 이는 피실험자의 요족으로 인해 압력 중심이 과도하게 안으로 집중되는 것으로 판단된다. Fig. 5(b)는 요족형 오쏘틱스 착용 후 피실험자의 족압 측정 결과이다. 착용하지 않았을 경우보다 빨간 점선이 검은 실선에 매우 근접하게 나타난 것을 쉽게 확인할 수 있다. 이러한 현상은 요족용 오쏘틱스가 발바닥의 압력중심을 밖으로 이동시키는 역할을 했음을 확인할 수 있다.

Type 2의 경우 중간 입각기에서 약간의 차이는 있지만 정상 보행에서의 COP를 나타내는 검은 실선과 잘 일치함을 확인할 수 있다. 이는 피실험자가 평상시 정상보행을 하고 있음을 의미한다. Fig. 5(d)는 오쏘틱스 착용 후 족압측정 결과로 빨간 점선이 착용하지 않았을 경우보다 오히려 검은 실선에 비하여 안으로 이동된 것을 볼 수 있다. 이러한 현상은 요족용 오쏘틱스가 정상인에게는 발바닥의 압력중심을 오히려 안으로 집중시켜 정상보행에 악영향을 미치는 것으로 보여진다.

Type 3의 경우 Fig. 5(e)에서 볼 수 있듯이 평발로 인해서 평소 보행시 COP가 정상 COP보다 안으로 집중된 현상을 볼 수 있다. 그러나 평발형 오쏘틱스를 착용하고 난후 동적 족압측정을 나타낸 Fig. 5(f)에서는 COP가 정상보행의 COP와 잘 일치하는 것을 알 수 있다. 이것은 평발형 오쏘틱스 착용으로 정상보행에 근접해지는 개선효과를 보인 것으로 판단된다.

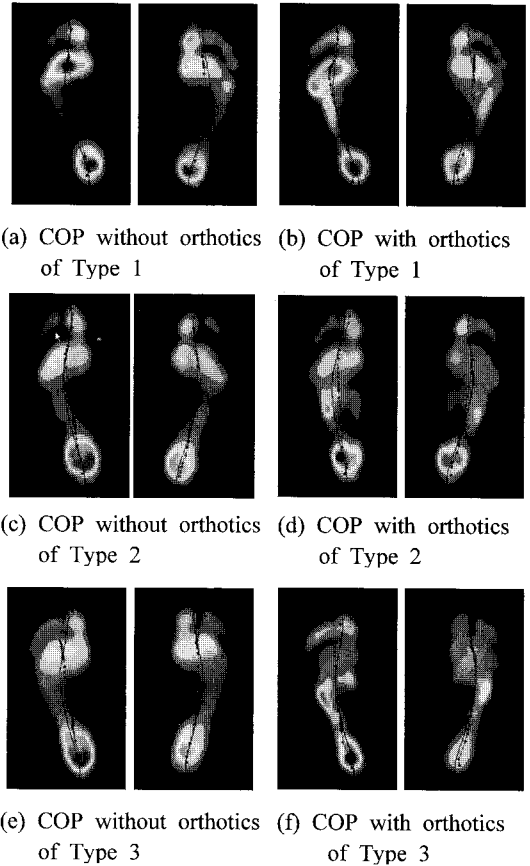


Fig. 5 COP during walking without orthotics and with orthotics on the subjects

Table 3 Names and functions of measured muscle

Name	Function
Biceps femoris	Thigh extension
Vastus lateralis	Lower leg extension
Gastrocnemius	Knee flexion, Plantarflexion
Tibialis anterior	Dorsiflexion

2.2.3 근전도에 의한 보행분석

Fig. 6은 근전도 측정 장치를 사용하여 단일 보행주기 동안의 근육 활동도를 나타낸 그래프이다. 그래프의 보행주기에 상응되는 값은 근전도의 활동량 수치로 데이터를 RMS(Root Mean Square)의 방법으로 나타내었다.⁽¹⁵⁾ Table 3은 보행시 근전도 실험에서 측정된 근육의 명칭과 역할을 나타낸 것이다.

Type 2의 경우 Fig. 6(c)는 평소 보행과정시 근육의 활동을 그래프로 나타낸 것이다. 발뒤축접

지기(Heel contact)에 대퇴두갈래근, 외측넓은근, 앞경골근이 활성화된다. 중간입각기(Mid stance)에 대퇴두갈래근, 외측넓은근, 앞경골근은 점점 비활성화되고 장딴지근이 활성화된다. 그리고 발가락 들림기(Toe off)에 발등을 굽히기 위해 다시 앞경골근이 활성화되고 중간위각기(Mid swing)부터 대퇴두갈래근과 외측넓은근이 활성화되는 것을 볼 수 있다. 이러한 현상은 표 3의 보행시 근육의 작용에 상응되는 결과라 볼 수 있다.

Fig. 6(a)와 (b)를 비교해 보았을 때 Type 1이 오쏘틱스를 착용했을 때, 근육의 활성도를 보면 오쏘틱스를 착용하지 않았을 때와 비교하여 대퇴두갈래근, 외측넓은근, 앞경골근에서 전체적으로 근활성도가 낮아짐을 볼 수 있다. 반면에 장딴지근은 전체적으로 고른 근 활성도를 나타냈다.

Type 2의 경우 오쏘틱스를 착용한 Fig. 6(d)의 경우에는 네 근육 모두 단일 보행주기에서 큰 값을 보이며 활성화되어 오쏘틱스를 착용하기 전과는 큰 차이를 보였다. 이는 정상형 발에 요족용 오쏘틱스의 작용이 보행시 근육의 피로를 증가시킨다는 것을 나타낸다.

Fig. 6(e)에서와 같이 평발인 Type 3은 Fig. 6(a), (c)와 비교하였을 때 오쏘틱스를 착용하기 전의 근육의 활성화 정도가 요족과 정상형의 발보다 전체적으로 높은 것을 알 수 있다. 이는 정상 보행시 평발이 요족과 정상형의 발보다 근육이 피로를 보다 많이 받는다는 것을 나타낸다. Fig. 6(f)에서와 같이 평발용 오쏘틱스를 착용하고 난 후에는 대퇴두갈래근, 외측넓은근, 앞경골근에서 근육의 활성화 정도가 낮아지며 개선효과를 보였다. 이는 Type 1의 요족용 오쏘틱스를 이용한 개선효과와 비슷한 결과를 나타낸다. 또한 평발 역시 장딴지근의 근활성도가 전체적으로 고르게 나타나는데 이는 오쏘틱스의 착용으로 인해서 요족과 평발 모두 무릎과 발목을 굽히는 역할을 하는 장딴지근이 좀 더 많은 활동량을 필요로 한다는 것이다. 이러한 결과는 오쏘틱스의 착용기간에 따른 적응과도 관련이 있다고 김승재(2006)⁽¹⁶⁾는 제시하고 있다.

2.2.4 Gait Motion Capture를 이용한 보행분석

Fig. 7은 125 frame/sec의 Motion Capture 장비로

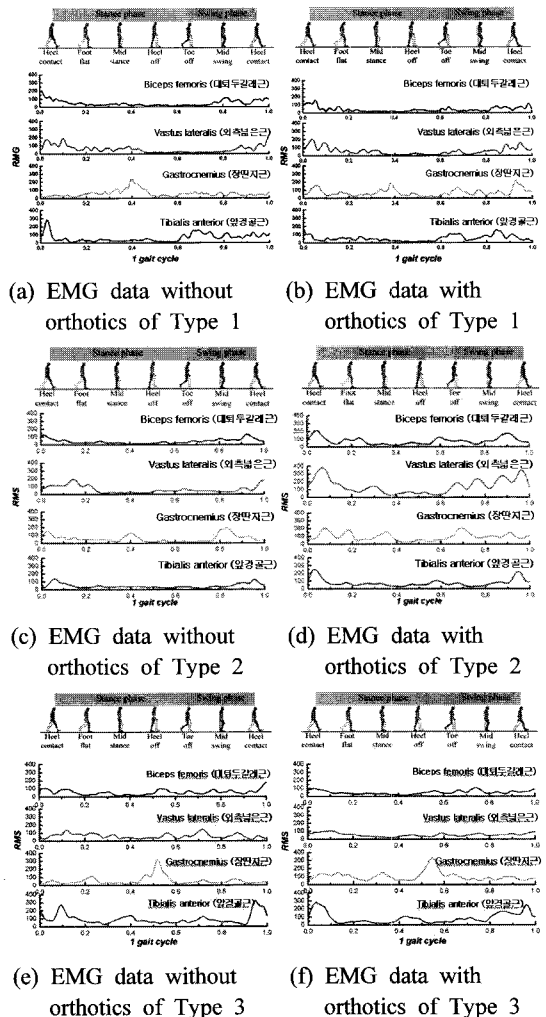


Fig. 6 EMG data during walking without orthotics and with orthotics on the subjects

이용하여 측정된 단일보행주기의 고관절, 슬관절, 그리고 족관절에서 각도를 나타낸다. 이때 각 분절의 각도 값들은 해부학적 자세에서의 각도 변위를 나타낸다. 그래프의 가로축은 단일보행주기를 1로 표시하였고, 점선(---)은 오쏘틱스의 미착용에 따른 그래프이고, 실선(—)은 오쏘틱스의 착용에 따른 그래프이다. 정상보행에서 고관절은 보행주기 동안 한 번씩 굴곡과 신전을 하며 유각기 중간위치에서 최대로 굴곡하고 입각기가 끝나기 전에 최대 신전에 도달한다.⁽¹⁷⁾ 슬관절은 보행주기 동안 각 두 번의 굴곡과 신전이 정점에 이른다. 발뒤축 접지기 이전에 최대로 신전이 되고 입각기의 초기동안에는 굴곡한 후 중간 입각기에

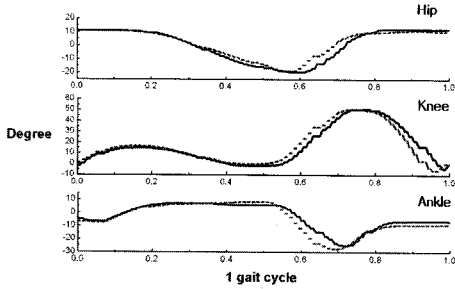


Fig. 7 Kinematic curves of hip, knee and ankle for walking without orthotics(---) and with orthotics(—) of Type 1

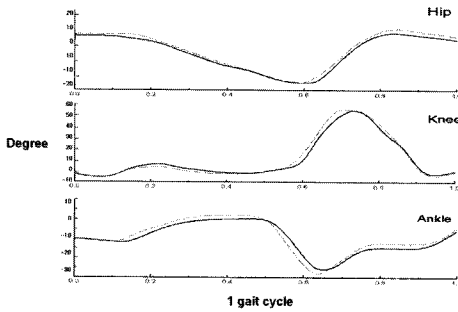


Fig. 8 Kinematic curves of hip, knee and ankle for walking without orthotics(---) and with orthotics(—) of Type 2

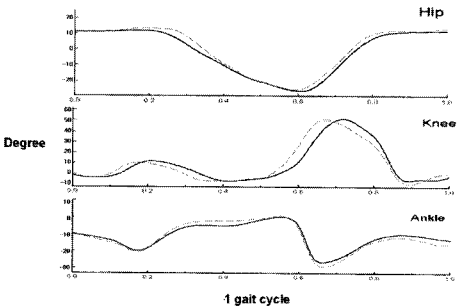


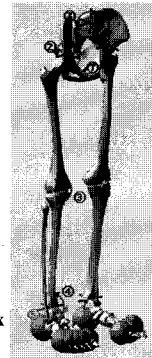
Fig. 9 Kinematic curves of hip, knee and ankle for walking without orthotics(---) and with orthotics(—) of Type 3

다시 신전하고 다시 굴곡하기 시작하여 유각기의 초기동안에 정점에 도달한다. 족관절은 발뒤축 접지기에 보통은 중립위치에서 30°의 범위 내에 위치한다.

Type 1의 경우 오쏘틱스를 착용하였을 때의 보행이 미착용시의 보행보다 고관절, 슬관절, 족관절에서의 굴곡과 신전이 보행주기 전체에서 최대 5% 정도의 지연이 나타났다(Fig. 7). 정상 보행인 Type 2의 경우에는 오쏘틱스를 착용하였을 때의 보행이 미착용시의 보행보다 굴곡과 신전이 보행



Fig. 10 Gait motion capture system



- ① Hip flexion/extension
- ② Hip abduction/adduction
- ③ Knee flexion/extension
- ④ Ankle dorsiflexion/ plantarflexion
- ⑤ Ankle rotation
- ⑥ Pelvic obliquity
- ⑦ Pelvic tilt
- ⑧ Pelvic rotation



Fig. 11 Analysis model of LifeMOD⁽¹⁸⁾ with musculo-skeletal and position of input

주기 최대 3% 정도의 지연이 나타났으나 관절각의 운동특성에 있어서는 별다른 차이가 없었다(Fig. 8). Type 3의 경우에는 오쏘틱스의 착용으로 슬관절의 최대값은 미착용시 보다 보행주기가 5% 정도 지연되나 고관절과 족관절의 운동특성은 보조기 착용 유무에 상관없이 유사한 경향을 보였다(Fig. 9). 이것은 오쏘틱스가 정상형 발의 보행보다는 요족과 평발에서 보행시 각 다리 관절의 각도 변화를 지연 및 완화하여 보행자가 편안하게 보행을 할 수 있게 함을 알 수 있다. Nigg 등(1999)은 여러 연구결과의 증거를 근거로 오쏘틱스를 이용할 때 근육의 일을 최소화하는 개념이 제안된다고 밝히고 있다. 이는 정해진 한 움직임 과제에 대하여 골격은 우선적으로 선호하는 경로를 가지며, 오쏘틱스의 개입이 그 우선적인 움직임 경로를 지원하여 근육활동이 감소된다는 개념이다. 이러한 개념을 기초로 적절한 오쏘틱스의 착용은 근육활동을 감소시키고, 편안하게 느껴질 것이며, 운동수행력을 증가시켜야 한다고 밝혔으며, 또한 Nigg(2001)은 오쏘틱스의 역할에 대한 새로운 패러다임을 제시하였다.

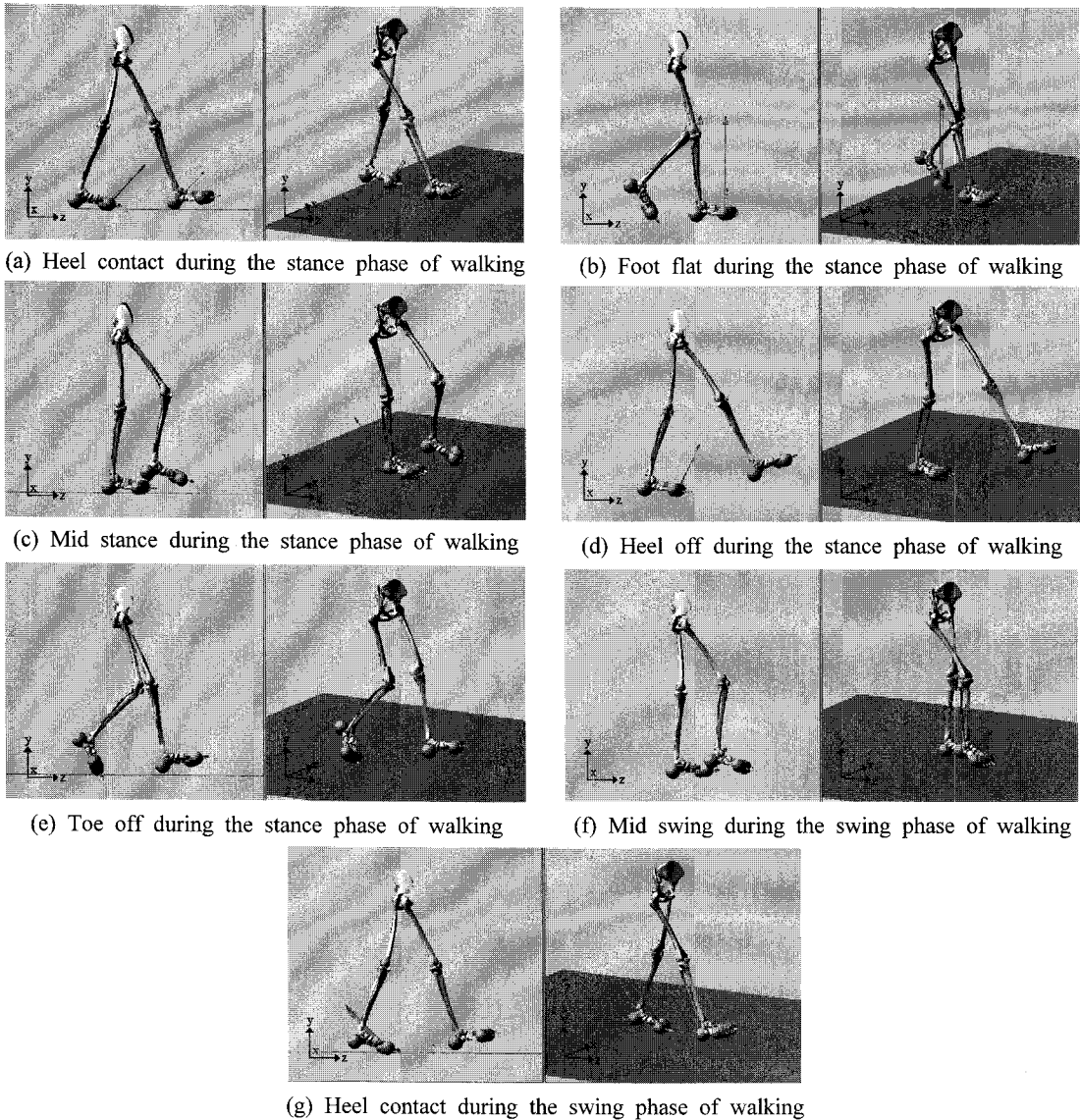


Fig. 12 Gait simulation of Type 1 subject by ADAMS/LifeMOD

3. 보행 시뮬레이션

3.1 인체 모델링

동역학적 인체 모델링과 시뮬레이션에는 상용 해석 프로그램인 ADAMS/LifeMOD⁽¹⁸⁾를 사용하였다. 보행분석 장비(gait motion capture)로 얻어진 골반(pelvis), 고관절(hip), 슬관절(knee) 및 족관절(ankle)의 시간에 따른 각도 변화 값을 이용하여 인체 하지를 모델링하였으며, 역방향 동역학 해석을 수행하였다. Fig. 10은 피험자가 보행분석

장비를 착용한 모습이다. 인체의 상지는 보행에 영향을 미치지 않는 것으로 가정하여, 하지 근-골격계만을 모델링하였다.

입력데이터는 시간에 따라서 골반의 시상면, 전두면, 수평면에 대한 각도, 고관절에서의 시상면, 전두면에 대한 각도, 슬관절의 시상면에 대한 각도와 족관절의 시상면, 수평면에 대한 각도로 총 13개의 데이터를 사용하였다. Fig. 11은 시뮬레이션을 위한 인체하지 근-골격계모델과 측정된 관절의 각도 데이터의 위치를 나타내고 있다.

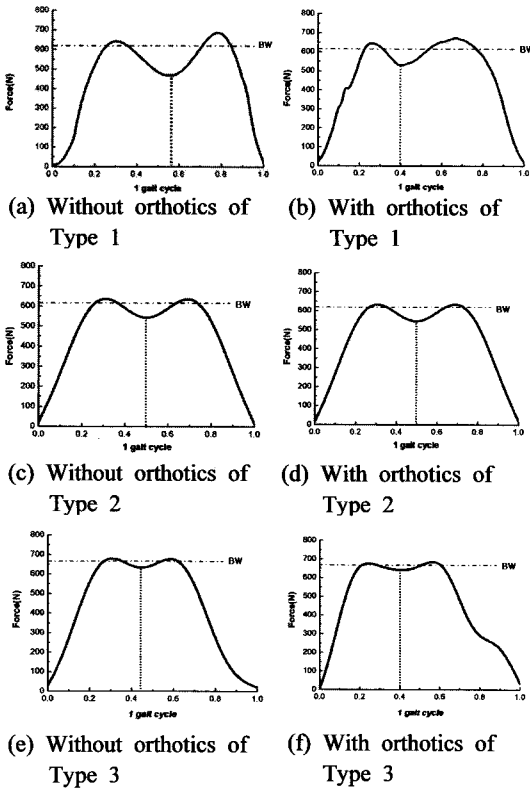


Fig. 13 Superior-inferior ground reaction force during walking without orthotics and with orthotics

3.2 시뮬레이션 결과

시뮬레이션의 구동 과정에서 지면 반발력을 산출하였다. 일반적으로 지면 반발력을 측정하기 위해서 힘측정판(force platform)을 사용하지만 본 연구에서는 힘측정판을 대신하여 Fig. 12와 같이 시뮬레이션을 통하여 지면 반발력을 측정하였다. Fig. 12는 우측 발뒤축접지기(heel contact)에서 다음 우측 발뒤축접지기(heel contact)까지의 단일 보행주기를 ADAMS/LifeMOD를 이용하여 시뮬레이션 한 것이다. Fig. 12에서 각 그림의 왼쪽은 우측에서 봤을 때의 보행모습이고, 오른쪽 그림은 접촉하는 바닥면이 보이는 시각에서의 보행모습이다. Fig. 12(a)-(e)는 각각 단일 보행주기 중 입각기(stance phase)에서의 발뒤축접지기(heel contact), 발바닥접지기(foot flat), 중간입각기(mid stance), 발뒤축들림기(heel off), 발가락들림기(toe off)의 보행모습과 지면 반발력 벡터의 방향과 힘

의 크기를 나타낸다. Fig. 12(f), (g)는 단일 보행 주기 중 유각기(swing phase)에서의 중간유각기(mid swing)와 발뒤축접지기(heel contact)의 보행모습과 지면 반발력 벡터를 보여준다.

정상보행에서 나타나는 지면 반발력은 체중과 보행패턴의 영향을 받는다.⁽¹⁹⁾ Fig. 13(a), (b)는 요족 피험자(Type 1)의 보행시 오소틱스 착용유무에 따른 수직지면반력 시뮬레이션 결과이다. 그래프에서 BW(body weight)는 피험자의 체중을 나타내며 상하방향 지면반발력의 최대값은 오소틱스 미착용과 착용 시 각각 671.0 N, 685.9 N으로 착용시에 14 N이 증가하였다. Fig. 13(c), (d)의 Type 2의 경우 상하방향 지면반발력의 최대값은 요족용 오소틱스 미착용과 착용시 각각 648.0 N, 645.0 N으로 비슷하나 약간 감소하였다. Fig. 13(e), (f)는 평발인 피험자의 상하방향 지면반발력으로 평발형 오소틱스를 착용하지 않았을 경우 690.0 N 이었으며 평발용 오소틱스를 착용하였을 경우 689.0 N으로 산출되었다.

지면 반발력 산출결과를 보면 보행시 발뒤축접지기와 발뒤축들림기에 각각 최대 반발력이 발생하며 중간입각기 때에 두 번의 최대값 사이의 최소값을 나타낸다. 시뮬레이션 결과로써 오소틱스를 착용한 요족과 평발은 중간입각기의 시간을 앞당기는 경향을 보이는데 Winter(1987)에 의해 사용되던 지면 반발력 곡선과 비교해보면 보행주기에서 좀 더 빠른 중간입각기의 발생 패턴과 상응한다. 이는 정상 형의 발을 제외하고 요족과 평발에서 지면 반발력에 따른 패턴을 봤을 때 뚜렷한 개선효과가 있다고 할 수 있다.

4. 결론

본 논문에서는 족압 측정 시스템, 근전도 측정 시스템, Motion Capture장비를 이용하여 오소틱스 착용의 생체역학적 보행분석을 수행하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

(1) 개인의 발형태에 맞는 적합한 오소틱스의 착용은 요족과 평발에서 과도하게 발의 안쪽으로 치우치는 COP를 정상보행에서의 COP와 근접하게 만들어주며, 보행시 하지 근육의 활성도를 저하시켜 근피로도를 줄여준다.

(2) Motion capture를 통한 분석은 오소틱스가 요족과 평발에서 보행시 각 다리 관절의 각도 변

화를 지연 및 완화하여 보행자가 편안하게 보행을 할 수 있게 함을 알 수 있다. 이러한 결론은 Nigg에 의해 제시된 오쏘틱스의 역할에 대한 결론과 상응한다.

(3) 시뮬레이션을 통한 지면 반발력에 대한 관찰을 통해 오쏘틱스의 착용은 요족과 평발의 중간입각기의 시기를 앞당겨서 정상 보행시의 지면 반발력과 같은 경향을 나타내게 한다는 것을 확인하였다. 전체적인 관점에서 오쏘틱스는 요족과 평발을 가진 사람의 보행을 개선시켜주는 효과가 있었다.

(4) 본 연구는 하지 관절과 근육에만 연구를 수행하여 보행 속도 변화에 따른 무릎 관절과 대퇴의 근육의 변화에 대한 영향은 고려하지 않았기 때문에 발목 관절과 근육의 변화를 완벽하게 규명하는 것에는 미흡함이 있었다. 따라서 향후 연구는 이러한 점을 고려하여 관련된 하지근육의 영향을 구체화하는 연구도 필요하다고 사료된다.

참고문헌

- (1) Perry, J., 1992, "Gait Analysis : Normal and Pathological Function," SLACK Inc.
- (2) Muybridge, E., 1979, "Human and Animal Locomotion," Dover Publications Inc., New York.
- (3) Lee, Y. S., Choi, Y. J. Kim, H. S., Lee, H. S. and Cho, K. H., 2006, "A Study on the Structural Stress Analysis of Plastic Ankle Foot Orthosis(AFO) under Dorsiflexio and Plantarflexion Conditions," *International Journal of Modern Physics B*, Vol. 20, No. 25, pp. 4559-4564.
- (4) Lee, Y. S., Cho, K. H., Kim, B. O. and Lim, H. K., 2000, "3D Gait Analysis and Design of Plastic Ankle Foot Orthosis," *Journal of KSME*, Vol. 40, No. 2, pp. 30-34.
- (5) Lee, Y. S., Choi, K. J., Cho, K. H. and Lim, H. K., 2002, "Development of Design Techniques of Plastic Ankle Foot Orthosis for the Hemiplegics : An Approach Through FE Analysis," *Trans. of KSME(A)*, Vol. 26, No. 1, pp. 7-14.
- (6) Park, G. B., Ko, J. H., Son, K., Moon, B. Y. and Seo, J. T., 2006, "Application of the Chaos Theory to Gait Analysis," *Trans. of KSME(A)*, Vol. 30, No. 2, pp. 194-201.
- (7) Pratt, D. J., 2000, "A Critical Review of the Literature on Foot Orthoses," *Journal of the American Podiatry Medical Association*, Vol. 90, pp. 339-341.
- (8) Hunter, S., Dolan, M. G. and Davis, J. M., 1995, "Foot Orthotics in Therapy and Sport. Champaign," *Human Kinetics*.
- (9) Gross, M. L. and Napoli, R. C., 1993, "Treatment of Lower Extremity Injuries with Orthotics Shoe Insert," *Sports Medicine*, Vol. 15, pp. 99-70.
- (10) Nigg, B. M., Nurse, M. A. and Stefanyshyn, D. J., 1999, "Shoe Inserts and Orthotics for Sport and Physical Activities," *Medicine & Science in Sports & Exercise*, Vol. 31, No. 7, pp. 421-428.
- (11) Nawoczenski, D. A. and Ludewig, P. M., 1999, "Electromyographic Effects of Foot Orthotics on Selected Lower Extremity Muscles During Running," *Arch Physical Medicine & Rehabilitation*, Vol. 80, pp. 540-544.
- (12) <http://sizekorea.kats.go.kr/>
- (13) Chung, C. S., Yoon, T. J., Yu, Y. J. and Choi, C. S., 2004, "Analysis of Kinematics and EMG on Stepping over Obstacles in Elderly Persons," *The Korea Journal of Physical Education*, Vol. 43, No. 5, pp. 423-436.
- (14) Jacquelin, P., 1992 "Gait Analysis Normal and Pathological Function," SLACK Incorporated
- (15) Moon G. S., 2005, "The Kinematic Analysis of the Ankle Joint and EMG Analysis of the Lower Limbs Muscle for the Different Walking Speed," *The Korea Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 15, No. 1, pp. 177-195.
- (16) Kim, S. J., 2006, "Correctional Function of Custom Foot Orthotics for Foot Diseases related to Excessive Pronation during Gait," *The Korea Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 16, No. 1, pp. 65-79.
- (17) Chris, K., 2006, "Clinical Gait Analysis," Churchill Livingstone Press.
- (18) <http://www.lifemodeler.com/>
- (19) Rory, A. C., 1995 "Rehabilitation Engineering Applied to Mobility and Manipulation," Institute of Physics Publishing, Bristol and Philadelphia.