

J. Biomed. Eng. Res.  
Vol. 20, No. 5, 587-592, 1999

## 정상인의 지면수평자유보행에 대한 입각기 압력중심의 이동

김영호 · 양길태\* · 문무성\*\* · 박시복\*\*

연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과, 의공학연구소, 재활공학연구센터\*, 한양대학병원 재활의학과\*\*  
(1999년 8월 9일 접수, 1999년 10월 15일 채택)

## Movements of the Center of Pressure During Stance Phase in Free Level Walking of Normal Adults

Y.H. Kim, G.T. Yang\*, M.S. Mun\*\*, and S.B. Park\*\*

Research Institute of Medical Engineering, Dept. of Biomedical Engineering, College of Health Science,  
Yonsei University,  
Korea Orthopedics and Rehabilitation Engineering Center\*,  
Department of Rehabilitation Medicine, Hanyang University Hospital\*\*  
(Received August 9, 1999. Accepted October 15, 1999)

**요 약** . 압력측정시스템은 입각기동안 동적압력분포를 성공적으로 측정할 수 있으나 하중수용기-중간입각기, 말기입각기-전유각기의 전환기들에 대해서는 운동분석시스템을 사용하지 않고는 정확한 정의가 불가능하다. 따라서 저자들은 수평자유보행 시 압력중심의 이동을 이해하기 위해서 정상적인 발을 가진 20-30대 성인남자 78명을 대상으로 동작분석과 발바닥압력측정을 동시에 수행하였다. 결과로 하중반응기-중간입각기 전환시기의 발바닥 압력중심점은 후족부와 중족부의 경계선에서 앞쪽으로  $1.9 \pm 1.5$  frame ( $32 \pm 24$ msec)에 위치하였으며, 말기입각기-전유각기 전환시기에는 중족골부 최대 압력점의 앞쪽으로  $2.3 \pm 2.0$  frame ( $38 \pm 33$ msec)에 위치하였다. 정상수평보행에 있어서 최초접지 순간 압력중심은 전방으로 빠르게 이동하다가 바로 급속히 감소하여 하중반응기-중간입각기의 전후시기에서는 작은 속도로 이동하였다. 압력중심의 이동속도는 그 후 다시 서서히 증가하다가 선제 보행주기의 25% 전후에서 서서히 감소하여 비교적 일정하다가 말기입각기-전유각기의 전환시점에서 다시 급격한 증가를 보였다. 족부질환과 보행특성을 판단하는데 있어서 압력중심의 이동패턴은 매우 유용한 인자가 될 것으로 기대된다. 본 연구를 통해서 압력측정시스템만으로는 정의할 수 없었던 두 전환기인 하중반응기-중간입각기, 말기입각기-전유각기를 결정할 수 있게 되었다.

**Abstract** : Even though pressure measurement systems can successfully show the dynamic pressure distribution during stance phase, they do not define some transition periods between loading response and mid-stance, and between terminal stance and pre-swing themselves without motion analysis system. Therefore, we performed plantar-pressure measurements synchronized with the motion analysis system to understand the movements of the center of pressure (COP) during free level walking of 78 normal adults. It was found that, for normal adults, the COP lied on  $1.9 \pm 1.5$  frame ( $32 \pm 24$ msec) anterior to the border line between the rear and mid-foot at the transition period of loading response and mid-stance, and on  $2.3 \pm 2.0$  frame ( $38 \pm 33$ msec) anterior to the site of peak pressure on the metatarsal area at the transition period of terminal stance and pre-swing. For normal free walking, the COP moved fast anteriorly at the moment of initial contact, slowed down quickly just before the transition period of loading response and mid-stance. During mid-stance, the speed of COP movement increased relatively slowly constant after approximately 25% of the gait cycle, then increased dramatically at the transition period of terminal stance and pre-swing. The COP movements might be a potentially useful parameter to understand and characterize foot disorders and gait problems. The present study successfully determined transition periods such as loading response through mid-stance and terminal stance through pre-swing which could not be determined by the pressure measurement system alone.

**Key words**: Dynamic plantar-pressure measurements, Movements of the center of pressure, Gait cycle, Motion analysis, Transition periods

### <속보논문>

통신저자: 김영호, (220 710) 강원도 원주시 흥업면 메지리 234  
연세대학교 의용전자공학과  
Tel.(0371)760 2492, Fax.(0371)760-2197  
E-mail: yhkim@dragon.yonsei.ac.kr

### 서 론

족부질환을 진단하고 치료를 평가하기 위하여 Harris mat

[1], 광학식 projection 시스템[2], 압력센서 시스템[3-5] 등이 이용되고 있다. Harris mat[1]은 작은 요철이 있는 판형의 매트로 잉크가 도포되어 있고 그 밑에 종이 가 깔려 있으며, 상대적인 압력의 크기는 잉크가 묻은 부위의 면적과 밀도에 따라 결정된다. 이러한 시스템은 임상에서 저렴한 가격으로 용이하게 적용할 수 있으나 주로 정적인 압력분포를 예측하는 경우에만 사용되고 있다. 광학을 사용하는 projection 시스템은 유리로 된 힘측정판의 밑에서 미디어카메라로 보행에 따른 동적 발바닥 형태를 촬영하여 grey scale로 변환하는 영상처리기법을 이용한다[2]. 그러나 이 방법은 영상의 grey scale과 압력에 대한 보정이 매우 어려운 단점이 있다. 압력분포를 정량적으로 측정할 수 있는 센서로는 strain gauge를 사용하는 방법[3]과 저항센서[4] 또는 capacitance 센서[5] 등이 있다. 압력센서에 있어서 각 센서의 면적과 두께, 히스테리시스, drift 현상, 주변온도에 따른 영향 등이 매우 중요하다[6,7]. 저항센서는 판형 및 발의 모양에 맞도록 사용할 수 있는 장형 (insole type)이 개발되어 있는데 저항센서에 압력 또는 하중이 가해지면 저항이 감소하는 원리를 이용한다. 그러나 이러한 센서는 압력을 저항으로 보정하는 데 어려움이 있으며 히스테리시스가 비교적 큰 것으로 알려져 있어 보정에 있어서 큰 주의가 요구된다[6,7].

이러한 압력분포측정시스템은 동작분석시스템에 대한 역학적 기초수단으로 사용되고 있으며, 압력측정시스템을 이용하여 성인 및 어린이들의 보행 관련 기초 데이터로 활용되고 있다 [8-11]. 또한 의족[11], 엄지발가락외반증[12], 당뇨발[13-14], 류마티스[15-16] 등의 발바닥압력분포를 측정할 여러 선행 연구가 있었다. 이러한 연구결과들은 각 종의 족부질환을 정량적으로 진단하여 치료를 위한 보조창 또는 보조화를 착용할 수 있도록 처방하고 평가하는데 필요하게 쓰인다[11-16]. 그러나 발바닥압력분포 특성을 정확히 이해하기 위해서는 보행주기(gait cycle)의 명확한 구별이 반드시 필요하다. 보행주기는 입각기(stance phase)와 유각기(swing phase)로 나뉘며 입각기는 최초접지기(initial contact), 하중수용기(loading response), 중간입각기(mid-stance), 말기입각기(terminal stance), 전유각기(pre swing) 등으로 세분된다[17]. 이와 같은 주기로 보행을 분석하기 위해서 일반적으로 고가의 동작분석시스템을 이용한다. 최초접지기 및 말기입각기의 시작은 두 발바닥에 족부스위치를 부착하거나 또는 힘측정판에 최초로 신호가 전달되는 순간이며 압력분포측정시스템으로 쉽게 판별할 수 있다. 그러나 하중반응기-중간입각기의 전환시기는 반대측 발가락들립기에 대한 데이터를 얻을 수 없기 때문에 입각 측 발의 동적 발바닥압력측상으로는 판별할 수 없다. 또한 후속부의 압력분포만으로는 발뒤꿈치들립기를 정의할 수 없으므로 말기입각기-전유각기의 전환시기 역시 구별해 내기 매우 어렵다.

시면으로부터의 반발력은 발의 여러 부분에 작용하고 있으나, 중력이 작용하는 한 점에 인체의 무게중심점이 위치하는 것과 마찬가지로 발바닥의 압력중심도 힘이 작용하는 한 점으로 표시된다. 보행 시 발바닥 압력중심(center of pressure)의 세력은 보행 중 체중 또는 각 제질의 속도 및 가속도에 의해

형성되는 압력중심의 이동을 반영하며 이는 보행특성에 따라서 일정하게 나타난다. 그러나 보행 시 압력중심의 이동에 관한 정량적인 연구가 없고 발바닥압력분포 데이터를 통해서 보행주기를 직접 정의할 수 있는 기준지표가 없어서 족부 또는 보행 관련 질환의 진단 및 치료에 적용하는데 불편함이 많았다.

따라서 본 연구에서는 압력중심의 이동이 보행주기에 따라 일정하게 나타난 것으로 가정하고, 동작분석시스템과 압력측정시스템을 이용하여 정상인의 보행특성 및 동적 발바닥압력분포를 동시에 측정하였다. 이는 압력중심의 이동특성을 보행주기에 적용하고, 동작분석시스템이 없이는 측정하기 어려웠던 하중반응기-중간입각기, 말기입각기-전유각기의 전환시기를 정의하여 향후 족부관련 임상에 활용하고자 하였다.

### 방 법

과행보행 등과 같은 외형상 질환의 이상이 없고, 다리나 발의 구조적인 이상이 없고, 티눈이나 압박증 등이 없으며, 장시간 걸거나 서 있을 때에 과도한 통증, 불편감, 피로 등의 장애가 없는[6,11] 정상적인 발을 가진 건강한 20-30대 남자 78명 (나이 29.4 ± 4.6세, 체중 63.3 ± 10.2kg, 신장 168.0 ± 6.3cm)을 대상으로 하였다.

그림 1과 같이 본 연구의 수행을 위하여 동작분석과 발바닥 압력분포 측정은 60Hz의 주기로 동시에 진행하였다. 동작분석을 위해서 크기 40cm×60cm인 2개의 힘측정판 (Kistler Inc, 스위스)과 동작분석시스템 Vicon (Oxford Metrics, 영국)을 사용하였다. 시경 25mm의 반사표지물 좌우발의 엄지발가락(hallux), 외과(lateral malleolus), 발뒤꿈치에 부착하고 힘측정판이 설치되어 있는 보드를 맨발로 보행하도록 하였다.

동적 발바닥압력분포는 발바닥압력측정시스템 Emed SF-4 (Novel GmbH, 독일)를 이용하여 측정되었는데, 측정판은 크기가 36cm×19cm로 2,275개 (65×35)의 capacitance 센서가 1cm<sup>2</sup>당 4개로 균등하게 분포되어 있다. 동작분석을 위해 사용된 카

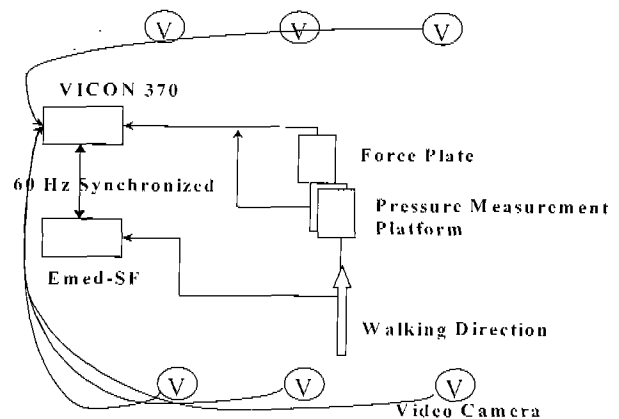


그림 1. 동작분석과 발바닥압력측정을 동시에 수행하기 위한 실험 set-up

Fig. 1. Experimental set-up for simultaneous measurements of motion and plantar-pressure distribution

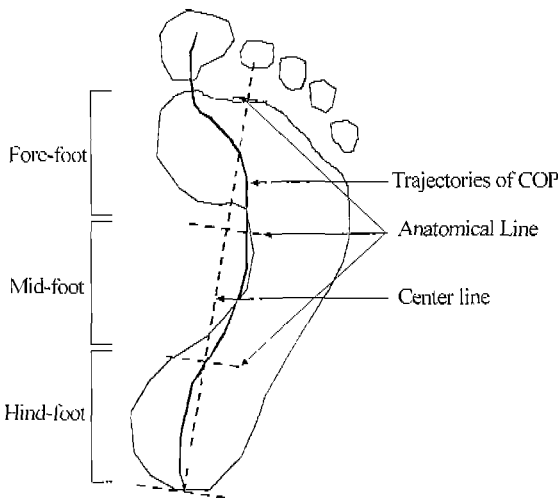


그림 2. 해부학적으로 합당한 반바닥의 삼등분 분할  
Fig. 2. An anatomically appropriate division of a foot into three parts

배라와 압력분포장치의 sampling rate를 같은 60Hz로 설정하여 각 순간의 동작에 관해서 시간적으로 동기화된 데이터를 얻을 수 있었다. 압력중심심의 상대적 위치를 분석하기 위하여, 그림 2와 같이, 최대 반바닥압력분포가 표시된 상태에서, 발뒤축의 중앙과 둘째 발가락을 잇는 중앙선을 그은 후 발가락 부위를 제외하고 족부를 해부학적 기준선으로 삼등분하여 전족부, 중족부, 후족부 등으로 정의하였다<sup>(1)</sup>. 피검자는 실험실에서 충분한 보행연습을 한 뒤 평상시의 자연스러운 보행이 되도록 한 후 실험을 수행하였으니 각 피검자에 대해서 실험을 3회 반복하였다.

하중반응기에서 중간입각기로 전환되는 시점은 반대측 발가락이 지면으로부터 떨어지는 점으로 정의될 수 있다. 그림 3은 엄지발가락 끝단에 부착한 표지에 대한 지면으로부터의 수직위치를 나타낸 그림이며, 수평축의 "field"는 표지에 대한 영상 데이터의 순서를 의미하고 60 field는 1초에 해당한다. 발가락 들림 점은 지면으로부터의 수직거리가 최소를 이루다가 증가하는 순간으로 정의하여 적용하였다. 중간입각기에서 발기입각기로 변하는 시점은 체중이 중족부에서 전족부로 이동하면서 발뒤축이 들리는 시점으로 압력중심점이 전족부로 이동하기 시작한다. 이 순간 역시 발뒤축에 부착한 표지의 수직위치가 최소를 이루다가 증가하기 시작하는 시점으로 정의하여 분석에 적용하였다. 발기입각기에서 전유각기로 변하는 시점은 흔히 push-off라고 불리며 반대측 발의 초기접지가 이루어지는 시점으로, 두 번째 힘축정판에 반대측 발의 하중이 작용하는 순간 압력중심판에 작용되는 반바닥압력분포를 취하였다.

결과 및 고찰

그림 4는 정상인이 지면에서 수평자유보행을 하는 동안 각 센서에 작용하는 최대압력분포를 나타낸 그림으로, 입각기 초

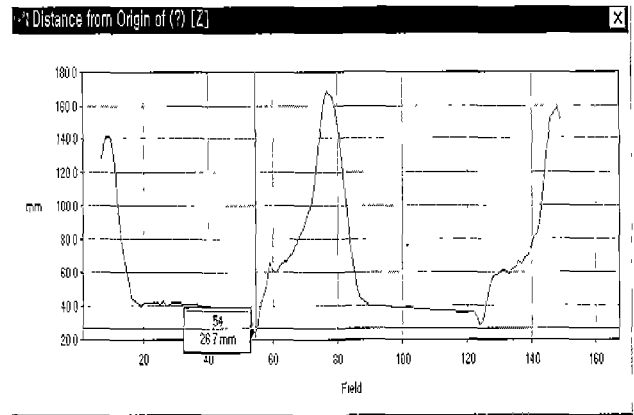


그림 3. 엄지발가락 끝단에 부착한 표지의 수직위치  
수직위치가 최소인 순간을 하중반응기-중간입각기의 전환시기로 정의한다

Fig. 3. Vertical locations of the markers on the edge of the great toe. The end of the loading response was defined when the vertical displacement of the marker at the edge of the great toe is minimal

기에는 발뒤축 부분에 압력집중이 현저하고 보행이 진전됨에 따라 발기입각기에는 중족골두 부위에 큰 압력을 형성함을 알 수 있다. 그림에 곡선으로 표시된 압력중심의 궤적은 최초접지에 발뒤축의 측후방(posterolateral)에서 시작하여 중족부를 통과하는 동안 중앙선(midline)의 외측을 따라 비교적 신형적으로 움직이다가 중족골두 (metatarsal break) 부위에 현저한 압력집중과 함께 발의 내측으로 움직임을 알 수 있다. 발바닥에서 압력이 크게 작용하는 부위는 발뒤축, 중족골, 그리고 엄지 발가락의 세 곳으로, 발뒤축은 최초접지기 하중수용기 동안에 큰 압력이 작용하여 일반보행 시 체중보다 약 10-20% 더 큰 하중이 작용된다<sup>(8, 10, 17)</sup>. 중간입각기 직전에 최대의 점축면적은 형성하며 보행이 진전함에 따라 차차 감소한다. 중간입각기 이후에 점축하기 시작하여 발기입각기 시 신방가속을 위해서 중족골에 큰 압력이 작용된다. 발기입각기에 발복관절의 급격한 저굴로 인해서 엄지발가락에 압력이 집중됨을 알 수 있다<sup>(8, 10)</sup>.

그림 5(a), 5(b), 5(c)는 각각 정상발을 가진 피검자가 수평자유보행을 하는 경우 수직지면반발력, 반바닥압력중심의 이동속도와 가속도를 나타낸 그림들이다. 압력중심은 최초접지기 직후에 발뒤축 부위에서 50-80ms의 빠른 속도로 발뒤축 부위에 시 전방으로 진행하기 시작하여 후족부의 중앙을 지나면서 속도가 급격히 감소하며 중족부와 후족부의 경계선을 지나게 된다. 이 때 지면에 작용하는 수직반발력은 급속히 증가하여 제 1차 정점력을 형성한다. 중족부와 후족부의 경계선을 지나면 순간 반대발의 발가락이 지면에서 떨어지는 양하지지지기가 종료되며 전족부와 중족부의 경계물 지날 때까지 압력중심의 이동속도가 증가하고 이 때 수직지면반발력은 감소하다가 한 보행주기의 약 30-35%에서 중간지지력이라고 하는 최소값을 이룬다. 이후 압력중심이 중족골 부위를 지나면서 이동속도가 감소하다가 지면반발력 백티가 수직으로 향하게 되는 중간입각

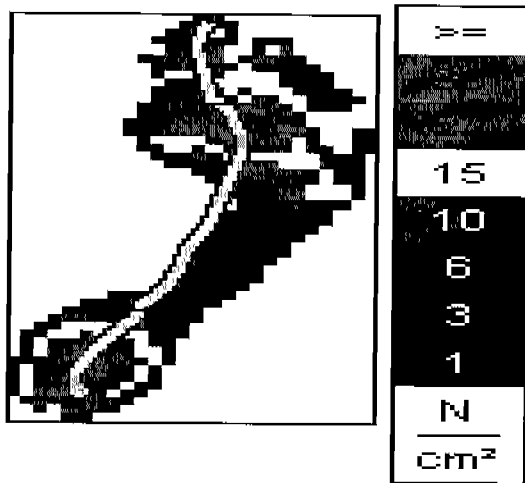


그림 4. 정상인이 지면에서 수평 자유보행을 하는 동안 발바닥에 작용하는 최대압력분포  
 Fig. 4. The maximal plantar-pressure distribution for the normal free level walking

기 상태에서는 중족골의 후방에 압력중심이 위치하며 수직지면 반발력은 증가하고 있는 상태에 있다. 이후 말기입각기에 이르러 압력중심의 이동속도는 최저를 이루고 수직지면반발력은 제 1 절정력과 크기가 비슷한 제 2 절정력을 형성한다. 그 후 압력중심은 중족골두를 지나면서 매우 빠른 속도로 엄지발가락 쪽으로 향하게 되며 수직지면반발력은 급격히 감소하다가 발이 지면에서 떨어짐에 따라 사라지게 된다. 압력중심은 전체 보행 주기의 11.3-13.0%에 해당하는 순간에 후측부와 중족부의 경계선을 지나며 이 때가 하중수용기-중간입각기의 전환시기라 할 수 있다 (그림 6(a)). 또한 압력중심은 중족부와 전족부의 경계선을 전체 보행주기의 21-24.3% 즈음에 지나가게 되며 이 기간을 지난 후에 지면반발력 벡터가 수직으로 작용하게 된다 (그림 6(b)). 말기입각기-전유각기 전환시기에서는 압력중심은 중족골두에 위치하게 되며 이 직후에 엄지발가락 쪽으로 향하게 된다 (그림 6(c)). 정상수평보행에 있어서 최초접지 순간 압력중심은 전방으로 빠르게 이동하다가 바로 급속히 감소하여 하중반응기-중간입각기의 전환시기에서는 작은 속도로 이동하였다. 압력중심의 이동속도는 그 후 다시 서서히 증가하다가 전체 보행주기의 25% 전후에서 서서히 감소하여 비교적 일정하다가 말기입각기-전유각기의 전환시점에서 다시 급격한 증가를 보였다. 압력중심의 이동가속도는 최초접지 순간과 push-off 직후에 최대가 되며 하중반응기가 시작되기 전에 후방으로의 가속도가 크게 작용되었다. 그 외 입각기의 다른 구간에서는 비교적 일정한 가속도를 보였다.

표 1은 하중반응기-중간입각기와 말기입각기-전유각기의 전환시기에 대한 발바닥압력분포 및 해부학적으로 삼등분한 발바닥 기준선에 대한 상대적 위치를 나타낸다. 하중반응기-중간입각기 전환시기의 발바닥 압력중심점은 후측부와 중족부의 경계선에서 앞쪽으로  $1.9 \pm 1.5$  frame ( $32 \pm 24$ msec)에, 말기입각기

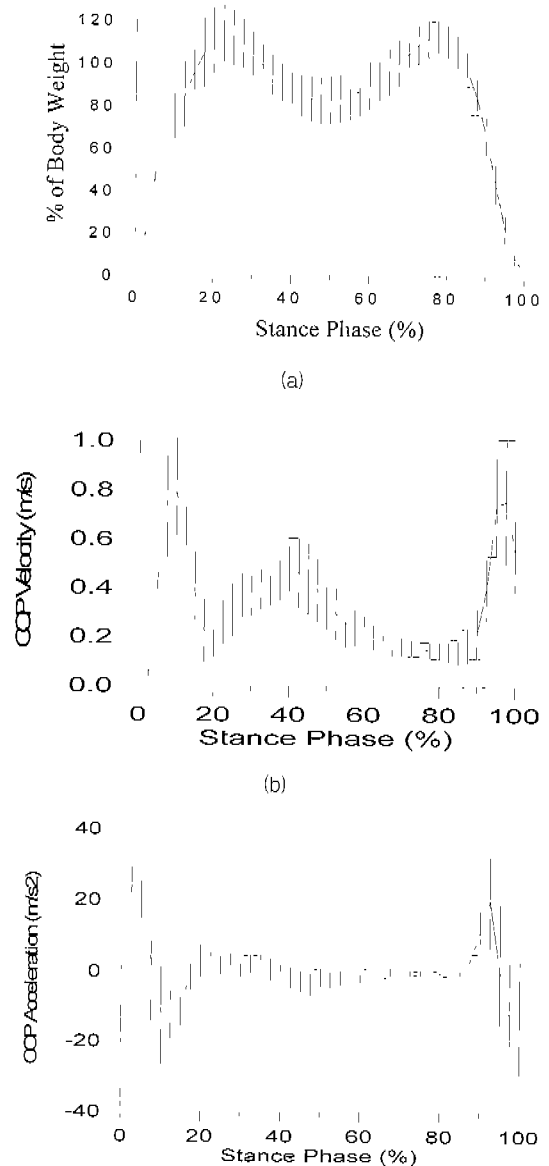


그림 5. 정상보행자의 수평자유보행 시 발바닥압력분포를 이용한 (a) 수직지면반발력 (b) 압력중심의 이동 속도 (c) 압력중심의 이동 가속도  
 Fig. 5. Dynamic plantar-pressure measurements for the normal free level walking (a) Vertical ground reaction force (b) COP velocity (c) COP acceleration

전유각기 전환시기에는 발바닥압력중심점이 중족골두 최대압력점의 앞쪽으로  $2.3 \pm 2.0$  frame ( $38 \pm 33$ msec)에 위치함을 알 수 있었다.

일반적으로 운동분석시스템 없이 보행주기 중에서 중요한 전환시기인 하중수용기-중간입각기 또는 말기입각기-전유각기를 분별하기는 매우 어려웠다. 그러나 이 두 전환기에 대한 압력분포와 압력중심의 이동특성에 대한 본 연구결과를 통해서 고가의 보행분석시스템이 없이 두 전환시기를 구별하여 분석할

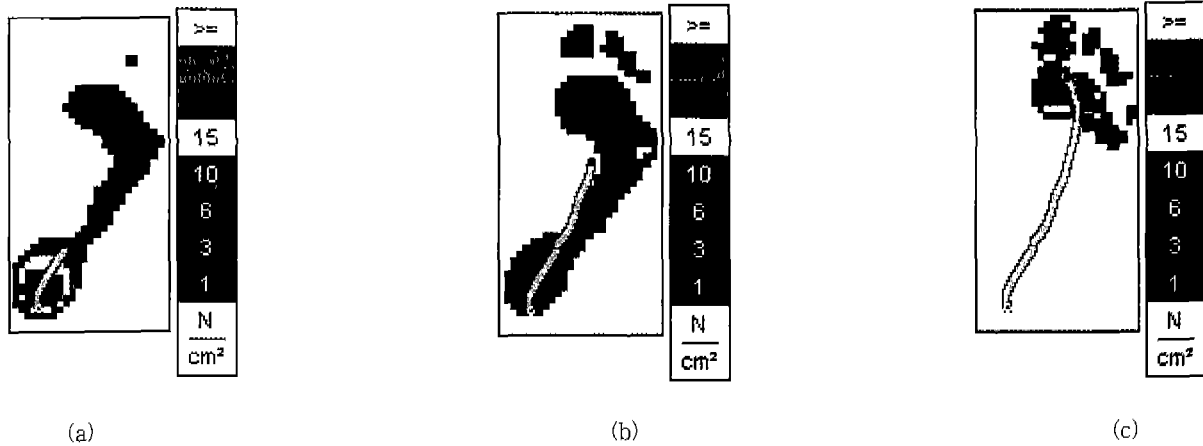


그림 6. 정상인의 지면자유보행시 정상인의 동적 발바닥압력분포 및 압력중심궤적  
 (a) 하중수용기-중간입각기의 전환시기 (b) 중간입각기 (c) 말기입각기-전유각기의 전환시기  
 Fig. 6. Normal dynamic pressure distributions and traces of the center of pressure  
 (a) The transition period between loading response and midstance  
 (b) Midstance  
 (c) The transition period between terminal stance and pre-swing

표 1. 시기전환기에 대한 frame 수

	평균 frame 수	보행주기에 대한 백분율(%)
하중반응기-중간입각기	8.4±1.5	12.7
말기입각기 전유각기	33.7±2.6	51.2
전체 입각기	39.5±3.3	60.0

수 있게 되었다. 본 연구는 비록 정상인에 국한되어 있으나 이와 같은 연구들을 여러 족부질환자들에게 확대 적용하여 족부질환의 진단 및 치료 등에 크게 기여할 수 있다고 생각된다. 압력중심의 궤적은 보행에 있어서 또 하나의 중요한 정보를 보여주며 보행의 각 시기마다 일정하게 이동하고 있음을 알 수 있었다.

### 결 론

본 연구에서는 정상적인 발을 가진 20-30대 성인남자 78명을 대상으로 정상보행 시 동작분석과 발바닥압력측정을 동시에 수행하여 다음과 같은 정상수평보행에 있어서 압력중심의 이동에 대해서 아래와 같은 결과를 얻었다.

(1) 압력중심의 궤적은 최초접지기에 발뒤축의 측후방에서 시작하여 중족부를 통과하는 동안 중앙선의 외측을 따라 비교적 선형적으로 움직이다가 중족골두 부위에 현저한 압력집중과 함께 발의 내측으로 움직였다.

(2) 하중반응기 중간입각기 전환시기의 발바닥 압력중심점은 후족부와 중족부의 경계선에서 앞쪽으로 1.9±1.5 frame (32±24msec)에 위치하며, 말기입각기-전유각기 전환시기에는 중족골두 최대 압력점의 앞쪽으로 2.3±2.0 frame (38±33msec)에 위치하였다.

(4) 최초접지 순간 압력중심은 전방으로 빠르게 이동하다가 즉시 감소하여 하중반응기 중간입각기의 전환시기에서는 작은 속도로 이동하였다. 압력중심의 이동속도는 그 후 다시 서서히

증가하다가 전체 보행주기의 25% 전후에서 서서히 감소하여 비교적 일정하다가 말기입각기-전유각기의 전환시점에서 다시 급격한 증가를 보였다.

(5) 압력중심의 이동가속도는 최초접지 순간과 push-off 직후에 최대가 되며 하중반응기가 시작되기 전에 후방으로의 가속도가 크게 증가함을 보였다. 그러나 그 외 입각기의 다른 구간에서는 비교적 일정한 가속도를 보였다.

위의 결과들은 압력측정시스템만으로는 정의할 수 없었던 두 전환기인 하중반응기-중간입각기, 말기입각기-전유각기를 결정할 수 있게 되며 이러한 연구들을 여러 족부질환자들에게 적용하여 족부질환에 대한 임상 지표로 활용할 수 있으리라고 생각된다.

### 후 기

본 연구는 98년 연세대학교 교내 학술연구비의 지원으로 수행하였으며 이에 관계자 여러분께 감사드립니다.

### 참 고 문 헌

1. R. I. Harris, and T. Beath, "Canadian army foot survey- An investigation of foot ailments in Canadian soldiers", Toronto, National Research Council, 1947
2. D. W. Grieve, and T. Rashid, "Pressure under normal feet in standing and walking as measured by foil pedobarography", Ann. Rheum. Dis., Vol. 43, pp.816-818, 1984.
3. R. W. Soames, "Foot pressure patterns during gait", J Biomed. Eng., Vol. 7, No. 2, pp.120-126, 1984
4. N. Maalej, S. Bhat, and H. Zhu, "A conductive polymer pressure sensor", IEEE Eng. Med. Biol., 10th Annual

- International Conference, pp.770-771, 1989
5. M. Lord, "Foot pressure measurement: A review of methodology", J Biomed. Eng., Vol. 3, pp.91-99, 1981
  6. P. R. Cavanagh, F. G. Hewitt, and J. E. Perry, "In-shoe plantar pressure measurement: A review", The Foot, Vol. 2, pp. 185-194, 1992
  7. J. Hughes, L. Pratt, K. Linge, P. Clark, and L. Klenerman, "Reliability of pressure measurements: the Emed SF system", Clin. Biomech., Vol. 6, pp. 14-18, 1991
  8. P. R. Cavanagh, Rodgers, and A. Liboshi, "Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing", Foot & Ankle, Vol. 7, No. 5, pp. 262-276, 1987
  9. E. M. Hennig, A. Staats, and D. Rosenbaum, "Pressure distribution patterns under the feet of children in comparison with adults", Foot & Ankle, Vol. 11, No. 5, pp. 306-311, 1991
  10. E. M. Hennig, A. Staats, and D. Rosenbaum, "Plantar pressure distribution patterns of young school children in comparison to adults", Foot & Ankle, Vol. 15, No. 1, pp. 35-40, 1994
  11. M. T. Manley, and E. Solomon, "Clinical assessment of the normal and abnormal foot during locomotion", Prosthet. Orthot. Int., Vol. 3, pp.103-110, 1979
  12. 김 영호, 박 시복, 양 길테, 임 송학, 이 강목, 문 무정, "엄지발가락외빈증환자의 발바닥 압력분포 특성", 대한의용생체공학회지, 제 18권, 제 4호, pp.439-446, 1997
  13. L. Smith, W. Plehwe, M. McGill, N. Genev, D. K. Yuc, and J. R. Turtle, "Foot bearing pressure in patients with unilateral diabetic foot ulcers", Diabet. Med., Vol. 6, pp.573-575, 1989
  14. L. Wolfe, R. M. Stess, and P. M. Graf, "Dynamic pressure analysis of the diabetic Charcot foot", J Am. Podiatr. Med. Assoc., Vol 81, No 6, pp.281-287, 1991
  15. R. J. Minns, and A. D. Craxford, "Pressure under the forefoot in rheumatoid arthritis: A comparison of static and dynamic methods of assessment", Clin. Orthop., Vol. 187, pp.235-242, 1984
  16. D. E. Shipley, "Clinical evaluation and care of the insensitive foot", Phys. Ther., Vol. 59, No. 1, pp.13-18, 1979
  17. J. Perry, Gait Analysis: Normal and Pathological Function, SLACK Inc