

## 보행분석 시스템을 이용한 보행평가

### Evaluation method in gait analysis

박성하\* · 김용환\* · 박세진\*\*

Sung-Ha Park\*, Young-Hwan Kim\*, Se-Jin Park\*\*

**Abstract** : This paper suggests the evaluation method of gait analysis in measurements obtained using the “Foot Scanner” and “Foot Analyzer” system. Previous examination method with the unaided eye on the sole of the foot and analysis method of pressure distribution in gait have been discussed by many researchers. Also they have concerned with pressure curve, COP(center of pressure) trace, and velocity in COP. However experiment results depend on test environment and conditions of subjects. Consequently we need to regard the special energy parameter for solving the problem. The kinetic energy and impulse parameter can be used as parameters of gait analysis. The results of this study confirmed the validity of presented of the parameters through the experiment with eight subjects.

**Key words** : Foot pressure, Gait, COP(center of pressure), Kinetic energy, Impulse

**요약** : 본 논문은 “풋 스캐너”와 “족압분석 시스템”을 이용하여 획득한 측정 데이터에서 새로운 보행분석 평가 방법을 제안하였다. 기존의 많은 연구자들에 의해서 보행시 발바닥의 육안적 검사와 압력분포의 분석 방법이 많이 논의되었다. 또한 연구자들은 압력곡선, 압력중심 궤적과 압력중심에서의 속도에 관해서 관심을 가져왔다. 그러나 이런 실험결과들은 실험환경과 피험자의 조건에 의해 의존된다. 결론적으로 우리는 이런 문제를 해결하기 위해 특별한 에너지 변수 등을 고려해야만 한다. 운동 에너지와 충격량 변수는 보행 분석에 활용될 수 있으며, 본 논문의 결과는 8명의 피험자들의 실험을 통하여 새로운 변수의 유용성을 확인하였다.

**주요어** : 족압, 보행, 압력중심, 운동 에너지, 충격량

## 1. 서론

인간의 제2의 심장이라 칭할 만큼, 발은 인간의 행동 양식에서 중요한 신체 부위로 일상생활 중 수면시간을 제외한 대부분의 시간에 항상 하중을 받고 있다. 그러나 인간의 발에 대한 무관심과 최근 달라진 생활양식에 따라 발 질환의 급증으로 작업 수행 능력과 운동 기능의 저하를 초래하고 있다.

의학적 측면에서 정상인의 질병 예방과 비정상인에 대한 보조기구 등이 인간공학적 설계가 이루어져

야만이 예방 및 치료효과가 있음은 자명한 사실이다. 특히 발은 동서양을 막론하고 인간의 생활에 가장 근본이 되는 부분이라 많은 관심을 갖고 중요히 여겨왔다. 근래에 들어 인간의 삶이 향상되어 생활양식의 변화로 개인의 발 건강에 관심을 두고 스스로 진단하고 예방하고자 하는 욕구가 늘고 있어 발에 관한 기능성 제품 개발 및 연구가 활발히 진행되고 있다[4, 5, 6].

이러한 발은 우리 몸 전체의 1/4에 해당되는 52개의 뼈와 60개의 관절, 214개의 인대, 38개의 근육을

\* 충남대학교, Department of Mechanical Design Engineering, Chungnam University

\*\* 한국표준과학연구원, Korea Research Institute of Standard Science

비롯하여 신경, 혈관 등이 복잡하게 연결되어 조화를 이룬 정교한 인체의 기관 중의 하나이다. 만약 이 중 하나라도 기능에 이상이 발생할 경우 발에 통증이 생기면서 걷는 자세에 이상이 생기는 것은 물론 척추 변형이나 관절 등에 이상이 생기게 된다.

최근 들어 국내에서도 재활센터나 연구소 중심으로 발 건강 측정 및 치료방법 등에 관한 많은 관심과 연구가 수행되고 있으며, 이와 관련된 기능성 제품으로 당뇨병을 앓고 있는 환자를 위한 신발, 평발이나 요족 등과 같은 비정상적인 발을 위한 깔창(insole), 스포츠 선수들의 실력 향상을 위한 골프(golf)용이나 테니스(tennis)용 신발 등의 많은 기능성 상품들이 출시되고 있는 시점에 발에 관한 정립된 국내 연구가 필요한 실정이다. 특히 발바닥이 지면에 닿을 때의 압력분포 측정은 육안적(肉眼的) 보행 분석으로는 불가능하며, 보행 시 분석 방법인 COP(center of pressure), 보행주기(gait cycle), 보행 속도, 운동 에너지, 충격량 그리고 여러 형태의 패턴 분석(pattern analysis) 등을 하기 위해서는 압력분포 측정이 필수적이라고 말할 수 있다.

일반적으로 정상인에 대한 발의 무게중심(center of gravity)은 발 뒤꿈치(heel)의 중앙(center)에서 시작하여 엄지와 검지 발가락 사이로 지나가는 것이 이상적이다[11]. 보행주기(gait cycle)는 크게 입각기(stance phase)와 유각기(swing phase)로 구분할 수 있으며, 이 두 보행기가 서로 율동적으로 교대로 교체하여 보행의 형태를 이룬다. 또한 입각기인 최초 접지기(initial contact)부터 반대발 발가락 들림기(opposite toe-off)를 하중 반응기(loading response), 반대발 발가락 들림기부터 반대발 최초 접지기(opposite initial contact)를 중간-말기 입각기(mid-terminal stance) 구간, 반대발 최초 접지기부터 발가락 들림기를 전 유각기(pre-swing)로 나눈다.

국내 실정에서 과거의 연구 내용들은 발의 형상과 발바닥의 형태에 따른 특성 파악을 발바닥의 1차원 측정(길이, 폭)을 기본으로 인자분석이나 군집분석 등을 통해 발의 쾌적함, 건강상태, 그리고 주관적인 선호도에 관한 연구가 주를 이루었다[2, 3, 4].

최근 김영호 등[1]은 정상인의 지면 자유 보행에

대한 입각기(stance phase) 동안의 압력중심(center of pressure)의 이동에 관한 연구를 수행했으며, 정진호 등[5]은 수입된 인솔(insole) 형태의 센서를 이용하여 압력분포 측정 시스템을 개발하고 보행 시 족압(足壓) 측정에 관한 연구를 행한 바 있다. 국외의 경우 Cavanagh 등[7,8,9]은 Force Platform에서의 COG (center of gravity)의 경로에 관한 연구, 발바닥에 대한 압력분포 측정 및 지면 반발력에 관한 연구, 당뇨 환자에 대한 임상 실험 및 측정 결과에 대한 많은 연구 등을 수행하였다. 이처럼 피험자를 대상으로 한 임상 실험 및 다양한 측정 시스템을 활용하여 매우 활발한 연구들이 진행되어 가고 있다.

본 논문에서는 발에 대한 분석 방법에 있어서 새로운 변수의 유용성을 제시하고자 정적인 상태에서의 발바닥 형상과 동적인 상태, 즉 보행 시 압력 분포를 측정하는 방법을 병행하여 실험하였다.

## 2. 실험방법

보행 분석을 위한 실험에 있어서는, 먼저 피험자의 기본적인 신체 정보, 발바닥에 대한 정보, 그리고 형상 분석이 선행되어야 한다. 기본적으로 발바닥 정보를 통하여 피험자의 상태, 즉 평발, 요족 등을 검사하여 발바닥에 대한 이상 유무를 판단하여 기초 자료로 활용한다. 기존의 발바닥 형상을 평가하기 위해서는 육안 검사나 프린트 먹지 위에 발바닥을 인쇄하여 접촉면을 차로 측정하거나 진단한다. 본 논문에서는 평판 스캐너(scanner) 위에 맨발 상태에서 발바닥을 스캐닝(scanning)하여 이미지 프로세싱(image processing)하는 방법으로 Tech Storm Inc.의 “Foot Scanner”를 이용하여 피험자의 기본 정보와 발바닥 형상에 관한 정보를 얻었다.

동적인 실험에 있어서는 피험자가 맨발 상태에서 보행토록 하였으며, 측정기 5m 전에서 피험자가 평상시 걷는 보통 걸음으로 걷게 하였다. 정지 상태에서 걷기 시작하여 2 보행주기(gait cycle) 이후에는 일정한 보행 양상이 형성되기 때문에 보행 연구에서는 일반적으로 보행을 시작한 때부터 두 번째 내딛는 발의 뒤축 접지기까지의 여러 가지 특성을 관찰

하는 것이 바람직하다[10]. 실험에 활용된 측정 장비는 Tech Storm Inc.의 “족압 분석기”를 이용하였으며, 데이터 측정은 120Hz로 수행되었다. 실험에 활용된 장비는 그림 1, 2와 같다.

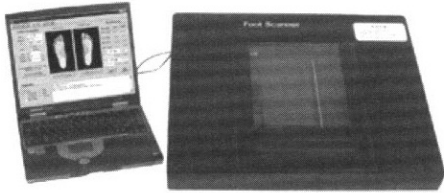


그림 1. 발바닥 형상 측정을 위한 Foot Scanner

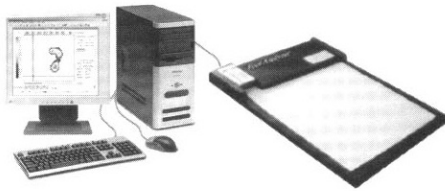


그림 2. 보행 실험을 위한 족압 분석 시스템

### 3. 실험결과

실험에 참여한 피험자의 신체 정보는 Table 1에 나타난 바와 같이 다양한 연령층으로 남녀 각각 4명씩을 대상으로 로마자로 표현하였다. 또한 선정 기준에서 피험자 키, 몸무게 그리고 질병 유무와는 무관하게 선정되었다.

표 1. 실험에 참여한 피험자 정보

	Sex	Age	Height (cm)	Weight (kg)	Remarks
I	Female	20	168	58.1	-
II	Male	23	168	52.8	left hand
III	Male	29	174	68.2	-
IV	Female	29	162	51.0	-
V	Female	38	165	56.9	hip joint
VI	Male	40	169	61.0	diabetes
VII	Female	68	158	53.2	-
VIII	Male	70	164	55.4	diabetes

### 3.1 형상분석

Table 2는 “Foot Scanner”를 이용하여 피험자들의 발바닥을 측정된 결과이다. 특히 피험자 I과 V는 좌우 아치(arch) 부분의 크기에 있어 많은 차이가 남을 알 수 있다.

표 2. 피험자들의 발바닥 측정 결과

	Length		Width		Heel Width		Arch Width	
	L	R	L	R	L	R	L	R
I	225	224	80	78	47	42	22	26
II	234	233	73	76	47	52	19	19
III	252	248	85	88	52	56	18	20
IV	203	204	73	73	46	48	27	26
V	232	233	83	83	55	57	28	24
VI	234	233	83	81	55	52	26	25
VII	225	224	75	75	50	51	22	25
VIII	216	214	75	80	49	48	29	28

L : Left foot, R : Right foot

그림 3에서 알 수 있듯이 피험자 I은 좌측 발의 아치(arch) 부분이 우측 발과 다르고, 피험자 III은 왼쪽 발의 아치 부분이 지면에 충분히 닿지 않음을 알 수 있었다. 특히 피험자 V는 우측 고관절(hip joint) 이상으로 불편을 겪고 있으며, 이는 사진에서 볼 수 있듯이 일상생활에서 좌측 발에 하중이 많이 가해지기 때문에 우측 발보다는 좌측 발바닥 아치(arch) 부분의 접촉면이 많음을 알 수 있다.

그림 3에서 화살표(→) 표시는 정상인과 비교하여 왼발과 오른발의 아치 부분 형상이 다르거나 의심 가는 부분을 표시한 것이다.

이런 기본 결과들은 보행 특성 평가 시 중요한 기초 자료로 활용되고 동적 보행에 따른 족압 분포의 특성이 논의되기 전에 1차적인 검사가 필요하다고 판단된다.

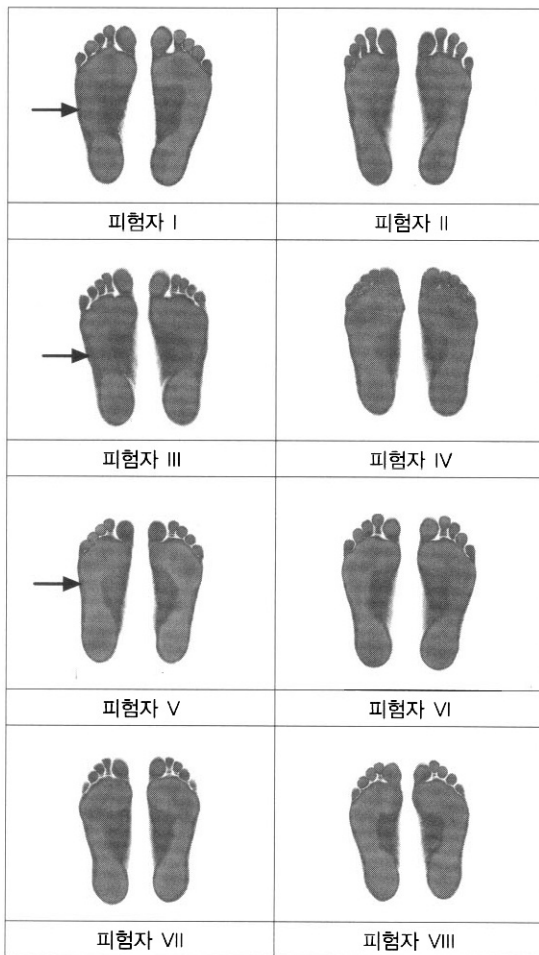


그림 3. “Foot Scanner”를 이용한 피험자 발 발바닥 형상 사진

### 3.2 보행분석

#### 3.2.1 압력 곡선

그림 4, 5는 시간에 따른 압력 값을 표현한 것으로 초기 곡선은 왼발에 대한 것이며, 두 번째 곡선은 오른발에 대한 것이다. 즉, 왼발의 최초 접지기(initial contact)부터 오른발의 발가락 들림기(toe-off)까지를 하나의 그래프로 표현하였다.

일반적으로 그림 4와 같이 한 발에 대하여는 발이 지면에 닿는 최초 접지기에서와 발가락 들림기에서의 압력 값이 최고점에 이르는 것을 정상적인 3박자 보행이 이루어졌다고 판단한다.

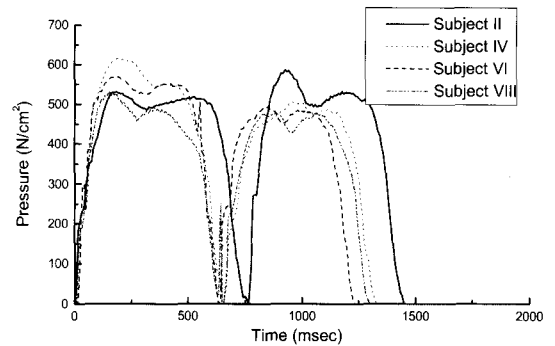


그림 4. 정상 보행인에 있어서 시간에 대한 압력 곡선

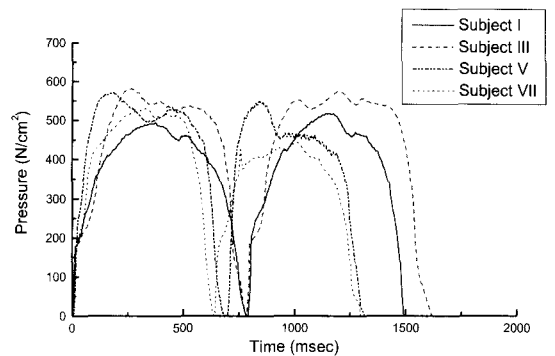


그림 5. 비정상 보행인에 있어서 시간에 대한 압력 곡선

그림 5에서는 피험자 I, III, V와 VII은 정확한 3박자 보행이 이루어지지 않았다고 볼 수 있으며, 특히 피험자 V의 우측 발은 고관절(hip joint) 이상으로 좌측 발과의 현저한 차이가 있음을 알 수 있었다. 피험자 VII은 “Foot Scanner”를 이용한 형상 검사에서 이상 현상이 나타나지 않았던 점에서 볼 때 외형적 검사만으로 피험자를 판단하기에는 극히 주관적 요소가 포함되어 검사 방법에 한계가 있음에 유의해야 한다.

#### 3.2.2 COP(center of pressure)

COP는 보행 분석에 있어서 가장 일반적이고 중요하게 여기는 변수 중에 하나이다. 이는 보행 중에 힘의 궤적이 어느 방향으로 진전하느냐에 따라 정상 보행과 이상 보행으로도 구분할 수 있기 때문이다. 그림 6은 각각 좌측과 우측 발에 작용한 압력 분포를 센서의 모든 셀(cell) 센서에 대해 평균한 값을 표현하고, 그 위에 COP의 좌표를 연결하여 표현한 것이다.

시작과 끝점은 (○)으로 표시하였다.

COP는 뒷발(heel)부터 시작하여 첫 번째와 두 번째 발가락 사이로 지나가는 것이 정상이라 할 수 있다. Force Platform에서 계산되는 COG(center of gravity)는 인체 각 분절에서의 무게 중심을 표현하므로, 일반적으로는 뒷발 발바닥의 안쪽 방향(inner)에서 COG가 시작되는 점이 다르므로 혼용해서는 안 된다.

그림 6에서 나타난 결과처럼 피험자 I과 V의 우측 발은 COP의 시작점이 발의 끝에서부터 시작하지 않았다. 이는 뒷발이 진행 방향에 순차적으로 접하지 못하는 상태를 말해주고 있다. 특히 피험자 I과 V는 3.2.5절에서의 충격량과 비교할 때 오른발보다 왼발에 충격량이 크게 나타났음을 알 수 있다. 이런 결과의 원인은 정상인이 아닌 환자를 대상으로 추가 임상 실험이 필요하지만, 오른발에 이상이 있는 피험자는 일상생활에서 오른발에 주의하며, 왼발에 체중을 싣기 때문이라 추정할 수 있다. 또한 이들은 COP

가 끝나는 곳 역시 발가락 들림기(toe-off) 전에 위치에 있으며, 이 역시 정상 보행이 이루어지지 않음을 알 수 있다. 특히 피험자 V의 경우 좌측 발은 COP가 가운데 발가락으로 지나고 있다. 이처럼 COP의 시작과 끝점, 그리고 그 경로로서 정상 보행에 대한 변수로 활용된다.

### 3.2.3 COP에서의 속도

그림 7은 보행 시 COP에서의 순간 속도를 피험자 IV로 대표하여 나타난 전형적인 그래프이다. 피험자 I의 왼발을 제외하고는 피험자 모두 초기 접지기 상태에서 최고 값을 나타내고 있었으며, 발가락 들림기에서도 초기 접지기에 상응하는 높은 속도를 나타냈다. COP에서의 속도는 피험자들에 대한 보행 특성 평가의 변수로 활용할 수 있다. 즉, 보행 중 초기 접지기 상태에서의 속도 증가와 중 과정에서의 속도 변화, 그리고 마지막으로 다른 발로 보행 이동을 위해 발가락 들림기에서의 속도 증가로 보행 이상을 찾을 수 있다.

표 3은 보행 시 각 발의 COP에서 나타나는 순간 속도의 최대 값을 나타낸 것으로, 좌측과 우측 발에 대한 비교로 피험자들의 보행 특성을 파악할 수 있다. 보행 평가 특성에 있어서, COP의 속도는 앞에서 언급한 3박자 보행과 연관된다. 즉, 보행 시 초기 접지기 상태에서는 물리적으로 앞으로 진행해야 하므로 추진력이 필요하여 속도를 증가시켜야만 한다. 따라서 초기 접지기 상태에서의 속도가 가장 높아야 한다. 두 번째로 발가락 들림기에서는 진행 중인 발에서 다른 발로 교차하기 위한 추진력에 의해 속도가 증가함이 분명하다. 따라서 COP에서의 속도 변수를 이용하여, 첫째로 피험자 좌우 발 속도가 균형에 맞았는지 여부와 최대 속도가 발바닥의 어느 부분에서 작용하지를 판단하여 특성 평가를 할 수 있다. 피험자 I의 경우 왼발은 발가락 들림기에서 속도가 최대이며, 피험자 V의 최대 속도가 좌우 발에서 차이가 많음을 알 수 있다.

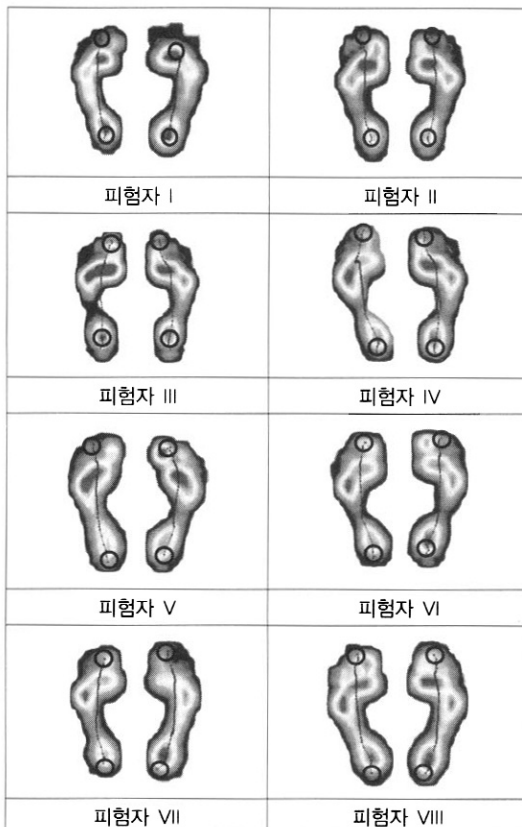


그림 6. 보행 시 피험자들의 COP 경로

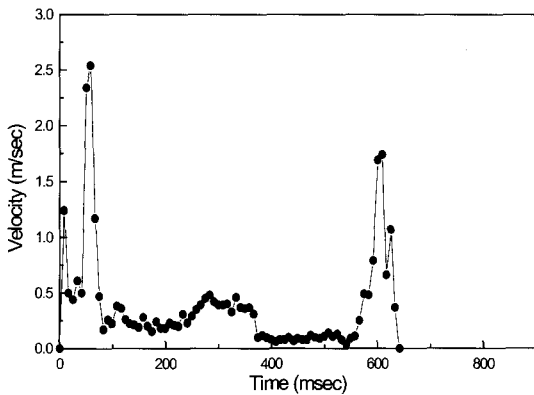


그림 7. COP에서의 전형적인 속도 곡선

표 3. COP에서의 최고 순간 속도

	Maximum velocity (m/sec)	
	Left Foot	Right Foot
I	1.6 (at toe-off)	1.1
II	1.9	2.4
III	1.7	2.1
IV	2.5	2.1
V	1.9	3.3
VI	2.5	2.4
VII	2.0	2.0
VIII	2.3	1.8

### 3.2.4 운동 에너지(kinetic energy)

표 4는 피험자의 보행 주기를 이용하여 보행 속도를 나타낸 값과 각 발에서의 운동 에너지 합을 나타낸다. 운동 에너지는 피험자 무게(weight)와 COP에서의 순간 속도(v)에 대한 제곱의 곱으로 관계식( $E = \frac{1}{2}mv^2$ )을 구할 수 있다. 보행속도에서는 피험자의 평상 시 걸음 속도와 실험에서 구한 각종 데이터에 대한 기본 자료로 활용될 수 있다.

일반적으로 정상 보행의 경우 좌측 발과 우측 발의 넓이(base)는 5~10cm이고 걸음 수는 1분에 70~130보이며, 평균 90보이다. 따라서 실험 시 피험자의 걸음 평균은 분당 88보로 실험은 정상 속도로 수행되었다고 할 수 있다.

정상 보행의 판단에 있어서는 피험자의 실험조건 및 환경 등에 의해 많은 영향이 있음을 주의해야 한다. 즉, 실험을 의식하여 평상시와는 달리 조심스럽

표 4. 피험자의 보행 속도와 운동에너지

	Kinetic Energy (J)		Gait Velocity (cycle/min.)
	Left foot	Right foot	
I	3.90	2.60	86
II	4.99	6.88	80
III	7.89	7.68	74
IV	5.03	5.34	92
V	5.65	4.89	92
VI	7.95	5.46	96
VII	5.95	5.73	92
VIII	5.59	5.60	92

게 걷는다든지 측정 마지막 단계에서 발에 힘을 가할 경우 COP(center of pressure)의 순간 속도에 영향을 미쳐 결국 운동 에너지의 양에 변화를 가져올 수 있기 때문이다.

그림 8은 피험자 몸무게에 대한 운동 에너지의 합을 나타낸 것으로 몸무게는 에너지에 비례한다. 또한 속도(velocity)는 보행 중 나타나는 COP에서의 속도이다. 이 그래프에서는 피험자의 이상 보행을 찾아낼 때 매우 유용하게 사용될 수 있다. 특히 몸무게가 58kg인 피험자 I의 여성이 다른 피험자에 비해 운동 에너지가 6.5J 정도밖에 안 된다는 것은 보행에 문제가 있음을 쉽게 알 수 있으며, 일상 생활에 불편함과 고통이 없었으므로 정밀 조사를 하지는 못했지만 평상시 바지의 끝단이 한쪽만 심하게 훼손되어 이상 현상을 추측할 수 있었다. 즉, 척추의 변형이나 고관절 등의 검사를 해야함을 쉽게 알 수 있다.

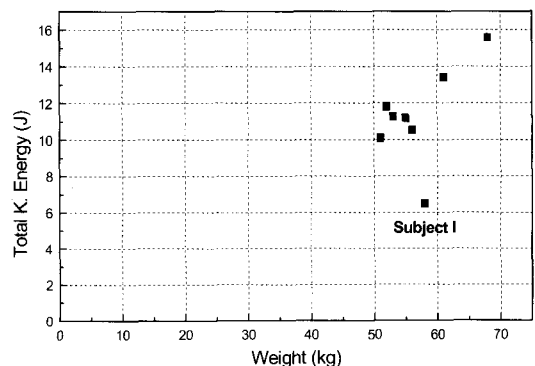


그림 8. 피험자의 몸무게와 운동 에너지의 관계

### 3.2.5 충격량(impulse)

충격량은 순간에 작용하는 힘으로 정의하며, 짧은 시간에서의 운동량의 변화를 의미한다. 이는 일반적으로 짧은 시간간격 사이에 가해진 힘의 효과를 분석하는 데 유용하게 사용되지만, 본 논문에서는 보행중 시간에 따라 발바닥에 작용하는 힘을 누적하여 총 충격량으로 표현하고 분석하였다.

보행속도가 낮을수록 발바닥에 전달되는 충격량이 적은은 일반적인 사항이다. 즉, 인간이 보통으로 걸을 때는 몸무게의 약 20%가 더해진 무게가 발에 가해지고 빠른 걸음으로 걸을 경우에는 몸무게의 약 35%에 해당하는 무게가 발에 추가적으로 가해지게 된다. 특히 도약하거나 달릴 때에는 체중의 2배 이상의 무게가 발에 가하여 지게 된다.

표 5는 보행 시 각 발바닥에서의 충격량(impulse)을 나타낸 것이다. 이런 충격량에 대한 변수들은 인간에게 발의 편안함을 평가하는 데 중요한 척도로 사용될 수 있다. 즉, 발이 불편한 사람에게는 충격량을 감소시킬 수 있는 깔창이나 신발을 설계할 수 있으며 운동 선수들에게는 운동 조건에 따라 성적 향상을 위해 신발을 설계할 수 있는 변수로 활용할 수 있으리라 사료된다.

표 5. 보행 중 피험자 발바닥에서의 충격량 비교

	Impulse (J)			Total Impulse
	Left	Diff.(%)	Right	
I	293.3	3	285.4	578.7
II	322.6	3	312.6	635.2
III	340.4	8	368.7	709.1
IV	313.8	4	326.9	640.7
V	315.4	25	253.3	568.7
VI	302.0	21	239.4	541.4
VII	266.7	14	222.8	489.5
VIII	256.1	5	243.1	499.2

## 4. 결론

본 연구는 “Foot Scanner”와 “족압 분석기”를 이용하여 보행분석 평가에 있어 새로운 방법을 제시하기

위해 발바닥 형상 평가와 동적인 보행실험을 수행하였다. 특히 본 논문은 8명의 피험자를 대상으로 한 분석결과를 이용하여 발의 이상 유무를 판단하기보다는 여러 가지 변수를 이용한 분석 방법에 초점을 두고 있다고 할 수 있다. 본 연구를 통하여 얻은 결과를 정리하면 다음과 같다.

첫째, 보행분석에 필요한 기초 자료를 얻는데 “Foot Scanner”를 이용하였고, 이는 발바닥 형상 분석에 유용하게 사용될 수 있음을 확인하였다.

둘째, 동적 보행분석 실험으로 기존에 족압 분포 평가 방법으로 활용되었던 COP, 압력곡선, 그리고 보행속도 등은 피험자의 실험조건 및 환경에 의존되는 경향이 있으며, 실험결과 피험자 I과 V는 전체적인 분석결과 발 또는 신체에 이상이 있음을 쉽게 알 수 있었으나, 그 밖의 피험자는 분석방법에 따라 차이가 있음을 알 수 있었다. 따라서 기존의 분석방법의 한계를 보완하기 위해 보행분석방법에 있어서 운동 에너지와 충격량 등을 적용하였다.

셋째, 운동 에너지와 충격량 등에 대한 기준을 설정하기에는 충분한 보완적 실험이 필요하나, 족압 분석에 있어서 기존에 활용하지 못했던 발바닥의 물리적 거동에 대한 운동 에너지와 충격량 계산으로 새로운 방법을 제시하여 유용성을 검토하였다.

## 참고문헌

- [1] 김영호, 양길태, 문무성, 박시복, 정상인의 지면자유 보행에 대한 입각기 압력중심의 이동, 대한의용생체공학회지, 20권 5호, pp. 587-592, 1999.
- [2] 문명옥, 발의 형태 분석을 위한 군집분석(Ⅰ), 한국 의류학회지, 18권, 2호, pp. 211-218, 1994.
- [3] 문병두, 발의 형태와 운동 능력과의 상관성에 관한 연구, 조선대학교 교육대학원 석사학위논문, 1984.
- [4] 이영숙, 한국인 성인 남녀 발외곽 형태 계측치에 의한 발 형태 분류, 한국생활환경학회지, 3권, 2호, pp. 45-57, 1996.
- [5] 정진호, 이기원, 김영호, 압력분포 측정시스템의 개발, 대한의용생체공학회, 21권, 2호, pp. 213-218, 2000.

- [6] 조맹섭, 인체계측 및 운동화의 화형 설계기준 설정에 관한 연구, KAIST, 1995.
- [7] Cavanagh, P. R., *A Technique for Averaging Center of Pressure Paths from a Force Platform*, J. Biomechanics, Vol. 11, pp.487-491, 1978.
- [8] Cavanagh, P. R. and Michiyoshi, Ae, *A Technique for the Display of Pressure Distributions Beneath the Foot*, J. Biomechanics, Vol. 13, pp.69-75, 1980.
- [9] Cavanagh, P. R. and Ulbrecht, J. S., *Clinical Plantar Pressure Measurement in Diabetes : rationale and methodology*, The Foot, Vol. 4, pp.123-135, 1994.
- [10] Mann, R. A., Hagy, J. L., White, V., and Loddle, D., *The Initiation of Gait*, J. Bone Joint Surgical Am., Vol. 61, No. 2, pp.232-239, 1979.
- [11] Peter, R. and Mario, A. L., *Ground Reaction Forces in Distance Running*, J. Biomechanics, Vol. 13, pp. 397-406, 1980.