

# 지면반발력을 이용한 인공족관절의 보행평가 기법에 관한 연구

김성민\*, 김성재\*, 배하석\*\* 최병철\*\*\*

## A Study on The Assessment Method of Gait Analysis for Ankle Assembly Using Ground Reaction Force

Sung Min Kim<sup>#</sup>, Sung Jae Kim<sup>\*</sup>, Ha Suk Bae<sup>\*\*</sup>, Byoung Cheol Choi<sup>\*\*\*</sup>

### ABSTRACT

In this study, ground reaction force(GRF), absolute symmetry index(ASI) and coefficient of variation(CV) of fixed, single-axis and multi-axis prosthetic ankle assemblies were investigated to show the biomechanical evaluation for above knee amputees. In the experiments, 37 normal male volunteers, two male and two female AK amputees were tested with fixed, single-axis and multi-axis prosthetic ankle assembly. A gait analysis was carried out to derive the ratio of GRF to weight as the percentage of total stance phase for ten points. The results showed that fixed-axis ankle was superior to the other two ankle assemblies for the characteristic of forwarding and breaking forces. Multi-axis ankle was relatively superior to the other two ankle assemblies for gait balancing and movement of the center for mass. single-axis ankle was relatively superior to the other two ankle assemblies for CV and ASI of GRF.

**Key Words** : Gait analysis (보행분석), Ground reaction force (지면반발력)

### 기호설명

- Fz<sub>1</sub> = first peak. vertical
- Fz<sub>2</sub> = valley peak. vertical
- Fz<sub>3</sub> = second peak. vertical
- Fy<sub>1</sub> = braking peak. anterior-posterior
- Fy<sub>3</sub> = propulsive peak. anterior-posterior
- tz<sub>1</sub>, tz<sub>2</sub>, tz<sub>3</sub>, ty<sub>1</sub>, ty<sub>3</sub> = relative times of the above force parameters
- CV = coefficient of variation
- ASI = absolute symmetry index

### 1. 서론

보행은 인간의 행동 중 가장 자연스러운 동작 중 하나로써, 일상생활에 있어서 보행이 결여된 생활은 사람들에게 매우 불편함을 초래하며 하체에 물리적 손상이 있는 환자일 지라도 가능한 범위 안에서 반드시 필요한 동작이다. 그러나 보행은 인간의 신경과 골격근이 총괄적으로 사용되는 매우 복잡한 과정으로써, 한쪽 다리가 입각기의 안정된 상

접수일: 2004년 11월 15일; 게재승인일: 2005년 3월 11일  
 # 교신저자: 건국대학교 의학공학부  
 E-mail smkim@kku.ac.kr Tel. (043) 851-3761  
 \* 건국대학교 의과대학 의학공학부  
 \*\* 연세대학교 의과대학 재활의학과  
 \*\*\* 순해대학교 의공학과

태를 유지하는 동시에 다른 다리가 몸을 앞으로 전진시키는 연속적이고 반복적인 동작이라고 정의할 수 있다.

보행의 복잡한 메커니즘을 분석하는 보행분석은 보행이 불편한 환자들의 재활에 도움이 되는 정보를 제공한다는 점에 있어서 중요성이 부각되고 있으며, 보행분석은 보행의 정량적 평가와 동작이상 환자들에 대한 처치계획 수립에 있어서 핵심적 방법으로 인식되고 있다.

그러나 보행분석 기법에는 방대한 양의 데이터가 측정되고 이는 임상적인 판단에 있어서 오히려 시간과 정확한 치료계획에 방해가 될 수도 있는 것이 현실이다. 따라서 보다 간결하고 객관적인 판단 지표 수립의 필요성이 임상적 관점에서 대두되고 있다.

기존의 지면반발력을 이용한 정상보행과 병적 혹은 이상보행의 평가에 대한 연구동향은 크게 두 가지 접근방식으로 나눌 수 있다. 그 중 하나는 시간계상에서 동조된 운동학적 데이터와 관절모멘트와 힘을 계산할 수 있는 역산동력학모델을 이용하는 방식이고, 다른 접근 방법은 환자의 치료 전 후의 조건에 대하여 정상인과 지면반발력을 비교하는 방식으로써 보행주기에 있어서 지면반발력의 전개상황과 변동상황, 즉 지면반발력의 패턴과 최대반발력과 같은 변수에 대한 검토가 중요한 사항이다. 이러한 목적으로 접근하는 방식을 주파수계분석법이라 하여 주기적 신호들을 조화계수로 환산하여 지면반발력 대 시간 곡선의 변동패턴을 정량화시킬 수 있다. Patterson<sup>2</sup>등은 주파수계의 파형분석 방법을 이용하여 정상파형만 설정된다면 환자의 보행파형에 병적 혹은 이상조건이 존재하는지 혹은 가능성이 있는지를 판별 하였으며, Schneider<sup>3</sup>등은 푸리에 시리즈를 이용하여 지면반발력 데이터처리 과정을 단순화시켜 실험에서 발생 할 수 있는 오차 요인들을 최소화 하였으며 지면반발력패턴의 푸리에 계수를 이용하여 기능적 평가와 비교가 가능하도록 제한하였다. 시간계나 주파수계 데이터 분석 방법에 상관없이 변동성(variability)은 지면반발력을 비교하는데 있어서 중요한 고려 요소로써 Devita<sup>4</sup>은 실험개체내의 측정 변수들의 변동성을 나타내었고, Hamill<sup>5</sup>, Bates<sup>6</sup>, Winter<sup>7</sup>등은 보행분석 데이터의 중요성을 언급했다.

본 연구에서는 지면반발력 데이터를 이용하여 정상인과 인공 족관절을 사용하는 대퇴절단 환자의

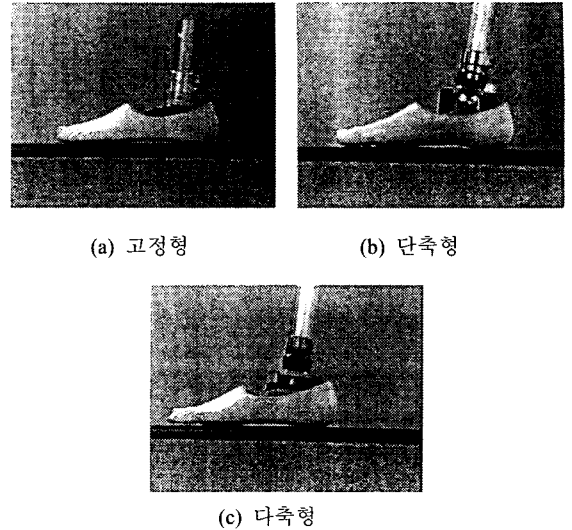


Fig.1 type of ankle assemblies (a) fixed-type, (b) single-type, (c) multi-type

보행패턴을 정규화 하여 추출하고 변동계수와 절대 대칭지수를 이용하여 보행의 평가 지표를 도출하고자 하였다.

## 2. 연구 방법

### 2.1 실험 대상

본 실험에 참여한 실험 대상자는 정상인 20대 남성 37명(평균몸무게 59.25kg), 대퇴의지 착용환자 4명(남성 2명, 75,68kg, 여성 2명, 53,48kg) 이었다. 본 연구에서 사용된 인공발목 관절은 다축형(multi-axis ankle mechanism), 분할형 단축형(single-axis ankle mechanism), 고정형(fixed-axis ankle mechanism)이다(Fig. 1 참조). 고정형은 발목 관절의 모든 운동이 제한되어 있는 형식이며, 단축형은 발목의 운동이 저축굴곡(plantarflexion)과 배축굴곡(dorsiflexion)만이 허용된다. 다축형은 모든 방향의 운동이 가능하나 운동범위는 크지 않게 설계되어 있다. 다축식의 인공발목관절은 관절부의 관절각을 제한하는 쿠션(cushion)부의 조절을 통해 절단환자 개인의 보행특성에 맞게 조절될 수 있다.

## 2.2 실험 방법 및 절차

실험장치는 Menard<sup>8</sup>등이 제안한 방법으로 10m 거리의 직선 보행로에 내장되어 있는 2종류, 3대의 힘측정판(Kistler type 9865B, Kistler Ltd., Winterhur, Swiss X 1, AMTI, Advanced Medical Technology, Inc., Watertown, Massachusetts, U.S.A. X 2)을 사용하여 입각기(stance phase)와 유각기(swing phase)의 안정성을 고려한 지면반발력을 측정하였다. 힘측정판은 지면반발력(Ground reaction force)의 수직축, 전후축 그리고 좌우축에 비례하는 신호를 발생하여 이를 Vicon 370 SYSTEM에 저장되었으며 sampling rate는 120 Hz 이었다.

균일한 보행패턴을 유지하기 위해 수차례의 시험 보행을 실시 한 후 피검자가 느끼는 평소 보행속도로 발이 힘측정판에 정확히 접지가 되었을 때를 선택하여 10회 이상 측정을 하였다. 3개의 축 방향으로부터 얻어진 지면반발력의 모양은 수직축 방향에서 초기, 말기 입각기에서 2회의 정점과 중간 입각기 부근에서 굴곡이 나타났고, 전후방향에서는 입각기 초기에 후방으로 향하는 정점과 후기의 전방으로 향하는 정점이 나타난다. 따라서 정점 및 방향이 바뀌는 시기 등을 기준으로 각 축에 대해  $Fy_1, Fy_3, ty_1, ty_3, Fz_1, Fz_2, Fz_3, tz_1, tz_2, tz_3$  의 10개의 기준점을 정하였다.(Fig.2 참조)

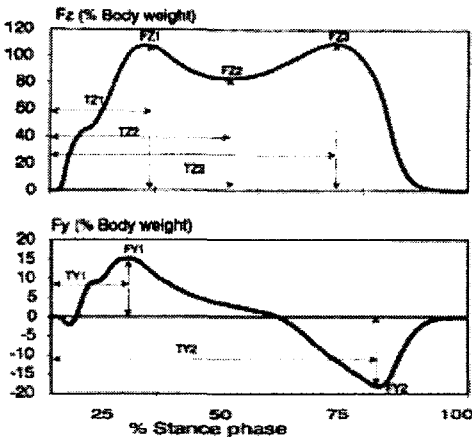


Fig.2 Characteristic variable of GRF

## 2.3 데이터 분석 방법

### 2.3.1 데이터 전처리 과정

실험으로부터 얻은 지면반발력은 heel strike부터 toe off 까지의 입각기를 1주기로 하며, 지면반발

력의 특징점들을 찾아내는 과정을 거쳐야 보행분석 데이터로서 사용 할 수 있다. 이러한 작업과정은 시간을 매우 많이 소모하며 보행 패턴이 비정상일 경우 정확한 특징점을 찾는 작업에 주관적 요소가 포함될 수 있다.

또한 추출된 1주기의 지면반발력의 샘플링 개수가 동일하지 않으면 실험개체 내의 비교 또는 개체간의 비교가 불가능하기 때문에 1주기의 지면반발력 샘플링수를 Fourier Series인 식(1)을 이용하여 정규화 된 지면반발력 데이터로 가공하였다.

$$F(x) = a_0 + \sum_{n=1}^{20} (a_n \cos \frac{2\pi}{T} x + b_n \sin \frac{2\pi}{T} x) \quad (1)$$

여기서  $a_n$  과  $b_n$ 은 조화계수이고, T는 발생 데이터의 전체 시간이다. Fig.3는 정규화된 지면반발력 데이터를 나타내고 있다.

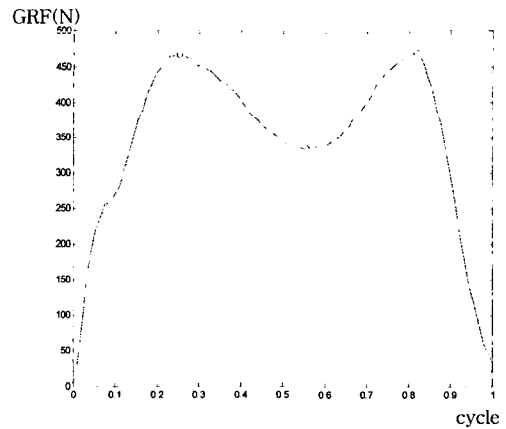


Fig.3 Normalized Ground reaction force data using Fourier series

### 2.3.2 데이터 분석 방법

변동계수(coefficient of variation, CV)를 실험 결과의 변동성을 알아보기 위하여 사용되었으며 5.6.7

$$CV = \frac{\text{표준편차}}{\text{평균값}} \times 100\% \quad (2)$$

일반적으로 변동계수의 값은 12.5%보다 적을 때 측정된 지면반발력의 변동성이 인정할 만한 수준이라고 알려져 있으며, 실험데이터의 재현성을

알 수 있는 매우 간단하면서도 효과적인 방법이다.

하지만, 변동계수는 진분산(true variance)과 오차분산(error variance) 양쪽 모두의 표현 식이므로 변동성으로부터 두 인자를 분리해서 표현 할 수는 없으므로 측정데이터의 신뢰성과 일치성을 알 수 있는 통계 기법인 1원 배치분산분석(1-way ANOVA)방법을 사용한다.

또한 좌우측 하지의 지면반발력 대칭도를 알기 위하여 Herzog 등<sup>10</sup> 이 제안한 대칭 지수로부터 지수의 음수값을 제거하기 위하여 사용한 절대대칭지수<sup>11</sup>를 사용하였고 그 식은 다음과 같다.

$$ASI = \frac{2(X_L - X_R)}{(X_L + X_R)} \times 100\% \quad (3)$$

$X_L$ 과  $X_R$ 은 좌우측 보행 데이터 이고 완벽한 대칭은  $ASI=0$ 일 때이며 인정 가능한 대칭도 수준은  $ASI$ 가 10% 이내일 때 이다.<sup>4</sup>

### 3. 실험 결과

#### 3.1 지면반발력

보행에 있어서 지면 반발력은 앞으로 나가려는 힘과 균형을 이루려는 힘을 제공하며 전진과 균형의 복잡한 과정을 나타낸다. 또한 지면반발력의 크기와 방향은 몸의 중심이동의 방향과 크기를 정확하게 반영하므로 지면반발력의 운동역학적 평가는 정량적 자료로써 하지동작의 비교에 중요한 요소이다.

본 연구에서 나타난 지면 반발력의 성분중 수직축 지면반발력의 패턴은 초기 입각기의 정점( $Fz_1$ )과 말기 입각기에서의 정점( $Fz_3$ ) 그리고 중간 입각기에서의 굴곡( $Fz_2$ )으로 나타내어지며, 전후축 지면반발력의 패턴은 입각기 초기 부근에서 후방으로 향하는 힘의 정점( $Fy_1$ )과 입각기 말기 부근에서 전방으로 향하는 힘의 정점( $Fy_3$ )이 나타난다. 또한 힘의 특징점들이 발생하는 시점인  $tz_1, tz_2, tz_3, ty_1, ty_3$ 을 구하였다.

시간축은 입각기에 대한 백분율로 지면반발력은 각 피검자의 체중에 대한 비율로 표시하였다.

##### 3.1.1 수직축 지면반발력

수직축의 지면반발력인  $Fz_1, Fz_2, Fz_3$  중 첫 번째

정점인  $Fz_1$ 은 하중응답(loading response)동안 체중을 받아들이는 중간 입각기 이전에 발생한다. 이때 신체의 무게 중심은 급격히 떨어지며, 체중으로 인한 가속도의 영향이 더해진 것이다. 중간 입각기 후에  $Fz_2$ 는 발이 고정된 상태에서 신체가 앞으로 전진 하면서 무게중심이 올라갈 때 발생된다. 두 번째 정점인  $Fz_3$ 은 말기 입각기 후에 발생되며, 무게중심이 아래 방향으로 가속되거나 저하될 때와 말기 입각기에서 전족부 rocker 를 지나서 체중이 앞 방향으로 떨어질 때 다시 나타난다.

정상인의 첫 번째 수직 정점( $Fz_1$ )은 106.6%, 고정형 인공족관절은 114.3%, 다축형은 110.2%, 단축형은 110.3%로 다축형이 정상인과 가장 근사한 값을 보였다.  $Fz_2$ 는 정상인이 77.4%, 고정형은 83.9%, 다축형은 81.4%, 단축형은 85.7%로 다축형이 정상인과 가장 근사한 값을 보였다. 두 번째 수직 정점( $Fz_3$ )은 정상인이 108.9%, 고정형 106.2%, 다축형 106.9%, 단축형이 105.5%로 다축형이 정상인과 가장 근사한 값을 보였다.(Table 1, Fig. 4 참조)

Table 1 Comparison of ground reaction forces mean value(SD) unit: % Body weight

지면반발력	정상인	고정형	다축형	단축형
$Fz_1$	106.6(18.2)	114.3(50.3)	110.2(45.4)	110.3(44.3)
$Fz_2$	77.4(12.5)	83.9(28.9)	81.4(29.1)	85.7(32.7)
$Fz_3$	108.9(16.5)	106.2(41.5)	106.9(39.8)	105.5(38.4)
$Fy_1$	16.8(4.6)	11.6(7.3)	13.5(6.4)	14.3(7.0)
$Fy_3$	20.0(3.6)	13.7(5.6)	14.6(6.1)	14.3(5.9)

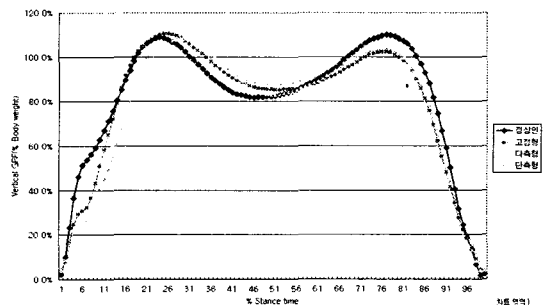


Fig.4 Normalized vertical force of GRF pattern

### 3.1.2 전후축 지면반발력

전후축 지면반발력은 발뒤꿈치가 지면에 착지 하면서 생기는 제동력(Breaking Force)인  $F_{y1}$ 과 보행자가 전방을 향해 나아가려는 추진력(Forwarding Force)인  $F_{y3}$ 으로 특징 지어 질 수 있다.

실험결과에는 정상인의  $F_{y1}$ 은 16.8%, 고정형은 11.6%, 다축형이 13.5%, 단축형이 14.8%로 단축형이,  $F_{y3}$ 은 정상인이 20.0%, 고정형 18.7%, 다축 14.6%, 단축형이 14.8%로 단축형이 정상인과 가장 근사한 값을 보였다. (Table 1, Fig. 5 참조)

지면반발력이 정상인의 수치에 비해 큰 값을 갖는다는 것은 보행 시 발에 전달되는 힘, 즉 충격이 더 크다는 것을 의미한다.

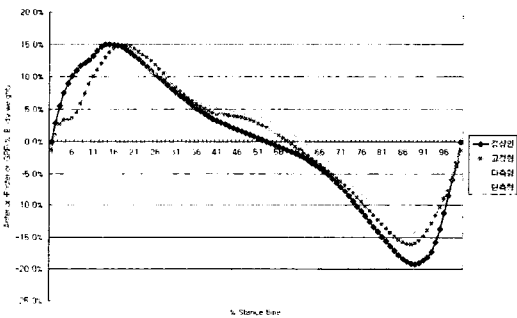


Fig.5 Normalized anterior-posterior force of GRF pattern

## 3.2 지면 반발력 발생시기

### 3.2.1 수직축 지면반발력 발생시기

측정 발의 뒤꿈치 접촉(heel strike)에서 이지(toe off)까지의 입각기 전체 시간을 100%로 하고 지면 발발력  $F_{z1}$ ,  $F_{z2}$ ,  $F_{z3}$ 의 발생 시점을 각각  $tz_1$ ,  $tz_2$ ,  $tz_3$ 으로 정의하여 %로 나타내었다.

$tz_1$ 은 정상인은 23.4%, 고정형 27.3%, 다축형 29.9%, 단축형 28.0%로 고정형이,  $tz_2$ 는 정상인 45.9%, 고정형 51.4%, 다축형 53.1%, 단축형 52.6%로 고정형이,  $tz_3$ 은 정상인 76.0%, 고정형 75.5%, 다축형 76.1%, 단축형 75.2%로 다축형이 정상인과 가장 근사한 값을 나타내었다.(Table 2참조)

### 3.2.2 전후 지면반발력 발생시기

전후 지면반발력의 제동력 최대값( $F_{y1}$ )이 발생하는 시기인  $ty_1$ 은 정상인이 입각기의 12.8%, 고정

형이 15.2%, 다축형이 15.7%, 단축형이 18.7%로 나타났고, 제동력이 추진력으로 바뀌는 시점 즉 전후축 지면반발력이 0이 되는 시기인  $ty_2$ 는 정상인 53.0%, 고정형 58.2%, 다축형 61.3%, 단축형 62.4%로, 추진력의 최대값( $F_{y3}$ )이 발생하는 시기인  $ty_3$ 은 정상인 87.9%, 고정형 88.7%,다축형 86.3%,단축형 86.2%로 고정형이 정상인과 가장 근사한 값을 나타내었다.(Table 2 참조)

지면 반발력 발생시기는 보행 시 heel strike로부터 toe off까지 각 패턴에 따른 반응속도이다. 각각의 특징점들의 반응시기의 비교로 정상인의 보행패턴의 유사성을 나타낸다.

Table 2 Comparison of absolute symmetry index of GRF between normal and ankle assembly types Unit: %

지면반발력	정상인	고정형	다축형	단축형
$F_{z1}$	1.59	16.9	9.4	6.8
$F_{z2}$	5.32	3.5	2.5	3.7
$F_{z3}$	0.24	12.6	8.3	6.2
$F_{y1}$	0.47	42.8	31.8	17.2
$F_{y3}$	0.37	49.3	45.6	38.2

## 3.3 절대 대칭도 지수

### 3.3.1 지면반발력 대칭도

각 의지별 건축 과 환축 하지와 정상인의 좌우측 하지별 지면반발력 대칭도는 각각 수직축의 경우,  $F_{z1}$ 은 정상인 1.59%, 고정형 16.9%, 다축형 9.4%, 단축형 6.8%로 다축형과 단축형이 대칭 허용수준인 10% 이하 이었으며 상대적으로 단축형이 대칭도가 가장 좋았다.  $F_{z2}$ 는 정상인과 모든 의지가 10%이내였으며 그중 다축형이 2.5%로 상대적으로 우수했으며,  $F_{z3}$ 은 다축형과 단축형이 기준치 이내의 값을 나타내었고 그중 단축형이 6.2%로 상대적으로 우수했다.

전후축의 대칭도는 3개의 인공족관절 모두 기준치를 벗어났으며 단축형이 다른 의지에 비해 상대적으로 우수하였다.

전체적으로 단축형이 상대적으로 우수한 대칭도를 나타낸다.(Table 3 참조)

### 3.3.2 지면반발력 발생시기 대칭도

각 의지별 건측과 환측 하지와 정상인의 좌우측 하지별 지면반발력의 발생시기 대칭도는 수직축의 경우,  $tz_1$ 은 정상인을 제외한 모든 의지가 기준치를 넘어났으며 상대적으로 고정형이 우수한 대칭도를 보이며,  $tz_2$ 는 고정형과 다축형이 기준치 이내였으며 그 중 고정형이 1.2%로 상대적으로 우수했으며,  $tz_3$ 은 모든 의지가 기준치 이내이며 다축형이 상대적으로 우수했다.

전후축의 대칭도는  $ty_1$ 은 단축형이 기준치 이내였고  $ty_3$ 은 모든 의지가 기준치 이내였고 그중 다축형이 0.2%로 상대적으로 가장 우수하였다.

전체적으로 고정형이 상대적으로 우수한 대칭도를 나타낸다.(Table 4 참조)

절대 대칭도 지수는 좌우측 하지, 즉 의지를 착용한 다리와 착용하지 않은 다리에 보행 시 나타나는 힘의 크기와 발생시기 차이로 기준치 이내에, 상대적으로 가장 작은 값은 정상보행에 가까운, 절뚝거림이 없음을 의미한다.

### 3.4. 변동성 계수

#### 3.4.1 지면반발력의 변동성 계수

실험에 참여한 피검자 간 지면반발력의 변동성은 정상인과 각 의지별로 Table 5에 나타내었다. 수직축 지면반발력의 성분은 정상인을 제외한 모든 의지에 있어서 변동성 계수의 기준값인 12.5% 이내의 수치를 나타내었으며, 전후축 지면반발력 성분은 단축형 성분이 기준치 이내의 값을 나타내었다.

전체적으로 환자간 지면반발력의 변동성은 단축형이 상대적으로 낮은 값을 나타내고 있다.

#### 3.4.2 지면반발력의 발생시기 변동성 계수

실험에 참여한 피검자 간 지면반발력 발생시기의 변동성은 정상인과 각 의지별로 Table 6에 나타내었다. 수직축 지면반발력 발생시기는 고정형의  $tz_2$ 를 제외한 성분이 변동성 계수의 기준값인 12.5% 이내의 수치를 나타내었으며, 전후축 지면반발력 성분은 다축형과 단축형 성분이 기준치 이내의 값을 나타내었다. 정상인의 변동성 계수는  $tz_3$ 과  $ty_3$ 를 제외한 모든 성분이 기준치를 넘어났다.

전체적으로 환자 간 지면반발력 발생 시기의 변동성은 단축형이 상대적으로 낮은 값을 나타내고 있다.

변동성 계수는 지면반발력과 그 발생시기에서

착용 대상자가 바뀌어도 동일한 성능을 낼 수 있을 것인가를 나타내는 재현성을 비교하는 것으로 두 개의 변수 모두에서 단축형이 우수함을 보여준다.

Table 3 Comparison of coefficient of variation of time parameter among ankle assembly type  
Unit: %

시간	정상인	고정형	다축형	단축형
$tz_1$	17.3	11.5	2.5	1.7
$tz_2$	19.3	12.9	0.9	1.3
$tz_3$	12.4	10.0	0.6	1.7
$ty_1$	32.4	20.6	11.9	8.3
$ty_3$	2.1	2.5	1.3	0.6

Table 4 Comparison of coefficient of variation of time parameter among ankle assembly type  
Unit: %

시간	정상인	고정형	다축형	단축형
$tz_1$	17.3	11.5	2.5	1.7
$tz_2$	19.3	12.9	0.9	1.3
$tz_3$	12.4	10.0	0.6	1.7
$ty_1$	32.4	20.6	11.9	8.3
$ty_3$	2.1	2.5	1.3	0.6

Table 5 Comparison of coefficient of variation of GRF between normal and ankle assembly types  
Unit: %

지면반발력	정상인	고정형	다축형	단축형
$Fz_1$	17.1	3.8	2.3	2.3
$Fz_2$	16.3	2.3	2.7	0.9
$Fz_3$	15.2	2.0	1.4	0.8
$Fy_1$	27.5	42.5	10.7	8.9
$Fy_3$	18.2	20.8	5.3	7.3

Table 6 Comparison of coefficient of variation of time parameter among ankle assembly type  
Unit: %

시간	정상인	고정형	다축형	단축형
$tz_1$	17.3	11.5	2.5	1.7
$tz_2$	19.3	12.9	0.9	1.3
$tz_3$	12.4	10.0	0.6	1.7
$ty_1$	32.4	20.6	11.9	8.3
$ty_3$	2.1	2.5	1.3	0.6

#### 4. 토의

일원분산분석(one-way ANOVA) 기법을 이용하여 각 의지별 평균값 비교는 유의수준 0.05에서  $ty_1$ ,  $ty_3$ 를 제외한 모든 특징점 유의확률이  $P>0.05$ 로써 평균간의 차이가 없음을 확인하였다.  $ty_1$ 에서는 단축형과 다른 의지들 사이에 평균값의 차이가 있었으며,  $ty_3$ 은 고정형과 다른 의지들 사이에 평균값의 차이가 나타났다.

지면반발력 성분 중 보행자의 무게중심의 이동을 나타내는 수직축 지면반발력에서 초기 하중응답 상태에서 정상인과 비교하였을 때 지면반발력의 크기가 크고 말기 입각기 상태는 정상인보다 작은 값으로 나타났다. 그 중 다축형이 발목관절의 거동이 가장 자유로우므로 피검자의 체중분산이 잘 이루어지는 것으로 판단된다. 전후축 지면반발력 성분은 단축형이 발목관절의 거동이 전후방향으로 제한되어 있으므로 보행자의 제동력과 추진력을 잘 나타내는 것으로 판단된다.

지면반발력의 발생시점은 고정형이 정상인에 가장 근사한 값을 보이는데 이는 발목관절이 거동이 제한된 상태에서 환자의 보행 운동이 인공슬관절에 의해서만 이루어지기 때문에 응답속도가 빠른 것으로 판단된다.

지면반발력 성분 중 좌우축 지면반발력 성분은 보행에 있어서 처음 지면과 접촉할 때 발이 체중을 지지할 때 발을 유연하게 함으로 충격을 완화하는 최대 회내(supination)와 발이 지면을 떠날 때 발의 안전성을 유지시켜 주고 추진력을 발휘할 수 있도록 해주는 최대 회외(pronation)가 나타나는데 본 실험에서 측정된 좌우축 지면반발력 데이터는 매우

큰 변동성을 가지고 있어서 결과 값으로 나타내기에는 부적절하였다.

절대대칭도 지수의 결과는 지면반발력에서 단축형이, 발생시기에서 고정형이 상대적으로 우수하였는데 이들 결과 역시 인공족관절의 거동 특성에 기인한 결과로 판단된다.

변동계수는 지면반발력과 발생시기 모두 단축형이 다른 의지에 비해 우수하였는데 이는 착용 대상자가 바뀌어도 동일한 성능을 낼 수 있을 것으로 판단된다. 또한 정상인의 변동성 계수는 모두 기준치를 초과하였는데 상대적으로 의지 착용환자에 비해 실험 참여 표본 수가 크고 각각 보행자의 다양한 보행특성이 반영된 결과로 판단된다.

#### 5. 결론 및 고찰

본 연구는 보행분석에 있어서 데이터 처리의 간략화와 정량화를 하여 보행평가의 방법을 도출하는데 목적을 두고 수행하였다. 지면반발력의 데이터를 실험개체사이의 비교와 개개인의 비교 평가를 위하여 푸리에 시리즈를 이용하여 정규화 하였고 각 지면반발력성분과 발생시기의 특징점을 찾아 내었다.

본 실험에서 나타난 결과를 요약해 보면, 지면반발력에서 다축형 인공족관절 장착시 추진력과 후진력의 보행특성에 대하여 우위를 보이며, 고정형 인공족관절 장착시에는 보행균형과 무게중심의 이동에 대해 상대적인 우위를 보였다. 지면반발력, 대칭지수, 변동계수에 의한 인공족관절의 성능평가는 종합적으로 단축형이 다른 의지에 비해 우수하였다.(table 참조)

보행 분석 및 평가를 위한 평가 요소는 본 연구에서 나타낸 몇 가지 항목 이외에도 수많은 항목이 적용 될 수 있다. 반면 너무 많은 평가 요소로 인해 보행 분석과 절차에 많은 비용과 시간이 소요된다. 또한 절단환자의 보행의 특성은 개개인의 성별, 나이, 생활환경 등등의 다양한 요소에 의해 결정되므로 단순히 정상인과의 비교 평가로는 부족하다. 이러한 점들을 고려하여 본 연구에서 나타낸 몇 가지 보행평가요소 중 어느 항목에 가중치를 두어야 되는지, 기타 필수 평가요소들을 추가 도출하는 것이 향후 과제로 남는다.

## 후 기

본 연구는 재활공학연구센터의 통합제어형 인공슬관절을 사용하였고 연세대학교 의과대학 재활의학과에서 실험을 수행하였기에 관계자 여러분께 사의를 표합니다.

## 참고문헌

- 1 Perry, J., "Gait Analysis: Normal and Pathological Function," New Jersey, SLACK, 1992.
- 2 Patterson, P., Brown, L., "Biomechanical waveform analysis in the frequency domain," IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol.6, pp.12-16, 1987.
- 3 Schneider, E., Chao, E., "Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease," Journal of Biomechanics, Vol.16, pp.591-601, 1983.
- 4 Devita, P., Bates, B.T., "Intraday reliability of ground reaction force data," Human Movement Science, Vol.7, pp.73-85, 1988.
- 5 Hamill, J., McNiven, S., "Reliability of selected ground reaction force parameters during walking," Human Movement Science, Vol.9, pp.117-131, 1990.
- 6 Bates, B., "Comment on the influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running," Journal of Biomechanics, Vol.22, pp.963-965, 1989.
- 7 Winter, D., "Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensation effects," Human Movement Science, Vol.3, pp.51-76, 1984.
- 8 Menard, M.R., McBride, M.E., Sanderson, D.J., Murray, D.D., "Comparative Biomechanical Analysis of Energy-Storing Prosthetic Feet," Archives of physical medicine and rehabilitation, Vol.73, pp.451-458, 1992.
- 9 Munro, B.H., Visintainer, M.A., Page, E.B., "Statistical methods for health care research," JB Lipincott Co., pp.70, 1986.
- 10 Herzog, W., Nigg, B., Read, L., Olsson, E., "Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait," Medicine and science in sports and exercise, Vol.21, pp.110-114, 1989.
11. Giakas, I., Baltzopoulos, V., "Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry," Gait and posture, Vol.5, pp.189-197, 1997.