

〈論 文〉

# 평지를 걸어갈 때 하지운동과 작용하는 하중에 대한 생체역학적 해석

손 권\* · 최기영\*\* · 정민근\*\*\*

(1994년 3월 25일 접수)

## A Biomechanical Analysis of Lower Extremity Kinematics and Kinetics during Level Walking

Kwon Son, Gi Yeong Choi and Min Keun Chung

**Key Words :** Biomechanical Analysis(생체역학적 해석), Lower Extremity(하지), Level Walking(평지걷기), Anthropometric Data(신체 측정자료), Markers(표식), Foot-Floor Reaction Force(발반력), Gait Study(보행 연구)

### Abstract

A two-dimensional biomechanical model was developed in order to calculate the lower extremity kinematics and kinetics during level walking. This model consists of three segments : the thigh, calf, and foot. Each segment was assumed to be a rigid body ; its motion to be planar in the sagittal plane. Five young males were involved in the gait experiment and their anthropometric data were measured for the calculation of segmental masses and moments of inertia. Six markers were used to obtain the kinematic data of the right lower extremity for at least three trials of walking at 1.0 m/s, and simultaneously a Kistler force plate was used to obtain the foot-floor reaction data. Based on the experimental data acquired for the stance phase of the right foot, calculated vertical joint forces reached up to 0.91, 1.05, and 1.11 BW (body weight) at the hip, the knee, the ankle joints, respectively. The flexion-extension moments reached up to 69.7, 52.3, and 98.8 Nm in magnitude at the corresponding three joints. It was found that the calculated joint loadings of a subject were statistically the same for all his three trials, but not the same for all five subjects involved in the gait study.

### 1. 서 론

걸거나 달리는 동작은 인간의 가장 기본적인 동작이다. 이러한 일상적인 동작을 행하는 중에도 하지는 체중의 수배에 달하는 하중을 받을 수 있다.

며,<sup>(1,2)</sup> 무리한 동작이 수반되는 경우에는 상당한 하중이 관절과 근육에 전달되어 부상을 일으키기도 한다. 신체에 과도한 힘이 가해지는 원인을 규명하고 이를 방지하기 위해서는 동작을 바탕으로 신체에 작용하는 하중을 해석하는 생체역학적 연구가 요구된다.

선진국에서는 수십년 전부터 보행연구의 필요성을 인식하여 신체의 움직임과 발반력(foot-floor reaction force)을 측정할 수 있는 장비의 개발과 함께 이에

\*정회원, 부산대학교 기계공학과 및 기계기술연구소

\*\*부산대학교 대학원 기계공학과

\*\*\*포항공과대학교 산업공학과

대한 연구도 상당히 진행되어 왔다. Seireg과 Arvikar<sup>(3)</sup>는 근골격계(musculoskeletal system)의 수학적 모델을 통해 하지에 작용하는 관절력과 근력을 추정하였으며, 이를 근전도(electromyography, EMG)와 비교하여 그들의 모델이 보행연구에 사용할 수 있음을 제시하였다. Hardt<sup>(4)</sup>는 정상적으로 걸을 때 하지의 주요 근육과 관절에 작용하는 하중을 추정하기 위하여 7자유도의 생체역학 모델(biomechanical model)을 제안하였고, Röhrle 등<sup>(5)</sup>은 하지의 3차원 모델을 사용하여 22명의 대상자에 대한 보행자료를 해석하여 보행속도에 따라 발바닥과 관절에 작용하는 힘의 크기를 통계학적으로 분석하였다. Scott와 Winter<sup>(2)</sup>는 달릴 때 부상을 당하기 쉬운 부위인 종골건(achilles tendon), 발목, 슬개건(patellar tendon) 등에 작용하는 힘을 추정할 수 있는 2차원 모델을 개발하여 힘이 최대로 가해지는 순간을 규명하였다. Buczek와 Cavanagh<sup>(6)</sup>는 2차원 링크요소 모델을 통하여 경사면을 따라 내려갈 때 발이 지면에 닿는 기간에 무릎과 발목관절에 작용하는 모멘트를 계산하였다.

국내에서는 주로 인간공학적인 해석을 통해 사무실, 작업장, 자동차 운전석 등의 작업효율과 안전을 향상시키기 위한 연구가 행해지나,<sup>(7,8)</sup> 보행에 관한 연구는 미비한 실정이다. 국민체육조사<sup>(9)</sup>를 바탕으로 한국사람의 신체자료에 대한 회귀식을 유도하고, 이를 이용하여 직접·간접으로 신체요소의 부피, 질량, 관성모멘트를 구하기 위한 연구<sup>(10,11)</sup>를 통해 인체자료에 대한 정보를 쌓아가고 있으나, 아직도 측정항목이나 기준들이 다양한 분야의 연구에 이용하기에는 미흡한 점이 많다. 따라서, 한국사람에 대한 신체자료를 이용한 보행에 관한 연구가 필요하며, 이를 위해서 보행과 관련된 하지의 운동과 작용하는 하중을 해석할 수 있는 독자적인 모델도 요구된다. 평지를 걸어갈 때 하지에 대한 모델링과 보행실험을 수행한 본 연구는 한국사람의 보행에 관한 기초자료를 수집하는 데 긴요하게 사용되어질 수 있다.

본 연구에서는 오른쪽 하지에 대한 2차원 생체역학 모델을 개발하였으며, 보행실험을 통해 5명의 정상인이 평지를 걸을 때 피실험자로부터 얻은 3회 수행에 관한 실험자료를 해석하였다. 힘판(force plate)을 이용하여 바닥으로부터 오른발이 받는 발반력의 크기와 위치를 측정하였고, 피실험자의 하지에 빛을 반사할 수 있는 표식을 5개 부착시키고

동시에 힘판상에 1개의 표식을 부착하여 3차원 운동측정장치를 통해 신체의 운동에 관한 자료를 취득하였으며, 이를 수치적으로 처리하여 2차원 운동 해석에 필요한 운동학자료를 유도하였다. 운동학과 발반력 자료를 토대로 역동역학방식(inverse dynamic formulation)으로 허벅지, 정강이, 발의 운동과 발목, 무릎, 고관절에 작용하는 하중을 계산하였다. 하지관절의 움직임과 관절하중에 대한 통계학적 분석을 통해 피실험자가 걷는 동작을 동일하게 반복할 수 있는지와 서로 다른 피실험자로부터 유사한 결과를 얻을 수 있는지에 대해서도 살펴보았다.

## 2. 실험

건강한 청년을 대상으로 맨발로 평지를 걷는 보행실험을 수행하였다. 포항공대 인간공학실험실에서 행해진 실험에는 5명의 남성 피실험자(S1~S5)가 참여하였으며, 실험 당시에 그들의 나이는 22~29세, 신장은 170~177 cm, 몸무게는 52.5~70.0 kg 중이었다. 피실험자에 대한 자료는 Table 1과 같으며, 하지 요소의 질량과 모멘트의 계산에 사용되는 피실험자의 허벅지(thigh), 정강이(calf), 발(foot)에 대한 둘레, 길이, 두께 등도 측정하여 기재하였다. 표에서 C.M.\*은 근위관절(proximal joint)에서 질량중심까지의 거리를 나타낸다.

본 실험에서 자료수집과 처리에 사용된 장비는 Fig. 1과 같다. 하지요소의 위치에 관한 자료를 취득하기 위하여 6개의 표식, 3대의 카메라(NEC TI-22P), 비디오모니터(Panasonic TR-124MA), 그리고 비디오프로세서(Motion Analysis VP-310)를 사용하였다. 표식의 부착위치를 Fig. 2에서와 같이 대견자(greater trochanter : 표식 1), 외측골과(lateral femoral epicondyle : 표식 2), 외과(lateral malleolus : 표식 3), 후종골(posterior calcaneus : 표식 4), 발등 위의 한점(표식 5) 등 하지의 표피부위와 힘판 상의 한점(표식 6)으로 선정하였다.

3차원 운동측정장치가 인식한 공간내에서 6개의 표식에 대한 자료가 혼동되지 않도록 카메라의 위치를 조절하였다. 피실험자의 보행속도를 1.0 m/s로 유지시키기 위해 속도센서(Omeron 10DM4)와 박자기(metronome)를 사용하였다. 피실험자에게 예비실험을 통해 충분한 연습을 시켜 자연스러운

Table 1 Personal data of five subjects

	S1	S2	S3	S4	S5	Average	S. D.
Age (yr)	29	24	23	25	22	24.6	2.4
Stature (cm)	170.0	177.0	174.5	175.5	171.5	173.7	2.6
Weight (kgf)	70.0	67.0	61.5	61.0	52.5	62.4	6.0
Midthigh circ.(cm)	55.3	49.0	49.5	50.0	44.0	49.6	3.6
Thigh length (cm)	41.0	39.5	41.5	43.5	41.5	41.4	1.3
Thigh mass (kg)	10.0	8.0	8.1	8.4	6.2	8.1	1.2
Thigh C.M.* (cm)	17.0	16.2	17.2	18.0	17.2	17.1	0.6
Thigh inertia (kg·cm <sup>2</sup> )	1397.0	1020.0	1124.0	1268.0	714.0	1104.6	233.4
Calf circ.(cm)	39.5	37.5	35.0	37.3	33.0	36.5	2.2
Calf length (cm)	36.2	42.0	40.5	40.2	41.5	40.1	2.1
Calf mass (kg)	4.0	4.0	3.4	3.7	3.0	3.6	0.4
Calf C.M.* (cm)	13.4	15.6	15.0	14.9	15.4	14.9	0.8
Calf inertia (kg·cm <sup>2</sup> )	550.0	608.0	522.0	571.0	338.0	517.8	94.2
Calf depth (cm)	12.5	12.3	11.8	12.5	10.3	11.9	0.8
Ankle circ.(cm)	23.2	23.0	22.0	21.7	20.0	22.0	1.1
Sphyrion ht. (cm)	6.8	7.5	7.0	7.3	7.0	7.1	0.3
Foot length (cm)	24.5	25.3	26.0	26.3	25.6	25.5	0.6
Foot mass (kg)	1.0	1.1	1.0	1.0	0.9	1.0	0.1
Foot C.M.*(cm)	5.3	5.5	5.6	5.7	5.5	5.5	0.1
Foot inertia (kg·cm <sup>2</sup> )	33.0	39.0	39.0	41.0	32.0	36.8	3.6

자세로 평지를 걸도록 하였으며, 본실험에서 동일한 보행동작을 5회씩 수행하도록 하였고, 그 중에서 자료의 상태가 양호하다고 판단되는 3회의 자료를 택하여 해석에 사용하였다. 60 Hz의 주파수로

수집된 자료를 처리하기 위해서는 3차원 운동측정장치 (expert vision system)의 호스트 컴퓨터인 워크스테이션(SUN SPARC3)을 사용하였다.

힘판(Kistler 9282), 증폭기(Kistler 9883A), A/D 변환기를 사용하여 발반력과 지면 접촉위치에 대한 자료를 얻었으며, 피실험자에게 가급적 힘판의 중앙부분을 던도록 주의시켰다. 힘판과 운동측정장치로부터 얻는 자료의 동시화(synchronization)를 위해 피실험자가 보행중 속도센서의 경로를 차단할 때 발생하는 전위차를 A/D변환기와 LED(light emitting diode)에 연결하여 불빛을 방사하게 하였다. 힘판에서는 A/D변환기에서 나오는 신호를 그리고 운동측정장치에서는 LED에서 방사한 불빛을 감지토록 함으로써, 발이 지면에 닿기 전의 한 순

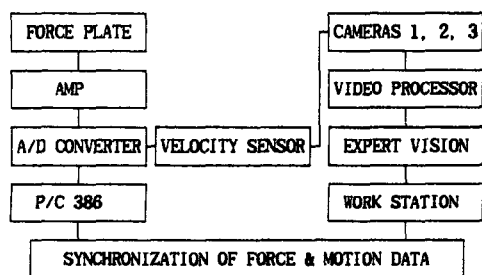


Fig. 1 Experimental set-up for the gait study

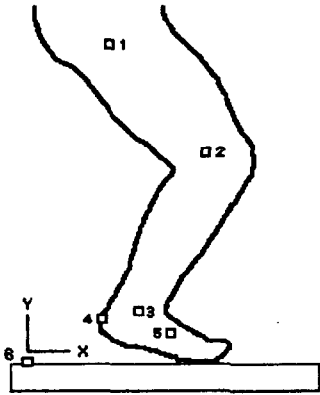


Fig. 2 Marker positions

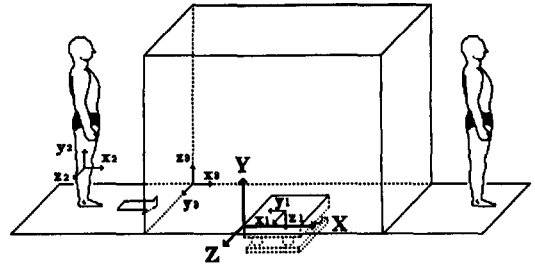


Fig. 3 Global and local coordinate systems

간에서 자료의 측정시점을 일치시킬 수 있었다.

### 3. 하지의 생체역학 모델

#### 3.1 기본 가정과 모델링 방법

사람의 하지를 허벅지, 정강이, 발의 세 강체요소로 구성할 수 있으며, 요소들을 연결하는 관절을 마찰이 없는 힌지로 나타낼 수 있다고 가정하였다. 발목관절(ankle joint, AJ), 무릎관절(knee joint, KJ), 고관절(hip joint, HJ)에 작용하는 하중의 계산에서 근육의 수축으로 인한 근력은 고려하지 않았다. 보행시 하지의 운동은 신체의 대칭면인 시상면(sagittal plane)에 평행한 수직평면상에서만 일어난다고 가정하여 오른쪽 하지에 대한 2차원 생체역학 모델을 개발하였다.

하지요소에 대한 운동을 하나의 고정좌표계에 대해서 나타내기 위하여 좌표계의 원점으로 사용될 표식을 힘판에 부착시켰으며, 편의상 +X방향을 피실험자가 걸어가는 진행방향, +Y방향을 지면의 수직상방향, +Z방향을 신체의 우측방향으로 설정하였다. Fig. 3은 본 모델링에서 설정한 고정좌표계(X, Y, Z)와 국부좌표계인 힘판좌표계(x<sub>1</sub>, y<sub>1</sub>, z<sub>1</sub>), 피실험자의 신체좌표계(x<sub>2</sub>, y<sub>2</sub>, z<sub>2</sub>), 그리고 운동측정장치좌표계(x<sub>3</sub>, y<sub>3</sub>, z<sub>3</sub>) 사이의 관계를 나타낸다.

하지요소에 작용하는 하중을 계산하기 위해서는 각 요소의 질량과 관성모멘트를 알아야 한다. 본 연구에서는 피실험자의 신장, 체중, 허벅지 중간둘레, 허벅지 길이, 정강이 둘레, 정강이 길이, 정강이 두께, 발목둘레, 복숭아뼈높이 등을 기초로 한 McConville 등<sup>(12)</sup>의 회귀식을 이용하여 하지요소의 부피, 질량 및 질량중심에 대한 관성모멘트를

구하였다.

실험을 통해 측정된 표식의 위치(Fig. 2 참조)를 이용하여 하지의 2차원 평면운동에 관한 자료를 유도하였다. 표식 1과 2의 위치 자료로부터 필터링과 수치미분을 통해 허벅지 질량중심의 위치, 속도, 가속도 및 시상면에서의 각변위, 각속도, 각가속도를 계산하였다. 같은 방법으로 표식 2와 3의 위치 자료로부터 정강이 질량중심의 위치, 속도, 가속도 및 회전운동에 관한 자료를 계산하였으며, 표식 4와 5의 위치자료로부터 발에 관한 운동자료를 계산하였다.

#### 3.2 역동역학방식에 의한 힘과 모멘트의 계산

하지요소에 대한 질량, 관성모멘트, 운동학 자료, 그리고 힘판에서 측정된 발반력 자료를 토대로 하지관절에 작용하는 힘과 모멘트를 계산할 수 있다. 각각의 요소에 대한 자유물체도로부터 AJ, KJ, HJ의 순으로 관절에 가해지는 힘과 모멘트를 계산한다.

Fig. 4 (a)의 자유물체도로부터 AJ에 작용하는 힘  $\vec{F}_{AJ}$ 와 모멘트  $\vec{M}_{AJ}$ 를 구하는 식을 유도하면 다음과 같다.

$$\vec{F}_{AJ} = M_1 \vec{A}_{CM1} - \vec{F}_F - \vec{F}_{G1} \quad (1)$$

$$\vec{M}_{AJ} = I_1 \alpha_1 \vec{R} - \vec{M}_F - \vec{R}_{AJ/CM1} \times \vec{F}_{AJ} - \vec{R}_{F/CM1} \times \vec{F}_F \quad (2)$$

식(1)에서  $M_1$ ,  $\vec{A}_{CM1}$ ,  $\vec{F}_F$ ,  $\vec{F}_{G1}$ 는 각각 발의 질량, 질량중심 CM1의 가속도, 힘판에 의해 측정되는 발반력, 자중이다. 식(2)에서  $I_1$ ,  $\alpha_1$ ,  $\vec{M}_F$ ,  $\vec{R}_{AJ/CM1}$ ,  $\vec{R}_{F/CM1}$ 는 각각 CM1에 대한 발의 관성모멘트, 발의 각가속도, 발반력에 의한 모멘트, CM1에 대한 AJ의 상대위치, CM1에 대한 발반력 작용점의 상대위치이다.

동일한 방법으로 Fig. 4 (b)로부터 KJ에 작용하는 힘  $\vec{F}_{KJ}$ 와 모멘트  $\vec{M}_{KJ}$ 를 구하는 식을 유도하면 다음과 같다.

$$\vec{F}_{KJ} = M_2 \vec{A}_{CM2} + \vec{F}_{AJ} - \vec{F}_{G2} \quad (3)$$

$$\vec{M}_{KJ} = I_2 \alpha_2 \vec{k} + \vec{M}_{AJ} - \vec{R}_{KJ/CM2} \times \vec{F}_{KJ} + \vec{R}_{AJ/CM2} \times \vec{F}_{AJ} \quad (4)$$

식(3)에서  $M_2$ ,  $\vec{A}_{CM2}$ ,  $\vec{F}_{G2}$ 는 각각 정강이의 질량, 질량중심 CM2의 가속도, 자중이다. 식(4)에서  $I_2$ ,

$\alpha_2$ ,  $\vec{R}_{KJ/CM2}$ ,  $\vec{F}_{KJ}$ ,  $\vec{R}_{AJ/CM2}$ 는 각각 CM2에 대한 정강이의 관성모멘트, 정강이의 각가속도, CM2에 대한 KJ의 상대위치, KJ에 작용하는 힘, CM2에 대한 AJ의 상대위치이다.

Fig. 4(c)로부터 HJ에 작용하는 힘  $\vec{F}_{HJ}$ 와 모멘트  $\vec{M}_{HJ}$ 를 구하는 식을 유도하면 다음과 같다.

$$\vec{F}_{HJ} = M_3 \vec{A}_{CM3} + \vec{F}_{KJ} - \vec{F}_{G3} \quad (5)$$

$$\vec{M}_{HJ} = I_3 \alpha_3 \vec{k} + \vec{M}_{KJ} - \vec{R}_{HJ/CM3} \times \vec{F}_{HJ} + \vec{R}_{KJ/CM3} \times \vec{F}_{KJ} \quad (6)$$

식(5)에서  $M_3$ ,  $\vec{A}_{CM3}$ ,  $\vec{F}_{G3}$ 은 각각 허벅지의 질량, 질량중심 CM3에 대한 허벅지의 관성모멘트, 허벅지의 각가속도, CM3의 가속도, 자중이다. 식(6)에서  $I_3$ ,  $\alpha_3$ ,  $\vec{R}_{HJ/CM3}$ ,  $\vec{R}_{KJ/CM3}$ 는 각각 HJ의 상대위치, CM3에 대한 KJ의 상대위치이다.

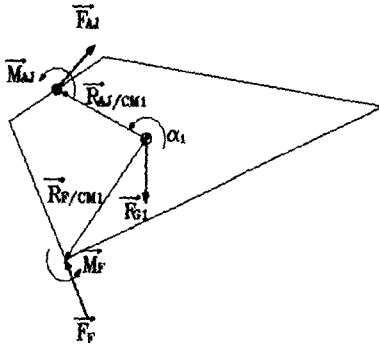
### 4. 결과 및 고찰

#### 4.1 1명의 피실험자에 대한 결과

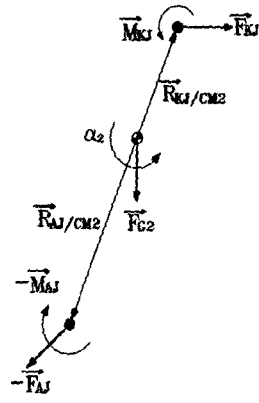
피실험자의 오른발이 힘판에 접촉할 때부터 떨어지는 순간까지의 지면 접촉기간(stance phase)에 대한 결과만을 해석하였다. 측정된 발반력과 모델을 통해 계산된 하지의 움직임, 관절력, 관절모멘트 등의 시간에 따른 변화를 살펴보기 위하여 5명의 피실험자 중 대표적으로 1명의 피실험자(S2)에 대한 결과를 제시하였다.

피실험자 S2의 오른쪽 하지에 부착된 5개 표식의 궤적은 Fig. 5와 같으며, 그림에서 오른발이 지면에 닿는 시점( $t=0.00$ )과 오른발이 지면에서 떨어지는 시점( $t=0.73$ )을 점선과 화살표로 나타내었다. 접촉기간인 0.73초 동안에 X방향의 위치변화가 가장 크게 관찰된 곳은 예상과 같이 HJ였고, 그 크기는 75.8cm에 달했다. Y방향의 위치변화는 발을 앞으로 옮기기 위해 발목을 들어올리기 때문에 AJ에서 12.3cm로 가장 크게 나타났다.

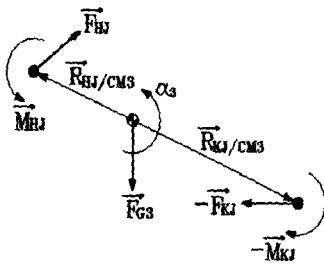
Fig. 6은 오른발이 힘판에 접촉하는 동안에 측정된 발반력의 X와 Y방향 성분인  $F_x$ 와  $F_y$ 를 나타낸



(a) Foot



(b) Calf



(c) Thigh

Fig. 4 Free body diagram of the lower extremity elements

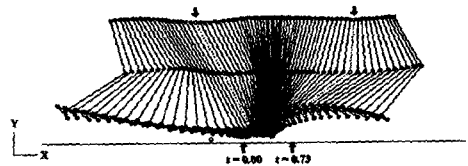


Fig. 5 Time histories of marker positions on the right lower extremity

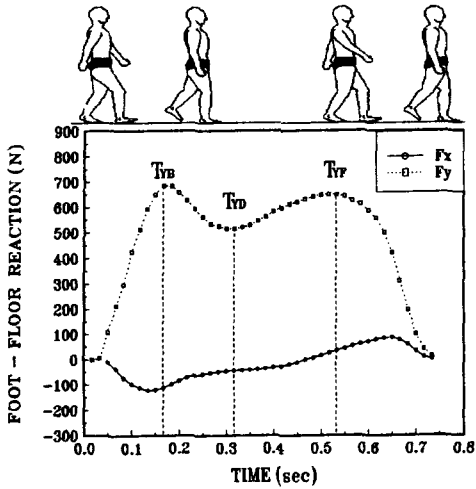
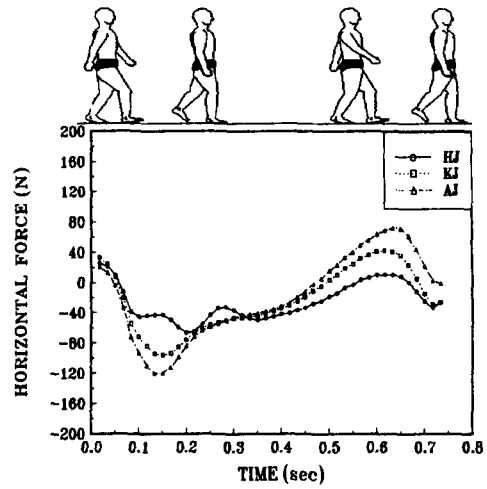


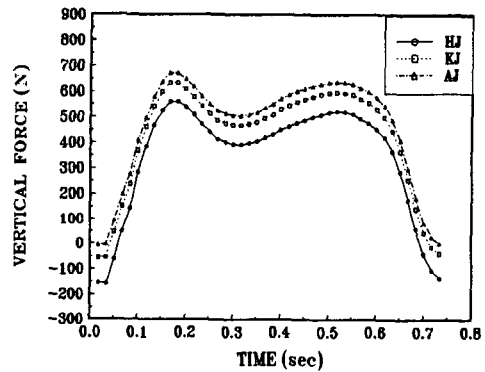
Fig. 6 Foot-floor reaction components during stance

다. 발이 지면에 접촉하는 기간은 Yun 등<sup>(13)</sup>의 연구에서와 같이 크게 3단계로 나눌 수 있어, 그림에서와 같이 발반력의 수직성분에 대하여 살펴보면 첫번째 단계는 0~ $T_{YB}$ (left toe-off)이고, 두번째 단계는  $T_{YB}$ ~ $T_{YF}$ (left heel-strike)이며, 세번째 단계는  $T_{YF}$ ~0.73(right toe-off)로 구분할 수 있다. 쉽게 예측할 수 있듯이 발반력의 성분 중에서  $F_Y$ 가 지배적이었다. Fig. 6에서  $F_X$ 는 발이 지면에 닿을 때는 발과 지면에 사이의 마찰과 신체의 움직임으로 인하여 -X방향으로 작용하여 -122 N까지 달하며, 발이 지면에서 떨어질 때에는 진행방향으로 작용하여 87 N까지 달했다.  $F_Y$ 는 체중과 신체의 수직운동에 대한 반력으로 +Y방향으로 작용하고 최대 크기가  $T_{YB}$ 에서 687N로 1.04BW (body weight)에 해당되었으며, 접촉기간중  $T_{YD}$ 에서 국부적 최소값(local minimum)을 가지고 그 크기는 517N로 0.79BW에 해당되었다. Röhrle 등<sup>(5)</sup>에 의해 발표된 결과와 본 연구에서 측정된 발반력과 결과를 비교할 때 그 변화 형태와 최대 크기(BW)에서 대체로 일치하였다.

Figs. 7(a)와 (b)는 각각 하지관절에 작용하는 힘의 X와 Y방향 성분을 나타낸다. Fig. 7(a)에서 HJ, KJ, AJ에 작용하는 진행방향 성분의 범위는 각각 -66~11, -96~42, -120~72N이었으며, Fig. 7(b)에서 그 관절에 작용하는 수직성분의 범위는 각각 -158~561, -54~633, -7~672N이었다. 시간에 따른 관절력의 변화는 발반력 곡선과 성분별로 유사함을 알 수 있었다. 수직성분에서는



(a) Horizontal component



(b) Vertical component

Fig. 7 Forces at the right lower extremity joints

HJ, KJ, AJ의 순서로 힘의 변화폭이 증가하는데, 이것은 보행시 하지요소의 가속도가 증력가속도에 비해 상대적으로 작아서 아래쪽 관절로 갈수록 요소의 자중이 더해지기 때문이다. 수평성분에서도 HJ, KJ, AJ의 순서로 하중이 증가하는 현상을 보이지만, Fig. 5에서 살펴본 바와 같이 HJ에서 X방향의 움직임이 다른 관절에 비해 크기 때문에 HJ에 작용하는 힘은 지면접촉 초반부(0.1~0.3초)에서 관성력의 영향을 받고 있음을 알 수 있었다.

하지근육에 의한 힘을 고려하지 않았기 때문에 관절력의 최대 크기가 HJ, KJ, AJ에서 각각 0.85, 0.96, 1.02BW로 계산되었다. 하지의 근력들을 고려한 타 연구의 결과를 살펴보면, HJ, KJ, AJ에 작용하는 관절력이 각각 Seireg과 Arvikar<sup>(3)</sup>의 연구에서는 5.4, 7.1, 5.2BW로, Hardt<sup>(4)</sup>의 연구에

서는 5.7, 2.7, 3.5BW로, Röhrle 등<sup>(5)</sup>의 연구에서는 4.8, 4.5, 3.2BW로 계산되었다. 이러한 수치는 신체의 운동에 의한 관성력보다는 주로 근육의 수축에 의한 근력이 관절 하중의 크기를 지배한다는 것을 시사하나, 보행과 같은 신체의 동적활동에 대해 근력을 정확하게 산출하는 방법은 아직까지도 알려지지 않았으므로 근력을 고려한 수치는 추정에 불과하다.

Fig. 8은 HJ, KJ, AJ에 작용하는 모멘트를 나타내며, HJ에서는 허벅지를 들어 올리려는 굴곡(flexion)모멘트, KJ에서는 정강이를 들어 올리려는 신전(extension)모멘트, AJ에서는 발을 발등쪽으로 올리려는 배측굴곡(dorsi-flexion)모멘트를 양(+ )의 모멘트로 정의하였다. HJ, KJ, AJ에 작용하는 모멘트는 각각 -30.4~18.8, -21.3~32.5, -7.4~94.8 Nm의 범위를 가져, AJ에 작용하는 모멘트가 그 변화폭이 가장 큰 것으로 계산되었다. 그림에서와 같이 오른쪽 발끝이 지면에서 떨어질 때 AJ에 작용하는 모멘트의 크기가 증가하는 것은 발의 질량중심에서 지면에 접촉하는 부분까지 거리인 모멘트팔이 지면에 접촉할 때에 비하여 더 크기 때문이다. Figs. 7(a)와 8에서와 같이 위쪽관절로 갈수록 모멘트의 값은 관절력과 함께 하지의 각도에 따라 변화하는 모멘트팔의 크기에 영향을 받는 것을 알 수 있다.

본 연구에서 계산된 관절모멘트를 Winter<sup>(14)</sup>의 연구결과와 비교하여 볼 때 모멘트의 형태는 전반적으로 유사함을 알 수 있었다. 그의 연구에서 HJ, KJ, AJ의 모멘트 최대값이 각각 54.0, 37.3, 137.3 Nm로 발표되어 본 연구의 결과와는 작지 않은 차이를 보이지만 이것은 신체적 조건(피실험자의 체중과 신장)과 보행조건이 다르기 때문이다. Winter의 연구에 참여한 피실험자에 대한 본 연구에 참여한 보행자의(체중×신장)비가 0.8이고, 관절의 운동범위가 가장 작다고 평가되는 발목에 작용하는 모멘트의 최대값의 비는 0.7로 계산되어, 모멘트 값의 차이는 대부분 신체적인 차이에서 비롯되었다고 판단할 수 있다.

4.2 3회 수행에 대한 결과

주어진 보행을 피실험자 S2가 3회(T1~T3)에 걸쳐 반복할 때 하지의 움직임, 발반력, 그리고 관절에 작용하는 힘과 모멘트에서 동일한 결과를 얻을 수 있는 지에 대해 살펴보았다. 이를 위하여 크

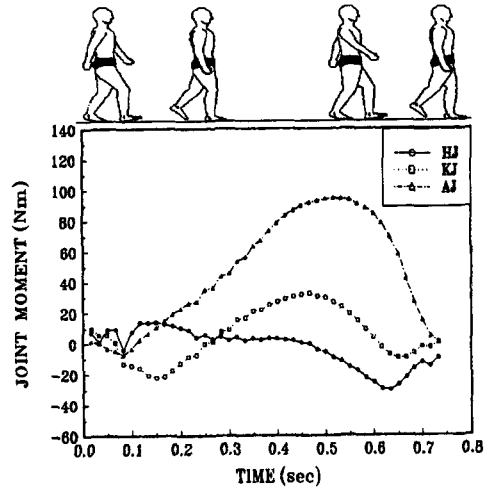


Fig. 8 Moments at the right lower extremity joints

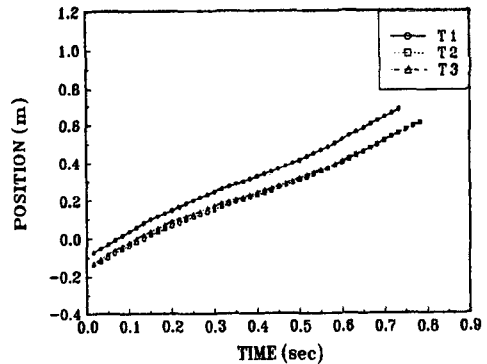


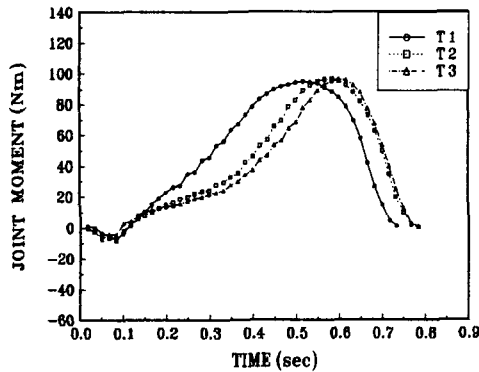
Fig. 9 Displacement of the hip joint in three task trials

기가 가장 크게 나타나는 고관절의 진행방향 위치, 발반력의 수직방향 성분, 발목 관절력의 수직방향 성분, 발목에 작용하는 모멘트 등에 대해 중점적으로 비교하였다.

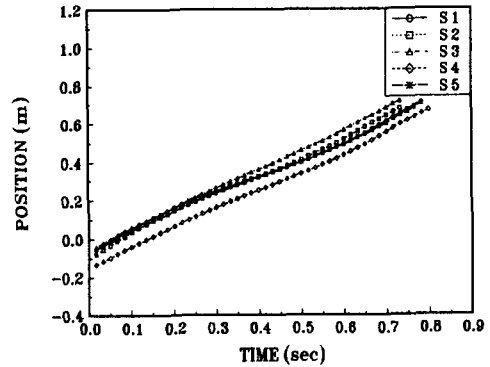
Fig. 9는 3회 수행에 대한 고관절의 수평위치의 변화를 나타낸다. HJ위치의 변화는 T1, T2, T3에서 각각 75.8, 74.9, 73.8 cm로 나타나 그 차이가 2cm 이하였다. 특히 HJ의 진행속도를 나타내는 기울기값에서도 차이가 미세하여 신체의 움직임에서 반복성을 관찰할 수 있었다. Table 2는 3회 수행에 대한 발반력과 관절력의 수직성분의 최대값을 나타낸다. 표에서 알 수 있듯이 발반력과 AJ관절력 수직성분의 최대값은 각각 686~707과 672~692 N으로 나타났으며, 이를 기초로 수행 간의 표준편차는 10.4와 11.1 N으로 계산되었다. 그리고 위쪽

**Table 2** Maximum values in the vertical component of foot-floor reaction and joint forces (N) in three task trials

	T1	T2	T3	Average	S.D.
Foot-floor reaction force	686.4	695.4	707.1	69.3	10.4
Ankle joint force	671.9	674.2	692.2	679.4	11.1
Knee joint force	633.4	635.2	654.1	640.9	11.5
Hip joint force	560.7	562.3	583.1	568.7	12.5



**Fig. 10** Moment at the ankle joint in three task trials



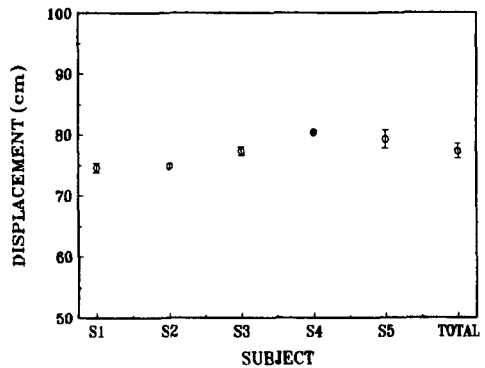
**Fig. 11** Time history of the hip joint position for five subjects

관절로 갈수록 표준편차가 조금씩 증가함을 알 수 있었다. Fig. 10은 3회 수행에 대한 AJ모멘트를 나타낸다., AJ모멘트의 최대값(최소값)은 T1, T2, T3에서 각각 94.8(-7.4), 96.5(-8.1), 94.8(-7.2) Nm로 계산되었고 수행 간의 표준편차는 0.7(0.4) Nm이었다. 지면 접촉기간이 다른 T1에서 Fig. 6에 표시된  $T_{VB} \sim T_{VD}$ 기간에 다소 차이가 발견되나, 3회 수행에 해당하는 AJ모멘트 곡선에서 전체적으로 유사한 변화 형태를 보였다.

**4.3 5명 피실험자에 대한 결과**

주어진 보행동작을 5명의 피실험자가 수행할 때 얻은 결과를 비교하였다. 앞에서와 같이 고관절의 진행방향 위치, 발반력의 수직방향 성분, 발목 관절력의 수직방향 성분, 발목에 작용하는 모멘트 등에 대해 중점적으로 살펴보았다.

Figs. 11과 12는 고관절의 변위에 대한 결과를 나타낸다. Fig. 11은 각 피실험자에 의해 얻어진 결과중 하나를 택하여 5명의 피실험자에 대해 시간에 따른 HJ위치를 나타낸 것으로 S1, S2, S3, S4, S5에 대한 수평위치의 변화폭은 각각 76.0 75.8, 75.5, 80.4, 77.0 cm로 나타나 5명의 피실험자 사



**Fig. 12** Horizontal displacement of the hip joint during stance for five subjects

이에 신체 움직임에서는 두드러진 차이를 발견할 수 없었다. Fig. 12는 피실험자 각각에 대해 3회 수행 결과를 토대로 계산한 변위폭의 평균값(원으로 표시)과 표준편차(오차막대로 표시)를 나타낸다. 그림에서 알 수 있듯이 1명의 피실험자가 주어진 동작을 3번 수행할 때의 표준편차는 S5(표준편차 3.0 cm)를 제외하고는 0.3~1.6 cm로 피실험자 사이의 표준편차인 2.3 cm보다 작게 나타났다. 이



**Table 3** Maximum values in the vertical component of foot-floor reaction and joint forces (N) for five subjects

	S1	S2	S4	S5	S5	Average	S.D.
Foot-floor reaction force	762.7	695.5	688.7	658.1	485.0	658.0	104.0
Ankle joint force	752.6	679.4	677.8	644.4	482.4	647.3	100.3
Knee joint force	703.0	640.9	638.6	604.5	452.5	607.9	93.9
Hip joint force	623.3	568.8	552.2	519.5	393.9	531.7	85.7

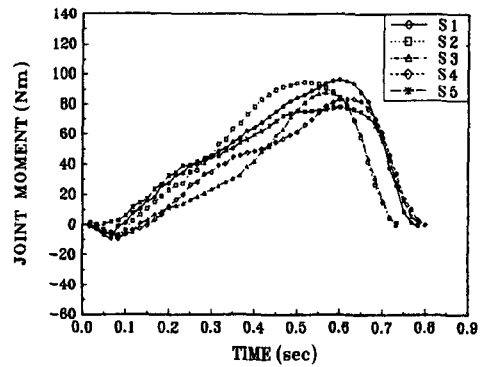
러한 표준편차의 값을 통해, 주어진 동작이 누구에 의해서든지 완전하게 반복될 수는 없지만, 여러 사람으로부터 얻은 자료집단에 비해 한 사람으로부터 얻은 자료집단에서 보다 균일한 실험결과를 획득하리라는 예측이 대부분의 경우에 적용됨을 확인하였다.

5명의 피실험자에 의해 3회 수행된 결과를 토대로 계산한 평균값중 발반력과 관절력의 수직성분의 최대값(주로 0.2초 부근에서 발생)만을 Table 3에 기재하였다. 발반력의 최대값은 485~762 N(표준편차 104.0 N), AJ관절력의 최대값은 482~753 N(표준편차 100.3 N)으로 신체의 움직임과는 달리 5명의 피실험자 사이에 큰 차이가 있었다. 그러나 이와는 대조적으로 피실험자가 주어진 동작을 3회 수행할 때 최대값의 표준편차는 발반력에서 9.9~14.3 N, AJ관절력에서 6.5~12.7 N으로 상당히 작았다. 지면으로부터 받는 발반력의 최대값은 체중이 가장 큰 S1에서 최대이고 체중이 가장 작은 S5에서 최소로 모든 피실험자에 대해 그 크기가 체중 순서와 같았다. 관절력의 크기에서도 체중 순서임을 관찰할 수 있어 발반력이 관절력에 지배적인 영향을 줌을 알 수 있었다. 발반력의 최대값을 체중으로 나눈 값은 S1, S2, S3, S4, S5에 대해 각각 1.11, 1.06, 1.14, 1.10, 0.94 BW로 계산되었으며, AJ관절력도 5명에 대해 최대값이 0.94~1.12 BW의 범위를 가져 발반력에서와 유사한 범위의 값을 보였다. 결과에서 발반력의 최대값이 체중보다 작은 0.94 BW인 경우도 나타나는데, 이러한 값은 보행시 피실험자의 신체 움직임에 따라서 나타날 수도 있다.<sup>(13)</sup>

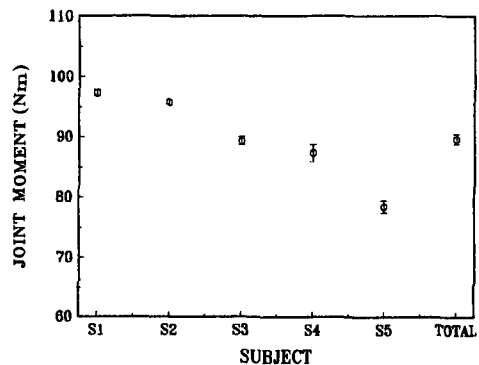
Fig. 13은 시간에 따른 AJ모멘트를 나타내며, 최대값(최소값)은 S1, S2, S3, S4, S5에 대해 각각 96.3(-9.6), 94.8(-7.4), 87.8(-8.1), 83.4(-9.5), 78.0(-1.4) Nm로 계산되었다. AJ모멘트의 최대값과 변화폭도 체중 순서로 나타났지만,

최소값의 크기에서는 S4가 두번째이었다. 그림을 통해 시간에 따른 모멘트의 전반적인 변화가 모든 피실험자에 대해서 동일함을 알 수 있다.

Fig. 14는 5명의 피실험자에 대해 AJ에 작용하는 관절모멘트 최대값의 평균과 표준편차를 나타낸다. 5명의 피실험자에 대한 최대값의 평균은 78.1~96.3 Nm의 범위에 있으며, 그 값의 크기도 체중 순이었다. 모든 피실험자에 대한 최대값의 표준편차는 6.7 Nm이었고, 3회 수행에 대한 표준편차는



**Fig. 13** Moment at the ankle joint for five subjects



**Fig. 14** Maximum value of the ankle joint moment for five subjects

0.7~2.9 Nm의 범위를 보여 사람에게 따라 주어진 동작을 반복할 때 가해지는 모멘트의 크기에서 무시하지 못할 차이도 발견되었다. 관절모멘트의 최대값에 대하여 모멘트와 단위가 같은 피실험자의 (체중×신장)으로 나누어 정규화한 값(0.00~0.09)을 통해 정량적인 관계를 얻고자 하였으나 이를 발견하지 못했다. 정규화한 값에서 나타나는 차이가 우연변동에 의한 것인지 또는 통계학적으로 각 피실험자 사이의 차이에 의한 것인지를 판명하기 위해서는 분산분석이 요구된다.

4.4 통계학적 해석

서로 독립적으로 수행된 실험에서 얻은 결과로부터 통계학적으로 피실험자 사이와 수행 사이에 어떤 차이가 있는지를 알아보기 위하여 이원 분산분석법(analysis of variance, ANOVA)을 사용하였다. 유의수준 1%(신뢰도 99%)에서 다른 피실험자(인자 A)나 수행(인자 B)에서 얻어진 결과가 서로 같다는 가설을 기각하여, 얻어진 결과가 서로 다르다는 결론을 채택하게 되는 조건으로 다음과 같다.<sup>(15,16)</sup>

$$F_{\alpha}^*(0.01) < F_A \tag{7}$$

$$F_{\beta}^*(0.01) < F_B \tag{8}$$

여기서,  $a$ 와  $b$ 는 각각 인자 A와 인자 B의 자유도로 (인자 A의 개수-1)과 (인자 B의 개수-1)을 나타내며,  $n$ 은 총 자유도로 ( $a \times b$ )를 나타낸다. 그리고  $F_{\alpha}^*(0.01)$ 과  $F_{\beta}^*(0.01)$ 은 신뢰도 99%에서 각각 자유도가 ( $a, n$ )인 인자 A와 자유도가

( $b, n$ )인 인자 B의 한계 F비를 나타낸다.

Table 4는 보행실험과 모델링을 통해 얻어진 결과를 토대로 계산된 인자 A와 B에 대한 F값으로 분산분석표(ANOVA tabel)를 구성한 것이다. 앞에서와 같이 하의 운동을 반영하는 것으로 고관절의 수평변위를, 그리고 발반력과 관절력에서는 가장 큰 값을 나타내는 수직성분을 선택하였다. 신뢰도 99%에서 인자 A에 대한 F의 한계값은 7.01이므로, HJ변위(4.09), HJ와 KJ의 모멘트(1.62와 3.94)를 제외한 항목에서는 피실험자 사이에 통계학적으로 차이가 있었다. 반면에 인자 B에 대해서는 신뢰도 99%에서 F의 한계값이 8.65이고 모든 항목에 대한 F값은 이보다 작아, 표에 기재된 모든 항목의 결과는 통계학적으로 같다고 판정되었다. 이러한 통계학적 판정에 의하면 신체의 움직임에 대해서는 모든 피실험자와 모든 수행으로부터 제대로 규제된 측정값을 얻었다고 볼 수 있다. 한편 발반력과 관절력에서는 피실험자에 따라서 통계학적으로 차이가 나는 결과를 얻을 수밖에 없었지만, 각 사람에게서는 어떤 수행에서든지 통계학적으로 동일한 결과를 얻을 수 있었다. 관절모멘트에 대해서는 통계학적 판정이 관절에 따라 상이하여, HJ와 KJ에 작용하는 모멘트는 누구에게나 동일하였지만, AJ에 작용하는 모멘트는 사람에게 따라 차이가 났음이 밝혀졌다.

정규화한 값에 대해 통계학적으로 분석하기 위하여 고관절의 수평변위를 피실험자의 신장으로, 발반력과 관절력의 수직성분을 피실험자의 체중으로,

Table 4 Two-factor ANOVA table for subject (A) and trial (B)

		Factor A	Factor B
Horizontal displacement of the hip joint		4.09	0.31
Vertical component of the foot-floor reaction		143.76	0.51
Vertical component of joint force	HJ	203.46	1.51
	KJ	103.84	1.44
	AJ	208.64	1.44
Joint moment	HJ	1.62	0.14
	KJ	3.94	1.20
	AJ	48.84	2.68
Critical value of F		7.01	8.65

**Table 5** Two-factor ANOVA table for factors A and B using normalized values

		Factor A	Factor B
Horizontal displacement of the hip joint		4.50	0.31
Vertical component of the foot-floor reaction		25.19	0.35
Vertical component of joint force	HJ	34.32	1.12
	KJ	21.73	1.25
	AJ	37.02	1.14
Joint moment	HJ	2.46	0.09
	KJ	2.44	1.30
	AJ	7.39	2.24
Critical value of F		7.01	8.65

모멘트를 피실험자의 (체중×신장)으로 각각 나누었다. 이와 같이 정규화한 값을 토대로 작성한 Table 5에서도 Table 4에서와 같이 HJ변위, HJ와 KJ모멘트를 제외하고는 신뢰도 99%에서 실험대상자 사이에 통계학적으로 서로 다르다고 나타났다. 따라서 어떤 사람의 관절에 작용하는 힘을 알아보고자 한다면 반드시 그 사람을 대상으로 실험한 자료에 의해서만 정량적인 결과를 얻을 수 있음이 밝혀졌다. 그러나 동일한 피실험자에 대해서는 각 수행에서 얻은 결과가 통계학적으로 서로 같다는 것이 표에 기재된 모든 항목에서 공통적으로 나타나, 어떤 사람에 대한 신체의 움직임이나 하중을 알아보기 위해서는 단 한번의 수행에서 얻은 실험자료만을 해석하여도 충분하다는 것을 알 수 있었다.

분산비 *F*의 값은 인자에 따라 발생하는 차이를 나타내는 척도로 *F*값이 1에 가깝다는 것은 그 차이가 작다는 의미한다. Tables 4와 5에 기재된 것을 서로 비교하면 인자 *A*에 대한 고관절변위에서는 두 *F*값의 차이가 크지 않아 고관절변위가 피실험자의 신장에 영향을 거의 받지 않음을 알 수 있다. 이와 대조적으로 발반력과 관절력에서는 Table 5의 *F*값이 Table 4의 값의 20% 정도로 크게 줄어들어 피실험자의 체중이 발반력과 관절력에 커다란 영향을 주고 있음을 알 수 있다. 관절모멘트에서는 AJ에서 분산비 *F*가 Table 4의 값의 15%로 크게 줄었지만, HJ에서는 오히려 1.5배로 늘어나 모든 관절모멘트와 (체중×신장) 사이에 적용되는 정량적인 관계를 발견하기가 어렵다는 것을 확인하

였다.

### 5. 결 론

하지에 대한 2차원 생체역학 모델을 개발하였으며, 젊은 남성이 정상인의 평균 보행속도에 가까운 1 m/s(3.6 km/h)의 속도로 걸어가는 보행실험을 수행하였다. 5명의 피실험자에 의해 행해진 총 15회의 보행에 대해 실험과 생체역학 모델을 통해 얻은 결과와 이를 통계학적으로 분석한 것을 토대로 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

(1) 0.73~0.80초 동안 지속된 지면 접촉기간에서의 고관절, 무릎관절, 발목관절에서의 수평위치의 변화(평균±표준편차)는 각각 72.4~82.9(77.3±3.0), 49.5~64.3(57.7±4.6), 12.9~21.4(18.1±2.8)cm이었고, 각각에 대한 수직위치의 변화는 3.1~4.9(3.7±0.5), 0.6~4.8(2.2±1.3), 11.0~15.3(13.4±1.2)cm로 나타났다.

(2) 발반력의 수평방향과 수직방향의 최대값은 체중의 0.13~0.20(0.16±0.02)배와 0.90~1.17(1.07±0.08)배로 나타났다. 고관절, 무릎관절, 발목관절에 작용하는 수평 관절력은 각각 체중의 -0.08~0.09, -0.18~0.14, -0.22~0.18배의 범위에서 변화하였고, 수직관절력의 최대값은 각각 체중의 0.76~0.91(0.87±0.06), 0.88~1.05(0.99±0.07), 0.93~1.11(1.05±0.07)배에 달했다.

(3) 고관절, 무릎관절, 발목관절에 작용하는 모멘트 크기의 변화는 각각 -69.7~29.6, -52.3~

32.2,  $-10.4 \sim 98.8$  Nm이었다. 그 변화폭에 대한 평균(±표준편차)은 각각  $62.3(\pm 15.3)$ ,  $48.0(\pm 12.6)$ ,  $96.1(\pm 9.2)$  Nm이었다.

(4) 주어진 보행을 한 피실험자가 반복 수행할 때 하지관절에 작용하는 하중은 신뢰도 99%에서 통계학적으로 서로 동일하였지만, 여러 피실험자가 수행할 때 각 사람에게 작용하는 하중은 신뢰도 99%에서 통계학적으로 서로 동일하지 않았다.

### 참고문헌

- (1) Nigg, B. M., 1986, *Biomechanics of Running Shoes*, Human Kinetics Publishers Inc., Champaign, Illinois.
- (2) Scott, S. H. and Winter, D. A., 1990, "Internal Forces at Chronic Running Injury Sites," *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 22, No. 3, pp. 357~369.
- (3) Seireg, A. and Arvikar, R. J., 1975, "The Prediction of Muscular Load Sharing and Joint Forces in the Lower Extremities During Walking," *J. Biomechanics*, Vol. 8, pp. 89~102.
- (4) Hardt, D. E., 1978, "Determining Muscle Forces in the Leg During Normal Human Walking-An Application and Evaluation of Optimization Methods," *Trans. ASME J. Biomech. Eng.*, Vol. 100, pp. 72~78.
- (5) Röhrle, H. Scholten, R. Sigolotto, C. and Solbach, W., 1984, "Joint Forces in the Human Pelvis-Leg Skeleton During Walking," *J. Biomechanics*, Vol. 17, No. 6, pp. 409~424.
- (6) Buczek, F. L. and Cavanagh, P. R., 1990, "Stance Phase Knee and Ankle Kinematics and Kinetics During Level and Downhill Running," *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 22, No. 5, pp. 669~677.
- (7) 정의승, 정민근, 기도형, 1993, "상지의 동작 한계를 평가하는 알고리즘," 대한인간공학회논문집, 제12권 제1호, pp. 17~24.
- (8) 황규성, 1993, "좌식작업시 하지동작의 인체공학 모형 및 근특성분석," 동아대학교 박사학위논문, 부산.
- (9) 김철중, 이남식, 김진호, 박수찬, 이응호, 최종후, 강신철, 이유금, 이상도, 이동춘, 1992, "산업제품의 표준치 설정을 위한 국민체위 조사 보고서," 공업진흥청, 한국표준과학연구소.
- (10) 이관석, 전영호, 김윤철, 신중석, 1993, "효율적 제품설계를 위한 인체자료의 조사 및 분석," 대한인간공학회논문집, 제12권 제1호, pp. 25~38.
- (11) 임형균, 이영신, 김철중, 이남식, 박세진, 1993, "한국인의 인체분절의 질량, 질량중심, 관성모멘트에 관한 연구," 대한기계학회 추계학술대회 논문집(1), pp. 15~19.
- (12) McConville, J. T. Clauser, C. E. Churchill, T. D. Cuzzi, J. and Kaleps, I., 1980, *Anthropometric Relationships of Body and Body Segment Moments of Inertia*, Technical Report AFAMRL-TR-80-119, Air Force Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson AFB, Ohio.
- (13) 윤종일, 손 권, 이민철, 1993, "장애물을 걸어서 넘어갈 때 측정된 발반력에 대한 생체역학적 해석," 대한기계학회논문집 제17권 제7호, pp. 1864~1873.
- (14) Winter, D. A., 1979, *Biomechanics of Human Movement*, John Wiley & Sons, New York.
- (15) 안정길, 전금석, 1986, *통계학*, 도서출판 대림, 서울.
- (16) Hogg, R. V. and Tanis, E. A., 1989, *Probability and Statistical Inference*, 3rd ed., Macmillan, New York.