

# 관절의 수동탄성특성을 이용한 족부의 생체역학적 해석

김시열\*, 최현기#

## Biomechanical Analysis of the Human Foot by Using Passive Elastic Characteristics of Joints

Si Yeol Kim\*, Hyeonki Choi#

### ABSTRACT

In this study we presented kinematic and kinetic data of foot joints using approximated equations and partial plantar pressure during gait. The maximum angular displacements of each tarsometatarsal joint were found to range from 4° to 7° and the maximum moments were from 200N·cm to 1500N·cm. It was relatively wide distribution. Foot kinematic data calculated from the approximated equations, which were represented by the correlation between moment and angular displacement, and the data from motion analysis were similar. We found that the movements of foot joint were mainly decided by the passive characteristics of the joint when ground reaction force acts. The method of kinematic and kinetic analysis using approximated equations which is presented in this study is considered useful to describe the movements of foot joints in gait simulations.

**Key Words** : foot joints(족부관절), kinematic data(기구학적 데이터), kinetic data(운동학적 데이터), plantar pressure(족저압), passive characteristics of joint(관절의 수동적 특성)

### 1. 서론

보행 시 족부는 외부와 유일하게 상호작용 하는 부분으로 하지(lower limb)와 지면 사이의 중요한 역학적 역할을 하는 다 관절 메카니즘을 가지고 있다<sup>1,2,13</sup>. 하지 관절의 부상이나 장애는 근육, 뼈, 인대(ligament)등에 많은 영향을 미치고, 퇴화와 불안정(instability), 운동장애(disability of locomotion) 등의 원인이 될 수 있다. 정강이(shank)와 족부의 집합체에 대하여 특정 세그먼트

를 기구학적(kinematic), 운동학적(kinetic)으로 특징 지우는 것은 족부 질환에 대한 임상적 평가에 활용될 수 있을 뿐 아니라, 보행 시 족부와 지면과의 상호 작용을 생체역학적 관점에서 고찰하는 중요한 목적이 되기도 한다<sup>1,2,4</sup>.

관절의 기구학적 움직임을 결정짓는 중요한 요소는 합성모멘트(resultant moment)이다<sup>10</sup>. 합성모멘트는 능동적인 요소와 수동적인 요소들에 의해서 나타나는데, 능동적인 요소로는 관절근(articular muscle)의 수축이 있으며, 수동적인 요소는 인대,

접수일: 2003년 7월 4일; 게재승인일: 2003년 11월 14일  
\* 성균관대학교, 기계공학부 대학원  
# 교신저자: 성균관대학교, 기계공학부  
Email: [chk@me.skku.ac.kr](mailto:chk@me.skku.ac.kr), Tel. (031) 290-7455

건(tendon) 및 근육의 비능동요소(inactive component) 등에 의해 발생한다<sup>10</sup>.

족부의 구조에 미치는 힘을 계산하기 위하여 주요 근육과 인대의 영향을 고려한 해석들이 지금까지 행하여 졌는데 이들은 지면반발력과 근육과 인대가 서로 정역학적 평형상태를 이룬다고 가정하였다<sup>5,13,19</sup>. 그러나 실제로 족부 관절은 보행이라는 동적인 상황이며, 보행 시 족부 관절의 움직임을 기술하는 데는 많은 어려움이 있어왔다<sup>3,13,19,20-24</sup>. 족부 관절의 기구학적 움직임은 족부의 해부학적 구조상 지면반발력에 대한 관절의 수동적인 부분에 의해 주로 좌우된다고 가정되어왔다. 그리고 이러한 족부 관절의 수동적인 움직임을 기술하기 위해서 관절의 모멘트와 각변위(angular displacement) 사이의 수학적 상관계가 제시된 바 있다<sup>11</sup>.

본 연구에서는 관절의 수동탄성모멘트(passive elastic moment)와 각변위 사이의 상관관계를 이용하여 족부 관절의 기구학적, 운동학적 데이터를 제시하고자 한다. 아울러 이 연구의 타당성을 보이기 위하여 모션 분석을 통하여 제시되어진 값과 족부의 수동탄성모멘트에 의해 계산된 값을 비교하고자 한다. 더 나아가 보행 시 족부의 기구학적 데이터는 지면반발력과 이에 저항하는 관절의 수동적인 부분에 의하여 지배 된다는 것을 보이고자 한다

## 2. 방법

### 2.1 지면반발력 측정

피험자는 3명의 건강한 20대 남자로 하였다. 지면반발력 측정을 위해 EMED(Novel, Germany) 시스템을 사용하였다. 측정된 반발력은 뒤꿈치(heel)와 엄지 발가락(hallux) 그리고 다섯 개의 중족골머리(metatarsal head) 등으로 일곱 부위로 나뉘었고, 4개의 발가락에 작용하는 지면반발력은 상대적으로 작은 양이므로 고려되지 않았다<sup>25,26</sup>. 중족골머리의 위치를 정확하게 파악하기 위하여 x-ray 이미지와 MPP(maximum pressure picture)를 이용하였고 부분적인 압력과 힘을 얻기 위하여 메쉬(mesh)를 그렸다(Fig. 1). 그리고 메쉬 안에 들어가는 센서들에 의해서 부분 압력을 얻었다. 그 후 메쉬의 면적을 곱함으로써 각 부위에 작용하는 힘을 얻을 수 있었다.

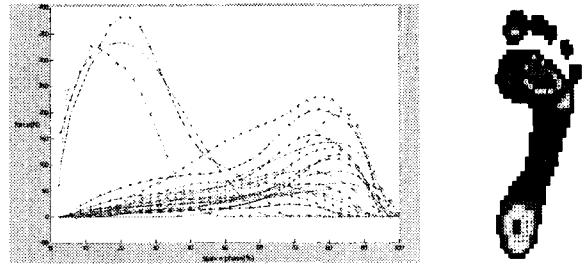


Fig.1 Force distribution and maximum pressures.

실험은 각 피험자 당 세 번 실시되었고, 각 실험값의 평균을 구하기 위하여 3 차곡선내삽법(cubic spline interpolation)을 이용하였다. 지면반발력 데이터와 모션분석 데이터를 동기화(synchronization)하기 위하여 발꿈치닿음(heel-striking)부터 발가락떨어짐(toe-off)까지의 시간을 표준화(normalization)하였다.

### 2.2 계산 방법

첫 번째와 다섯 번째 중족골(metatarsal)의 움직임과 엄지 발가락의 움직임을 기술하기 위하여, 실험실의 기준위치에 기준좌표계(global reference frame)를, 족부에 네 개의 지역좌표계(local reference frame)를 각각 정의하였다. 지역좌표계의 위치는 6개의 표면마크(skin marker)를 이용하여 표시하였다. 족부 모델은 Scott 과 Winter<sup>3</sup>의 모델을 이용하였다.

보행 시 족부의 움직임에 대한 기준을 만들기 위해서 발 뒤꿈치에 지역 좌표계를 부착하였다. 첫번째와 다섯번째 중족골, 엄지 발가락의 각변위를 기술하기 위해서 내측 설상골(medial cuneiform)와 입방골(cuboid), 그리고 첫번째 중족골 머리에 각각 지역좌표계를 정의하였다. 각 좌표계의 X축의 방향은 뼈의 길이방향(longitudinal direction)과 나란하게 하였고, Z축은 모델의 관절 축과 일치시켰다(Fig. 2). 뒤꿈치의 지역좌표계를 정의하기 위

해서 3 개의 마크를 이용하였다(Fig. 2). 마크 1을 기준으로 마크 2와 3의 방향으로 벡터를 정의하였다. 이 중 하나의 벡터를 {Heel}의 X 축으로 정의하였다. 정의되어진 두 벡터의 외적(cross product)을 통하여 {Heel}의 Y 축을 정의하고, 계(frame)의 X 축과 Y 축의 외적을 통해 Z 축을 정의하였다.

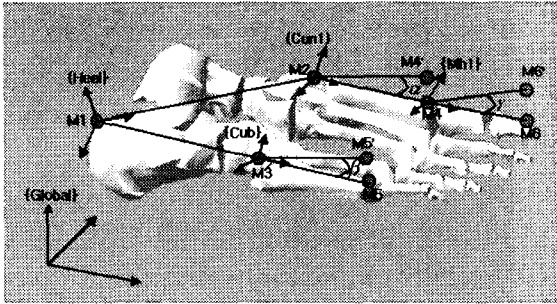


Fig. 2 The description of reference frames and angular displacement for model analysis

이들 벡터들은 기준좌표계의 변환행렬 (transformation matrix)의 회전(rotation)부분을 정의하기 위하여 모두 단위벡터(unit vector)로 만들었다. 설상골과 입방골에 좌표계를 정의하기 위하여 두 개의 마크를 이용하였다(Fig. 2). 두 마크를 잇는 벡터를 X 축으로 정의하고 기준 좌표계의 Z 축과 외적하여 {Cun1}과 {Cub}의 Z 축을 정의하였다. 다시 정의되어진 X 축과 Z 축을 외적하여 Y 축을 정의하였다. 각 계의 X, Y, Z 축은 단위 벡터로 만들어지고, 변환행렬의 회전과 관련된 부분을 정의하게 된다<sup>11</sup>.

{Heel}과 {Cun1}, {Cub}의 변환행렬 ( $Cun1T^{Heel}$ ,  $CubT^{Heel}$ )은 기준좌표계를 매개로 하여 만들었다. 이것은 모든 마크가 기준좌표계에 대하여 기술되었기 때문이다. 이러한 변환행렬은 보행 시 족부 관절들의 움직임에 상관없이 항상 일정한 값을 가진다. 하지만, {Heel}과 기준 좌표계{Global}와의 변환행렬( $HeelT^{Global}$ )은 보행이 진행 됨에 따라 계속 다른 행렬 요소로써 정의된다. 즉, {Global}에서의 {Heel}의 원점과 각 축의 방향은 피험자가 움직임에 따라 0.017 초 간격으로 계속해서 다시 정의된다.

$$Cun1T^{Heel} = Cun1T^{Global} (HeelT^{Global})^{-1} \quad (1)$$

여기서  $Cun1T^{Global}$  은 {Global}에서 {Cun1}으로 좌표를 변환하는 4x4 변환행렬이다.

$$CubT^{Heel} = CubT^{Global} (HeelT^{Global})^{-1} \quad (2)$$

식(2)에서  $CubT^{Global}$  은 {Global}에서 {Cub}로 좌표를 변환하는 4x4 변환행렬이다.

앞에서 언급한 것처럼 각 마크들의 좌표는 {Global}를 기준으로 한 좌표 값( $P^{Global}$ )을 구했으므로 지역 좌표계에 대한 좌표 값( $P^{Local}$ )으로 기술하는 것이 필요하다.

$$[P^{Cun1-marker4}] = Cun1T^{Heel} HeelT^{Global} [P^{Global-marker4}] \quad (3)$$

$$\alpha = \arctan\left(\frac{P^{Cun1-marker4-Y}}{P^{Cun1-marker4-X}}\right) \quad (4)$$

여기서  $P^{Cun1-marker4-Y}$  와  $P^{Cun1-marker4-X}$  은  $P^{Cun1-marker4}$  의 X 좌표와 Y 좌표를 의미한다.

$$[P^{Cub-marker6}] = CubT^{Heel} HeelT^{Global} [P^{Global-marker6}] \quad (5)$$

$$\beta = \arctan\left(\frac{P^{Cub-marker6-Y}}{P^{Cub-marker6-X}}\right) \quad (6)$$

{Mh1}계에 대한 해석을 위해서는  $\alpha$ 를 먼저 계산하는 과정이 필요하다.  $\alpha$ 는 첫번째 중족골의 각 변위를 의미하며 {Mh1}의 {Cun1}에 대한 방향을 기술하는데 이용되었다. 즉, {Mh1}는 {Cun1}에서 Z 축으로  $\alpha$ 만큼 회전한 방향을 가지고 있고, 원점은 X 축으로 첫번째 중족골길이(M1-L) 만큼 평행 이동한 상태이다. 피험자의 인체측정학적 (anthropometrical) 자료는 이전 논문에서 기술한 바 있다<sup>11</sup>. 보행 시 이러한 과정을 계산하기 위하여 MATLAB(Math Works, V. 5.3) 프로그래밍이 구성되었다.

$$Mh1T^{Cun1} = \begin{bmatrix} \cos(-\alpha) & -\sin(-\alpha) & 0 & 0 \\ \sin(-\alpha) & \cos(-\alpha) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -(M1-L) \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$[P^{Mh-marker6}] = Mh T^{Curl} Cuk T^{Heel} Heel T^{Global} P^{Globalmarker6} \quad (8)$$

$$\gamma = \arctan\left(\frac{P^{Mh1-mar\ ker\ 6-Y}}{P^{Mh1-mar\ ker\ 6-X}}\right) \quad (9)$$

결론적으로  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ 는 보행 시 각각의 지역좌표계에서 바라본 족부 관절의 각변위가 된다(Fig. 2). 보행 시 족부를 기구학적으로 기술하기 위하여 지면반발력으로 인한 관절의 모멘트와 족부 관절의 각변위에 대한 상관관계를 기술한 바 있다<sup>11</sup>. 모션 분석이 어려운 세 번째, 네 번째 TM(tarsometatarsal)과 TT(transverse tarsal) 관절을 기구학적으로 기술하기 위해서 이러한 상관관계를 이용하였다. 아울러 첫 번째, 다섯 번째 TM 관절의 모션분석을 통한 값과 기구학적, 운동학적 상관관계를 이용한 값을 비교 하였다. EMED 시스템을 이용하여 측정된 지면반발력을 관절의 모멘트를 계산하는데 이용하기 위해서는 보행 시 족부의 각 세그먼트(segment)와 지면과의 사이 각을 알아야 했다. 사이 각을 기술 하기 위하여 마크 2, 4 와 마크 3, 5 그리고 마크 4, 6 의 벡터를 이용하였다. 첫번째, 두 번째, 세 번째 중족골과 지면과 이루는 각은 마크 2, 4 의 벡터에 의해서 계산되어 졌고, 네 번째, 다섯번째 중족골과 지면이 이루는 각은 마크 3, 5 의 벡터로 계산되어 졌다. 엄지발가락의 경우 지면과 이루는 각은 마크 4, 6 에 의해서 계산 할 수 있었다. 보행 시 관절의 모멘트는 족부의 뼈의 길이에 지면과 세그먼트가 이루는 각의 코사인 값을 곱한 값이 된다<sup>11</sup>.

### 2.3 모션 분석

모션 분석은 4 대의 60Hz 카메라를 이용해서 수행되었다(Fig. 3). 카메라의 영상을 3 차원 좌표로 바꾸기 위해서 DLT(direct linear transformation)방식을 이용한 KWON 3D 소프트웨어(비של, 한국)를 사용하였다. DLT 파라미터를 얻기 위해서 18 개의 통제점(control marker)이 부착된 통제틀(control box)을 이용하였다. DLT 방식에 의해서 재구성되어진 좌표와 실제 통제점과의 오차는 약 0.3cm 이었다.

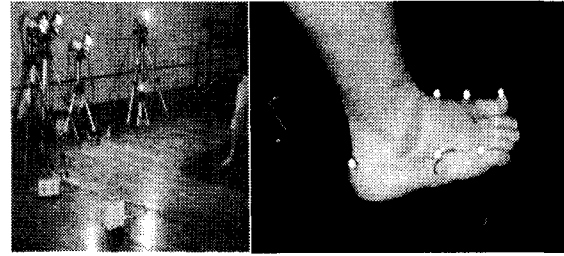


Fig.3 Camera setting and skin markers.

보행 실험은 각 피험자 당 3 회 실시 되었다. 모션 분석을 통하여 최종적으로 얻어진 값은 기준좌표계에 대한 3 차원 좌표값이다.

보행 시 족부에 작용하는 지면반발력과 카메라에 의해 분석된 모션 좌표의 동기화를 위하여 모션 분석 데이터는 발꿈치닿음부터 발가락떨어짐까지의 시간을 표준화 하였다. 카메라의 주파수와 EMED 시스템과의 주파수를 맞추기 위해서 삼차곡선내삽법을 사용하였다. 모션 실험을 통해 족부 관절의 분석이 용이한 관절은 첫번째, 다섯번째 TM 관절과 첫 번째 MP (metatarsophalangeal) 관절이었다. 다른 관절에 대한 분석은 모멘트와 각변위 사이의 상관관계를 통하여 수행되었다.

### 3. 결과 및 토의

모션 분석을 통하여 얻어진 값과 모멘트와 각변위 사이의 상관관계를 통해 계산되어진 값은 비교적 잘 일치하는 경향을 보였다. 모션 분석을 통해 얻어진 값은 근육, 인대, 해부학적 형상 및 다른 많은 요소들의 복합적인 작용으로 인한 최종적인 값이라 볼 수 있다. 근사식에 의한 값은 지면반발력으로 인해 나타나는 관절 모멘트의 수동적인 특성만 고려한 값이다. 관절에 영향을 줄 수 있는 지면반발력이 작용하기 전의 상태에서 다소 조금의 차이를 보였다(Fig. 4). 하지만 지면반발력이 작용할 때의 상황에서는 거의 일치하는 것으로 나타났다. 이것은 보행 시 족부의 기구학적 움직임은 지면반발력에 크게 의존한다고 말할 수 있는 근거가 된다. 관절의 수동 탄성 모멘트에 영향을

주는 중요한 요인으로 관절근이 있고 이들은 이웃 관절의 굽힘(flexion), 펴기(extension)각에 영향을 받는 것으로 알려졌다.<sup>6-10</sup> 족부에서는 “windlass mechanism”에 의하여 발가락의 등굽힘(dorsiflexion)

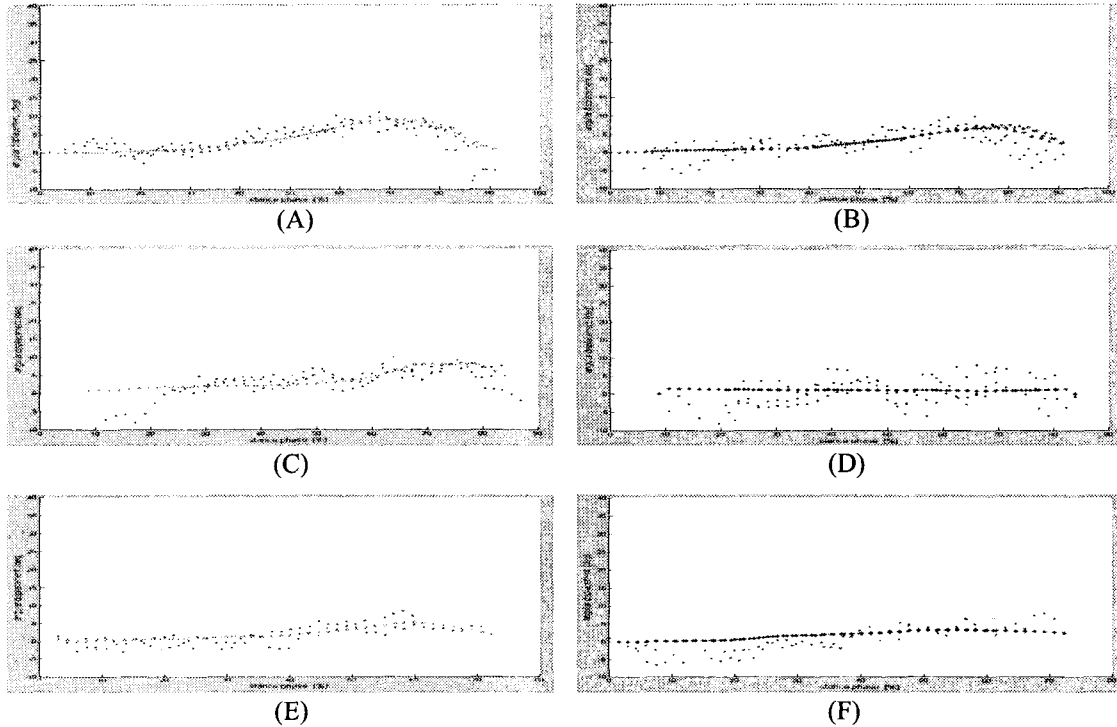


Fig. 4 Comparison of joint angular displacements obtained by motion analysis method and by approximated equation method (dotted plot: motion analysis method, star-typed plot: approximated equation method, A,C,E: first TM joint, B,D,E: fifth TM joint, A,B: subject DW, C,D: subject HI, E,F: subject IG).

이 일어날 때 발바닥을 지나고 발가락과 연결된 인대와 근육의 기계적 물성(mechanical property)이 변할 수 있다<sup>18</sup>. 하지만, 보행 시 발가락의 각변위가 커지는 것은 매우 짧은 시간에 일어나고, 이때 발 허리뼈가 지면과 이루는 각이 크므로 상대적으로 적은 양의 모멘트라고 간주할 수 있어서 고려하지 않았다. 근사식에 의하여 계산된 각변위는 전반적으로 엄지발가락을 제외하고는 움직임이 미소하였다. 지면반발력이 작용하지 않을 때에는 각변위는 없 었다(Fig. 4). 이것은 각변위가 지면반발력에 의한 모멘트와의 상관관계에 의해서 계산되어지기 때문이다. 엄지발가락의 움직임을 제외하고 TM 관절의 최대 움직임은 4°~7° 정도였다(Fig. 5-7). 개인에 따라 다소 많은 차이가 나타났으며, 이는 개인의 보행 특성의 차이와 몸무게, 관절의 수동적인 특성의 차에서 주로 기인한 것으로 사료된다. 그러므로 올바른 기구학적 해석을 위해서는 개인에 따른 관절 특성의 파악이 필요하다. 또한

더욱 정확한 실험을 위해서는 국부적인 지면반발력 측정과 모션분석을 동기화하고 장비의 샘플링 주파수를 서로 일치시켜 표준화와 보간에서 기인한 오차를 줄여야 한다. 모션 분석에서 종족골과 지면이 이루는 각을 정확하게 계산하기 위해서는 각 세그먼트 마다 마크를 붙이는 것이 필요하다. 하지만 이러한 방법을 통해서 정확한 삼차원 좌표를 얻는 데는 많은 어려움이 있다<sup>11</sup>. 보행 중 족부관절의 최대 모멘트 값은 200~1500N·cm 정도로 비교적 넓은 분포를 가졌으며, 개인에 따라 그 값은 많은 차이가 있었다(Fig. 8). 이는 개인의 보행 특성과 보행 속도, 관절의 수동적 특성 등의 복합적인 요인에 의한 것이라 생각된다. 관절의 수동적인 특성 중 점탄성적인 (viscoelastic) 성질은 세그먼트가 움직이는 속도에 따라 관절 내부의 마찰 계수가 달라지게 하고 이것은 에너지의 변화를 야기 시킨다. 결국, 에너지의 변화만큼 기구학적인 값은 달라지게 된다. 하지만 관절에 수동적인 움

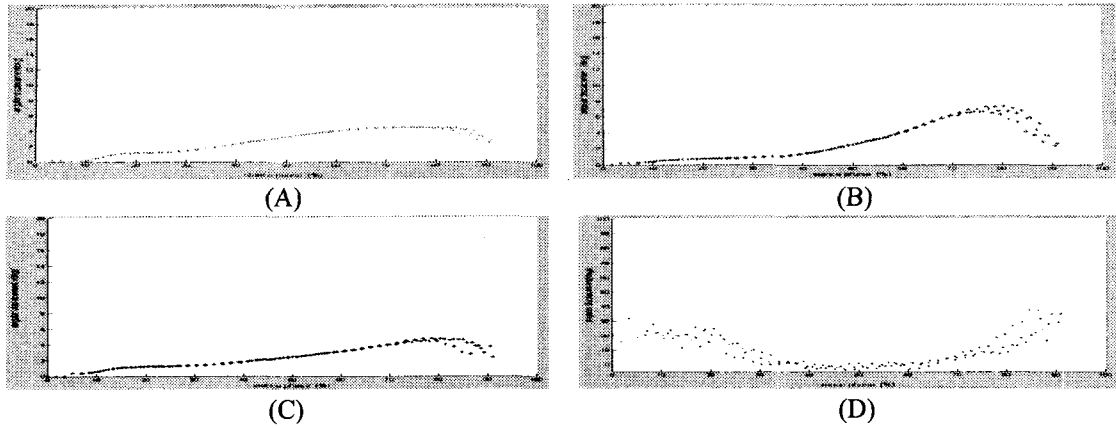


Fig. 5 Angular displacement of TM, TT and first MP joints for subject DW during stance phase of the gait(A: TT B: third TM C: forth TM D: first MP).

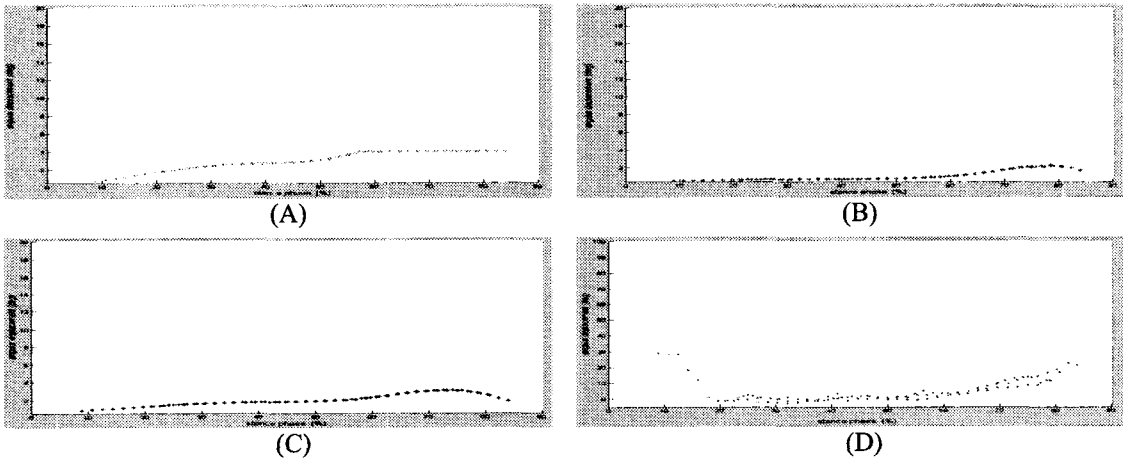


Fig. 6 Angular displacement of TM, TT and first MP joints for subject HI during stance phase of the gait(A: TT B: third TM C: forth TM D: first MP).

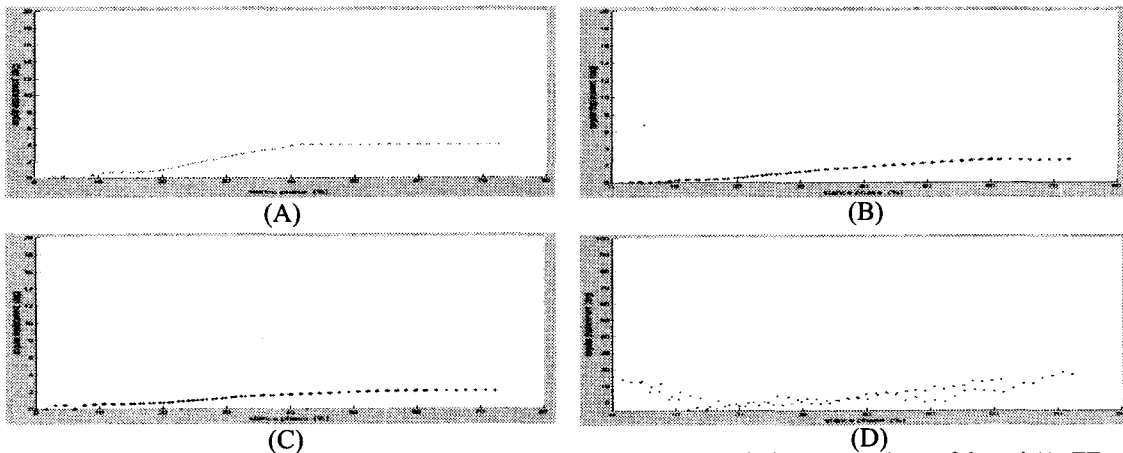


Fig. 7 Angular displacement of TM, TT and first MP joints for subject IG during stance phase of the gait(A: TT B: third TM C: forth TM D: first MP).

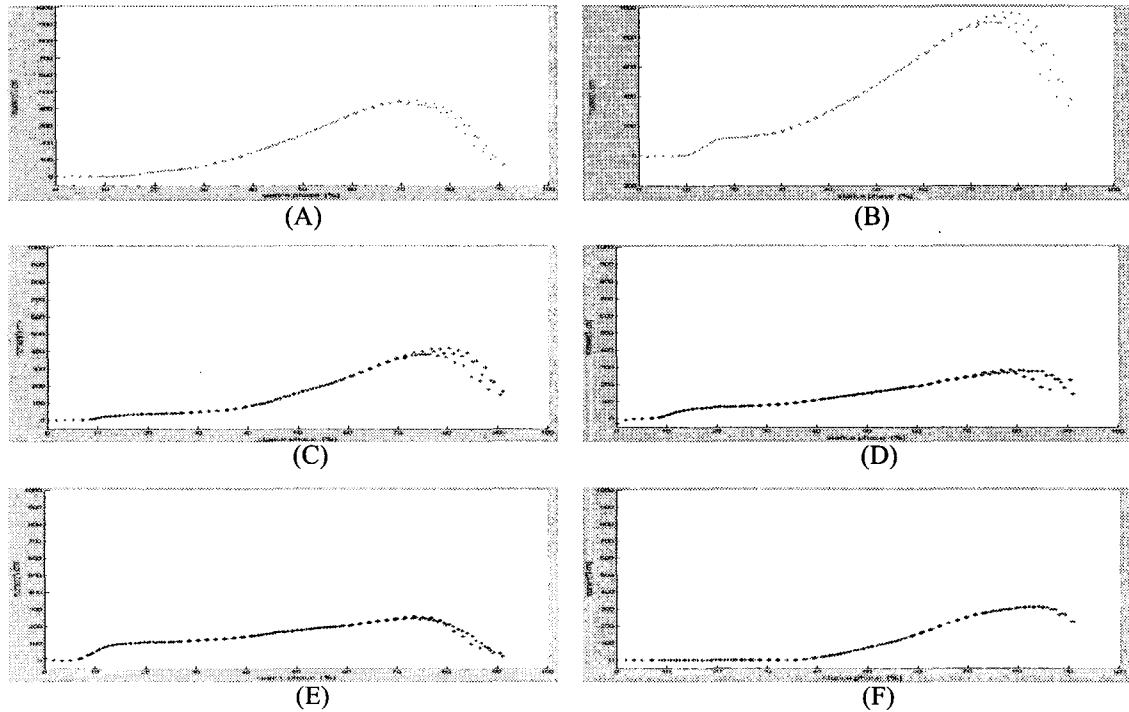


Fig.8 The moment of TM and first MP joints for subject DW during stance phase of gait(A: first TM joint B: TT joint C: third TM joint D: fourth TM joint E: fifth TM joint F: first MP joint).

직임을 기술함에 있어 점탄성적인 성질은 무시할 수 있는 수준이다<sup>6,7,9</sup>. 정확한 관절모멘트를 계산하기 위해서는 보행 중 시간에 따라 달라지는 골격 세그먼트와 지면과 이루는 각을 정확히 계산해야 하고, 지면반발력 측정 시 관절의 모멘트에 영향을 줄 수 있는 국부적인 범위를 정확히 선택해야 한다.

EMED 시스템은 수직력(vertical force)만 측정할 뿐 전단력(shear force)은 측정하지 못하기 때문에 정확한 힘 벡터의 방향을 알 수 없다. 전반적인 특성으로 TT 관절에 많은 모멘트가 작용하는 것으로 나타났으며, 이는 TT 관절의 상대적인 모멘트 암(moment arm)의 길이가 길 뿐 아니라 두 번째 중족골머리 에 작용하는 국부적인 힘도 크기 때문이다.

본 연구에서 지적할 만한 한계점은 다음과 같다. 먼저, 각각의 관절에 작용하는 모멘트와 각변위의 상관관계를 구할 때 이웃하는(neighboring) 관절의 움직임이 각 관절의 각변위에 미치는 영향을 고려하지 않았다는 것이다. 무릎관절이나 팔꿈치

관절과 같이 독립된 관절들과는 달리 족부 관절은 이웃하는 관절과 근육, 인대, 피부 등으로 긴밀하게 연결되어 있어서 이들의 영향을 고려해야 할 것이다. 그리고, 통계학적으로 더욱 의미있는 결과를 제시하기 위하여 더 많은 사람을 대상으로 한 실험이 필요할 것이다.

#### 4. 결론

본 연구에서는 근사식과 국부적인 족저압으로 보행 시 족부의 기구학적, 운동학적 데이터를 제시하였다.

관절의 모멘트와 각변위의 상관관계를 말하는 근사식으로부터 계산한 족부의 기구학적 데이터와 모션분석에 의해서 얻어진 데이터는 유사하였다. 그러므로 본 연구에서 제시한 근사식을 이용한 족부의 기구학적, 운동학적 분석은 유용한 방법이며, 보행을 시뮬레이션 할 때 족부 관절의 움직임을 기술하는 데에 이용 가능하다. 아울러 족부의 기구학적 거동은 관절의 수동적인 특성에 의해서 주

로 결정된다는 것을 알 수 있었다.

## 후 기

이 논문은 2002 년도 한국학술진흥재단의 지원에 의하여 연구되었음(KRF-2002-003-D00013).

## 참고문헌

1. A. Leardini, M. G. Benedetti, F. Catani, L. Simoncini and S. Giannini, "An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait," *Clinical Biomechanics*, 14, pp. 528-536, 1999
2. J. R. Gage, P. A. Deluca and T. S. Renshaw, "Gait analysis: principles and applications," *J. Bone Joint Surg.* 77-A, pp.1607-1623, 1995
3. S.H. Scott and D.A. Winter, "Biomechanics model of the human foot: kinematics and kinetics during the stance phase of walking," *J. Biomechanics*, 26, pp. 1091-1104, 1993
4. Scott, S. H. and D.A. Winter, "Talo-crural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking," *J. Biomechanics*, 24, pp. 743-752, 1991
5. H.A.C. Jacob, "Forces acting in the forefoot during normal gait - an estimate," *Clinical Biomechanics*, 16, pp. 783-792, 2001
6. Y.S. Yoon and J.M. Mansour, "The passive elastic moment at the hip," *J. Biomechanics*, 15, pp. 905-910, 1982
7. R. Rieneer and T. Edrich, "Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities," *J. Biomechanics*, 32, pp. 539-544, 1999
8. M.L. Audu and D.T. Davy, "The influence of muscle model complexity in musculoskeletal motion modeling," *J. Biomechanical Eng.*, 107, pp. 147-157, 1985
9. A. Esteki and J.M. Mansour, "An experimentally based nonlinear viscoelastic model of joint passive moment," *J. Biomechanics*, 29, pp. 443-450, 1996
10. H. Hatze, "A three-dimensional multivariate model of passive human joint torques and articular boundaries," *Clinical Biomechanics*, 12, pp. 128-135, 1997
11. Kim, S. Y. Shin, S. H. Hwang, J. H. and Choi, H. "Correlation between joint angle and moment in the human foot," *J. Biomed. Eng. Res.*, 24-3, pp. 209-215, 2003
12. S.Y. Aleshinsky and V.M. Zatsiorsky, "Human locomotion in space analyzed biomechanically through a multi-link chain model," *J. Biomechanics*, 11, pp. 101-108, 1978
13. I.A.F. Stokes, W.C. Hutton and J.R.R. Stott, "Forces acting on the metatarsals during normal walking," *J. Anat.*, 129, pp. 579-590, 1979
14. B.A. Maslen and T.R. Ackland, "Radiographic study of skin displacement errors in the foot and ankle during standing," *Clinical Biomechanics*, 9, pp. 291-296, 1994
15. A. Cappozzo, F. Catani, A. Leardini, M.G. Benedetti and C.U. Della, "Position and orientation in space of bones during movement: experimental artifacts," *Clinical Biomechanics*, 11, pp. 90-100, 1996
16. C. Reinschmidt, A.J. Bogert, A. Lundberg, B.M. Nigg and N. Murphy, "Tibiofemoral and tibio-calcaneal motion during walking: external versus skeletal markers," *Gait and Posture*, 6, pp. 98-109, 1997
17. R. Tranberg, D. Karlsson, "The relative skin movement of the foot: a 2D roentgen photogrammetric study," *Clinical Biomechanics*, 13, pp. 71-76, 1998
18. J.H. Hicks, "The foot as a support" *Acta. Anat.*, 25, pp. 34-45, 1955
19. Eric.Paul. Salathe, George A. Arangio and Eric. P. Salathe, "A Biomechanics model of the foot," *J. Biomechanics*, 12, pp. 989-1001, 1986
20. B.R. Chen, M.J. Hines and H. Hemami, "Dynamic modelings for implementation of a right turn in bipedal walking," *J. Biomechanics*, 19, pp. 195-206, 1986
21. S. Mochon and T.A. McMahon, "Ballistic walking: an improved model," *Math. Biosci.*, 52, pp. 241-260, 1980
22. S. Onyshko and D.A. Winter, "A mathematical model for the dynamics of human locomotion," *J. Biomechanics*, 13, pp. 361-368, 1980
23. M.G. Pandy and N. Berme, "A numerical method for simulating the dynamics of human walking," *J. Biomechanics*, 21, pp. 1043-1051, 1988
24. S. Siegler, R. Seliktar and W. Hyman, "Simulation of human gait with the aid of a simple mechanical model," *J. Biomechanics*, 15, pp. 415-425, 1982
25. R.P. Betts, C.I. Franks, T. Duckworth and J. Burke, "Static and dynamic foot-pressure measurements in clinical orthopaedics," *Med. Biol. Eng. Comput.* 18, pp. 674-684, 1980
26. E.M. Hennig, P.R. Cavanagh, H.T. Albert and N. H. Macmillan, "A piezoelectric method of measuring the vertical contact stress beneath the human foot," *J. Biomed. Eng.*, 4, pp. 213-222, 1982