

## 컴퓨터 그래픽 모델을 통한 보행 시 발의 생체역학적 해석

최현기 (성균관대 기계공학부 조교수), 김시열 (성균관대 대학원 기계공학부), 이범현 (성균관대 대학원 기계공학부)

### Biomechanical analysis of human foot using the computer graphic-based model during walking

H. K. Choi (Assistant Professor . Mechanical. Eng. Dept. SKKU), S. Y. Kim (Mechanical Eng. Dept. SKKU), B. H. Lee (Mechanical Eng. Dept . SKKU)

#### ABSTRACT

The purpose of this investigation was to study the kinematics of joints between foot segments based on computer graphic-based model during the stance phase of walking. In the model, all joints were assumed to act as monocentric, single degree of freedom hinge joints. The motion of foot was captured by a video collection system using four cameras. The model fitted in an individual subject was simulated with this motion data. The kinematic data of tarsometatarsal joints and metatarsophalangeal joint were quantitatively similar to the previous data. Therefore, our method using the computer graphic-based model is considered useful.

**Key Words** : Biomechanics of foot (발의 생체역학), Walking (보행), Kinematics (기구학), Joint angles (관절 각도)

#### 1. 서론

인간의 발은 26 개의 뼈와 많은 관절들로 구성되어 있다. 주요 관절로는 subtalar, midtarsal, tarsometatarsal, intermetatarsal, metatarsophalangeal, interphalangeal 등이다. 발의 복잡한 골격구조는 각 관절의 움직임을 정확하게 표현하는데 많은 어려움을 준다. 보행시 발의 각 관절은 eversion, abduction, dorsiflexion 등이 복합된 운동 형태인 내전(pronation) 과 inversion, adduction, plantarflexion 등이 복합된 외전 (supination) 이 일어난다. 이러한 움직임이 일어날 때, 각 관절은 나름대로 특징적인 양상을 보이는데, 이것을 정량적으로 표시하는 것은 정상인의 발과 근골격계 (musculoskeletal system) 에 질병이 생긴 발을 구분하는 척도로 이용할 수 있다 (13).

발의 기구학적 (kinematic), 운동학적 (kinetic) 해석을 위하여, 먼저 각 segment 의 움직임을 해부학적으로 이해하는 것이 필요하다. 그러나, 실제 발 관절의 움직임은 매우 복잡하고 이러한 움직임을 모두 다 모두 고려 할 수 없다. 그래서, 대부분의 모

델에서 각 관절의 움직임을 대표하는 움직임만을 고려하고 있다.

발을 구체적으로 모델링하고 움직임을 해석한 것은 그리 오래 되지 않았다. Pandy (11) 와 Siegler (14) 등은 발의 복잡성과 수학적 모델의 계산 시간 문제를 극복하지 못하고 2 차원으로 한정되어진 해석을 하였다. 또한, Burns (1) 와 Mann (8) 등은 정성적 접근에 의존하여 보행 시 발의 기능을 해석하고자 하였다. 대부분의 이전 연구들은 발을 기구학적, 운동학적으로 정량적인 접근을 하지 못했을 뿐만 아니라, 3 차원 모델링의 시도도 없었다.

Scott 과 Winter (13) 는 위의 한계를 극복하고 기존의 모든 연구자료와 해부학적 자료를 바탕으로 8 개의 rigid segment 와 8 개의 monocentric, single-degree-of-freedom joint 로 구성되어진 3 차원 발 모델을 제시하였다. 이 모델을 바탕으로 video collection system 과 force plate 를 이용하여 각 관절의 움직임 과 net moment 를 수학적으로 계산하였다.

본 연구에서는 4 대의 카메라를 이용한 video collection system 으로 측정된 skin marker 들의 공간상 위치를 통해 피험자 (subject) 의 발과 인체측정

학 (anthropometry) 적으로 일치하는 컴퓨터 발 모델을 구축하여 발의 각 관절의 움직임을 정량적으로 표현하는 기구학적 데이터를 제시하고자 한다.

## 2. 발 모델

### 2.1 관절

본 연구에서 제시한 발 모델은 Scott 과 Winter (13) 의 모델을 향상시켜 9 segment, 10 monocentric, single-degree-of-freedom hinge joint 들로 구성되었다 (Fig.1). 뼈의 각 segment 는 모두 강체 (rigid body) 로 모델링 되었다.

Talocrural(ankle) joint 는 talus 와 leg 사이의 회전운동을 할 수 있게 한다. 그리고 talocalcaneal (subtalar) joint 는 talus 와 calcaneus 의 상호 회전운동을 야기시킨다 (4, 6). 실제 움직임에서 관절들은 synovial joint 이고 plane type 이므로 hinge joint 의 움직임과는 다르다 (2, 7, 15). 그러나 보행 시 segment 들은 상호 각운동 (angular motion) 을 하므로 monocentric, single-degree-of-freedom joint 로 모델링 할 수 있다고 밝혀졌다 (12). 따라서 talocalcaneal 과 talocrural joint 를 각각 hinge joint 로 모델링 하였다. Calcaneonavicular joint 는 calcaneus 와 navicular 의 움직임을 제어한다. 두 segment 들은 서로 gliding 과 rotation 의 운동이 가능하다. Calcaneocuboid 는 발의 inversion 과 eversion 의 운동을 가능하게 한다 (10). Intermetatarsal joint 는 많은 ligament 들과 주위 bone segment 들에 의해 강하게 구속되어 있어 실제 움직임은 거의 없다. 이러한 각 관절들은 공간상의 하나의 축에 의해 운동이 설명 되는 것이 가능하다 (9). Tarsometatarsal joint 들은 gliding 또는 sliding 그리고 rolling 등의 복합적인 운동이 일어난다고 밝혀졌다 (10). 이러한 독립성은 발의 뒤꿈치가 들어 올려지면 metatarsal head 가 지면과 접촉하면서 tarsometatarsal joint 에 운동을 유발한다 (3). 또한, 보행시 주목할 만한 움직임은 plantar-dorsiflexion 뿐이다 (5). 따라서 tarsometatarsal 과 mid-tarsal 의 관절은 hinge joint 로 모델링 하였다 (Fig.1). 그 외 발가락 관절 interphalangeal joint 와 metatarsophalangeal joint 는 발의 운동에 기여하는 바가 미비하므로 생략하였다 (3).

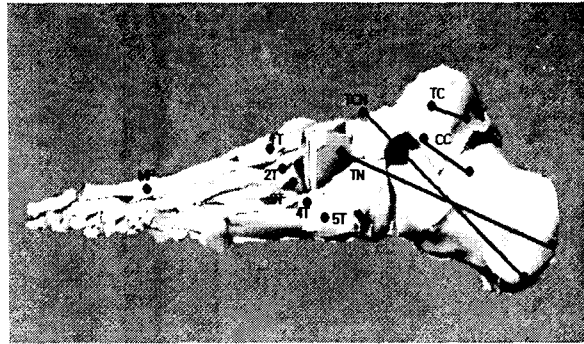


Fig.1. Dorsal and lateral view of the proposed model of human left foot-only hinge joint axis

TC-talocrural, TCN-talocalcaneal, TN-talonavicular

T-tarsometatarsal, MP-metatarsophalangeal, CC-calcaneocuboid

### 2.2 지역좌표계 (local reference frame) 의 정의

상대되는 segment 를 통해 보여졌을 때 정상인의 발과 질환을 가진 사람의 발의 비교가 의미가 있다. 따라서 본 연구에서는 발의 각 segment 에 대해 지역좌표계 (local reference frame) 를 정의하고 이들을 기준으로 모든 데이터를 각각 제시 하였다 (Fig.2).

각 지역 좌표계의 원점의 위치는 관절의 해부학적 위치와 같다(10). 관절의 지역좌표계에 있

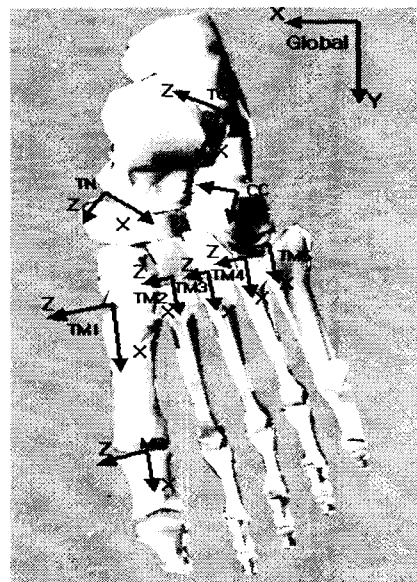


Fig.2 hinge joint axis and the description of local reference Frame

어서 metatarsal segment 의 움직임을 나타내는 좌표의 X 축은 segment 길이 방향, hinge joint 의 축 방향은 Z 축으로 정의 한다. Talonavicular, calcaneocuboid, talocalcaneal segment 는 Z 축을 hinge joint 축과 일치시키고 방향은 앞쪽(anterior)으로 정의하였다. Y 축은 lateral view 에서 위로 향한다 (Fig.2).

그래픽 발 모델의 형상은 각 뼈의 vertex 와 edge 의 정보가 들어있는 파일을 그래픽으로 가시화시키고 이들을 결합하여 전체 발로 만들어졌다. 이렇게 만들어진 각각의 segment 는 skin marker 로부터 측정되어진 자료를 바탕으로 피험자 인체측정학적 자료를 얻고 이들을 기준으로 scaling 되었다.

### 3. 보행 시 발 모션측정

#### 3.1 모션측정 실험

실험은 4 대의 CCD 카메라를 이용하여 보행 시 발의 동작(stance phase of walking)동안 11 개의 skin marker 들의 공간상의 움직임을 측정하였다 (Fig.3). 이들 중 8 개는 각 segment 들에 하나씩 부착되어 졌고 나머지 3 개는 전체적인 동작을 위해서 안쪽(medial), 측면쪽(lateral) 복사뼈(malleolus) 와 측면쪽 tibia 에 붙였다. 카메라를 통해 촬영되어진 영상은 비디오 테이프(60HZ)에 각각 저장되고 이들은 다시 KWON3D 라는 응용 프로그램에 의해 3D 좌표로 바꾸었다. 이러한 좌표의 기준이 되는 좌표(global reference frame)를 정의하기위해 12 개의 marker 가 붙어있는 가로(0.6m), 세로(0.6m), 높이(0.4m)의 통제 틀(control box)을 사용하였다. KWON3D 는 DLT(direct linear transformation)방식을 이용하여 각 카메라의 영상을 통해 skin marker 의 좌표를 삼차원으로 재구성하였다 (Fig.3).

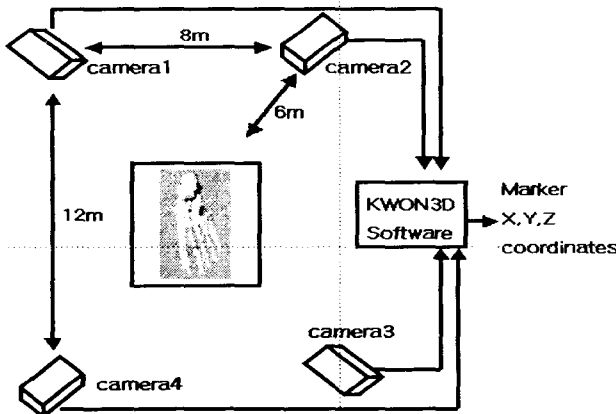
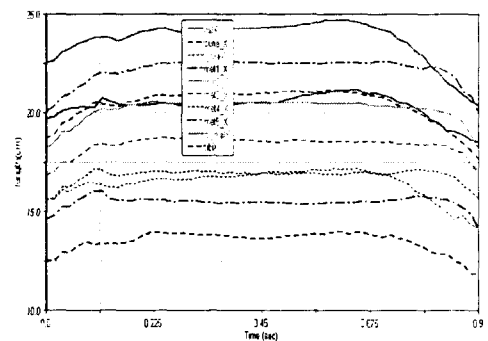


Fig.3 Video collection system used four cameras

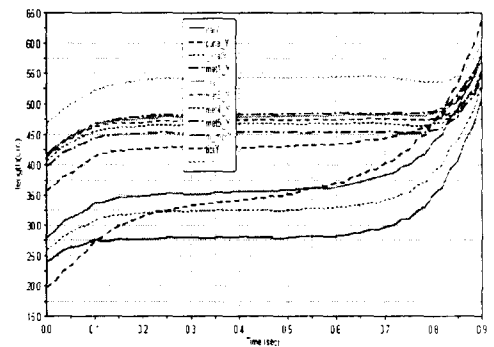
Marker 는 모델의 각 segment 의 움직임을 나타내기 위해서 모든 segment 에 부착되었고, 피부의 두께와 움직임에 대한 오차를 줄이기 위하여 뼈의 돌출부에 부착되었다. 이때 해부학상으로 명백한 위치보다는 각 segment 들의 움직임이 잘 표현 될 수 있는 부분을 선택하였다.

#### 3.2 모션 데이터

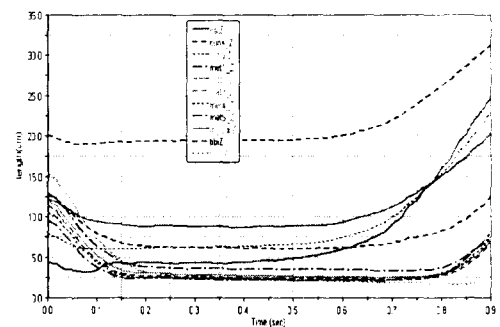
기준 좌표계에서 측정된 각 skin marker 들의 3 차원 점들은 컴퓨터 발 모델의 크기의 기준이 된다.



The X coordinate of skin marker



The Y coordinate of skin marker



The Z coordinate of skin marker

Fig.4 the trajectory of skin marker in the space

Skin marker 의 모션 데이터는 cubic spline 법으로 보간 (interpolation) 된 후, 이 값들은 시간에 따라 시뮬레이션 할 때 각각 입력 값으로 사용되었다 (Fig.4). 데이터의 정확성을 높이기 위해서 피험자의 기준 좌표계에서 측정된 값을 4 회 평균하여 사용했다. 이런 값들은 X, Y, Z 의 각 방향으로 공간상에서 궤적을 그리게 되고 그런 궤적들을 따라 컴퓨터 모델의 marker 들이 따라 움직임으로서 실제 보행시 발의 움직임과 같은 동작을 얻을 수 있었다 (Fig.5).

#### 4. 시뮬레이션과 결과

시뮬레이션은 0.9 초(hill-striking 부터 toe-off 까지) 동안 200 step 으로 이루어졌다. 실제 카메라와 비디오 테이프에서 나오는 프레임의 수는 60 이다. 모션은 cubic spline 에 의해 보간 되어 200 프레임의 좌표값을 돌려준다. 시뮬레이션에서 발의 동작을 확인 할 수 있었고 그것을 실제 피험자의 걸음걸이와 비교 할 수 있었다 (Fig.5).

Scott 과 Winter (13) 의 실험적 방법을 통해 얻어진 결과와 비교하여 컴퓨터 모델에 의한 결과는 tarsometatarsal 와 metatarsophalangeal joint 에서  $\pm 5$  (deg) 정도의 차이가 있었다 (Fig.6). 이것은 개인의 보행특성에 따른 차이일수도 있지만, tarsometatarsal 관절의 실제 움직임에서 일어나는 gliding 과 sliding 을 모델에서 고려하지 못한 이유에 기인하기도 한다. Tarsometatarsal joint 는 인대와 주위의 segment 들에 의해 mid-tarsal segment 와 강하게 결속되어져 segment 의 움직임이 mid-tarsal 관절의 움직임에 영향을 미칠 것으로 기대되지만 모델에서는 고려되지 않았다. Metatarsophalangeal 관절의 움직임은 flexion 과 extension 뿐만 아니라 adduction 과 abduction 또한 고려되어야 한다.

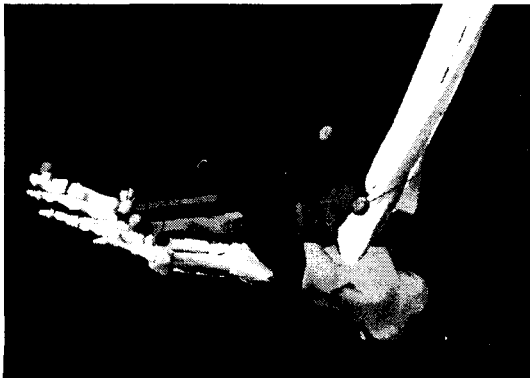


Fig.5 the motion of computer foot model

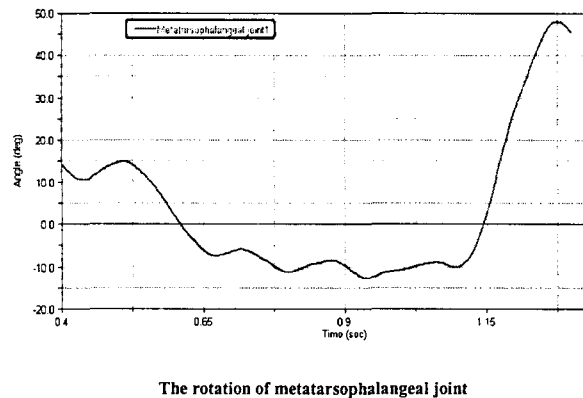
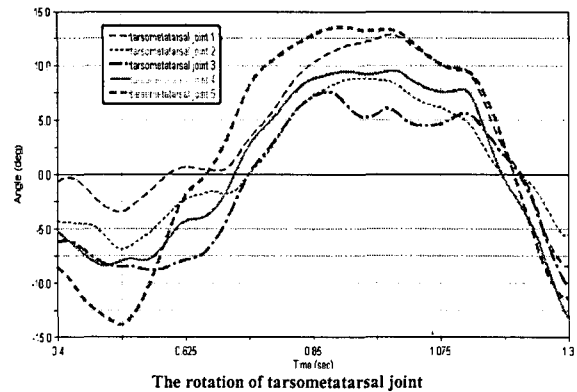


Fig.6 simulation results

#### 5. 결론

발의 세부적인 segment 들의 움직임을 기구학적으로 기술하는 문제는 중요한 의미가 있다. 질병으로 인한 발의 근골격계를 제어하는 신경계의 이상이나 기타 다른 발에 변형이 생기면 기구학적 움직임이 정상인 발과 현격한 차이를 보인다. 본 연구에서는 발의 운동을 타당한 모델을 통하여 기구학적으로 정량화 하였다.

발의 Segment 들의 보다 정확한 기구학적 데이터를 얻기 위해서는 관절의 복합적인 운동을 기술 할 수 있는 모델링기법과 skin marker 의 수를 늘여 각 segment 의 더욱 정확한 움직임을 측정하는 것이 필요하다.

#### 후 기

본 연구는 성균관대학교 석천연구비의 지원으로 수행되었습니다.

## 참고문헌

1. Burns, M. J. "Biomechanics," In Fundamentals of Foot Surgery (Edited by McGlamry, E. D.), Chap. 2, pp. 111-135. Williams&Wilkins, Baltimore, MD, 1987
2. Engsberg, J. R. "A biomechanical analysis of the talocalcaneal joint in vitro," J. Biomechanics 20, 429-442, 1987
3. Hennig, E. M., Cavanagh, P. R., Albert, H. T. and Macmillan, N. H. :A piezoelectric method of measuring the vertical contact stress beneath the human foot," J. biomed. Engng. 4, 213-222. 1982
4. Hicks, J. H. "The mechanics of the foot 1," J. Anat. 87, 345-357, 1953
5. Hutton, W. C., Stott, J.R. R. and Stokes, I.A. F. " The mechanics of the foot," In The Foot and Its Disorders(Edited by Klenerman,L.) Chap. 3, pp. 31-49 Blackwell Scientific Publications, Oxford, 1982
6. Inman, V.T. and Mann, R.A. "Biomechanics of the foot and ankle," In Duvries' Surgery of the Foot(Edited by Mann, R.A.), Chap. 1, pp. 3-21. The CV Mosby Company, ST. Louis, 1978
7. Langelann, E. J. van "Relative talotibial movements and relative tarsal movements," In A Kinematical Analysis of the Tarsal Joints, Chap. 11, Acta Orthop. Scand.(Suppl.) 204, 135-265, 1983
8. Mann, R. A. "Biomechanics of the foot and ankle," In Surgery of the Foot (Edited By Mann, R. A.), Chap. 1, pp. 1-30, The CV Mosby Company, St Louis, 1986
9. Manter, J. T. "Movements of the subtalar and transverse tarsal joints," Anat. Record 80, 397-410, 1941
10. Moore, K. L. "Clinically Oriented Anatomy," pp 504-663. Williams & Wilkins, Baltimore, MD, 1999
11. Pandy, M. G. and Berne, N. "A numerical method for simulating the dynamics of human walking," J. Biomechanics 21, 1043-1051, 1988
12. Scott, S. H. and Winter, D. A. "Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking," J. Biomechanics 24, 743-752, 1991
13. Scott, S. H. and Winter, D. A. "Biomechanical model of the human foot: kinematics and kinetics during the stance phase of walking," J. Biomechanics 26, 1091-1104, 1993
14. Siegler, S., Seliktar, R. and Hyman, W. "Simulation of human gait with the aid of a simple mechanical model," J. Biomechanics 15, 415-425, 1982
15. Siegler, S., Chen, J. and Schneck, C. D. "The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joints—Part1: kinematics," Trans. ASME 110, 364-373, 1988