

## 컴퓨터 그래픽 모델을 이용한 족부 관절의 생체역학적 해석

서민좌<sup>1</sup> · 김시열<sup>1</sup> · 조원학<sup>1</sup> · 최현창<sup>2</sup> · 최현기<sup>1</sup>

성균관대학교 기계공학부<sup>1</sup>, 동명정보대학교 로봇시스템공학과<sup>2</sup>  
(2003년 7월 16일 접수, 2003년 12월 24일 채택)

## Biomechanical Analysis of Human Foot Joints by Using Computer Graphic-Based Model

Min Jwa Seo<sup>1</sup>, Si Yeol Kim<sup>1</sup>, Won Hak Cho<sup>1</sup>, Hyeon-Chang Choi<sup>2</sup>, Hyeonki Choi<sup>1</sup>

School of Mechanical Engineering, Sungkyunkwan University<sup>1</sup>,  
Department of Robot System Engineering, Tongmyong University of Information Technology<sup>2</sup>  
(Received July 16, 2003. Accepted December 24, 2003)

**요약**: 본 연구의 목적은 컴퓨터 그래픽 모델을 사용하여 보행 시 족부 관절의 기구학적 특성을 알아보는 것이었다. 모델에서 모든 관절은 단일중심(monocentric), 1 자유도 힌지 관절로 구성되었다. 보행 시 족부의 모션데이터는 4대의 카메라를 사용한 모션측정기로 얻었으며, 이 모션데이터를 피험자의 발의 크기에 맞게 스케일링된 모델에 입력하여 시뮬레이션을 수행하였다. 첫 번째 발목발허리관절(tarsometatarsal joint)의 운동 범위(range of motion)는  $-8^{\circ} \sim 13^{\circ}$  이었으며, 발허리발가락관절(metatarsophalangeal joint)에서의 운동범위는  $-13^{\circ} \sim 48^{\circ}$  이었다. 발목발허리관절과 발허리발가락관절에서의 기구학적인 데이터는 이전 연구와 비교했을 때 비슷한 경향을 나타내었다. 따라서 본 연구에서 제시하는 컴퓨터 그래픽을 기반으로 한 족부 모델링은 족부 관절의 생체역학적 해석을 위한 유용한 방법이라 할 수 있을 것이다.

**Abstract**: The purpose of this investigation was to study the kinematics of joints between the foot segments based on computer graphic 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 range of motion of the first tarsometatarsal joint was  $-8^{\circ} \sim 13^{\circ}$ , and the first metatarsophalangeal joint was  $-13^{\circ} \sim 48^{\circ}$ . The kinematic data of tarsometatarsal joint and metatarsophalangeal joint were similar to the previous data. Therefore, our method based on the graphical computer model is considered useful.

**Key words**: Foot joints(족부 관절), Biomechanical analysis(생체역학적 분석), Computer graphic model(컴퓨터 그래픽 모델)

### 서 론

인간의 족부는 26개의 뼈와 57개의 관절, 그 외 많은 근육과 인대(ligament)로 구성된 복잡한 구조로 이루어져 있다. 주요 관절로는 목발밑관절(subtalar joint), 발목뼈중간관절(mid-tarsal joint), 발목발허리관절(tarsometatarsal joint), 발허리뼈사이관절(intermetatarsal joint), 발허리발가락관절(metatar-

sophalangeal joint), 발가락뼈사이관절(interphalangeal joint)을 들 수 있는데, 이러한 복잡한 구조는 보행 시 족부의 움직임을 정확히 표현하는데 어려움을 준다. 그래서 대부분의 모델에서는 각 관절의 거동을 표현할 때 대표적인 움직임만을 고려하고 있다. 보행 시 족부의 각 관절에서는 외번(eversion), 외전(abduction), 족배굴곡(dorsiflexion) 등이 혼합된 운동형태인 회내(pronation)와 내번(inversion), 내전(adduction), 족저굴곡(plantarflexion) 등이 혼합된 회외(supination)가 일어난다 [1]. 이러한 움직임이 일어날 때 족부의 각 관절은 특징적인 양상을 보이는데 이러한 움직임을 정량화한 데이터는 보행 시 정상적인 족부과 근 골격계에 이상이 생긴 족부를 구분하는 임상적인 목적으로 사용될 수 있다[2].

보행 시 족부는 하지(lower limb)중에서 유일하게 주위 환

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

통신저자: 최현기, (440-746) 경기도 수원시 장안구 천천동 300번지  
성균관대학교 기계공학부

Tel. 031)290-7455, Fax. 031)290-5849

E-mail. 최@me.skku.ac.kr

경과 상호작용하는 부위이고 보행에서 중요한 기능을 함에도 불구하고 족부를 3차원적으로 모델링하고 해석한 것은 오래되지 않았다[2, 3]. 이전 연구에서도 움직임을 시뮬레이션하기 위한 동적 모델을 제시하였으나, 다 관절 모델의 경우 제어에 어려움이 있고 족부 구조가 복잡함으로 인해 2차원적으로 한정된 해석을 하였다[4, 5]. 또한 정성적인(qualitative) 해석에 크게 의존하여 보행 시 족부의 기능을 해석하고자 하였다[6, 7]. 이전 연구의 경우 보행 시 중요한 역할을 하는 첫 번째 발허리발가락관절이 모델에서 중요하게 고려되지 않았고, 주로 족부의 다른 몇몇 관절에 대해서만 모델링하고 해석하는데 그쳤다[1, 8-10]. 또한, 족부를 3차원으로 모델링하여 해석하는 시도도 없었다.

Scott과 Winter[2]는 이러한 한계를 극복하고 이전의 연구와 해부학적 근거를 바탕으로 8개의 세그먼트(segment), 8개의 단일중심(monocentric), 1 자유도 힌지 관절(single-degree-of-freedom hinge joint)로 구성된 3차원적 모델을 제시하였다. 이 모델을 바탕으로 모션 측정기와 지면 반발력 측정기를 이용하여 족부의 움직임과 순 모멘트(net moment)를 수학적으로 계산하였다.

본 연구에서는 Scott과 Winter[2]의 수학적 모델을 향상시켜 피험자의 족부와 인체측정학적으로 일치되는 컴퓨터 족부 모델을 구성하고, 4대의 카메라를 사용한 모션측정기로 보행 시 족부의 주요 세그먼트들의 공간상의 좌표 값을 측정하였다. 그리고 모션측정 실험에서 측정된 족부 주요 세그먼트의 공간 좌표를 컴퓨터 모델의 입력 값으로 하여 시뮬레이션 함으로써 족부의 각 관절의 움직임을 정량적으로 표현하는 기구학적 데이터를 제시하였다.

## 방 법

### 1. 족부 관절 모델

본 연구에서는 Scott과 Winter의 모델을 향상시켜 9 개의 세그먼트, 10 개의 단일중심, 1자유도 힌지 관절로 족부 모델을 구성하였다. 각 세그먼트는 강체로 모델링하였다(Fig. 1).

보행 시 발목관절(talocrural joint or ankle joint)은 정강이뼈(tibia), 종아리뼈(fibula)과 목말뼈(talus) 사이의 회전을 가능하게 한다. 그리고 목말뼈관절은 목말뼈와 발꿈치뼈(calcanus) 사이의 회전을 가능하게 한다[11-12]. 그리고 이 관절들은 실제 움직임에서 힌지 관절의 움직임과는 다르나[13-15] 보행 시 세그먼트들이 상호 각운동을 하므로 단일중심, 1 자유도 힌지 관절로 모델링 될 수 있다고 보고되었다[1].

발꿈치발배관절(calcanonavicular joint)은 발꿈치와 발배뼈(navicular) 사이의 움직임을 조절한다. 그리고 발꿈치입방관절(calcanocuboid joint)은 족부의 내변과 외변을 가능하게 한다[16]. 발허리뼈사이관절은 주위 많은 인대들과 족부 세그먼트들에 의해 구속되어 실제 움직임이 거의 없으므로 하나의 축에 의해 운동이 기술되었다[17].

발목발허리관절들은 활주(gliding)와 미끄러짐(sliding), 그리

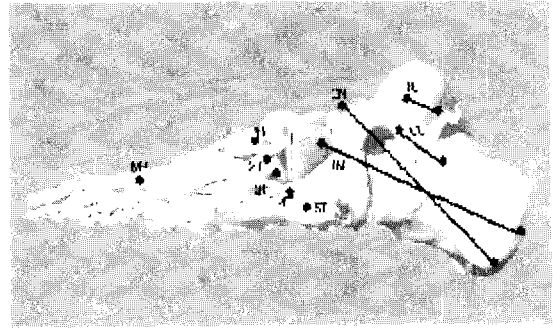


Fig. 1. Lateral view of the proposed model of human left foot.(TC-talocrural, TCN-talocalcaneal, TN-talonavicular T-tarsometatarsal, MP-metatarsophalangeal, CC-calcaneocuboid)

고 회전(rolling) 등의 복합적인 운동이 일어나고 발목뼈중간 세그먼트(midtarsal segment)와 독립적인 운동을 한다고 밝혀졌다[16]. 이러한 독립성은 족부 뒤꿈치(heel)가 들어 올려질 때 발허리뼈 머리(metatarsal head)와 지면이 접촉하면서 발목 발허리관절의 운동을 유발한다[18]. 또한, 보행 시 주목할 만한 운동은 족저-족배굴곡(plantar-dorsiflexion)이다[19]. 따라서 발목발허리와 발목뼈중간의 관절 또한 힌지 관절로 모델링 하였다.

발허리발가락관절은 굴곡(flexion), 신전(extension)이 주로 일어나며, 미소하나 내전과 외전 또한 일어나는 것으로 알려져 있다[16]. 특히, 첫 번째 발허리발가락관절은 정상보행을 하는 젊은 남성의 경우 체중의 최대 80% 가까이 하중이 가해지고 보행 시 40° 이상 회전하는 것으로 나타나 보행 시 가장 중요한 역할을 한다고 할 수 있다[2,8,9]. 따라서 본 연구에서는 첫

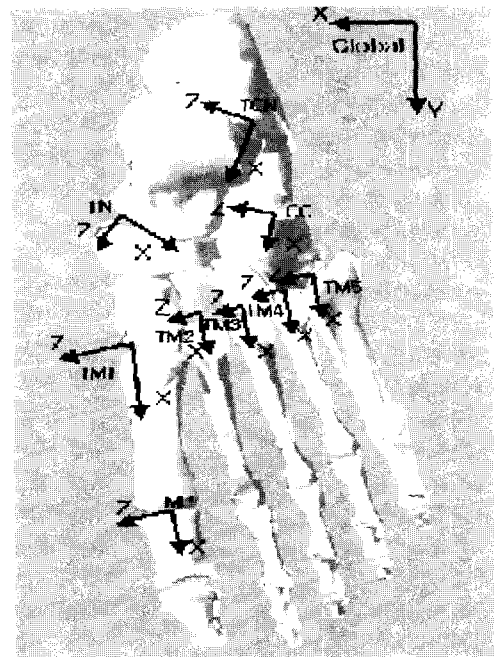


Fig. 2. Hinge joint axis and the description of local reference frames

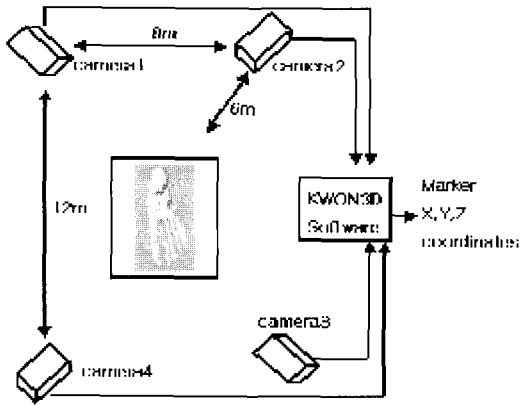


Fig. 3. Video collection system

번째 발허리발가락관절을 힌지 관절로 모델링하여 고려하였다. 한편, 첫 번째 발허리발가락관절을 제외한 발허리발가락관절과 발가락뼈사이관절은 족부의 운동에 기여하는 바가 미비하므로 모델에서 제외하였다[18].

2. 지역좌표계의 정의

모델에서 각 세그먼트마다 지역좌표계(local reference frame)를 정의하고 이 좌표계를 기준으로 각 세그먼트들의 데이터를 제시하였다(Fig. 2). 각 지역좌표계의 원점의 위치는 해부학적인 관절의 위치로 정하였다[16].

모델에서 발허리뼈 세그먼트의 X축은 세그먼트의 길이 방향, Z축은 힌지 관절의 축 방향이고, 목발발배관절(talonavicular), 발꿈치 입방관절, 발목관절은 Z축을 힌지 관절축과 일치시키고 방향은 앞쪽(anterior)으로 정의되어졌다. Y 축은 측면(lateral view)에서 위로 향한다(Fig. 2).

컴퓨터 상의 그래픽 족부 모델의 형상은 각 뼈의 점(vertex)과 모서리(edge) 정보가 들어있는 파일을 가시화 시키고 결합하여 전체 족부 형상을 만들었다.

이렇게 만들어진 모델의 각 세그먼트는 피험자의 표면마크



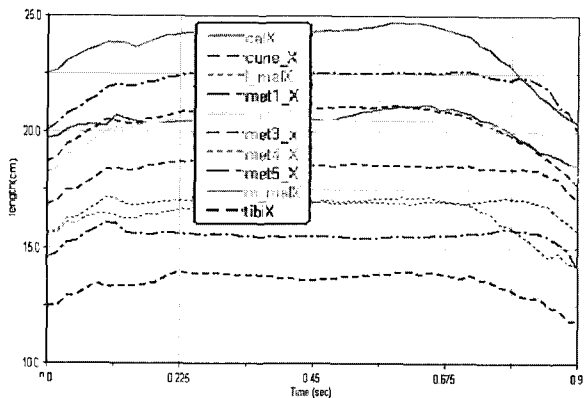
Fig. 4. The marker positions of computer model

의 움직임을 측정된 3차원 자료를 바탕으로 피험자의 족부에 맞게 스케일링(scaling) 되었다.

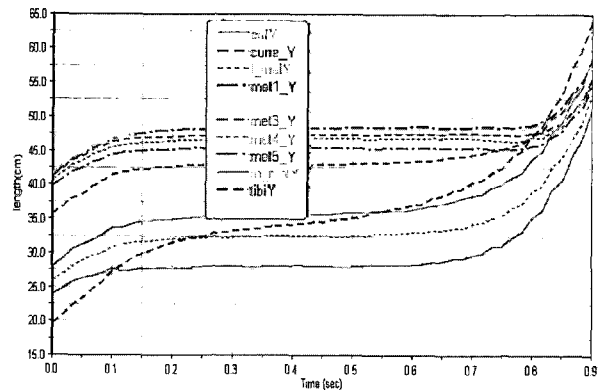
3. 족부의 동작 측정 실험

실험은 4대의 CCD 카메라를 이용하여 입각기(stance phase) 동안 11개의 표면마크들의 움직임을 촬영하였다(Fig. 3). 11개의 마크 중 8개는 각 세그먼트들에 부착되었고 나머지 3개는 내측 복사(lateral malleolus)와 외측 복사(medial malleolus), 정강이뼈의 외측에 각각 부착되었다. 또한 피부의 두께와 움직임에 대한 오차를 줄이기 위해 뼈의 돌출부에 마크를 부착하였다. 마크의 위치는 해부학상 명백한 위치보다는 각 세그먼트의 움직임이 잘 표현될 수 있고 오차를 줄일 수 있는 부분을 선택하였다(Fig. 4).

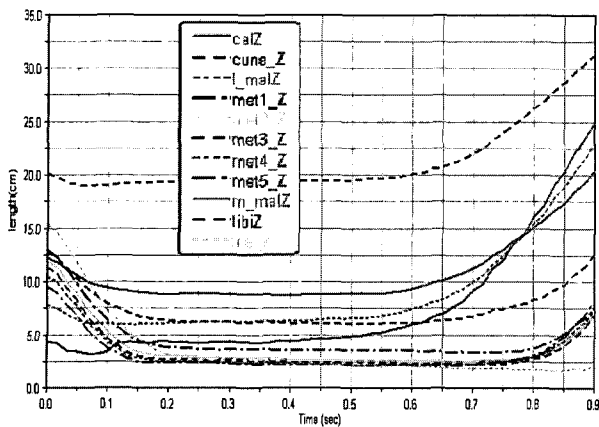
카메라로 촬영된 영상은 비디오테이프에 저장되었고(60Hz), 이 영상 데이터는 KWON 3D(주)비썬, 한국)라는 소프트웨어에 의해 3차원 좌표로 변환되었다. KWON 3D는 DLT(Direct Linear Transformation) 방식을 통해서 표면마크들의 좌표를 3차원으로 재구성한다. 이러한 좌표의 기준 좌표(global reference frame)를 정의하기 위해 12개의 마크가 붙어있는 가로 0.6m, 세로 0.6m, 높이 0.4m의 통제틀(control box)을 사용하였다(Fig. 3).



(a) X coordinates of the skin markers

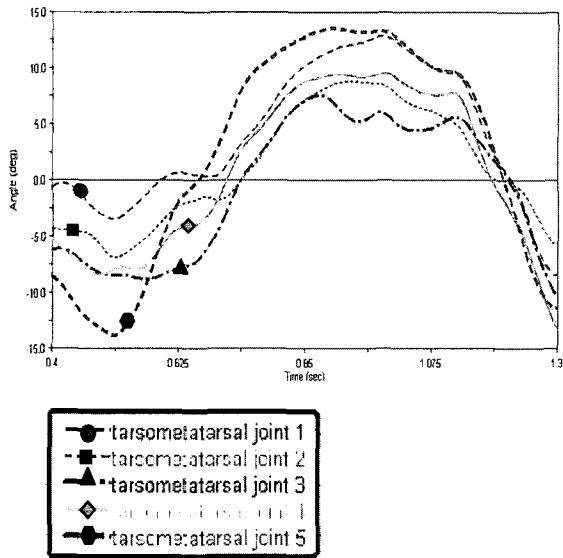


(b) Y coordinates of the skin markers



(c) Z coordinates of the skin markers

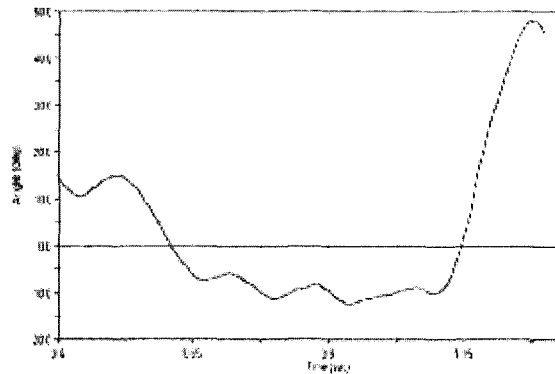
Fig. 5. The trajectories of skin markers in the space (X-axis : Time (sec), Y-axis : Angle (degree))



(a) The rotation of tarsometatarsal joint



Fig. 6. The motion of computer foot model



(b) The rotation of metatarsophalangeal joint

Fig. 7. Simulation results(X-axis : Time(sec), Y-axis : Angle (degree))

보행 시 표면마크들의 데이터는 3차원 곡선 보간법(cubic spline interpolation)으로 내삽된 후, 시뮬레이션 시 입력 값으로 사용되었다(Fig. 5). 데이터의 정확성을 높이기 위해서 피험자의 기준 좌표계에서 측정된 값을 4회 평균하여 사용했다. 이 값들이 X, Y, Z 각 방향으로 공간상에서 궤적을 그리게 되고 그 궤적을 따라 컴퓨터 상의 마크들이 움직이므로써 실제 보행 시 족부의 움직임과 같은 동작을 얻을 수 있었다(Fig. 6).

**시뮬레이션 결과**

시뮬레이션은 입각기 약 0.9초 동안, 발꿈치닿음(heel-

striking)부터 발가락떨어짐(toe-off)까지, 200 프레임(frame)으로 이루어졌다. 시뮬레이션 시 모션은 3차 곡선 보간법에 의해 200 프레임에 맞는 좌표 값을 돌려준다. 이 좌표 값을 입력 값으로 하여 시뮬레이션 하였고 모델에 의한 족부의 모션을 얻을 수 있었다. 컴퓨터 모델에 의한 관절들의 운동범위(range of motion)는 첫 번째 발목발허리관절부터 다섯 번째 발목발허리관절까지 각각  $-8^{\circ} \sim 13^{\circ}$ ,  $-7^{\circ} \sim 9^{\circ}$ ,  $-10^{\circ} \sim 7.5^{\circ}$ ,  $-13^{\circ} \sim 10^{\circ}$ ,  $-14^{\circ} \sim 14^{\circ}$  이었다(Fig. 7 (a)). 첫 번째 발허리발가락관절에서는  $-13^{\circ} \sim 48^{\circ}$ 의 범위를 나타내며, 발가락 떨어짐이 될 때의 값이 최대인 것을 알 수 있다(Fig. 7 (b)). 관절의 운동범위가 양인 것은 관절이 발등쪽으로 회전하는, 신전을

의미한다. 발목발허리관절에서 입각기의 40% 정도는 flatfoot 상태로, 다섯 번째 발목발허리관절을 제외하고는 0~70 정도의 다소 미소한 움직임을 나타내고 있으며, 70~80% 이후 발가락 떨어짐 상태에서는 발꿈치가 들어올려지면서 발목발허리관절들이 회전하게 된다(Fig. 7 (a)). 이 값들은 Scott과 Winter[2]의 연구 결과와 비교할 때 발목발허리관절들에서  $5^\circ$ 의 차이가 있었으며 결과값의 경향은 대체적으로 비슷하였다. 또한, 첫 번째 발허리발가락관절에서는 입각기의 95%에서 관절이 최대로 신전이 일어나는 것을 볼 수 있는데, 이는 남은 5%의 입각기 동안 관절이 빠르게 회전한다는 것을 알 수 있다. 첫 번째 발허리발가락관절에서의 결과값은 Scott과 Winter의 연구에서의 발허리발가락관절의 최대 회전값  $40^\circ \sim 50^\circ$  과 유사하였다(Fig. 7 (b)).

### 고찰 및 결론

Scott과 Winter의 실험적 방법을 통해 얻어진 결과와 비교하여 컴퓨터 모델에 의한 결과는 발목발허리관절과 발허리발가락관절에서 대략,  $5^\circ$  정도의 차이가 있었다(Fig. 7). 이러한 오차는 개인의 보행 특성의 차이로 인한 것이기도 하지만 다음과 같이 몇 가지 다른 원인을 고려해 볼 수 있다.

첫째, 모델링 과정에서의 오차를 들 수 있다. 족부 모델에서 많은 가정들을 제시하였는데, 그 가정들이 모델에 어떠한 결과를 미치는지 고려해야 한다. 가장 쟁점이 되고 있는 가정은 해부학적으로 정의된 몇 개의 관절들만이 움직임을 지배한다는 것인데, 그렇다면 모델에서 고려되지 않은 관절이 실제로 오차에 영향을 주었는지 고려해 보아야 할 것이다. 모델에서 고려되지 않은 관절 중 한 예로 췌기발배관절(cuneonavicular joint)을 고려했을 때와 그렇지 않았을 때의 결과가 크게 다르지 않다는 것이 이미 입증되었다[2]. 그러므로 췌기발배관절을 제외한 모델은 타당하다고 생각된다. 그러나 다음과 같은 가정들은 더 고려되어야 할 것이다. 실제 발목발허리관절의 움직임에서는 활주와 미끄러짐이 일어나는데[16], 본 연구의 모델에서는 고려되지 않았다. 또한, 발허리발가락관절의 움직임은 보행 시 족부의 뒤꿈치가 들어 올릴 때 굴곡과 신전 뿐만 아니라 내전과 외전 또한 모델에서 고려되어야 할 것이다. 그 외, 모델에서 제외된 첫 번째부터 세 번째 췌기뼈(cuneiform)들 사이와 발배뼈와 입방뼈(cuboid) 사이의 관절 등은 모두 움직임이 없는 관절(lock joint)로 간주하였는데 마찬가지로 결과에 어떠한 영향을 주는지 고려해야 할 것이다.

둘째, 모델을 컴퓨터 상에서 피험자의 족부에 맞추는 스케일링을 하는 과정에서 오차가 발생할 수 있다. 좀 더 정확한 기구학적 데이터를 얻기 위해서는 피험자의 개인적 뼈 형상과 특징을 고려해서 컴퓨터 모델을 구현해야 한다. 또한, 영상데이터를 3차원 좌표로 변환하는 디지털라이징(digitizing)과정에서도 오차가 발생하지 고려되어야 할 것이다.

모션 분석을 통해 얻어진 데이터는 근육, 인대, 해부학적 형상, 그 외 다른 많은 요소들의 복합적인 작용으로 인하여 얻어

진 최종적인 값이다. 그러나 보행 시 족부를 기구학적으로 해석하기 위해 카메라를 이용한 단순한 모션 분석은 족부 관절의 움직임이 미소하고 정확한 뼈의 움직임을 표면마크들이 나타내지 못하는 한계점이 있다[2]. 그러므로 근육과 인대 등의 영향 또한 모델링하여 보행의 동역학적인 상황을 고려할 때에 관절에 대한 정확한 기구학적 특성과 데이터를 파악할 수 있을 것이다.

족부의 세그먼트들의 보다 정확한 기구학적 데이터를 얻기 위해서는 관절의 복합적인 운동을 기술할 수 있는 모델링 기법과 표면마크의 수를 늘려 각 세그먼트의 더욱 정확한 움직임을 측정하는 것이 필요하다.

컴퓨터 모델과 시뮬레이션을 이용한 족부 관절의 기구학적 해석 방법은 실제 족부를 컴퓨터 모델링으로 완벽하게 구현하는 데에 어려움이 있으나, 복잡한 수학적 계산을 필요로 하지 않는다는 장점이 있고 여러 가지 근골격계 병변이 생긴 족부의 생체역학적 해석에 유용하게 적용될 수 있을 것으로 사료된다.

### 참고 문헌

1. S.H. Scott and D.A. Winter, "Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking", J. Biomechanics, Vol. 24, pp. 743-752, 1991
2. S.H. Scott and D.A. Winter, "Biomechanical model of the human foot: kinematics and kinetics during the stance phase of walking", J. Biomechanics, Vol. 26, pp. 1091-1104, 1993
3. J.R. Gage, P.A. Deluca and T.S. Renshaw, "Gait analysis: principles and applications", J. Bone Joint Surg, Vol. 77 A, pp. 1607-1623, 1995
4. M.G. Pandy and N. Berme, "A numerical method for simulating the dynamics of human walking", J. Biomechanics, Vol. 21, pp. 1043-1051, 1988
5. S. Siegler, R. Seliktar and W. Hyman, "Simulation of human gait with the aid of a simple mechanical model", J. Biomechanics, Vol. 15, pp. 415-425, 1982
6. M.J. Burns, Biomechanics, In Fundamentals of Foot Surgery, pp. 111-135. Williams&Wilkins, Baltimore, MD, 1987
7. R.A. Mann, Biomechanics of the foot and ankle, In Surgery of the Foot, pp. 1-30, The CV Mosby Company, St Louis, 1986
8. I.A.F. Stokes, W. C. Hutton, and J.R.R. Stoot, "Force acting on the metatarsals during normal walking", J. Anat, Vol. 129, pp. 579-590, 1979
9. U.P. Wyss, I. McBride, L. Murphy, T.D.V. Cooke, and S.J. Olney, "Joint reaction forces at the first MTP joint in a normal elderly population", J. Bio

- mechanics, Vol. 23, pp. 977-984, 1990
10. E.P. Salathe, G.A. Arangio, and E.P. Salathe, "A Biomechanics model of the foot", J. Biomechanics, Vol. 12, pp. 989-1001, 1986
  11. J.H. Hicks, "The mechanics of the foot I", J. Anat, Vol. 87, pp. 345-357, 1953
  12. V.T. Inman, and R.A. Mann, Biomechanics of the foot and ankle, In Duvries' Surgery of the Foot, pp. 3-21. The CV Mosby Company, ST. Louis, 1978
  13. E.J. van Langelann, "Relative talotibial movements and relative tarsal movements", In A Kinematical Analysis of the Tarsal Joints, Acta. Orthop. Scand (Suppl.), Vol. 204, pp. 135-265, 1983
  14. S. Siegler, J. Chen, and C.D. Schneck, "The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joints Part I: kinematics", Trans. ASME, Vol. 110, pp. 364-373, 1988
  15. J.R. Engsborg, "A biomechanical analysis of the talo-calcaneal joint in vitro", J. Biomechanics, Vol. 20, pp. 429-442, 1987
  16. K.L. Moore, Clinically Oriented Anatomy, pp. 504-663. Williams & Wilkins, Baltimore, MD, 1999
  17. J.T. Manster, "Movement of the subtalar and transverse tarsal joints", Anat, Record 80, pp. 397-410, 1941
  18. E.M. Henning, 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, Vol. 4, pp. 213-222, 1982
  19. W.C. Hutton, J.R.R. Stott, and I.A.F. Stokes, The mechanics of the foot, In The Foot and Its Disorders, pp. 31-49 Blackwell Scientific Publications, Oxford, 1982
  20. R. Tranberg, D. Karlsson, "The relative skin movement of the foot: a 2-D roentgen photogrammetry study", Clinical Biomechanics, Vol. 13, pp. 71-76, 1998