

인체 족부관절의 각변위와 모멘트의 상관관계

김시열* · 신성휴** · 황지혜*** · 최현기*

성균관대학교, 기계공학부*, 성균관대학교, 스포츠과학부**, 성균관대학교 의과대학, 재활의학교실***
(2003년 2월 5일 접수, 2003년 7월 1일 채택)

Correlation Between Joint Angular Displacement and Moment in the Human Foot

Si Yeol Kim*, Seong Hyoo Shin**, Ji Hye Hwang***, Heonki Choi*

School of Mechanical Engineering, Sungkyunkwan University*

School of Sports Science, Sungkyunkwan University**

Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Sungkyunkwan University School of Medicine***

(Received February 5, 2003. Accepted July 1, 2003)

요약: 본 연구에서는 지면반발력에 저항하는 족부관절의 기구학적 특성과 운동학적 특성 사이의 관계를 고찰하는 것을 목적으로 하였다. 관절의 수동탄성모멘트와 각변위는 3대의 카메라와 지면반발력 측정기를 이용한 실험을 통하여 얻어졌다. 최소자승법을 이용하여 관절의 각변위와 모멘트의 상관 관계를 수학적으로 모델링 하였다. 관절의 운동 범위(range of motion)는 중족지절관절(metatarsophalangeal joint)을 제외하고는 $5^{\circ} \sim 7^{\circ}$ 값을 보였다. 이 모델을 이용하여 지금까지 일반적인 모션 분석으로부터 측정할 수 없었던 족부관절의 기구학적 데이터를 얻을 수 있다. 더 나아가 이러한 수학적은 보행을 시뮬레이션 하는 생체 역학적 모델과 임상적 평가에도 적용 가능하다.

Abstract: The goal of this study was to investigate the relationship between kinematic and kinetic characteristics of foot joints resisting ground reaction force. Passive elastic joint moment and angular displacement were obtained from the experiment using 3 cameras and force plate. The relationship between joint angle and moment was mathematically modeled by using least square method. The ranges of motion of joints ranged from 5° to 7° except metatarsophalangeal joint. In the study, we presented simple mathematical models that could relate joint angle and plantar pressure. From this model, we can get the kinematic data of joints which is not available from conventional motion analysis. Furthermore, the model can be used not only for biomechanical model which simulates gait but also for clinical evaluation.

Key words: angular displacement (각변위), kinematical analysis (기구학적 분석), passive elastic joint moment(관절의 수동탄성모멘트), mathematical model(수학적 모델), least square method(최소자승법), plantar pressure(족저압)

서 론

보행 분석을 통하여 얻어지는 족부관절의 정량적인 기구학(kinematics)적, 운동학(kinetics)적 데이터는 정상인과 근 골격계(musculoskeletal system)의 질환을 가진 사람을 구분하는데 유용한 도구가 되어 왔다[1-3].

관절의 움직임은 근육, 인대, 외력(external force) 그리고

기타 관절을 이루고 있는 뼈의 해부학적 형상 등 복합적인 요인에 의해서 결정된다.

많은 생체 역학자들에 의해서 족부의 기구학적, 운동학적 해석을 위한 모델이 제시되었지만 보행이라는 동역학적인 상황과 복잡한 족부관절의 구조로 인하여 정확한 해석을 하는데 한계가 있어 왔다[4-10]. Scott and Winter[2]는 3차원, 8 segments의 모델을 제시하였고 이들을 통하여 TM(tarsometatarsal) 관절, TT(transverse tarsal) 관절 그리고 하나의 MP(metatarsophalangeal)관절에 대해서 기구학적, 운동학적 분석을 실시하여 정량적인 값을 도출하였다. 하지만 TM과 TT 관절의 해석에 있어서, 지면반발력(ground reaction force)에 의한 족저지방층(plantar fat pad)과 족저연조직(plantar

이 논문은 성균관대학교의 2002학년도 석전연구비에 의하여 연구되었음.

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

성균관대학교 기계공학부

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

E-mail. hkchoi@skku.ac.kr

soft tissue)의 수축과 보행 시 중족골두(metatarsal head)의 회전에 의한 이동만으로는 관절에 대한 정확한 기구학적 데이터를 제시하지 못하였다[2].

보행 시 족부를 기구학적으로 해석하기 위해서 카메라를 이용한 단순한 모션 분석은 많은 한계를 가진다. 첫째로, 다수 관절의 움직임이 미소하고, 둘째로, 장지신근(extensor digitorum longus)의 두께와 수축으로 인한 힘줄(tendon)의 상승 작용, 신근지대(extensor retinaculum)등으로 인해 정확한 뼈의 움직임을 표면 마커(skin marker)가 나타내지 못한다. 셋째로, 뼈의 크기가 작아 상대적으로 작은 표면 마커를 사용해야 한다. 이는 모션분석에서 카메라가 마커의 위치를 측정하는데 어려움을 준다. 이러한 한계로 인하여 이전 연구에서는 부득이 첫번째, 다섯번째 TM관절과 첫번째MP에 대해서만 모션 분석을 하였다[2].

관절의 능동적인 움직임은 근육의 수축(contraction)에 의해 결정되며, 수동적인 움직임은 인대, 관절, 뼈, 근육의 수동적인 특성 등에 의하여 좌우된다. 수동 탄성 관절모멘트(passive elastic joint moment)에 대한 연구는 보행 분석 시뮬레이션에 많이 사용되어 왔고 기구학적, 운동학적 양을 결정하는데 중요한 요소이다. 이러한 관절에 대한 특성 연구는 주로 무릎 관절, 엉덩이 관절, 발목 관절등에 집중되었다[14-18]. 그러나 족부관절에 대한 연구는 전무한 상황이다.

족부관절을 대상으로 한 이전 연구의 내용으로는 운동학적 해석에 있어서 인대와 각종 힘줄, 그리고 족저근막(plantar fascia), 족척근막(plantar aponeurosis)등의 영향을 고려하였다[4,5,11,12,13]. 하지만 이러한 연구에서는 보행 시 족부관절의 기구학적인 움직임과 외력과의 관계를 정확하게 제시하지 못하였다. TM 관절과 TT 관절은 보행 시 발꿈치 닿음(heel striking) 이후 대부분의 지면반발력을 견디는 관절로서 기구학적인 움직임은 지면반발력에 크게 영향을 받는 것으로 보고되고 있다[2,4,5]. 이는 족부에서 근육에 의한 지면반발력의 지지 보다는 인대, 힘줄, 표피(skin) 그리고 비활성근육(inactive muscle)등의 수동적인 요소들에 의해서 지지된다고 가정할 수 있다. 또한 이들의 거동으로부터 기구학적인 움직임을 예측하는 것도 유용한 방법이 될 수 있다.

본 연구에서는 족부에서 카메라와 표면 마커를 이용하는 기구학적 해석 방법의 한계를 극복할 수 있고, 족부관절에서 임상적 평가가 될 수 있도록 수동적인 요소만을 고려하여 운동학적 데이터(모멘트)와 기구학적 데이터(각변위)사이의 상관관계를 나타낼 수 있는 수학적 모델을 제시하고자 한다.

방 법

1. 피험자의 인체 측정

피험자는 근골격계에 질환을 가지지 않은 정상 보행을 하는 20대의 3명의 남성으로 구성하였다. 피험자 족부의 정확한 해부학적 정보를 얻기 위하여 X-ray이미지를 얻었다. 인체 측정 자료 중에서 기구학적, 운동학적 결과에 영향을 줄 수 있는 요

소로는 MT(metatarsal)뼈들의 길이와 이들이 지면과 이루는 각이다. MT뼈가 지면과 이루는 각은 X-ray이미지와 실제 인체 측정값을 서로 비교하여 결정하였으며 둘의 차이는 미소했다. 무지(hallux)의 경우는 지면과 이루는 각을 0으로 가정하였다. 길이는 TM과 TT관절의 모멘트 암(moment arm)을 계산하기 위하여 필요하며, 중족골두의 중점에서 관절까지 이다. 첫번째 MP 관절의 모멘트 암 길이는 무지의 중심에서 관절까지 이다. 족부의 높이는 주상골(navicular)에서 바닥까지이다(Table 1). 인체측정자료(anthropometrical data) 중 모멘트 암의 길이와 지면과 이루는 각은 지면반발력을 모멘트로 환산하는데 필요하다.

2. 좌표의 정의와 각변위

실험에서 족부관절을 자유도(degree-of-freedom)가 1인 힌지 조인트로 간주했다. 실제 관절은 이 보다 많은 자유도를 가지지만, 모델링에서 1 자유도로 가정하는 것은 유용한 방법이다[2]. 또, 두 번째 TM 관절의 경우는 설상골(cuneiform)들과 주위 인대들에 의해 강하게 결속되어 실제 중족골두를 통하여 전달되는 하중에 대해서 거의 움직임이 없고 대신 TT관절에 영향을 주는 것으로 알려져 있다[2,19,20]. 족부관절의 움직임을 일반적인 관절의 움직임으로 표현하기 위하여 지역좌표계(local reference frame)를 사용해야 한다. 이 연구에서는 두 개의 표면 마커를 통하여 지역좌표계를 정의하고 좌표계의 Z축에 대한 관절의 회전을 기술하였다(Fig. 1). 원점의 위치는 첫 번째, 세 번째 TM 관절에서는 설상골로 하였고, TT관절은 거골(talus)로 하였다. 네 번째, 다섯 번째 TM관절에서는 입방

Table 1. Anthropometrical data of subjects (TM-L: moment arm of TM joint, TT-L: moment arm of TT joint, MP-L: moment arm of MP joint, MA: the angle between MT bone and ground in the situation of no external force)

구분	피험자	DW	HI	IG
나이		26	22	26
키		170 cm	178 cm	178 cm
몸무게		60 kg	70 kg	74 kg
족부 높이		6.5 cm	6.7 cm	6.5 cm
TM1-L		5.8 cm	4.8 cm	5.1 cm
TT-L		8 cm	8.1 cm	8 cm
TM3-L		5.8 cm	5.2 cm	6.4 cm
TM4-L		6 cm	6 cm	5.8 cm
TM5-L		5.8 cm	5.8 cm	6.5 cm
MA1		28 deg	22 deg	20 deg
MA2		25 deg	20 deg	19 deg
MA3		24 deg	18 deg	18 deg
MA4		22 deg	16 deg	17 deg
MA5		21 deg	10 deg	15 deg
MP-L		5 cm	4.7 cm	5.1 cm

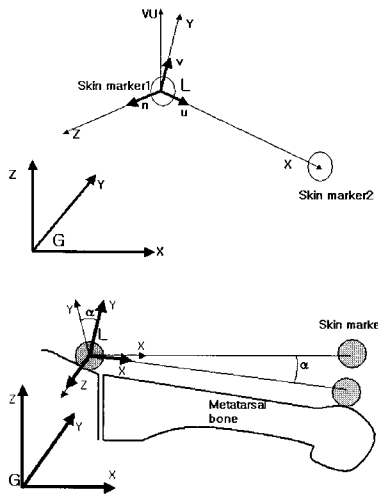


Fig. 1. A: Definition of global and local reference frame B: Angular displacement of MT bone (α : the angular displacement with respect to local reference frame G: global

뼈(cuboid)에 위치시켰다(Fig. 1B). 첫번째 MP관절의 경우는 중족골두에 위치시켰다. 회전을 기술하기 위한 마커의 위치는 중족골두와 무지의 발톱이다. 이러한 정의가 필요한 이유는 실험 시 리프트가 족부관절을 밀어 올릴 때 족부 전체가 이동하여 관절의 각변위를 기준좌표계(global reference frame)에서 올바르게 측정하지 못하는 것을 방지하기 위함이다. 리프트에 의해 밀려 족부 전체가 이동하여도 각 지역좌표계에서 바라본 관절의 각변위는 변하지 않고, 또 이러한 지역좌표계에서 기술된 관절의 거동이 각 관절의 움직임을 설명하는데 더욱 편리하다.

앞에서 언급한 표면 마커를 원점으로 한 직교 좌표계에 대한 좌표계를 정의하는 것은 실험실에 고정된 기준좌표계를 기준으로 하여 실험 시 카메라에 의해서 측정된 좌표 값을 통하여 계산되었다.

$$X_{local} = \overrightarrow{\text{MARKER2}} - \overrightarrow{\text{MARKER1}} \tag{1}$$

$$u = \frac{X_{local}}{|X_{local}|} \tag{2}$$

$$n = u \times \frac{VU}{|VU|} \tag{3}$$

$$v = n \times u \tag{4}$$

먼저 두 개의 마커의 3 차원 좌표를 통하여 하나의 벡터를 정의할 수 있다(Eq. 1). 관절이 회전 할 수 있는 정확한 축을 정의하기 위해서 VU(view up) 벡터를 정의한다. 이 벡터는 기준좌표계의 Z축의 방향과 일치한다(Eq. 3). 두 개의 마커와 VU 벡터의 외적(cross product)에 의해서 관절의 축인 Zlocal 이 생성되게 되고, 이 벡터는 다시 단위 크기의 벡터로 만들어

진다(Eq. 3). 이것이 n 벡터 이다. 다시 n 벡터와 u 벡터의 외적에 의해서 v 벡터가 정의됨으로써 완전한 하나의 직교 좌표계가 만들어진다(Eq. 4). 이렇게 단위 벡터(u, v, n)로 기술하는 이유는 이들 좌표 값이 지역좌표계와 기준좌표계간의 변환(${}^L T^G$) ${}^{LR} T^G$ 을 위한 회전 행렬(rotation matrix)의 성분이 되기 때문이다.

지역좌표계의 X축은 항상 두 개의 마커를 잇는 벡터의 방향이다. 초기 지역좌표계의 정의는 실험이 시작되기 전에 이루어졌다. 실험이 진행됨에 따라 달라지는 마커의 위치를 0.017 초 간격으로 좌표를 다시 정의했다. 초기의 좌표와 마커가 이동됨에 따라 정의되는 좌표 사이의 관계는 단순히 Z 축을 중심으로 한 회전일 뿐이다. 여기서 회전량은 관절의 각변위를 의미한다. 즉 시간이 변함에 따라 카메라 주파수간격으로 계속해서 새로운 좌표계가 정의되는 것이다(Fig.1. A).

$${}^{LR} T^G = R(-\alpha) {}^L T^G \tag{5}$$

$${}^{LR} T^G ({}^L T^G)^{-1} = R(-\alpha) \tag{6}$$

$$\begin{bmatrix} \cos(-\alpha) & -\sin(-\alpha) & 0 & 0 \\ \sin(-\alpha) & \cos(-\alpha) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = {}^{LR} T^L \tag{7}$$

$$\alpha = \arccos({}^{LR} T^L [1,1]) \tag{8}$$

${}^L T^G$: 44 transformation matrix from global reference frame to local reference frame

${}^{LR} T^G$: 44 transformation matrix from global reference frame to rotated local reference frame

${}^{LR} T^L$: 44 transformation matrix from initial local reference frame to rotated local reference frame [1,1]: first row and first column

${}^L T^G$ 변환 행렬(transformation matrix)은 기준좌표계의 좌표를 지역좌표계의 좌표로 바꾸는 44 행렬이고 리프트에 의해서 족부관절이 밀려 올라가기 전에 나온 마커들의 좌표를 이용하여 만들어진다. ${}^{LR} T^G$ 변환 행렬은 실험이 진행됨에 따라 리프트에 의해서 변화되는 마커들의 좌표에 의해서 만들어진다 (Eq. 5). ${}^L T^G$ 의 역행렬(inverse matrix)은 행렬로서 ${}^G T^L$ 지역좌표계의 좌표 값을 기준 좌표로 바꾸는 행렬이 된다(Eq. 6). ${}^{LR} T^G {}^G T^L$ 의 계산 결과로 ${}^{LR} T^L$ 행렬이 만들어지고 이 행렬과 R행렬의 관계에 의해서 각이 계산되어 질 수 있다(Fig. 1B, Eqs. 7,8). 두 마커의 벡터와 기준좌표계의 Z축 벡터의 외적에 의해서 만들어진 지역 좌표계의 Z축은 중족골과 지골(phalange)의 길이 방향과 항상 수직으로 힌지 조인트의 축이 된다(Fig. 1). 이 축을 통하여 족부관절의 기구학적인 움직임을 올바르게 기술할 수 있다.

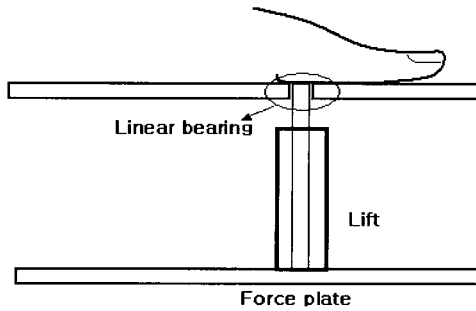


Fig. 2. Lift System for pushing up bones of foot

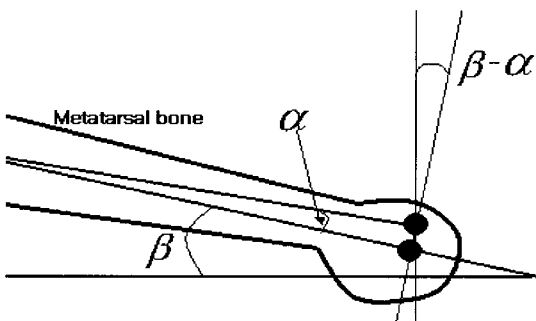


Fig. 4. Angle between metatarsal bone and ground reaction force(β : the angle between ground reaction

3. 실험

실험에는 3대의 CCD 카메라와 지면반발력 측정기(force plate), 실험실에서 자체 제작된 리프트 시스템이 사용 되었다. 리프트 시스템은 지면반발력 측정기와 맞닿아 있고 수직의 병진(translation) 움직임만 할 수 있도록 마찰을 무시해도 좋을 정도의 선 베어링을 이용하였다. 리프트가 보행 시 지면반발력이 작용하는 것처럼 수직으로 관절의 뼈를 들어올리면 지면반발력 측정기의 Z방향의 힘은 증가하게 된다(Fig. 2). 힘이 증가 하면 족부관절의 변위는 증가하게 되고 이 좌표를 카메라가 정확하게 측정하게 된다(Fig. 3). 카메라와 지면반발력 측정기는 동기화(synchronization) 되었으므로 이들의 상호 관계는 시간을 매개 변수로 한다. 지면반발력 측정기를 통하여 측정된 힘은 Z방향(지면에 수직으로 위로 향하는 방향)을 제외하고 다른 방향의 힘은 거의 측정되지 않았다. 이 힘은 인체 측정자료와 카메라의 3차원 좌표 측정값에서 계산 된 각변위를 바탕으로 모멘트로 변환되었다(Eq. 9). 모멘트는 각변위와 그래프로그려지게 된다(Fig. 4).

$$MOMENT = (MOMENT_ARM) \times FORCE \times \cos(\beta - \alpha) \quad (9)$$

는 외력이 가해지지 않은 상황에서 MT뼈가 지면과 이루는 각으로써 X-ray 이미지와 실제 인체 측정값을 통하여 얻어졌 의공학회지 : 제24권, 제3호, 2003

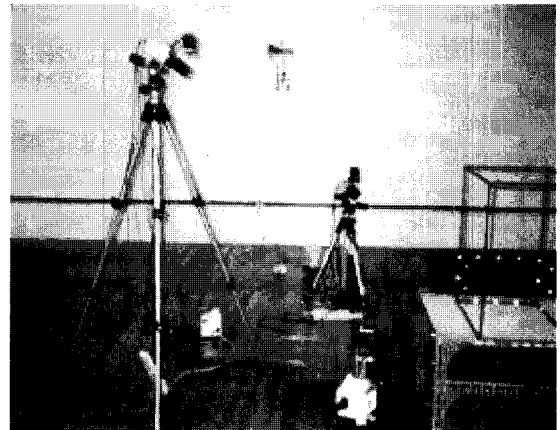


Fig. 3. Camera System for capturing motion

다(Table 1, Fig. 4). 하중이 작용하게 되면 값을 가지게 되고, 이 두각의 차에 의해서 모멘트 암에 수직인 지면반발력 성분을 계산할 수 있다(Eq. 9). 실험 시 하중은 리프트를 통하여 가해지며 이들에 의해서 의 변위는 발생하게 된다.

계산과 결과를 가시화 하기 위해서 MATLAB 으로 프로그래밍 되어졌다. 영상과 지면반발력 측정기의 주파수를 일치시켜 정확한 값으로 대응시키기 위해서 지면반발력 측정기의 값은 삼차곡선 내삽(cubic spline interpolation) 함수를 이용하여 내삽 되어졌다. 그리고 최소자승법(least square method)을 이용하여 결과를 곡선으로 근사(fitting) 시켰다.

카메라의 영상을 3차원 좌표로 바꾸기 위해서 DLT(direct linear transformation)방식을 이용한 KWON 3D 소프트웨어 ((주)비솔, 한국)를 사용하였다. DLT 파라미터들을 얻기 위해서 18개의 통제 점(control marker)이 있는 통제 틀(control box)을 이용하였다. DLT 방식에 의해서 재구성된 좌표와 실제 통제 점과의 오차는 약 0.2cm이었다. 표면 마커의 지름은 0.8mm으로 비교적 작은 크기를 사용하였다. 이것은 족부 뼈들의 크기가 작고 비교적 정밀한 값을 측정하기 위함이었다.

각 관절에 대해서 실험은 4번 실시되었고, 경향이 다른 하나의 실험은 계산에서 제외하였다. 이러한 실험값은 관절에 따라 1차에서 9차까지의 다항식 중 적합도(fitness)가 가장 높은 2차와 3차 곡선으로 근사되었다. 3개의 근사된 곡선 식의 값을 이용하여 모멘트에 대해 평균을 계산하였고 이들 값을 다시 곡선으로 근사시켜 최종적인 곡선식을 구하였다. TM과 TT관절은 2차 곡선에서 가장 좋은 적합도를 보였고, MP관절은 3차 곡선이었다.

실험 결과 및 고찰

실험을 통하여 얻어진 결과는 모멘트가 증가함에 따라 각변위는 TM과 TT 관절에서 2차 함수의 관계로 증가하였고, MP관절에서는 3 차 함수의 관계였다(Fig. 5). 이들은 직선에 가까운 형태 여서 다항식의 계수는 상당히 작은 값을 포함하고 있었다(Table 2,3,4). 족부관절은 모멘트가 일정 값 이상으로 증

Table 2. The curve equation and available range of subject DW

Joint	Coefficient of curve			Available range		
	3order 10-5	2order 10-5	1order 10-2	Constant	Moment (N.cm)	Angle (deg)
TM1		2	1.1	0.2	20<M<280	0<A<5.5
TT		-0.4	0.8	0.2	20<M<420	0<A<3.5
TM3		0.9	1.3	0.3	10<M<270	0<A<4.5
TM4		1.3	1.2	0.4	20<M<350	0<A<5.8
TM5		-2.2	2.7	-0.02	20<M<300	0<A<5.7
MP1	-0.9	352	-28	7	50<M<200	0<A<200

Table 4. The curve equation and available range of subject IG

Joint	Coefficient of curve			Available range		
	3order 10-5	2order 10-5	1order 10-2	Constant	Moment (N.cm)	Angle (deg)
TM1		1.2		0.2	20<M<500	0<A<5.8
TT		0.2	0.3	0.2	20<M<800	0<A<3.5
TM3		0.6	0.5	0.05	30<M<600	0<A<5.5
TM4		2.1	0.3	0.4	20<M<500	0<A<7.2
TM5		-0.6	1.9	-0.3	120<M<500	0<A<7.3
MP1	-0.4	214	-25	10	30<M<220	0<A<225

가하면 더 이상 각변위는 발생하지 않았다. 이는 관절을 둘러싸고 있는 인대들이 생리하중(physiologic load)상태에 도달했다는 것을 의미하며 더 이상 하중을 계속해서 증가 시키면 생리하중 범위를 넘어서 콜라겐(collagen) 섬유질의 미세파손(micro-failure)을 초래할 수 있다[24]. 아주 작은 하중이 작용할 때에는 족저연조직에 의해 흡수되어점으로 족부관절의 움직임은 없었다(Fig. 5). 실험치가 계단 모양을 나타내는 것은 리프트가 관절을 들어 올리는 속도의 변화에 의해 기인된 것이라 추정된다.

전반적인 경향으로 TT관절에서 모멘트 증가량에 비해 각변위의 변화는 작았다. 이 점은 두 번째 TM관절의 해부학적 특성을 고려할 때 관절의 움직임은 거의 없고 대신 TT 부분에서 관절이 형성 됨으로 상대적으로 각변위를 일으키는데 많은 힘이 필요하다는 것을 의미한다[19,20]. MP관절의 경우는 첫 번째 관절에 대해서만 실험하였다. 다른 MP 관절의 경우 보행

Table 3. The curve equation and available range of subject HI

Joint	Coefficient of curve			Available range		
	3order 10-5	2order 10-5	1order 10-2	Constant	Moment (N.cm)	Angle (deg)
TM1		1.4		0.5	20<M<450	0<A<5.5
TT		0.6	0.5	0.1	20<M<480	0<A<4.2
TM3		0.4	0.2	0.4	30<M<450	0<A<2.5
TM4		0.01	0.8	0.3	20<M<520	0<A<4.2
TM5		2.7	-1	1.6	120<M<600	0<A<6.8
MP1	-1.1	369	-25	6	30<M<200	0<A<200

시 족지가 하중을 지지 하는 양이 적으므로 실험에 고려하지 않았다[21,22]. MP 관절의 경우 많은 각변위가 측정 되었으며 TT와 TM관절과 달리 3 차 곡선으로 잘 근사되었다. 하지만 이 곡선의 식에 의해서 보행 시 관절의 기구학적인 값을 정확하게 도출하기 위해서는 족부 근육에 대한 고찰이 필요하다[23].

근사 곡선이 데이터의 값을 완전하게 나타내지 못한 다는 점과 앞에서 언급한 것처럼 일정 이상의 모멘트에서는 더 이상 변위가 발생하는 않는다는 것, 그리고 작은 하중은 족저연조직이 흡수함으로써 관절의 변위는 미소하다는 점들을 고려할 때 곡선의 유효 범위가 필요하다(Table 2,3,4).

If moment < 유효 범위, angular displacement=0.

If moment > 유효 범위, angular displacement=max.

보행 시 족부의 국부적인 지면반발력을 시간의 함수로 표현하고 보행 분석과 인체 측정 자료를 바탕으로 모멘트 값으로 환산한다(Eq. 9). 그리고 위의 사실을 바탕으로 이 값들이 유효 범위 안에 들어가는지 벗어나는지를 알면 보행 시 측정된 지면반발력을 관절의 기구학적인 값으로 계산 할 수 있다. 그래프에서 X축은 모멘트이고, Y축은 각변이다. 이 연구 결과에 따르면 TM관절의 경우 7° 정도이며, TT관절의 경우 4° 정도로 TM에 비해 작은 양이었다. 이 결과는 TM과 TT에 대한 이전 연구의 결과와 잘 일치한다[2]. MP 관절의 경우는 0°에서부터 20° 정도로 우리가 실제로 느끼는 것처럼 다른 관절에 비교해 볼 때 상당히 큰 양이었다.

이러한 관절 운동 범위나 관절의 특성을 나타내는 근사식은 개인에 따라 조금의 차이가 있지만 TM과 TT관절에서는 근사식의 계수가 -2~3에 있다는 것을 주목할 필요가 있다. MP관절에서는 3차부터 상수 항까지의 계수들의 크기 변화 패턴이 유사 하였다. 2차 항의 계수가 비교적 큰 값으로 올라간다는 것을 알 수 있다. 각 피험자의 모멘트 값의 유효 범위는 몸무

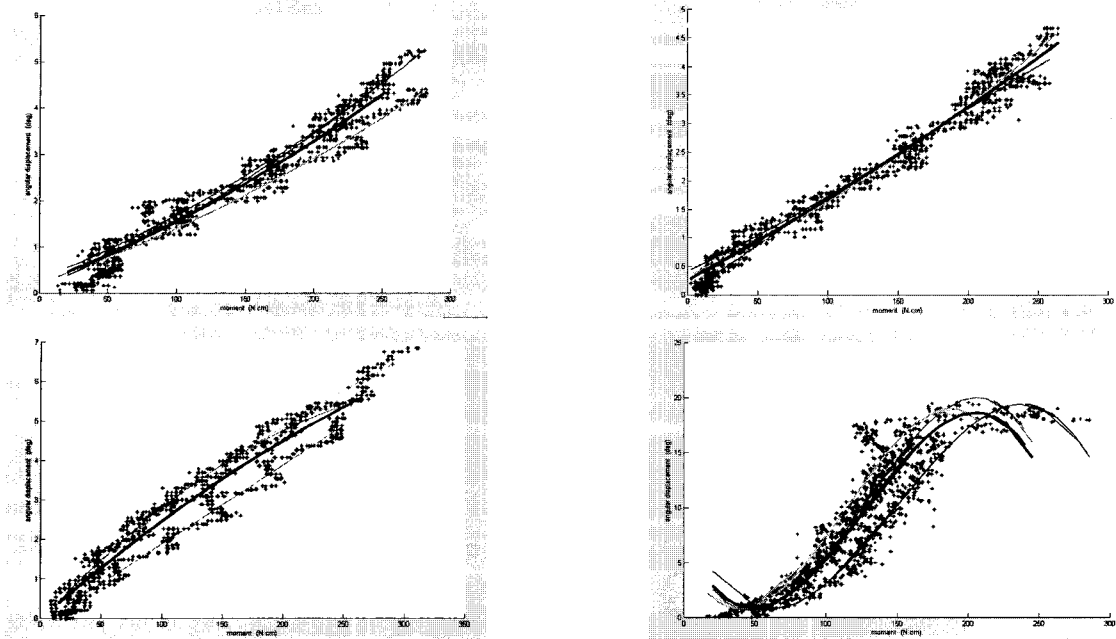


Fig. 5. The moment and angular displacement curve of subject DW(Thick black line is the averaged curve. Joint Moment: X-axis, Angular Displacement: Y-axis)

계에 비례하는 경향을 보였다. 이들 값의 최대값을 몸무게로 나누어 보면 7~11(N.cm/kg)이었다(Table 2,3,4). 이러한 값들은 족부관절에 대한 임상적인 평가의 기준이 될 수 있으며, 족부관절의 질환을 가진 사람과 그렇지 않은 사람을 구분하는데도 사용 가능하다. 아울러 족부관절에서 기구학적인 값과 운동학적인 값의 상관관계를 제시하는 근사식은 족부에서 카메라를 이용한 모션분석의 한계를 극복하고 올바른 기구학적 분석을 할 수 있는 유용한 방법이 될 수 있으며, 보행을 시뮬레이션할 경우 수동적인 요소의 거동을 기술하기 위해서 생체역학적 모델에도 이용가능 하다. 하지만 통계적으로 더욱 확실한 의미를 가지기 위해서는 더 많은 사람을 대상으로 한 실험이 필요하다.

결론

카메라와 표면 마커를 통한 족부의 기구학적 분석에 있어서의 한계점을 극복하기 위해서는 관절에 대한 정확한 특성을 바탕으로 운동학적인 값과 기구학적인 값을 서로 연관시켜야 한다. 이 연구에서는 족부관절의 모멘트와 각변위와의 상호 관계를 표현할 수 있는 수학적 모델을 제시하였다. 또한, 관절의 운동 범위와 수학적 모델의 유효 범위를 제시하였다. 운동학적 데이터와 기구학적 데이터의 상호 관계를 규명함으로써 족저압에 의해서 계산된 족부관절의 모멘트 값으로부터 관절의 각변위를 추정할 수 있다. 그러므로 본 논문에서 제시된 수학적 모델은 보행 시 족부관절의 움직임 해석하는데 유용하게 이용될 수 있을 것이다.

또한 근사식의 계수들은 3명의 피험자들에서 일정한 경향과 범위를 가지고 있었다. 이들은 족부관절의 임상적인 평가의 기

준이 될 수 있을 뿐만 아니라, 족부 질환 환자와 그렇지 않은 사람을 구분하는 유용한 방법으로도 사용 가능할 것으로 보인다.

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, 24, pp. 743-752, 1991
2. 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
3. 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
4. Eric.Paul. Salathe, George A. Arangio and Eric. P. Salathe, "A Biomechanics model of the foot", J. Biomechanics, 12, pp. 989-1001, 1986
5. 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
6. 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
7. S. Mochon and T.A. McMahon, "*Ballistic walking: an improved model*", Math. Biosci., 52, pp. 241-260, 1980
 8. S. Onyshko and D.A. Winter, "*A mathematical model for the dynamics of human locomotion*", J. Biomechanics, 13, pp. 361-368, 1980
 9. M.G. Pandy and N. Berme, "*A numerical method for simulating the dynamics of human walking*", J. Biomechanics, 21, pp. 1043-1051, 1988
 10. 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
 11. A. Gefen, "*Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia release*", J. Biomechanics, 235, pp. 352-364, 2002
 12. H.A.C. Jacob, "*Forces acting in the forefoot during normal gait - an estimate*", Clinical Biomechanics, 16, pp. 783-792, 2001
 13. W. Kim and A.S. Voloshin, "*Role of plantar fascia in the load bearing capacity of the human foot*", J. Biomechanics, 28, pp. 1025-1033, 1995
 14. R. Riener and T. Edrich, "*Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities*", J. Biomechanics, 32, pp. 539-544, 1999
 15. 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
 16. A. Esteki and J.M. Mansour, "*An experimentally based nonlinear viscoelastic model of joint passive moment*", J. Biomechanics, 29, pp. 443-450, 1996
 17. H. Hatze, "*A three-dimensional multivariate model of passive human joint torques and articular boundaries*", Clinical Biomechanics, 12, pp. 128-135, 1997
 18. Y.S. Yoon and J.M. Mansour, "*The passive elastic moment at the hip*", J. Biomechanics, 15, pp. 905-910, 1982
 19. L. Klenerman, Functional anatomy. "*In the foot and its disorders (Edited by L. Klenerman,)*", Chap. 2, pp.19-30, Blackwell Scientific Publications, Oxford, 1982
 20. T.J. Ouzounian and M.J. Shereff, "*In vitro determination of midfoot motion*", Foot Ankle, 10, pp. 140-146, 1989
 21. 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
 22. 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
 23. R. A. Mann and V. T. Inman, "*Phasic activity of intrinsic muscles of the foot*", J. Bone Joint Surg., 46A:469, 1964
 24. F. R. Noyes, "*Functional properties of knee ligaments and alterations induced by immobilization*", Clin. Orthop., 123, pp. 210, 1977