

하지의 동역학 모델

(A Dynamic Model of the Human Lower Extremity)

최 기영 *, 손 권 *, 정 민근 **

Abstract

A human gait study is required for the biomechanical design of running shoes. A two-dimensional dynamic model was developed in order to analyze lower extremity kinematics and loadings at the right ankle, knee, and hip joints. The dynamic model consists of three segments, the upper leg, the lower leg, and the foot. Each segment was assumed to be a rigid body with one or two frictionless hinge joints. The lower extremity motion was assumed to be planar in the sagittal plane.

A young male subject was involved in the gait test and his anthropometric data were measured for the calculation of segment mass and moment of inertia. The experimental data were obtained from three trials of walking at 1.2 m/s. The foot-floor reaction data were measured from a Kistler force plate. The kinematic data were acquired using a three-dimensional motion measurement system (Expert Vision) with six markers, five of which were placed on the right lower extremity segments and the rest one was attached to the force plate.

Based on the model and experimental data for the stance phase of the right foot, the calculated vertical forces reached up to 492, 540, and 561 N at the hip, knee, ankle joints, respectively. The flexion-extension moments reached up to 155, 119, and 33 Nm in magnitude at the corresponding joints.

1. 서론

운동화는 일상 생활과 각종 스포츠 활동에서 기본적이고 필수적인 도구 중의 하나이다. 적절한 운동화의 선택은 걷거나 달리는 활동 중에 발생하는 부상과 질병들을 막기 위한 효과적인 예방책이 되지리라 본다. 국내에서 생산되는 운동화에 대한 과학적인 설계를 이루기 위해서는 사람이 걷고 달리는 동작에 대한 생체역학적인 연구가 선행되어야 한다. 본 연구에서는 오른쪽 하지에 대한 2차원 동역학 모델을 개발하여 하지의 운동과 작용하는 하중을 규명하였다.

* 부산대학교 기계공학과, ** 포항공과대학 산업공학과

사람의 보행 동작과 관련된 신체의 운동과 신체의 각 부위에 작용하는 하중에 대한 연구는 선진국을 중심으로 비교적 많은 연구가 진행되어지고 있지만 국내에서는 아직 미비한 실정이다. Scott와 Winter[1]는 달릴 때 발생할 수 있는 부상 측면에서 하중의 크기를 추정하기 위하여 하지의 모델을 개발하였으며, Buczek와 Cavanagh[2]는 2차원 링크요소 모델을 통하여 무릎과 발목에 대해서 지면에 접촉하는 동안의 모멘트를 계산하였다. Patriarco 등[3]은 사람의 보행에서 운동측정 장치와 최적화 기법을 사용한 해석을 통해 관절각(joint angle)과 관절토크를 계산하였으며, Hardt[4]는 사진측정을 통해서 운동학 자료를 얻고 하지의 동역학 모델링을 통해 근력을 계산하였다. 본 연구에서는 사람이 걷는 동작에 대해서 힘판을 이용하여 바닥으로부터 발이 받는 발반력과 모멘트를 측정하고, 3차원 운동측정장치를 통해 신체에 관한 운동자료를 취득하여, 역동역학적인 방법(inverse dynamic formulation)으로 장딴지, 정강이, 발 등의 운동과 발목관절, 무릎관절, 고관절 등에 작용하는 하중을 해석하고자 한다. 본 연구는 하지근육에 작용하는 힘을 구하기 위한 근육의 모델링 과정에서 거쳐야 하는 기초적인 연구이기도 하다.

2. 모델링

사람이 평지를 걷거나 달리는 동작에 대하여 하지요소의 2차원 동역학 모델을 개발하였다. 장딴지, 정강이, 발 등 하지요소들은 강체(rigid body)로, 관절은 마찰이 없는 힌지로 가정하였다. 하지의 운동은 시상면(sagittal plane)에서만 일어난다고 가정하였다. 피실험자의 신체 각 부위의 치수를 측정 후 MaConville 등[5]에 의해 보고된 회귀식을 사용하여, 각 관절에 작용하는 하중의 계산에 필요한 각 하지요소에 대한 질량과 관성모멘트를 구하였다.

2.1 좌표계의 설정

하지요소에 대한 동역학 모델을 고정좌표계(fixed global coordinate)로 용이하게 나타내기 위해 그 좌표계의 원점으로 사용될 표식을 힘판(force plate)에 부착시켰으며, 그 표식을 원점으로 하여 +x 방향은 피실험자가 걸어가는 방향, +y방향은 지면에서 수직 상방, +z방향은 신체의 내측(medial)에서 외측(lateral)으로 향하는 방향으로 설정하였다. 힘판과 운동측정장치에서 설정되어진 국부좌표계를 고정좌표계로 변환하기 위한 좌표변환식은 다음과 같다.

$$\vec{G} = T \vec{L} \quad (1)$$

여기서 \vec{G} 는 고정좌표로 표현된 벡터, T 는 변환행렬, 그리고 \vec{L} 은 국부좌표로 표현된 벡터이다.

2.2 하지관절에 작용하는 힘과 모멘트의 계산

하지요소에 대한 질량과 관성모멘트를 계산하고, 하지의 각 부분에 부착된 표식을 통해 운동측정 장치로부터 얻어진 위치 자료로부터 필터링과 수치미분을 통해 각 요소의 질량중심의 위치, 속도 및 시상면에서의 각변위, 각속도, 각가속도 등을 계산할 수 있다[6]. 그리고 힘판에서 측정한 발반력의 작

용 위치와 크기에 관한 자료를 토대로 하지관절에 작용하는 힘과 모멘트를 계산할 수 있다. 역동역학 방식으로 하중을 계산하며, 몸통에서 먼 부분에 위치한 발목관절부터 무릎관절, 고관절의 순으로 작용하는 힘과 모멘트를 계산할 수 있다.

Fig. 1에 도시된 자유물체도(free body diagram)로부터 발목관절에 작용하는 힘벡터 \vec{F}_{AJ} 와 모멘트벡터 \vec{M}_{AJ} 를 구하는 식을 유도하면 다음과 같다.

$$\vec{F}_{AJ} = M_1 \vec{r}_{CM1} - \vec{F}_F - \vec{F}_{G1} \quad (2)$$

$$\vec{M}_{AJ} = I_1 \alpha_1 \vec{k} - \vec{M}_F - \vec{r}_{AJ/CM1} \times \vec{F}_{AJ} - \vec{r}_{F/CM1} \times \vec{F}_F \quad (3)$$

식 (2)에서 M_1 , \vec{r}_{CM1} , \vec{F}_F , \vec{F}_{G1} 는 각각 발의 질량, 발의 질량중심(CM1)의 가속도벡터, 힘판에서 측정된 발반력벡터, 그리고 중력벡터이다. 식 (3)에서 I_1 , α_1 , \vec{M}_F , $\vec{r}_{AJ/CM1}$, $\vec{r}_{F/CM1}$ 는 각각 발의 관성모멘트, z축 방향의 각가속도 성분, 발반력 모멘트벡터, CM1에 대한 발목관절의 위치벡터, 그리고 CM1에 대한 발반력 작용점의 위치벡터이다.

마찬가지 방법으로 무릎관절에 작용하는 힘벡터 \vec{F}_{KJ} 와 모멘트벡터 \vec{M}_{KJ} 를 구하는 식을 유도하면 다음과 같다.

$$\vec{F}_{KJ} = M_2 \vec{r}_{CM2} + \vec{F}_{AJ} - \vec{F}_{G2} \quad (4)$$

$$\vec{M}_{KJ} = I_2 \alpha_2 \vec{k} + \vec{M}_{AJ} - \vec{r}_{KJ/CM2} \times \vec{F}_{KJ} + \vec{r}_{AJ/CM2} \times \vec{F}_{AJ} \quad (5)$$

식 (4)에서 M_2 , \vec{r}_{CM2} , \vec{F}_{G2} 는 각각 정강이의 질량, 정강이의 질량중심(CM2)의 가속도벡터, 그리고 중력벡터이다. 식 (5)에서 I_2 , α_2 , $\vec{r}_{KJ/CM2}$, $\vec{r}_{AJ/CM2}$ 는 각각 정강이의 관성모멘트, z축 방향의 각가속도 성분, CM2에 대한 무릎관절의 위치벡터, 그리고 CM2에 대한 발목관절의 위치벡터이다.

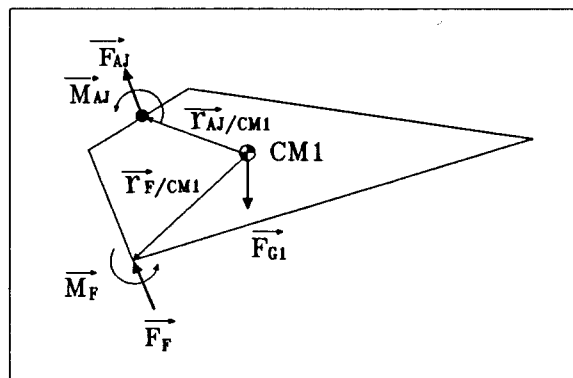


Fig. 1 Free body diagram of foot

고관절에 작용하는 힘벡터 \vec{F}_{HJ} 와 모멘트벡터 \vec{M}_{HJ} 를 구하는 식은 다음과 같다.

$$\vec{F}_{HJ} = M_3 \vec{r}_{CM3} + \vec{F}_{KJ} - \vec{F}_{G3} \quad (6)$$

$$\vec{M}_{HJ} = I_3 \alpha_3 \vec{k} + \vec{M}_{KJ} - \vec{r}_{HJ/CM3} \times \vec{F}_{HJ} + \vec{r}_{KJ/CM3} \times \vec{F}_{KJ}$$

(7)

식 (6)에서 M_3 , \vec{r}_{CM3} , \vec{F}_{G3} 은 각각 장딴지의 질량, 장딴지 질량중심(CM3)의 가속도벡터, 그리고 중력벡터이다. 식 (7)에서 I_3 , α_3 , $\vec{r}_{HJ/CM3}$, $\vec{r}_{KJ/CM3}$ 는 각각 장딴지의 관성모멘트, z축 방향의 각속도 성분, CM3에 대한 고관절의 위치벡터, 그리고 CM3에 대한 무릎관절의 위치벡터이다.

3. 실험

3.1 실험 방법

보행 실험은 포항공대 인간공학실험실에서 수행되었다. 실험에 참여한 피실험자는 28세의 남자로서 그의 신장은 168 cm, 몸무게는 57 kg이었다. 피실험자의 장딴지, 정강이, 발 등 하지요소에 대한 둘레, 길이, 두께 등을 측정 한 후에 Fig.2와 같이 6개의 표식(retro-reflective spheres)을 대전자(greater trochanter: Marker 1), 외측골과(lateral femoral epicondyle: Marker 2), 외과(lateral malleolus: Marker 3), 후종골(posterior calcaneus: Marker 4), 발의 질량중심(center of mass)과 동일한 위치에 있으면서 표식 4에서 이은 선이 지면에 평행한 점(Marker 5) 등 5개의 하지부위와 힘판 상의 고정된 한점(Marker 6)에 부착시켰다.

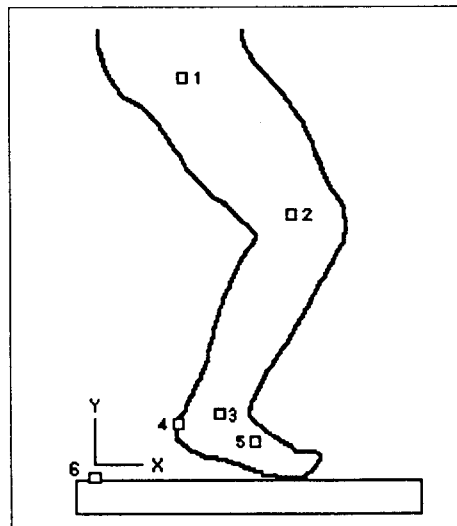


Fig. 2 Marker positions

피실험자에게 가장 자연스런 자세로 평지를 걷도록 지시하였고, 오른발이 힘판의 중앙부분에 접촉하도록 주의시켰으며, 피실험자에게 평지를 걷는 동작을 3번씩 수행하도록 하였다. 두 개의 속도센서(velocity sensor)를 사용하여 걷는 속도를 1.2 m/s로 유지하도록 하였고, 박자기(metronome)를 사용하여 일정한 보폭을 유지하도록 하였다. 두 대의 카메라를 위치를 조절하여 3차원 운동측정장치가 인식한 공간내에서 하지에 부착한 6개의 표식에 대한 자료가 혼동되지 않도록 하였다. 힘판과 운동측정장치에서 얻은 자료간의 동기화(synchronization)를 위해서는 L.E.D.(light emitting diode)를 사용하였다. 힘판에서는 120 Hz, 운동측정장치에서는 60 Hz의 추출주파수(sampling frequency)를 사용했기 때문에 60 Hz로 주파수를 일치시키기 위하여 힘판자료를 다시 처리하였다. 실험에서 얻은 자료에 섞인 잡음을 제거하기 위해 저주파 통과 필터(Butterworth low pass filter)를 사용하였으며 절단주파수는 6 Hz로 선정하였다.

3.2 실험 장치

Fig. 3과 같이 발반력을 측정하기 위하여 힘판(Kistler 9282), 증폭기(8-channel electronic unit: Kistler 9863A), 속도센서(Omeron 10DM4)를 사용하였다. 운동학적 자료를 얻기 위하여 두 대의 카메라(NEC TI-22P), 비디오 모니터(Panasonic TR-124MA), 그리고 비디오 프로세서(Motion Analysis VP310)를 사용하였다. 운동학 자료를 처리하기 위해 워크스테이션(SUN3)을 사용하였다.

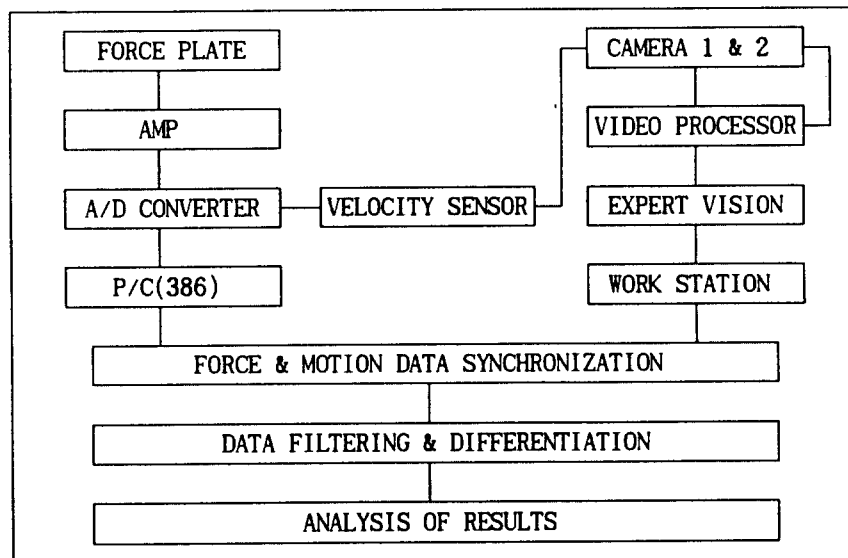


Fig. 3 Schematic diagram of experimental setup and data analysis

4. 실험 결과 및 고찰

본 연구에서는 피실험자가 평지를 걷는 경우 발이 힘판에 접촉할 때부터 떨어지는 순간까지인 stance phase에 대해서 실험결과를 해석하였다. Fig. 4는 피실험자의 오른쪽 하지에 부착된 5 개의 표식들이 시간이 지남에 따라 이동된 위치를 나타낸 것이다. 그림에서 stance phase의 시작 시점을 $t=0$ 으로 설정하였으며 stance phase는 0.82 초간 지속되었다. 이 기간 동안 고관절과 무릎관절에서의 수평위치의 변화는 각각 100 cm 와 76 cm, 수직위치의 변화는 6 cm 이하로 나타났다.

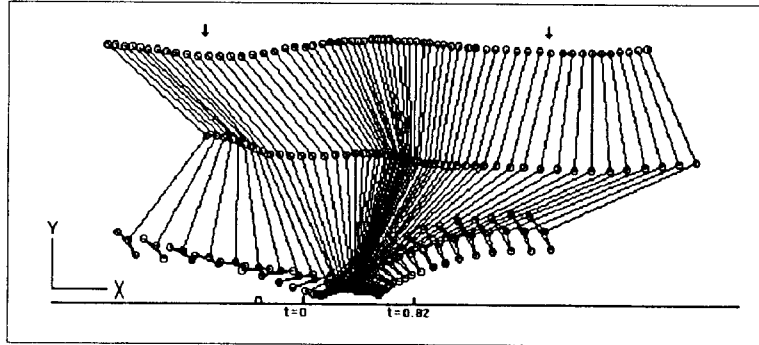


Fig. 4 Trajectory of markers

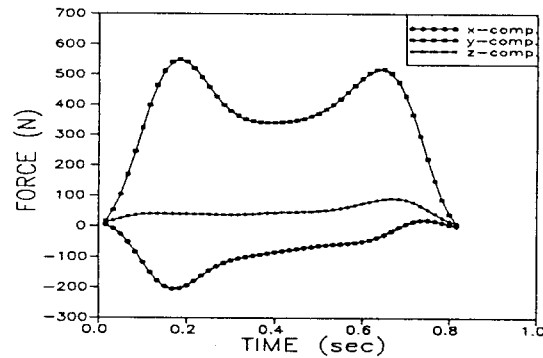


Fig. 5 Foot-floor reaction components vs. time

Fig. 5는 오른발이 힘판에 접촉되는 기간(stance phase) 동안에 측정된 발반력의 진행방향, 좌우 방향, 수직방향성분을 저주파 통과 필터로 필터링하여 나타낸 그림이다. 쉽게 예측할 수 있듯이 발반력의 성분 중에서 수직성분(y 성분)이 지배적이며, 우측성분(z성분)은 거의 무시할 수 있을 정도임을 알 수 있다. 발반력의 진행방향(x) 성분은 발이 지면에 닿을 때 발과 지면에 대한 마찰력과 신체의 움직임으로 인하여 진행방향에 반대방향인 -x방향으로 작용하고 그 때의 최대 크기는 -206 N이며, 발이

지면에서 떨어질 때 추진력에 대한 반력은 +x방향으로 작용하고 최대 크기는 20 N 이다. Patriarco 등 [3]의 연구와 Yun[7]의 연구에서는 발반력의 x방향 성분의 최대 크기는 몸무게의 0.1~0.2 배에 달하며, 지면 접촉시와 지면에서 발이 떨어질 때 방향은 반대이나 그 크기는 거의 비슷하다고 발표되었다. 본 실험에서는 x 방향 힘의 최대 크기가 피실험자 몸무게의 0.36 배까지 달한다고 측정되었는데, 이는 팔의 움직임에 의해 표식이 가려지는 것을 막기 위해 피실험자가 팔장을 낀 상태로 걸어감으로써 상체의 운동이 발반력의 크기에 다소 영향을 준 것 때문으로 사료된다. 그러나, 전반적인 발반력의 형태와 그 크기에서 다른 연구에서와 상당한 차이가 나타나 힘판에서 자료를 취득하는 과정이나 자료를 처리하는 과정에서 문제점이 있는 것으로 보여진다. 수직방향 성분은 체중과 신체의 수직운동에 의한 반력으로 +y방향으로 작용하고 최대 크기는 550 N까지 달했다. y방향의 힘에서도 지면 접촉시의 힘의 크기가 발이 지면에서 떨어질 때의 최대 크기보다 크게 나타난 것은 진행 방향의 힘에서 살펴본 것처럼 무게중심의 위치가 뒷쪽으로 이동함에 따라 지면 접촉시 힘의 크기가 상대적으로 크게 나타남을 알 수 있다.

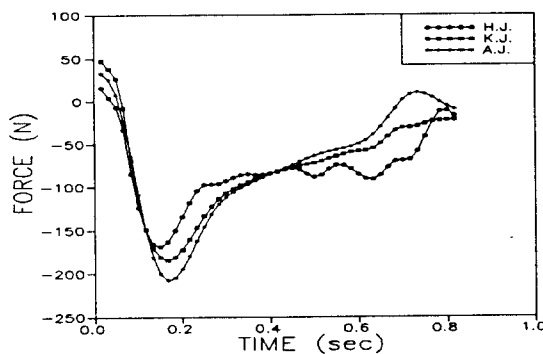


Fig. 6(a) Force component in x-direction

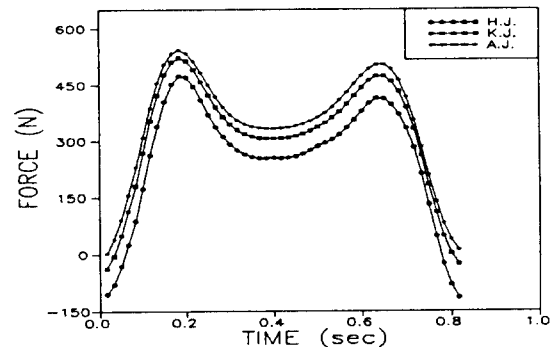


Fig. 6(b) Force component in y-direction

Fig. 's 6(a)와 6(b)는 각각 하지관절에 작용하는 힘의 진행방향과 수직방향 성분을 나타낸다. Fig. 6(a)에서 고관절, 무릎관절, 발목관절에 작용하는 진행방향 성분의 변화는 각각 -169~15 N, -184~47 N, -208~33 N이었으며, Fig. 6(b)에서 고관절, 무릎관절, 발목관절에 작용하는 수직방향 성분의 변화는 각각 492~-97 N, 540~-19 N, 561~20 N이었다. 시간에 따라 관절력이 변화하는 형태는 지면 접촉시의 발반력 곡선과 성분별로 유사함을 알 수 있었다. 특히, 수직력에서는 고관절, 무릎관절, 발목관절의 순서로 힘의 크기가 증가하는데, 이러한 현상은 하지요소의 수직방향 가속도가 중력가속도에 비해 상대적으로 작아서 아래쪽 관절로 갈수록 요소의 자중이 더해지기 때문이다.

Fig. 7은 고관절, 무릎관절, 발목관절에 작용하는 모멘트의 변화를 나타낸다. 세 관절에서 크기의 변화는 각각 -155~24 N, -119~19 N, -33~21 N로 발목관절에 작용하는 모멘트가 가장 작은 것으로 계산되었다. 이러한 결과는 Fig. 6(b)에 도시된 발목관절에 작용하는 수직력이 타 관절에 비해 크다는 점과는 대조적이며, 따라서 관절모멘트는 관절력보다 관절각(또는 모멘트팔)에 의해 주로 결정됨을 알

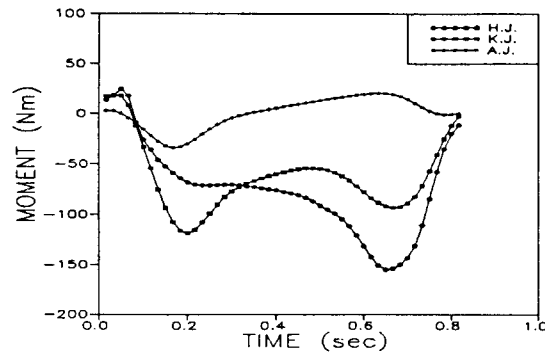


Fig. 7 Moment component in z-direction

수 있다. 본 연구에서 계산된 모멘트의 최대 크기는 Patriaco 등[3]의 연구에서 발표된 수치보다 2~3 배 큰 값으로 나타났다. 이에 대한 원인으로서는 첫째로 모멘트 계산에서 사용된 발의 압력중심(press center)의 자료를 Yun[7]의 연구에서 얻어진 자료에 피실험자의 발길이에 대한 비례치(scaling factor)를 곱하여 사용한 것을 들 수 있다. 둘째로, 하지요소의 모멘트팔을 계산하기 위해서는 서로 근접한 표식 3, 4, 5의 자료를 사용하게 되는데, 표식의 지름이 2~3 cm나 되어 표식 거리가 5~7 cm 인 발에서는 상대적으로 많은 오차를 갖는다는 점이다.

5. 결론

본 연구에서는 하지에 대한 2차원 동역학 모델을 개발하였으며, 0.82초간 지속된 stance phase에 대하여 하지요소의 운동을 살펴본 결과 고관절과 무릎관절에서의 수평위치의 변화는 각각 100 cm 와 76 cm, 수직위치의 변화는 6 cm 이하로 나타났다. 고관절, 무릎관절, 발목관절에 작용하는 진행방향 힘의 변화는 각각 -169~15 N, -184~47 N, -208~33 N, 그리고 수직방향 힘의 변화는 각각 492~-97 N, 540~-19 N, 561~20 N로 계산되었다. 또한, 세 관절에 작용하는 모멘트 크기의 변화는 각각 -155~24 N, -119~19 N, -33~21 N이었다. 이와 같은 결론은 본 실험을 수행하기 위한 예비실험 단계에서 취득된 자료를 바탕으로 해석한 결과이며, 앞으로 실험자료의 처리 방법과 실험조건을 개선한다면 보다 유용한 결과를 얻을 수 있을 것이다.

REFERENCES

- [1] S. H. Scott and D. A. Winter, "Internal forces at chronic running injury sites," *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 22, No. 3, pp. 357-369, 1990.
- [2] F. L. Buczek and P. R. Cavanagh, "Stance phase knee and ankle kinematics and kinetics during level and downhill running," *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 22, No. 5, pp. 669-677, 1990.
- [3] A. G. Patriarco, R. W. Mann, S. R. Simon, and J. M. Mansour, "An evaluation of the approaches of optimization models in the prediction of muscle forces during human gait," *J. Biomechanics*, Vol. 14, No. 8, pp. 513-525.
- [4] D. E. Hardt, "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, 1978.
- [5] J. T. McConville, C. E. Clauser, T. D. Churchill, J. Cuzzi, and I. Kaleps, *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, 1980.
- [6] 포항공과대학, "신발의 인체공학적 다기능 디자인 기술 개발," 1차년도 중간보고서(상공부), 1992.
- [7] 윤 종일, "장애물을 넘는 경우의 발반력에 대한 생체역학적 연구," 부산대학교 석사학위 논문, 1993.