

역기구학을 이용한 보행 분석

최경임*, 정민근*, 염영일**

포항공과대학

ABSTRACT

In this study, the human gait trajectories during normal walking were synthesized using the inverse kinematics and optimization techniques. The synthesis is based on a lower extremity model consisting of a torso and two legs. Each leg has three segments: thigh, shank, foot, and is assumed to move with six degrees-of-freedom. In order to synthesize trajectories of this redundant system, the sum of angular displacements of articulating joints was selected as an objective function to be minimized.

The proposed algorithm in this study is very useful for the analysis of human gait. For the gait analysis, the trajectories of four points in each leg should be measured. However, by using the algorithm, measuring the trajectories of two points is sufficient, and thus the experimental set-up can be simplified.

The predicted joint trajectories showed a good agreement with those obtained from the experiment. The statistical analysis and graphic simulations are also presented.

1. 서론

보행은 인간의 가장 주기적이고 기본적인 동작중의 하나로 상체를 일으킨 상태에서 한쪽다리가 체중을 지지하는 동안에 다른쪽 다리가 스윙을 하고, 스윙한 다리가 지지를 하면 먼저 지지했던 다리가 스윙을 하는 동작이 반복되는 이동과정이다. 만일 한쪽 방향으로 일정한 속도로 보행을 한다면 신체 각 관절의 궤적은 조화롭게 변하며, 신체적 조건에 따라 다소 차는 있으나 기본적인 주기함수가 중첩된 형태로 역시 주기함수의 형태로 나타난다. 보행연구는 의공학이나 체육학 뿐만 아니라 2각 보행로보트를 연구하는 로보트공학에서도 많이 연구되고 있다. 재활의학분야에서는 신체의 결함이 있는 사람의 보행을 정상인의 걸음걸이와 비교, 분석하는 임상적인 연구가 활발했으며, 의족 개발을 위하여 여러가지 보행모델이 제안 되기도 했다. 의족개발을 위한 연구로 Patil[1]등은 의족을 6개의 링크로 모델링하여 스윙구간에서 공압을 이용하여 제어하도록 하였고, Yang[2]은 2개의 힘판으로부터 얻은 지면반발력과 TV를 통해 구해진 신체 각관절의 위치를 동기화하여 3차원의 운동학적 데이터와 운동역학적 데이터를 역동역학(inverse dynamics)을 통하여 구하였다. 또한 Flowers와 Mann[3]은 전기적 신호를 주어 무릎관절의 토크를 유발시키는 Electrohydraulic Knee-Torque Controller를 제안하였다. 로보트공학에서도 보행에 관하여 많은 연구가 되어 왔다. Townsend와 Serieg[4], Chao와 Rim[5], Cappozzo와 Pedotti[6], Townsend와 Tsai[7], 그리고 Hardt와 Mann[8] 등은 인체모델을 머리, 팔과 몸통 그리고 하지로 구성되는 HAT(head-arm-trunk:HAT)모델을 제시하였다. Chao와 Rim[5]은 몸통에 두개의 하지가 붙은 3개의 링크로 구성된 보행모델을 제시하여 하지의

* 포항공과대학교 산업공학과

** 포항공과대학교 기계공학과

각관절에 각변위를 모멘트평형(moment equilibrium)과 각운동학(angular kinematics)을 통해 구하여, 실험치와의 차이를 최소화하려 하였다. Nubar와 Conti[9]는 평면에서 5개의 링크로 된 보행모델을 설정하여 근력(Muscular Effort)의 최소 에너지 원리를 적용하는 최적화 접근 방법 (optimization approach method)을 제안하였다. 또한 Chow 와 Jacobson[10]은 인간의 보행을 평면에서 5개의 분절로 모델링하여 정중면(mid-sagittal plane)에서 시뮬레이션 하였고 Joint Muscle이 한 일을 최소화 시키는 최적제어모델(optimal control model)을 제시하였다. Hatze[11]는 하지모델을 근골격제어모델(musculo-skeletal control model)로 발전 시켰으며, Serieg 와 Arvika[12]는 한쪽 다리에 대한 광범위한 정적모델(comprehensive static model)을 세워 靜力的不靜定問題(statically indeterminate problem)를 LP로 구하였다.

위에서 열거한 바와 같이 대부분의 보행모델은 머리, 팔, 그리고 몸통과 하지로 구성되었고, 평면에서 4개의 조인트와 5링크 모델이나 공간에서 6개의 조인트와 7-링크 모델로 설정되었다. 그러나 대부분의 경우에 여유자유도를 가지므로 운동학적 변수들을 정의(specifying)한다.

본 연구의 목적은 기구학을 이용하여 보행분석시 신체의 측정 부위를 줄이므로 동작분석시간을 단축할 수 있는 알고리즘을 찾아 기구학적 해석을 통해 얻어진 결과와 실험결과를 비교하고, 평면과 공간에서 그래픽을 통해 모델의 유용성을 검증하기 위하는 것이다. 본 연구에서는 한쪽 다리가 넙적다리(thigh), 정강이(shank), 발(foot)로 이루어지고 6개의 자유도를 갖는 보행모델을 사용 하였으며, 60Hz로 촬영된 정상인 남자 2명의 보행시 하지의 각관절의 궤적을 CCD Camera를 통해 구하였으며, Expert Vision System을 사용하여 구해진 값을 실험데이터로 사용 되었다.

2. 보행모델의 기구학적 해석

인체는 여러개의 강체들이 조인트로 연결된 기구학적 시스템으로 모델링 될 수 있다.

본 연구에서는 7개의 링크와 12 자유도를 갖는 보행모델을 설정하였다(Fig. 1). 이 모델은 하나의 몸통과 두다리로 구성 되었고, 각각의 다리는 넙적다리와 정강이, 발의 세 분절로 이루어졌으며, 고관절(hip joint)에서는 3개의 자유도를 가지며, 무릎관절(knee joint)에서는 1개의 자유도, 발목관절(ankle joint)에서는 2개의 자유도를 갖는다. 이 모델의 기준점은 보행이 시작되는 시점에서 디딤각의 고관절과 수직으로 지면에 닿는 점에 설정하였고, X축은 보행이 진행되는 방향, Z축은 지면에 수직하고 중력의 반대방향으로 잡았으며, Y축은 XZ평면에 수직하며 오른손 법칙을 따르는 방향으로 잡았다.

보행이 X축 방향으로 진행된다면 보행주기내에서 각관절의 각변위는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

Fig. 2에서 보면,

$$\theta_6(t) = \tan^{-1} \left(\frac{y_h(t) - y_t(t) - d \sin\beta(t)}{z_h(t) - z_t(t) - d \cos\beta(t)} \right) \quad (1)$$

가 된다.

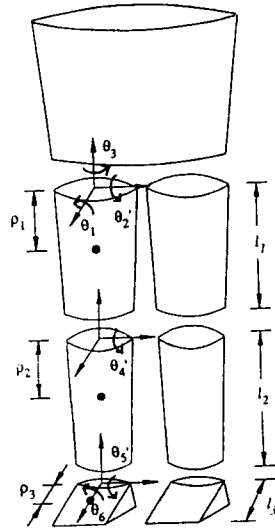
여기서 $\beta(t) = \sin^{-1} \left(\frac{z_t(t)}{P_t} \right)$ 이다.

또한 X축에 대한 신체의 로울링각(rolling angle)을 $\alpha(t)$ 라 하면,

$\alpha(t) = -A_\alpha \{ 1 + \cos(4\pi \frac{t}{T}) \}$ 으로 표시되며,

고관절에서 피치(pitch)와 요(yaw)는 거의 일어나지 않으므로

$$\theta_1(t) = -\alpha(t) - \theta_6(t) \quad (2)$$



- θ_1 : 고관절의 내전/외전(Adduction/Abduction of the Hip)
- θ_2 : 고관절의 굴곡/신전(Flexion/Extension of the Hip)
- θ_3 : 고관절의 내측/외측 회전(Internal/External Rotation of the Hip)
- θ_4 : 무릎관절의 굴곡/신전(Flexion/Extension of the Knee)
- θ_5 : 발목관절의 굴곡/신전(Plantar Flexion/Extension of the Ankle)
- θ_6 : 발목관절의 내측/외측 회전(Adduction/Abduction of the Ankle)

Fig. 1. The gait model

$$\theta_3(t) = 0$$

이 된다.

Fig. 2 에서 X축의 성분과 Z'축의 성분을 보면,

$$-l_3 \sin\theta_5(t) = l_1 \sin\theta_2(t) + l_2 \sin\theta_4(t) - x_1(t) \quad (4)$$

$$-l_3 \cos\theta_5(t) = l_1 \cos\theta_2(t) + l_2 \cos\theta_4(t) - z_1(t) \quad (5)$$

로 나타난다.

여기서

$$z_1(t) \equiv \frac{z'_h(t) - z'_i(t)}{\cos\theta_6(t)}$$

$$x_1(t) \equiv x_i(t) - x_h(t)$$

이다.

(4)식과 (5)식을 각각 제곱하여 더하고, $2l_1l_2$ 로 나누면

$$\theta_4(t) = 2 \tan^{-1} \left(\frac{B_1(t) \pm \sqrt{B_1^2(t) + B_2^2(t) - B_3^2(t)}}{B_2(t) + B_3(t)} \right)$$

를 구할 수 있다

(3)

(4)

(5)

(7)

여기서,

$$B_1(t) \equiv \sin\theta_2(t) - \frac{x_1(t)}{l_1}$$

$$B_2(t) \equiv \cos\theta_2(t) - \frac{z_1(t)}{l_1}$$

$$B_3(t) \equiv \frac{x_1(t)}{l_2} \sin\theta_2(t) + \frac{z_1(t)}{l_2} \cos\theta_2(t) - \frac{l_1^2 + l_2^2 - l_3^2 + x_1^2(t) + z_1^2(t)}{2 l_1 l_2}$$

$\theta_5(t)$ 도 $\theta_4(t)$ 를 구할 때와 같은 절차로 구하면,

$$\theta_5(t) = 2 \tan^{-1} \left(\frac{C_1(t) \pm \sqrt{C_1^2(t) + C_2^2(t) - C_3^2(t)}}{C_2(t) + C_3(t)} \right) \quad (7)$$

으로 나타낼 수 있다.

여기서,

$$C_1(t) \equiv \sin\theta_2(t) - \frac{x_1(t)}{l_1}$$

$$C_2(t) \equiv \cos\theta_2(t) - \frac{z_1(t)}{l_1}$$

$$C_3(t) \equiv \frac{x_1(t)}{l_3} \sin\theta_2(t) + \frac{z_1(t)}{l_3} \cos\theta_2(t) - \frac{l_1^2 - l_2^2 + l_3^2 + x_1^2(t) + z_1^2(t)}{2 l_1 l_3}$$

이다.

본 연구에서는 매 순간마다 관절들의 궤적을 최적화하는 Local Optimization을 사용하였다. 인간은 보행시 위치에너지를 최소화하면서 움직이므로 보행을 분석하는데 시스템을 Conservative System으로 가정하여 목적함수 $\Psi(t)$ 를 각 관절의 각변위의 합을 최소화 하는 것으로 하였다.

즉,

$$\Psi(t) = \sum_{i=1}^3 \Delta\theta_i(t) \quad (8)$$

으로 정하였다.

식 (6)와 (7)에서 보면 $\theta_4(t)$ 와 $\theta_5(t)$ 는 $\theta_2(t)$ 의 함수이므로 보행의 진행방향과 시상면에서 넙적다리가 움직일 수 있는 범위를 고려하여 물리적으로 가능한 배치(physically admissible configuration)를 구하였다.

3. 보행시 신체의 주요 변위

3.1 하지의 각 관절에서의 변위

고관절에서의 수직변위를 보면 보행주기동안에 서로 비대칭적인 두점의 극대값과 극소값을 갖는다. 극소값은 디딤구간과 스윙구간이 시작된 직후에 일어나며 디딤구간이 끝나는 곳에서 최소값을 갖게 된다. 무릎관절은 앞꿈치가 지면에서 떨어지는 지점에서 가장 낮게 떨어지며, 보행주기의 85-90%가 되는 지점에서 고관절이 최대값에 도달할 때 무릎관절도 최대값을 갖게 된다. 두번째로 작은값은 뒷꿈치가 지면에

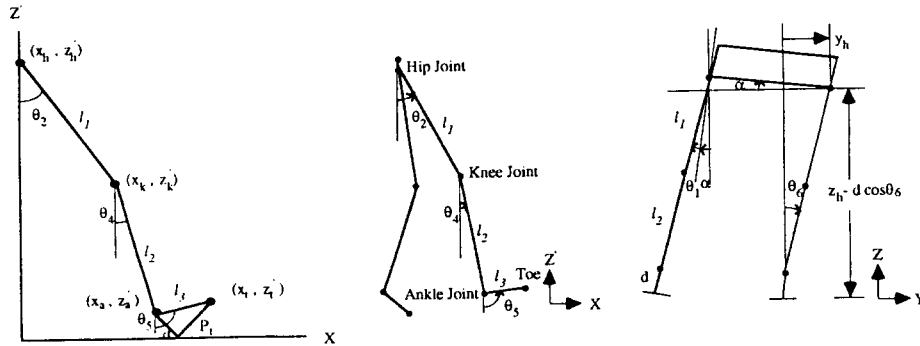


Fig. 2 View of the Frontal plane and Sagittal plane

닿았을 때로 디딤구간의 처음 20% 동안에 천천히 증가하며, 앞꿈치가 지면으로 부터 떨어 지기 시작할 때 점차 낮게 떨어진다. 발목관절은 디딤구간의 중간이 지난 직후부터 조금씩 상승하기 시작 하여 보행주기의 70%가 되는 곳에서 최대로 굴곡된다. 그후 디딤구간이 시작되기 직전인 발바닥이 지면에 완전히 닿을 때 까지 계속해서 감소한다. 발끝에서의 궤적은 뒷꿈치가 지면에 닿기 직전에서 최대값을 가지며, 보행주기의 약 7.5% 되는 시기에 발끝이 지면에 닿게 된다. 체중을 지지하는 중복지딤기 중에는 발끝이 지면에 계속 닿아있으며, 발끝이 지면에서 떨어진 뒤 보행주기의 10%정도가 지난 후에 두번째의 최대값을 갖는다.

기구학을 통하여 얻은 무릎관절에서의 궤적(Fig. 3)은 디딤구간에서 시뮬레이션 결과가 실험값 보다 보행진행 방향으로 조금 더 많이 움직이고 스윙구간에서는 반대로 조금 덜 움직이는 것으로 나타났으나 비교적 실험치와 잘 일치하였다. Fig. 4에서 보면 발목관절은 실험치와 잘 일치하는 것으로 나타났다. 그러나 시간축으로 5-10%정도 이동된 것을 볼 수 있다. 속도와 가속도는 오차를 줄이기 위하여 10차 Pdynomial로 Curve Fitting하였다. 각 관절에서의 속도를 보면 피실험자 A와 B 모두가 무릎관절과 발목관절에서의 속도 역시 궤적에서 나타났던 결과와 마찬가지로 스윙구간이 시간축으로 지연되는 현상을 보였으며, 수직방향으로의 최대속도는 피험자 B가 A보다 실험값과 다소 큰 차를 나타냈다. 가속도에서는 무릎관절에서는 모든 방향에서 스윙구간이 지연되는 것을 제외하고는 비교적 실험치와 잘 일치함을 보인다. 그러나 발목관절의 가속도는 보행이 진행되는 방향에서 실험값이 스윙구간의 초기에는 완만하게 감소되거나 시뮬레이션 결과는 스윙의 전 구간에서 급격히 감소하는 것으로 나타났다.

3.2 하지의 각 분절의 회전

보행시 넙적다리는 뒷꿈치가 지면에 닿았을 때 반시계 방향으로 최대로 회전하며, 디딤구간동안 대부분 시계 방향으로 회전 한다. 다른쪽 발의 뒷꿈치가 지면에 닿을 때 시계방향으로 최대로 회전하며, 발끝이 지면에서 떨어지면서 반시계 방향으로 회전하여 보행주기의 85-90%되는 지점에서 최대에 도달한다. 정강이는 디딤구간에서는 시계방향으로 회전하고, 스윙구간동안에서는 반시계 방향으로 회전 한다. 발뒷꿈치가 지면에 닿기 3-5% 전에 반시계 방향으로 최대로 회전 한다. 무릎관절이 굴곡할 때 정강이는 빠르게 회전하며, 신전할 때는 조금 느리게 회전한다. 발은 앞꿈치가 지면에 닿을 때까지 시계방향으로 회전하며, 발바닥이 지면에 닿아 있는 동안에는 회전을 하지 않는다. 뒷꿈치가 지면으로 부터 떨어지는 보행

주기의 30%가 되는 시기부터 앞꿈치가 지면으로 부터 떨어질 때까지 다시 시계 방향으로 급격히 회전하며, 스윙구간에서는 반시계방향으로 회전한다.

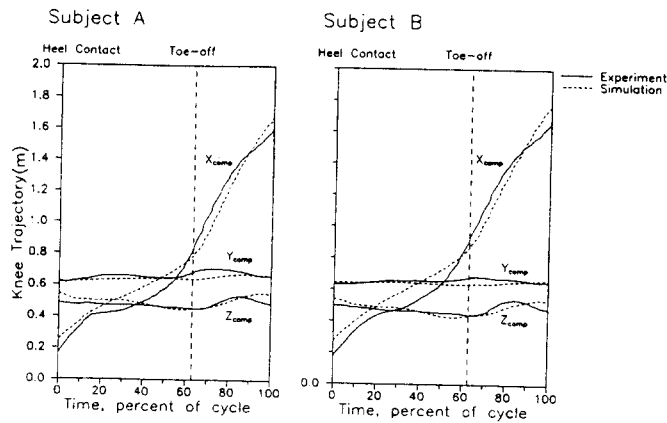


Fig. 3. Trajectories of the knee joint

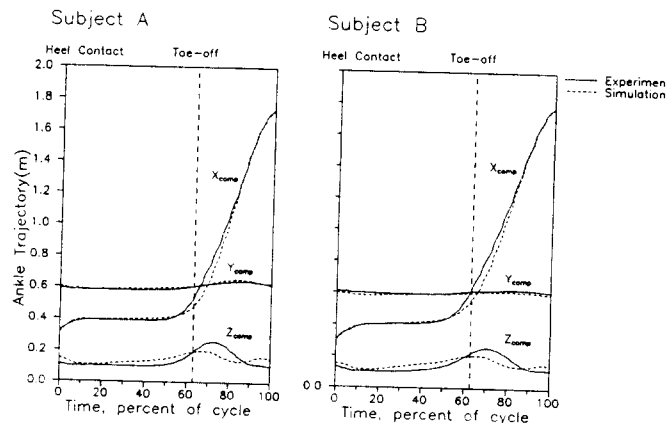


Fig. 4. Trajectories of the ankle joint

Fig. 5에서보면 넙적다리에서의 회전각은 디딤구간이 끝나기 10%전까지는 실험값보다 시계방향으로 회전이 더 크게 일어났고, 스윙구간이 끝나기 10%전까지는 반시계방향으로의 회전이 더 크게 일어남을 볼 수 있다. 반대로 Fig 6에서 보면 정강이의 회전은 넙적다리와는 반대의 결과를 보였다. 발의 경우(Fig.7)에는 그래프의 형태가 실험값과 매우 유사하나 피험자 A, B 모두 스윙구간에서 시계방향으로의 회전이 실험값에 크게 미치지 못하는 것으로 나타났다. 전반적으로 넙적다리는 시뮬레이션 값이 실험값보다 디딤구간 중에 반시계방향으로 좀더 회전하고, 스윙구간 중에는 시계방향으로 좀더 회전하였다. 정강이의 경우는 그 반대 현상을 보였다. 이러한 현상은 스윙구간이 시간축으로 5-10%정도 지연되는 결과를 가져왔다. 각속도와 각가속도는 Discrete 한 데이터를 차분법(difference method)을 사용하여 구하였으므로 오차를 줄이기 위하여 10차 Polynomial로 Curve Fitting하였다. 넙적다리의 각속도는 스윙구간이 지연되는 것을 제외하고는 비교적 잘 맞으나 스윙구간의 후반부에서 실험값보다 완만하게 감소되는 것으로 나타났다. 정강이의 각속도는 역시 스윙구간이 지연되는 것으로 나타났으나 실험값과 매우 잘 일치함을 보였다. 발의

각속도는 속도가 증가되고 감소되는 형태는 매우 잘 일치하나 전반적으로 실험값보다 속도의 절대값이 적게 나타났다. 넓적다리와 정강이의 각속도 역시 스윙구간이 지연되는 것을 제외하고는 비교적 실험값과 잘 일치함을 보였다.

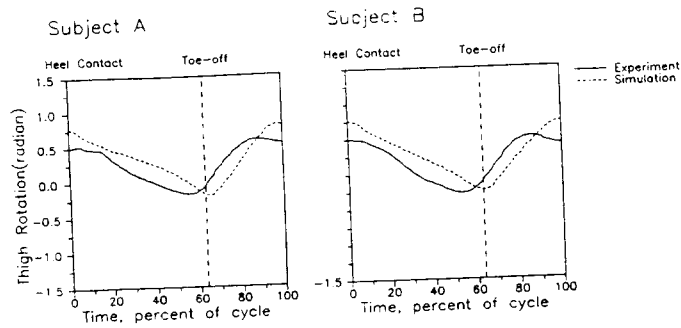


Fig. 5. Rotation of the thigh relative to the fixed laboratory frame

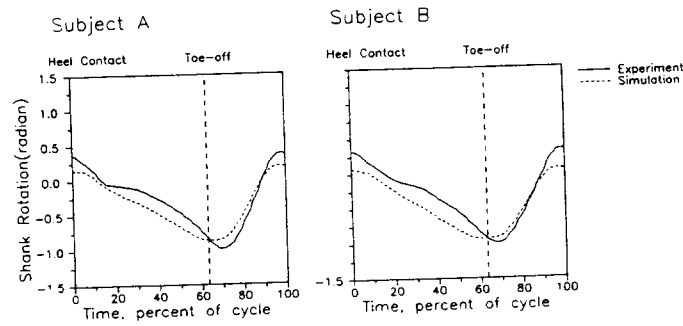


Fig. 6. Rotation of the shank relative to the fixed laboratory frame

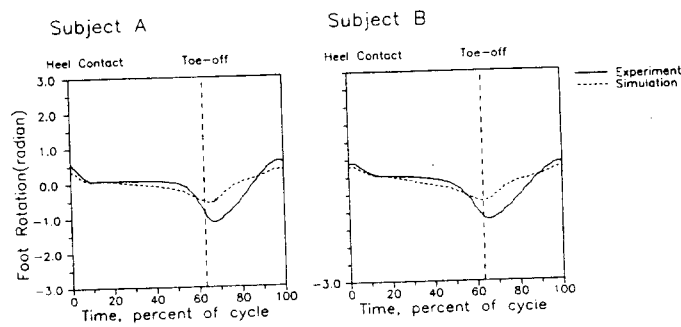


Fig. 7. Rotation of the foot relative to the fixed laboratory frame

3.3. 그래픽 애니메이션

기구학을 통해 얻어진 각관절의 궤적을 XZ평면(시상면)과 XY평면(수평면), YZ평면(전두면)에서 Stick Diagram으로 애니메이션 하였으며(Fig. 8), 또한 PHIGS (Programmer's Hierarchical Interactive Graphics System) 를 사용하여 공간에서 애니메이션 하였다(Fig. 9).

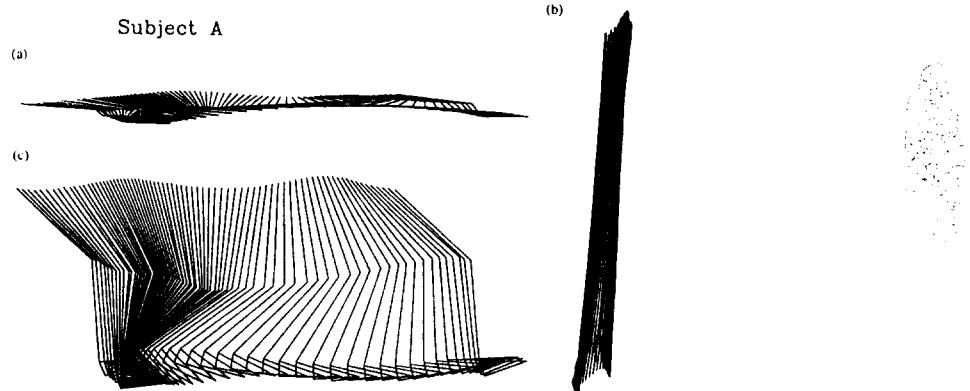


Fig. 8. Stick diagram for subject A

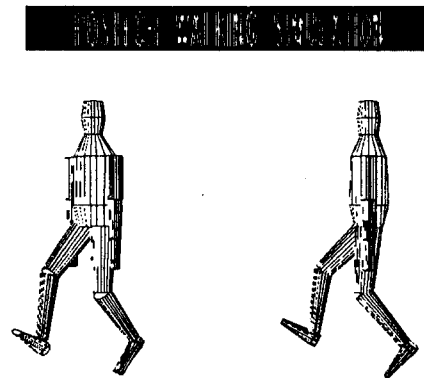


Fig. 9. 3-D animation for subject A

4. 결론 및 향후 연구방향

보행 분석에 있어 역기구학을 통하여 얻어진 각 관절의 궤적과 각 분절의 회전각은 실험값과 비교적 잘 일치함을 보였다. 속도와 각속도, 그리고 가속와 각가속도는 다소의 차는 있었으나 증가와 감소되는 형태가 실험값과 잘 매우 유사하게 나타났다. 전반적으로 스윙구간이 5-10%정도 지연되는 현상을 보였는데 이러한 원인은 기구학적 모델에 운동역학적 특성치를 고려하여 보완한다면 보다 정확하게 실험값에 근접하리라고 본다. 그러나 시뮬레이션의 결과로 부터 보행을 분석하는데 운동학적 수준에서 분절의 회전각의 변위를 최소화 하는 알고리즘은 보행동작을 분석하는데 매우 적합하며, 좀더 여러개의 분절로 모델링할 경우나 빠튼동작을 분석할 경우 신체의 측정부위를 줄이므로 분석시간 감소시킬 수 있어 매우 유용하다. 또한 평면과 공간에서의 애니메이션 프로그램은 인간이 다른 운동이나 작업을 수행할 경우도 사용

할 수 있어서 그래픽 시뮬레이션에 기초가 되리라 본다.

참고 문헌

- [1] Patil, K. M. and Chakraborty (1991) Analysis of a New Polycentric Above-Knee Prosthesis with a Pneumatic Swing Phase Control. *J. Biomechanics* **24**, 223-233.
- [2] Yang, L., Solomonidis, S. E., Spence, W. D. and Paul, J. P. (1991) The Influence of Limb Alignment on the Gait of Above-Knee Amputees. *J. Biomechanics* **24**, 981-997.
- [3] Flowers, W. C. and Mann, R. W. (1977) An Electrohydraulic Knee-Torque Controller for a Prosthesis Simulator. *IEEE Trans. on Biomech. Engng* **Feb**, 3-8.
- [5] Chao, E.Y.S. and Rim, K. (1973) Application of Optimization Principles in Determining the Applied Moments in Human Leg Joints During Gait. *J. Biomechanics* **6**, 497-510.
- [6] Cappozzo, A., Leo, T. and Pedotti, A. (1975) A General Computing Method for the Analysis of Human Locomotion. *J. Biomechanics* **8**, 307-320.
- [7] Townsend, M. A. and Tasi, T. C. (1976) Biomechanics Modelling of Bipedal Climbing and Decending. *J. Biomechanics* **9**, 227-239.
- [8] Hardt, D. E. and Mann, R. W. (1980) A Five Body-Three Dimensional Dynamic Analysis of Walking. Technical Note, *J. Biomechanics* **13**, 455-458.
- [9] Nubar, Y. and Contini, R. (1961) A Minimum Principle in Biomechanics. *Bull. of Math. Biophys.* **23**, 377-391.
- [10] Chow, C. K. and Jacobson, D. H. (1971) Studies of Human Locomotion via Optimal Programming. *Math. Biosci.* **10**, 239-306.
- [11] Hatze, H. (1977) A Complete Set of Control Equations for the Human Musculo-Skeletal System. *J. Biomechanics* **10**, 799-805.
- [12] Serieg, A. and Avikar, R. J. (1975) A Mathematical Model for Evaluation of Forces in Lower Extremities of the Musculo-Skeletal System. *J. Biomechanics* **8**, 89-102.