

## 헛디딤 보행특성과 3 차원 모의해석결과 비교

명성식\*, 금영광, 황성재, 김한성, 김영호(연세대 의공학부)

### Comparison of Three-Dimensional Dynamic Simulation with Falling Gait Analysis

S. S. Myeong, Y. G. Keum, S. J. Hwang, H. S. Kim, Y. H. Kim(Biomedical Eng. Dept. Yonsei Uni.)

#### ABSTRACT

Numerous studies have been performed to analyze various phenomena of human's walking, gait. In the present study, unrecognized walking and recognized walking were analyzed by three dimensional motion capture system(VICON motion system Ltd., England) and simulated by computer program. Two normal males participated in measuring the motion of unrecognized and recognized walking. Six infrared cameras and four force plates were used and sixteen reflective markers were attached to the subject to capture the motion. A musculoskeletal model was generated anatomically by using ADAMS(MSC software corp., USA) and LifeMOD(Biomechanics Research Group Inc, USA). The inverse dynamic simulation and forward dynamic simulation were also performed. The result of simulation was similar to the experimental result. This study provides the base line for dynamic simulation of the falling walking. It will be useful to simulate various another pathologic gaits for old peoples.

**Key Words:** Three dimensional Motion Analysis System(3 차원 동작분석 시스템), Trip(헛디딤), Dynamics Simulation(동역학 전산모의해석)

#### 1. 서론

인간은 태어나서 걸음마를 배우고부터 평생 동안 보행운동을 하게 된다. 그렇기 때문에 보행에 관한 연구가 중요하고 또한 많이 수행되고 있다. 이러한 보행 중에는 많은 돌발적인 상황이 발생할 수 있다. 특히 넘어짐(falling)은 일상 생활을 수행하는 동안 균형이나 안정성을 잃으면서 신체의 일부 부분이 바닥에 닿는 것을 의미하며 외상, 골절 등의 합병증을 유발하여 환자나 노약자들의 재활의욕을 저하시킨다. 65세 이상 노인의 30 ~ 50% 이상이 매년 1 회 이상의 넘어짐을 경험하고 있으며 이들의 40% 이상이 다시 넘어짐을 경험하고 있다. 넘어짐에 대한 내적 요인으로는 감각계, 신경계를 포함한 근과 관절의 가동성의 저하, 기능적 능력의 감소, 하지 근육 약화, 발의 진동감각과 인지기능의 감소, 과거의 넘어짐 경험 등이 있다. 외적 요인으로는 신발 및 바닥의 마찰, 조명, 장애물 등이 있다.

최근 보행 시에 돌발적으로 미끄러짐(slip), 걸림(stumbling), 헛디딤(trip)과 같은 상황을 유도하여 삼차원 동작분석 시스템을 이용하여 균형회복 기전을

밝히려는 연구가 진행되고 있다. 그러나 이러한 연구가 진행되고 있으나 주로 노인이나 환자들을 대상으로 연구를 진행하여야 하기 때문에 많은 반복 실험이 용이하지 않고 또한 위험한 상황, 즉 넘어짐 등의 부상을 초래할 수 있는 상황을 직접 유발하여 이러한 기전을 연구하기는 어려운 실정이다. 그래서 이를 위해 전산모의해석의 중요성이 대두되고 있다. 본 연구에서는 이러한 문제점을 해결하기 위하여 삼차원 동작분석 시스템과 삼차원 전산모의해석 시스템을 통하여 평지보행, 비인식 상태에서의 헛디딤 보행, 인식상태에서의 계단 보행때턴의 실험결과와 전산모의해석 결과를 비교하여 평가하였다.

#### 2. 방법

##### 2.1 삼차원 동작분석

선행 연구[1]에서 신경계 또는 근골격계에 이상이 없는 건강한 성인 남자 10 명을 대상으로 수행하였고, 돌발상황을 유도하기 위해서 유압펌프를 구동하여 중력방향으로 자유롭게 이동할 수 있는

돌발유도시스템을 설계하여 제작하였다. 연구에서는 6 대의 적외선 카메라와 4 대의 힘측정판, 10 채널의 근전도시스템(MA300, Motion Lab., 미국)을 삼차원 동작분석시스템(VICON motion system Ltd., 영국)과 연동하여 데이터를 획득하였다.

Fig. 1 은 돌발유도시스템에 의한 헛디딤 보행실험을 위한 네 대의 힘측정판 배열을 보여주며 이에 따라 네 개의 활보 A, B, C, D로 구분하였다.

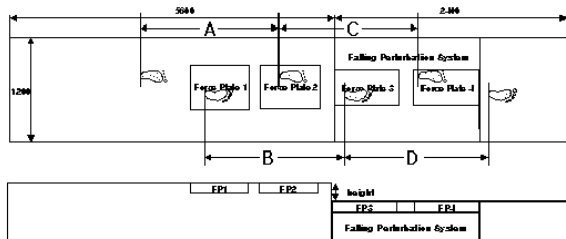


Fig. 1 Force Plates arrangement for falling gait

피실험자가 돌발상황을 인식하지 못하도록 두 번째 힘측정판에 발이 닿은 후에 돌발유도시스템을 하강시켜 세 번째 힘측정판에서 오른발의 헛디딤을 유도하였다. 피실험자는 편안한 속도로 맨발보행을 하였으며 충분한 보행훈련 후 실험을 수행하였다. 각 피실험자에 대해서 평지보행 3 회, 헛디딤 보행 1 회, 헛디딤 인식보행 3 회의 순서로 실험을 진행하였다. 이때 헛디딤 인식보행은 실험을 수행하기 전에 지면을 하강하여 피실험자에게 보여준 후 실험을 실시하였다.

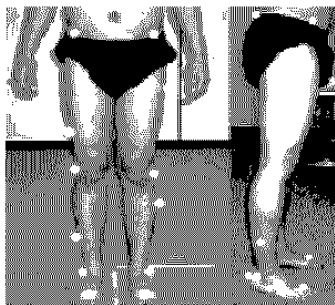


Fig. 2. Marker set for 3D Motion Analysis

관절운동을 측정하기 위하여 Fig 2 와 같이 피실험자에게 총 16 개의 반사마커(reflective marker)를 부착하고 하지 분절의 운동을 관찰하였다[10].

## 2.2 삼차원 전산모의해석

선행 연구에서 실험한 10 명의 대상자 중 2 명의 대상자의 결과를 이용하여 삼차원 전산모의해석을 수행하였다. 삼차원 모델링 프로그램인 ADAMS(MSC Software corp., 미국)와 LifeMOD (Biomechanics Research Group Inc, 미국)를 사용하

여 근골격계 모델을 생성하였다. 이때 인체의 상지는 보행에 많은 영향을 미치지 않으므로 하지만으로 해석을 수행하였다.

생성한 모델에 동작분석 시의 마커의 이동경로를 입력하여 근골격계 모델을 거동시킨다. Fig. 3 은 Fig. 2 에서 보여진 반사마커의 위치와 운동 수행자(Motion Agents)가 일체화 된 모습을 보여주며, 이를 통해서 근골격계 모델이 역방향 동역학 해석(Inverse Dynamics)이 수행된다.

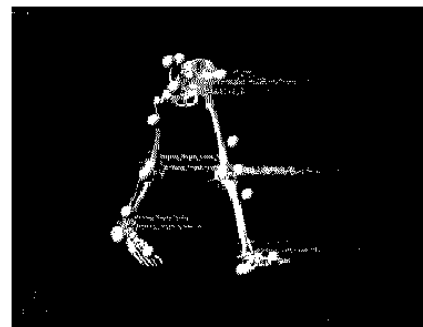


Fig. 3 Reflective Marker Set and Motion Agents

바닥면을 Fig. 1 에서처럼 계단형식으로 생성하고 발의 뒤꿈치와 척골(Metatarsals)이 바닥과 접촉이 발생한다고 가정하여 Fig. 3 과 같이 전산모의해석을 수행한다.

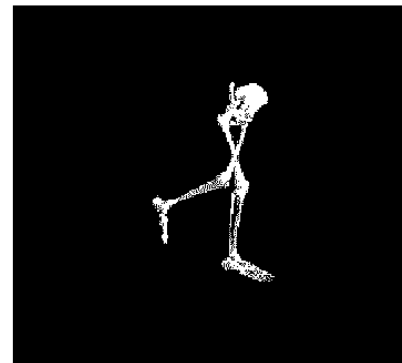


Fig. 4 3D Dynamics Simulation

## 3. 결과

헛디딤 보행특성 분석의 실험결과와 전산모의해석 결과를 Fig. 1 의 활보 B 와 활보 C 부분에서 비교하였다.

Fig. 5, 6 는 활보 B, C 의 발목관절의 운동각도를 보여준다. 활보 B 에서 헛디딤 비인식 보행의 경우 평지보행보다 많이 저굴되었고, 헛디딤 인식보행의 경우는 평지보행에 비해 많이 배굴되었다. 활보 C 에서는 헛디딤 보행은 평지보행에 비해 적게 배굴되며, 헛디딤 인식보행은 평지보행에 비해 많이 배굴

하였다. 실험결과와 모의해석 결과를 비교하면 조급의 지연은 있지만 패턴은 거의 유사하게 관찰되었다. 결과에서 각도 변화 크기의 오차는 최대 13%이고 위상차는 최대 6.5%가 관찰되었다.

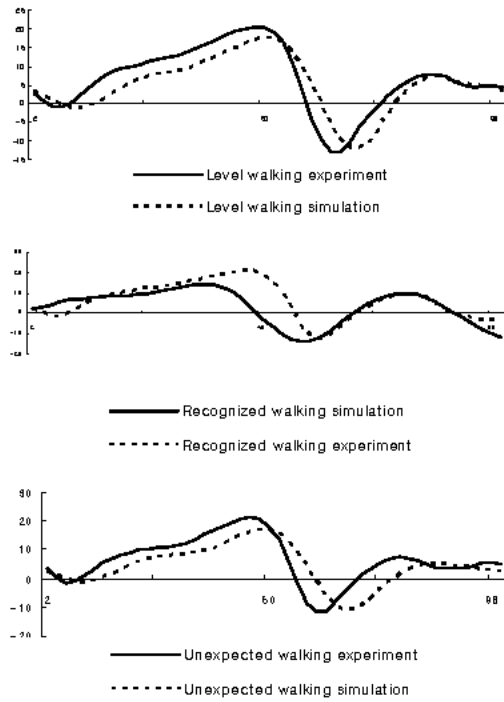


Fig. 5. The Ankle joint angle in the sagittal plane(B)

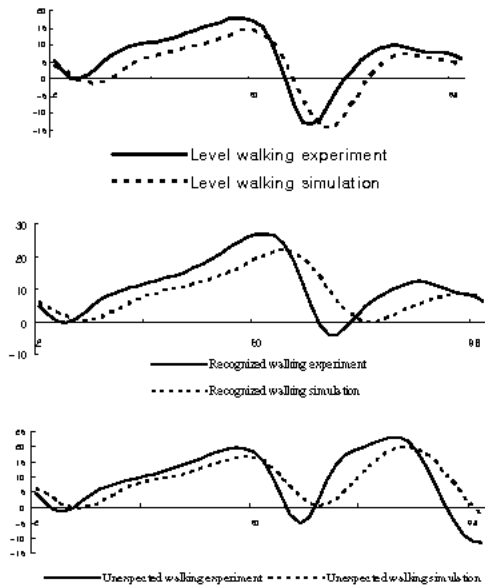


Fig. 6. The Ankle joint angle in the sagittal plane(C)

Fig. 7, 8 은 무릎관절의 운동 각도를 보여준다. 활보 B 에서 헛디딤 보행은 두 번째 굴곡이 먼저 발생하고, 인식보행은 평지보행에 비해 더 굴곡함

을 알 수 있다. 활보 C 에서 헛디딤 보행은 초기 유각기에 무릎을 크게 굴곡하고, 헛디딤 인식보행은 초기 유각기의 헛디딤 보행보다 적은 굴곡이 발생하고 평지보행과 유사한 패턴을 보였다. 결과에서 각도 변화 크기의 오차는 최대 10%이고 위상차는 최대 3%가 관찰되었다.

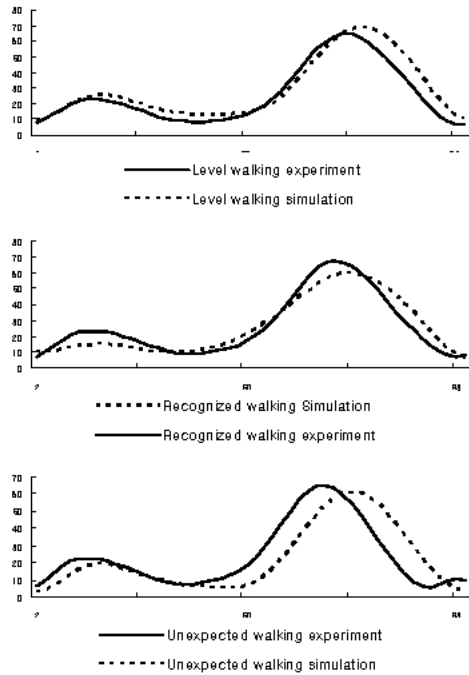


Fig. 7. The Knee joint angle in the sagittal plane(B)

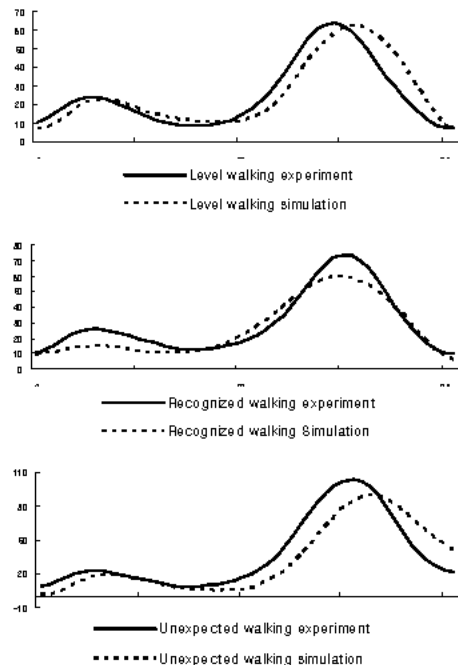


Fig. 8. The Knee joint angle in the sagittal plane(C)

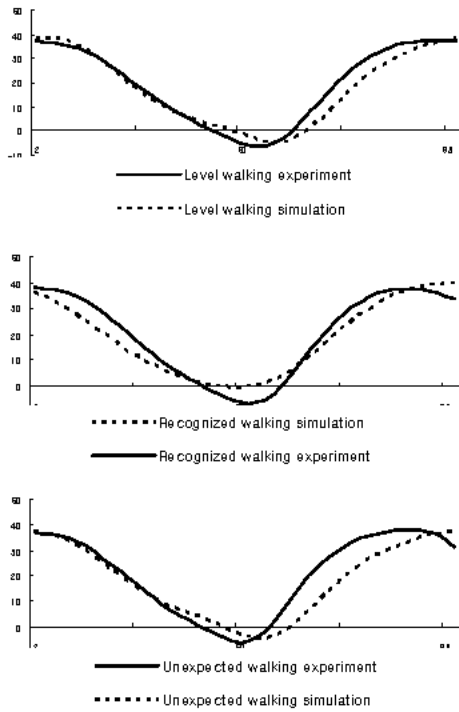


Fig. 9. The Hip joint angle in the sagittal plane(B)

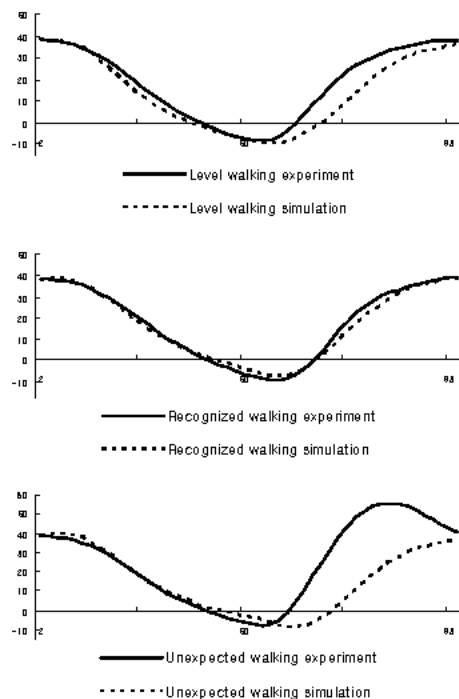


Fig. 10. The Hip joint angle in the sagittal plane(C)

Fig. 9, 10 은 엉덩관절의 운동 각도를 보여준다. 활보 B 에서 헛디딤 보행이 평지보행에 비해 신전

하였고, 헛디딤 인식보행에서도 적은 각도로 신전하였다. 활보 C 에서 헛디딤 보행은 유각기 동안 크게 굴곡 후 신전하였으며 헛디딤 인식보행은 신전이 지속되었다. 엉덩관절의 운동 각도는 평지보행과 인식보행에서는 유사한 결과가 나왔으나 헛디딤 보행에서는 약 20°의 많은 차이가 발생하였다.

#### 4. 토의

본 연구에서는 선행된 연구[1]에서 이루어진 헛디딤 보행패턴을 삼차원 동작분석 시스템의 결과와 전산모의해석의 결과를 비교, 분석하였다. 첫째로 삼차원 동작분석 시스템을 통하여 얻어진 각 관절, 발목관절, 무릎관절, 엉덩관절의 각도를 측정하여 이를 전산모의해석 결과와 비교하였다. 비교 시에 활보 A 와 활보 C 는 일반 평지 보행과 같은 결과를 보이기 때문에 활보 B 와 활보 C 만 비교하였다. 결과의 그림에서 보여주듯이 발목관절의 운동각도에서 많은 오차가 발생하였는데, 이는 발이 하나의 요소로 생성되었으며, 실제 피험자와는 다른 다리의 길이 그리고 단순화된 모델로 해석이 수행되었기 때문으로 추정된다.

사람마다 나라마다 관절 사이의 요소들의 길이가 서로 다른데 LifeMOD, 인체 모델링 프로그램에서는 서양인 기준의 자료로 근골격계 모델이 생성되기 때문에 개인의 특성이 고려되지 못하고 이에 따른 오차가 또한 발생하였다.

#### 5. 결론

본 연구에서는 동작분석 결과와 10% 이내의 오차를 나타낼 정도로 유사한 결과가 관찰되었다. 이는 전산모의해석이 실제 실험을 대신할 수 있다는 사실을 보여준다.

그리고 삼차원 전산모의해석을 이용하면 실험에서 하지 못하는 다른 조건, 실제로 넘어지게 되는 조건의 실험도 가상적으로 예측할 수 있다.

본 연구에서는 계략적인 모델을 사용하여 전산모의해석을 수행하였기 때문에 이후에는 좀더 세분화 되고 차별화된 모델로 모의해석을 수행하면 더 나은 결과를 얻을 수 있다.

#### 후기

본 연구는 산업자원부(한국산업기술평가원)에서 지원한 지역특화기술개발사업의 일환입니다.

## 참고문헌

1. 김영광, “헛디딤 인식유무에 따른 보행특성 분석 및 자세균형의 정량적 평가”, 연세대학교, 2004.
2. T.L. Kauffman, *Geriatric Rehabilitation Manual*, Philadelphia, Churchill Livingstone. 1999.
3. R. Tideiksaar, *Falling in Old Age : Its Prevention and Treatment*, New York, Springer, 1987.
4. A. Shumway-Cook, "Predicting the probability for falls in the community-dwelling older adults", *J Phys Ther.*, Vol. 77.
5. N.D. Harada et al., "Mobility related function in older adults : Assessment with 6 minute walk test", *Arch Phys Med Rehabil.*, Vol. 80.
6. A. Shumway-Cook and M.H. Woollacott, *Motor Control : Theory and Practical Applications*, Baltimore, Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
7. Smith, R., Rattanaprasert, U., and O'Dwyer, N., Coordination of the ankle joint complex during walking, *Human Movement Science*, Vol. 20, No. 4, pp. 447-460, 2001.
8. Nagura, T., Dyrby, C., and Alexander, E., Mechanical loads at the knee joint during deep flexion, *Journal of Orthopedic Research*, Vol. 20, No. 4, pp. 881-886, 2002.
9. Pandy, M., Anderson, F., Dynamic simulation fo human movement using large-scale model of the body, *IEEE International Conference on Robotics & Automaiton*, pp 676-681, 2000.
10. R.B. Davis et al, "A Gait Analysis Data Collection and Reduction Technique", *Human Movement Science*, Vol, 10, pp. 575-587, 1991
11. Zhou, X., Draganich, L., and Amirouche, F., A dynamic model for simulating a trip and fall during gait, *Medical Engineering and Physics*, Vol. 24, pp. 121-127, 2002