

골절 방지 시스템의 개발을 위한 낙상 동적 특성 분석

김성현¹, 김용욱², 권대규^{3,4}, 김동욱³, 김남균³

전북대학교 대학원 의용생체공학과¹, 전북대학교 헬스케어 기술개발 사업단,
전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부³, 전북대학교 실버공학연구소⁴

Dynamic Characterization of Fall for Development of Fracture Prevention System

Seong-Hyun Kim¹, Yong-Yook Kim², Tae-Kyu Kwon^{3,4}, Dong-Wook Kim³, Nam-Gyun Kim³

¹Dept. of Biomedical Engineering, Graduate School, Chonbuk National Univ.

²Center for Healthcare Technology Development, Chonbuk National Univ.

³Division of Biomedical Engineering, College of Engineering, Chonbuk National Univ.

⁴Bioengineering Research Center for the Aged, Chonbuk National Univ.

(Received May 22, 2007. Accepted November 3, 2007)

Abstract

The social activities of the elderly have been increasing as our society progresses toward an aging society. As their activities are increased, the occurrence of falls that could lead to fractures are increased. Falls are serious health hazards to the elderly and we need more thorough understanding of falls including the progress of falls and the impact area in various fall directions. Many of the traditional methods of falls research dealt with voluntary falls by younger subject since older subject can easily get fracture from voluntary falls. So, it has been difficult to get exact data about falls of the elderly.

Here, we tried to capture the characteristics of the movements of major joints using three dimensional motion capture system during falls experiments using a moving mattress that can safely induce unexpected falls. Healthy younger subjects participated in the actual falls experiment and the moving mattress was actuated by a pneumatic system. The kinematic parameters such as velocities and accelerations of major segments were imported to a computer simulation environment and falls to hard surfaces were simulated in a computational environment using a realistic human model of aged persons. The simulation was able to give approximations to contact forces which can occur during actual falls.

Key words : fall, fracture, fall simulation

1. 서론

고령화 사회의 진행에 따라 고령자들의 사회적 활동이 꾸준히 증가하여 왔으나 여전히 고령자들은 체력 노쇠현상과 균형감각의 저하로 인하여 잦은 낙상을 경험하게 된다. 또한 60세 이상의 노인들 중 25~30%가 낙상을 경험하였고, 70세 이상의 노인들은 35%, 그리고 80세 이상의 노인들은 50%가 낙상을 경험하였다고 하였다[1].

고령자들이 낙상을 경험하게 되면 낮은 골밀도에 의해 쉽게 골절이 야기되고 젊은 사람들에 비해 세포 재생능력이 떨어지기 때문에 오랜 시간동안 병실에 누워있게 되고 심지어는 사망에 이르게 되는 경우도 보고되고 있다[2]. 또한 낙상을 하게 되면 뼈의 골절만이 아니라 피부와 조직의 손상까지 발생하게 되어[3] 다른 합병증을 유발시키게 된다. 따라서 고령자들에게 발생하는 골절을 방지하기 위해서는 낙상시 지면과의 충격을 최소화 할 수 있는 골절 예방 장치가 필요하게 되고 이를 위해 사람이 낙상을 할 경우에 신체 관절의 동적 특성을 분석하는 것이 중요하다. 지금까지의 연구를 보면 B. E. Goren은 실제 발생할 수 있는 자연스러운 낙상이 아닌 무릎을 땅에 닿게 한 후에 측면으로 낙상하여 그 때의 충격량을 측정하였고[4], A. K. Bourke는 젊은 사람들만을 대상으로 크

이 논문은 2007년 정부(과학기술부, 교육인적자원부)의 재원으로 한국과학재단(No. R01-2007-000-20926-0)과 한국학술진흥재단(지방연구중심대학육성사업/헬스케어기술개발사업단)의 지원을 받아 수행된 연구임

Corresponding Author : 김용욱
(561-756) 전북 전주시 덕진구 덕진동 1가 664-14,
전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부
Tel : 063-270-4060 / Fax : 063-270-2247
E-mail : biomed@chonbuk.ac.kr

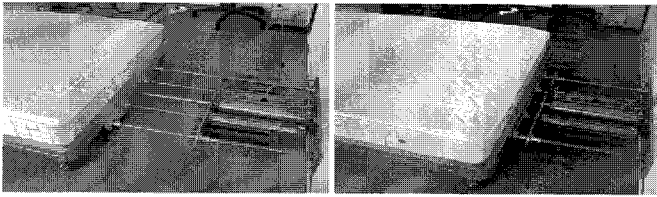


그림 1. 공압 액추에이터를 이용한 낙상 유도 장치
Fig. 1. Fall guidance system with pneumatic actuator

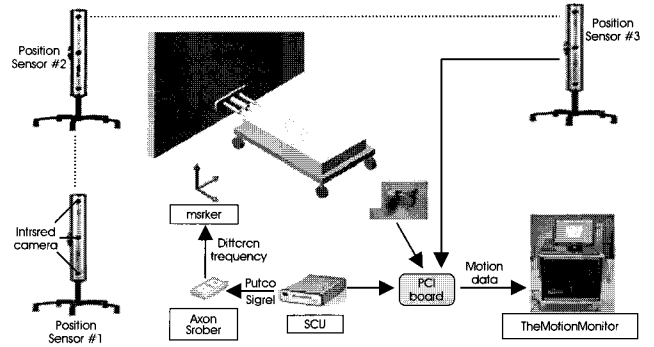


그림 2. 낙상 측정 시스템의 블록 선도
Fig. 2. Block diagram of fall measuring system

래시 매트 위에서 낙상시에 신체가 움직이는 가속도를 측정하였다 [5]. 그러나 이 연구들은 실제 노인들이 아닌 젊은 사람들을 대상으로 실험을 하였고 충격량을 측정하더라도 서있는 높이가 아닌 무릎높이에서 측면에 대하여만 실험을 하였기 때문에 실제 고령자가 자연스러운 낙상을 분석하는 데에는 어려움이 있었다.

본 연구에서는 기존의 낙상 해석의 문제점을 해결하기 위해 3차원 동작분석기를 이용하여 후방으로 낙상할 때 발생하는 속도를 측정하고 이를 시뮬레이션 프로그램에서 가상의 노인을 만든 후 입력하여 지면에 닿을 때 발생하는 충격량과 낙상 동안의 가속도를 측정하였다.

II. 실험방법

본 연구의 낙상 실험에서는 피험자가 예측할 수 없도록 강제적인 낙상을 시행 하였다[6]. 본 실험에서는 무엇보다도 피험자의 안전이 중요하였기 때문에 낙상시에 충격을 최소화하고 골절을 방지하기 위해 매트리스 위에서 실험을 하였다.

Fig. 1은 본 실험에 사용되어진 낙상을 유도하기 위해 공압을 이용한 낙상 유도 장치이다. 이 시스템은 구동을 위해 공기 압축기 (air compressor)에 직접 연결된 하나의 대형 실린더와 충격을 완화하기 위한 두 개의 소형 실린더로 구성되어 있다. 충격을 완화하기 위한 실린더를 부착한 이유는 구동을 위한 실린더 하나만 사용

하게 되면 피험자가 낙상을 한 후 매트리스가 갑자기 멈추기 때문에 매트리스의 관성에 의해 피험자에게 부상이 발생할 우려가 있어 충격을 줄이기 위해 두 개의 실린더를 추가로 부착하였다. Fig. 1 중 좌측의 그림은 낙상을 유도하기 전에 실린더가 앞으로 나와 있는 그림이고 우측의 그림은 낙상을 유도하기 위해 매트리스가 좌측에서 우측으로 이동한 후의 그림이다. 본 실험에 사용되어진 낙상 유도 장치의 동적 특성은 Table 1에 나와 있다.

Fig. 2는 마커(marker)에서 발산하는 적외선을 카메라로 수집하여 분석하는 3차원 동작 분석 시스템(Optotrak Certus, Northern Digital Inc., Canada)으로 본 실험에서 낙상을 측정하기 위해 사용되었다. 본 시스템은 신체에 부착된 마커를 관찰하기 위한 3대의 적외선 카메라와 1대의 비디오카메라, 데이터 수집을 위한 여러 부속장치와 데이터(data)를 분석하기 위한 컴퓨터로 구성 되어 있다.

Fig. 3은 몸에 부착된 마커의 위치와 개수를 나타낸 것이다. 본 실험에서는 낙상시 신체 관절의 측정을 위하여 마커를 머리에 1개, 양쪽 어깨에 1개씩, 양쪽 손목에 1개씩, 엉덩이에 1개, 양쪽 발목에 각 1개씩 그리고 낙상을 유도하기 위한 카트에 2개, 총 10개의 마커를 부착하여 초당 420프레임(frame)의 해상도로 실험을 하였고 사람이 서 있는 양쪽 방향을 X축, 매트리스가 움직이는 방향을 Z축, 사람이 서 있을 때의 수직방향을 Y축으로 설정하였다.

낙상 시뮬레이션(fall simulation)은 Adams(MSC Software

표 1. 공압 액추에이터의 동적 특성

Table 1. Specific of pneumatic actuator

Cylinder stroke	40cm
Peak horizontal acceleration	20m/s ²
Time to peak acceleration	30ms
Peak horizontal velocity	200m/s
Time to peak velocity	15ms
Displacement at time of peak velocity	13cm

표 2. 바닥 상태에 따른 변수 설정

Table 2. Parameters of each floor condition

	soft floor(mattress)	hart floor
contact stiffness	0.1	100
exponent	1.0	1.0
damping	10	1
static friction	0.1	0.1
dynamic friction	0.1	0.1
transition velocity	10	10

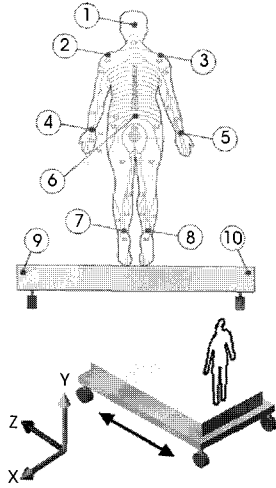


그림 3. 낙상 분석을 위한 마커의 위치
Fig. 3. Positions of markers for fall analysis

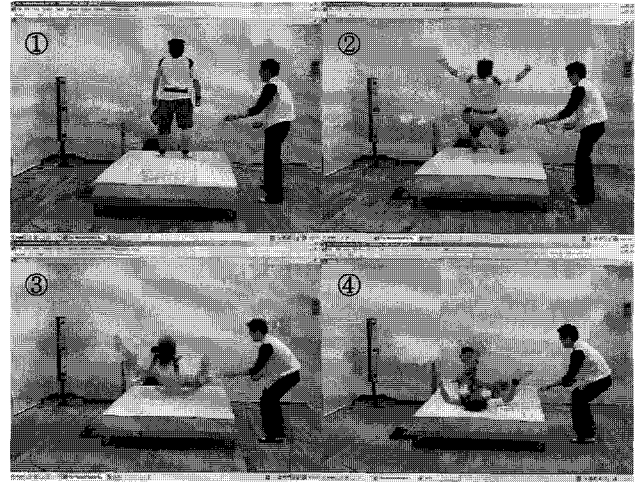


그림 4. 낙상 실험 사진
Fig. 4. Photos of fall experiments

Inc., USA)의 LifeMOD(Biomechanics Research Group, Inc., USA)라는 프로그램을 이용하여 이루어졌는데 이 프로그램을 이용하여 처음에 노인의 골격을 생성하고 이 골격에 젊은 피험자를 대상으로 한 강제 낙상 실험에서 얻어진 각 관절의 속도 데이터를 입력하여 시뮬레이션하고 분석하였다. 젊은 피험자와 노인의 균형 회복 메커니즘 등이 다를 수 있으나 본 실험은 고령자들의 균형 회복의 양상을 살펴보는 목적 보다는 낙상시 각 관절에 작용하는 충격량을 예측하려는 목적을 가지고 있다. 따라서 낙상 초기의 위치, 속도 데이터를 근거하여 자유낙하하는 방식으로 시뮬레이션 하였기 때문에 초기의 상태 보다는 최종적인 접지 상태가 주요한 요소로 되어있어 균형 회복 메커니즘의 역할은 미미할 것으로 판단되

어 젊은 피험자의 데이터를 입력하여 분석하였다. 프로그램에서 생성한 노인의 골격은 신장 170cm, 체중 65Kg, 연령 840month(70year)인 노인의 평균적인 골격이다. 시뮬레이션은 실제 낙상 실험을 했던 상황과 유사하게 만들어주기 위해 바닥을 매트리스와 비슷하게 설정하여 실험하였다. 바닥의 특성에 영향을 줄 수 있는 파라미터 등은 Table 2와 같이 설정하였다. 연구에서 행하여진 시뮬레이션은 패시브 시뮬레이션(passive simulation)으로써 인체 모형은 프로그램 내에서 설정한 파라미터에 의해 반응한다. 시뮬레이션은 각 관절의 움직임 데이터와 중력을 제외한 다른 외력은 전혀 가하지 않고 시행하였다.

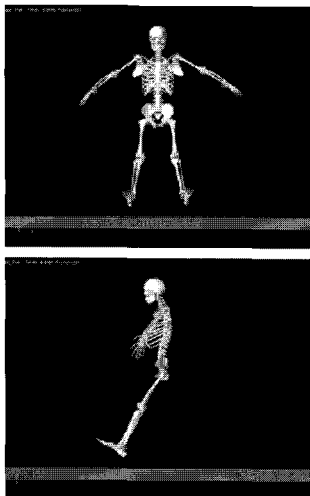


그림 5. 시뮬레이션 초기 상태
Fig. 5. Initial condition of simulation

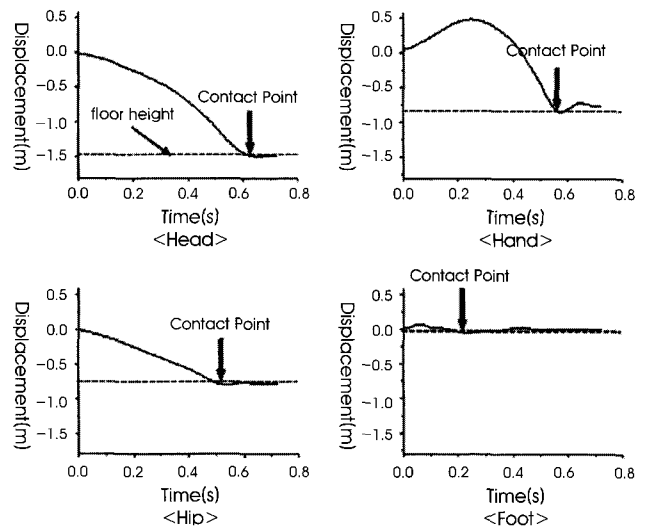


그림 6. 낙상시 동작 분석기에 의한Y축의 변위
Fig. 6. Displacement in Y-axis during actual fall obtained from motion capture

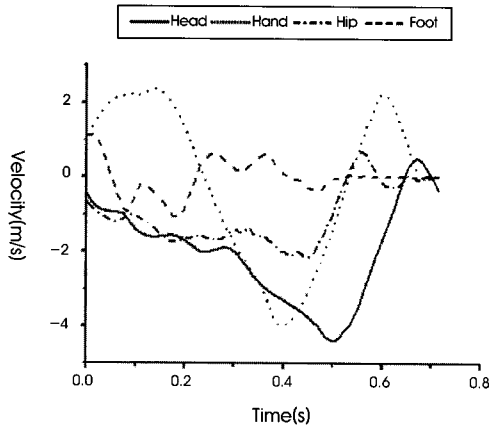


그림 7. 낙상시 동작 분석기에 의한 Y축의 속도
 Fig. 7. Velocity in Y-axis during actual fall obtained from motion capture

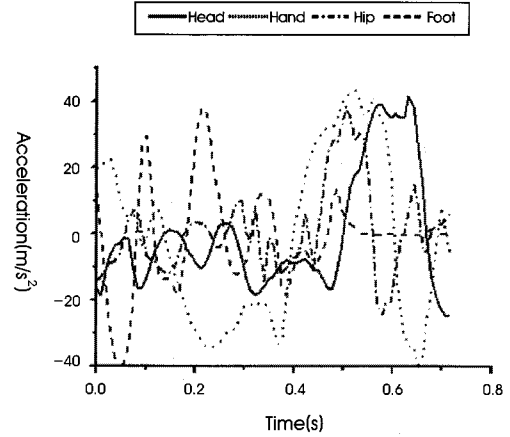


그림 8. 낙상시 동작 분석기에 의한 Y축의 가속도
 Fig. 8. Acceleration in Y-axis during actual fall obtained from motion capture

III. 실험 결과 및 토론

Fig. 4는 실제 낙상 실험에 대한 사진들로서 후방 낙상을 하였을 경우 넘어지는 과정을 나타낸 것으로써 피험자를 벽을 바라보고 공압 액추에이터(pneumatic actuator) 쪽에서 있게 한 다음 공압 액추에이터를 당겨서 유도하였다. 낙상은 피험자가 전혀 예측 할 수 없도록 낙상에 대해 어떠한 경고도 주지 않고 공압 액추에이터의 밸브를 작동시켜 유도하였다.

본 실험에서 사용된 동작분석기는 적외선에 기반을 둔 동작 분석기이다. 낙상을 하는 과정은 신체에 부착된 8개의 마커가 적외선을 발산하면 3대의 카메라가 적외선을 검출하여 움직임 분석한다. 위와 같이 동작 분석 시스템에서 얻어진 신체 움직임 데이터는 다시 시뮬레이션 프로그램에서 앞에서 생성한 노인의 각 관절에 입력시켜 낙상을 시뮬레이션 하여 분석하였다.

Fig. 5는 Adams Life MOD에서 시뮬레이션을 시작할 때 낙상의 초기 자세이다. 이 초기 자세는 실제 동작 분석 시스템에서 추출된 각 관절의 위치와 각도를 입력하여 나온 자세로써 이 상태에 동

작 분석 시스템에서 얻어진 각 관절의 3축에 대한 속도를 입력하고 외부의 힘은 Y축에 대하여 음의 방향으로 중력가속도만을 주어 시뮬레이션 하였다. 시뮬레이션은 초당 3000프레임으로 실행하였고 실제 낙상이 아주 짧은 시간에 일어나기 때문에 시뮬레이션 시간은 0.8초로 하였다.

Fig. 6은 낙상하는 동안의 Y축의 변위를 나타낸 것으로 그래프에 나와 있는 빨간 화살표는 각 관절이 땅에 닿는 순간을 표시한 것이다. 그림에서 보듯이 머리와 엉덩이는 낙상이 시작한 직후에 아래 방향으로 움직이지만 손목과 발목은 위 방향으로 움직이는 것을 볼 수 있는데 손목은 낙상이 시작할 때 피험자가 반사적으로 손을 들기 때문인 것으로 추측되고 발목은 피험자가 자신도 모르게 뛰기 때문인 것으로 추측된다. 또한 엉덩이는 낙상이 시작한 후 약 0.5초 이후에 지면에 닿게 되고, 발목은 0.2초 후에 닿게 된다.

Fig. 7과 8은 동작분석기로부터 추출한 낙상하는 동안의 각 관절에 대한 속도와 가속도를 나타낸 그래프이다. 속도는 전반적으로 메트리스에 접촉하기 직전에 가장 큰 속도가 발생하였다. 손목의 움직임 속도가 초기에 매우 높게 나타나는 것을 볼 수 있는데 이

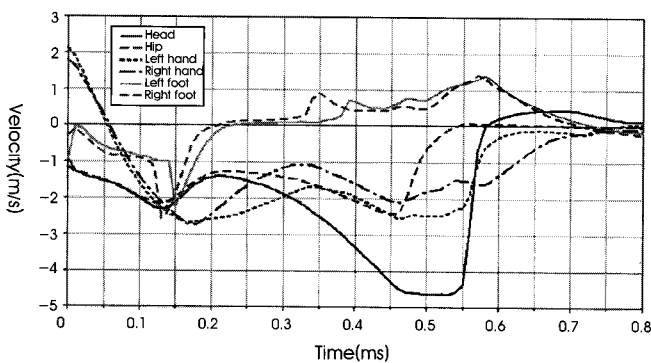


그림 9. 낙상 시뮬레이션시 Y축의 속도
 Fig. 9. Velocity in Y-axis during fall simulation

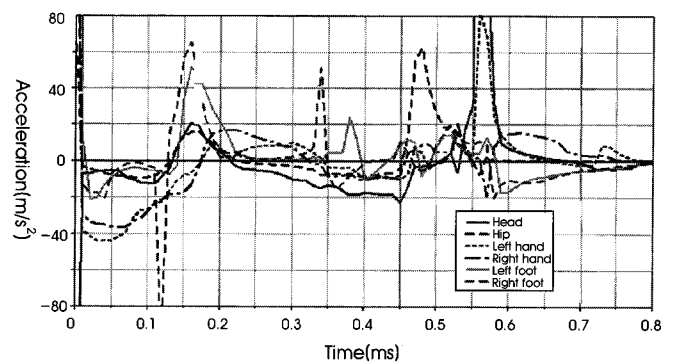


그림 10. 낙상 시뮬레이션시 Y축의 가속도
 Fig. 10. Acceleration in Y-axis during fall simulation

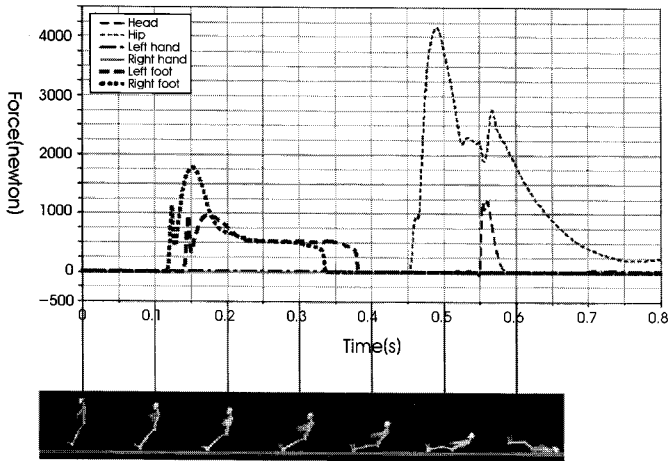


그림 11. 낙상 시뮬레이션시 발생한 충격량
 Fig. 11. Contact force during simulation of fall

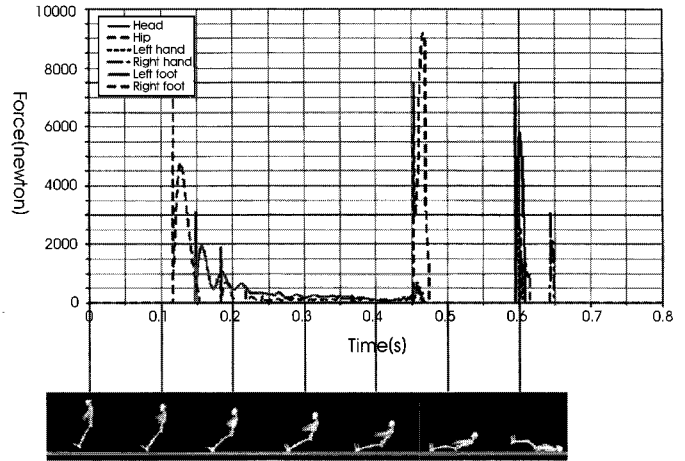


그림 12. 딱딱한 바닥으로 낙상 시뮬레이션시 발생한 충격량
 Fig. 12. Contact force during simulation of hard surface fall

것은 앞에서 설명한 것과 같이 피험자가 낙상이 시작할 때 반사적으로 자신의 손을 높게 들기 때문이었다. 일반적으로 각 관절의 속도는 (-)Y축으로 증가하다가 0으로 감소하였다. 낙상시에 가속도는 낙상이 시작하고 난 후 몸이 균형을 잃은 상태에서 약 20~30m/s² 정도로 발생하다가 매트리스에 닿기 전에 최대 40m/s² 까지 발생하는 것을 볼 수 있다. 엉덩이에서는 40m/s² 까지 증가하다가 엉덩이가 땅에 닿은 후부터는 급격하게 감소하였고 그 후 매트리스의 반동에 의하여 다시 증가하는 것을 볼 수 있다. 머리와 발은 모두 일반적으로 40m/s²에 육박하는 것을 알 수 있다.

Fig. 9는 Adams Life MOD에서 시뮬레이션을 하고 얻어진 속도 그래프로써 앞의 동작 분석기에서 얻어진 속도 그래프와 같이 머리는 아래방향으로 증가하다 급격하게 위방향으로 증가하고, 발목은 초기에 아래방향으로 증가하다 0.3초 이전에 지면과 접촉하여 속도가 0으로 나온다. 다른 관절들도 동작분석기에서 구해진 값과 비교해보면 머리는 0.55초 부근에서 -4.5m/s로 거의 동일하게 발생하고, 손목은 모두 최대 -2m/s 이상 발생하며 hip은 -2m/s 정도로 발생하다 0.45초 이후에 반동에 의해 위쪽으로 발생하는 것과 같이 동작분석기에서 구해진 값과 시뮬레이션에 의해 구해진 값이 매우 유사한 것을 볼 수 있다.

Fig. 10은 역시 Adams Life MOD에서 시뮬레이션하여 얻어진 가속도 값이다. 가속도 역시 동작분석기에서 추출한 것과 비슷하게 발목에서는 초기에 40m/s²까지 증가하다 급격하게 감소하는 것을 볼 수 있고, 엉덩이와 머리는 각각 0.45초와 0.55초 부근에서 최대값을 갖는 것을 볼 수 있다. 이와 같이 엉덩이에서는 동작분석기에서 분석한 값과 시뮬레이션에 의해 구해진 값이 모두 40m/s² 까지 증가하다가 엉덩이가 땅에 닿은 후부터는 급격하게 감소하였고 그 후 매트리스의 반동에 의하여 다시 증가하는 것을 볼 수 있다. 머리와 발은 역시 동작분석기 값과 시뮬레이션 값 모두 일반적으로 40m/s²에 육박하는 것을 알 수 있다.

Fig. 11은 낙상 시뮬레이션 후 얻은 신체가 받는 충격량을 나타낸 것이다. 그림에서 보듯이 후방으로 낙상시에 신체에서 가장 충격을 많이 받는 곳은 엉덩이로써 다른 관절은 거의 힘을 받지 않거나 2500N이하의 힘을 받고 있지만 엉덩이는 약 4000N의 힘을 받는 것을 볼 수 있다. 이는 후방으로 낙상시에 발이 지면에 떠서 내려오게 되고, 발이 미미하지만 약간의 힘을 받은 후에 엉덩이가 상체의 무게를 포함한 상태에서 지면에 닿기 때문이다. 일반적으로 낙상을 할 때 엉덩이가 받는 충격량은 약 8000N이 발생하는데[7] 본 시뮬레이션 결과 약 4000N이 나온 이유는 동작 분석 실험에서 피험자에게 무리를 주지 않기 위해 매트리스를 이용하였기 때문에 본 시뮬레이션에서도 인체가 접촉하는 바닥을 매트리스와 비슷한 강도와 댐핑(damping)계수를 주어 실험하였기 때문이다. 실제 낙상을 하는 경우에는 딱딱한 바닥 위에서 하게 되는데 앞의 부드러운 바닥에서의 충격량과 딱딱한 바닥에서의 충격량을 비교하기 위해 강도와 댐핑계수를 줄이고 실험해 본 결과 Fig. 12와 같이 최대 9000N에 이르는 충격량을 얻을 수 있었다.

IV. 결론

본 연구에서 우리는 낙상시 고령자들에게 골절을 야기 시키는 가장 큰 원인중의 하나인 지면과의 충격량을 측정하기 위해 공압 액추에이터를 사용하여 피험자를 강제로 낙상을 하게 만들었고 이를 동작 분석 시스템을 이용하여 신체 움직임 측정하고 이 신체 움직임 데이터를 Adams Life MOD에서 시뮬레이션하여 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. 낙상시 신체의 각 관절에 발생하는 가속도는 20m/s² 이상이 발생하였는데 일반적으로 보행이나 의자에 앉는 동작, 그리고 약간의 움직임을 주었을 때 넘어지지 않고 균형을 유지할 때 발생하는 가속도가 모두 20m/s²이하이기 때문에 본 실험에서 얻어진 낙

상시의 가속도를 이용하여, 낙상 여부를 판단할 수 있는 한계값을 20m/s^2 으로 설정한다면 앞으로 계속 연구할 낙상 방지 시스템을 작동 할 수 있는 변수로 사용할 수 있게 되었다.

2. 실제 낙상을 동작 분석기로 분석한 속도, 가속도와 시뮬레이션으로 얻은 속도, 가속도가 유사하였기 때문에 본 실험에서 얻어진 충격량이 실제 낙상이 아닌 시뮬레이션결과일지라도 실제 낙상과 매우 유사하다고 판단되어진다. 따라서 낙상시에 발생하는 충격량 연구를 시뮬레이션을 통한 연구로 충분히 대처 할 수 있을 것으로 판단되어진다.

3. 고령자들의 엉덩이는 약 3100N의 힘을 받으면 골절이 발생되는데[8] 본 실험에서는 약 4000N의 충격량이 발생하였기 때문에 낙상은 모든 고령자에게 골절을 발생시킬 수 있고, 이러한 고령자들에게 치명적인 골절을 방지하기 위해서는 낙상시 충격을 줄여 줄 수 있는 장치가 필요하다는 것을 알 수 있다.

본 연구는 앞으로 우리가 계속 연구해야 할 골절방지 시스템에서 요구하는 낙상을 판별하는데 기초적인 자료로 사용될 수 있을 것이다. 또한 우리는 좀 더 정확한 낙상 판별을 위해 다음 연구에서는 후방 낙상만이 아닌 전방과 측방에 대하여 낙상을 연구할 것이고, 이때 발생하는 신체 움직임을 이용하여 엉덩이의 충격량뿐만이 아닌 전방 낙상시에 발생하는 손목과 측방 낙상시에 발생하는 다른 여러 관절에서 발생하는 충격량에 대해서 계속 연구할 것이다.

참고문헌

- [1] D.N. Kantan, C.D. Mulrow, M.B. Gerety, et al, "Falls : an examination of three reporting methods in nursing homes," *Journal of Am Geriatr Soc*, vol. 41, pp.662-666, 1993.
- [2] T.E. Kenndy, L.C. Coppard, "The prevention of falls in later life," *Danish Medical Bulletin*, vol. 34, pp.1-24, 1987.
- [3] M.E. Tinetti, M. Speechley, S.F. Ginter, "Risk factors for falls among elderly persons living in the community," *N. Engl. J. MED.*, vol. 319, no. 2, pp.1701-1707, 1977.
- [4] B.E. Groen, V. Weerdesteyn, J. Duysens, "Martial arts fall techniques decrease the impact forces at the hip during sideways falling," *Journal of Biomechanics*, vol. 40, pp.458-462, 2007.
- [5] A.K. Bourke, J.V. O'brien, G.M. Lyons, "Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm," *Gait & Posture*, vol. 12, pp.207-212, 2006.
- [6] S.N. Robinovitch, E.T. Hsiao, R. Sandler, J.C. Liu, and G.D. Paiement, "Prevention of Falls and Fall-Related Fractures through Biomechanics," *Exercise and Sport Science Reviews*, vol. 28, no. 2, pp.74-79, 2000.
- [7] W.C. Hayes, E.R. Myers, "Biomechanics of fracture," *Etiology, diagnosis, and management*, pp.93-114, 1995.
- [8] A.C. Courtney, E.F. Wachtel, E.R. Myers, W.C. Hayes, "Age-related reductions in the strength of the femur tested in a fall-loading configuration," *J. Bone Jt Surg Am.*, vol. 77, pp.387-395, 1995.