

골절 방지 시스템의 개발을 위한 낙상 시뮬레이션과 충격 흡수 시스템에 관한 연구

김성현¹, 김동욱^{2,3}, 김남균⁴

¹전북대학교 헬스케어기술개발사업단

²전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부

³전북대학교 고령친화 복지기기 연구센터

⁴주식회사 식스티플러스 연구소

Fall Simulation and Impact Absorption system for Development of Fracture Prevention System

S. H. Kim¹, D. W. Kim^{2,3}, N. G. Kim⁴

¹Center for Healthcare Technology Development, Chonbuk National Univ.

²Division of Biomedical Engineering, Chonbuk National Univ.

³Research Center of Healthcare & Welfare Instrument for the Aged, Chonbuk National Univ.

⁴Research Center of Sixty Plus, Chonju, Chonbuk

(Received April 19, 2010. Accepted December 2, 2010)

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 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. And we designed impact absorption system to reduce the impact during falls. We can adapt this system to fracture prevention system that we are going to study.

Key words : Fall, Fall simulation, Impact absorption

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 노

인들은 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 골

Corresponding Author : 김동욱

(561-756) 전북 전주시 덕진구 덕진동 1가 664-14

전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부

Tel : +82-63-270-4060 / Fax : +82-63-270-2247

E-mail : biomed@chonbuk.ac.kr

이 논문 또는 저서는 2009년(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(지방연구중심대학육성사업/헬스케어기술개발사업단).

절 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 그때의 충격량을 측정하였고[4], A. K. Bourke는 젊은 사람들만을 대상으로 크래시 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 충격량을 측정하였다. 또한 낙상시 발생하는 충격량에 의해 고령자들에게 골절이 발생하기 때문에 이를 방지하기 위한 충격량 흡수 시스템을 개발하였다.

II. 실험방법

A. 낙상 실험

본 연구에서는 낙상시 신체 움직임을 측정하기 위해 피험자가 예측할 수 없도록 실제 미끄러지는 낙상과 유사한 강제적인 낙상을 유도하였다[6,7]. 이를 위해서는 피험자를 항상 같은 상태에서 낙상을 유발할 수 있는 장치가 필요한데, 본 실험에서는 3개의 실린더(cylinder)를 이용한 공압 액추에이터(pneumatic actuator)를 이용하여 강제적인 낙상을 유도할 수 있는 시스템을 구축하였다.

본 시스템은 공기 압축기(air compressor)에 직접 연결되어 공압에 의한 구동으로 낙상을 유도시킬 수 있고, 카트(cart)를 작동시키기 위한 구동 실린더 1대(CA2B80-400, SMC KOREA Co., Korea)와 구동실린더 작동시 충격을 줄이기 위한 충격 흡수용 실린더 2대(CA2F40-400, SMC KOREA Co., Korea)로 구성되어 있다. 각 실린더의 로드는 낙상을 유발하기 위한 카트에 연결되어 있는데 피험자를 카트 위에서 있게 한 후 공압 액추에이터에 의해 단순히 전진과 후진만의 동작을 통하여 피험자의 낙상을 유도하였다. 동작시 전진과 후진을 제외한 좌우의 움직임을 최소화하기 위하여 바퀴는 회전하지 않는 단축 바퀴를 이용하였다.

낙상을 유도하기 위한 카트에는 매트리스를 설치하여 낙상시 강한 충격에도 부상의 위험을 차단하였고, 본 연구에서 유도한 후방 낙상은 액추에이터쪽에 서있게 한 후 카트를 당겨 유도하였다. 낙상을 유도하기 위해 움직이는 카트의 동적 특성은 표 1에 나타내었다.

낙상시의 신체 움직임은 3차원 동작 분석 시스템으로 측정하고 분석 하였는데 본 실험에서 이용된 3차원 동작 분석 시스템은 Optotrak Certus(Nothern Digital Inc., Canada)로써 적외선 위치 센서로 적외선 마커를 측정하여 동작을 분석하는 시스템이다. 그림 1은 본 시스템의 블록선도로써 신체에 부착된 마커를 관찰하기 위한 3

표 1. 공압 액추에이터의 동적 특성

Table 1. Dynamic characteristics of pneumatic actuator

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

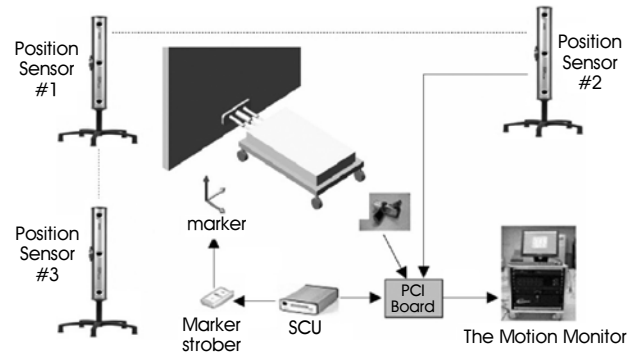


그림 1. 낙상 측정 시스템의 블록선도

Fig. 1. Block diagram of fall measuring system

대의 적외선 포지션 센서와 1대의 비디오카메라, 데이터 수집을 위한 여러 부속장치와 데이터를 분석하기 위한 컴퓨터로 구성되어 있다. 피험자가 낙상 유도 시스템 위에 적외선을 발산하는 마커를 신체 주요 부위에 부착한 후 낙상을 하게 되면 마커의 움직임을 각각의 적외선 포지션 센서가 감지를 하게 되고 이들의 움직임 데이터를 컴퓨터로 보내어 동작 분석 프로그램을 통해 분석할 수 있는 시스템이다.

그림 2는 몸에 부착된 마커의 위치와 개수를 나타낸 것이다. 본 실험에서는 낙상시 신체 관절의 동작측정을 위하여 동작 분석 시스템에서 인식할 수 있는 적외선 발광 마커를 머리에 1개, 양쪽 어깨에 1개씩, 양쪽 손목에 1개씩, 엉덩이에 1개, 양쪽 발목에 각각 1개씩 총 8개의 마커를 부착하여 초당 420 프레임(frame)의 해상도로 동작 분석 실험을 실행하였다.

피험자는 그림처럼 액추에이터쪽에 피험자를 기립 상태로 두고 액추에이터를 잡아 당겨 낙상을 유도하였다. 낙상을 유발할 때에는 피험자에게 어떠한 경고의 메시지도 없이 액추에이터를 작동시켰고, 낙상에 대비한 어떠한 동작도 취하지 않았다.

동작 분석 시스템으로부터 추출된 각 마커의 데이터는 The Motion Monitor(Innovative Sports Training Inc., USA)라는 동작 분석 프로그램을 이용하여 분석하였다. 그림 3과 같이 이 프로그램에서는 이미 설정한 3차원 좌표계 내에서 각 마커의 움직임을 보여주고, 또한 마커들이 움직인 변위와, 속도, 가속도 등의 데이터, 그리고 PCI Board를 통하여 비디오 카메라로부터 입력된 낙상 과정의 영상을 보여준다. 본 실험에서 사용된 좌표계는 그림

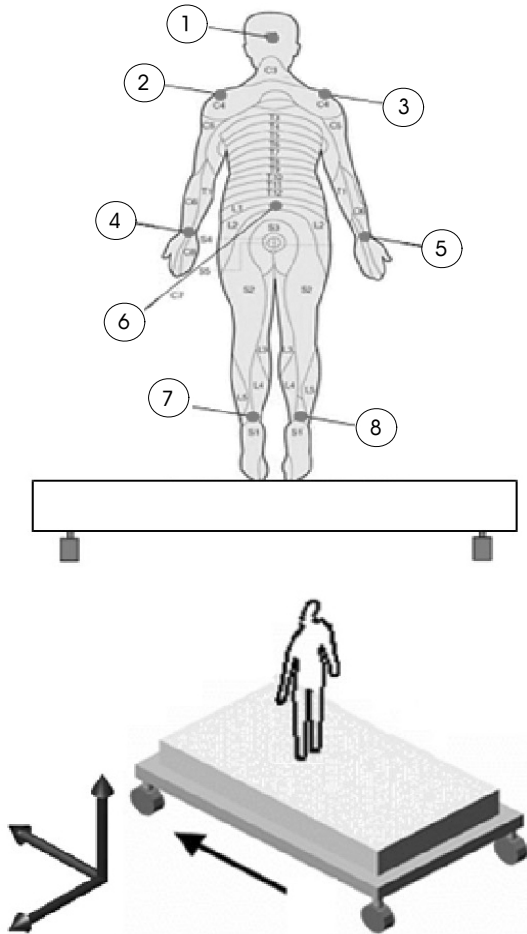


그림 2. 낙상 분석을 위한 마커의 위치
Fig. 2. Positions of markers for fall analysis

에서 보는 바와 같이 사람이 서 있는 양쪽 방향을 X축, 매트리스가 움직이는 방향을 Z축, 수직 방향을 Y축으로 설정하였다.

B. 낙상 시뮬레이션

시뮬레이션은 Adams(MSC Software Inc., USA) 다물체 동역학 해석툴의 환경에서 인체 모델링을 위한 LifeMOD (Biomechanics Research Group, Inc., USA)라는 플러그인을 이용하여 실행하였고, 본 시뮬레이션에 필요한 신체의 골격은 LifeMOD 내부의 인체 측정 데이터인 GeBod 데이터베이스를 이용하여 나이에 따른 평균 체형을 생성하여 시뮬레이션 하였다. 시뮬레이션을 수행하기 전에 본 프로그램이 충격량을 예측하기에 타당한지 검증을 하기 위해 본 연구에서는 실제 낙상은 아니지만 힘판 위에 일정한 높이에서 사람을 낙하시켜 발생한 충격량과, 같은 상황에서 프로그램을 이용한 시뮬레이션 값을 비교하여 유사한 값을 갖는지 검증한 후에 시뮬레이션을 실행하였다. 또한 시뮬레이션에 필요한 신체 주요 부위의 3차원 좌표와 속도는 낙상 실험시 발생하는 신체 주요 부위의 움직임 측정에 의해 구해진 좌표와 속도 등을 이용하였다.

예비 시뮬레이션은 실제 피험자를 힘판으로부터 10 cm 높이에서 낙하시켜 충격량측정 실험을 실행한 후 이와 같은 조건으로 인체 골격을 생성한 후 같은 상황으로 시뮬레이션하여 발생한 충격량 값을 비교하였다. 그림 4는 실제 힘판 위에서 피험자를 낙하시켜 충격량 측정 실험을 나타낸 그림이고, 그림 5는 같은 조건으로 시뮬레이션을 실행한 모습을 나타낸 그림이다.

낙상 시뮬레이션은 앞의 젊은 피험자를 대상으로 한 강제 낙상 실험에서 얻어진 주요 부위의 속도 데이터를 입력하여 시뮬레이션을 실행하고 분석하였다. 젊은 피험자와 노인의 균형 회복 메커니즘 등이 다를 수 있으나 본 실험은 고령자들의 균형 회복의 양상을 살펴보는 목적 보다는 낙상시 발생하는 충격량을 예측하려는 목적을 가지고 있다. 따라서 최종적인 접지 상태가 주요한 요소가 되고 균형 회복 메커니즘의 역할은 미미할 것으로 판단되어 젊은 피험자의 데이터를 입력하여 분석하였다. LifeMOD프로그램에서 생

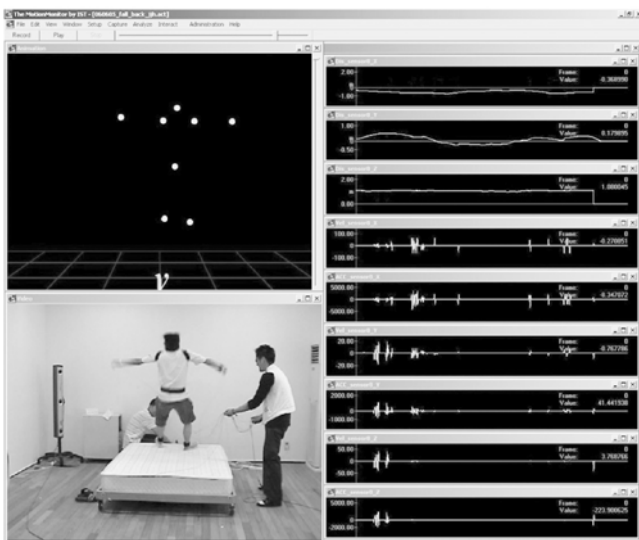


그림 3. 낙상 분석을 위한 The Motion Monitor System
Fig. 3. The Motion Monitor System for fall analyzing



그림 4. 충격량 측정 실험
Fig. 4. Contact force measuring experiment on force plate

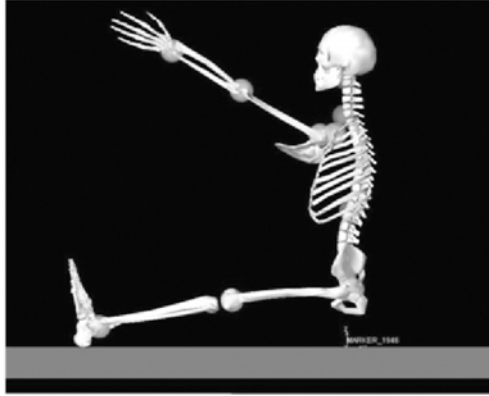


그림 5. 충격량 측정 시뮬레이션
Fig. 5. Contact force measuring simulation



그림 6. 낙상 시뮬레이션의 초기 자세그림
Fig. 6. Initial condition of simulation

성한 노인의 골격은 60세 이상 한국인 평균 체형에 가까운 신장 170 cm, 연령 840 month(70year), 키에 따른 평균 몸무게 63 kg 인 노인의 평균적인 골격이다. 또한 본 골격의 관절 특성은 자동차 충격 시험에 사용되는 Hybrid3에 적용된 특성을 이용하였다. 시뮬레이션은 프로그램 내에서 설정할 수 있는 바닥의 상태에 따른 변수를 결정하여 실제 낙상 실험을 했던 상황과 비슷한 경우인 매트리스와 같은 부드러운 바닥과, 일반적으로 낙상을 경험하게 되는 콘크리트(concrete)와 같은 딱딱한 바닥에서 시뮬레이션 하여 두 상황에 따른 충격량을 비교해보았다. 바닥 상태에 따른 변수 설정 값은 표 2에 나와 있다.

본 연구에서 행하여진 시뮬레이션은 낙상 유도 장치에 의해 낙상이 시작하여 인체에 속도가 발생한 상태에서 지면에 접촉하여 낙상이 이루어질 때까지의 패시브 시뮬레이션(passive simulation)으로써 외적 작용에 의해 시뮬레이션 되기 때문에 주요 부위의 움직임 데이터와 중력과 지면과의 충돌에 의한 힘을 제외한 다른 외력은 전혀 가하지 않고 시행하여 프로그램 내에서 설정한 파라미터의 의해 반응한다.

시뮬레이션은 낙상시 발생하는 신체 주요 부위의 움직임 측정 결과 구해진 신체의 3차원 좌표데이터를 이용하여 자유낙하 시작시의 주요 부위의 위치와 관절 각도를 입력하여 그림 6과 같이 초

표 2. 바닥 상태에 따른 변수 설정

Table 2. Parameters of each floor condition

	soft contact surface	hard contact surface
contact stiffness	0.1 N/m	100 N/m
exponent	1.0	1.0
damping	10 Ns/m	1.0 Ns/m
static friction	0.1	0.1
dynamic friction	0.1	0.1
transition velocity	10 m/s	10 m/s

기 자세를 설정하였다. 이 상태에 표 3과 같이 동작 분석 시스템에서 얻어진 주요 부위의 3축에 대한 속도를 입력하고 외부의 힘은 Y축에 대하여 음의 방향으로 중력가속도만을 주고 충돌 조건을 설정하여 시뮬레이션 하였다. 시뮬레이션은 초당 3,000 프레임으로 실행하였고 실제 낙상이 아주 짧은 시간에 일어나기 때문에 시뮬레이션 시간은 0.8초로 하였다.

C. 충격 흡수 시스템

본 연구에서는 낙상시 골절을 방지하기 위하여 신속히 에어백을 부풀릴 수 있도록 소형 이산화탄소 봄베 내부의 이산화탄소를 빠르게 분출시켜 에어백을 팽창시킬 수 있는 장치를 개발하였다. 먼저 본 연구에 이용된 이산화탄소 봄베는 내부압력이 최대 55 kgf/cm²이고 내부 부피는 22 ml로서 16 g의 이산화탄소를 포함하고 있다. 봄베의 윗부분은 다른 여러 장치와의 호환을 위해 나사 형식으로 설계되어 있고 내부의 이산화탄소 가스가 유출되지 않도록 얇은 금속 막을 이용하여 기밀을 유지하고 있다. 이 금속 막은 이산화탄소의 유출을 방지할 수 있을 정도의 강도는 유지하고 있지만 직경이 2.5 mm 이내의 예리한 물체를 삽입하면 내부의 이산화탄소 가스를 유출시키기 때문에 본 연구에서는 가스 분출 장치를 설계하

표 3. 낙상 시뮬레이션 초기 상태의 주요 관절 속도

Table 3. Initial speed of each segment at initial condition

segment	X-axis	Y-axis	Z-axis
head	0.235007 m/s	-0.950309 m/s	-0.075333 m/s
L_wrist	2.287278 m/s	2.127126 m/s	-1.012543 m/s
R_wrist	-2.202503 m/s	1.782005 m/s	-0.012543 m/s
hip	0.276712 m/s	-1.162493 m/s	0.046423 m/s
L_foot	0.680847 m/s	-0.970769 m/s	3.535910 m/s
R_foot	-0.128038 m/s	-0.281087 m/s	2.287248 m/s

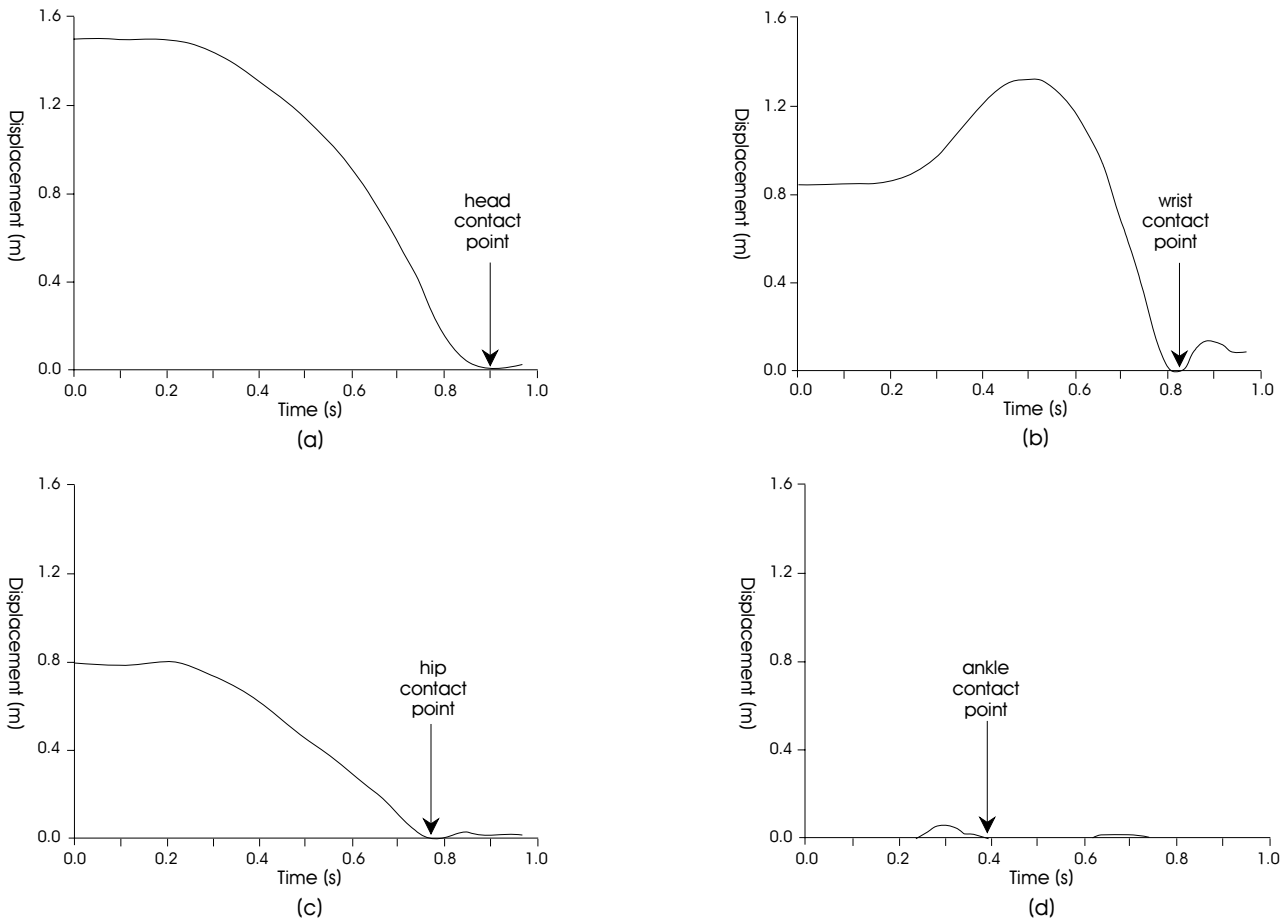


그림 7. 후방낙상시 Y축의 변위 (a) 머리, (b) 손목, (c) 엉덩이, (d) 발목
 Fig. 7. Displacement in Y-axis during backward fall (a) head, (b) wrist, (c) hip, (d) ankle

여 개발하였고 이 분출장치를 통하여 붐베 밖으로 나오게 된 가스는 솔레노이드 밸브(solenoid valve)를 통하여 에어백으로 연결된다. 이 밸브는 이산화탄소 붐베로부터 유출된 CO₂ 가스를 컴퓨터로부터 신호가 들어오기 전까지 기밀을 유지하고 있다가 신호가 들어오면 가스를 흘려보내 에어백을 팽창시키는 역할을 한다. 본 연구에 사용된 솔레노이드 밸브는 Parker사의 E121K63으로써 사용전압은 교류 220 V, 내부 오리피스는 2.5 mm, 외부 포트는 1/4

inch, 인 제품이다.

III. 결과

A. 낙상 실험

그림 7은 후방으로 낙상하는 동안 Y축의 변위를 나타낸 것으로써 낙상 하는 동안 주요 부위가 가장 낮은 곳에 위치해 있을 때를

지면과 접촉한 상태라고 간주하여 화살표로 표시하였다.

머리와 엉덩이는 전방 낙상과 비슷하게 낙상이 시작한 후 아래 방향으로 움직이지만 손목과 발목은 뒷방향으로 움직이는 것을 볼 수 있다. 이는 전방 낙상과 같은 이유로 손목은 낙상이 시작될 때 피험자가 자세 균형을 유지하기 위해 반사적으로 손을 들기 때문인 것으로 추측되고, 발목은 피험자가 자신도 모르게 뛰기 때문인 것으로 추측된다. 하지만 전방 낙상과 달리 발목은 반대방향으로 접하지 않기 때문에 한 번 위로 올라갔다 내려온 후 계속 지면과 같은 높이를 유지한다. 또한 엉덩이는 낙상이 시작한 후 약 0.75초 이후에 지면에 닿게 되고, 손목도 엉덩이와 거의 비슷하게 0.8초 후에 지면과 닿게 된다.

그림 8은 후방 낙상에 발생하는 주요 부위의 속도를 나타낸 것이다. 그림에서 보듯이 전방 낙상과 마찬가지로 머리와 엉덩이는 낙상이 시작한 후 아래 방향으로 움직이고, 손목과 발목은 뒷방향으로 움직이는 것을 알 수 있다. 머리는 약 0.9초까지 음의 값을 가지게 되어 계속 아래 방향으로 변위가 감소하는 것을 알 수 있고, 속도는 -4 m/s를 넘어 전방 낙상에 비해 빠르게 움직이는 것을 알 수 있다. 손목은 약 0.4초 부근에서 최대값인 약 2.5 m/s의 값을 가지

고 약 0.5초까지 양의 값을 가지게 되며, 그 후 음의 값을 가지게 되어 손목의 위치가 아래 방향으로 움직이는 것을 알 수 있다. 엉덩이는 전방 낙상과 달리 무릎과 같은 다른 신체 부위가 닿지 않고 곧바로 기준점에 닿게 되고 Y방향으로의 최대 속도는 약 -2.5 m/s인 것을 알 수 있다. 마지막으로 발목은 전방 낙상과 달리 무릎의 굴곡 속도가 포함되어 있지 않기 때문에 약 ±1.5 m/s 이내로 속도가 작다는 것을 알 수 있다.

B. 낙상 시뮬레이션

그림 9와 그림 10은 각각 실제 힘판 위에서 실행한 충격량 측정 실험에 의한 충격량과 같은 조건의 시뮬레이션에 의한 충격량을 나타낸 것이다.

그림에서 보듯이 실제 충격량 측정 실험에 의한 충격량은 2453.79 N이 발생하였고, 시뮬레이션에 의한 충격량은 2501.13 N이 발생하여 두 상황이 거의 유사하게 발생한 것을 알 수 있다. 따라서 본 연구에서는 충격량을 예측하기 위해 앞의 시뮬레이션 프로그램을 이용하였다.

그림 11은 매트리스와 같은 부드러운 바닥에서 낙상 시뮬레이

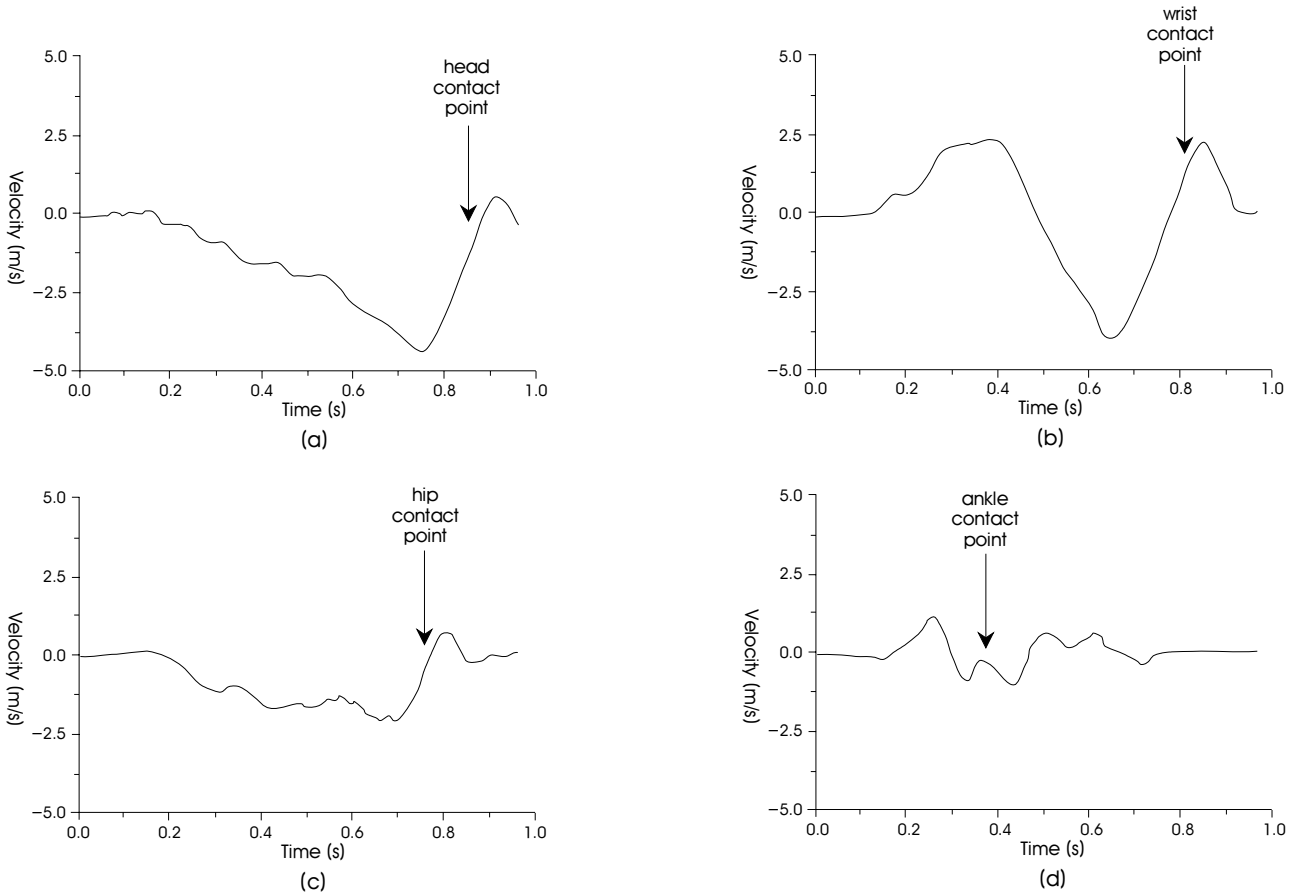


그림 8. 후방낙상시 Y축의 속도 (a) 머리, (b) 손목, (c) 엉덩이, (d) 발목
 Fig. 8. Velocity in Y-axis during backward fall (a) head, (b) wrist, (c) hip, (d) ankle

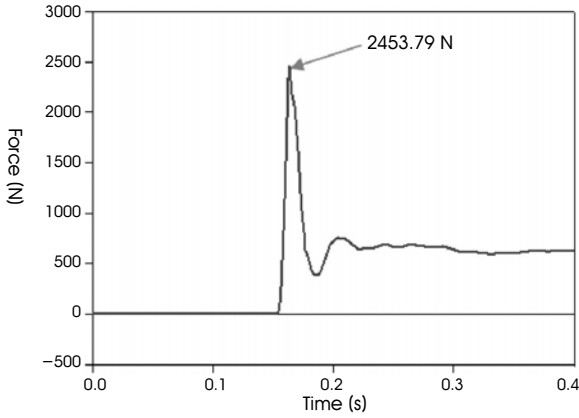


그림 9. 실제 실험에 의한 충격량
 Fig. 9. Contact force of real experiment

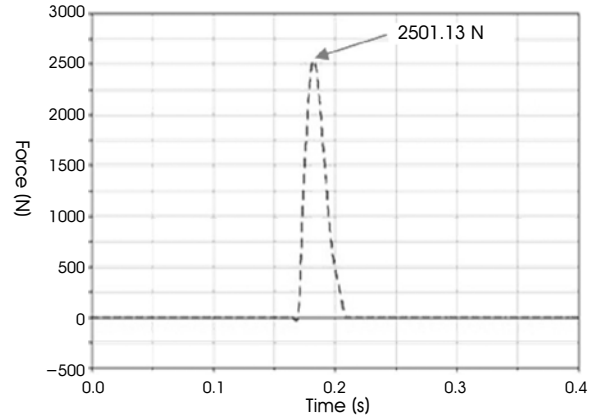


그림 10. 시뮬레이션에 의한 충격량
 Fig. 10. Contact force of simulation

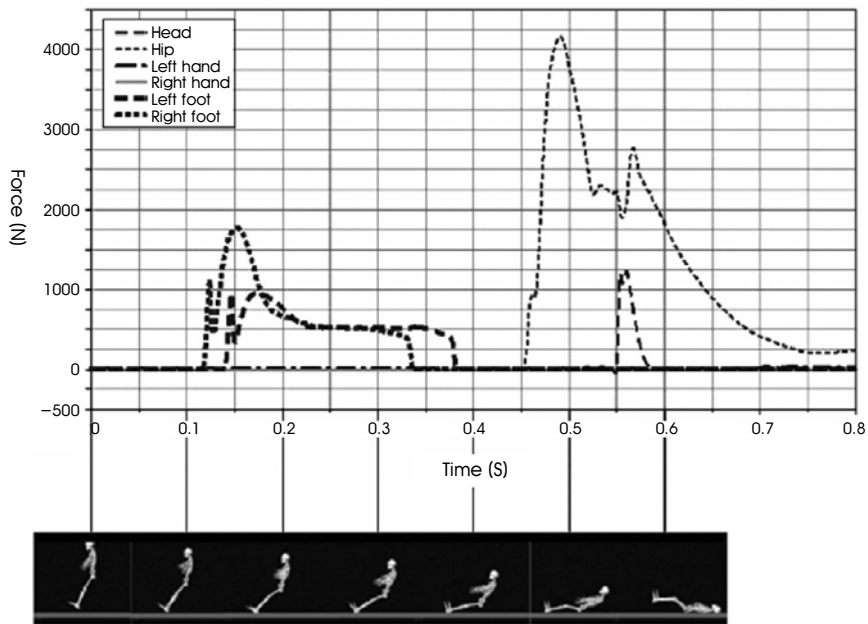


그림 11. 낙상 시뮬레이션시에 발생한 충격량(부드러운 바닥)
 Fig. 11. Contact force during simulation of fall on soft surface

선을 한 후 얻은 신체가 받는 충격량을 나타낸 것으로 그림에서 보듯이 후방 낙상에 신체에서 가장 충격을 많이 받는 곳은 엉덩이로써 다른 관절은 거의 힘을 받지 않거나 1,800 N 이하의 힘을 받고 있지만 엉덩이는 약 4,000 N의 힘을 받는 것을 볼 수 있다. 이는 후방으로 낙상에 발이 지면에 떠서 내려오게 되고, 발이 미미하지만 약간의 힘을 받은 후에 엉덩이가 상체의 무게를 포함한 상태에서 지면에 닿기 때문이다.

그림 12는 일반적으로 낙상을 경험하게 되는 콘크리트 바닥과 같은 딱딱한 바닥에서 시뮬레이션한 결과이다. 그림에서 보면 골반에서 최대 약 9,000 N의 충격량을 얻을 수 있었다. 일반적으로 낙상을 할 때 골반이 받는 충격량은 약 8,000 N으로 알려져 있는

데[8] 본 시뮬레이션 결과 실제 낙상에 발생하는 충격량과 시뮬레이션에 의한 충격량이 거의 비슷한 것을 알 수 있다.

본 실험 결과 앞의 매트리스에서 낙상 실험한 것과 마찬가지로 부드러운 바닥에서 낙상 충격량 시뮬레이션을 하였을 경우 약 4,000 N의 충격량이 엉덩이에서 발생하는 것을 알 수 있었다. 또한 매트리스와 같은 부드러운 바닥이 아닌 실제 콘크리트와 같은 딱딱한 바닥과 같은 형태의 바닥에서 낙상 충격량 시뮬레이션을 한 경우 최대 약 9,000 N의 충격량이 발생하는 것을 알 수 있다. 일반적으로 고령자들의 골반이 골밀도 등의 차이에 의해 약간의 차이는 발생하지만 약 3,100 N 이상의 힘을 받으면 골절이 발생하기 시작한다고 나와 있다[9]. 따라서 본 연구 결과 고령자들은 매트리스

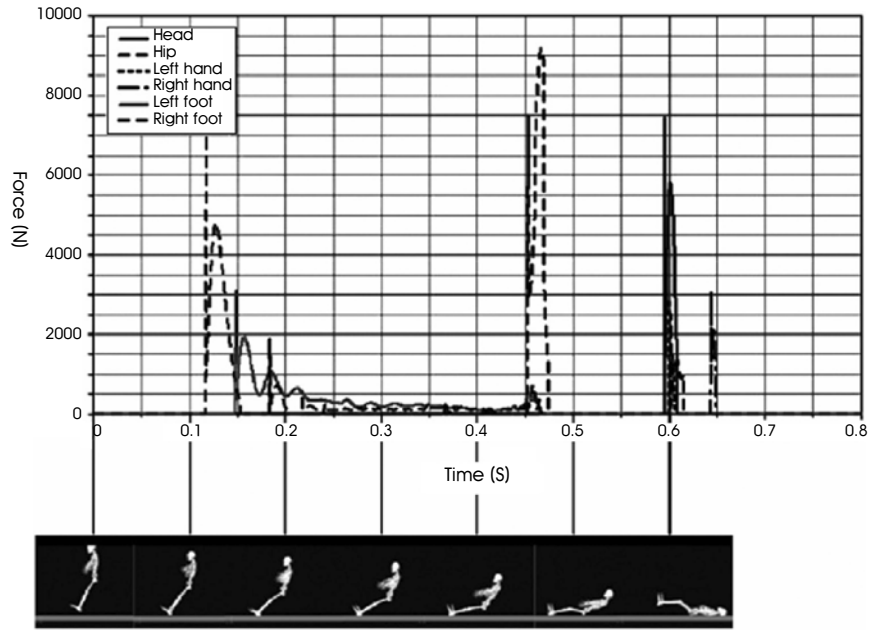


그림 12. 낙상 시뮬레이션시에 발생한 충격량(딱딱한 바닥)
 Fig. 12. Contact force during simulation of fall on hard surface

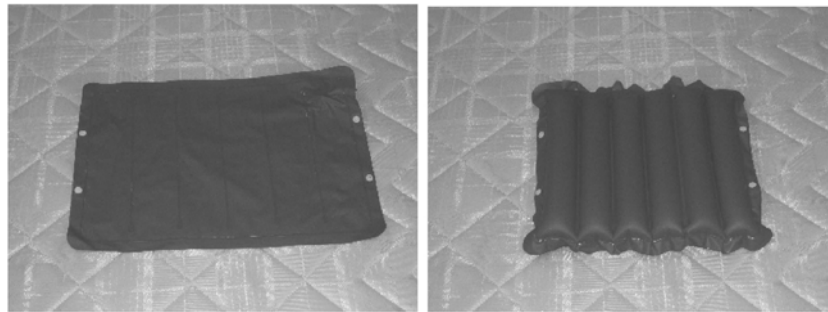


그림 13. 충격 흡수용 에어백 (a) 수축된 에어백, (b) 팽창된 에어백
 Fig. 13. Photos of airbag. (a) inflated airbag, (b) expanded airbag

스와 같이 부드러운 곳에서 낙상을 하여도 4,000 N 정도의 충격량이 발생하기 때문에 골절의 위험에서 완전하게 벗어날 수는 없고 3,100 N 이하의 충격량이 발생하도록 낙상시 충격을 줄여줄 수 있는 장치가 필요하다는 것을 알 수 있다.

C. 충격 흡수 시스템

기존의 의복에 착용하는 골절 방지용 패드와 같은 경우 에어백 보다 훨씬 얇고 딱딱하기 때문에 실제 낙상시 골절을 방지할 수 있을 만큼의 충분한 충격량을 흡수할 수 없는 단점이 있었다. 기존의 연구에서 보면 골절 방지용 패드 중 충격을 분산시키는 방식인 하드 타입(hard type) 형태의 패드가 충격을 흡수시키는 방식인 소프트 타입(soft type) 형태의 패드보다 충격을 효과적으로 감소시킨다 할지라도 약 50% 정도의 충격만 감소시킬 수 있었다[10]. 따라

서 본 연구에서는 낙상시 골절을 방지할 수 있을만큼의 충분한 충격을 흡수하기 위해 50% 이상의 충격을 흡수할 수 있는 에어백 시스템을 구축하였다.

에어백 시스템은 에어백 분출 시스템에서 나온 고압의 이산화탄소 가스를 이용하여 에어백을 팽창시킨다. 에어백 시스템에 적용된 에어백은 시중에서 에어쿠션으로 사용되는 제품으로서 그림 13의 (a)와 같이 팽창되지 않았을 때의 크기는 가로와 세로가 각각 45 cm, 33 cm이고, 완전히 팽창되었을 때의 크기는 (b)와 같이 가로와 세로가 각각 30 cm, 31 cm로써 6개의 실린더가 조합된 형태로 되어 있다. 일반적으로 많은 형태의 에어쿠션이 존재하지만 본 제품을 선택한 이유는 그림처럼 여러 개의 실린더 형태가 아닌 단일 형태인 경우 충격 흡수율은 좋지만 팽창한 후의 크기가 매우 작아지고 두께가 두꺼워 탄성이 매우 크게 작용하는데, 이로 인해 인

체가 에어백에 접촉한 후에 반동으로 인하여 다시 튀어 오르게 되어 낙하할 때 에어백 위로 떨어지지 않고 바닥으로 떨어지는 2차 충격의 우려가 있기 때문이다. 또한 2차 충격의 우려를 막기 위해 쿠션의 여러 부위를 접착하여 납작하게 만든 경우 두께가 너무 얇게 되어 낙상시 발생하는 충격량을 충분히 흡수할 수 없는 상태가 되어 그림과 같은 형태의 쿠션을 선택하였다. 본 에어쿠션을 이용하여 앞에서 실행한 실험에 적용한 결과 그림 14와 같은 결과를 얻을 수 있었다. 그림에서 보듯 실제 힘판 위에서 피험자를 낙하시켰을 때의 충격량은 2453.79N이었지만 본 에어백을 착용하고 낙하시켰을 때에는 1104.42N이 발생하여 약 60%의 충격을 감소시킬 수 있었다.

그림 15는 가스 분출 장치의 내부 모습으로써 솔레노이드 밸브를 작동시키기 위한 릴레이와 솔레노이드 밸브, 가스 분출장치, 이

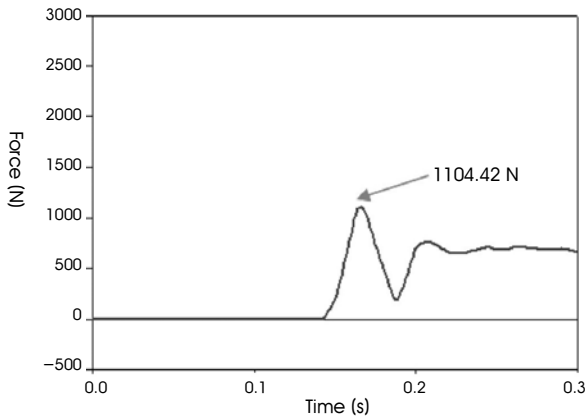


그림 14. 에어백을 장착한 후의 충격량
Fig. 14. Contact force with airbag



그림 15. 가스 분출 장치의 내부 구조
Fig. 15. Internal structure of fracture prevention system

산화탄소 bombe, 공압 분배기 등으로 구성되어 있다.

솔레노이드 밸브는 릴레이와 직접적으로 연결되어 있고, 릴레이에는 릴레이를 구동시키기 위한 직류 5 V의 전압과 솔레노이드 밸브를 구동시키기 위한 교류 220 V가 연결되어 있다. 솔레노이드 밸브에는 가스 분출장치와 이산화탄소 bombe가 직접 연결되어 있어서 bombe에 저장되어 있는 이산화탄소가 솔레노이드 밸브 내부의 오리피스까지 이미 진입한 상태이다. 이 때 진입한 이산화탄소는 이전 연구에서 LabVIEW 8.0(National InstrumentsTM)을 이용하여 개발한 낙상 검출 알고리즘을 이용하여 낙상이라고 판단된 경우 솔레노이드 밸브에 전기적 신호를 주어 밸브 밖으로 간단하게 배출된다. 솔레노이드 밸브의 가스 분출장치 반대쪽은 공압 튜브(tube)로 연결되어 있고, 튜브의 반대쪽은 다시 공압 분배기에 연결되어 있다. 에어백을 팽창시킬 때 에어백에 연결된 이산화탄소 주입구가 하나인 경우 에어백이 최대로 부풀어지는 시간이 오래 걸리기 때문에 실제 낙상이 이루어지기 전에 팽창되지 못하는 단점이 있었다. 그러나 본 시스템에서는 이러한 단점을 해결하기 위해 6개의 실린더형태로 구성된 에어백에 맞게 공압 분배기를 이용하여 6개의 주입구에 이산화탄소를 신속하게 주입시킬 수 있도록 하여 팽창속도를 최대한 단축시킬 수 있는 시스템을 고안하였고 이로 인해 최대한 빠른 시간 내에 에어백을 최대로 팽창시킬 수 있었다.

그림 16은 젊은 피험자가 충격 흡수 시스템을 착용하고 있는 모습을 나타낸 것으로 낙상시 시간에 따라 실제 에어백이 팽창되는 모습을 나타낸 것이다. 그림에서 보듯이 초기에 내부에 있던 에어백은 시간이 지남에 따라 이산화탄소가 내부에 주입 되고 주입된 이산화탄소로 인해 순식간에 팽창된다. 실제 팽창된 시간은 0.2초 이내로 낙상시에 골반이 지면에 닿기 이전에 충분히 팽창될 수 있기 때문에 낙상시 골반에 작용하는 충격량을 감소시킬 수 있다.

IV. 결론

본 장에서는 낙상시 발생하는 충격량 예측 시뮬레이션을 실행하기 위해 낙상 유도 장치를 이용하여 후방 낙상시 발생하는 신체 주요 부위의 움직임을 측정하였다. 신체의 주요 부위의 움직임 분석 결과 발목이 약 0.4초, 머리는 약 0.9초, 손목은 약 0.8초, 엉덩이는 약 0.75초 이후에 지면과 접촉하는 것을 알 수 있다. 따라서 발목을 제외한 다른 신체 부위는 모두 약 0.7초 이후에 지면과 접촉하는 것을 알 수 있는데, 이를 통하여 골절을 방지하기 위한 골절 방지 시스템은 0.7초 이내에 낙상을 판단하고 에어백을 팽창시켜 골절을 방지해야 한다는 것을 알 수 있었다. 또한 낙상 실험에서 구해진 신체 주요 부위의 속도를 이용하여 낙상시 발생하는 충격량 예측 시뮬레이션을 실행한 결과 콘크리트와 같은 딱딱한 바닥에서는 약 9,000 N의 충격량이 발생하고 매트리스와 같은 부드러운 바닥이라 할지라도 4,000 N 이상의 충격량이 발생하기 때문에 고령자들이 낙상을 할 경우 골절이 발생할 수 있고, 골절을 방지하기 위해서

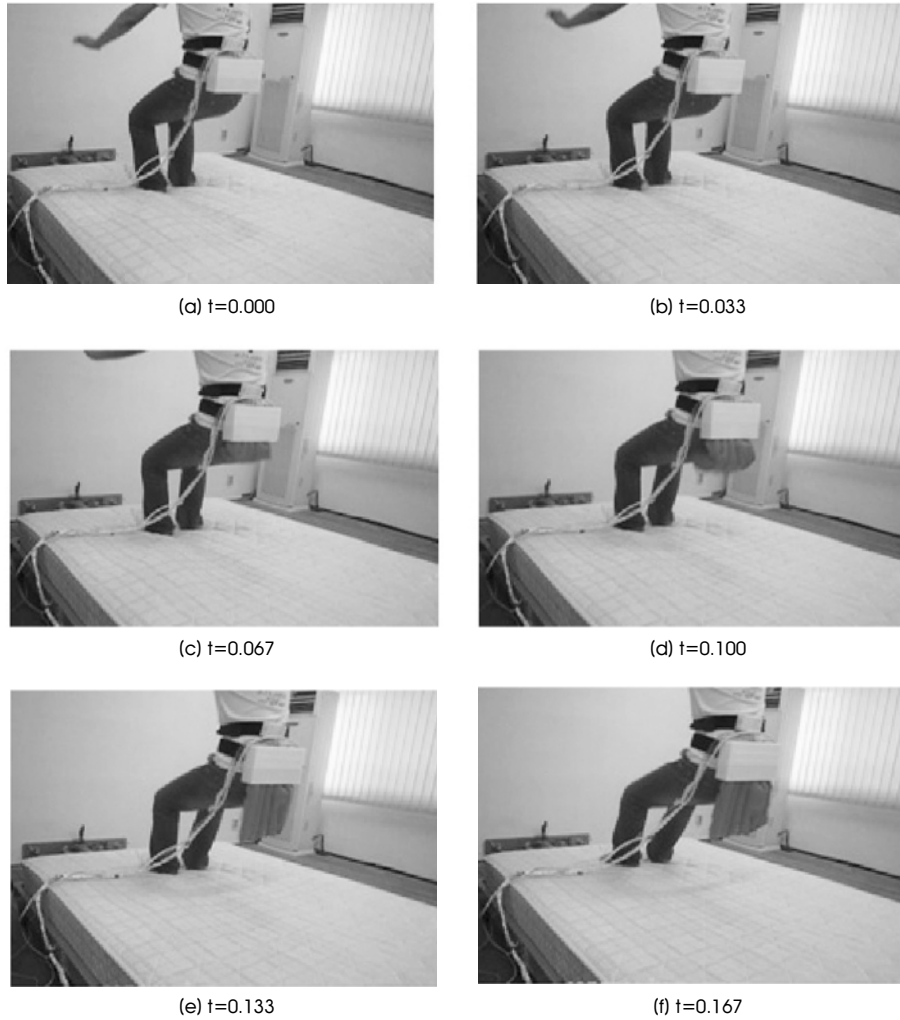


그림 16. 낙상시 팽창하는 에어백 시스템
 Fig. 16. Expanding airbag system during fall

는 에어백과 같이 충격을 흡수할 수 있는 장치가 필요하다는 것을 알 수 있었으며 낙상시 골절을 방지하기 위한 시스템을 개발하기 위해 소형 이산화탄소 봄베를 이용한 가스 분출 장치를 개발하여 분출된 가스로 에어백을 팽창시킬 수 있는 충격 흡수 시스템을 개발하였다. 동작 분석 시스템을 통한 연구에서 낙상시 신체 주요 부위는 낙상이 시작된 후 약 0.7초 이후에 지면과 접촉한다는 것을 알 수 있었는데 이를 근거로 실제 에어백은 0.4초 이내에 팽창되어야 골절을 방지할 수 있다는 것을 알았고, 본 연구에서 개발한 시스템은 0.2초 이내에 에어백을 팽창시킬 수 있기 때문에 앞의 조건에 만족하는 것을 알 수 있었다.

그러나 본 연구에서 개발된 골절방지 시스템은 고압의 가스 압력을 견디기 위해 대형의 솔레노이드밸브와 다른 부속장치들을 사용하였기 때문에 전체적인 부피가 커지게 되는 문제점이 있어 실제 고령자들이 간편하게 휴대할 수 있을 정도의 작은 크기가 되지 못하였다. 또한 고령자의 엉덩이 형상에 맞는 에어백을 설계한 것

이 아니라 기존에 상용화되어있는 에어 쿠션을 이용하여 시스템을 제작하였기 때문에 엉덩이 형상에 딱 맞지 않는 문제가 발생하였다. 그러나 본 시스템은 향후 연구인 개인 휴대용 골절 방지 시스템의 개발에 있어 핵심이 될 수 있는 낙상 검출과 지면과 접촉하기 전에 에어백을 팽창시킬 수 있는 기술을 제공할 수 있었다. 앞으로 위의 문제점을 보완하기 위해 향후 연구에서는 현재 낙상 검출 센서와 컴퓨터에 유선으로 연결되어 있는 낙상 검출 알고리즘을 일상 생활 중 낙상을 검출할 수 있도록 PDA와 같은 휴대 장치를 이용하여 의복에 착용하는 방법을 개발하고, 주요 부속 장치의 소형화와 경량화를 위해 전기적인 방법이 아닌 큰 힘을 발생시킬 수 있는 기계적인 방법을 개발하고 엉덩이의 형상뿐만이 아니라 손목과 무릎의 형상에도 부합될 수 있는 에어백 시스템을 개발하여야 할 것이다.

참고문헌

- [1] D. N. Kanten, C. D. Mulrow, M. B. Gerety, M. J. Lichtenstein, C.

- Aquilar and J.E. Cornell, "Falls : an examination of three reporting methods in nursing homes", *Journal of Am Geriatr Soc*, vol. 41, pp. 662-666, 1993.
- [2] T. E. Kennedy and 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 and 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 and 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 and G. M. Lyons, "Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm", *Gait & Posture*, vol. 12, pp. 207-212, 2006.
- [6] Elizabeth T. Hsiao and Stephen N. Robinovitch, "Common protective movements govern unexpected falls from standing height", *Journal of Biomechanics*, vol. 31, pp. 1-9, 1998.
- [7] Stephen N. Robinovitch, Elizabeth T. Hsiao, Reuben Sandler, Jeff Cortez, Qi Liu and Guy D. Paiement, "Prevention of Falls and Fall-Related Fractures through Biomechanics", *Exercise and Sport Sciences Reviews*, vol. 28, No. 2, pp. 74-79, 2000.
- [8] W. C. Hayes and E. R. Myers, "Biomechanics of Fracture", Etiology, diagnosis, and management, pp. 93-114, 1995.
- [9] A. C. Courtney, E. F. Wachtel, E. R. Myers and W. C. Hayes, "Age-related Reductions in the Strength of the Femur Tested in a Fall-loading Configuration", *The Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 77, pp. 387-395, 1995.
- [10] N.M. van Schoor, A.J. van der Veen, L.A. Schaap, T.H. Smit and P.Lips, "Biomechanical Comparison of Hard and Soft Hip Protectors, and the Influences of Soft Tissue", *Bone*, vol. 39, pp. 401-407, 2006.