

# 측면낙상 시뮬레이션용 대퇴골 모델 개발에 관한 연구

## Development of Femoral Bone Model of Human Body for Simulation of Side Falls

박 지 수\* · 구 상 모\*\* · 김 충 현†  
(Ji Su Park · Sang-Mo Koo · Choong Hyun Kim)

**Abstract** - Due to the increasing needs of anti-fall device for elderly, it is required to develop the test rigs for fall simulation. The femoral bone model consists of silicone and steel is used as an effective device to simulate falls. In this work, we propose five different femoral bone models and analyse them by using a commercial FEA tool. It has been shown that two kinds of simplified models exhibit the simulated side falls with an error range of ~1% in the impact load of femoral neck compared with full model. Especially, the upper tissue model is found to provide us with the best efficient test environment, attributable to its simple structure.

**Key Words** : Falls, Femoral bone model, Impact load, Femoral neck, FEA(Finite-Element Analysis)

### 1. 서 론

생활환경 및 의료서비스 질의 개선으로 인한 평균수명의 상승은 노인 인구의 증가로 이어지고 있다. 이러한 인구구조의 변화와 더불어 노인질환 및 사고사례에 대한 관심이 집중되고 있다. 특히 고령노인에게 낙상사고는 치명적이다. 낙상을 경험한 고령노인의 1년 내 사망률이 그렇지 않은 경우에 비하여 2배에 달한다는 통계결과는 그 위험성을 잘 설명해 주고 있으며 이에 대한 대책이 요구되고 있다[1].

선진국에서는 폴리머소재를 이용한 충격흡수용 패드를 엉덩이 부위에 배치한 전용팬티 등이 개발되어 요양원, 재활병원 등 고령노인 대상의 복지시설에서 실제 적용되고 있다. 이러한 충격흡수용 폴리머 패드를 이용한 엉덩이 보호대의 위치에 따른 충격흡수기동변화를 살펴보는 연구가 진행되 바 있다[2,3,4]. 그 외에 낙상발생시 대퇴골 경부(femoral neck)에 하중이 집중되면서 골절이 발생하기 쉽다는 점에 착안하여 대퇴골 경부의 응력집중에 대한 해석적 연구를 진행하고 이를 바탕으로 엉덩이 보호대의 성능을 분석한 바 있다[5-8].

한국과학기술연구원(KIST)의 경우, 에어백을 이용한 신체 충격완화장치를 개발연구를 통하여 PVC(polyvinyl chloride)로 제작한 에어백을 이용한 낙상시험을 통하여 신체충격완

화장치성능을 고찰하고 특허를 등록한 바 있다[8,9].

전술한 바와 같이 낙상충격에 대한 여러 가지 연구가 진행되어 왔으나 적용된 충격시험장치와 시험방법, 피시험자의 체격조건 등이 서로 다른 관계로 인하여 시험결과와의 직접적인 비교평가를 위한 기준이 모호하기 때문에 충격흡수 패드 등의 충격완화 메커니즘을 제대로 밝혀내지 못하고 있다.

이에 본 연구에서는 신체충격완화장치의 성능개선을 위한 기초연구로서 낙상이 발생할 경우 인체에 미치는 충격량을 유한요소해석 툴로 분석함으로써 충격하중 해석과 시험의 기반을 마련하고자 하였다.

### 2. 해 석

유한요소해석 툴인 ANSYS Ver. 13를 이용하여 인체가 옆으로 넘어지는 측면낙상으로 인한 인체충격을 고찰하고 낙상시뮬레이션을 위한 실험조건을 도출하였다.

#### 2.1 해석모델

대퇴골(femoral bone)의 형상은 Fig. 1과 같다. 각부 제원은 Table 1의 50~60대 한국여성 신체자료를 이용하여 Fig. 2와 같이 모델링하였으며[10,11,12], 대퇴골 주위의 연조직(soft tissue, 이하 tissue) 구성방식은 Fig. 3에 나타내었다.

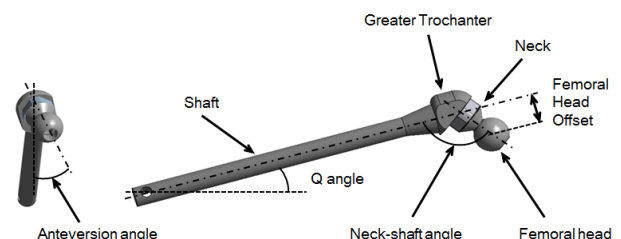


그림 1 대퇴골 모식도

Fig. 1 Schematic of femoral bone

† Corresponding Author : Center for Bionics, Biomedical Research Institute (BRI), Korea Institute of Science and Technology (KIST), Korea  
Biomedical Engineering, KIST Seoul Campus, Korea University of Science and Technology (UST), Korea  
E-mail : chkim@kist.re.kr

\* Center for Bionics, BRI, KIST, Korea  
Dept. of Electronic Materials Engineering, Kwangwoon University, Korea

\*\* Dept. of Electronic Materials Engineering, Kwangwoon University, Korea

Received : May 26, 2014; Accepted : June 16, 2014

Fig. 3에 보인 것처럼 대퇴골 주위 연조직의 구성은 크게 다섯 가지로 나뉜다. 연조직이 없는 경우(non-tissue), 연조직이 대퇴골을 완전하게 감싸는 경우(molded tissue), 대퇴골 대전자(greater trochanter, 이하 GT) 위아래의 수직부분에만 연조직이 있는 경우(vertical tissue), GT 상단과 접촉한 연조직이 대퇴골 주변을 아치 형태로 둘러싸면서 바닥판에 고정된 경우(cover tissue), 그리고 GT 위에 연조직이 접촉상태로 올라가 있는 경우(upper tissue)로 구분하였으며 각각의 모델에서 GT 위 연조직의 두께는 50~60대 한국여성의 평균값인 20mm로 동일하게 적용하였다.

표 1 대퇴골 모형의 제원

Table 1 Specification of the femoral bone model

Parameter	Value
Femoral head offset [mm]	41.1
Femoral head diameter [mm]	49.9
Femoral head position [mm]	54.0
Mediolateral extracortical width [mm]	28.0
Neck-shaft angle [°]	126.2
Anteversion angle [°]	18.0
Q-angle [°]	17.0
Hip circumference [mm]	950.0
Thigh circumference [mm]	540.0

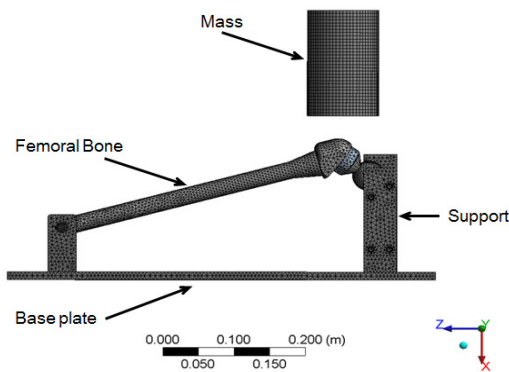


그림 2 유한요소해석용 대퇴골 모델  
Fig. 2 FEA model of femoral bone

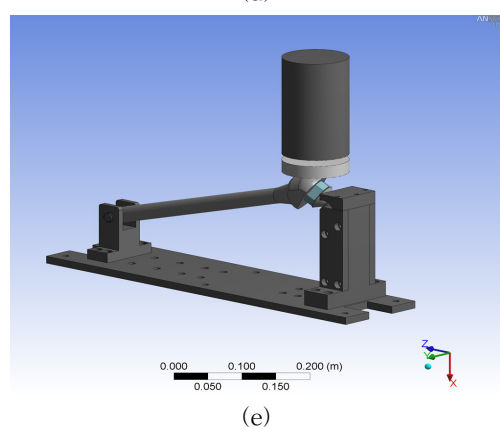
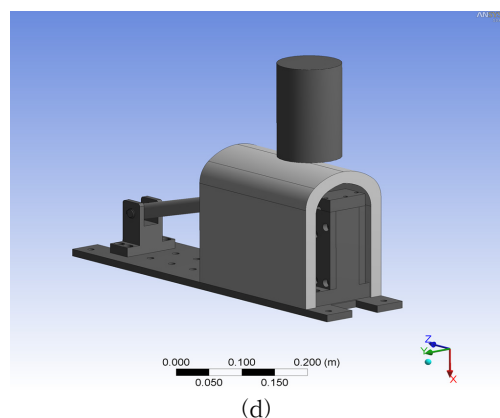
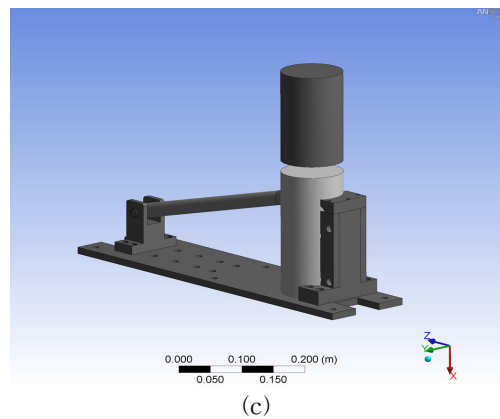
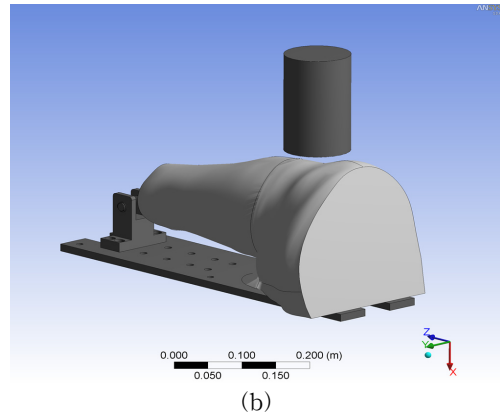
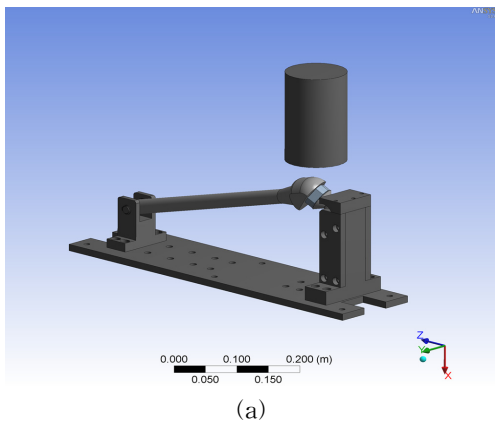


그림 3 연조직구성에 따른 대퇴골 모델

Fig. 3 Femoral bone models with different soft tissue formation; a) non- b) molded c) vertical d) cover e) upper

표 2 유한요소해석 결과

Table 2 Results of the FEA

	Model type	Non-tissue	Molded tissue	Vertical tissue			Cover tissue	Upper tissue		
	Thick. of tissue [mm]			16	20	24		20	24	28
Impact force [ N ]		7,887	6,620	6,832	6,615	6,307	6,570	6,495	6,370	6,240
Femoral neck shear force [ N ]		5,515	4,482	4,692	4,529	4,390	4,862	4,871	4,714	4,563
Peak time [ ms ]		15	18	17	17	18	16	18	20	21
Attenuation [%]	Impact load	-	-16.06%	-13.38%	-16.13%	-20.03%	-16.70%	-17.65%	-19.23%	-20.88%
	Shear force	-	-18.73%	-14.92%	-17.88%	-20.40%	-11.84%	-11.68%	-14.52%	-17.26%

2.2 물성치와 경계조건

대퇴골 모델에서는 뼈의 변형량보다는 전달되는 충격하중 값이 중요하므로 뼈, 연결용 볼트와 바닥판(base plate) 등은 강성이 우수한 강(steel)으로, 뼈 주위의 인체 연조직은 실리콘(Dragon Skin A10)으로 각각 모사하였다. 대퇴골두(femoral head)와 접촉하는 부분에서는 미끄러짐을 허용하고 마찰계수를 0.05로 적용하였다[5]. 또한 대퇴골을 지지하는 지지대(support)는 바닥판과 완전고정 되어 모든 방향에서 변위가 발생하지 않는 것으로 가정하였다.

2.3 해석내용

대퇴골 대전자(GT)는 대퇴부와 엉덩이를 연결하는 부위로서 바지열선의 엉덩이 부위에서 만져지는 돌출부이며 측면 낙상시 충격하중이 이 GT에 가해지게 된다. 사람의 낙상속도는 3.0±1.0m/s 범위이며[5,14-16]. 이 때 인체 연조직이 흡수하는 에너지는 28.4~60.0J 수준에 있는 것으로 파악된다[5,13].

본 연구에서는 GT 위 연조직에 Fig. 2와 같이 지름 100mm의 10kg짜리 원통형 질량체가 3.5m/s의 속도로 낙하하면서 61.25J의 에너지를 대퇴부에 전달하는 것으로 가정하고 해석을 진행하였다.

해석을 통해서 대퇴골이 고정되는 하부 바닥판에 전달되는 충격하중(impact force)과 대퇴골 경부에서 발생하는 전단하중(femoral neck shear force)을 각각 고찰하고 연조직 구성에 따른 충격흡수율을 비교하였다.

2.4 해석결과 및 고찰

해석결과는 Table 2와 Fig. 4에 나타내었다. 이에 따르면 연조직이 없는 경우 측면낙상에 의한 충격하중과 대퇴골 경부 전단하중은 각각 7,887N과 5,515N으로 나타났으며 molded tissue model의 경우에는 6,620N과 4,482N으로서 각각 16.06%와 18.73%의 하중감소가 관찰되어 연조직이 가지는 충격흡수율을 파악할 수 있었다.

Table 2에서 vertical tissue model을 보면 GT 위쪽 연조직 두께가 20mm인 경우 대퇴골의 충격하중과 대퇴골 경부 전단하중이 각각 6,615N과 4,529N으로서 molded tissue model의 경우와 비교해 볼 때 각각 -0.08%와 1.05%의 오차를 보여주고 있다. 이는 GT 위 연조직의 두께가 동일하다면 vertical tissue model과 molded tissue model이 거의 동일한 충격흡수율을 가지고 있음을 말해 준다.

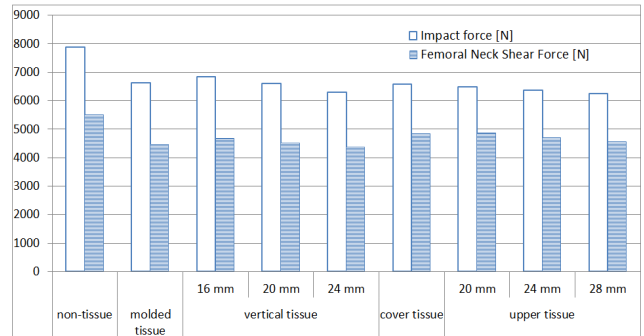


그림 4 대퇴골 모델에 따른 충격하중과 대퇴골경부 전단하중의 변화

Fig. 4 Variation of impact load and femoral neck shear force with the type of femoral bone models.

또한 vertical tissue model에서 GT 상단의 연조직 두께가 미치는 영향을 살펴보기 위하여 원래의 두께 20mm에서 16mm와 24mm로 변화시켜 본 결과 대퇴골 경부의 전단하중이 각각 4,692N과 4,390N으로서 molded tissue model의 경우보다 각각 4.69% 크거나 2.05% 작은 것으로 나타났다. 연조직 두께 20mm를 기준으로 ±4mm의 두께변화가 있을 때 대퇴골 경부의 전단하중은 302N의 변화를 보였으므로 연조직의 두께가 1mm 증가할 때 전단하중은 평균 37.75N이 감소하는 것으로 나타났다. 또한 Robinovitch [13]에 의하면 연조직 두께가 1mm 증가할 때 충격하중이 71N 감소하였는데 본 연구의 vertical tissue model에서는 감소율이 65.6 N/mm으로서 7.57% 작지만 타당한 값이라고 판단된다.

종합하면 vertical tissue model의 충격하중과 대퇴골 경부 전단하중은 molded tissue model과 두 가지 모두 1% 내외의 오차범위에 있으므로 낙상시뮬레이션 실험에서 full model인 molded tissue model 대신 연조직 구성이 간단한 vertical tissue model을 적용할 수 있을 것으로 판단된다.

Cover tissue model에서 충격하중은 6,570N으로서 molded tissue model의 경우보다 0.76% 작았지만 대퇴골 경부의 전단하중은 4,862N으로서 molded tissue model의 경우보다 8.48% 큰 것으로 나타났다. 이는 대퇴골 주변에 아치 모양으로 배치된 연조직이 충격에 의하여 크게 변형되면서 충격하중을 충분히 흡수함으로써 바닥판에 전달되는 충격하중은 감소하였으나 10kg의 원통형 질량체가 GT 상부의 연조직과 GT에 직접 충돌하면서 대퇴골 경부에 국소적으로 전달된 충격하중은 상대적으로 적게 감소하였기 때문인 것

으로 판단된다. 또한 아치모양의 연조직은 대변형을 일으켜 시스템 전체에 불안정한 움직임을 보여줌으로써 낙상을 모사하는데 다소 부적절한 면이 있음을 알 수 있었다.

Upper tissue model은 GT 위의 연조직 두께가 20/24/28mm인 경우 충격하중이 각각 4,871/4,714/4,563N으로 나타나서 molded tissue model의 경우보다 각각 8.68/5.18/1.81% 증가한 것으로 나타났다. 따라서 GT 위에 놓인 연조직 이외의 나머지 연조직이 이러한 1.81~8.68%의 충격하중을 흡수하는 역할을 하는 것으로 판단되며 GT 위에 놓이는 연조직의 두께를 늘려주면 이러한 충격량을 대신 흡수할 수 있을 것으로 예상된다. Upper tissue model에서 연조직 두께가 8mm 증가할 때 대퇴골 경부 전단하중은 308N의 변화를 보였으므로 연조직의 두께가 1mm 증가하면 전단하중은 평균 38.50N이 감소하였다. 따라서 충격흡수효과를 증대시키기 위하여 upper tissue model의 GT 위 연조직 두께를 10mm 늘려서 30mm로 만들면 대퇴골 경부 전단하중은 4,486N이 되어 molded tissue model의 경우보다 0.09% 감소할 것이다. 단, upper tissue model에서 충격하중은 GT 위 연조직 두께가 1mm 증가할 때 평균 32.5N 정도 감소하는 것으로 나타나므로 GT 위 연조직 두께가 30mm일 경우 충격하중은 molded tissue model보다 6.80% 감소한 6,170N으로 계산되며 이 값은 연조직이 없는 경우에 비하여 21.77% 감소한 것이다. 이전의 연구결과[13]를 보면 GT 위 연조직 두께가 20mm일 때 평균 20%의 충격흡수율을 보였으므로 연조직 두께가 30mm의 upper tissue model의 충격하중은 타당한 범위라고 판단된다.

Vertical tissue model과 upper tissue model에서 대퇴골 경부 전단하중은 GT 위 연조직의 두께가 1mm 증가할 때 각각 37.75N과 38.5N 감소하며 두 모델의 평균 감소량은 38.13N/mm로서 ±1% 오차범위에 있으므로 전단하중에 관한 두 모델의 충격흡수율은 매우 흡사하다고 할 수 있다.

Table 2를 보면 충격하중의 최대치가 나타나는 시간은 충돌 후 non-tissue model의 경우 15ms로 가장 짧았으며 그 다음으로 cover tissue model < vertical tissue model < molded tissue model < upper tissue model 순으로 짧게 나타났다. Santanu 등의 연구[17]에서 최대 충격하중이 발생하는데 소요되는 시간은 18~23ms로서 본 연구결과에 의한 시간이 평균 2ms 정도 짧지만 서로 해석조건이 다르다는 점을 감안한다면 본 연구의 해석결과가 타당하다고 할 수 있다.

Vertical tissue model에서 시간에 따른 충격하중의 변화를 나타낸 Fig. 5를 보면 연조직의 두께가 24mm에서 16mm로 얇아질수록 충격하중의 최대값이 증가함과 동시에 충격하중의 변화폭이 커지는 것으로 나타났다. 이는 연조직의 두께가 얇을수록 흡수되는 충격량이 감소하는 대신 연조직의 과도한 변형을 통한 에너지소산이 이루어지기 때문에 나타나는 현상이라고 볼 수 있다.

전체적으로 볼 때 본 연구에서 관찰된 충격하중과 대퇴골 경부 전단하중의 크기와 충격흡수율은 이전의 연구결과들이 보여주는 범주 안에 있으므로 본 연구에서의 해석결과는 타당한 것으로 판단된다[5,13-16].

대퇴골에서 경부는 파손에 가장 취약하기 때문에 낙상시 물레이션에서는 경부 전단하중을 계측하기 위하여 3축 하중

센서를 사용하게 된다. 따라서 센서의 탈부착이 용이한 구조를 적용하는 것이 유리하며 인체 연조직을 모사하는 시편편을 손쉽게 교체할 수 있도록 설계하는 것이 바람직하다.

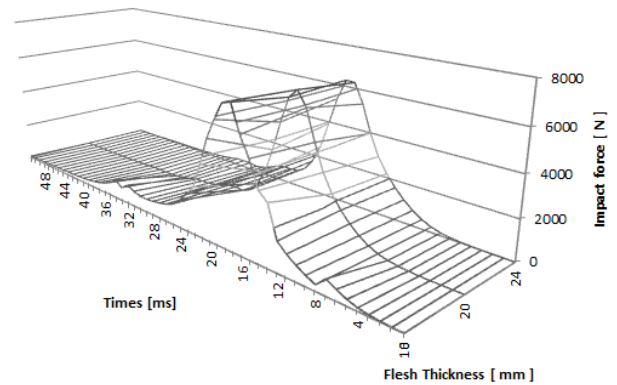


그림 5 Vertical tissue model에서 동일한 충격에너지(61.25J)를 받는 경우, 대전자 연조직의 두께변화(t=16, 20, 24mm)에 따른 충격하중의 변동현황

Fig. 5 Impact force history for three cases of trochanteric soft tissue thickness (t=16, 20, 24mm) variations under same impact energy of 61.25J for vertical tissue model.

해석결과 데이터에 대하여 t-test를 이용한 통계분석을 진행하였으며 이 경우 유의수준은 0.05로 정하였다. Molded tissue model과 vertical tissue model, cover tissue model 그리고 upper tissue model을 비교한 결과 대전자 위 연조직두께가 20mm로 동일한 경우 p-value는 0.553, 0.559, 그리고 0.642로 나타났다.

전술한 해석결과를 종합해 보면 vertical tissue model과 연조직 두께를 증가시킨 upper tissue model은 molded tissue model과 비교해 볼 때, 대퇴골 경부 전단하중의 충격하중의 차이가 1% 내외로서 매우 유사하게 나타남으로써 제작과 운용이 상대적으로 용이한 위 두 가지 모델을 이용하여 측면낙상 시물레이션을 진행하는 것이 가능할 것으로 판단된다. 특히 upper tissue model의 경우 손쉽게 연조직을 교체할 수 있을 뿐만 아니라 계측용 3축 센서의 착탈과 운용이 용이하다는 장점이 있으므로 측면낙상 시물레이션에 적용하기에 보다 타당한 모델이 될 것으로 사료된다.

### 3. 결 론

본 연구에서 제안한 대퇴골 모형을 기반으로 한 유한요소 해석을 통하여 다음 결과를 얻었다.

1. 대전자(GT) 위 연조직 두께가 20mm로 동일한 경우 대퇴골 경부 전단하중은 molded tissue model에서 가장 작았고 그 다음으로 vertical tissue model < cover tissue model < upper tissue model 순으로 점차 증가하였다.
2. 대전자(GT) 위 연조직 두께가 20mm로 동일한 경우 molded tissue model과 vertical tissue model은 충격하중과 대퇴골 경부 전단하중이 1% 내외의 오차범위에서 일치하는



결과를 보였다.

3. 대전자(GT) 위 연조직 두께가 30mm인 upper tissue model은 충격하중이 molded tissue model과 비교할 때 1% 이내의 오차범위에 있을 것으로 예상된다. 또한 이 경우 연조직의 충격하중 흡수율은 21.77%로서 이전의 연구결과들에서 나타난 20% 수준과 유사한 것으로 판단된다.

4. Vertical tissue model과 upper tissue model을 종합해 보면 대전자(GT) 위 연조직이 1mm 증가할 때 대퇴골 경부 전단하중은 평균 38.13N 감소하는 것으로 나타났다.

5. 전체적으로 볼 때 대전자(GT) 위 연조직 두께가 30mm인 upper tissue model을 적용한 측면낙상 시뮬레이션 실험장치를 구성할 경우, 연조직 시편의 교체가 용이하면서도 타당한 실험결과를 얻을 수 있을 것으로 판단된다.

**감사의 글**

본 연구는 2014년도 한국과학기술연구원(KIST) 주  
요사업(2E24721)의 지원을 받아 수행되었습니다.

**References**

[1] Cummings, S. R., Rubin, S. M., & Black, D., "The future of hip fractures in the United States: numbers, costs and potential effects of postmenopausal estrogen," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol 22, pp16-166, 1990.

[2] Ledsham, R, Boote, J, Kirkland, A, & Davies, S, "What is it like to Use Hip Protectors? A Qualitative Study of the Views and Experiences of Nurses and Patients," *Clinical Effects in Nursing*, Vol 951, pp. 97-105, 2006.

[3] Laing, A. C, Feldman, F, Jalili, M, Tsai, C. M, & Robinovitch, S. N, "The Effects of Pas Geometry and Material Properties on the Biomechanical Effectiveness of 26 Commercially available Hip Protectors," *Journal of Biomechanics*, Vol. 44, pp. 2627-2635, 2011.

[4] Choi, W. J, Hoffer, J. A, & Robinovitch, S. N, "The Effect of Positioning in the Biomechanical Performance of Soft Shell Hip Protectors," *Journal of Biomechanics*, Vol. 43, pp.818-825, 2010.

[5] Derler, S, Spierings, A. B, Schmitt, K.-U, "Anatomical Hip Model for the Mechanical Testing of Hip Protectors," *Medical Engineering Physics*, Vol. 27, pp.475-485, 2005.

[6] Spierings, A. B, Derler, S, "Assessment of Hip Protectors and Corresponding Hip Fracture Risk using Stress Calculation in the Femoral Neck," *Medical Engineering Physics*, Vol. 28, pp.550-559, 2006.

[7] Daners, M. S, Wullschleger, L, Derler, S, Schmitt, K.-U, "Development of a New Design of Hip Protectors using Finite Element Analysis and Mechanical Tests," *Medical Engineering Physics*, Vol. 30, pp.1186-1192, 2008.

[8] Kim, C. H, "Shock Absorbing Device for Human Body," Registered Patent No. KR 10-1093780, 2011.

[9] Papoulis, A, *Probability, Random Variables, and Stochastic Processes*, 3rd Edition, New York: McGraw-Hill, 1991.

[10] Cho, J.-U, & Han, M.-S, "Shape Design of Crash Box with Absorption Performance against Impact," *Journal of the Korean Society of Manufacturing Technology and Engineering*, Vol. 21, No. 4, pp.639-643, 2011.

[11] Che, J, H, Yang, I, H, Han, C. D, "Radiographic Analysis of the Size and Shape of Proximal Femur," *Hip and Pelvis*, Vol. 17, No. 1, pp8-16, 2005.

[12] National Physical Fitness Survey, Korea Sports Promotion Foundation, Dec., 2009.

[13] Robinovitch, S. N, McMahon, T. A, & Hayes, W. C, "Force Attenuation in Trochanteric Soft Tissues During Impact from a Fall," *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 13, No. 6, pp.956-962, 1995.

[14] Askegaard, V, & Lauritzen, J, B, "Load on the hip in a Stiff Sideways Fall," *European Journal Experimental Musculoskeletal Research*, Vol. 4, pp. 111-116, 1995.

[15] Hayes, W, C, Myers, E, R, Robinovitch, S, N, Vanden Kroonenberg, A, Courtney, A, C, & McMahon, T, A, "Etiology and Prevention of Age-related Hip Fractures," *Bone*, Vol. 18, No. 1, S77 - 86, 1996.

[16] Vanden Kroonenberg, A, Hayes, W, C, McMahon, T, A, "Hip Impact Velocities and Body Configurations for Voluntary Falls from Standing Height," *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, No. 6, pp.807-811, 1996.

[17] Majumder, S, Roychowdhury, A, Pal, S, "Effects of Trochanteric Soft Tissue Thickness and Hip Impact Velocity on Hip Fracture in Sideways Fall through 3D Finite Element Simulations," *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, pp.2834 - 2842, 2008.

**저 자 소 개**



**김 충 현 (金 忠 鉉)**

2001년 한양대학교 기계설계학 박사,  
2003년~2004년 미국립 표준기술연구소  
(NIST) 연구원, 2011년~현재 한국과학기술  
연구원(KIST) 의공학연구소 바이오닉  
스연구단 선임연구원



**박 지 수 (朴 志 洙)**

2013년 홍익대학교 기계\*시스템디자인공학 학사, 2013년~현재 한국과학기술연구원(KIST) 의공학연구소 바이오닉스연구단 학생연구원



**구 상 모 (具 湘 謨)**

2003년 스웨덴 KTH 전자공학 박사, 2003년~2006년 미국립 표준기술연구소(NIST) 연구원, 2006년~현재 광운대학교 교수