

측방 낙상시의 충격 각도가 대퇴골 근위부의 변형에 미치는 영향

김병수 · 배태수 · 김정규 · 최귀원

한국과학기술연구원 의과학연구소
(2003년 6월 15일 접수, 2003년 6월 23일 채택)

Influence of Impact Angle on Deformation in Proximal Femur during Slide Falling

B.S. Kim, T.S. Bae, J.K. Kim, K. Choi

Biomedical Research Center, Korea Institute of Science and Technology
(Received June 15, 2003. Accepted June 23, 2003)

요약 : 측방 낙상에 관계된 상해는 노인들에 있어서 가장 치명적이고 빈번한 의료 문제를 야기한다. 측방 낙상에 의해 발생하는 심각한 결과 중 하나인, 고관절 골절은 넘어진 사람 중 약 1%에서만 발생하지만, 고관절 골절은 신체장애, 사망, 및 이에 관련된 의료비용의 상승 등을 초래한다. 본 연구에서는 측방 낙상시 고관절 골절에 큰 영향을 미치는 충돌 단계에서의 위험요소를 하중각도로 가정하여 이 요소에 대한 영향과 직접시와 비교하여 상대적인 위험도를 비교하고자 하였다.

실험 조건은 이전 연구자의 자료를 토대로 모사골반을 구성하였고, 이렇게 구성된 모사골반을 진자형 충격 시험기에 고정시키고 충격각도(0°, 15°, 30°)를 변화시켜가며 대퇴골의 동적 거동을 조사하였다.

본 실험을 통하여 하중각도의 변화가 대퇴골 근위부에서의 변형에 영향을 주며, 다른 부위에 비해 대퇴골 경부에 상대적으로 큰 변형이 생겨 골절 가능성이 높다는 것을 확인하였다. 또한 낮은 충격속도에서도 직접 상태에 비해 큰 변형을 보였으며, 변형 분포의 차이도 나타내었다. 따라서 변형 크기의 차이 뿐만 아니라, 이러한 변형 분포의 차이도 고관절 골절 기전에 영향을 줄 것으로 사료된다.

Abstract : Falling related injuries are categorized as the most serious and common medical problems experienced by the elderly. Hip joint fracture, one of the most serious consequences of falling in the elderly, occurs in only about 1% of falling. Nevertheless, hip fracture accounts for a considerable part of the disability, death, and medical costs associated with falling. In this study, we considered the impact angle and displacement rate in falling as another factor affecting femoral strength. Using a fresh-frozen human femur, we developed system to simulate the falling condition and then conducted the experiments changing the impact angle (0°, 15°, 30°) of proximal femur. Also, in order to analyze the relative risk due to falling to normal situation in proximal femur, we did the static test simulating the two-legged stance condition. The results showed that the change in impact angle affected the strain distribution in proximal femur, and that a large deformation in femoral neck than in other sites. Furthermore despite low impact velocity, a large deformation in proximal femur occurred in the impact test and different strain distribution was observed compare to the static case.

Key words : Side Falling, Hip Fracture, Surrogate-Pelvis, Impact Tester, Femur

서 론

측방 낙상(side falling)에 관련된 상해는 노인들에 있어서 매우 치명적이고 빈번한 의료 문제 중 하나이다[1]. 미국의 경우 매년 약 300백만 건의 측방 낙상이 발생한다고 보고되었다.

국내에서도 인구 고령화 및 노인 인구의 증가로 이에 대한 관심이 점점 증가하고 있는 추세이다. 측방 낙상에 의해 고령자들에게 발생하는 심각한 결과중 하나인, 고관절 골절(hip joint fracture)은 측방 낙상을 경험한 사람 중 약 1%에서만 발생한다고 보고되었으나[1], 신체장애, 사망, 이에 관련된 의료비용의 부담 등을 초래하여 심각한 후유증을 남기고 있다. 따라서 측방 낙상과 관련된 고관절 골절을 줄이려는 적절한 대책이 요구되고 있다.

측방 낙상이 고관절 골절에 영향을 주는 것으로 생각되지만,

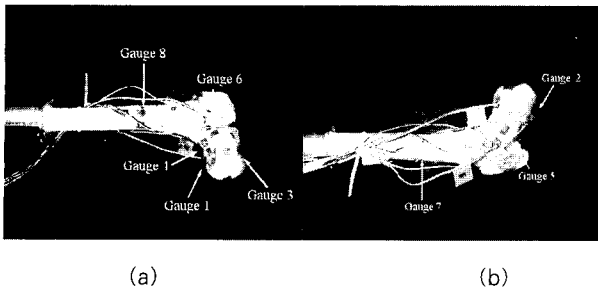


그림 1. 스트레인게이지 부착 (a) 전방 모습 (b)후방 모습
Fig 1. Strain gauge installation. (a)Anterior view (b)Posterior view

고관절 골절의 발생빈도(≤ 1%)로 보아 측방 낙상만으로는 골절의 충분한 원인으로 생각하기는 어렵다.[1] 따라서 또 다른 중요 요인으로 골에 가해지는 하중 조건과 골의 기계적 성질이 있다.[2]

앞선 연구에 의하면 대퇴골의 기계적 강도에 영향을 주는 인자에는 골밀도, 골의 구성 그리고 골의 기하학적 형상 등이 있다고 보고 되었다[3]. 또한 최근의 in vivo 실험과 유한 요소 모델 해석에 의하면 이러한 골 자체에 대한 요소 이외에도 측방 낙상시의 충격 방향(impact direction)과 변형률(displacement rate)이 대퇴골의 강도에 영향을 주는 것으로 생각되고 있다.[4,5] 그러나 지금까지는 이 두 가지 요소를 실제적인 낙상 조건에 근사화 시킨 시도가 없었다.

이에 본 연구에서는 1) 실제적인 측방 낙상 조건과 유사하도록 진자형 충격 시험기와 모사골반을 구성하였다.[6-10] 그리고 2) 이 기기를 이용하여 충격 방향에 의한 대퇴골 근위부의 거동을 알아보고자 하였으며, 3) 얻어진 결과를 직립상태에서의 결과와도 비교하였다.

연구대상 및 실험방법

1) 스트레인게이지 설치

시험은 -70℃ 냉동고에 보관중인 사체의 오른쪽 대퇴골(남, 31)을 꺼내어 상온에서 약 4시간 정도 해동하였다. 충분히 해동된 후에는 스트레인 게이지를 붙일 곳의 연조직을 수술용 칼을 이용하여 제거한 후, Silicon-carbide paper로 연마를 하였다. Chlorinated degreasing solvent(CSM-1A, Micro-Measurements Division)로 연마가 된 곳에 바른 다음 면봉으로 닦아낸 후 Ammonia-based neutralizing agent(M-Prep Neutralist 5, Micro-Measurements Division)로 다시 닦아내었다. 스트레인 게이지의 연결선을 점퍼탭에 납땀 한 후 테이프를 이용하여 임시로 고정하였다. 게이지를 붙일 곳과 스트레인 게이지와 점퍼탭에 Catalyst (Catalyst 200, Micro-Measurements Division)를 얇게 바른 후 1분 정도 건조시킨다. 접착제(M-Bond 200)를 바르고 게이지와 점퍼의 조합을 부착시킬 위치에 놓고 접착제가 마를 때까지 손가락으로 약 1분 정도 누른 다음 게이지와 전선을 연결한다. Polyurethane wa-

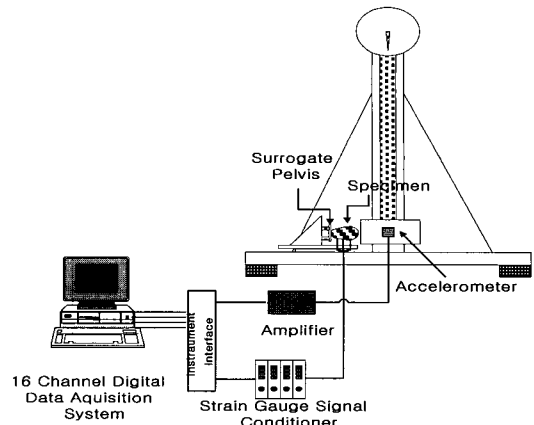


그림 2. 대퇴골 충격실험 시스템
Fig. 2. Impact tester system for femur

terproofing(M-Coat, Micro-Measurements Division)을 게이지와 연결선 위에 충분히 바르고 선을 정리하여 마무리하였다.[11]

스트레인 게이지는 골절이 주로 발생하는 3개 단면의 8개 위치에 부착하였다. 대퇴골에 발생하는 측방향 변형과 횡방향 변형을 보기 위하여 2방향 스트레인게이지 (Tee Rosette, AE-11-TS50N-120-EL, CAS)를 이용하였다. 측방향은 대퇴골간의 장축을 따라 결정하였으며, 반경 방향은 장축에 수직인 방향으로 결정하였다. 각 단면은 대퇴골두 하부, 대퇴골 경부 대퇴골간이며, 대퇴골두 하부와 대퇴골 경부에서는 전상부, 후상부, 하부에 게이지를 부착하고 대퇴골간에서는 전부, 후부에 부착하였다.[12] (그림 1)

2) 충격시험

스트레인 게이지를 부착한 후 전산화 단층 촬영기(CT Scanner, GE 9800)를 이용하여 대퇴골두 하부와 대퇴골 경부를 촬영하였다. 촬영된 단면에 대한 형상과 스트레인 게이지의 부착위치에 대한 정보로부터 골 단면에서의 변형에 대한 식을 이용하여[13-15], 각 단면에서의 중립축과 변형구배를 계산하였다.

$$\begin{bmatrix} \epsilon_1 \\ \epsilon_2 \\ \epsilon_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_1 & y_1 & c \\ x_2 & y_2 & c \\ x_3 & y_3 & c \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \end{bmatrix}$$

충격실험을 하기 위하여 각각의 스트레인 게이지는 증폭기(model 2311, Measurement Group)에 연결하였다. 진자 추의 옆면에는 가속도계(CXL04M3, Crossbow)를 부착하여 추의 가속도를 측정하였고, 측정된 가속도를 진자 추의 유효 질량과 곱하여 충격 하중을 계산하였다. 각 계측 장치에서 나오는 데이터는 A/D 변환기(DT7102, Data Translation)와 데이터 수집 프로그램(DT-VEE, Data Translation)을 이용하여 컴퓨터에 저장하였으며, 샘플링은 4kHz로 하였다.(그림 2)

실제적인 측방 낙상을 묘사하기 위하여 구성된 모사골반의 검증용 위하여 실험에서 얻어진 결과와 Robinovitch의 연구를

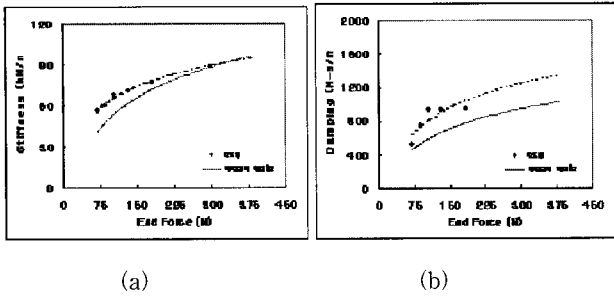


그림 3 모사골반의 유효강성(a)과 유효감쇠(b)
Fig. 3 Effective stiffness(a) and effective damping(b) of surrogate pelvis

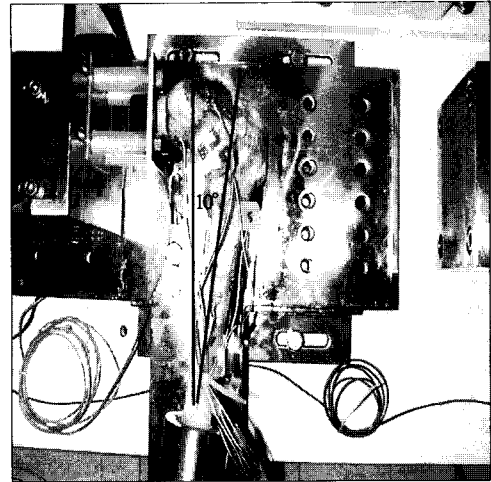


그림 4. 우 대퇴골의 전두면 모습
Fig. 4. Frontal view of right femur

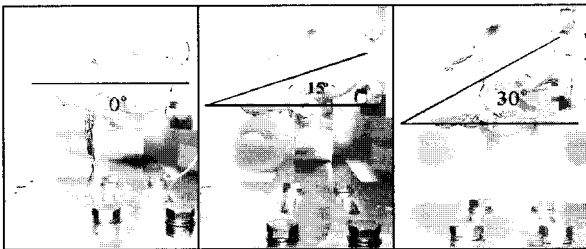


그림 5. 횡평면에서의 충격각도(0°,15°,30°)
Fig. 5. Impact angle(0°,15°,30°) in the transverse plane.

근거로 성인 남성에게서의 유효 강성과 유효 감쇠를 각각 비교하였습니다.[7-10] 유효 강성은 다음과 같이 상당히 일치함을 알 수 있었으며, 유효 감쇠도 유사한 경향을 나타냄을 알 수 있었다.(그림 3) 이때 70kg정도의 성인 남자가 넘어졌을 때를 고려하여 진자의 유효질량을 42kg로 하였다.[7] 추의 각도는 13°로 하였으며, 이때의 충격 속도는 $0.91 \pm 0.04 \text{m/s}$ 이었다. 평균적인 충격 속도보다 낮은 영역에서의 실험을 수행한 이유는 충격 각도에 대한 대퇴골에서의 변형 관계를 알아보기 위해서는 각각의 충격 각도에 대하여 같은 위치에서의 변형 자료가 요구된다. 따라서 시편에서의 영구적인 변형을 막기 위하여 충격 속도를 조정하여 충격 하중을 조절하였다.

시편은 전형적인 측방 낙상의 경우와 유사하도록 하기 위하여 평면에 대하여 대퇴골간의 각도를 10°로 하였으며(그림 4), 약간 앞으로 넘어지는 경우와 일반적인 경우 그리고 약간 뒤로 넘어지는 경우를 가정하여, 대퇴골두와 대퇴골 경부 사이의 각도로 정의되는 하중 각도(loading angle)를 0°, 15°, 30°로 변화시켜가며 실험을 수행하였다.[5](그림 5) 또한 시편의 국부적인 손상을 막기 위하여 대전자부에는 연조직 부착하였으며, 대퇴골두부에는 Polyethylene cap을 사용하였다.

수집된 충격 시간-하중 데이터는 초기의 과도 응답을 없애고 필터링에 의한 위상변화를 줄이기 위하여 second forward-reverse digital butterworth filter(Matlab, The Math Works)로 필터링을 하였으며, 절점 주파수(cutoff frequency)는 50Hz를 사용하였다.

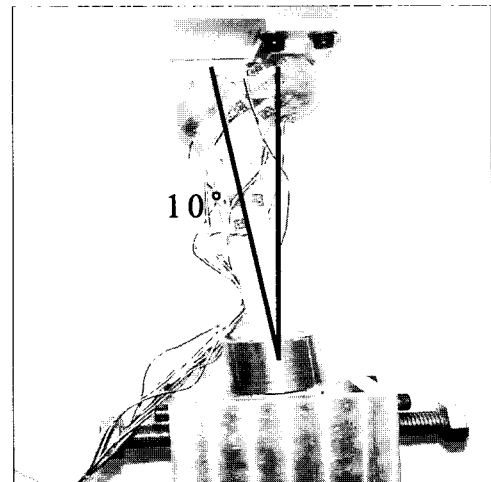


그림 6. 정하중 실험배치
Fig. 6. Configuration of static experiment

3) 충격시험 검증

충격 실험 후 측방 낙상시의 스트레인 분포와 비교하기 위하여, 직립상태(two-legged stance)에서 대퇴골이 받는 하중 상태를 묘사하여 실험을 수행하였다[12,16]. 대퇴골 경부의 전경각(angle of anteversion)은 14°를 주었으며, 수직축에 대한 대퇴골간의 각도는 10°로 하였다(그림 6). 하중은 만능 재료 시험기(model 8511, Instron)를 이용하였으며, 245N을 대퇴골에 가하여 70kg인 사람이 서 있을 때의 조건을 나타내었다. 데이터는 10Hz로 2분 동안 샘플링 하였다.

결 과

1. 충격하중과 시간과의 관계

표 1 충격각도에 따른 축방향과 횡방향 스트레인 분포

Table 1. Strain distribution at several impact angle w.r.t axial and transverse direction.

(sc: Subcapital, fn: Femoral neck, fs: Femoral shaft, inf: Inferior, sp: Superior-Posterior, sa: Superior-Anterior, ant: Anterior, pos: Posterior)

location	Axial strain ($\mu\epsilon$)			Transverse strain ($\mu\epsilon$)				
	0	15	30	15	0	15	30	two-leg
sc-inf	122.07±30.52	-138.85±30.47	-76.29±4.32	-60.12±1.61	73.24±11.14	-54.93±9.58	-103.76±63.72	46.99±2.45
sc-sp	-423.18±18.65	-270.59±17.62	-201.42±1.53	-38.66±2.77	254.82±16.05	286.87±11.52	174.97±40.64	-39.61±-5.21
sc-sa	-675.46±15.36	-614.93±32.82	-729.37±4.32	115.25±0.98	334.17±9.16	384.52±15.27	258.38±112.60	-97.96±1.34
fn-inf	701.90±22.01	645.45±33.94	646.97±3.24	-274.66±0.24	-198.36±6.10	-244.14±6.23	-160.73±33.62	54.32±26.36
fn-sp	-693.77±12.71	-936.89±18.31	-1049.80±17.26	-70.80±3.02	260.93±7.68	366.21±7.95	321.45±33.62	-65.92±27.54
fn-sa	-351.97±14.10	244.14±17.26	622.56±8.63	-73.85±0.86	178.53±13.53	-85.45±13.54	-323.49±31.71	-48.83±19.17
fs-pos	73.24±6.10	-221.12±23.84	-347.9±2.47	-114.90±7.12	9.16±12.71	24.41±12.71	81.38±7.05	-0.18±4.08
fs-ant	-341.80±6.10	-90.03±9.16	-143.43±4.32	-124.66±11.44	42.72±17.97	-67.13±18.21	-195.31±26.61	-10.81±15.07

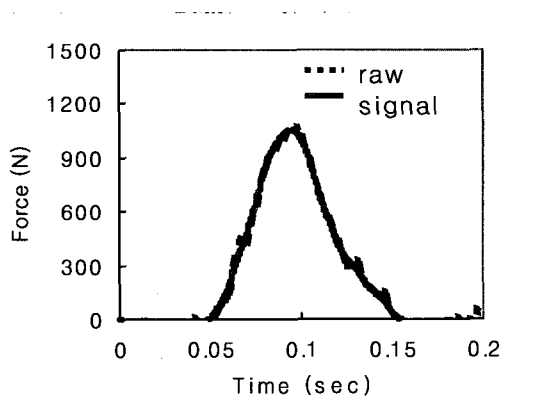


그림 7. 충격하중과 시간과의 관계

Fig. 7. Relation between Time and impact force

실제적인 축방 낙상의 경우, 충격속도는 2~3 m/s의 값을 갖는다. 그러나 본 실험에서는 탄성 영역에서의 시편 거동을 알아보고자 충격 속도를 약 1 m/s로 결정하여 발생하는 하중이 고령자의 대퇴골 골절 강도인 3kN을 넘지 않도록 하였다.[17] 충격 실험시 얻어진 가속도를 유효질량과 곱하여 하중과 시간에 대한 관계를 구하였다. 충격시 최대 하중은 $-1051\pm35N$ 이었는데 이는 실제적인 충격 하중의 약 1/3정도의 크기를 나타내며, 이때의 충격속도는 $0.91\pm0.04m/s$ 이었다.(그림 7)

2. 충격각도와 스트레인 분포와의 관계

표1은 하중각도가 0°, 15°, 30°일 때 그리고 직립상태일 때의 각 부위에서 축방향과 횡방향에 대한 최대 스트레인 값과 그 편차를 나타내고 있다. 축방향의 최대 인장 변형은 0°, 15°, 30° 모두 대퇴골 경부의 하부(femn-inf)에서 발생하였으며 특히 30°일 경우에는 대퇴골 경부 전상부(femn-sa)에서도 높은 인장 변형이 발생하였다. 최대 압축 변형은 0°, 15°, 30° 동일

한 대퇴골 경부의 후상부(femn-sp)에서 발생하였지만, 0°에서는 대퇴골두 하부의 후상부(subc-sp)에서 30°에서는 대퇴골두 하부의 전상부(subc-sa)가 다른 부분에 비해 상대적으로 높은 압축 변형이 발생하였다. 횡방향에서의 변형은 모든 충격각도에서 축방향에 비해 상대적으로 낮은 수치를 나타내었다. 최대 인장 변형은 0°, 15°에서는 대퇴골두 하부의 전상부(subc-sa)에서 30°에서는 대퇴골 경부의 후상부(femn-sp)에서 각각 나타났다. 또한 0°에서 대퇴골두 하부의 후상부(subc-sp)와 대퇴골 경부 후상부(femn-sp)에서 15°에서는 대퇴골 경부의 후상부(femn-sp)에서도 비교적 큰 인장 변형이 발생하였다. 최대 압축 변형은 0°, 15°에서 대퇴골 경부의 하부(femn-inf)에서 발생한 반면에 30°에서는 대퇴골 경부의 전상부(femn-sa)에서 발생하였다.(표 1)

직립 상태를 묘사한 정하중실험을 통해 얻어진 스트레인은 크기가 충격실험보다 작았으며, 변형의 분포에서도 차이를 보였다. 변형 분포는 충격실험과 달리 대퇴골두 하부의 전상부(femn-sa)에서 축방향에서의 최대 인장 변형이 발생하였고, 대퇴골 경부의 하부(femn-inf)에서 최대 압축 변형이 발생하였다.(그림 8) 횡방향 변형에서는 대퇴골두 하부(subc-inf)와 대퇴골 경부의 하부(femn-inf)에서 인장변형이 발생하였으며, 대퇴골두 하부의 전상부(subc-sa)와 대퇴골 경부의 후상부(femn-sp)에서 비교적 큰 압축 변형이 발생하였다. (그림 9)

3. 충격각도와 변형 구배와의 관계

대퇴골두에서 수직 변형 구배는 충격시 $-800\sim200\mu\epsilon$ 이고 직립시 $-200\sim200\mu\epsilon$ 이었다.(그림10) 대퇴골 경에서 수직 변형 구배는 충격시 $-2000\sim1000\mu\epsilon$ 이고 직립시 $-300\sim200\mu\epsilon$ 이었다.(그림 11) 대퇴골두에서 충격 각도 0°, 15°, 30°와 직립시 수평선에 대한 중립축의 기울기는 66.04°, 53.04°, 57.43° 그리고 29.05°이었다. 대퇴골 경에서는 -70.88° , -47.43° , -36.46° 그리고 -80.36° 이었다.(그림 12)

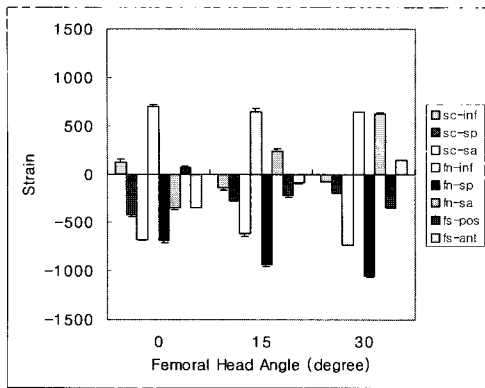


그림 8. 충격각도에 따른 축방향 스트레인
Fig. 8. Axial strain patterns at each impact angle

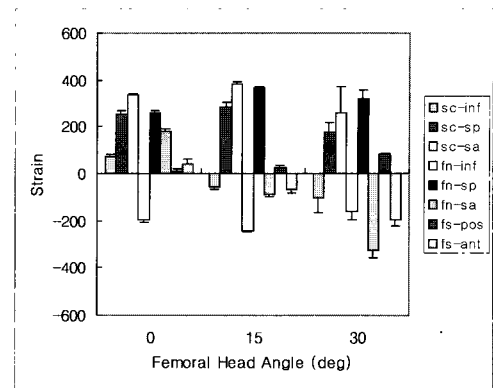


그림 9. 충격각도에 따른 횡방향 스트레인
Fig. 9. Transverse strain patterns at each impact angle

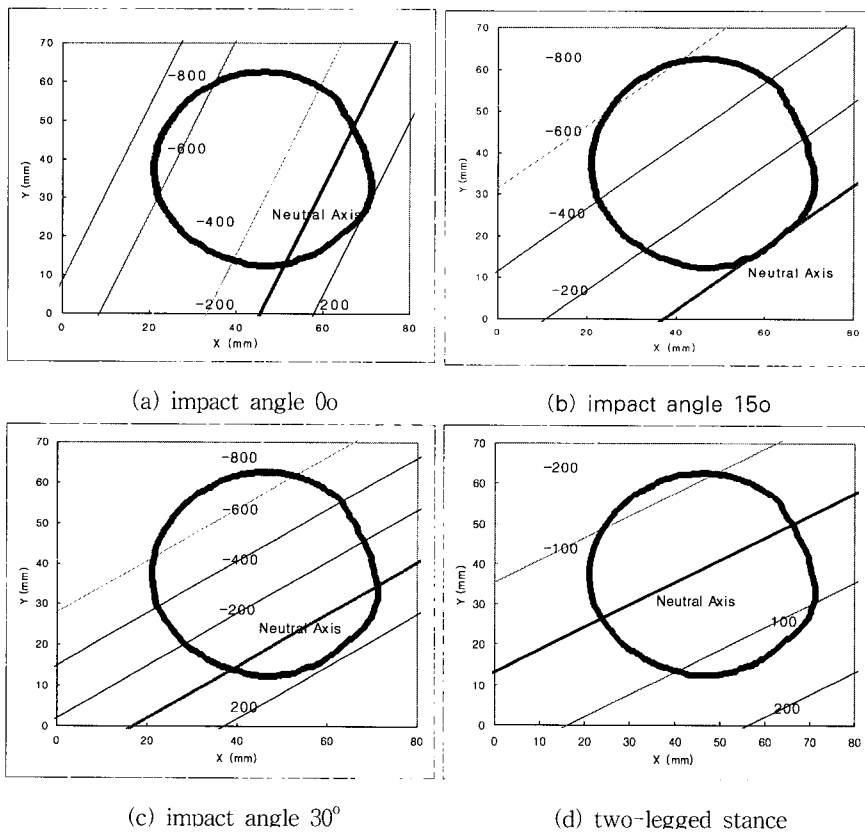


그림 10. 대퇴골두에서 충격각도에 따른 축방향의 변형구배
Fig. 10. Axial strain gradient w.r.t impact angle at femoral head

고찰

본 연구의 목적은 충격 각도가 대퇴골 근위부 변형 형태에 어떠한 영향을 미치는가를 알아보는 것이다. 이를 위하여 시편에 영구적인 변형이 발생하지 않도록 대퇴골의 평균 파괴 강도 (7200±1090N, 33세)를 고려하여 최대 충격 하중의 크기(최대하중: 1051N)를 조절하였고, 변형률(displacement rate)이 증가하면

대퇴골의 강도와 강성이 증가함을 알 수 있었다[17,18].

대퇴골두와 대퇴골 경에서의 중립축 변화에 대한 결과로부터 하중의 방향이 증가함에 따라 전반적인 대퇴골 근위부의 변형이 증가함을 알 수 있었다. 이러한 현상은 하중이 가해지는 지점과 대퇴골 경 사이에서 형성되는 모멘트 암의 길이가 변하기 때문으로 생각된다. 즉, 충격 각도가 증가함에 따라 모멘트 암의 길이가 길어지고, 같은 하중에서도 더 큰 변형이 발

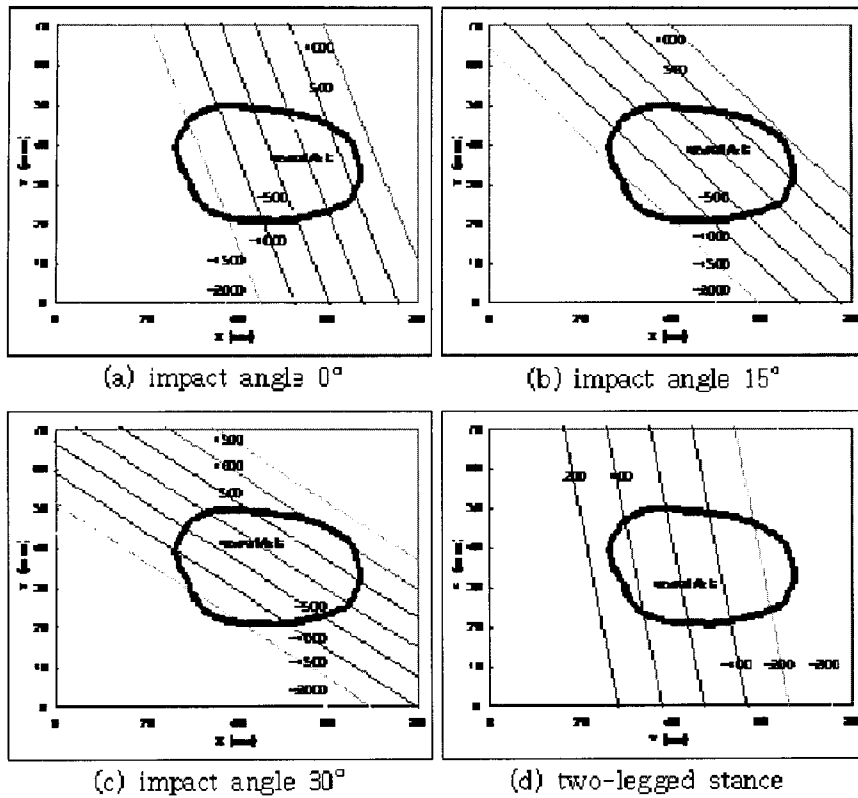


그림 11. 대퇴골 경에서 충격각도에 따른 축방향의 변형구배
 Fig. 11. Axial strain gradient w.r.t impact angle at femoral neck

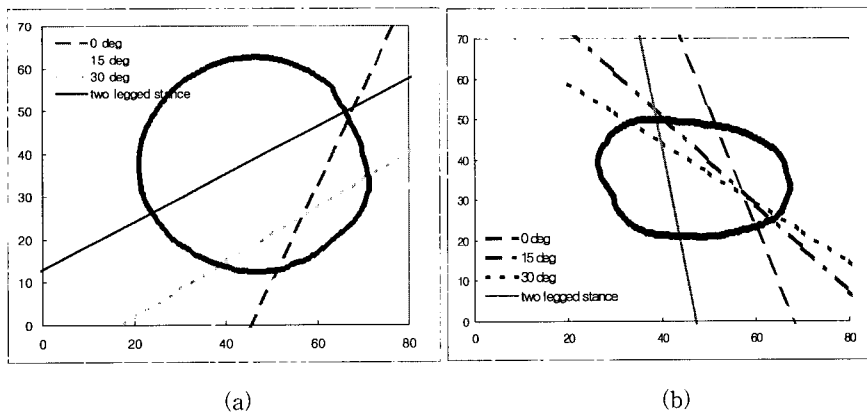


그림 12. 대퇴골두(a)와 대퇴골 경(b)에서의 중립축 구배
 Fig. 12. Neural axis gradient at femoral head(a) and neck(b)

생한 것으로 생각된다. 변형의 크기만을 가지고는 골절의 여부를 판단하기는 어려우나, 앞선 실험에서의 하중 각도의 증가가 대퇴골의 강도를 감소시켰다는 결과와 비교해 볼 수 있다. 그러나 하중 각도와는 무관하게, 대퇴골 경에서는 다른 곳에 비해 큰 변형이 발생하였다. 이러한 사실은 대퇴골 경의 골절이 가장 빈번한 고관절 골절 중 하나인 점을 고려해볼 때, 본 실험 결과에 대한 타당성을 검증해 볼 수 있다고 생각한다. 충격

시와 직립시를 비교하였을 때 변형 분포의 차이가 발견되었다. 이것은 측방 낙상시 발생하는 충격 하중의 방향이 일상적인 생활에서 받는 하중의 방향과는 차이가 있다는 것을 나타내며 낮은 변형에 의해서도 bone matrix의 파괴를 가져올 수 있음을 의미한다.[4] 이것은 고관절 골절이 주로 낙상에 의하여 발생한다는 사실과도 연관지을 수 있다.

본 연구에서는 탄성 영역에서 실험을 수행하였기 때문에 직

접적인 골절에 대한 분석이 불가능하였다. 그리고 낙상시 선택된 하중 각도의 이외의 경우에 대한 고려를 하지 못하였다. 이는 앞으로의 실험에 있어서 개선되어야 할 점으로 생각된다.

결 론

고령자들에게 치명적인 고관절 골절의 주요한 요인인 측방 낙상에 대한 기초 연구로서, 본 실험에서는 고관절의 강도에 영향을 주는 요인으로 하중 방향과 변형률을 설정하고 이에 대한 영향을 고려하고자 하였다.

본 연구에서는 대퇴골 강도에 대한 앞선 실험들과는 달리 충격 시험기를 사용하였으며, 실제적인 낙상 조건을 묘사하기 위하여 시스템의 유효 질량과 유효 강성을 조절하였다. 또한 하중 방향의 대퇴골 근위부 변형에 대한 영향을 정량적으로 분석하였으며 직립시의 변형 분포와도 비교하였다. 이러한 자료 대퇴골 골절 예측을 위한 좀 더 정확한 유한 요소 모델을 구성하는데 도움이 될 것이며, 임상적으로는 손상 기전에 대한 정보를 제공해줄 것이다.

참 고 논 문

1. Tinetti ME, Speechley M and Ginter SF, "Risk factors for falls among elderly person living in the community.", N Engl J Med, 319:1701-1707, 1988
2. Cummings SR, Nevitt MC, Browner WS, Stone K, Fox K, Ensrud K, Cauley J, Black D and Vogt T, "Risk factors for hip fracture in white women.", N Engl J Med, 332:767-773, 1995
3. Meyer H, Tverdal A, Jinnah R, Cox Q and Van Natta M, "Epidemiology of hip fractures among the elderly.", Clin Orthop, 31:129-135, 1995
4. Ford CM and Keaveny TM, "The dependence of shear failure properties of trabecular bone on apparent density and trabecular orientation.", J Biomech, 29:1309-1317, 1996
5. Pinilla TP, Boardman KC, Bouxsein ML, Myers ER and Hayes WC, "Impact direction from a fall influences the failure load of the proximal femur as much as age-related bone loss.", Calcif Tissue Int, 58:231-235, 1996
6. Parkkari J, Kannus P, Heikkila J, Poutala J, Heinonen A, Sievanen H and Vuori I, "Impact experiments of an external hip protectors in young volunteers.", Calcif Tissue Int, 60:354-357, 1997
7. Robinovitch SN, McMahon TA and Hayes WC, "Prediction of femoral impact forces in falls on the hip", J Biomech Eng, 113:366-374, 1991
8. Robinovitch SN, McMahon TA and Hayes WC, "Energy shutting hip padding system attenuates femoral impact force in a simulated fall.", J Biomech Eng, 117:409-413, 1995a
9. Robinovitch SN, McMahon TA and Hayes WC, "Force attenuation in trochanteric soft tissues during a fall.", J Orthop Res, 13:956-962, 1995b
10. Robinovitch SN, McMahon TA and Hayes WC, "Predicting the impact response of a nonlinear single-degree-of-freedom shock-absorbing system from the measured step response.", J Biomech Eng, 119:221-227, 1997
11. Finay, J. B., Bourne, R. B., McLean, J., "A technique for the in vitro measurement of principal strains in the human tibia", J. Biomech., 15:723-739, 1982
12. Lotz LC, Cheal EJ and Hayes WC, "Fracture prediction for the proximal femur using finite element models: part 1-linear analysis.", J Biomech Eng, 113:353-360, 1991
13. Biewener AA, "Biomechanics-Structures and Systems. 1st ed." IRL PRESS, Biewener AA:129-130, 1992
14. Carter DR, Harris WH, Vasu R, Caler WE, "Mechanical Properties of bone.", ASME Publication, Cowin SC:45, 1981
15. Viano DC and Stalnaker RL, "Mechanisms of femoral fracture.", J Biomech, 13:701-715, 1980
16. Courtney AC, Wachtel EF, Myers ER and Hayes WC, "Effects of loading rate on strength of the proximal femur." Calcif Tissue Int., 55:53-58, 1994
17. Courtney AC, Wachtel EF, Myers ER and Hayes WC, "Age-related reductions in the strength of the femur tested in a fall-loading configuration." J Bone Joint Surg., 77-A:387-395, 1995
18. Carter DR, Schwab GH and Spangler DM, "Tensile Fracture of Cancellous Bone." Acta Orthop Scand, 51:733-741, 1980
19. Meyer H, Tverdal A, Jinnah R, Cox Q and Van Natta M, "Epidemiology of hip fractures among the elderly." Clin Orthop, 31:129-135, 1995.
20. Vichnin HH and Batterman SC, "Stress analysis and failure prediction in the proximal femur before and after total hip replacement.", J Biomech Eng, 108:33-41, 1986