

# 인공고관절 전치환술에 있어서 비구 재건 술에 관한 3차원 유한요소해석

류 재청, 문 무성, 김 규석(산재의료 관리원, 재활공학연구센터)

유 명철(경희대학교 의과대학 정형외과학교실)

## 3-D Finite Element Analysis of Acetabular Reconstruction of THR

J. C. Ryu, Ph.D., M. S. Mun, Ph.D., G. S. Kim  
KLWA, Orthopedic & Rehabilitation Engineering Center(KOREC)

M. C. Yoo, M.D.  
Department of Orthopedic Surgery, School of Medicine, Kyung Hee University

**Abstract** : Using a 3-D finite element method (FEM), the biomechanical characteristics of a threaded truncated acetabular component and a porous coated hemispherical acetabular component were studied. The Von-Mises stress/strain patterns in the acetabulum reconstructed with these two different types of cementless acetabular cups were investigated. The geometry and dimensions of human hemi-pelvis used in the present shape modeling for finite element analysis were scanned with a 3-D laser scanner(TDS-9000, Cyberware,USA). The scanned data was numerically handled with a shape modelling software 'Pro-Engineer'. Using 19836, 16853 tetrahedral elements, respectively, the stress and displacement field of the acetabulum reconstructed with the two different types of the acetabular components were computed. While the hemi-sphere component was found to show a relatively similar stress/strain patterns to those in the normal hip, the results with the threaded cup showed a considerably different patterns from those in the normal condition. Several regions in cancellous bone near the threads and the edge of the truncated cup was found to be overstressed, especially in the superior-lateral part of the acetabulum. It was postulated that the excessive reaming-out of subchondral bone layer when the truncated cup was used can cause the presence of these overstressed regions of cancellous bone. This theoretical prediction for the implanted acetabulum appeared to consistent with the pathological observation of proximal/medial migration of the threaded truncated acetabular prostheses in the previous publications.

### 1. 서론

해부학적으로 비구(acetabulum)는 거의 반구형의 형상을 하고 있으며, 비구의 내벽에 형성된 관골구와(acetabular fossa)를 통하여 체중으로부터 발생하는 힘을 지탱하여 다리의 운동을 원활하게 한다. 인공고관절 전치환술에 있어서 비구에 인공 비구컵(acetabular cup)을 안정성 있게 안착시키기 위하여 다양한 노력<sup>1,2)</sup>이 있어왔다. 1960년대 초에는 골 시멘트를 도입하여 비구 컵을 비구에 안착시키는 기술이 대부분 행해졌으나 시간이 경과하면서 고율에서의 무균성 해리(loosening)<sup>3)</sup>가 발생하므로써 결국 골 시멘트의 사용을 점차 기피하게 되었다. 그래서 골시멘트없이 비구내벽에 인공 비구 컵을 부착시키는 여러 방법이 개발되었다<sup>4,5)</sup>.

이들중 임상적으로 가장 널리 사용되고 있는 무시멘트형 비구 컵의 고정형태는 두 가지가 있다. 첫째는 비구 컵의 바깥면에 미세한 다공성 물질을 도포함으로써 표면의 미세한 구멍 속으로 비구 골의 골 조직이 스며들어가 골의 일부분으로 고정되는 방법이며<sup>6)</sup>, 둘째는 비구컵 바깥면에 나사구조를 만들어 비구내벽에 돌려 넣어 고정시키는 방법이다.

비구 컵의 모양은 반구형(hemi-sphere type)과 원추형(truncate type)의 두 가지가 대표적이다. 반구형은 비구내벽자체와 유사한 구조를 가짐으로써 최소한의 표층 골 조직의 제거만으로 비구 컵을 삽입할 수 있는 장점을 가지며, 이외에도 비구 컵의 위치변경이 용이하고 삽입이 간편한 장점이 있으나 시술직후의 안정성이 적기 때문에 조기고정을 위하여 spike, peg, screw등을 사용하여 고정한다. 그러나 비구의 모양이 사람마다 같은 반구형은 아니어서 타원형 또는 protrusio acetabuli등의 경우에는 반구형 컵의 삽입이 쉽지 않다. 이에 반해 원추형은 주로 바깥면에 나사구조를 가지고 있으므로 시술직후부터 안정된 고정이 이루어지며, 특히 비구의 구조가 비해부학적이거나 결손이 있는 경우에도 안정된 고정을 얻을 수 있다. 이러한 장점에도 불구하고 원추형은 반구형에 비해 컵의 이주(migration)율이 매우 높다(약 10%). 이러한

이주는 고관절의 기능감소뿐만 아니라 비구파괴(acetabulum failure)의 원인이 된다. 원추형에서 이주의 원인은 주로 비구내벽의 과도한 표층골조직의 제거와 비구컵 상부예지(wedge)부분에서의 비구에 대한 응력집중(stress concentration)이 반복적으로 계속됨으로서 추시시간이 길어질수록 이주현상이 심하게 나타난다. 특히 응력집중은 뼈에 미세한 크랙(crack)을 발생시키고 시간이 경과할수록 크랙이 성장하여 비구 파괴 및 고관절 기능감소를 초래한다.

본 연구는 다공성 표면을 가진 반구형 비구 컵과 원추나사형 비구 컵의 생체 역학적 측면에서 해리와 이주의 원인을 파악하기 위해 3차원 유한요소법을 이용한 비구 및 골반의 컴퓨터 시뮬레이션을 행하였다. 이는 비구 내에 반구형 비구 컵과 원추나사형 비구 컵을 삽입하여 생체 역학적 특성을 파악하고, 두 모델간의 응력집중도를 조사하였다. 이 계산에 쓰인 컴퓨터는 HP 715/80 Work Station이며 유한요소해석은 상용패키지인 ANSYS 5.1을 사용하였다.

## 2. 재료 및 방법

### 가. 골반의 형상 모델링(shape modeling)

3차원 유한요소해석을 수행하기 위하여 우선 골반의 형상을 스캐닝해야한다. 스캐닝 작업은 3차원 레이저 스캐너(3-D Laser scanner ; Cyberware Co. , USA)를 이용하여 골반형상을 3차원좌표를 갖는 많은 점으로 인식하여 컴퓨터에 자동입력된다.이 입력된 형상을 구성하는 좌표 점들을 형상 모델링 프로그램인 PRO-ENGINEER (P.T.C. Co. ,USA)를 이용하여 선을 만들어 준다(그림.1). 이 선들을 기본으로 하여 다시 형상 면으로 재구성한다. 이 작업이 완료되면 형상 모델링 프로그램에서 유한요소해석프로그램인 ANSYS 5.1<sup>7)</sup>로 형상데이터를 전달해야한다. 그러므로 형상데이터를 IGES 화일로 재구성해서 ANSYS 5.1로 넘겨준다. ANSYS 5.1은 표면데이터를 이용하여 솔리드를 만들어 낸다. 솔리드작업은 해석을 위한 형상모델링의 최종작업(그림.2)이다. 골반형상에 대한 솔리드작업이 완료되면, 비구에 반구형 비구 컵과 원추형 비구 컵을 각각 삽입한 모델로 수정작업을 거치게 된다.

### 나. Mesh generation(생성) 및 경계조건(B. C.)

솔리드모델링이 끝나면 수치해석을 위하여 골반형상을 작은 메쉬(요소와 동일)들로 나눈다. 이 메쉬들은  $U_x$ ,  $U_y$ ,  $U_z$  등의 자유도를 갖는 절점들로 구성되어 있다. 메쉬의 형태는 3차원 메쉬중 하나인 10절점 tetrahedral element(그림. 3)를 선택하였다. 또한 골반모델에 대한 메쉬의 분포 및 밀도는 그림.4와 같다. 반구형 비구컵 모델에 대한 요소 수는 19863개이며 이를 구성하는 절점수는 29999개이다. 원추나사형 비구 컵에 대한 요소 수는 16853개이며, 이를 구성하는 절점수는 26402개이다. 골반모델의 구조는 내부

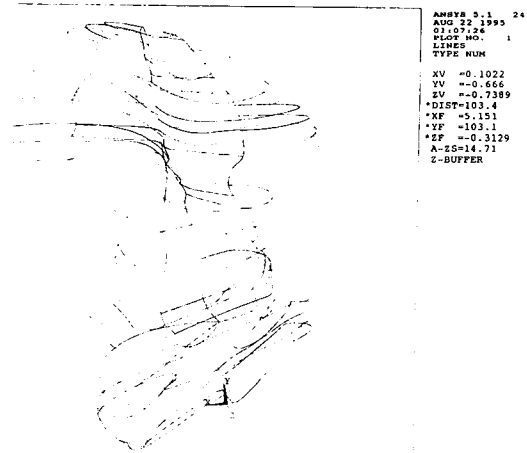


Fig. 1 A shape scanning for the modeling of human pelvis.

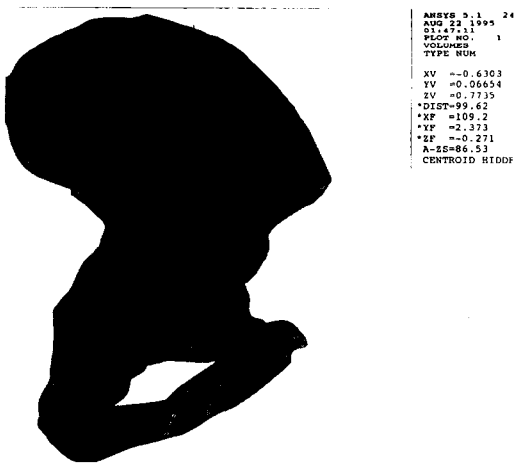


Fig. 2 Solid modeling of human pelvis.

의 cancellous bone과 외부를 둘러싸는 cortical bone으로 구성되어 있으며 얇은 층의 두께는 0.5mm로 부터 비구주위의 3mm까지 일정하게 분포되어 있지 않다. 그러므로 모델표면의 요소들을 선택하여 그 내부의 요소들과 다른 물성을 부여함으로써 내부요소와 표면 층을 구성하는 요소들이 각각 cancellous bone과 cortical bone의 특성을 갖게 하였다. 비구와 티타늄 backing cup, backing cup과 HDPE cup은 서로 완전 고정되었다고 가정하였으며, 치골 결합면(symphyial surface)과 이상면(auricular surface)은 변위 구속조건(displacement constraints)을 부여하였다(그림.5). 사용된 생체물질 및 인공재료의 특성은 표.1과 같다. 비구 컵에 작용하는 하중조건(loadng condition)은 참고문헌에 따라 400 kg중(동하중을 고려, 보통 사람의 체중의 약5배 기준)결정했으며, 생리학적 대퇴골두에 의한 압축력을 예상하여 최고 하중 점의 값을 주었다.

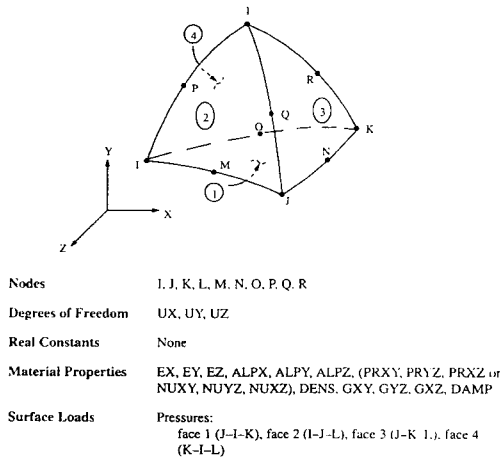


Fig. 3 3-D 10-node tetrahedral structural solid element.

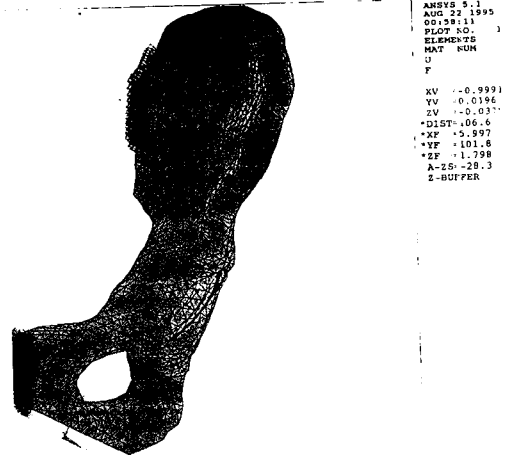


Fig. 5 A boundary condition and loading condition of hemi-pelvis model.

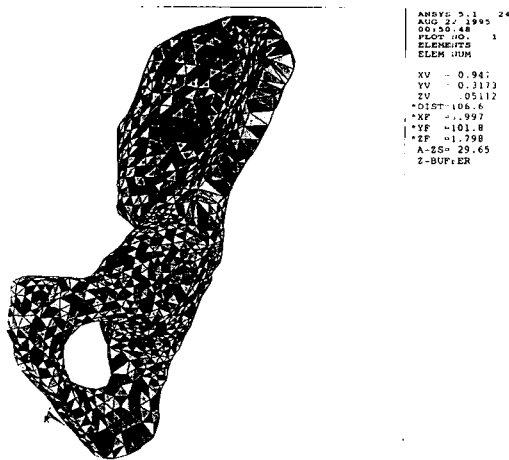


Fig. 4 A mesh generation of human pelvis.

### 3. 결과 및 고찰

비구에 작용하는 하중은 골반전체의 형상 변형에 많은 영향을 미치게 된다. 골반의 형상구조 자체가 매우 복잡하고 어렵기 때문에 이에 대한 생체 역학적 해석도 매우 어려울 수밖에 없게 된다. 그러므로 과거 80년대의 비구에 대한 생체 역학적 유한요소해석은 2차원 대칭형상<sup>8,9)</sup>이라 가정하고 해석하므로 서 부분적으로 비구에 대한 역학적 모형을 제시하기도 하였다. 그러나 이 결과는 일부분 및 어느 특정 단면만을 해석하므로 서 나머지 부분에 대한 상호 역학적 관계를 규명할 수 없을 뿐만 아니라, 골반 전체의 역학적 해석에도 한계가 있다. 본 연구는 골반전체의 3차원 유한요소해석을 통하여 반구형 비구 컵과 원추형 비구 컵의 생체 역학적 해석을 함으로서 비구에 작용하는 하중에 대한 골반전체의 응력-변형을 분포

(stress-strain distribution) 및 원래형상에 대한 변형 정도를 나타내어 반구형비구컵에 비하여 원추형 비구 컵의 상외측 에지(Edge)부위에서의 응력집중 및 전반적인 골반의 변형상태를 이해하고자 한다.

생체 역학적 해석결과는 원추형 비구 컵과 반구형 비구 컵의 등가 평균 변형률(Von-Mises strain criteria)을 비교하므로 서 알 수 있다. 등가 평균 변형률  $\epsilon_M$  은 다음과 같다.

$$\epsilon_M = \{ (\epsilon_1 - \epsilon_2)^2 + (\epsilon_2 - \epsilon_3)^2 + (\epsilon_3 - \epsilon_1)^2 \}^{1/2}$$

여기서  $\epsilon_1, \epsilon_2, \epsilon_3$  는 주변형 율을 나타낸다. 각 절 점에서의 이  $\epsilon_M$  값을 나타낸 것이 반구형의 경우 그림.6 이고, 원추형인 경우 그림.7에 나타내었다. 이 그림들은 골반에서도 비구부위를 확대하여 응력이 집중된 부위를 같은 각도로 절단하여 내부 변형률을 나타낸 것이다. 반구형 비구 컵의 경우(그림.6) 최대 등가 평균 변형률이 0.00277에 도달했으며 주요 작용부위는 인공 대퇴골두가 직접작용하는 HDPE(High Density Polyethylene) cup의 상층부이다. 특히, 티타늄 back과 비구내벽의 피질부는 거의 변형이 일어나지 않으나 망상골로 이루어진 골내층부는 구면을 따라 전체적으로 고루 변형이 발생하며 그 값의 크기는 대체로 근위로 부터 원위로 점차 적어지고 있음을 알 수 있다. 그림에서 보듯이 내측 망상골 근위부의 최대변형이 0.001543이다. 이에 반해 원추형 비구 컵은 최대등가 평균 변형률(그림.7)이 0.002963으로 인공대퇴골두가 직접 작용하는 HDPE cup의 상층부가 아니라 원추체의 상외측 에지부분이 피질부를 과도하게 침범하므로 서 과도 변형이 발생하게 되고, 이는 응력집중이 야기되고 있음을 보여주고 있다. 이런 응력집중 심화는 비구뿐만 아니라 골반자체에도 별로 바람직하지 않다. 인체의 보행이 계속됨으로서 응력집중이 반복적으로 과도하게 일어난다. 이것은 시술후 시간이 경과할수록 골반 비구내벽에 과도한 피로(fatigue)하중이 가해짐으

로서 망상 골의 골 지주 구조에 마이크로 크랙(micro crack)발생을 유도할 수 있어, 골 구조가 파괴, 약화될 수 있으며, 궁극적으로 임상결과에서 보여지는 cup의 이주(migration)와 비구파괴(acetabulum fracture)의 원인이 될 수 있다고 유추된다.

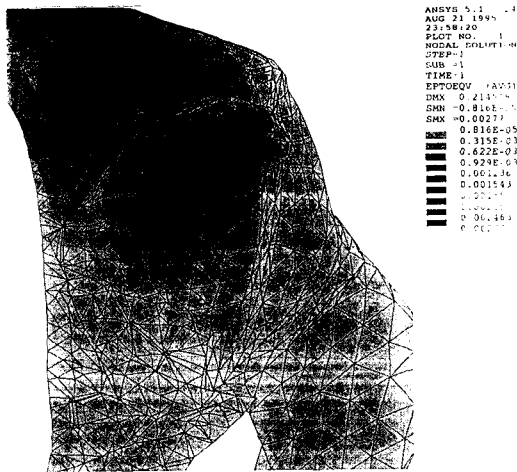


Fig. 6 A distribution dia of von mises strain with hemi sphere type acetabular cup

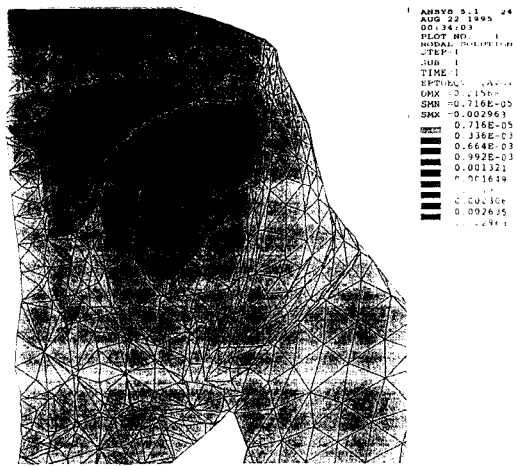


Fig. 7 A distribution dia of von mises strain with truncated type acetabular cup.

생역학적 측면에서 볼 때, 초기고정의 안정성 면에서 원추형 비구 컵이 유리하다고 생각되나, 해리와 이주, 비구파괴의 장기적 측면에서 볼 때는, 초기안정성은 원추형에 비해 떨어지지만 응력집중을 자연상태의 비구처럼 분산시킬 수 있는 반구형이 명백히 유리함을 입증하였다.

3차원 골반의 유한요소 해석을 위한 컴퓨터는 HCRX-8Z Graphic Card가 내장된 HP 715/80 Work Station이 이용되었고, 해석 S/W은 ANSYS 5.1이 사용되었다. 계산시간은 반구형 모델의 경우 8543초가 소요되었고, 원추형 모델은 5600초 정도 소요되었다.

#### 4. 결론

3차원 유한요소법을 도입하여 형상이 매우 난해한 골반의 응력 및 변형률 분포를 해석하는 것은 매우 어려운 일중 하나이다. 특히 인공 고관절 전치환술에 있어서 비구컵의 형상 및 고정방법에 따라 임상적으로 발생하는 제문 제들을 생체 역학적으로 해석하는 것은 매우 의미가 있다고 생각된다. 본 연구에서는 반구형 비구 컵에 비해 원추형 비구 컵이 해리 및 이주, 비구파괴의 발생빈도가 높음을 생체 역학적 관점에서 보이고자 하였다.

1. 3차원적으로 대단히 복잡한 형상을 가진 사람의 골반 형상을 전산데이터화에 성공함으로써 향후 제반 정형 외과적 생체역학 연구에서의 편리한 Modeling 기법을 제시하였다.
2. 비구내벽 상층 망상골부위의 최대등가 변형률이 반구형의 경우 0.00154이고, 원추형 비구 컵의 경우 0.00296으로서 거의 두배에 가까움을 나타내, 반구형의 경우가 생역학적 응력/변형도 분포에서 자연 상태의 조건과 보다 유사하여, 성공 도에서 유리할 수 있음을 시사하였다 .
3. 시술시간이 경과함에 따라, 원추형이 반구형에 비해 두배에 달하는 이주 및 비구파괴를 가능성을 간접적으로 예측할 수 있었으며, 기 보고된 임상 결과의 이유를 설명할 수 있었다.

#### References

1. Mckee, G.K., "Development of total prosthetic replacement of the hip.", Clin. Orthop.,72,85-104,1970.
2. Mckee, G.K. and Watson-Farrar, "Replacement of arthritic hips by the Mckee-Farrar prosthesis", J. Bone & Joint Surg., 48-B,245,1966.
3. Anderson G.B.J., Freeman M.A.R., et al, "Loosening of the cemented acetabular cup in THR.", J. Bone & Joint Surg., 54-B , 590-599, 1972.
4. Apel D.M., et al, "Threaded cup acetabuloplasty.", Clin. Orthop. , 241, 183-188, 1989.
5. Engh A.C., et al, "Cementless acetabular component", J. Bone & Joint Surg., 72-B, 53-59 , 1990.
6. Harris W.H., et al, "Bony ingrowth fixation of the acetabular component in canine hip joint arthroplasty.", Clin. Orthop. , 176, 7-11, 1983.
7. Desalvo G.J., Swanson J.A., " ANSYS user's manual", Swanson Analsis System, Inc, 1994.
8. Rik Huiskess, "Finite element analysis of acetabular reconstruction", Acta Orthop. Scand. 58,620-625, 1987.
9. Dennis R. Carter, et al, "Relation of coxarthrosis to stresses and morphogenesis - A ffinite element analysis-.", Acta Orthop. Scand. 58,611-619, 1987.

Table 1. Material Constants

	Young's Modulus(MPa)	Poisson Ratio
Femoral Head (CoCrMo)	$20 \times 10^4$	0.27
PE Insert	$0.7 \times 10^4$	0.40
Metal Back(Ti)	$11 \times 10^4$	0.28
Ceramic Cup	$39 \times 10^4$	0.20
Cortical Bone	$1.7 \times 10^4$	0.30
Cancellous Bone	$0.15 - 0.3 \times 10^4$	0.30