

## 인공고관절의 설계인자들이 해리현상에 미치는 영향에 대한 해석

김 영 은 · 정 정 화\*

= Abstract =

### Analysis of Loosening Phenomenon in Artificial Hip Joint Application Related to Design Parameters

Young Eun Kim, Chung Hwa Chung\*

The human's biomechanical structure keeps an optimal state by adapting the original biomechanical structure according to a change in the physical environment. This phenomenon is believed to be the main cause of loosening of the total hip replacement which is used widely in these days.

In this study the bone density change due to artificial hip joint, which is generally believed as bone-remodeling, was investigated by the finite element method. For this, 2-D FEM models with 4 nodal point elements were constructed for intact and implanted cases. The density was calculated by comparing the relative amounts of effective stress for these two cases. In this way, calculated new density values were used in the next step as input values and this procedure repeated until convergence was obtained.

Severe density change was detected at the femoral cortex of the proximal-medial side as expected. Moreover, following surprising result was found from this analysis. Titanium alloy prosthesis showed less density change compared to stainless steel prosthesis at earlier stage, however, almost same amount of the density change was detected at final stage. It was also found that other design parameters could not significantly affect its density change.

### 1. 서 론

인공고관절(artificial hip joint)은 근래 들어서 인

(접수 : 1993년 3월 15일)

단국대학교 기계공학과

\* 단국대학교 대학원

Dept. of Mechanical Eng. Dankook Univ.,

\* Graduate School Dankook Univ.

구의 증가 특히 노년층 인구의 증가와 시술방법의 향상등으로 인하여 매우 빈번히 사용되어지고 있다. 아울러 인공고관절의 시술은 현재 행하여지고 있는 많은 종류의 인공관절 중에서도 가장 성공적으로 이루어 있는 분야이기도 하다. 그러나 인공고관절의 적용시 많은 문제점들이 남아 있으며 그 중에서도 응력차단(stress-shielding)으로 인하여 발생된다고 믿어지는 골-재형성(bone-remodeling) 때 문에 야기되는 해리 현상(loosening)은 가장 빈번

히 발생되며, 아직도 해결해야 할 가장 큰 문제로 남아 있다.

지금까지 많은 연구들이 이와같은 문제를 해결하고자 수행되어 왔으며, 여러 형태로 설계를 변경시킨 인공고관절들이 생산되어 사용되고 있으나 아직도 이에 대한 뚜렷한 해답을 얻고 있지 못한 상태이다. 지금까지 인공고관절에 대한 주된 연구 대상은 인공고관절로 인한 응력 분포의 변화에 대한 것들이었으며, 주로 유한요소법을 이용한 해석<sup>(1-5)</sup>과 스트레인 게이지등을 이용한 실험적인 방법<sup>(6-8)</sup>이 많이 사용되어 왔었다. 이와같은 해석의 결과 대퇴골의 근위부(proximal side)에서의 응력 감소가 결국 해리 현상의 원인이 된다고 추정하였다. 이같은 결과는 인공고관절의 재질을 달리하여 제작한 경우(스테인레스강 대신 타이타늄 합금 사용) 대퇴골의 안쪽부분에서의 응력 감소가 상대적으로 작게 발생됨으로 개선할 수 있으리라 예측되어 왔었다. 그러나 타이타늄 합금으로 제작된 인공고관절의 사용 결과 임상적으로 역시 같은 정도의 해리 현상이 발생되곤 하였다. 또한 인공고관절의 형태를 달리하여도 이와같은 현상이 같은 정도로 발생되고 있다. 따라서 본 연구에서는 유한요소법을 이용한 반복계산법을 이용하여 인공고관절의 여러 설계 인자중 재질, 칼라의 여부, 골-시멘트의 사용여부에 따라 각기 대퇴골 근위부의 골밀도 변화가 어떻게 발생하는가를 해석하고자 한다.

## 2. 대퇴골의 밀도 변화

### 2.1 골-재형성 계산식

골-재형성 과정은 밀도 변화와 형상 변화로 각기 분리시켜 해석<sup>(9-13)</sup>하거나, 두 현상이 서로 영향을 미친다고 생각하여 동시에 두가지 변화를 고려하여 해석<sup>(14-16)</sup>을 시도하곤 하였다. 그러나 실제적으로 정상상태로부터 상대적으로 변화된 스트레인 값들은 이 두 가지 변화를 모두 같은 방향으로 유발시키며, 단지 이 두 가지 변화는 서로 골-재형성의 속도를 조절하는 영향을 미치고 있다. 따라서 본 해석에서는 위의 두 가지의 변화 중 밀도 변화만을 계산하여 인공고관절을 사용하였을 때 발생하는 해리 현상을 해석하고자 한다.

골-재형성에 의한 밀도변화를 계산하는 모델식은 여러 형태를 이용하고 있으며 주로 1차 미분

방정식 형태이거나, 하중의 반복회수를 고려한 모델 등이 사용되고 있으나 이 경우 모두 사용되는 상수값들을 정확히 알 수 없다. 그러나 본 해석은 반복법을 이용하여 밀도 변화량이 일정 한계내로 수렴할 때까지 계산을 반복시켜 이용하려고 함으로 위와 같은 시간에 대한 밀도 변화값을 구할 필요가 없다. 그리고 본 해석에서 밀도 변화량은 Fyhrie와 Carter<sup>(11)</sup>가 제안한 밀도와 유효응력의 관계식을 본 연구에 맞도록 변형시켜 사용키로 하였다.

대퇴골은 형태가 일정치가 않을 뿐만 아니라 각 부위의 밀도값도 일정하지가 않다. 따라서 인공고관절이 삽입된 모델과 정상상태 대퇴골의 모델과 직접적인 비교를 하기 위하여 정상상태의 대퇴골의 모델의 초기 밀도값은 일정하다고 [피질골(cortical bone): 1.832g/cm<sup>3</sup>, 해면골(cancellous bone): 0.641g/cm<sup>3</sup>] 한 다음 모델의 모든 요소는 이 일정값을 유지하도록 하는 제어기능이 있다고 가정하였다.

즉 N번째 요소의 밀도는 다음과 같이 표기된다.

$$\rho_N = A_N \sigma_{N,eff} \quad (1)$$

그리고 각 요소에서의 유효응력  $\sigma_{N,eff}$ 은 정상상태의 경우에도 각기 다르게 나타난다. 그러나 정상상태에서는 모든 요소의  $\rho$ 값이 같다고 하였으므로 각 요소마다 각기 다른 상수 값  $A_N$ 을 갖는다고 가정하였다. 따라서 인공고관절이 삽입됨으로써 변화되는 N번째 요소의 밀도 변화량은 다음 식과 같이 표기된다.

$$\Delta \rho_N = A_N (\sigma_{N,eff} - \sigma_{N,eff}^0) \quad (2)$$

위 식에서  $\sigma_{N,eff}^0$ 는 정상상태에서의 유효응력값이다. 그리고  $\sigma_{N,eff}$ 는 인공고관절이 삽입되었을 때 발생하는 유효응력값에 해당한다.

그리고 유효응력 값은 다음식과 같이 표기된다.

$$\sigma_{N,eff}^2 = [\sigma_1 \quad \sigma_2] \begin{bmatrix} 1 & -\nu \\ \nu & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \end{bmatrix} \quad (3)$$

위 식에서  $\sigma_1, \sigma_2$ 는 주응력,  $\nu$ 는 포아송비(Poisson's ratio)를 나타낸다.

위에서 언급한 밀도변화에 대한 계산을 순서대로 나타내면 그림 1과 같다.

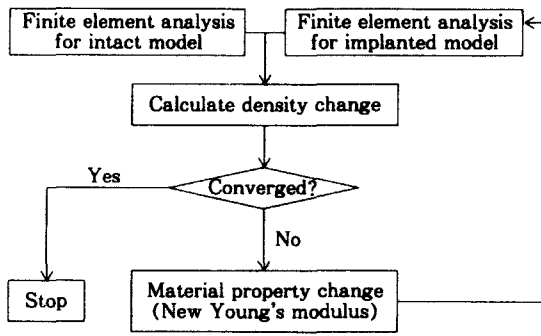


그림 1 밀도 변화 계산의 순서도

Fig. 1 Flow chart of density change calculation

위의 순서도에서 계산되는 탄성계수값은 밀도와 의 상관관계식으로부터 구해진다.

$$E = C \cdot \rho^3 \quad (4)$$

이 때 c는 밀도와 탄성계수와의 상관계수이다. 이와같은 계산은 모든 요소에서의 밀도변화량이 일정 한계내로 수렴할 때까지 반복 계산되게된다.

## 2. 2 대퇴골의 유한요소모델

2차원의 대퇴골의 유한요소 모델을 그림 2와 같이 구성하였다. 모델은 2차원 4-절점 요소를 이용하여 구성하였으며 정상상태의 경우 총 817개의 절점과 745개의 요소로 구성하였다.

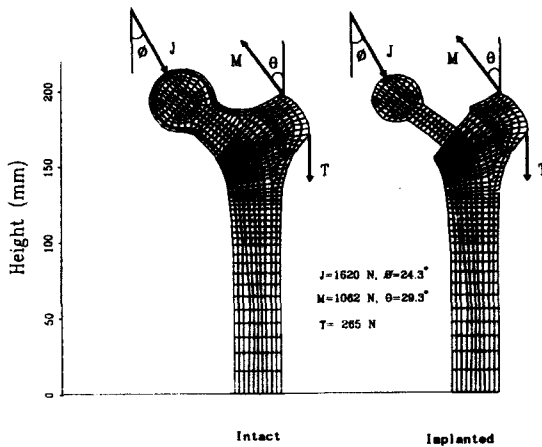


그림 2 유한요소 모델들

Fig. 2 Finite element models

인공고관절이 삽입된 모델은 골-시멘트(bone-cement)를 사용하는 경우와 사용하지 않는 경우로 나누어 계산하였으며 골-시멘트를 사용하는 경우는 스템의 재질변화, 그리고 칼라의 여부에 따라 각기 밀도 변화가 어떻게 발생하는지를 비교 검토 하였다. 본 해석에서 이용한 인공고관절의 형태는 Charnley type을 택하였으며, 골-시멘트를 사용하지 않는 경우도 골-시멘트를 사용하는 경우와 직접적인 비교를 하기 위하여 앞선 모델의 형태를 그대로 사용하였다.

하중조건은 70kg의 몸무게를 갖는 성인이 한 다리로서 있을 때 걸리는 하중을 기준으로 하여 고관절 부위에 발생되는 접촉력과 근육에 의한 힘을 이상화시켜 가하였다.

대퇴골내의 밀도값은 어떤 일정값을 갖을 수가 없을 뿐만 아니라 밀도값의 분포 또한 매우 다양하다. 밀도변화 계산시 변화된 피질골 밀도의 최소값을 0.6977g/cm<sup>3</sup>을 택하였으며 이 값은 계산 초기의 탄성계수값 5.5%에 해당되며 해면골의 밀도값에 가깝다. 최대값은 2.2138g/cm<sup>3</sup>로 택하였으며 이 값은 탄성계수 값 30 GPa에 해당되며 피질골이 가질 수 있는 최대 탄성계수 값에 해당된다. 해면골은 최대 밀도값을 0.8977g/cm<sup>3</sup>로 택하였으며 이 값은 해면골이 갖을 수 있는 최대값에 가까운 값이다. 최소값은 거의 탄성계수값이 초기값에 약 10%에 해당되는 0.2964g/cm<sup>3</sup> 값을 택하였다. 이와같은 밀도 한계는 계산시 수렴을 일정한 반복계산내에서 이룰수 있도록 하기 위하여 설정하였다.

표 1은 본 해석에서 이용한 물성치 값들을 보여 주고 있다.

표 1 해석에 사용한 물성값

Table 1 Material properties

	Young's modulus	Poisson's ratio
Cortical bone	17.00 GPa	0.29
Cancellous bone	728.2 MPa	0.29
Bone-cement	3.011 GPa	0.19
Stainless steel	196.5 GPa	0.30
Titanium alloy	101.4 GPa	0.30

## 3. 해석 결과 및 검토

정상상태와 인공고관절이 삽입된 직후의 응력의

분포를 비교하여 본 결과 대퇴골의 근위부(proximal)의 안쪽 부분(medial side)에서 인공고관절의 삽입으로 인하여 응력값이 매우 급격히 줄어들고 있음을 알 수 있었다. 이와같은 결과는 앞선 연구자들의 연구결과와 일치하며 지금까지는 이 값들만을 가지고 골-재형성에 의한 해리 현상을 예측하곤 하였다. 그러나 밀도 변화를 계산한 결과는 지금까지의 예측과는 매우 상이한 결과를 얻을 수 있었다. 전반적인 밀도 변화를 보면 대퇴골에서 압축력을 받고 있는 근위부의 안쪽(medial) 부분의 변화는 위쪽으로 갈수록 변화량이 급격히 커지며 인장력을 받고 있는 근위부의 바깥(lateral) 부분

의 변화는 매우 복잡한 형태를 보이고 있다. 밀도 변화량이 수렴할 때까지의 반복계산 횟수는 모델에 따라 약간의 차이는 있으나 8번째 계산단계에서는 모두 수렴된 값을 얻을 수 있었다. 따라서 계산결과의 최종치는 8번째 계산값을 취하였다.

### 3. 1 재질에 의한 영향

골-시멘트를 사용하고 인공고관절의 재질을 스테인레스강과 타이타늄합금을 사용하였을 경우 모두 대퇴골의 상부 안쪽면에서 크게 밀도값이 감소됨을 볼 수 있었다. 각 구간에서 계산된 밀도값을 그림 3에서 보여 주고 있다.

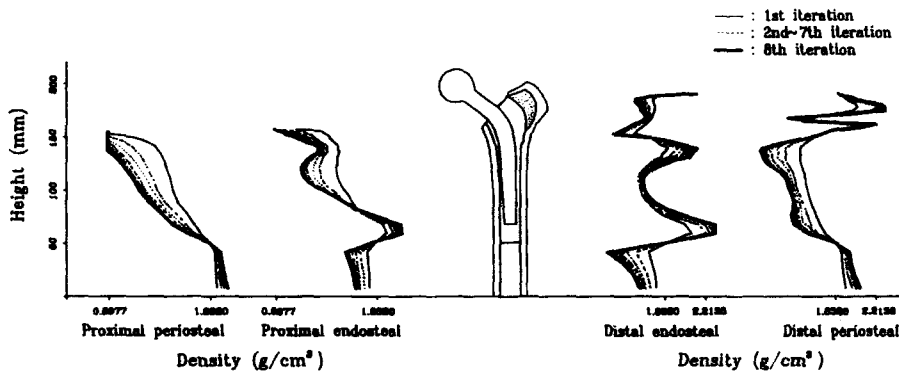


그림 3 스테인레스강 스템 경우의 피질골의 밀도 분포

Fig. 3 Density distribution of cortical bone for stainless steel stem

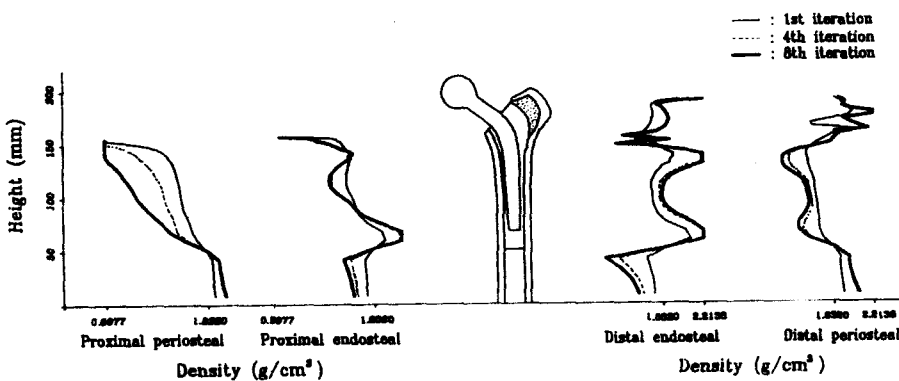


그림 4 타이타늄 합금 스템 경우의 피질골의 밀도 분포

Fig. 4 Density distribution of cortical bone for titanium alloy stem

스텝의 끝부분에 해당되는 곳에서 밀도값이 증가한다. 밀도 감소는 내부면(endosteal) 요소보다 바깥면(periosteal) 요소에서 보다 심각하게 발생되었으며, 바깥쪽(lateral)에서는 매우 복잡한 형태의 밀도변화가 있었으나 처음 상태의 밀도값에서 그리 큰 변화를 보이지는 않고 있다. 이와 같은 복잡한 형태의 밀도 변화는 가해진 근육에 의한 힘 때문이라 여겨진다.

재질을 타이타늄합금으로 하였을 경우 앞서 발표된 연구의 결과와 마찬가지로 인공고관절이 삽입된 후 얼마 정도까지는 스테인레스 강 of 고관절을 사용한 경우보다 밀도 감소가 상대적으로 적게

나타난다. 그러나 반복계산을 계속함에 따라(즉 시간이 경과됨에 따라) 같은 정도의 밀도 감소를 보여주고 있다(그림 4 참조). 이와같은 계산 결과는 스텝의 재질을 달리하여 실행한 실험이나, 단순히 응력 해석만으로 얻어진 유한요소 해석 결과와는 매우 다른 양상을 보여 주고 있다.

이와같은 결과는 현재 입장에서 밝혀지고 있는 바와 같이 타이타늄 합금을 사용한 인공고관절을 사용하여도 결국 같은 정도로 골-재형성이 발생되거나 또는 더 심각한 해리 현상이 발견 되기도 한다는 임상적 관찰 결과<sup>(17)</sup>와 더불어 지금까지 대부분의 연구에서 주로 단순 응력분포에 따른 결과만

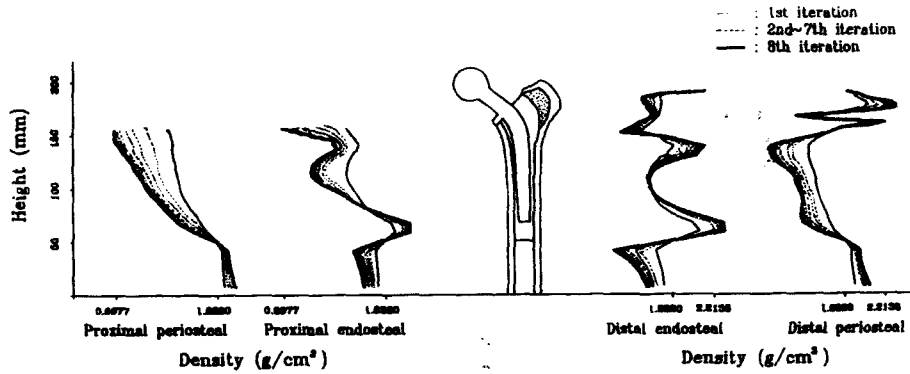


그림 5 칼라를 갖는 스텝 경우의 피질골의 밀도 분포  
Fig. 5 Density distribution of cortical bone for a stem with cervical collar

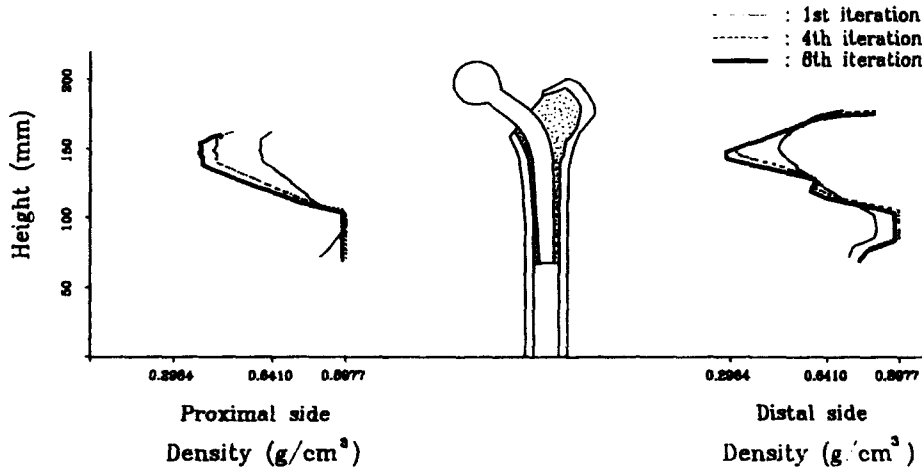


그림 6 Cementless 스텝 경우의 해면골의 밀도 분포  
Fig. 6 Density distribution of cancellous bone for cementless type stem

을 가지고 단정한 해리현상에 대한 예측이 적당하지 못하였음을 알수있게 하여준다.

### 3. 2 칼라의 사용여부에 따른 차이

이상적으로 칼라가 피질골과 완전히 밀착되어 있다고 가정하여 계산을 수행한 결과 칼라가 있는 경우가 초기 단계에서는 밀도 감소를 방지하는데 상당히 큰 효과를 볼 수 있다. 그러나 반복 계산이 계속됨에 따라 타이타늄 합금의 인공고관절을 사용한 경우와 마찬가지로 빠른 밀도 감소를 보여 주고 있다(그림 5 참조).

본 해석에서 이와같이 칼라의 사용여부를 하나의 변수로 택하여 해석을 시도한 이유는 칼라와 피질골이 완전히 밀착되어 있는 경우라면 이 칼라가 대퇴골 근위부 안쪽의 피질골에 칼라가 없는 경우 보다 더 큰 응력을 유발시키기 때문이다. 그러나 계산된 해석 결과로 미루어 볼 때 인공 고관절 설계시 가능하면 큰 응력이 대퇴골의 근위부 이 안쪽(medial side)에 발생하도록 설계하려는 시도도 최종적으로는 별로 효과적이지 못하다는 사실을 예측 가능하게 하여주고 있다.

### 3. 3 Cementless 형태의 인공고관절의 경우

골시멘트를 사용하지 않는 형태의 인공고관절을 사용하여 해면골이 완전히 형성되었다고 가정할 형태에서부터의 밀도 변화를 그림 6, 7에서 보여 주고 있다.

그림 6은 해면골의 밀도 변화를 보여 주고 있는데 인공고관절 스템(stem)의 상단부에서 밀도 감소가 심하게 발생하는 현상을 보여 주고있다. 이와 같은 결과는 대퇴골 근위부의 피질골 뿐만 아니라 해면골에서의 응력값도 인공 고관절로 인하여 매우 감소됨으로 예측되었던 결과이다. 또한 바깥쪽 해면골에서의 밀도 감소도 해면골과 스템의 강도 차이로 유발되는 응력 감소 결과로부터 예견되었던 현상이다. 그림 7은 피질골의 밀도 변화를 보여 주고 있는데 안쪽 외부면(medial-periosteal side)에서는 골시멘트를 사용한 경우와 유사한 형태의 밀도 변화를 보이나 내부면(endosteal)부분에서는 매우 상반된 형태의 밀도 변화를 보인다. 바깥쪽 부분에서는 골-시멘트를 사용한 경우와 달리 밀도 변화량이 상대적으로 적음을 알 수 있다. 그러나 전반적으로 골-시멘트를 사용하지 않는 경우도 같은 정도의 해리 현상을 예측할 수가 있다. 이와같은 사실은 현재 임상에서 논란이 되고 있는 인공과도의 재질 선택이나 골-시멘트의 사용여부에 따라 큰 차이없이 해리 현상이 발생된다는 사실을 설명 가능케하여 준다.

## 4. 결 론

유한요소법을 이용하여 계산된 응력 분포를 이용하여 골의 밀도변화량을 계산한 후 이것의 변화를 다시 유한요소 모델에 반영시켜 반복계산하는 방법으로 인공고관절로 인한 대퇴골의 밀도 변화

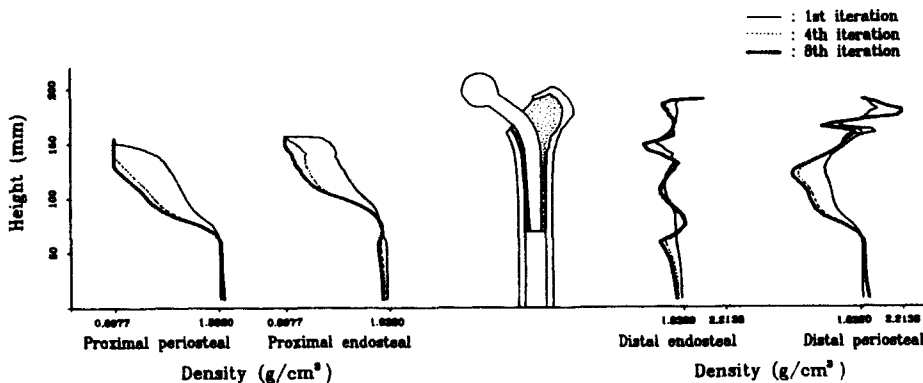


그림 7 Cementless 스템 경우의 피질골의 밀도 분포  
Fig. 7 Density distribution of cortical bone for cementless type stem

를 계산하였다. 이와같은 계산의 결과로 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

(1) 예측한 바와 같이 인공고관절의 설계 인자들을 변화시켜도 대퇴골의 안쪽 면(medial side)에서 심한 밀도 감소가 계산되었다.

(2) 타이타늄 합금을 사용한 인공고관절이 초기 상태에서는 밀도감소가 스테인레스 강을 사용한 경우보다 상대적으로 적게 일어났으나 계산이 수렴된 단계에서는(즉 시술후 많은 시간이 경과한 후에는) 같은 정도의 밀도 감소가 계산되었다.

(3) 피질골의 밀도 변화는 골-시멘트를 사용하지 않는 경우에도 약간의 차이는 보이나 골-시멘트를 사용한 경우와 비슷하게 밀도 변화를 보였으며, 인공고관절의 근위부에서 해면골은 심한 밀도 감소를 보여 해리 현상이 발생할 것이라는 예측을 가늠케 하여준다.

### 참 고 문 헌

- 1) Vichnin, H.H., and Batterman, S.C., "Stress Analysis and Failure Prediction in the Proximal Femur Before and After Total Hip Replacement", J. of Biomechanical Engineering, Vol. 108, pp.33-41, 1986
- 2) Tarr, R., Lewis, J., Ghassemi, F., Sarmiento, A., Clarke, I., and Weingarten, V., "Anatomic Three Dimensional Finite Element Model of the Proximal Femur with Total Hip Prosthesis", Int. Conf. Proc. Finite Elements in Biomech., Vol. 2, pp.511-525, 1984
- 3) Brown, T.D. and Pedersen, D.R., "Global Mechanical Consequences of Reduced Cement-Bone Coupling Rigidity in Proximal Arthroplasty: A Three-Dimensional Finite Element Methods", J. of Biomechanics, Vol. 2, pp.115-129, 1988
- 4) Rohlmann, A., Moessner, U., Bergmann, G., and Kolbel, R., "Finite Element Analysis and Experimental Investigation of Stress in a Femur", J. of Biomechanical Engineering, Vol. 4, pp.241-246, 1982
- 5) Crowninshield, R.D., Pederson, D.R., and Brand, R.A., "A Measurement of Proximal Femur Strain with Total Hip Arthroplasty", J. of Biomechanical Engineering, Vol. 102, pp.230-233, 1980
- 6) Rubin C.T. and Layon, L.E., "Osteoregulatory Nature of Mechanical Stimuli; Function as a Determinant for Adaptive Remodeling in Bone", J. of Orthopaedic Research, Vol. 5, pp. 300-310, 1987
- 7) Oh, I. and Harris, W.H., "Proximal Strain Distribution in the Loaded Femur", J. of Bone and Joint Surg., Vol. 60A, pp.75-85, 1978
- 8) Weightman, B. "The Stress in Total Hip Prosthesis Femoral Stems: A Comparative Experimental Study", Advances in Artificial Hip and Knee Joint Technology(eds. M. Schaldach and D. Hohmann), Springer-Verlag, New York, pp.138-147, 1976
- 9) Cowin, S.C. and Hegedus, D.H., "Bone Remodeling I: A Theory of Adaptive Elasticity", J. of Elasticity, Vol. 5, pp.313-326, 1976
- 10) Huskies, R., Weinans, H., Grootenboer, H.J., Dalstra, M., Fudala, B., and Slooff, F.J., "Adaptive Bone-Remodeling Theory Applied to Prosthetic-Design Analysis", J. of Biomechanics, Vol. 20, pp.1135-1150, 1987
- 11) Fyrie, D.P. and Carter, D.R., "Femoral Head Apparent Density Distribution Predicted from Bone Stress", J. of Biomechanics, Vol. 23, pp.1-10, 1990
- 12) Carter, D.R., Orr, T.E., and Fehrie, D.P., "Relationships between Loading History and Femoral Cancellous Bone Architecture", J. of Biomechanics, Vol. 22, pp.231-244, 1984
- 13) Weinans, H., Huiskes, R., and Grootenboer, H. J., "The Behavior of Adaptive Bone-Remodeling Simulation Models" J. of Biomechanics, Vol. 25, pp.1425-1441, 1992
- 14) Hart, R.T, Dary, D.T., and Heiple, K.G., "A Computational Method for Stress Analysis of Adaptive Elastic Material with a View Toward Application in Strain-Induced Bone Remodeling", J. of Biomechanical Engineering, Vol. 106, pp.342-350, 1984

- 15) Hart, R.T., "A Theoretical Study of the Influence of Bone Maturation Rate on Surface Remodeling Prediction: Idealized Models", J. of Biomechanics, Vol.23, pp.241-258, 1990
- 16) 김영은, 이원식, "FEM을 이용한 외부고정구 영향에 의한 골-재형성에 대한 해석", 대한기계학회논문집, 제15권, pp.436-444, 1991
- 17) 대한 정형외과 생체역학회 추계학술대회, 질문 및 답변서의 내용. 1991