

인공 고관절 대치술에서 무시멘트형 스템의 원위부 압박이 고관절 성능에 미치는 영향

채수원* · 박상석** · 박재원**
(2000년 3월 20일 접수)

The Distal Filling Effects on Hip Joint Function in Cementless Total Hip Replacement

Soo-Won Chae, Sang-Seok Park and Jae-Won Park

Key Words: Total Hip Replacement(인공 고관절 대치술), Distal Filling Stem(원위부 압박형 스템), Distal Flexible Stem(원위부 비압박형 스템), Distal Tapered Stem(원위부가 짧은 비압박형 스템), Stress Shielding(응력 차단), Finite Element Analysis(유한요소해석)

Abstract

In cementless total hip replacement(THR), an initial stability of the femoral component is important to long term fixation of femoral stem. The initial stability has close relationship with the relative displacement of prosthesis and spongy bone at the proximal of femur. After implantation of the prosthesis, the surrounding bone is partially shielded from load carrying and starts to resorb. Stress shielding is the cause of the loss of proximal bone. Assessing stress distribution of femur is important to predict stress shielding. The initial stability and the stress shielding were investigated for two loading conditions approximating a single leg stance and a stair climbing. Three types of stems were studied by the finite element method to analyze the biomechanical effects of distal filling of cementless femoral stems. Three types of stems employed are a distal filling stem, a distal flexible stem, and a distal tapered stem.

1. 서론

인공고관절 대치술(THR)은 관절염 등의 이유로 손상된 대퇴골의 머리부분을 인공관절로 대치함으로써 환자가 정상적인 생활을 할 수 있게 해준다. 인공고관절에 대한 연구에서 많은 인공고관절 설계변수를 실험적인 방법으로 비교 분석하는 것은 시간이 많이 걸리고 연구를 수행하기가 어렵다. 반면에 CT(computed tomography) 데이터를 바탕으로 한 대퇴골과 대퇴삽입물의 실제와

가까운 삼차원 모델로 수행되는 유한요소해석은 다양한 문제를 평가해봄으로써 많은 설계 가능성 중 실험이나 의료시술에 적합한 경우를 찾는 데 도움이 된다.^(1,2) 또한 사체에서 얻어낸 대퇴골에 의한 실험은 환자의 질환, 인종, 나이 등의 영향을 받을 수 있으나 유한요소해석은 일반성을 유지할 수 있고 환자의 특수한 실제생활의 하중조건에 대한 임상적인 결과를 얻을 수도 있다.⁽³⁾ 환자들을 비교분석하는 연구 방법은 자료 부족의 어려움 때문에 추측에 그치는 경우도 있다.

기존의 시멘트형과는 달리 생물학적 골내성장(biologic bony ingrowth)에 의해 대퇴스템(stem)을 고정시키는 무시멘트형 인공고관절 대치술에서 수술 후 초기 안정성의 보장은 매우 중요한 문제이다. 무시멘트형 대퇴 삽입물의 초기 안정은 대퇴 삽입물을 장기간 견고하게 고정시키는데 필수

* 회원, 고려대학교 기계공학과
E-mail : swchae@kucxn.korea.ac.kr
TEL : (02)3290-3367 FAX : (02)926-9441
** 회원, 고려대학교 대학원

적이며 이는 대퇴 삽입물의 경계면에 발생하는 상대적 미세운동을 최소화함으로써 가능하다. 만약 수술 후 100 μ m-150 μ m 이상의 미세운동이 대퇴골과 스템의 경계면에 발생하게 되면 대퇴삽입물이 골로부터 분리될 수 있고 골의 스템의 다공성면(porous surface)으로의 골내성장이 이루어지지 않게 된다.⁽⁴⁾ 따라서 대퇴 삽입물의 장기간의 고정을 위해서는 경계면에서의 미세운동을 최소화 시켜야 한다. 또한 미세운동은 대퇴부 동통과 마모를 발생시킨다. 대퇴스스템은 대퇴골의 응력을 차단(shielding)하는데 대퇴골만이 감당하던 하중을 대퇴스스템이 나누어 감당하기 때문이다. 결과적으로 대퇴골의 응력은 줄어들고 대퇴골은 두께가 얇아지거나 다공성 정도가 커지게 되어 대퇴골의 질량을 줄임으로써 응력분화에 적응한다.^(5,6) Rietergen 등⁽⁵⁾은 동물실험과 유한요소해석을 통해서 press-fitted 스템의 계면 조건이 응력차단(stress shielding)현상에 미치는 영향에 대해서 연구하였다. Burke 등⁽⁷⁾은 대퇴골 삽입물의 한쪽다리로 서 있는 경우와 계단을 올라가는 경우의 하중조건들에 대해서 실험적인 방법으로 상대 미세변위를 측정하여 초기 안정성을 평가하였다. Skinner 등⁽⁸⁾은 무시멘트형 인공고관절 대치술을 수행한 다양한 조건의 환자들의 대퇴골의 기계공학적 인변형을 유한요소해석에 의한 응력해석으로 예측하는 연구를 대퇴골의 광물 밀도측정(DXA)과 비교하여 수행하였다. Mann 등⁽⁹⁾은 시멘트형 인공고관절 대치술에서 스템의 직경과 강성, 스템과 시멘트 사이의 계면조건이 시멘트와 대퇴골의 응력분포에 미치는 영향에 대해서 연구하였다.

본 논문에서는 무시멘트형 인공고관절 대치술에서 원위부의 골내강에 스템이 꽂 들어찬 정도가 인공고관절 대치술 후 대퇴골에 미치는 영향을 생체역학적으로 분석하고자 하였다. 이를 위해 세 가지 종류의 스템에 대해 조사하였다. 첫 번째로 원위부 압박형 스템(distal filling stem)은 스템과 골내강의 원위부(distal)와의 거리가 1mm 이내인 경우의 스템이다. 두 번째로 원위부 비압박형 스템(distal flexible stem)은 원위부에서 골내강과 스템과의 거리가 1mm 이상 떨어져서 원위부쪽은 골내강과 접하지 않는 경우이다. 세 번째로 원위부가 짧은 비압박형 스템(distal tapered stem)은 원위부가 짧고 골 내강과 접촉하지 않는다. 연구에 사용된 스템들은 근위부에서 모두

해면골과 접하여 있으며 원위부 압박형 스템의 경우는 원위부까지 골내강과 접하여 있다.

상식적으로 원위부에서 스템이 단단히 고정되어 있는 경우가 수술 직후 초기 안정성의 면에서 더 유리한 듯 하나 근위부의 고정만으로도 충분하고 또 원위부에 스템을 고정시키지 않음으로써 근위부쪽의 대퇴골에 더 많은 응력이 분포되게 하는 잇점이 있다는 의견이 제시되고 있다.

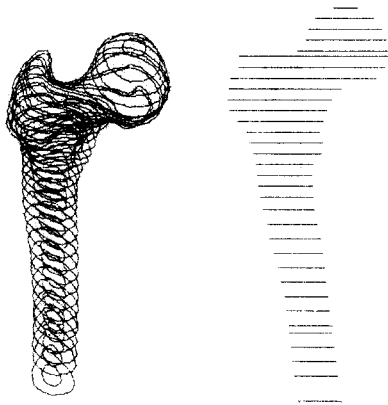
본 논문에서는 무시멘트형 인공고관절 대치술을 수행한 직후 한쪽 다리로 서 있는 하중조건과 계단을 올라가는 하중조건하에서 원위부의 압박이 초기안정성과 대퇴골의 응력분포에 미치는 영향에 대해서 연구하였다. 스템 모델들의 차이는 단지 스템의 형상뿐이며 스템의 형상도 해면골과 접하는 근위부쪽은 같고 원위부만 다르다. 따라서 해석결과의 차이는 오직 스템의 원위부의 형상 차이에서만 기인한다.

2. 유한요소 모델링

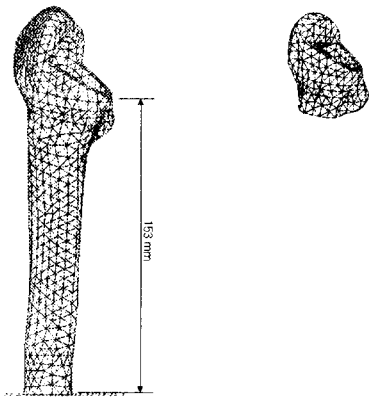
2.1 유한요소망의 생성과 물성치

모델의 형상을 정확히 얻기 위해서 Fig. 1에서 보는 바와 같이 컴퓨터 단층 촬영기로 얻은 대퇴골의 형상 정보를 모델링에 사용하였다. 좌표값 형태의 대퇴골의 형상 정보는 HyperMeshTM를 사용하여 IGES 형태로 변환시킨 후 I-DEASTM에서 유한요소 모델을 생성하였다. 유한요소망을 자동생성하고 해석의 정확도를 높이기 위해서 본 연구에서는 기존의 8-절점 육면체요소 대신 10절점 사면체 요소를 사용하였다. Table 1에는 생성된 유한요소망의 요소의 개수가 나타나 있다. Fig. 2와 Fig. 3은 대퇴골과 스템의 유한요소모델을 보여주고 있다.

해석의 물성치들은 Rubin⁽¹⁰⁾과 Keaveny⁽¹¹⁾ 등이 사용한 값을 골피질(E=17.26GPa, $\nu=0.29$), 해면골(E=324Mpa, $\nu=0.29$), 대퇴스스템(E=110GPa, $\nu=0.3$)에 사용하였다. 골피질과 해면골은 등방성(isotropic)이며 균질한(homogeneous) 물질이고 선형거동을 하는 것으로 가정하였다.



(a) Isometric view (b) Frontal view
Fig. 1 CT image of femur



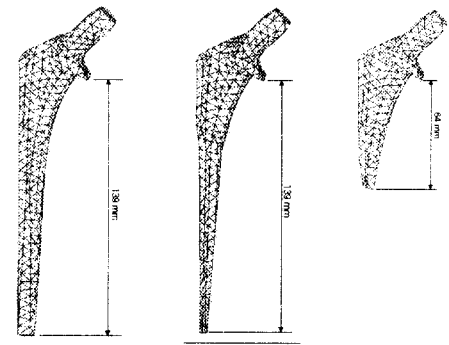
(a) Cortical bone (b) Spongy bone
Fig. 2 Finite element model of femur

2.2 경계조건

해석에 사용된 하중 조건은 일반적으로 많이 사용되고 있는 한쪽 다리로서 있을 때와 계단을 올라갈 때를 가정한 경우이다. Harrigan⁽¹²⁾과 Davy⁽¹³⁾ 자료를 사용하였으며 환자의 체중이 65Kg인 경우이다.

Table 1 Number of elements

		Number of elements	Total number of elements (femur+stem)
Femur	cortical bone	6369	
	spongy bone	2313	
Stem	I. filling stem	3391	11536
	II. flexible stem	2854	11117
	III. tapered stem	2435	



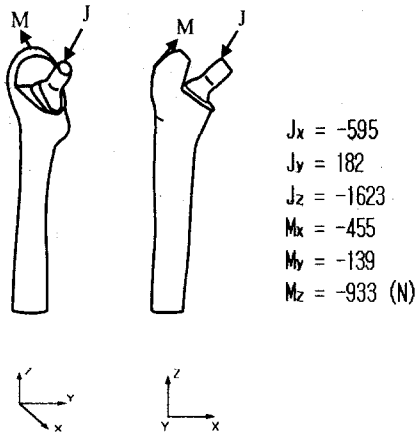
(a) Distal filling stem (b) Distal flexible stem (c) Distal tapered stem

Fig. 3 Finite element model of stems

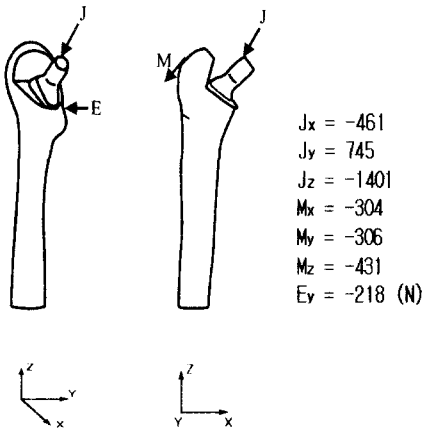
Fig. 4(a)의 한쪽 다리로서 있을 경우 스템에 작용하는 하중 $J_x=-595(N)$, $J_y=182(N)$, $J_z=-1623(N)$ 과 골피질에 작용하는 외전근력 $M_x=-455(N)$, $M_y=-139(N)$, $M_z=933(N)$ 이 적용되었다. Fig. 4(b)의 계단을 올라가는 경우 스템에 작용하는 하중 $J_x=-461(N)$, $J_y=745(N)$, $J_z=-1401(N)$ 과 골피질에 작용하는 외전근력 $M_x=304$, $M_y=306$, $M_z=431(N)$ 그리고 근위부(proximal)의 뒤쪽 (posterior)을 감싸는 근력 $E_y=-218(N)$ 이 적용되었다.

해석에 사용된 경계 조건은 Fig. 4(c)와 같이 골피질의 맨 아래 부분 안쪽의 절점은 모두 구속시켰고 바깥쪽 절점은 Z방향으로만 구속시켰다.

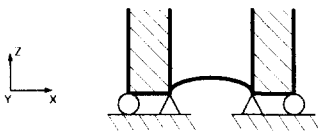
대퇴 스템과 해면골의 접촉면에서의 마찰계수는 Keaveny와 Bartel⁽¹⁴⁾이 제안한 스템의 다공성 코팅 사이의 마찰계수에 대한 상계치로서 Columb 마찰계수 $\mu=1.73$ 을 사용하였고, 나머지 부분은 마찰이 없는 것으로 가정하였다.(Fig. 5)



(a) Single leg stance



(b) Stair climbing



(c) Boundary condition

Fig. 4 Loading conditions

또한 스템의 마찰면에는 282개의 접촉요소(contact element)를 사용하였고, 무마찰면에는 압박형 483개, 비압박형 364개, 짧은 비압박형 133개의 접촉요소를 사용하였다. 그리고 대퇴골에는 총 871개의 접촉요소를 사용하였다.

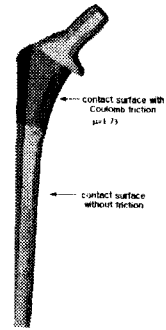


Fig. 5 Contact surface of hip stem

3. 유한요소해석 결과

유한요소해석은 10절점 사면체 요소의 접촉경계조건 문제를 풀 수 있는 ABAQUS™을 사용하였다. Fig. 6은 대퇴골 피질의 각 방향에 따른 명칭을 나타낸 것이다.

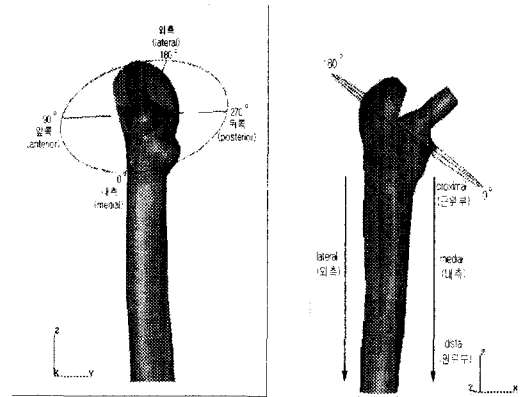
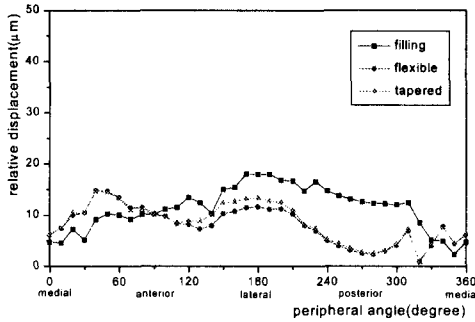


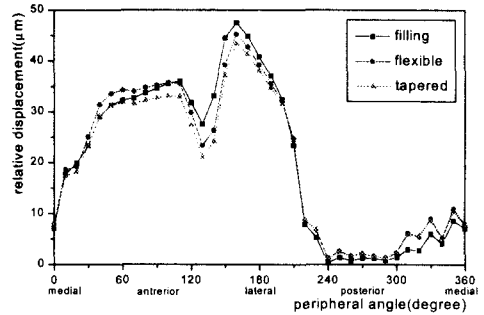
Fig. 6 Terminology of a femoral stem.

한 발로 서 있을 경우(single leg stance)와 계단을 올라갈 경우(stair climbing)를 가정하여 유한요소해석을 수행하였다.

Fig. 7은 근위부(proximal) 즉 대퇴 스템의 칼라(collar) 아래 약 3.5 mm 떨어진 곳에서 스템의 돌레방향을 따른 헤면골과 스템의 상대변위를 나타내고 있다. Fig. 7(a)는 한쪽 다리로서 있는 경우인데, 압박형 스템은 최대 상대 변위가 180°

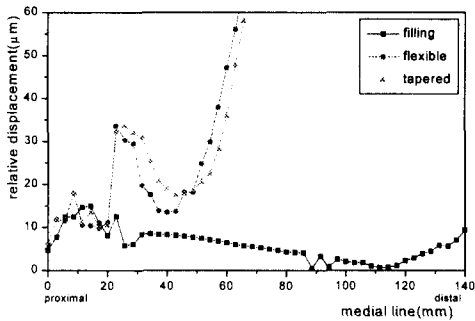


(a) Single leg stance

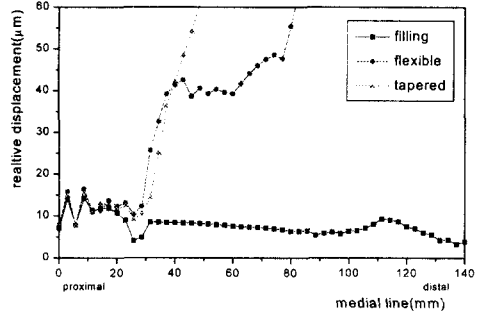


(b) Stair climbing

Fig. 7 Relative displacement along the peripheral angle



(a) Single leg stance



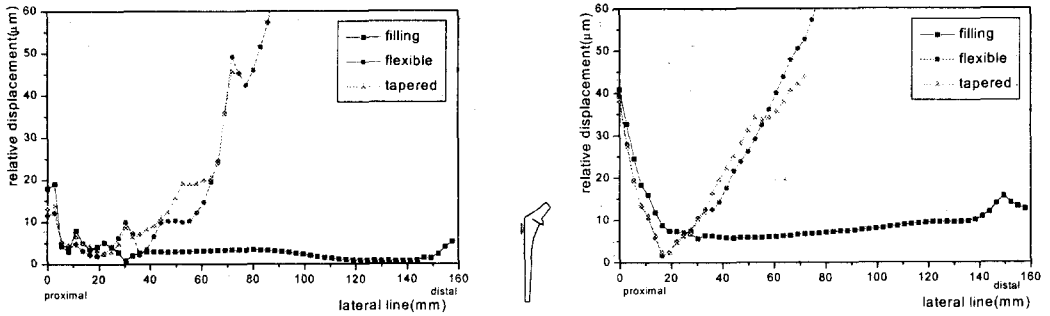
(b) Stair climbing

Fig. 8 Relative displacement along the medial line

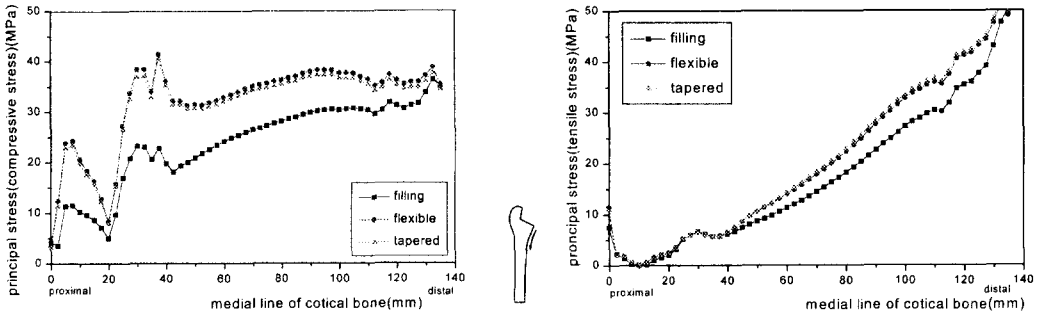
에서 약 $18 \mu\text{m}$, 최소 상대변위는 0° 에서 약 $5 \mu\text{m}$ 로 나타났다. 비압박형과 짧은 비압박형 스템의 결과는 서로 비슷하게 나왔는데, 45° 에서 약 $15 \mu\text{m}$, 280° 에서 약 $3 \mu\text{m}$ 로 나타났다. 한 쪽 다리로 서 있는 경우에서는 압박형 스템이 다른 스템들 보다 상대변위가 대체로 큰 것을 알 수 있다. Fig. 7(b)는 계단을 올라가는 경우를 고려한 것으로 세 가지 스템의 결과 값이 거의 비슷하게 나왔는데, 160° 에서 약 $46 \mu\text{m}$, 240° 에서 약 $1 \mu\text{m}$ 로 나타났다. Fig. 7(a)와 Fig. 7(b)를 비교해 보면 한 발로 서 있을 때 보다 계단을 올라갈 때의 상대변위가 더 크게 나타났음을

알 수 있다.

Fig. 8은 해면골의 내측부위(medial)에서 스템과의 상대변위를 나타내고 있다. Fig. 8(a)의 한 발로 서 있을 때를 보면 압박형 스템의 경우 근위부(proximal)에서 약 10에서 15 μm 정도의 상대변위가 나타났고 원위부(distal)로 갈수록 0에 가깝게 감소하였다. 비 압박형과 tapered 스템의 경우 근위부에서는 약 10~18 μm 정도로 나타났고 원위부로 갈수록 급격히 증가하는 것을 볼 수 있다. 그 이유는 스템이 원위부에서 압박형과 달리 대퇴골과 떨어져 있어서 발생하는 것이므로 크게 문제되지 않는다. Fig. 8(b)의 계단을 올라갈 때를 보면 근위부에서는 세 가지 스템 모두



(a) Single leg stance (b) Stair climbing
Fig. 9 Relative displacement along the lateral line



(a) Single leg stance (b) Stair climbing
Fig. 10 Principal stress distribution along the medial line of a cortical bone

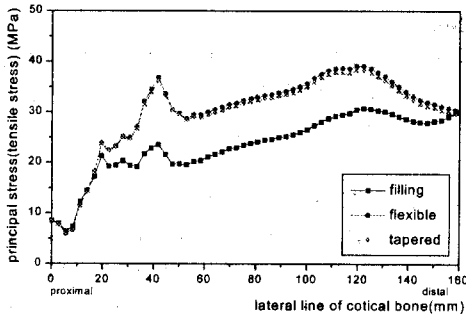
약 10~18 μm 정도로 나타났고 원위부에서는 압박형 스템의 경우 8~10 μm 정도로 거의 일정하게 나타났고 비압박형과 짧은 비압박형 스템의 경우 값이 크게 증가하는 것을 볼 수 있다.

Fig. 9는 해면골과 골피질의 외측부위(lateral)를 따른 스템과의 상대변위를 나타내고 있다. Fig. 9(a)의 한 발로 서 있을 때를 보면 압박형 스템의 경우 근위부에서는 약 20 μm 에서 4 μm 까지 감소하다가 원위부로 가면서 0에 가깝게 완전히 감소하였다. 비 압박형과 짧은 비압박형 스템의 경우 근위부에서는 약 14 μm 에서 3 μm 정도 까지 감소하다가 원위부로 가면서 가파르게 증가하는 것을 볼 수 있다. Fig. 9(b)의 계단을

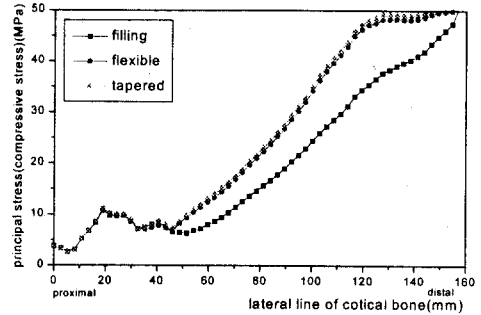
올라갈 때를 보면 압박형 스템의 경우 근위부에서는 약 40 μm 에서 6 μm 정도까지 감소하다가 원위부까지 거의 일정한 값을 유지하였다. 비 압박형과 짧은 비압박형 스템의 경우 근위부에서는 약 40 μm 에서 2 μm 정도 까지 감소하다가 원위부로 가면서 가파르게 증가하는 것을 볼 수 있다.

Fig. 7, 8, 9의 결과는 Burke 등⁽¹⁰⁾이 수행한 실험 결과와 비슷하고, Biegler 등⁽¹¹⁾이 수행한 유한요소 해석 결과와도 비슷하므로 신뢰할만하다고 볼 수 있다.

Fig. 10은 내측부위를 따른 주응력(principal stress) 분포를 나타내고 있다. 이는 뼈와 같은 다

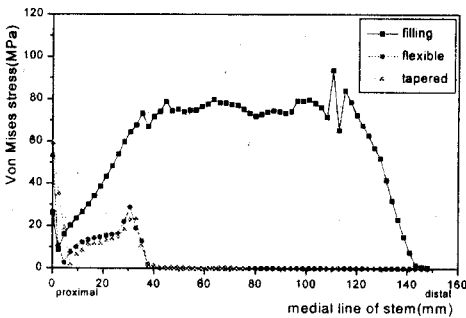


(a) Single leg stance

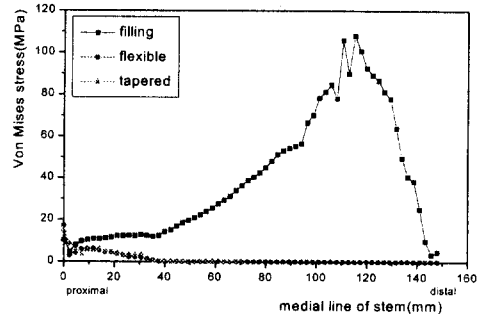


(b) Stair climbing

Fig. 11 Principal stress distribution along the lateral line of cortical bone



(a) Single leg stance



(b) Stair climbing

Fig. 12 Von Mises stress distribution along the medial line of a stem

공성 물질의 경우 von Mises 응력보다는 주응력이 더 의미가 있다고 판단되기 때문이다. Fig. 10(a)의 한 발로 서 있을 때를 보면 주로 압축 응력이 나타났고, Fig. 10(b)의 계단을 올라갈 때는 주로 인장 응력이 나타났다.

Fig. 11은 외측부위를 따른 주응력 분포를 나타내고 있다. 한 발로 서 있을 때에는 주로 인장응력이 나타났고 계단을 올라갈 때는 압축응력이 나타났다.

Fig. 12는 스템에 작용하는 von Mises 응력 분포를 나타내고 있는데, 압박형 스템이 비압박형 스템에 비해 스템에 작용하는 응력이 더 큰 것을 알 수 있다.

Fig. 10, 11, 12의 결과를 볼 때 압박형 스템을 사용했을 경우에 대퇴골에 걸리는 하중의 많은

부분이 스템에 분산되어서 응력차단(stress shielding)현상이 다른 스템보다 많이 나타났다.

4. 결론

스템의 들레방향을 따른 해면골과 스템의 상대 변위의 해석 결과, 한쪽 다리로서 있을 때 원위부 압박형 스템의 경우 상대 미세 변위값이 최대 18 μm 로서 나머지 스템 보다 조금 더 크게 나왔지만 골내 성장이 이루어지는 150 μm 이내의 범위여서 초기 안정성에는 문제가 없다. 계단을 올라갈 때에는 세 가지 스템의 결과가 최대 46 μm , 최소 1 μm 정도로 비슷하게 나왔는데 역시 초기 안정성에는 문제가 없을 것 같다. 그러나

계단을 올라갈 때 돌레 방향의 약 160° 지점에서 상대 변위값이 갑자기 크게 될 가능성을 전혀 배제할 수는 없으므로 초기 안정을 위해서는 가급적 계단을 오르내릴 때 주의가 요망된다.

내측부위와 외측부위를 따른 대퇴골과 스템의 상대 변위의 값은 근위부에서의 값이 중요한데 대부분 $20\ \mu\text{m}$ 이내여서 초기 안정성에는 큰 영향을 끼치지 않는 것 같다. 비 압박형 스템의 경우 원위부로 갈수록 상대 변위가 크게 증가하는 것으로 보아 원위부에서 대퇴골과 접촉이 발생하지는 않는 것 같다

따라서 초기안정성의 관점에서 볼 때, 세 가지 스템에서 상대 미세 변위가 근위부에서 대체로 비슷하게 나왔고 그 크기가 모두 골내 성장이 이루어지는 범위 내에 속하므로 안정성에 큰 문제는 없어 보인다.

대퇴골 피질의 응력분포를 보면 내측부위에서는 한 발로 서 있을 때 압축응력이, 계단을 올라갈 때 인장응력이 주로 작용하였다. 외측부위에서는 이와 반대로 한 발로 서 있을 때 인장응력이, 계단을 올라갈 때 압축응력이 작용하였다. 그리고 압박형 스템일때 비압박형 스템보다 대퇴골에 작용하는 응력 분포가 좀 더 작게 나왔다.

스스템의 응력분포를 보면 압박형 스템의 경우 스템에 큰 응력이 발생하는 것을 볼 수 있는데, 이는 대퇴골 피질에서 받아야 할 응력이 그만큼 감소된다는 것을 의미한다. 즉, 대퇴골에 가해져야 할 응력이 스템에 분담되기 때문에, 응력차단(stress shielding)현상으로 인하여 스템이 골피질로부터 해리될 가능성이 나머지 스템보다 높다고 할 수 있다.

결론적으로 초기 안정성의 관점에서 볼 때 세 가지 스템 모두 큰 문제가 없어 보이나, 대퇴골에 작용하는 응력분포의 관점에서 볼 때는 비압박형 스템이 압박형 스템보다 더 적합한 것으로 판단된다.

참고문헌

- (1) Biegler, F. B., Reuben, J. D., Harrigan, T. P., Hou, F. J. and Akin, J. E., 1995, "Effect of Porous Coating and Loading Conditions on Total Hip Femoral Stem Stability," *J. Arthroplasty*, Vol. 10, No. 6.
- (2) 채수원, 정중환, 김성근, 1998, "무시멘트형 인공고관절에서 직선형 및 곡선형 대퇴스스템의 생역학적 특성," 대한기계학회논문집 A권, 제22권, 제5호.
- (3) Keyak, J. H., Rossi, S. A., Jones, K. A., and Skinner, H. B., 1998, "Prediction of Femoral Fracture Load Using Automated Finite Element Modeling," *J. Biomechanics*, Vol. 31, pp. 125~133.
- (4) Rohlman, A., Cheal, E. J., Hayes, W. C. and Bergmann, G., 1988, "A Non Linear Finite Element Analysis of Interface Conditions in Porous Coated Hip Endoprostheses," *J. Biomechanics*, Vol. 21, pp. 605~611.
- (5) Van Rietbergen, B., Huiskes, R., Weinans, H., Sumner, D. R., Turner, T. M. and Galante, J. O., 1993, "The Mechanism of Bone Remodeling And Resorption Around Press-Fitted THA Stems," *J. Biomechanics*, Vol. 26, No. 4, pp. 369~382.
- (6) Huiskes, R., Weinans, H., Van Rietbergen, B., 1992, "The Relationship Between Stress Shielding and Bone Resorption Around Total Hip Stems and the Effects of Flexible Materials," *Clin Orthop*, Vol. 274, pp. 124~134.
- (7) Burke, D. W., O'Connor, D. O., Zalenski, E. B., Jasty, M. and Harris, W. H., 1991, "Micromotion of Cemented and Uncemented Femoral Components," *J. Bone Joint Sur[Br]*, Vol. 73-B, No. 1, pp. 33~37.
- (8) Skinner, H. B., Kilgus, D. J., Keyak, J., Shimaoka, E. E., Kim, A. S. And Tipton, J. S., 1994, "Correlation of Computed Finite Element Stresses to Bone Density After Remodeling Around Cementless Femoral Implants," *Clinical Orthopaedics And Related Research*, No. 305, pp. 178~189.
- (9) Mann, K. A., Bartel, D. L., Wright, T. M. and Hurstein, A. H., 1995, "Coulomb Frictional Interfaces in Modeling Cemented Total Hip Replacements : A More Realistic Model," *J. Biomechanics*, Vol. 28, No. 9, pp. 1067~1078.
- (10) Rubin, P. J., Rakotomanana, R. L., Leyvraz,

- P. F., Zysset, P. K., Curnier, A. and Heegard, J. H., 1993, "Friction Interface Micromotions and Anisotropic Stress Distribution in a Femoral Total Hip Component," *J. Biomechanics*, Vol. 26 pp. 725~38.
- (11) Keaveny, T. M. and Bartel, D. L., 1992, "Mechanical Consequence of Bone Ingrowth and Fibrous Tissue Encapsulation for a Cementless Hip Prosthesis in the Long-Term," *Trans 38th ORS*, Vol. 17, p. 73.
- (12) Harrigan, T. P. and Harris, W. H., 1991, "A Three-Dimensional Non-Linear Finite Element Study of the Effect of Cement-Prosthesis Debonding Incemented Femoral Total Hip Components," *J. Biomechanics*, Vol. 24, pp. 1047~1058.
- (13) Davy, D. T., Kotzar, G. M., Brown, R. H., Heiple, K. G., Berilia, J. and Burstein, A. H., 1988, "Telemetric Force Measurement Across the Hip After Total Arthroplasty," *J. Bone Joint Surg*, Vol. 70-A, pp. 45~50.
- (14) Keaveny, T. M. and Bartel, D. L., 1993, "Effects of Porous Coating and Collar Support on Early Load Transfer for a Cementless Hip Prosthesis," *J. Biomechanics*, Vol. 26, pp. 1355~1368.