

무시멘트형 대퇴스텝에서 원위부 압박 정도에 따른 생체역학적 특성

박상석* · 박재원* · 채수원**

Biomechanical characteristics of the distal filling effects in cementless femoral stem

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

Key Words: Total Hip Replacement(인공 고관절 대치술), Distal Filling Stem(원위부 압박형 스텝), Distal Flexible Stem(원위부 비압박형 스텝), Distal Tapered Stem(원위부가 짧은 비압박형 스텝), 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. 반

면에 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].

기존의 시멘트형과는 달리 생물학적 골내성장(biologic bony ingrowth)에 의해 대퇴스텝(stem)을 고정시키는 무시멘트형 인공고관절 대치술에서 수술 후 초기 안정성의 보장은 매우 중요한 문제이다. 만약 수술 후 100 μ m-150 μ m 이상의 미세운동이 대퇴골과 스텝의 경계면에 발생하게 되면 대퇴삽입물이 골로부터 분리될 수 있고 골의 스텝의 다공성면(porous surface)으로의 골내성장이 이루어

* 고려대학교 대학원

** 고려대학교 기계공학과

어지지 않게 된다^[4]. 대퇴스템은 대퇴골의 응력을 차단(shielding)하는데, 대퇴골만이 감당하던 하중이 대퇴스템으로 분산되기 때문이다. 결과적으로 줄어든 응력 변화에 적응하기 위해서 대퇴골의 두께가 얇아지거나 다공성 정도가 커지게 되어 질량이 줄어들게 된다^[5,6]. Burke 등^[7]은 대퇴골 삽입물의 한쪽다리로서 있는 경우와 계단을 올라가는 경우의 하중조건들에 대해서 실험적인 방법으로 상대 미세변위를 측정하여 초기 안정성을 평가하였다.

본 논문에서는 무시멘트형 인공고관절 대체술에서 원위부의 골내강에 스템이 꽂 들어찬 정도가 인공고관절 대체술 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. 본 논문에서는 무시멘트형 인공고관절 대체술을 수행한 직후 한쪽 다리로서 있는 하중조건과 계단을 올라가는 하중조건하에서 원위부의 압박이 초기안정성과 대퇴골의 응력분포에 미치는 영향에 대해서 연구하였다. 스템 모델들의 차이는 단지 스템의 형상 뿐이며 스템의 형상도 해면골과 접하는 근위부쪽은 같고 원위부만 다르다. 따라서 해석결과의 차이는 오직 스템의 원위부의 형상 차이에서만 기인한다.

2. 유한요소 모델링

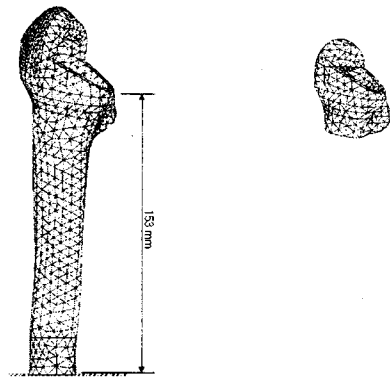
2.1 유한요소망의 생성과 물성치

모델의 형상을 정확히 얻기 위해서 컴퓨터 단층촬영기로 얻은 대퇴골의 형상 정보를 모델링에 사용하였다. 좌표값 형태의 대퇴골의 형상 정보는 HyperMeshTM를 사용하여 IGES 형태로 변환한 후 I-DEASTM에서 유한요소 모델을 생성하였다. 유한요소망의 자동생성과 해석의 정확도를 높이기

위해서 본 연구에서는 기존의 8-절점 육면체요소 대신 10절점 사면체 요소를 사용하였다. Table 1은 생성된 유한요소망의 요소의 개수를 보여주고 있다. Fig.1 와 Fig.2 는 대퇴골과 스템의 유한요소 모델이다.

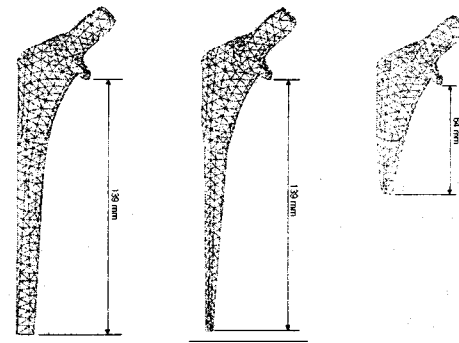
| | | 요소 수 | 총 요소수 (대퇴골+스템) |
|-----|-------------|------|-------------------|
| 대퇴골 | 골피질 | 6369 | |
| | 해면골 | 2313 | |
| 스템 | I. 압박형 | 3391 | 12073 |
| | II. 비압박형 | 2854 | 11536 |
| | III. 짧은비압박형 | 2435 | 11117 |

Table 1. Number of elements



(a) Cortical bone (b) Spongy bone

Fig.1 Finite element model of femur



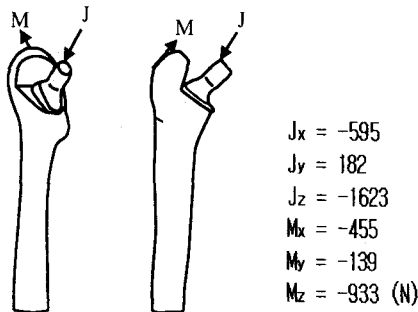
(a) Distal filling stem (b) Distal flexible stem (c) Distal tapered stem

Fig.2 Finite element model of stems

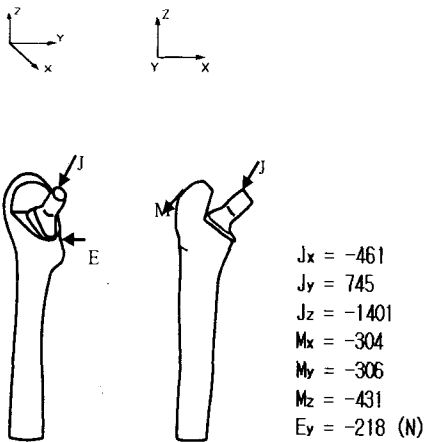
해석의 물성치들은 Rubin^[8]과 Keaveny^[9] 등이 사용한 값을 골피질($E=17.26\text{GPa}$, $\nu=0.29$), 해면골($E=324\text{Mpa}$, $\nu=0.29$), 대퇴스텝($E=110\text{GPa}$, $\nu=0.3$)에 사용하였다. 골피질과 해면골은 등방성(isotropic)이며 균질한(homogeneous) 물질이고 선형거동을 하는 것으로 가정했다.

2.2 경계조건

해석에 사용된 하중 조건은 일반적으로 많이 사용되고 있는 한쪽 다리로서 있을 때와 계단을 올라갈 때를 가정한 경우이다. Harrigan^[10]과 Davy^[11] 자료를 사용하였으며 환자의 체중이 65Kg인 경우이다(Fig.3).



(a) Single leg stance



(b) Stair climbing

Fig.3 Loading conditions.

대퇴 스텝과 해면골의 접촉면에서의 마찰계수는 Keaveny와 Bartel^[3]이 제안한 스텝의 다공성 코팅 사이의 마찰계수에 대한 상계치로서 Columb 마찰

계수 $\mu=1.73$ 을 사용하였고, 나머지 부분은 마찰이 없는 것으로 가정하였다(Fig.4).

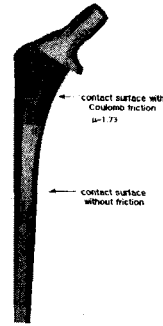


Fig.4 Contact surface of hip stem

3. 유한요소해석 결과

유한요소해석은 10절점 사면체 요소의 접촉경계 조건 문제를 풀 수 있는 ABAQUSTM 사용하였다. Fig.5는 대퇴 골 피질의 각 방향에 따른 명칭을 나타낸 것이다.

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

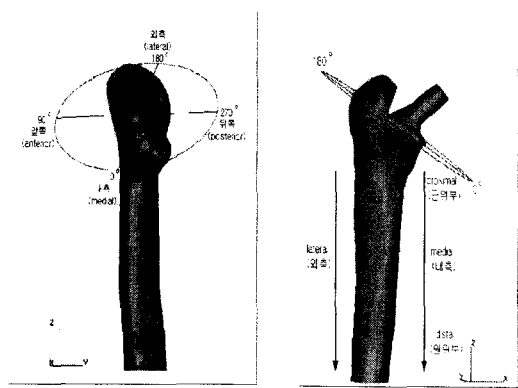
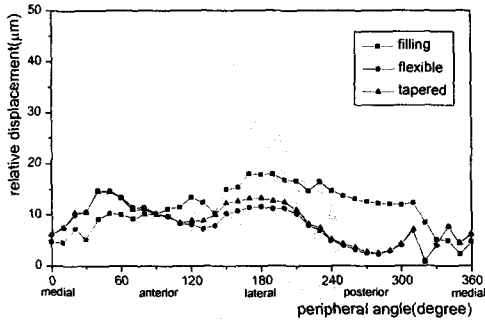
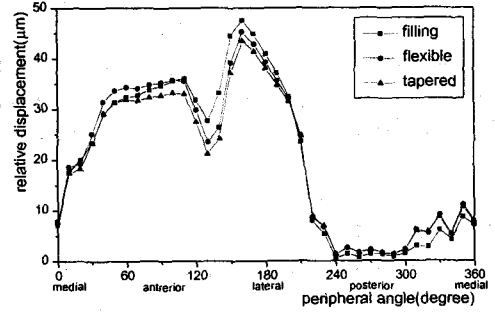


Fig.5 Terminology of a femoral stem

Fig.6은 근위부(proximal) 즉 대퇴 스텝의 칼라(collar) 아래 약 3.5 mm 떨어진 곳에서 스텝의 둘레방향에 따른 해면골과 스텝의 상대변위를 나타내고 있다. Fig.6(a)는 한쪽 다리로서 있을 경우

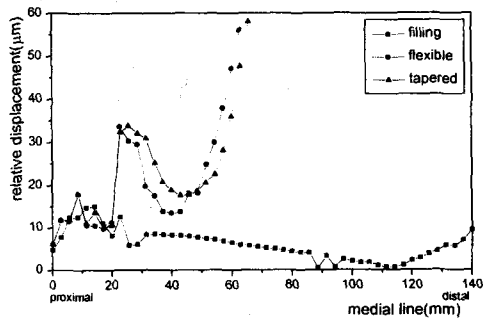


(a) Single leg stance

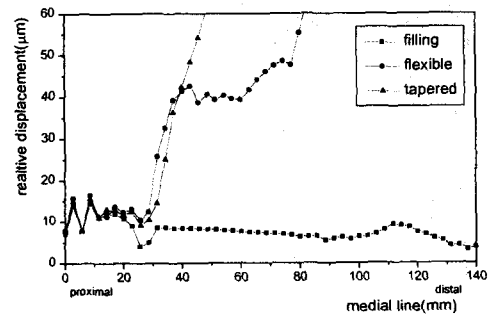


(b) Stair climbing

Fig.6 Relative displacements along the peripheral angle



(a) Single leg stance



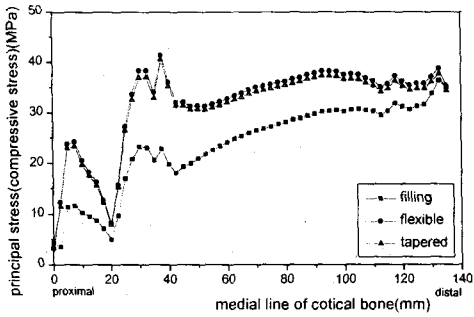
(b) Stair climbing

Fig.7 Relative displacements along the medial line

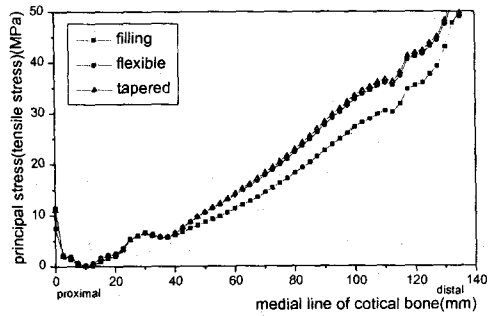
인데, 압박형 스템은 최대 상대 변위가 180° 에서 약 $18 \mu\text{m}$, 최소 상대 변위는 0° 에서 약 $5 \mu\text{m}$ 로 나타났다. 비압박형과 짧은 비압박형 스템의 결과는 서로 비슷하게 나왔는데, 45° 에서 약 $15 \mu\text{m}$, 280° 에서 약 $3 \mu\text{m}$ 로 나타났다. 한쪽 다리로서 있는 경우에는 압박형 스템이 다른 스템들 보다 상대 변위가 대체로 큰 것을 알 수 있다. Fig.6(b) 는 계단을 올라가는 경우를 고려한 것으로 세 가지 스템의 결과 값이 거의 비슷하게 나왔는데, 160° 에서 약 $46 \mu\text{m}$, 240° 에서 약 $1 \mu\text{m}$ 로 나타났다. 그리고 한 발로서 있을 때 보다 계단을 올라갈 때의 상대 변위가 더 크게 나타났다.

Fig.7 은 해면골의 내측부위(medial)를 따른 스템과의 상대 변위를 나타내고 있다. Fig.7(a) 의 한

발로서 있을 때를 보면 압박형 스템의 경우 근위부(proximal)에서 약 10에서 $15 \mu\text{m}$ 정도의 상대 변위가 나타났고 원위부(distal)로 갈수록 0에 가깝게 감소하였다. 비압박형과 짧은 비압박형 스템의 경우 근위부(proximal)에서는 약 $10\sim 18 \mu\text{m}$ 정도로 나타났고 원위부(distal)로 갈수록 급격히 증가하는 것을 볼 수 있다. 그 이유는 스템이 원위부에서 압박형과 달리 대퇴골과 떨어져 있어서 발생하는 것이므로 크게 문제되지 않는다. Fig.7(b)의 계단을 올라갈 때를 보면 근위부(proximal)에서는 세 가지 스템 모두 약 $10\sim 18 \mu\text{m}$ 정도로 나타났고 원위부에서는 압박형 스템의 경우 $8\sim 10 \mu\text{m}$ 정도로 거의 일정하게 나타났고 비압박형과 짧은 비압박형 스템의 경우 값이 크게 증가하는 것을 볼

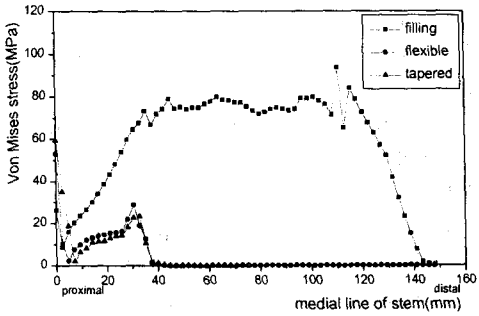


(a) Single leg stance

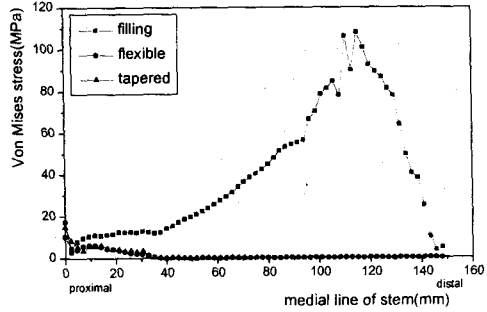


(b) Stair climbing

Fig.8 Principal stress distribution along the medial line of a cortical bone.



(a) Single leg stance



(b) Stair climbing

Fig.9 Von Mises stress distribution along the medial line of a stem

수 있다.

Fig.6, 7 의 결과는 Burke 등^[7]이 수행한 실험 결과와 비슷하고, Biegler 등^[1]이 수행한 유한요소 해석 결과와도 비슷하므로 신뢰할만하다고 볼 수 있다.

Fig.8 은 내측부위(medial)를 따른 주응력(principal stress) 분포를 나타내고 있다. Fig.8(a)의 한 발로 서 있을 때를 보면 주로 압축 응력이 나타났고, Fig.8(b)의 계단을 올라갈 때는 주로 인장 응력이 나타났다.

Fig.9 는, 스템에 작용하는 Von Mises 응력 분포를 나타내고 있는데, 압박형 스템에서 응력분포가 크게 나타난 것을 알 수 있다.

Fig.8, 9 의 결과를 볼 때 압박형 스템을 사용했

을 경우에 대퇴골에 걸리는 하중의 많은 부분이 스템에 분산되어서 응력차단(stress shielding) 현상이 다른 스템보다 많이 나타났다

4. 결론

스템의 둘레방향을 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 안정성에

는 문제가 없을 것 같다. 그러나 계단을 올라갈 때 둘째 방향의 약 160° 지점에서 상대 변위값이 갑자기 크게 될 가능성을 전혀 배제할 수는 없으므로 초기 안정을 위해서는 가급적 계단을 오르내릴 때 주의가 요망된다.

대퇴골 피질의 내측부위(medial)를 따른 대퇴골과 스템의 상대 변위의 값은 근위부(proximal)에서의 값이 중요한데 대부분 20 μm 이내여서 초기 안정성에는 큰 영향을 끼치지 않는 것 같다.

결론적으로 초기 안정성의 관점에서 볼 때, 세 가지 스템에서 상대 미세 변위가 근위부에서 대체로 비슷하게 나왔고 그 크기가 모두 골내 성장이 이루어지는 범위 내에 속하므로 초기 안정성에는 큰 문제가 없어 보인다.

대퇴골 피질의 내측부위의 응력분포를 보면 한 발로 서 있을 때 압축응력이, 계단을 올라갈 때 인장응력이 주로 작용하였다. 압박형 스템을 사용할 때 나머지 스템보다 대퇴골 피질에 작용하는 응력 값이 좀 더 적게 나왔다.

외측부위(lateral)의 경우 상대 변위값은 내측부위(medial)와 비슷하게 나왔고, 응력분포는 반대로 한 발로 서 있을 때 인장응력이, 계단을 올라갈 때 압축응력이 주로 작용하였다.

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 현상으로 인하여 스템이 골피질로부터 해리될 가능성이 비 압박형 스템보다 높다고 할 수 있다.

참고문헌

[1] Frances B. Biegler, Jeffrey D. Reuben, Timothy P. Harrigan, Fu J. Hou and John E. Akin, 1995, "Effect of Porous Coating and Loading Conditions on Total Hip Femoral Stem Stability", J. Arthroplasty Vol. 10, No. 6.
 [2] 채수원, 정중환, 김성곤, 1998, "무시멘트형 인공고관절에서 직선형 및 곡선형 대퇴스스템의 생역학적 특성", 대한기계학회논문집 A권, 제22권, 제5호
 [3] 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, pp. 1355-1368.

[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 endoprotheses", J. Biomechanics, Vol. 21, pp.605-611.
 [5] B. Van Rietbergen, R. Huiskes, H. Weinans, D. R. Sumner, T. M. Turner, and J. O. Galante, 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] Dennis W. Burke, Daniel O. O'Connor, Edward B. Zalenski, Murali Jasty, and William H. Harris, 1991, "Micromotion of Cemented and Uncemented Femoral Components", J. bone Joint Sur[Br], Vol. 73-B, No. 1.
 [8] 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.
 [9] Keaveny T. M. and Bartel D. L., 1992, " Mechanical consequence of bone ingrowth and fibrous tissue encapsulation for a cementless hip prothesis in the long-term", Trans 38th ORS, Vol. 17, pp. 73.
 [10] 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. 208, pp. 1047-1058.
 [11] 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.