

무시멘트형 인공고관절 대치술후 초기의 경계면 미세운동의 3차원 FEM 연구

°김성곤*, 채수원**, 최형연**

*고려대학교 의과대학 정형외과
**홍익대학교 기계공학과

A Study on the Interface Micromotions of Cementless Artificial Hip Replacement by Three-Dimensional FEM

°S.K. Kim *, S.W. Chae **, H.Y. Choi**

*Korea University
**Hong-Ik University

Abstract: In cementless total hip arthroplasty(THA), an initial stability of the femoral component is mandatory to achieve bony ingrowth and secondary long term fixation. Bone ingrowth depends strongly on relative micromotion and stress distributions at the interface. Primary stability of the femoral component can be obtained by minimizing the magnitude of relative micromotions at bone-prosthesis interface. Hence an accurate evaluation of interface behavior and stress/strain fields in the bone implant system may be relevant for better understanding of clinical situations and improving THA design. However, complete evaluation of load transfer in the bone remains difficult to assess experimentally. Hence, recently finite element method (FEM) was introduced in orthopaedic research field to fill the gap due to its unique capacity to evaluate stress in structure of complex shape, loading and material behavior.

The authors developed the 3-dimensional numerical finite element model which is composed of totally 1179 elements of 6 and 8 node brick. We also analyzed the micromotions at the bone-stem interface and mechanical behavior of existing bone prosthesis for a loading condition simulating the single leg stance.

The result indicates that the values of relative motion for this well fit Multilock stem were 150µm in maximum, 82µm in minimum, and the largest relative motion developed in medial region of proximal femur with anterior-posterior direction. The proximal region of the bone was much larger in motion than the distal region and the stress pattern shows high stress concentration on the cortex near the tip of the stem. These findings indicates that the loading in the proximal femoral bone in the early postoperative situation can produce micromotions on the interface and clinically cementless THA patient should not be allowed weight bearing strictly early in the postoperative period.

1. 서 론

인공고관절 무시멘트 대퇴 삽입물의 초기 안정성은 골 내성장과 장기간 견고한 고정을 달성하기 위하여 필수적이며 이것은 골대퇴 삽입물 경계면에 발생하는 상대적 미세운동(micromotion)의 크기를 최소화 하므로써 가능하다.¹⁾ 골 내성장은 경계면의 응력분포와 상대적 미세운동의 크기에 상당히 의존하고 있으며, 만약 과도한 미세운동이 발생하는 경계면에서는 대퇴 삽입물은 골로부터 분리될 수

있다.²⁾ 따라서 이곳에 섬유막이 형성될 수 있으며, 이것은 대퇴 삽입물의 장기간 안정성에 영향을 미치게 된다. 또한 과도한 미세운동은 단기적으로는 대퇴부 통증(thigh pain)에, 장기적으로는 마모(wear debris) 발생에도 기여하게 된다. 인공관절 대퇴 삽입물이 삽입된후 골에 발생하는 응력분포의 변화는 대퇴부 근위부 응력방패 현상을 유발하고 이것은 대퇴골 흡수를 야기시켜 해리를 가속화시킬 수 있다.^{2,3)} 그러므로 인공고관절 대치술후 골과 대퇴삽입물 경계면의 응력-변형률(미세운동)의 형태에 대한 정확한 분석평가는 임상적 현상에 대한 이해와 인공고관절 디자인의 개선을 위하여 매우 중요하다. 그러나 이러한 힘의 전달기전(load transfer)에 대한 완전한 평가는 표면의 응력분석만 가능한 기존의 실험적 방법에 의하여는 어려우므로 최근에 복잡한 구조물내의 응력 분석을 위한 최첨단 공학계산 방식인 FEM(Finite Element Method)을 이용한 분석이 선진각국에서의 인공관절 연구에 필수적인 도구로 이용되고 있다. FEM의 인공관절 분야에 대한 연구논문은 과거의 80년대초의 단순한 FEM을 이용한 대퇴골 및 대퇴 stem의 모델 개발기술위주의 차원에서 최근에는 구체적이고 실질적인 특정문제 해결방향(problem-oriented)으로 진전되고 있다.^{4,5)} FEM에 의한 인공관절 prosthesis의 연구는 2차원 모델을 통한 연구에서 최근 컴퓨터 계산능력의 대형화와 더불어 인체구조물의 복잡한 생체역학적 특성의 연구가 진행됨에 따라 매우 복잡한 구조의 3차원 모델의 개발이 가능하게 되었으며, 더욱 사실에 가까운 경계조건 또는 3차원 하중조건을 적용한 연구분석이 이루어지고 있다. 또한 골-대퇴stem의 경계조건도 선형(linear)에서 최근에는 접촉문제를 풀 수 있는 비선형(nonlinear) 경계조건요소를 적용하여 더욱 정해에 가까운 연구가 진행되고 있다.⁵⁾

1988년 Rohlmann등⁶⁾은 porous coating형 대퇴stem에서 경계면 조건이 비선형인 3차원 모델을 분석하였으며, 1993년 Keaveny와 Bartel⁷⁾도 QCT 자료를 이용한 AML형 비선형 경계조건 모델을 적용하였고, 가장 최근에는 1993년 Rubin⁸⁾등은 대퇴골 피질과 해면골은 횡등방성(transverse anisotropic) 과 불균일성(inhomogenous)으로, 대퇴골 형상은 QCT 사용에 의한 모델링으로 가장 진보된 3차원 인공고관절 해면골의 모델을 개발하여 미세운동에 대한 연구를 하였다.

FEM을 이용한 인공고관절 경계면의 미세운동에 대한 연구는 시멘트 사용형의 경우와는 달리 골내성장형의 경우는 많지 않으며, 그 모델의 대부분은 해부학적인 면에서의 자세함이 결여되어 있거나 porous coating 전체에 걸쳐

서 골내성장이 일어나는 것으로 가정하여 수술후 장기간의 상황에 주로 초점을 맞추어 연구되어 왔다.

본 연구의 목적은 한국에서 가장 흔히 사용되는 인공 고관절 대퇴stem의 하나인 Multilock을 이용하여 수술후 초기에 골내성장이 전혀 이루어지지 않은 실제상황을 가정한 FEM 3차원 모델을 개발하여 골-대퇴stem-경계면의 미세운동을 연구하고자 하였다. 저자들은 대퇴골에 삽입된 무시멘트형 multilock™(Zimmer, USA)의 골단면을 잘라서 형상 투영기를 사용하여 AutoCAD™로 3차원 형상을 만든 후 이것을 preprocessor에서 모델링하여 절점수가 8개의 3차원 블록요소가 1179개로 구성된 정밀한 3차원 비선형-탄성 수치모델을 개발하였다. 여기에 한쪽 다리로서 있는 경우의 3차원적 경계조건을 가하여 각각의 골-인공관절 대퇴 삽입물 구조물의 경계면의 미세운동과 역학적 행동양식을 분석하였다.

2 FEM 모델링

대퇴골과 인공관절 대퇴stem은 3차원 형상으로 모양이 복잡하여 일반적인 preprocessor에 의해 FEM모델을 자동생성하기가 곤란하다. 이와 같이 복잡한 형상을 모델링하기 위해 본 연구에서는 먼저 모조형상의 대퇴골을 골의 장축 방향을 따라 단면의 변화가 잘 나타나도록 원형 다이어몬드 휠커터를 사용하여 13개의 조각으로 절단한 후 골피질과 해면골로 구성된 각 단면형상을 측정하여 AutoCAD™에 입력하였다. 이들 단면 형상으로 부터 Fig. 1과 같이 3차원 surface model을 생성하였다. 한편 인공관절은 주요 치수를 측정하여 AutoCAD™에서 3차원 모델을 생성한 후 골의 각 단면에 해당되는 위치에서 단면의 형상을 구하여 저장하였다. 이와 같이 각 단면별로 저장된 형상자료를 IGES format으로 바꾸어 현재 널리 사용되는 preprocessor인 HyperMesh™에 입력하여 3차원 FEM모델을 구성하였다. 여기서 사용된 요소는 접촉문제를 해결하기 위해 선형요소(linear element)인 8-절점 solid element가 주로 사용되었으며, 골피질과 해면골 등에서 형상변화가 큰 곳에 6-절점 wedge element가 일부 사용되었다. 전체 모델은 Fig. 2에서 보는 바와 같이 총 1179개의 요소(1714개의 절점)로 구성되어 있으며, 이중 8-절점요소는 1151개, 6-절점요소는 28개 사용되었다. 여기서 stem은 613개의 요소, 해면골은 288개, 골피질은 278개의 요소로 각각 모델링되었다. 한편 대퇴stem과 해면골의 접촉부위를 모델링하기 위하여 접촉부위의 같은 점에 두 개의 서로 다른 절점번호를 부여하고 대퇴stem과 해면골에 각각 속하도록 하므로써 서로 상대운동이 가능하게 하였다. 접촉부위에 사용된 절점번호는 Fig. 3과 같이 대퇴stem에 300개, 해면골에 186개, 골피질에 48개이다. 접촉면에서의 마찰계수는 Keaveny 등⁷⁾이 제안한 바와 같이 대퇴stem의 porous coating된 부분은 생체내에서 골과 porous coating사이의 마찰계수에 대한 상계치로서 Coulomb마찰($\mu = 1.73$)을 사용하였고 나머지 부분은 무마찰($\mu = 0$)을 가정하였다. 경계조건은 Fig. 4와 같이 골피질의 맨 아래 부분 안에서 모든 절점을 구속하였고 바깥쪽의 절점은 z 방향의 변위만 구속하였다. 하중조건은 Davy 등⁸⁾이 사용한 바와 같이 single leg stance의 경우 $J_x = 495N$, $J_y = 400N$, $J_z = 994.5N$ 을 사용하였다. 또한 외전근하중으로 Fig. 4와 같이 $M_x = 319N$, $M_z = 552N$, 그리고 $T_z = -159N$ 을 가하였다.

3. 해석결과

해석에는 NIKE3D(LLNL)프로그램이 사용되었으며 대퇴stem과 외전근에 가해지는 하중을 10개의 step으로 나누어, 매 step 마다 equilibrium iteration을 허용하므로써 대변형, 접촉 등의 비선형문제를 처리하였다.

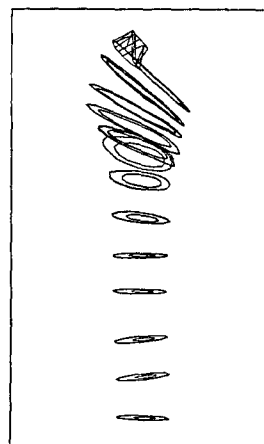


Fig. 1 Three dimensional surface model of femur

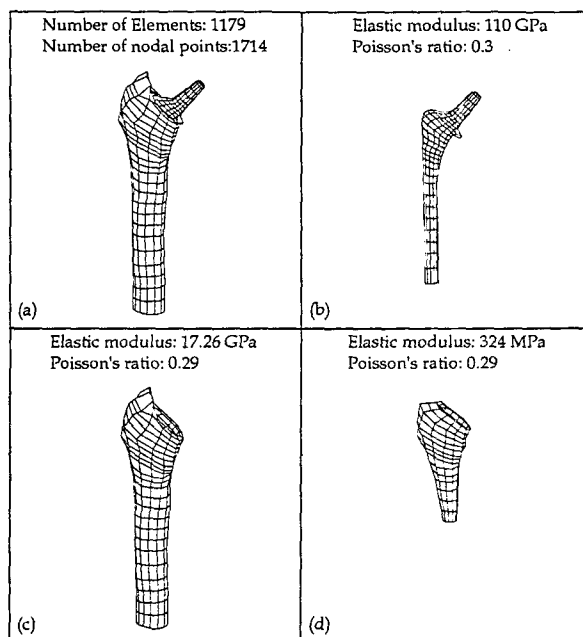


Fig. 2 Finite element models of hip stem, cortical and spongy bone

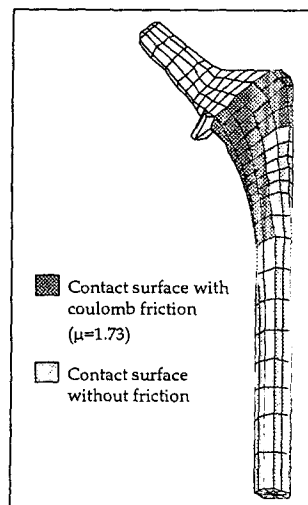


Fig. 3 Contact surface of hip stem

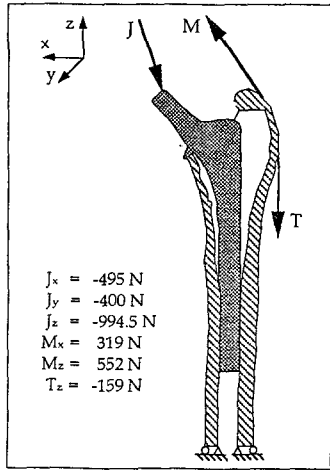


Fig. 4 Loading and boundary conditions

대퇴 stem과 외전근에 걸리는 하중의 영향으로 대퇴골은 전반적으로 굽힘(bending) 변형의 모습을 띄고 있다. 여기서 대퇴 stem에 가해지는 하중의 방향이 3개의 성분으로 나뉘어져 있으며, 이중에 X 그리고 Z방향 성분이 외전근에 가해지는 하중과 짝힘(coupling)을 형성하여 굽힘변형을 유도하고 있다. 반면 대퇴골 및 대퇴 stem의 형상에서 알수 있듯이 굽힘강성은 내측에서 외측(medial-lateral) 방향보다는 전후(anterior-posterior)방향이 취약하게 되어 있다. 따라서 대퇴 stem에 가해지는 Y방향하중인 전후 방향이 더욱 큰 변형을 가져오며, 이는 Fig. 5의 골의 변형 모습에서 잘 보여주고 있다.

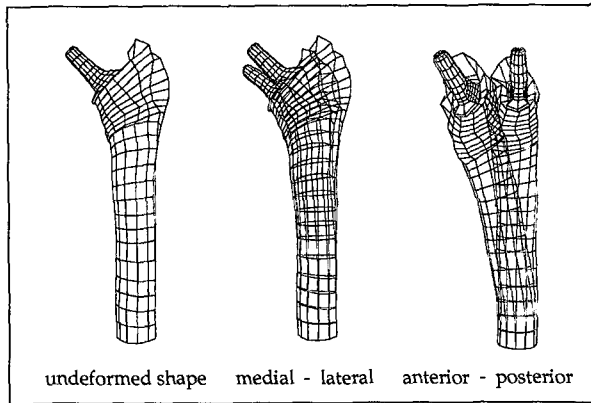


Fig. 5 Deformed shapes of the femoral bone due to the single leg stance loading condition (Deformation is scaled by 20 times)

Fig. 6은 대퇴 stem의 collar 아래 약 7.6mm 떨어진 곳에서 stem의 둘레 방향에 따른 해면골과 stem의 상대변위를 나타내고 있다. Fig. 6으로 부터 최대상대변위는 collar 밑에서 약 150 μm 정도임을 알 수 있다. 또한 최소상대변위는 stem의 둘레를 따라 반대면(S=180°)에서 약 82 μm 가 발생하였다. Fig. 7은 대퇴 stem의 둘레 방향에 따른 상대변위의 각 성분별 변화모습이며, y 방향의 상대변위가 medial 부위에서 지배적이며 lateral 부위로 갈수록 x 방향의 상대변위가 커짐을 알 수 있다. 대퇴 stem의 축방향을 따른 해면골과 stem의 상대변위는 Fig. 8과 9에서 나타나 있으며, 여기서 distal 부위로 갈수록 상대변위의 크기가 줄어드는 것을 알 수 있다. 특히 Fig. 9로 부터, proximal 부위에서는 y방향의 상대변위가, distal 부위에서는 z방향의 상대변위가 전체 상대변위에 영향을 미침을 알 수 있다.

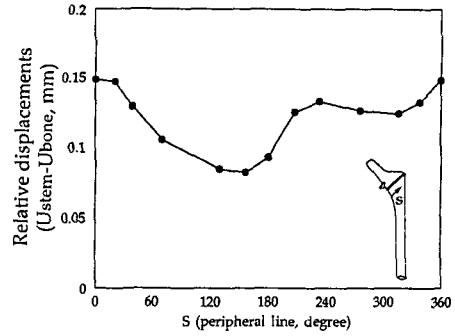


Fig. 6 Relative displacements between hip stem and bone vs. peripheral angle along the stem

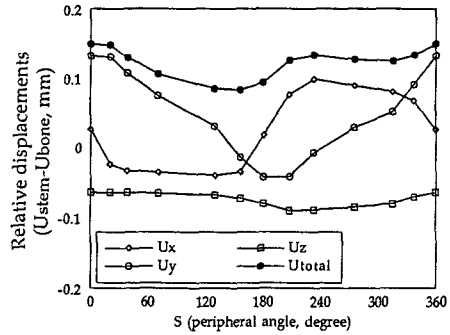


Fig. 7 Relative displacements between hip stem and bone vs. peripheral angle along the stem

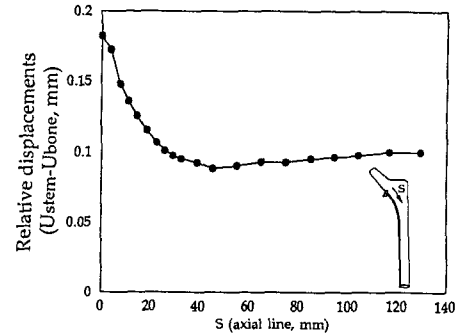


Fig. 8 Relative displacements between hip stem and bone vs. axial line along the stem

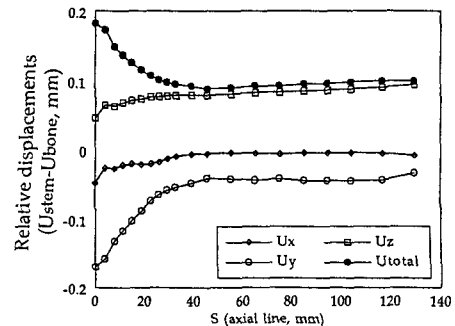


Fig. 9 Relative displacements between hip stem and bone vs. axial line along the stem

4. 결론 및 토의

본 연구의 목적은 한국에서 흔히 사용되는 시멘트를 사용하지 않는 porous coating형의 대퇴stem인 Multilock™을 이용하여 인공 고관절 대체술후 초기의 골 내성장이 이루어지지 않는 상황에서의 대퇴골과 대퇴stem의 상대적 미세운동을 비선형 유한요소법을 사용하여 해석하고자 하였다. 수술후 초기 상태에서 아직 골 내성장이 안된 상황에서의 상대적 미세운동은 주로 대퇴stem의 porous coating면이 갖는 마찰력에 의지하게 되며 대퇴stem 경부와 calcar와의 접촉 여부도 중요한 영향을 미치게 된다. 해석결과에 따르면 Multilock 대퇴stem의 경부 7.6mm 하방에서 stem의 둘레를 따라 발생하는 해면골과 stem의 상대적 미세운동의 크기는 최대 150 μm, 최소 82 μm였다. 대퇴골 근위부 내측(medial) 즉 calcar직 하부의 전방에서 가장 큰 미세운동이 발생하였고 대퇴골 근위부 외측(lateral)으로 갈수록 점차 크기가 적어지면서 약 160도 방향에서 최소치를 보였고, 다시 대퇴stem 외측면에서 대퇴골 근위부후 내측면으로 갈수록 점차 미세운동의 크기가 다시 증가됨을 볼수 있었다. 대퇴stem의 상기 언급한 미세운동을 3차원 성분별로 분석해보면 전후방향(anterior-posterior)의 미세운동은 대퇴골 내측 부위에서 가장 지배적 이었고, 외측으로 갈수록 내측-외측방향(medio-lateral)의 미세운동이 더욱 커짐을 알수 있었다(Fig. 6참조). 대퇴stem의 장축(longitudinal) 방향에 따른 상대운동은 대퇴골 근위부에서 원위부 쪽으로 내려 갈수록 미세운동 크기가 감소되고 있었으며 3차원 각 성분별로 분석해보면 대퇴골 근위부에서는 전후방향의 미세운동이, 원위부에서는 장축방향의 미세운동이 전체부분의 미세운동에 영향을 미치고 있었다.(Fig. 7 참조)

이와 같은 해석결과는 다른 저자들의 결과와는 실험조건 및 모델링 또는 부하조건이 다르므로 비교하는 것이 큰 의미는 없으나, Keaveny와 Bartel⁷⁾이 연구한 AML대퇴stem의 경우 상대적 미세운동의 크기는 550 μm이하라고 하였고 또한 1992년 Gilbert¹⁰⁾의 in vitro연구 결과와 거의 일치하였다.

본 해석에서는 수술후 경계면에 잔존하는 초기압축응력과 경계면의 혈액이나 연부조직 등에 의한 마찰계수의 변화가 고려되지 않아 실제 대퇴stem의 상대적 미세운동 크기와 차이가 있을 수 있으며 따라서 본 연구의 결과는 정성적인 해석에 그 의미가 있다.

5. 후기

본 연구는 94년도 홍익대학 교내연구사업으로 부터 지원받아 수행되었으며, 모델링에 도움을 준 홍익대학교 기계공학과 김종수, 신재호군에게 감사사를 표합니다.

6. 참고문헌

- 1) Keaveny, T. M. and Bartel, D. L., "Mechanical consequences of bone ingrowth and fibrous tissue encapsulation for a cementless hip prosthesis in the long-long-term." Trans. 38th ORS, 17, 73, 1992.
- 2) Huiskes, R., Weinans, M. and Rietbergens, B. V., "The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible material.", Clin. Orthop. 274, 1992.
- 3) Huiskes, R., "The differencing stress patterns of press-fit ingrown and cemented femoral stems. Clin Orthop Rel Res 261. 27-38, 1990.
- 4) 김성곤, "대퇴골 근위부 골흡수가 인공고관절 대퇴 stem에 미치는 응력에 관한 연구 - FEM을 이용한 분석, 대한의용생체공학회지"; 15, 183-188, 1994.
- 5) 김성곤, "Finite Element Method(FEM)의 정형외과 영역의 응용(총설)", 최신의학, 37, 11-18, 1994.
- 6) Rohlmann, A., Cheal, J. Hayes, W.C. and Bergmann, G., "Nonlinear finite element analysis of interface conditions in porous coated hip endoprostheses", J. Biomechanics, 21, 605-11, 1988.
- 7) Keaveny, T. M., and Bartel, D. L., "Effects of porous coating, with and without collar support, on early relative motion for a cementless hip prosthesis", J. Biomechanics, Vol. 26, 1355-1368, 1977.
- 8) Rubin, P. J., Rakotomanana, R. L., Leyvraz, P. F., Zysset, P. K., Curnier, A., and Heegaard, J. H., "Frictional interface micromotions and anisotropic stress distribution in a femoral total hip component", J. Biomechanics, Vol. 26, No. 6, 725-739, 1993.
- 9) Devy, D. T., Koster, G. M., Brown, R. H., Heiple, K. G., Goldberg, W. M., Berilla, J. and Burstein, A. H. "Telemetric force measurements across the hip after total hip arthroplasty", J. Bone Jt. Surg. 70A, 45-50, 1988.
- 10) Gilbert, J. L., Bloomfield, R.S., Lautenschlager, E.P. and Wixson, R.L., "A computer-based biochemical analysis of the three-dimensional motion of cementless hip prosthesis " J. Biomechanics 25, 329-340. 1992.