

FEM 3차원 모델을 이용한 인공관절 대퇴 Stem 경계면의 미세운동 분석

김성곤*·최형연·채수원

= Abstract =

A Three-Dimensional Finite Element Study of Interface Micromotion in a Non-Cement Total Hip stem

Sung Kon Kim, M.D.*, Hyung Yun Choi, Ph D., Soo Won Chae, Ph. D.

In cementless total hip arthroplasty(THA), an initial stability of the femoral component is mandatory to achieve bony ingrowth and secondary long term fixation. Primary stability of the femoral component can be obtained by minimizing the magnitude of relative micromotions at bone stem interface. An accurate evaluation of interface micromotion and stress/strain fields in the bone-implant system may be relevant for better understanding of clinical situations and improving THA design.

Recently finite element method(FEM)was introduced in orthopaedic research field due to its unique capacity to evaluate stress in structure of complex shape, loading and material behavior.

The authors developed the 3-dimensional finite element model of proximal femur with Multilock™ stem of 1179 blick elements to analyse the micromotions and mechanical behaviors at the bone-stem interface in early post-operative period for the load simulating single leg stance.

The results indicates that the values of relative motion for this well fit stem were 150 μ m in maximum, 82 μ m in minimum and the largest relative motion was developed in medial region of proximal femur and in anterior-posterior direction.

The motion in the proximal bone was much greater than in the distal bone and the stress pattern showed high stress concentration on the cortex near the tip of the stem.

These findings indicate that the loading on the hip joint in the early postoperative situation before achieving bony ingrowth could produce large micromotion of 150 μ m and clinically non-cemented THA patient should not be allowed weight bearing strictly early in the postoperative period.

Key words : A Three-dimensional finite element model, Micromotion at bone -stem interface, Non-cemented, Post-operative period.

서론

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 함으로서 가능하

다¹³⁾. 골 내성장은 경계면의 응력분포와 상대적 미세운동의 크기에 상당히 의존하고 있으며, 만약 과도한 미세운동이 발생하는 경계면에서는 대퇴 삽입물은 골로부터 분리될 수 있다¹⁴⁾. 따라서 이곳에 섬유막이 형성될 수 있으며, 이것은 대퇴 삽입물의 장기간 안정성에 영향을 미치게 된다. 또한 과도한 미세운동은 단기적으로는 대퇴부

* 고려대학교 의과대학 정형외과

* Korea University College of Medicine, Dept. of Orthopedic Surgery

홍익대학교 공과대학 기계공학과

Hong Ik University College of Engineering, Dept. of Mechanical engineering

통신저자 : 김성곤, (152-050) 서울시 구로구 구로동 80번지, Tel. (02)818-6682, Fax. (02)858-9921

동통에, 장기적으로는 마모 발생에도 기여하게 된다^{12, 13)}. 인공관절 대퇴 삽입물이 삽입된후 골에 발생하는 응력분포의 변화는 대퇴부 근위부 응력방패 현상을 유발하고 이것은 대퇴골 흡수를 야기시켜 해리를 가속화시킬 수 있다^{2, 3, 13)}.

그러므로 인공고관절 대치술후 골과 대퇴삽입물 경계면의 응력-변형도(미세운동)의 형태에 대한 정확한 분석평가는 임상적 현상에 대한 이해와 인공고관절 디자인의 개선을 위하여 매우 중요하다¹⁵⁾. 그러나 골내에서의 힘의 전달기전(load transfer mechanism)에 대한 완전한 평가는 표면의 응력분석만 가능한 기존의 실험적 방법에 의하여는 어려우므로 최근에 복잡한 구조물내의 응력 분석을 위한 최첨단 공학계산 방식인 finite element method (FEM)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 개발의 기술위주 차원에서 최근에는 구체적이고 실질적인 특정문제 해결방향(problem-oriented)으로 진전되고 있다^{1, 12)}. 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 부하조건을 적용한 연구분석이 이루어지고 있다. 또한 골-대퇴 stem의 경계조건도 선형(linear)에서 최근에는 해리를 의미하는 비선형(non-linear) 경계조건의 요소를 적용하여 더욱 정해에 가까운 연구가 진행되고 있다.

1988년 Rohlmann²⁰⁾ 등은 porous coating형 대퇴 stem에서 경계면 조건이 비선형인 3차원 모델을 분석하였으며, 1993년 Keaveny 와 Bartel¹⁵⁾도 quantitative computed tomography(QCT) 자료를 이용한 AML형 비선형 경계조건 모델을 적용하였고, 1993년 Rubin²⁰⁾은 대퇴골 피질과 해면골은 횡등방성(transverse anisotropic)과 불균일성(inhomogenous)으로, 대퇴골 형상은 QCT 사용에 의한 모델링으로 최근에 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 걸쳐서 골내성장이 일어나는 것으로 가정하여 수술후 장기간의 상황에 주로 초점을 맞추어 연구되어 왔다.

본 연구의 목적은 한국에서 가장 흔히 사용되는 인공고

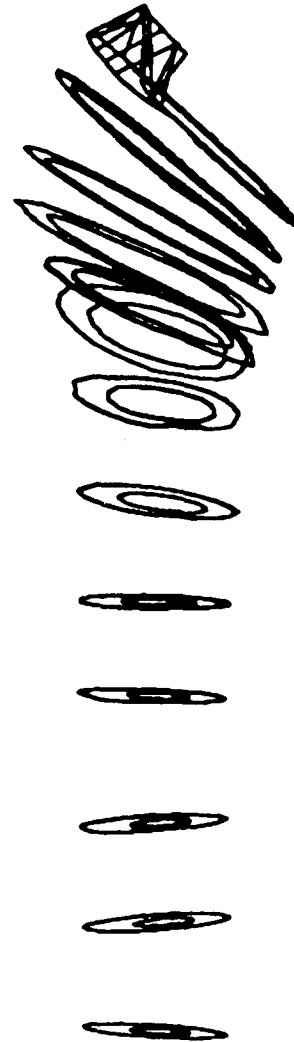


그림 1. 대퇴골 근위부의 3차원 단면형상
Fig. 1. Sectional view of the proximal femur

관절 대퇴 stem의 하나인 MultilockTM을 이용하여 수술후 초기에 골내성장이 전혀 이루어지지 않은 실제상황을 가정한 FEM 3차원 모델을 개발하여 골-대퇴 stem 경계면의 미세운동 및 응력분포의 변화를 연구하고자 하였다. 저자들은 대퇴골에 삽입된 무시멘트형 MultilockTM(Zimmer, USA)의 골단면을 잘라서 형상 투영기를 사용하여 AutoCADTM로 3차원 형상을 만든후 이것을 다시 FEM에서 mesh하여 8절점 블록요소와 6절점 wedge 요소가 1179개로 구성된 정밀한 3차원 비선형 접촉-탄성 수치모델을 개발하여 한쪽 다리로서 있는 경우의 3차원적 경계조건을 가하여 각각의 골-인공관절 대퇴 삽입물 구조물의 경계면의 미세운동과 역학적 행동양식을 분석하였다.

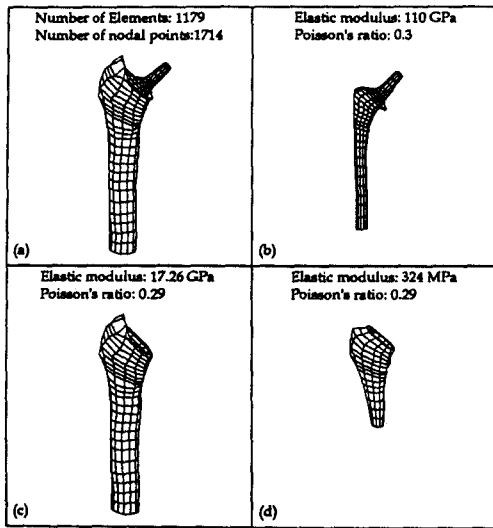


그림 2. Multilock™ 대퇴stem이 삽입된 인공고관절 유한요소 3차원 모델 (a) 및 대퇴stem(b), 대퇴골 피질(c), 해면골(d)의 모델

Fig. 2. Finite element models of proximal femur with Multilock™ stem(a), stem(b), cortex of proximal femur(c) and cancellous bone(d)

연구대상 및 방법

1. FEM 모델링

대퇴골과 인공관절 대퇴 stem은 3차원 형상으로 모양이 복잡하여 일반적인 preproc-essor에 의해 FEM 모델을 자동생성하기가 곤란하다. 이와 같이 복잡한 형상을 모델링 하기 위해 본 연구에서는 먼저 모조형상의 대퇴골을 골의 장축방향을 따라 단면의 변화가 잘 나타나도록 원형 다이어몬드 휠커터를 사용하여 13개의 조각으로 절단한 후 골피질과 해면골로 구성된 각 단면형상을 측정하여 AutoCAD™에 입력하여 3차원 surface model을 생성하였다(Fig. 1).

한편 인공관절 대퇴 stem은 버니어 캘리퍼스를 사용하여 주요치수를 측정한후 이를 AutoCAD™에 입력하여 3차원 모델을 생성하였다. 이와같이 모델을 생성한후 대퇴골의 각 절단면 에 해당되는 stem 모델의 단면 형상을 구하여 저장하였다. 이와 같이 각 단면별로 저장된 형상 자료를 IGES format 으로 바꾸어 현재 널리 사용되는 preprocessor인 HyperMesh™에 입력하여 3차원 FEM 모델을 구성하였다.

사용된 요소(element)는 접촉문제를 해결하기 위해 선형요소(linear element)인 8-절점 solid 요소가 주로 사용되었고, 골피질과 해면골 등에서 형상변화가 큰 곳에

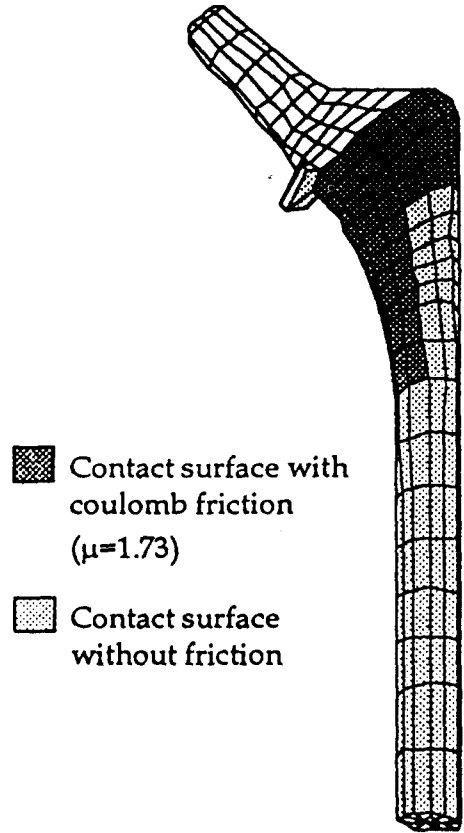


그림 3. Multilock™ 대퇴stem의 접촉 부위와 마찰계수
Fig. 3. Contact surface of Multilock™ stem

6-절점 wedge 요소가 일부 사용되었다. 전체 모델은 총 1179개의 요소(1714개의 절점)와 stem을 안정시키기 위한 4개의 트러스 요소로 구성되어 있으며, 이중 8-절점 요소는 1151개, 6-절점 요소는 28개 사용되었고, 대퇴 stem은 613개의 요소, 해면골은 288개, 골피질은 278개의 요소로 각각 모델링 되었다(Fig. 2).

한편 대퇴 stem과 해면골의 접촉부위를 모델링하기 위하여 접촉부위의 같은 점에 두개의 서로 다른 절점번호를 부여하고 대퇴 stem과 해면골에 각각 속하도록 하므로써 서로 상대운동이 가능하게 하였다. 접촉부위에 사용된 접촉면은 대퇴 stem에 300개, 해면골에 186개, 골피질에 48개이다. 접촉면에서의 마찰계수는 Keaveny와 Bartel¹⁴⁾이 제안한 바와 같이 대퇴 stem의 porous coating된 부분은 생체내에서 골과 porous coating 사이의 마찰계수에 대한 상계치로서 Coulomb 마찰($\mu = 1.73$)을 사용하였고 나머지 부분은 무마찰($\mu = 0$)을 가정하였다(Fig. 3). 경계조건은 그림 4와 같이 골피질의 맨 아래 부분 안에서 모든 절점을 구속하였고 바깥쪽의 절점은 Z 방향의

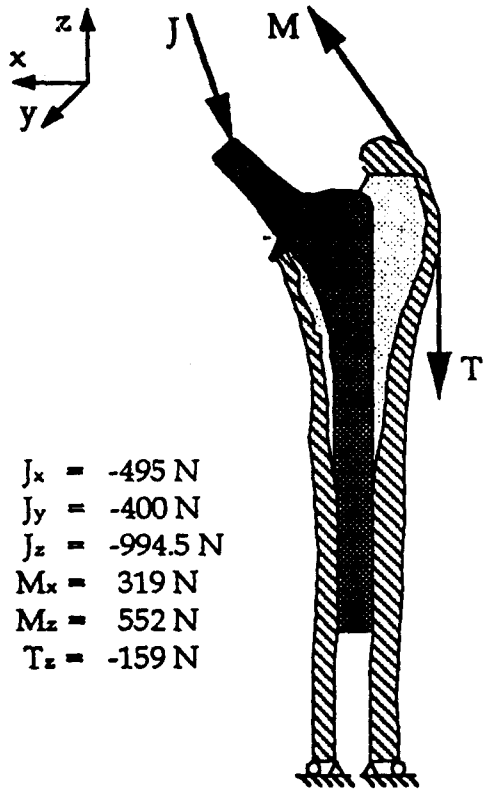


그림 4. 한쪽다리로 선 경우의 하중과 경계조건
Fig. 4. Loading and boundary conditions

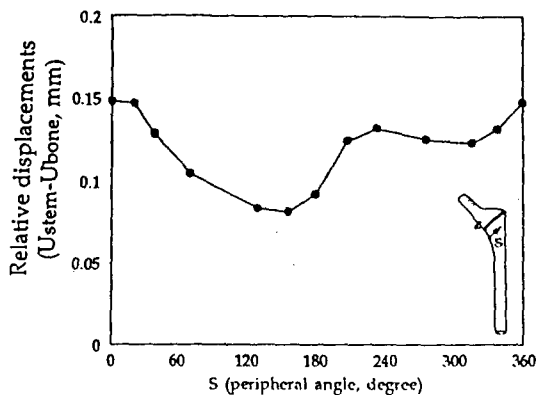
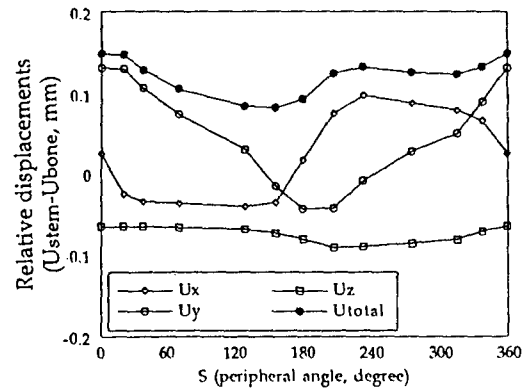


그림 5. 대퇴 stem과 골경계면의 둘레에 따른 상대변위 크기
Fig. 5. Relative displacement on the interface between stem and bone vs. peripheral angle along the stem

변위만 구속하였다. 하중조건은 Davy4] 등이 사용한 바와 같이 한쪽다리로 서 있는 경우의 $J_x = -495\text{N}$, $J_y = -400\text{N}$, $J_z = -994.5\text{N}$ 을 사용하였으며, 외전근하중으로 그림 4와 같이 $M_x = 319\text{N}$, $M_z = 552\text{N}$, 그리고 $T_z =$



1립 6. 대퇴 stem경계면의 둘레에 따른 상대변위의 3차원 성분 크기
Fig. 6. Each component of the relative displacement on the interface between stem and bone vs. peripheral angle along the stem

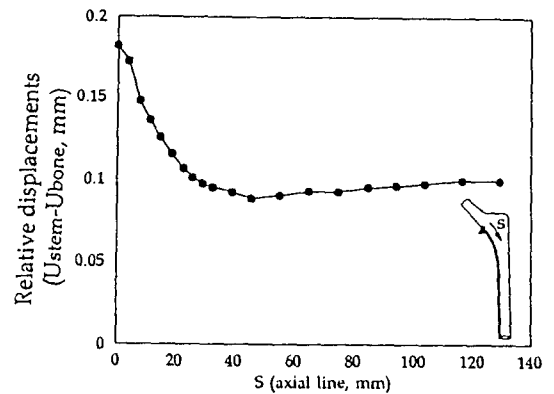


그림 7. 대퇴 stem경계면의 축방향에 따른 상대변위 크기
Fig. 7. Relative displacements on the stem and bone interface vs. axial 'line along the stem

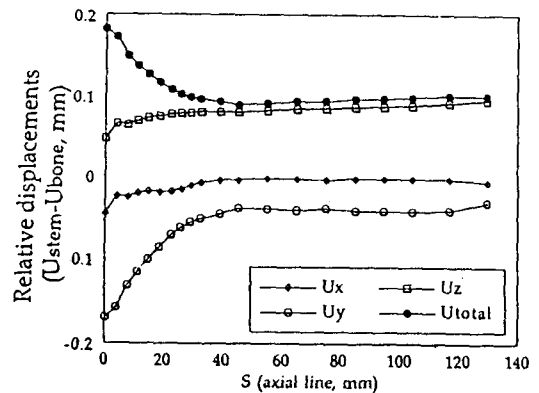


그림 8. 대퇴 stem경계면의 축방향에 따른 상대변위의 3차원 성분 크기
Fig. 8. Each component of the relative displacement on the interface vs. axial line along the stem

-159N을 가하였다(Fig. 4).

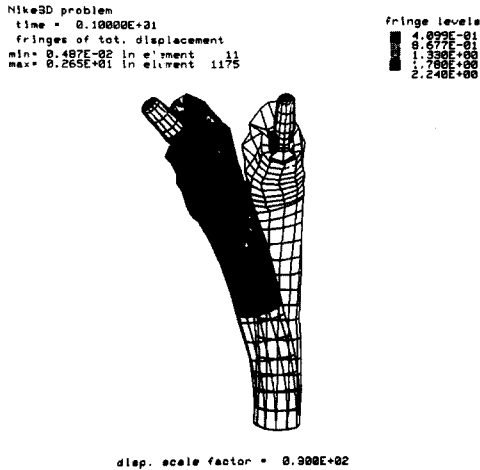


그림 9. 하중부하시 전후방향으로의 변형(30배 확대)
 Fig. 9. Antero-posteriorly deformed configuration after loading(x30 magnification).

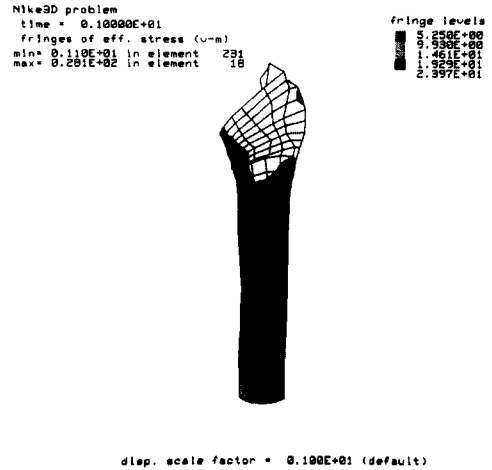


그림 11. 대퇴골 피질골의 응력분포
 Fig. 11. Stress distribution on the cortex of femur. Much higher stress was concentrated on the cortex near the level of stem tip

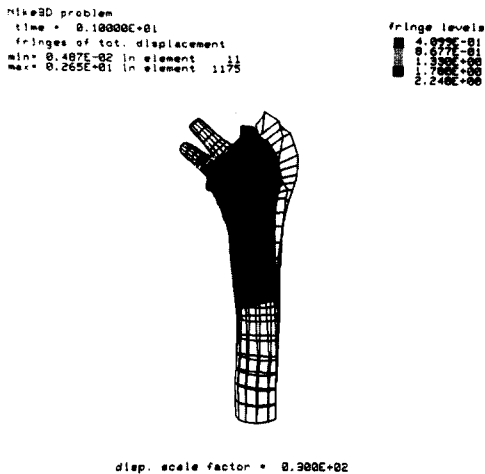


그림 10. 하중부하시 내-외측 방향으로의 변형(30배 확대)
 Fig. 10. Medio-lateral deformation after loading(x30 magnification)

2. 해석결과

해석에는 NIKE3D(LLNL)프로그램이 사용되었으며 대퇴 stem과 외전근에 가해지는 하중을 10개의 step으로 나누어, 매 step 마다 equilibrium iteration을 허용하므로써 대변형, 접촉등의 비선형 문제를 처리하였다.

그림 5는 대퇴 stem의 collar 아래 약 7.6mm 떨어진 곳에서 stem의 둘레 방향에 따른 해면골과 stem의 상대 변위를 나타내고 있다. 그림 5로부터 최대상대 변위는 collar 밑에서 약 150 μ m정도임을 알수 있다. 또한 최소상대 변위는 stem의 둘레를 따라 반대면(S=180°)에서 약

82 μ m가 발생하였다(Fig. 5). 그림 6은 대퇴 stem의 둘레 방향에 따른 상대변위의 각성분별 변화모습이며, Y방향의 상대변위가 내측(medial) 부위에서 지배적이며 외측(lateral) 부위로 갈수록 X방향의 상대변위가 커짐을 알수 있다(Fig. 6). 대퇴 stem의 축방향을 따른 해면골과 stem의 상대변위는 그림 7과 8에서 나타나 있으며, 여기서 원위(distal) 부위로 갈수록 상대변위의 크기가 줄어드는 것을 알수 있다(Fig. 7, 8). 특히 그림 8로부터, 근위(proximal) 부위에서는 Y방향의 상대변위가, 원위부위에서는 Z방향의 상대변위가 전체 상대변위에 영향을 미침을 알수 있다.

그림 9에서 그림 11은 대퇴 stem이 삽입된 3차원 모델의 변형된 모습과 이때 대퇴골 피질의 응력분포를 변형전의 모습과 비교하여 보여주고 있다. 골피질에서는, 대퇴 stem의 collar와 접촉하고 있는 부위와 경계조건이 주어진 부위에서 응력집중이 두드러짐을 볼수 있다. 해면골에서는 골피질과 마찬가지로 collar와의 접촉부위에서 응력집중이 있으며, 상대적으로 탄성계수가 큰 대퇴 stem에서는 하중점에서만 응력집중 현상을 보이고 있으며, 대퇴골 피질은 대퇴골 내측보다 대퇴 stem 원위부 외측 골피질에 응력집중 현상이 심하였다(Fig. 9-11).

고 찰

FEM 분석을 통한 인공관절 경계면에 대한 연구는 지금까지 대부분은 시멘트-골 경계면에 발생하는 미세운동이나 응력분포에 대한 연구에 국한되어왔다^{10,12)}. 그러나

임상적으로 무시멘트형 대퇴 stem을 이용한 인공 관절 치환술이 늘어남에 따라 최근들어 대퇴 stem의 미세운동에 의한 3차원 모델이 개발되기 시작하고 있으며, 그 대부분은 경계조건이 선형(linear)으로 가정한 연구로서 실제 인체 상황과는 다소 차이가 있을수 있었다^{9,13,15)}. 1993년 Keaveny와 Bartel¹⁵⁾은 비선형(non-linear) 3차원 FEM 모델을 개발하여 경계면의 미세운동을 연구하였고 1993년 Rubin 등²¹⁾은 더욱 생체특성에 근접한 정교한 비선형 경계 조건의 3차원 모델을 개발하였다.

저자들은 본 연구를 위하여 저자들의 연구실에서 정교한 비선형 경계조건의 3차원 FEM 모델을 개발하고 그 신뢰도를 검증하기 위하여 대퇴 stem, 골피질, 해면골의 각 모델별로 I-DEAS의 해석기능을 사용하여 정적하중을 가하는 선형탄성 해석을 수행함으로써 생성된 모델에 기하학적 및 역학적 오류가 없음을 확인하였다. 또한 대퇴 stem의 경우 대퇴골과 접촉하게 되나, 구조적으로 지지되어 있지 않아 이를 안정화시키기 위하여 stem의 아래쪽 부분에 결과에 영향을 미치지 않을 정도의 강성이 매우 작은 트러스 요소를 4개 추가하여 그 한쪽끝을 고정시킴으로써 전체 모델을 안정화 하였다. 이와같이 얻은 모델에 3차원 하중을 가하여 실제의 생체 역학적 조건에 더욱 근접한 결과를 얻도록 하였다.

본 연구의 목적은 한국에서 흔히 사용되는 시멘트를 사용하지 않는 porous coating형의 대퇴 stem인 Multilock™을 이용하여 인공 고관절 대치술후 초기의 골 내성장이 이루어지지 않는 상황에서의 대퇴골의 상대적 미세운동과 응력분포를 자세히 관찰하고자 하였다.

수술후 초기 상태에서 아직 골 내성장이 안된 상황에서의 상대적 미세운동은 주로 대퇴 stem의 porous coating 면이 갖는 마찰력에 의지하게되며 대퇴 stem 경부와 calcar와의 접촉 여부도 중요한 영향을 미치게 된다¹⁵⁾.

일반적으로 인공 관절 대치술에서 발생하는 응력의 양상이나 크기 및 분포는 고관절에 미치는 부하(load)의 크기와 방향, 대퇴 stem의 탄성계수, 개인의 골이나 stem 구조의 모양, 그리고 대퇴 stem을 어떤 방식으로 대퇴골에 고정 하였느냐의 고정 방법에 따라 크게 달라지며, 만약 이러한 특성을 정량적으로 입력하면 FEM은 이러한 응력 양상을 밝혀낼수 있다^{1, 3, 12, 13)}.

본 연구에 적용된 고관절에 미치는 부하는 한쪽 다리로서있는 경우를 가정하였으며 이는 수술후 초기 상황으로 가장 나쁜 상황을 의미하는 것으로 저자들은 체중 68kg 환자를 가정하였다.

본 실험의 결과를 보면 Multilock™ 대퇴 stem 의 경부 7.6mm 하방에서 stem 의 둘레를 따라 발생하는 해면골과 stem의 상대적 미세운동의 크기는 최대 150 μm, 최

소 82 μm였다. 그림 5를 보면 대퇴골 근위부의 내측 즉 calcar직 하부의 전방에서 가장 큰 미세운동이 발생하였고 대퇴골 근위부 외측으로 갈수록 점차 크기가 적어지면서 약 160도 방향에서 최소치를 보였고, 다시 대퇴 stem 외측면에서 대퇴골 근위부후 내측 면으로 갈수록 점차 미세운동의 크기가 다시 증가됨을 볼수 있었다.

대퇴 stem 의 상기 언급한 미세운동을 3차원 성분별로 분석해보면 Y방향 즉 전후방향(anterior-posterior)의 미세운동은 대퇴골 내측 부위에서 가장 지배적 이었고, 외측으로 갈수록 X-방향의 미세운동 즉 내측-외측방향(medio-lateral)의 미세운동이 더욱 커짐을 알수 있었다.

대퇴 stem 의 장축(longitudinal) 방향에 따른 상대운동은 대퇴골 근위부에서 원위부 쪽으로 내려 갈수록 미세운동 크기가 감소되고 있었으며 3차원 각 성분별로 분석해보면 대퇴골 근위부에서는 Y방향 즉 전후방향의 미세운동이, 원위부에서는 장축방향의 미세운동이 전체적인 상대적 미세운동에 영향을 미치고 있었다.

미세운동의 측정에 대하여 Walker 등²⁴⁾은 대퇴 stem의 표면으로부터 외삽법(extrapolated)에 의하여 추정된 2 지점의 3차원 운동에 초점을 맞추어 기존의 미세운동 측정정보다는 더욱 섬세한 연구를 시행하였다. 그러나 X,Y,Z 방향의 변위(displacement)를 단지 표면에서의 2지점에서만 측정하였다는 한계가 있었으나 이러한 연구가 대퇴 stem 운동의 양상을 이해하는데 많은 지식을 제공 하였다. Gilbert 등⁸⁾은 대퇴 stem의 전체에 걸친 완전한 3차원적인 미세운동 분석을 위하여 컴퓨터를 기반으로한 수학적 방법을 개발하여 3차원 운동을 측정하였다. custom형 대퇴 stem을 삽입한 cadaver에 2000N의 부하를 가한 상태에서 transducer를 이용하여 미세운동을 측정한 결과 대퇴 stem은 상당히 복잡한 미세운동을 하는 것을 확인 하였는데 첫째, 체중 부하를 할수록 대퇴 stem은 subside 되어가며 둘째, 대퇴 stem의 전내측면의 후방으로 회전하는 양상으로 축방향의 회전운동을 하고 있으며 셋째, 내-외측 방향의 toggling이 존재한다고 하였으며, 이와같은 운동의 크기는 193 μm 에서 50 μm 사이였다고 하였다. 본 저자들의 연구결과도 3가지의 복잡한 미세운동을 하고 있다는 점에서 Gilbert 등의 결과와 일치하였다. 또한 미세운동의 크기에서도 본 저자들의 미세운동의 크기인 150 μm에서 80 μm 사이와 유사한 운동범위를 보였다. 그러나 본 연구에서는 전체 미세운동에서 전후 방향으로의 회전운동이 더욱 지배적이었다는 점이 차이점이었다.

Keaveny와 Bartel¹⁵⁾은 AML 대퇴 stem을 기본으로 한 FEM 분석에서 porous coating 정도와 대퇴 stem의 collar의 유무에 따라서 1-550 μm의 미세운동이 발생하였다고 보고하였다. 미세운동의 수치의 크기를 타 저자들

의 연구결과와 비교하기는 매우 어려웠다고 하였으며, 그 이유는 각각 실험한 대퇴골의 형상(geometry)이 다른 점, 삽입된 대퇴 stem의 다양성, transducer 등의 측정위치의 차이점, 부하조건등의 경계조건의 차이점으로 인하여 정량적(quantitatively)으로 미세운동을 비교하기는 어렵다고 하였다.

그러나 그들은 잘 고정된 무시멘트형 대퇴 stem에서도 회전운동이 가장 주요한 미세운동이었다고 보고하였다. 본 저자들의 연구결과도 그 수치는 타저자들의 결과와 비교하기 어려웠으나 총 미세운동의 크기중 대부분이 전방에서 후방으로의 운동이 지배적인 운동이라는 점은 매우 일치되고 있다.

1994년 Hua와 Walker¹¹⁾는 cadaver 대퇴골에 여러가지 형태의 대퇴 stem을 삽입후 반복적인 부하를 가하여 transducer을 이용하여 미세운동의 크기를 측정하였다. 이실험에서 회전운동은 symmetrical 대퇴 stem이 100 μ m, custom형 대퇴 stem이 약 120 μ m, asymmetrical 대퇴 stem이 50 μ m의 크기를 보였고, 축방향의 운동은 첫 cycle의 부하에서 3가지형의 대퇴 stem 마다 약간의 차이가 있었으나 그 범위는 70 μ m-90 μ m 의 범위였다고 하였다. 본 저자들의 결과를 Hua와 Walker의 결과와 비교하면 본 저자들의 연구에서의 전후방향 회전운동은 최대 약 130 μ m 으로 custom형 대퇴 stem과 유사하였으며, 축방향의 운동도 본 연구에서 80 μ m로 Hua와 Walker의 결과와 거의 일치하였다. 따라서 본 저자들의 연구결과와 타저자들의 연구결과를 종합하면 수술직후 체중부하는 대퇴 stem의 내-외측 toggling, subsidence 및 전후방향의 회전운동이 동시에 발생하며, 특히 무시멘트형 대퇴 stem에서는 stem의 형에 관계없이 모두 회전변위에 따른 불안정성이 수술후 초기의 심각한 문제임을 알 수 있었다. 따라서 향후 회전변위에 대한 안정성이 높은 디자인의 개발이 매우 중요한 문제라고 할 수 있다.

본 연구의 결과는 Mjoberg등¹⁷⁾이 보고한 인공고관절 대치술후 환자에게서 축방향의 미세운동은 감지할 수 없는 상태에서도 회전불안정성은 존재한다는 사실과 일치되는 것으로 판단되었으며, 또한 1989년 Sugiyama²²⁾가 인공고관절 대치술후 실패의 가장 중요한 원인은 회전불안정성 해리(rotational loosening)라고 보고한 사실과 밀접한 관계가 있음을 알 수 있었다.

본 연구에 의한 Multilock™ 대퇴 stem 의 상대적 미세운동의 값이 실제 생체내에서 발생하는 미세운동의 크기와 비교할때의 정확도를 관찰해보면 본 실험에서는 수술후 초기의 골성장이 이루어지지 않는 상태 즉 역학적으로 경계면에 잔존하는 압축응력(compressive stress)이 없는 상태에서 단지 porous coating에 의한 상대적 미세운동의

크기를 측정된 것이므로 실제 생체조직내 에서의 미세운동의 크기는 수술후 경계면의 혈액이나 연부조직등에 의하여 마찰계수에 영향을 준다고 가정하면 본 연구의 측정값보다 클수도 있으며, 반대로 만약 수술시 경계면에 발생된 압축응력이 클 경우 보다 큰 마찰력이 발생할 수 있으므로 이것은 저자들이 예측한 값보다 porous coating의 효과를 다소 증가시킬 수 있을 것이다. Hua 및 Walker¹¹⁾는 시멘트를 사용하지 않는 생물학적 고정(biologic fixation) 기법에 의한 무시멘트형 대퇴 stem의 고정은 수술후 골내성장이 이루어지기 까지의 초기안정성(initial stability)이 매우 중요하며, 특히 무시멘트형 인공고관절 대치술은 시멘트형 고정에 비하여 더욱 대퇴 stem과 골사이의 경계면의 상대미세운동이 임상적 성공과 밀접한 관계를 가지고 있다고 하였다. 또한 일단 골내성장을 통한 생물학적 고정이 달성되면 장기간 견고한 고정력을 유지 할수 있으며, 따라서 미세운동을 최소화 하는것이 골내성장을 확보할 수 있는 가장 중요한 요구사항 이라고 할수 있다^{18,24)}.

1986년 Pillar등¹⁹⁾은 골내성장을 방해하는 경계면의 미세운동 범위는 100-150 μ m 라고 주장하였다. 따라서 저자들의 연구결과 수술후 초기상황에서 최대 150 μ m의 미세운동은 골내성장을 방해할 수 있는 크기로 판단되었으며, 따라서 수술후 골내성장이 이루어지기 위해서는 수술후 초기 상당기간동안 체중부하를 금하여야 할 것으로 사료된다.

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) 방향 보다는 전후(anterior-posterior)방향이 취약하게 되어 있다. 따라서 대퇴 stem에 가해지는 Y방향 하중인 전후 방향이 더욱 큰 변형을 가져오며, 이것은 회전변형이 매우 크게 발생하는 것을 의미하고, 이는 그림 9-11의 골의변형 모습에서 잘 보여주고 있다.

Multilock™을 이용한 인공관절 대치술 시스템에서 대퇴 stem 및 대퇴골에 미치는 응력분포는 골피질에서는 대퇴 stem 하단의 외측 부위의 골피질에서 높은 응력 집중을 보였으며, 대퇴골 근위부에서는 대퇴 stem의 경부와 접촉하고 있는 대퇴골 calcar의 골피질의 접촉부위에서 또한 응력집중이 두드러져 있었다. 해면골에서는 골피질과 마찬가지로 대퇴 stem의 경부와와의 접촉 부위에서 응력집중이 되었으며, 상대적으로 탄성계수가 큰 대퇴 stem

에서는 중간 부위에서 응력이 집중되었다. 이러한 응력분포의 양상은 굽힘모멘트(bending moment)의 영향에 의한 것으로 볼수 있으나^{9,12,13}, 대퇴 stem 하단의 외측, 대퇴골 피질부위의 응력집중의 발생은 임상적으로는 대퇴부 동통이나 금속이온의 방출등의 원인이 될 수 있다^{12,13,25,26}.

porous coating 정도에 따른 대퇴부 동통은 일치하지 않으며, 1990년 Engh^{5,6} 등은 대퇴 stem의 근위부만 porous coating한 경우보다 AML 대퇴 stem 길이 전체를 porous coating한 경우에 대퇴부 동통은 덜 발생하였다고 하였다. 그러나 porous coating이 클수록 대퇴골 근위부 응력방패(stress shielding)현상은 더욱 심하게 발생되어 대퇴골 골흡수도 더욱 심해지는 문제점이 있다^{3,12,13,14,16,24}.

결 론

저자들은 무시멘트 porous coating형 대퇴 stem을 이용한 인공고관절 대치술후 골내성장이 이루어지지 않은 상황에서 porous coating에 의한 골-대퇴 stem이 경계면에서 발생하는 상대적 미세운동과 응력양상을 측정하고자 주로 절점수가 8개의 3차원 블럭요소가 1179개로 구성된 정밀한 3차원 비선형-탄성수치의 Multilock™ 대퇴 stem 이 삽입된 대퇴골 근위부의 FEM 모델을 개발하였다.

본 실험의 결과 대퇴골 근위부의 상대적 미세운동은 최대 150 μ m, 최소 82 μ m 였으며, 근위부 내측면의 전후면에서 가장 큰 미세운동이 발생되었고, 측면에서 보면 대퇴 stem은 전후방향으로 미세운동이 가장 크게 발생하였으며, 응력의 분포는 대퇴골 내측보다 대퇴 stem 원위부 외측 골피질에 응력집중 현상이 심하였다. 따라서 향후 회전변이에 대한 안정성이 높은 디자인의 개발이 요할 것으로 사료된다.

임상적으로는 porous coating형 대퇴 stem을 이용한 인공 고관절 대치술후 골내성장이 이루어지기전 상태에서의 조기 체중 부하는 골-대퇴 stem 경계면의 상대적 미세운동을 유발시키며 이것은 골내성장을 방해하게 되므로 수술후 일반적으로 알려진 골유합 기간인 6주에서 3개월까지는 체중부하를 금지하여야 할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. 김성곤 : 대퇴골 근위부 골흡수가 인공고관절 대퇴 stem에 미치는 응력에 관한 연구- FEM을 이용한 분석. 대한의용생체공학회지, 15:183-188, 1994.
2. 김성곤 : FEM을 이용한 인공고관절 대치술후 응력방패 현상과 골흡수 분석. 대한고관절학회지, 6: 172-180, 1994.

3. 김성곤 : Finite Element Method(FEM)의 정형외과 영역의 응용(중설). 최신의학, 37:11-18, 1994.
4. Davy DT, Kotzar GM, Brown RH, Heiple KG, Berilia J and Burstein AH : *Telemetric force measurement across the hip after total arthroplasty*. J Bone Joint Surg, 70-A:45-50, 1988.
5. Engh CA, Glasman AH and Suthers KE : *The case for porous coated hip implants. The femoral side*. Clin Orthop, 261:63-81, 1990.
6. Engh CA, Massin P and Suthers KE : *Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous surfaced femoral components*. Clin Orthop, 257: 107-128, 1990.
7. Finlay JB, Chess DG, Hardie WR, Rorabeck CH and Bourne RB : *An evaluation of three loading configuration for the in vitro testing of femoral strains in total hip arthroplasty*, J Orthop Res, 9: 749-759, 1991.
8. Gilbert JL, Bloomfield RS, Lautenschlager EP and Wixcon RL : *A computer-based biomechanical analysis of the three-dimensional motion of cementless hip prosthesis*. J Biomechanics, 25:329-340, 1992.
9. Haddad RJ, Cook SD and Brinker MR : *A comparison of three varieties of noncemented porous-coated hip replacement*. J Bone Joint Surg, 72-B: 2-8, 1990.
10. Harrigan TP and Harris WH : *A three-dimensional non-linear finite element study of the effect of cement-prosthesis debonding in cemented femoral total hip components*. J Biomechanics, 24:1047-1058, 1991.
11. Hua J and Walker PS : *Relative motion of hip stem under load*. J Bone Joint Surg. 76-A:95-103, 1994.
12. Huiskes R : *The various stress patterns of press-fit, ingrown, and cemented femoral stems*. Clin Orthop, 261:27-38, 1990.
13. Huiskes R, weinans H, and van Rietbergen B : *The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials*. Clin Orthop, 274:124-134, 1992.
14. Keaveny TM and Bartel DL : *Mechanical consequences of bone ingrowth and fibrous tissue encapsulation for a cementless hip prosthesis in the long-term*. Trans 38th ORS, 17:73, 1992.
15. Keaveny TM and Bartel DL : *Effects of porous coating and collar support on early load transfer for a cementless hip prosthesis*. J Biomechanics(in press), 1993.
16. McCarthy CK Steinberg GG, Agren MLeahey D,

- Wyman E and Baran DT : *Quantifying bone loss from the proximal femur after total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg, 73-B:774-778, 1991.
17. Mjoberg B, Hansson LI and Selvik G : *Instability of total hip prostheses at rotational stress. A rontgeno stereophotogrammetric study*. Acta Orthop Scand 55:504, 1984.
 18. Pilliar RM, Cameron HU, Welsh RP, Binnington AG : *Radiographic and morphologic studies of load-bearing porous-surgaced structured implants*. Clin Orthop 156:249-57, 1981.
 19. Pilliar RM, Lee JM and Manitolopolous C : *Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surgaced implants*. Clin Orthop Rel Res 208:108, 1986.
 20. Rohlmann A, Cheal EJ, Hayes WC and Bergmann GA : *Nonlinear finite element analysis of interface conditions in porous coated hip endoprotheses*. J Biomechanics, 21:605-11, 1988.
 21. Rubin PJ, Rakotomanana RL, Leyvraz PF, Zysset PK, Curnier A and Heegard JH : *Frictional interface micromotions and anisotropic stress distribution in a femoral total hip component*. J Biomechanics, 26:725-38, 1993.
 22. Sugiyama H, Whiteside LA and Kaiser AD : *Examination of rotational fixation of the femoral component in total hip arthroplasty. A mechanical study of micromovement and acoustic emission*, Clin Orthop 249:122-128, 1989. 21
 23. Walker PS and Robertson DD : *Design and fabrication of cementless hip stems*. Clin Orthop, 235: 25-34, 1988.
 24. Walker PS, Schneeweis D, Murphy S and Nelson P : *Strains and micromotions of press-fit femoral stem prostheses*. J Biomechanics, 20:693-702, 1987.
 25. Weinans M, Huiskes R, van Rietbergen B, Summer DR, Turner TM and Galante JO : *Adaptive bone remodeling around bonded noncemented THA : a comparison between animal experiments and computer simulation*. J orthop Res(in press), 1992.
 26. Whiteside LA : *The effect of stem fit on bone hypertrophy and pain relief in cementless total hip arthroplasty*. Clin Orthop, 247:138-147, 1989.