

# 인공고관절 직선형 대퇴 stem과 곡선형 대퇴 stem의 미세운동비교 - FEM 3차원 모델을 이용한 분석 -

김성곤<sup>0</sup>, 채수원\*, 정중환\*

고려대학교 의과대학 정형외과<sup>0</sup>, 공과대학 기계공학과\*

- Abstract -

## Three-Dimensional Finite Element Analysis of Micromotion of the Straight and the Curved Femoral Stem in Cementless Hip Arthroplasty

S.K.Kim<sup>0</sup>, S.W.Chae\*, J.H.Jeong\*

Korea University

Excessive stress on the bone-stem interface may cause local micromotion that could produce midhigh pain, interface bone resorption and prevent bony ingrowth.

It is important for clinician and prosthetic designer to develop an understanding of the load transfer mechanism, its associated stress pattern and its relationships with the particular mechanical characteristics of the femoral stem designs.

Finite element method (FEM) is preeminently suited to provide information in this respect.

The authors developed 3-dimensional numerical finite element models implanted with the straight stem which is composed of total 1170 elements of 8 nodes and with the curved stem which is composed of total 885 elements of 8 node, and analysed the relative micromotions between the straight stem and the curved stem in immediate postoperative stage of an uncemented total hip replacement in load simulating the single leg stance.

The results showed that the rotational displacement was occupied over 90% of total micromotion in both types of stem and was peak at the proximal medial portion of the stem, but markedly less distally. The curved stem was more stable especially in terms of rotational stability. It is recommended that surgeons do not allow the patient weight bearing until bony ingrowth was achieved. In the future more attention should be drawn to increase initial rotational stability of the two types of femoral stem to prevent loosening from excessive micromotion.

### 서론

시멘트형 인공고관절 대체술은 장기간의 시간이 지남에 따라 시멘트 mantle의 미세파손이 발생하는 문제점 때문에 젊고 활동적인 환자에게는 이상적이지 못함으로 최근에는

골내성장 (bony ingrowth)에 의한 생물학적 고정방법을 통하여 보다 더 장기간 지속적인 고정을 달성하고자 하는 무시멘트형 인공고관절 대체술이 광범위하게 시행되고 있다<sup>3,5,14</sup>.

무시멘트형 대퇴 stem의 경계면의 미세운동의 크기를 최소화하는 것이 골내성장을 달성하는데 가장 중요한 요구사항이며 만약 초기 미세운동 (initial micromotion)이 과다하면 골의 성장을 방해하고 fibrous tissue 층이 경계면에 발생된다<sup>14</sup>.

삽입된 대퇴 stem의 영구한 고정을 달성하기 위하여는 골과 대퇴 stem 경계면의 초기 안정성 (initial stability)이 가장 중요한 요소가 됨은 많은 저자들의 견해가 일치되고 있으며 Harris등<sup>11</sup>도 수술중 또는 실험실에서 골과 대퇴 stem 사이의 상대미세운동 (relative motion) 을 시험하는 것이 대퇴 stem의 초기 안정성을 평가하는데 매우 중요하다고 하였다.

역학적으로 볼 때 인공고관절 성형술은 인공고관절 대퇴 stem이 대퇴골에 삽입되는 하나의 복합체 (composite)로서 고관절에 부하된 힘 (loading)은 정상 대퇴골과는 달리 금속인 대퇴 stem을 통하여 대퇴 stem-골, 시멘트-골 또는 시멘트-대퇴 stem 경계면의 굽힘(bending), 전단(shear), 압축응력(compression stress)등의 복잡한 응력의 합성을 통하여 대퇴골 피질(cortex)로 힘을 전달하게 된다<sup>1,13,15</sup>.

이와같은 힘의 전달기전(load transfer mech-

-anism)을 구성하는 복합체의 구성요소들의 탄성계수(young's modulus)가 서로 다르기 때문에 대퇴 stem과 골 사이에는 상대적 변위(relative displacement)가 발생하게 된다<sup>10</sup>.

상대미세운동을 좌우하는 인자로는 인공관절 대퇴 stem의 디자인 및 고정방법에 의하여 주로 영향을 받게된다<sup>10</sup>.

현재 임상적으로 이용되는 대퇴 stem의 디자인은 매우 다양하나 크게 나누면 해부학적 모양의 곡선형 (curved) 대퇴 stem 과 직선형(straight) 대퇴 stem으로 구별할 수 있다.

대퇴stem의 디자인에 따른 미세운동에 대한 연구는 몇몇 저자에 의하여 이루어졌으나<sup>1,2,6,11,15</sup> 곡선형 대퇴stem과 직선형 대퇴stem의 상대미세운동의 차이에 대한 구체적인 연구문헌을 찾을 수 없었다.

최근 미세운동에 대한 연구는 displacement transducer를 대퇴골이나 대퇴 stem에 부착시키는 기존의 실험적 방법이 갖는 많은 2차원적인 한계와 문제점들을 극복하기 위하여 최첨단 컴퓨터 공학 계산에 의한 유한요소해석(finite element method)을 이용한 3차원 구조분석 연구를 통하여 대퇴 stem 및 대퇴골의 전장에 걸친 3차원적 미세운동을 측정하는 연구가 진행되고 있다<sup>13</sup>.

본 연구의 목적은 현재 임상에서 흔히 사용되는 직선형 대퇴 stem과 해부학적 모형의 곡선형 대퇴 stem의 서로 다른 2개의 design의 수술후 초기에 골내성장기 전역 이루어지지 않은 상황을 가정된 유한요소법 3차원 모델을 각각 개발하여 한쪽다리로 서있는 경우의 3차원적 비선형 경계조건하에서 각각 서로 다른 직선형과 곡선형 대퇴stem의 골-대퇴 stem 경계면의 미세운동의 차이점을 비교 검토하고자 하였다.

### 연구대상 및 방법

#### 1. FEM 모델링

대퇴골과 인공관절 대퇴 stem은 3차원 형상으로 모양이 복잡하여 일반적인 preprocessor에 의해 FEM 모델을 자동생산하기가 곤란하다. 이와같은 복잡한 형상을 정밀하게 모델링하기 위해 본 연구에서는 먼저 합성인조 대퇴골(synthetic femur)을 골의 장

축방향에 따라 단면의 변화가 잘 나타나도록 원형 다이아몬드 휠커터를 사용하여 13개의 조각으로 절단한 후 골피질과 해면골로 구성된 각 단면형상을 측정하여 AUTOCAD™에 입력하여 2개의 3차원 surface model 을 생성하였다.

한편 인공관절 대퇴 stem은 곡선형 대퇴 stem과 직선형 대퇴 stem의 주요치수를 버니어 캘리퍼스로 측정하여 AUTOCAD™에서 3차원 모델을 각각 생성한 후 골의 각 단면에 해당되는 위치에서 단면의 형상을 구하여 저장하였다. 이와같이 각 단면별로 저장된 형상자료를 IGES format으로 바꾸어 현재 널리 사용되는 preprocessor인 Hypermesh™에 입력하여 직선형 대퇴 stem이 삽입된 3차원 FEM 모델과 곡선형 대퇴 stem이 삽입된 3차원 FEM모델을 구성하였다.

2. Element 명

사용된 요소(element)는 경계면 접촉문제를 해결하기 위해 선형 요소(linear element)인 8절점 solid 요소가 주로 사용되었고, 골피질이나 해면골에서 형상변화가 큰 곳에 6절점 wedge 요소가 일부 사용되었다. 먼저 직선형 대퇴 stem이 삽입된 3차원 모델은 총 1179개의 요소(1714개의 절점)로 구성되었으며, 이중 8절점 요소는 1151개, 6절점 요소는 28개 사용되었고, 직선형 대퇴 stem은 613개의 요소, 해면골은 288개, 골피질은 278개의 요소로 모델링 되었다.

곡선형 대퇴 stem이 삽입된 3차원 모델은 총 885개의 요소(1564개의 절점)로 구성되어 있으며, 골피질은 8절점 요소는 396개, 해면골은 8절점 요소 168개, 6절점요소 12개, 대퇴 stem은 8절점요소 309개, 대퇴 stem을 지지하기 위하여 대퇴 stem 하단부에 4개의 beam element로 모델링하였다.

한편 대퇴 stem과 해면골의 접촉부위를 모델링하기 위하여 접촉부위에 같은점에 두개의 서로다른 절점번호를 부여하고 대퇴 stem과 해면골에 각각 속하도록 함으로써 서로 상대운동이 가능하도록 하였다. 접촉부위에 사용된 접촉면은 직선형 대퇴 stem의 경우 대퇴 stem에 300개, 해면골에 186개, 골피질에 48개이며, 곡선형 대퇴 stem이 경우 대퇴 stem에 291개, 해면골에 185개, 골피질에 113개이다. 접촉면에서의 마찰계수는 Kcaveny와 Bartel<sup>9)</sup>이 제안한 바와 같이 대퇴 stem의 porous coating된 부분은 생체내에서 골과 porous coating 사이의 마찰 계수에 대한 상계치로서 coulomb 마찰( $\mu=1.73$ )을 사용하였고, 나머지 부분은 무마찰( $\mu=0$ )을 가정하였다(Fig. 1).

3. 경계조건 및 하중조건

경계조건은 Fig. 2와 같이 양측 3차원 모델 공히 골피질의 맨 아래부분 안쪽에서 모든 절점을 구속하였고, 바깥쪽의 절점은 Z 방향의 변위만 구속하였다. 하중조건은 Davy등<sup>4)</sup>이 사용한 바와 같이 68kg의 환자가 한쪽다리로 서있는 경우의 하중치로서 대퇴stem에  $J_x=-495N$ ,  $J_y=400N$ ,  $J_z=994.5N$ 을 사용하였고 또한 외전근 하중으로  $M_x=319N$ ,  $M_z=552N$  그리고  $T_z=-159N$ 을 가하였다(Fig. 2).

해석결과

해석에는 MARC™프로그램이 사용되었으며, 대퇴 stem과 외전근에 가해지는 하중을 10개의 step마다 equilibrium iteration을 허용하므로써 대변형, 접촉등의 문제를 처리하였다. 그림 3은 직선형 대퇴 stem과 곡선형 대퇴 stem의 collar 아래 약 7.6mm 떨어진 곳에서 stem의 둘레방향에 따른 해면골과 stem의 총상대 변위를 나타내고 있다(Fig. 3).

Fig. 3에서 Fig. 5까지는 대퇴stem의 collar아래 약 7.6mm 떨어진 곳에서 stem의 둘레방향에 따른 해면골과 stem의 상대변위를 나타내고 있다. Fig. 3은 직선형stem과 곡선형 stem의 총 상대변위를 비교한 것으로 직선형 stem의 경우 최대 상대변위는 약 0°에서

137 $\mu$ m정도임을 알 수 있고, 최소 상대변위는 약 150°에서 11 $\mu$ m가 발생하였다. 곡선형 stem의 경우는 0°에서 73 $\mu$ m 정도이고 약 122°에서 26 $\mu$ m임을 알 수 있다.

직선형 stem의 경향은 Fig. 4에서 보는 바와 같이 Y방향의 상대변위가 medial부위에서 지배적이며 lateral 부위로 갈수록 X방향의 상대변위가 커지고 있다. 곡선형stem의 경우는 Fig. 5에서 보는 바와 같이 복잡한 양상을 띠고 있으나 medial부위에서 갈수록 X방향의 상대변위가 커지고 있어 직선형 stem과 경향이 비슷하나 전체변위 중 Y방향의 상대변위가 차지하는 비율이 줄어들었다.

대퇴골피질의 medial축을 따른 해면골과 stem의 상대변위는 Fig. 6에 잘 나타나 있으며 직선형stem의 경우 원위(distal)부위로 갈수록 상대변위가 크게 줄어들었고, 곡선형 stem의 경우는 근위(proximal)부위에서 미소변형이 점점 줄다가 원위부위에서 일정한 값을 가짐을 알 수 있다. 두 stem이 공통적으로 근위부위에서는 Y방향의 상대변위가 전체 상대변위에 가장 영향을 미침을 알 수 있다. 그러나 원위부위에서는 직선형 stem의 경우 여전히 Y방향의 변위가, 곡선형 stem의 경우는 Z방향의 변위가 전체변위의 주요인자가 되고 있음을 알 수 있다. 이상의 결과를 종합해 보면 Fig. 3, 6에서 보는 바와 같이 전체적으로 곡선형 stem이 직선형 stem에 비해 미세운동의 상대변위가 작음을 알 수 있다.

고 찰

Schneider등<sup>15)</sup>은 무시멘트 대퇴 stem의 초기안정성 즉 수술직후의 상대운동의 양은 대퇴 stem의 역학적 특성(mechanical properties)과 형상(geometry)에 의하여 좌우된다고 하였다. 여기에는 환자의 대퇴골 질(quality)과 수술시 얼마나 정확하게 골을 preparation하여 삽입시키느냐 또는 대퇴 stem의 표면등이 매개변수로서 영향을 미친다고 하였으나 이러한 매개변수가 초기안정성에 미치는 영향에 대하여는 임상적으로 연구하기가 매우 어렵다고 주장하였다. 또한 많은 저자들도 stem과 골사이의 상대운동은 대퇴 stem의 디자인에 따라 다양한 차이가 있다고 하였다. 그러나 대부분의 저자들에 의한 대퇴 stem의 디자인에 따른 미세운동의 연구에 대한 연구문헌들은 주로 무시멘트 대퇴 stem과 시멘트 사용 stem의 미세운동의 비교에 대한 보고였으며<sup>2,8,11,15)</sup>, 무시멘트형 대퇴 stem의 직선형과 곡선형 stem에 대한 직접적인 비교연구 논문은 찾기가 어려웠다. 또한 기존의 연구방법도 실험적 연구의 한계점 지적할 것! 대부분 실험적 연구방법에 의한 결과였으며, finite element method에 의한 직선형과 곡선형 대퇴 stem의 3차원적 연구는 찾을 수 없었다.

따라서 저자들은 1989년 Schneider등<sup>15)</sup>이 연구한 3개의 직선형 대퇴 stem과 하나의 곡선형 대퇴 stem을 시멘트 삽입형 대퇴 stem 과 비교한 실험 결과와 1991년 Mckellop등<sup>11)</sup>에 의한 무시멘트형 3가지 stem을 시멘트 사용 stem과 비교한 실험논문 결과를 기초로 그들의 실험에 사용된 다양한 대퇴 stem을 본 저자가 그 디자인의 형상에 따라 직선형 대퇴 stem 과 곡선형 대퇴 stem으로 다시 구분하여 각각의 stem의 문헌상 기재된 결과수치를 저자의 3차원 연구 결과와 비교하고자 하며, 특히 회전운동(rotational motion)에 초점을 맞추어 비교하고자 하였다. 무시멘트형 대퇴 stem의 경계면에 발생하는 총 상대미세운동의 크기에 대하여는 Schneider등<sup>15)</sup>이나 Mckellop등<sup>11)</sup>은 실험방법상의 한계로 측정하지 못하였고, Gilbert등<sup>8)</sup>에 의한 컴퓨터를 이용한 3차원 미세운동 분석에서 2000N의 힘을 가하였을때 193 $\mu$ m의 크기를 보였다고 보고하였으나 stem의 형상에 따른 비교는 없었다.

본 저자들의 경우 직선형 대퇴 stem의 총상대 미세운동은 137 $\mu$ m로 곡선형 대퇴 stem의 80.5 $\mu$ m보다 큰 변위를 보였으며, 공통적으로 대퇴골 근위부 내측 collar 밑에서 발생되었다. 그러나 총 미세운동중 최소 미세운동 크기를 비교하여보면 곡선형 대퇴 stem이 약 32 $\mu$ m로 직선형 stem의 약 11 $\mu$ m보다 2배이

결 론

상 크게 발생하여 전체적으로는 직선형 stem이 곡선형 stem보다 동일한 조건에서 훨씬 큰 변위를 보였으며, 최소상대 변위의 크기에 대한 문헌을 찾을 수 없어 타 저자들과 비교할 수 없었으나 본 연구의 결과로 보면 무시멘트 대퇴 stem의 경우 직선형 stem 보다는 곡선형 대퇴 stem이 보다 안정된 디자인인 것으로 판단되었다.

총 상대미세 운동의 크기를 각 X, Y, Z 방향의 성분으로 나누어 분석해보면 직선형 및 곡선형 stem 공히 전·후방향의 회전변위(Y방향)가 총 상대운동의 크기의 가장 큰 값을 차지하였고, 또한 직선 및 곡선형 대퇴 stem 모두 대퇴골 근위부 내측에 가까울수록 회전변형이 크게 발생되었다. 회전변위의 크기는 양측 대퇴 stem 모두 거의 동일한 크기로서 최대 130 $\mu$ m, 최소 20 $\mu$ m의 분포를 보였으며, 대퇴골 외측면으로 이동할 수록 변위가 적었다. 따라서 수술시 대퇴골 근위부를 꼭 채우는 것 (tight fitting)이 무엇보다도 매우 중요하다는 것을 알 수 있었다.

Schneider등<sup>15)</sup>은 곡선형 대퇴 stem인 PCA가 직선형 stem보다 큰 회전변위를 보였다고 하였으나, Mckellop등<sup>11)</sup>의 연구결과를 분석해보면 직선형 stem과 곡선형 대퇴 stem이 모두 유사한 크기의 회전변위를 보여 저자의 연구결과 유사하였다.

그러나, Hua등<sup>8)</sup>은 custom 제작된 대퇴 stem과 상용 symmetrical 또는 asymmetrical stem을 비교하여 custom stem이 이론적으로는 대퇴골을 꼭 채우는 장점이 있음에도 불구하고 실제로 상용 asymmetrical stem과 비교하여 회전변위의 차이에 따른 우수성은 없었다고 하였다.

본 저자들 연구결과와 문헌고찰을 종합하면 직선형 stem, 곡선형 stem 또는 custom stem 모두 회전변위에 따른 회전불안정성이 가장 심각한 문제임을 알 수 있었으며, 특히 대퇴골 근위부의 회전변형에 대한 안정성이 높은 디자인의 개선이 무시멘트형 인공고관절 대치술의 성공에 매우 중요한 문제라고 할 수 있다.

축방향(X방향)의 미세운동에 대하여 Mckellop등<sup>11)</sup>에 의한 연구 결과는 직선형에 속하는 CLS stem이 곡선형보다 약 30% 더욱 커다란 전위가 발생되었다.

Toggling에 관여되는 내측-외측 방향의 미세운동에 대하여는 Mckellop등<sup>11)</sup>의 실험결과는 직선형 stem들인 CLS와 Austin Moor가 동일한 운동한 크기의 변위를 보였고, 그러나 직선형 stem이 곡선형 stem보다 약 2.2배정도 큰 변위를 보였다.

그러나 저자들의 경우 직선형 stem은 곡선형 stem보다 변위의 크기가 큰 값을 보였으나 30 이하로 비교적 안정적이었다. 임상적으로 toggling과 stem의 형태와는 연관된 것으로 판단되었다. 따라서 본 저자들의 연구결과를 종합하면 2가지 형상의 대퇴 stem 공히 총미세상대 운동에서 전·후방향의 회전변위 크기가 90%이상을 차지할만큼 매우 크다는 공통점을 발견할 수 있으며, 이것은 수술후 초기안정성에 회전변형이 가장 큰 초기 불안정성의 원인인 것을 알 수 있었다.

본 연구의 결과는 Mjoberg등<sup>12)</sup>이 보고한 고관절 동통 환자에게서 축방향의 미세운동은 감지 할 수 없는 상황에서도 회전불안정성(rotational instability)은 존재한다는 결과와 일치할 수 있었다.

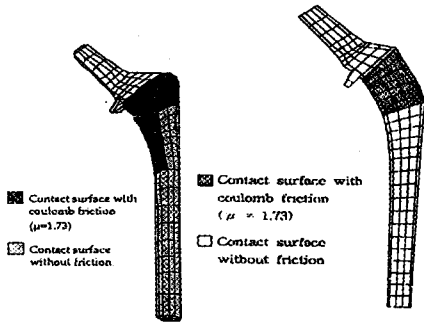
Burke등<sup>2)</sup>은 일어서고 의자에 앉고 하는 등의 일상생활에서 대퇴골에 상당한 torsional stress을 유발시킨다 하였다. 또한 이와 같은 회전 불안정성 문제에 대하여 무시멘트 대퇴 stem을 사용한 경우 수술후 3개월간 목발로 부분체중부하 하도록 하고 팔을 사용하지 않고는 의자에서 일어나지 못하도록 권유하였다. 본 연구는 한쪽다리로 서 있는 경우를 가정한 결과로서 비록 수술후 초기에 골내성장이 이루어지기 전에는 단순히 한쪽다리에 체중을 부하하는 경우에도 상용된 대퇴stem 형상에 관계없이 상당한 회전불안정성이 유발된다는 것을 의미한다. 임상적으로 직선형 대퇴 stem을 사용시는 환자의 골피질이 우수하거나 수술시 곡선형 stem보다 더욱 압박고정(press fit)을 달성할 수 있는 정교한 수술기법이 요하며, 또한 수술후 체중부하 허용시기도 더욱 엄격해야 할 것으로 판단되었다.

FEM 3차원 모델을 개발하여 한쪽 다리로 서있는 상태의 3차원 조건의 부하에서 직선형 대퇴 stem과 곡선형 대퇴 stem의 수술후 초기 상태에서의 경계면의 미세운동의 크기를 연구한 결과 곡선형stem이 회전안정성면에서 우수한 결과를 보였다. 그러나 회전변이는 두가지 대퇴stem의 총미세운동 크기의 90%이상을 대퇴부 근위부에서 차지하였다. 또한 두가지형태의 대퇴stem 근위부의 미세운동이 원위부보다 크게 발생하였다. 따라서 향후 대퇴부 근위부에 회전불안정성을 감소시키기 위한 보다 새로운 인공관절의 디자인 개발이 필요할 것으로 사려된다. 임상적으로는 직선형 stem과 곡선형 stem의 수술후 초기 상황에서의 미세운동의 특성의 차이를 이해하여 환자의 선택 및 엄격한 체중부하시기 적용등 수술후 처지에 개별적 적용하는 것이 중요하다.

Reference

1. 김성곤, 최형연, 채수원 : FEM 3차원 모델을 이용한 인공관절 대퇴 stem 경계면의 미세운동 분석, 제 38차 대한정형외과학회 추계학술대회 구연, 1994.
2. Burke DW, OConnor DO, Zalenski EB, Jasty M and Harris WH : Micromotion of cemented and uncemented femoral components. J Bone and Joint Surg. 73-B(1) 33-37, 1991.
3. Callaghan JJ, Dysart SH, Savory CG : The uncemented porous-coated anatomic total hip replacement, two-year results of a prosthetic consecutive series. J Bone Joint Surg(Am). 70-A:337-46, 1988.
4. Davy DT, Kotzar GM, Brown RH et al : Telemetric force measurements across the hip after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg(Am). 70-A:45-50, 1988.
5. Engh CA, Bobyn JD and Glassman AH : Porous-coated hip replacement. J Bone Joint Surg. 69B: 45, 1987.
6. Gilbert JL, Bloomfield RS, Lautenschlager FP and Wixson R : A computer-based biomechanical analysis of the three dimensional motion of cementless hip prostheses. J Biomech 25:329-340, 1992.
7. Harris WH, Mulroy RD, Jr, Malone WJ, Burke DW, Chandler HP and Zalenski FB : Intraoperative measurement of rotational stability of femoral components of total hip arthroplasty Clin Orthop :266: 119-126, 1991.
8. Hua J and Walker PS : Relative motion of hip stem under load. J Bone Joint Surg. 76-A:95-103, 1994.
9. 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.
10. Markolf KL, Amstutz HC, Hirschowitz DL : The effect of calcareous contact on femoral component micromovement : a mechanical study. J Bone Joint Surg(Am) 62-A:1315-23, 1980.
11. McKellop H, Ebramzadch E, Niederer PG and Sarmiento : Comparison of the stability of press-fit hip prosthesis femoral stems using a synthetic model femur. J Orthop Res. 9:297-305, 1991.
12. Mjoberg B, Hansson LI and Selvik G : Instability of total hip prostheses at rotation. Acta Orthop Scand 55:504, 1984.
13. Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Granberry WM, Tullos HS : The anatomic basis of femoral component design. Clin Orthop 235:148-165, 1988.
14. Pilliar RM, Lee JM and Maniopoulos C : Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced

implants. Clin Orthop Rel Res 208, 108 1986  
 15. Schneider E, Kinast C, Eulenberger J, Wyder D, Eskilsson G and Perren SM : A comparative study of the initial stability of cementless hip prostheses. Clin Orthop 248:200-209, 1989.



a) straight stem      b) curved stem  
 Fig. 1 Contact surface of hip stem.

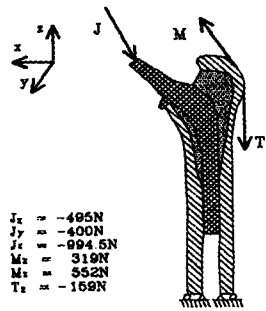


Fig. 2 Loading and boundary conditions

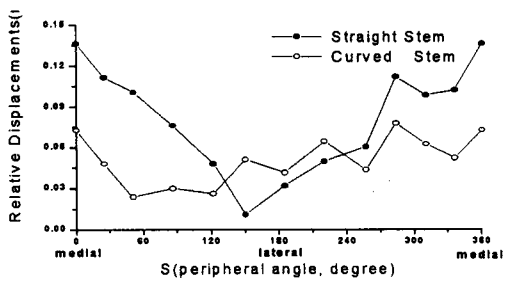


Fig. 3 Relative displacements at the interfaces vs. peripheral angle along the straight stem and the curved stem.

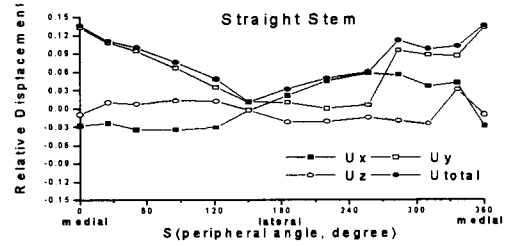


Fig. 4 Relative displacements at the interfaces vs. peripheral angle along the straight stem.

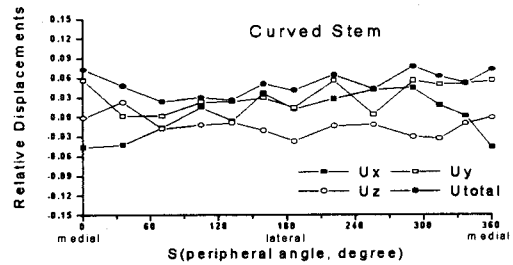


Fig. 5 Relative displacements at the interfaces vs. peripheral angle along the curved stem.

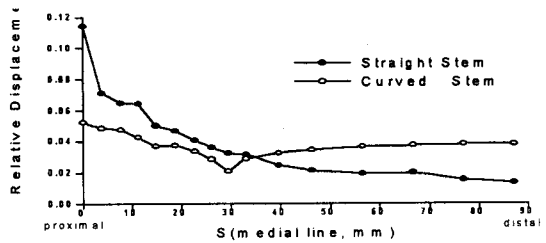


Fig. 6 Relative displacements at the interfaces vs. medial line along straight stem and the curved stem.