

# 인공고관절 치환술에서 대퇴주대 회전에 따른 시멘트막 두께 변화

박용국\*, 김진곤#

## Change of the Cement Mantle Thickness According to the Movement of the Femoral Stem in THRA

Yong-Kuk Park\* and Jin-Gon Kim #

### ABSTRACT

THRA(Total Hip Replacement Arthroplasty) has been widely used for several decades as a viable treatment of otherwise-unsolved hip problems. In THRA surgery, cement mantle thickness is critical to long-term implant survival of femoral stem fixed with cement. Numerous studies reported thin or incomplete cement mantle causes osteolysis, loosening, and the failure of implant. To analyze the effect of femoral stem rotation on cement thickness, in this study, we select two most popular stems used in THRA. Using CAD models obtained from a 3D scanner, we measure the cement mantle thickness developed by the rotation of a femoral stem in the virtual space created by broaching. The study shows that as the femoral stem deviates from the target coordinates, the minimum thickness of cement decreases. Therefore, we recommend development of a new methodology for accurate insertion of a femoral stem along the broached space. Also, modification of the stem design robust to the unintentional movement of a femoral stem in the broached space, can alleviate the problem.

**Key Words** : Total Hip Replacement Arthroplasty (인공고관절 치환술), Femoral Stem(대퇴주대), Cement Mantle Thickness(시멘트막 두께), CAD Model(CAD 모델), 3D Scanner(3 차원 스캐너)

### 1. 서론

관절 중 가장 많이 시술되고 있는 대퇴부 인공고관절 치환술(THRA)은 질병이나 사고로 인하여 관절의 기능에 이상이 발생하였을 경우 기능 회복을 위한 치료 방법으로 사용되어 왔다. 이러한 인공고관절 치환 시술 시 급속으로 만들어진 대퇴

주대(femoral stem)를 고정하는 방법은 Fig. 1 과 같이 뼈시멘트(bone cement)를 사용하여 고정하는 경우와 뼈시멘트를 사용하지 않고 삽입된 대퇴주대로 환자 뼈 성분의 골 내 성장을 유도하여 환자의 근위 대퇴골 내에서 고정을 이루는 두 가지 경우가 있다. 현재까지는 이 두 가지 시술 방법의 장기 추시 결과 시멘트를 사용하지 않는 경우와 시

접수일: 2006 년 8 월 1 일; 게재승인일: 2006 년 12 월 5 일

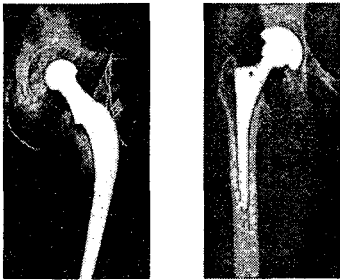
\* 대구가톨릭대학교 기계자동차공학부

# 교신저자: 대구가톨릭대학교 기계자동차공학부

E-mail kimig1@cu.ac.kr Tel. (053) 850-2711

멘트를 사용한 경우 사이에 대퇴주대의 생존율에 큰 차이는 없는 것으로 알려져 있다.<sup>1-2</sup>

그러나 환자 근위 대퇴부의 해부학적 구조가 시멘트를 사용하지 않는 대퇴주대에 부적합한 경우나 고령 환자 등의 경우와 같이 수술 후 조기 보행을 위해서는 대퇴주대를 고정하는 시멘트를 사용하여 시술한다. 이 경우는 시멘트와 환자 뼈 사이의 적절한 유착을 중요시하는 Ling<sup>3</sup>의 이론과 시멘트와 대퇴주대 사이의 유착을 중요시하는 Harris<sup>4</sup>의 이론이 경쟁하며 발전해 왔다.



(a) cement type (b) cementless type

Fig. 1 Artificial joints and femoral stems in THRA

일반적으로 뼈시멘트를 이용하여 대퇴주대를 고정한 경우 대퇴주대의 생존은 시멘트 강도, 시멘트와 대퇴주대 사이의 강도, 시멘트와 환자 골 사이의 강도, 시멘트 내에서 대퇴주대의 정렬, 대퇴주대의 모양 및 탄성계수 등이 중요한 것으로 알려져 있다.<sup>5-6</sup> 또한 다소 논란은 있지만 대퇴주대와 환자 골 사이 시멘트의 두께가 1mm 이하로 지나치게 얇은 경우 시멘트 파손 또는 시멘트와 대퇴주대의 분리 등으로 인해 골용해(osteolysis), 대퇴주대 이완 등 심각한 문제가 발생할 수 있음이 알려져 있다.<sup>7-10</sup> 그러므로 시멘트의 적절한 두께는 대퇴주대를 시멘트로 고정하는 시술에 있어 성공여부의 관건이 된다.

최적의 뼈시멘트 두께는 대퇴주대의 모양, 환자 근위 대퇴골의 해부학적 구조 및 수술방법 등에 의해 결정된다. 특히 고관절 치환술을 시행시, 확장용 기구(broach)를 이용하여 실제 대퇴주대를 삽입하기 위한 공간을 확보한 후 대퇴주대를 삽입하는 과정에서 발생할 수 있는 대퇴주대 횡단면 회전(axial rotation)과 선회축 회전(pivot rotation)은 시멘트 두께 변화를 야기할 수 있는 중요한 요인으로 확인되었으나<sup>11-12</sup>, 이에 대한 구체적인 연구는

아직 없는 실정이다. 실제 시술 시 대퇴주대의 하부 말단부는 centralizer를 사용함으로써 비교적 정확한 위치에 고정되나, 상부인 대퇴 근위부는 대퇴주대가 확장용 기구에 의해 생성된 근위대퇴골 공간보다 작으므로 횡단면 회전 및 선회축 회전의 가능성이 높아 결국 시멘트의 최적 두께를 보장할 수 없는 경우가 발생한다. 또한 수술 후 방사선 사진 촬영 등의 방법을 사용한다 하더라도 시멘트 두께를 정확히 평가할 수 없다는 문제가 있다.<sup>11-12</sup>

따라서 본 연구에서는, 현재 가장 널리 사용되고 있는 두 가지 형태의 대퇴주대에 대한 3 차원 CAD 모델을 구축한 후, 환자 뼈에 대퇴주대 용 공간을 확보하는 확장용 기구(broach)의 형상을 모사한 가상 입체 공간 속에서 대퇴주대를 회전시켜, 이에 따른 시멘트 두께 변화를 측정하고 분석하고자 한다. 이를 통하여 THRA 시술 후 실제 형성된 시멘트의 두께를 예측할 수 있다. 또한 대퇴부 인공 고관절 치환술의 성공을 위한 최소한의 시멘트 안전두께를 확보하기 위해서는 THRA 시술 시 어느 정도의 위치 정밀도로 대퇴주대의 삽입이 이루어져야 하는가를 정량적으로 파악한다면, 향후 인공고관절 시술 관련 연구들에 유용한 참고자료가 될 것으로 기대된다.

## 2. 연구 방법

### 2.1 해석대상

본 연구는 대퇴부 인공 고관절 치환술에 가장 널리 사용되는 Fig. 2 의 C Stem (Depuy, Warsaw, Indiana)과 Fig. 3 의 Versys Stem(Steinbichler Co., Germany)의 두 가지 모델을 분석하고자 한다. 사진의 하단부는 THRA 시술시 환자의 대퇴부(femur)에 인공 고관절을 장착하기 위한 대퇴주대이다. 또한 각 그림의 왼쪽 기구는 THRA 시술 시 환자의 대퇴골에 대퇴주대를 설치하기 위해 빈공간을 확보할 수 있도록 뼈에 구멍을 뚫히는 확장용 기구(broach)이다.

실제 대퇴주대들의 Fig. 2 및 3 과 같은 3 차원 입체 모형을 얻기 위하여 C250/400VZ (Steinbichler Co., Germany)와 Geomagic 및 CATIA V5 를 이용하였다. 이를 위하여 먼저 확장용 기구와 대퇴주대의 형상을 각각 비접촉식 3D 스캐너로 얻은 후 소프트웨어를 사용하여 Fig. 2 및 3 과 같이 3 차원 CAD 파일로 만들었다. 뼈 속에 만들어지는 빈공

간은 확장용 기구의 외부표면을 따라 3 차원 입체 모형을 완성함으로써 구현하였다. 그리고 대퇴주대를 완성된 3 차원 입체모형에 삽입하고 Fig. 4 와 같이 정 중앙에 정일치시켰다. C stem 의 경우, 정일치 후 길이방향으로 Fig. 5 와 같이 임의의 5 개 단면으로 나눈 후, 각 부분의 횡단면도를 추출하여 실제 대퇴주대의 외부면과 확장용 기구의 외부면 사이의 거리 (즉, 시멘트의 두께)를 분석하였다. Versys stem 의 경우는 Fig. 6 과 같이 길이방향으로 6 개의 단면으로 나누어 각 부분의 횡단면도를 추출하여 C stem 의 경우와 동일한 작업을 수행하였다.

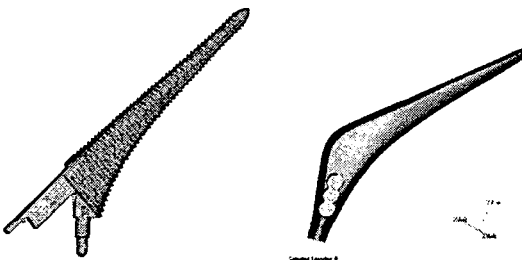


Fig. 2 CAD models of a broach and C femoral stem

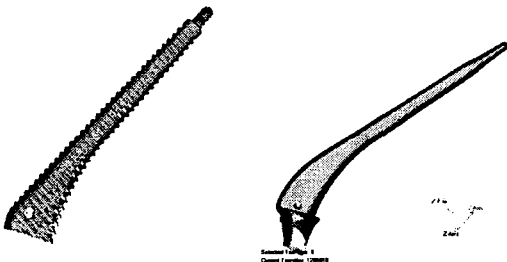


Fig. 3 CAD models of a broach and Versys femoral stem

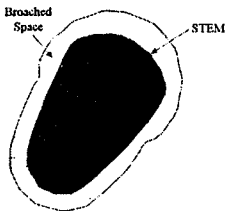


Fig. 4 Neutral alignment of the femoral stem in the broached space

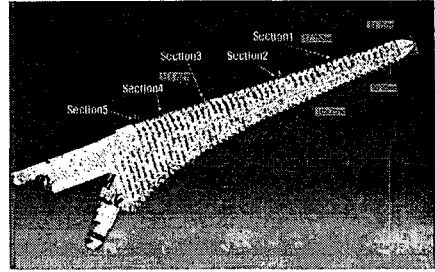


Fig. 5 Five sections along the axis of C stem broach

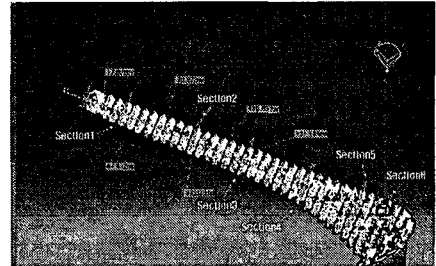


Fig. 6 Six sections along the axis of Versys stem broach

## 2.2 해석방법

대퇴주대가 목표한 위치에 정위치하지 못하는 경우는 Fig. 7 과 같이 두 가지로 나누어 볼 수 있다. 우선 전술한 횡단면에서 대퇴주대가 회전함으로써 (a)와 같이 주대의 축방향으로 회전하여 정위치로부터 편차가 발생할 수 있다. 또 하나는 대퇴주대의 길이방향 축이 횡방향으로 기울어짐으로써 (b)와 같이 편차가 발생할 수 있다.

Axial Rotation

Pivot Rotation



(a)

(b)

Fig. 7 Two types of stem deviation from a target position

Fig. 8 은 환자 골과 이식되는 대퇴주대의 단면 개념도로서, 확장용 기구에 의한 rasping 으로 확보된 뼈의 내부 공간에 대퇴주대가 정 위치로부터 벗어나 삽입될 경우를 가상하고 있다.

즉 회전각이 0 도가 아닐 경우, 주대의 외부면과 뼈 사이의 공간이 충분히 확보되지 못하고 결과적으로 시멘트두께가 적정한 수준보다 작아지거나 심지어 접촉할 수 있음을 보여주고 있다.

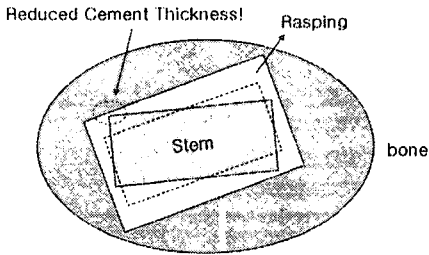


Fig. 8 Schematic diagram of a stem and bone in THRA

우선 횡단면에서 축방향 회전에 의한 편차를 계산하기 위하여, 주대를 정 일치시킨 후 확장용 기구에 의하여 만들어진 가상의 입체 공간내에서 C stem 을 횡단면을 기준으로 0 도, 1 도, 2 도, 3 도, 4 도, 그리고 8 도 씩 각각 회전시켜가며 전술한 5 개의 단면 부분에서 주대의 외부면과 확장용 기구의 외부면 사이의 거리를 측정하였다. Versys stem 의 경우는 같은 원리를 이용하여 0 도, 2 도, 4 도, 6 도, 그리고 8 도 씩 각각 회전시켜가며 6 개의 단면에서 동일한 방법으로 거리를 측정하였다.

횡방향 회전에 의한 종단면에서 편차 계산의 경우는 횡단면을 기준으로 측정한 C stem 의 다섯 개의 단면 중 최하단부인 원위부를 제외한 나머지 네 부분에서 측정하였다. Fig. 9 는 C stem 의 횡방향 회전에서 위로 기울어진 (+)회전각과 아래로 기울어진 (-)회전각을 표시하고 있다. 대퇴 원위부를 축으로 하여 -0.5 도, -0.8 도 아래로 기울어진 상태에서 대퇴주대의 바깥면과 확장용 기구 바깥면 사이 거리를 측정하였으며, 0.5 도, 0.8 도, 1 도, 1.2 도 위로 기울어진 상태에서 동일하게 거리를 측정하였다. Versys stem 의 경우 6 개 단면을 통하여, -0.5 도, -0.65 도, -0.8 도, -0.9 도 그리고 0.5 도, 0.65 도 및 0.8 도 회전 시 각각 거리를 측정하였다.

실제 대퇴부 인공 고관절 치환수술에서는 축방향 회전과 횡방향 회전이 동시에 복합적으로 발생할 수 있다. 횡단면에서의 축 회전과 종단면에서의 횡방향회전이 동시에 일어나는 경우 이로 인한 시멘트 두께의 변화가 시술 성공여부의 중요한 변

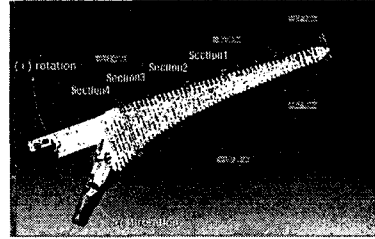


Fig. 9 Rotation angles of C stem broach in pivot rotation

수가 되므로 편차계산이 큰 의미를 가진다. C stem 에서는 -0.3 도, -0.4 도 그리고 (+) 0.3 도, 0.5 도, 0.6 도로 각각 횡방향 회전한 상태에서 대퇴주대를 횡단면 기준으로 0 도, 2 도, 4 도, 6 도, 8 도 및 10 도로 다시 회전시켜 대퇴주대의 바깥면과 확장용 기구의 바깥면 사이 거리를 측정하였다. Versys stem 의 경우, -0.4 도, -0.6 도, -0.8 도 그리고 (+) 0.4 도, 0.7 도, 0.9 도에서 각각 대퇴주대를 동시에 횡단면 기준으로 0 도, 2 도, 4 도, 6 도, 8 도, 10 도 및 12 도 회전시켜가며 거리를 측정하였다.

### 3. 해석결과 및 고찰

#### 3.1 해석결과

##### 3.1.1 축방향 회전 해석 결과

C stem 의 경우 주대를 정 일치시킨 후 횡단면을 기준으로 한 축방향 회전에서 회전각에 따른 대퇴주대와 확장용 기구 사이 거리의 최소값을 Fig. 10 에 나타내었다. 확장용 기구의 가상 입체공간 내에서 대퇴주대가 2~3 도 회전할 때 Fig. 6 의 5 번 단면 부위에서 실제 대퇴주대의 바깥면과 확장용 기구의 바깥면 사이 거리가 1mm 미만으로 감소하며 8 도 회전 시 대퇴주대의 바깥면과 확장용 기구 바깥면이 접촉한다. 대퇴주대의 하단부인 원위부(단면 1) 보다 상단부인 근위부(단면 5)에서 뼈와 접촉할 가능성이 커짐을 쉽게 알 수 있다. 반면 Fig. 11 에서 볼 수 있듯 주대와 확장용 기구 사이 거리의 최대값은 2.2~2.7mm 로 비교적 일정하여 단면위치나 회전각에 따라 민감하게 변화하지 않음을 알 수 있다.

Versys stem 의 경우 회전각에 따른 대퇴주대와 확장용 기구 사이 거리의 최소값의 변화를 Fig. 12 에 나타내었다. C stem 의 경우와 달리 근위부를 제외하고는 대퇴주대의 회전각도와 관계없이 비교적 일정한 거리를 유지함을 확인할 수 있으며 근위부

(단면 6)는 5 도 이상 회전 시 최소거리가 1mm 이하로 작아져 시멘트 두께가 불충분해진다. 주대와 확장용 기구 사이 거리의 최대값은 Fig. 13 에서 보는 바와 같이 주대하부에서는 회전각과 무관하게 비교적 일정하고 상단부에서는 완만하게 증가하는 경향이 있다.

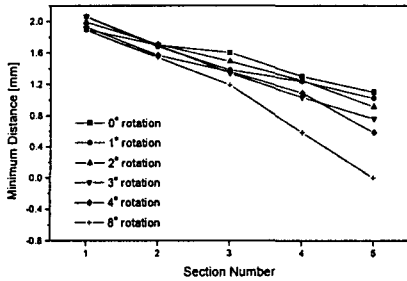


Fig. 10 Minimum distance between C stem and broacher [mm] in axial rotation

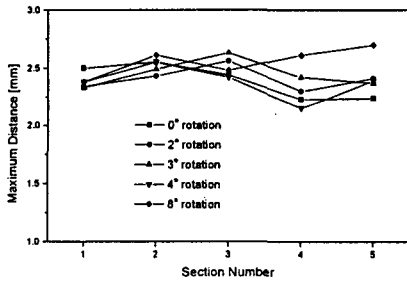


Fig. 11 Maximum distance between C stem and broacher [mm] in axial rotation

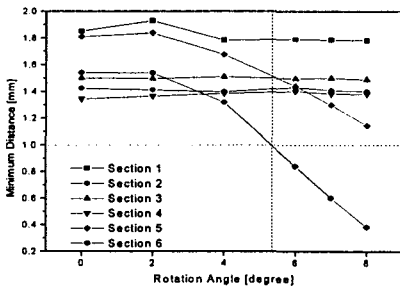


Fig. 12 Minimum distance between Versys stem and broacher [mm] in axial rotation

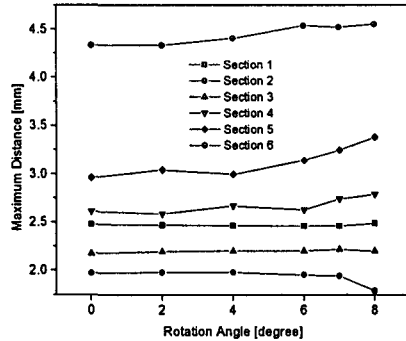


Fig. 13 Maximum distance between Versys stem and broacher [mm] in axial rotation

### 3.1.2 pivot rotation 해석 결과

C stem 의 경우 Fig. 14 처럼 회전각이 (+)와 (-) 인 경우 모두 각도가 증가함에 따라 거리의 최소값이 뚜렷이 감소한다. 특히 회전각이 (-)인 경우가 (+)인 경우보다 최소거리가 더욱 급격히 감소함을 알 수 있다. 즉, -0.25 도보다 커지면 시멘트 두께가 1mm 이하로 작아지며 -0.8 도를 초과하면 주대가 확장용 기구 표면과 접촉한다. 그러나 회전각이 (+)인 경우는 0.6 도 보다 커질 때 1mm 이하로 변하며 1.2 도를 초과하면 접촉이 발생한다. 축방향 회전과 마찬가지로 회전각이 커짐에 따라 상부인 근위부(Fig. 9 의 단면 4)에서 시멘트 두께가 급격히 얇아질 가능성이 크다. 반면 하부인 원위부에 가까운 단면 1 에서는 -0.8 도와 1.2 도 사이의 전 구간에서 회전각이 변하여도 거리의 최소값이 1.1~2.0mm 를 유지하고 있다.

반면 Fig. 15 와 같이 주대와 확장용 기구 표면 사이 거리의 최대값은 회전각이 증가함에 따라 오히려 증가하는 경향을 보인다. 그리고 최소값과 마찬가지로 회전각이 커짐에 따라 주대의 상부(단면 4)에서 거리의 최대값이 급격히 변화하나 하부(단면 1)에서는 회전각이 변해도 2.5~3.0mm 의 비교적 일정한 최대거리를 유지함을 알 수 있다.

다음은 Versys stem 이 횡방향 회전하는 경우이다. 먼저 거리의 최소값을 살펴보면 Fig. 16 처럼 근위부에 가까운 단면 4 와 단면 5 는 양의 회전각이 0.2 도~0.3 도보다 커지면 시멘트 두께가 1mm 이하가 되며, 다음이 원위부에 가까운 단면 2 와 단면 3 으로서 0.5 도~0.6 도를 초과하면 두께가 1mm 이하로 변한다. 이와 달리 회전각이 (-)인 경

우는 근위부인 단면 6 이 -0.5 도 이상에서 최소거리가 1mm 이하로 줄어든다 -0.9 도부터 뼈와 접촉하며, 단면 2와 3은 -0.6 도 이상이면 두께가 1mm 이하가 된다. 특기할만한 것은 단면 1 과 단면 6 은 (+) 회전각에 대해서는 각의 크기와 무관하게 항상 1.9-2.3 mm 의 적절한 시멘트 두께를 유지한다는 사실이다.

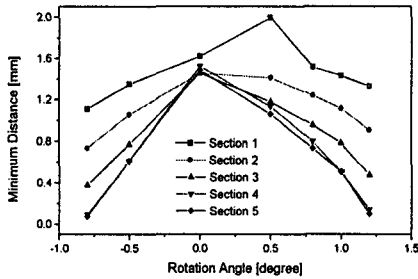


Fig. 14 Minimum distance between C stem and broacher [mm] in pivot rotation

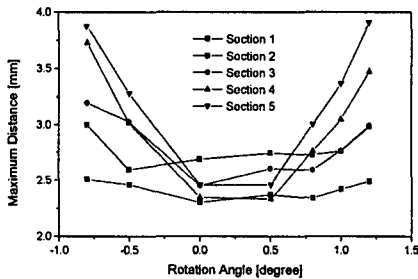


Fig. 15 Maximum distance between C stem and broacher [mm] in pivot rotation

주대와 확장용 기구 표면사이 거리의 최대값은 Fig. 17 과 같이 회전각이 증가함에 따라 대체적으로 완만하게 증가한다. 그러나 최상부인 단면 6 에서는 (-)방향으로 미소회전이라도 발생하면 최대두께가 4mm 를 초과하여 회전각이 -0.9 도 일 때 최대 6.1mm 까지 증가하며, 단면 5 에서는 (+)회전각이 0.5 도 이상 커지면 4mm 를 초과하여 4.8mm 까지 증가한다. 주대와 뼈 사이 시멘트가 1mm 이하 일 경우 수술의 실패 요인이 될 수 있는 것과 마찬가지로 4mm 이상의 지나친 두께도 시멘트 경화에 의한 수축이 과도하게 발생할 수 있으므로 결

국 pivot rotation 은 0 도~0.5 도를 넘지않도록 하여야 한다.

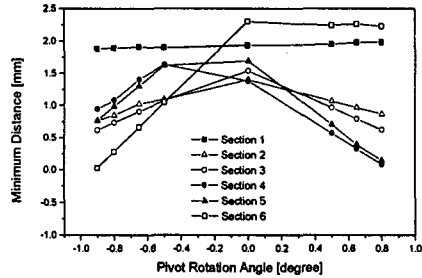


Fig. 16 Minimum distance between Versys stem and broacher [mm] in pivot rotation

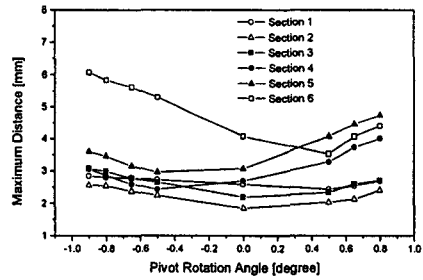


Fig. 17 Maximum distance between Versys stem and broacher [mm] in pivot rotation

### 3.1.3 복합회전 해석 결과

마지막으로 대퇴주대 (+) 또는 (-) 방향으로 기울어짐과 동시에 횡단면을 기준으로 회전하는 복합회전의 경우를 살펴본다. Fig. 18 에서 보는 바와 같이 C stem 의 경우 단면 5 에서 pivot 각이 0 도인 경우조차 축방향 회전이 +/-1 도를 넘으면 대퇴주대와 확장용 기구사이 최소거리가 1mm 이하로 작아져 시멘트 두께가 1mm 이하가 된다. pivot 각이 +/-0.3 도 이상으로 커지면 주대가 횡단면 기준으로 전혀 회전하지않고 정확한 위치에 있다 하더라도 최소거리는 0.6mm 에 불과하다. pivot 각이 0.6 도 이상으로 부정확한 경우 축방향 회전각에 관계없이 항상 최소거리가 0mm 가 되어 대퇴주대가 뼈와 접촉하게 되며, pivot 각이 0.3 도 또는 -0.3 도인 경우에도 축방향 회전각도가 6 도~9 도 또는 -6 도~-9 도 이상으로 아주 부정확해지면 접촉을

피할 수 없다.

Fig. 19 처럼 회전각에 따른 Versys stem 과 확장용 기구 사이 최소거리 또한 C stem 의 경우와 대동소이하게 변화한다. 단면 5 에서 pivot 각이 0 도인 경우 축방향 회전각이 +/-5 도를 넘지않는 범위 내에서는 대퇴주대와 확장용 기구사이 최소거리가 1mm 이상으로 유지되나, pivot 각이 0.4 도 또는 -0.4 도부터는 축방향 회전각이 조금이라도 발생하면 최소거리가 1mm 이하로 작아진다. 거기에다 pivot 각이 0.4 도인 경우 축방향 회전각도가 11 도 또는 -11 도 보다 커지면 최소거리가 0 이 되어 주대와 뼈의 접촉이 발생하며, pivot 각이 -0.4 도인 경우 축방향 회전각도가 8 도 또는 -8 도 이상 커져도 접촉이 발생한다. 마지막으로 pivot 각이 0.9 도 또는 -0.8 도 이상 커지면 주대가 횡단면 기준으로 전혀 회전하지않고 정확한 위치에 있다 하더라도 대퇴주대와 뼈의 접촉을 피할 수 없게 된다.

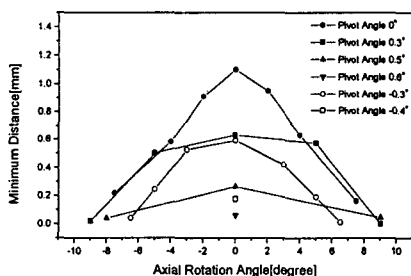


Fig. 18 Minimum distance between C stem and broacher [mm] in mixed rotation

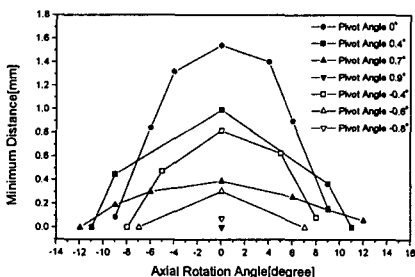


Fig. 19 Minimum distance between Versys stem and broacher [mm] in mixed rotation

### 3.2 고찰

대퇴부 인공 고관절 치환술(THRA)에서 대퇴주대를 고정하는 시멘트를 사용하여 시술하는 경우 시멘트와 대퇴주대 사이 또는 시멘트와 환자 골 사이의 적절한 유착이 중요하다. 그런데 적절한 시멘트의 두께가 보장되지않으면 얇은 시멘트 부분의 응력집중으로 인한 파손이 일어나고 결국 대퇴주대와 시멘트 사이에 상대적 움직임이 발생한다. 그러므로 본 연구에서는 환자 뼈에 만들어진 대퇴주대 용 가상 입체 공간 속에서 대퇴주대를 횡단면과 종단면 그리고 복합적으로 회전시켜가며 이에 따른 시멘트 두께 변화를 측정하였다.

횡단면 회전의 경우 C stem 을 2~3 도 회전시킬 때 실제 시술 시 시멘트 두께가 1mm 미만으로 감소하며 8 도 회전 시 대퇴주대와 환자 골이 접촉하였으나, Versys stem 은 상단 근위부에서만 5 도 이상 회전 시 시멘트 두께가 불충분해지는 반면 나머지 부분은 대퇴주대의 회전각도와 관계없이 비교적 일정한 두께를 유지하였다.

pivot rotation 경우 C stem 은 회전각이 (-)인 경우가 (+)인 경우보다 시멘트 두께가 더욱 급격히 감소함을 알 수 있다. 즉, -0.25 도보다 커지면 시멘트 두께가 1mm 이하로 작아지며 -0.8 도를 초과하면 대퇴주대가 환자의 뼈와 접촉한다. 반면 회전각이 (+)인 경우는 0.6 도 보다 큰 회전각에서 두께가 1mm 이하로 변하며 1.2 도를 초과하면 접촉한다. Versys stem 은 회전각이 0.2~0.3 도보다 커지면 대퇴근위부에 가까운 주대부분에서 시멘트 두께가 1mm 이하가 되며, 회전각이 (-)인 경우 주대 최상단부가 -0.5 도 이상에서 두께가 1mm 이하로 줄어들고 -0.9 도부터 뼈와 접촉한다. 반면 주대 하단부인 원위부는 회전각과 무관하게 항상 1.9~2.0 mm 의 적당한 시멘트 두께를 유지한다.

복합회전의 경우는 pivot 각이 0 도인 경우조차 횡단면 기준 회전각이 +/-1 도를 넘으면 C stem 과 뼈 사이 간격이 1mm 이하로 작아지며, 역으로 회전각이 0 도라 하더라도 pivot 각이 +/-0.3 도 이상이면 문제가 발생한다. 더구나 pivot 각이 0.6 도 이상이면 무조건 C stem 과 환자 골 사이 접촉이 일어나므로 매우 정확한 위치제어가 필요하다. Versys stem 또한 pivot 각이 0 도인 경우에도 횡단면 회전각이 +/-5 도를 넘으면 시멘트 두께가 1mm 이하로 작아지고, pivot 각이 0.4 도 또는 -0.4 도부터는 매우 미소한 회전각 발생에도 위험하게 된다.

대퇴주대가 횡단면 기준으로 전혀 회전하지않고 정확한 위치에 있다 하더라도 pivot 각이 0.9 도 또는 -0.8 도 이상 커지면 Versys stem 과 뼈의 접촉을 피할 수 없게 된다.

결론적으로 시멘트 두께는 횡단면 기준 회전각 보다 pivot 각에 매우 민감하게 영향을 받으므로 pivot 각은 고도의 정밀도로 유지되어야 하며, 두 가지 편차가 복합적으로 일어날 경우 대퇴주대를 한층 더 정확한 위치에 삽입하여야 한다. 나아가 시술 시 대퇴주대의 위치정확도를 유지하기 위해서는 집도의의 경험 또는 느낌에 의존하기 보다 대퇴주대의 정확한 위치 삽입을 보장하는 치구(jig)의 개발이 필요하다고 판단된다. 또한 적절한 시멘트 두께를 위한 기존 대퇴주대의 형상 개선 및 대퇴근위부에서 발생하는 기존 확장용 기구와 대퇴주대의 크기 차이에 대한 새로운 분석이 필요할 것이다.

#### 4. 결론

본 연구에서는 대퇴부 인공 고관절 치환술 (THRA)의 성패를 좌우하는 시멘트 두께를 예측하기 위하여 시술 시 대퇴주대의 삽입위치와 시멘트 두께 변화간의 상관관계를 분석하였다. 이를 위하여 대퇴주대 3 차원 CAD 모델을 구축한 후, 환자 골에 만들어진 가상 입체 공간 속에서 대퇴주대를 회전시켜 회전각과 이에 따른 시멘트 두께 변화를 측정하였다. 그리고 얻어진 결과를 다음과 같이 정리하였다.

1. 횡단면 회전의 경우, 대퇴주대 종류가 시멘트 두께에 미치는 차이가 확인되었으며 C stem 의 경우에서 Versys stem 보다 최소 시멘트 두께가 회전각에 더욱 민감하게 반응한다.
2. 대퇴주대의 pivot 회전에 따른 각도 편차 경우 (+) 또는 (-) 기울어짐에 따라 차이가 발생하여, (-) 각도 방향으로 기울어져 삽입될 경우 시멘트 두께가 더욱 얇아져 수술 실패율이 높을 것으로 사료된다.
3. 동일한 각도의 편차가 발생하더라도 대퇴주대의 단면 위치 즉 상단부 또는 하단부에 따라 시멘트 두께에 차이가 발생하므로 대퇴근위부에서 더욱 정밀한 주대 삽입 위치가 요구된다.
4. 일반적으로 pivot 각의 편차가 횡단면 회전각 편차보다 시멘트 두께에 더욱 큰 영향을 미친다.

5. 복합 회전인 경우 극히 미소량의 각도 편차에도 최소 시멘트두께가 1mm 이하로 얇아지므로 대퇴주대 삽입시 고도의 정밀도가 요구된다.

6. 시멘트의 최대 두께는 최소 두께보다 더 중요한 인자는 아니지만 주대의 상단부에서는 (-) pivot 각에 특히 민감하게 변하므로 주의가 필요하다.

본 연구는 시술 시 THRA 성공을 위한 시멘트 안전두께를 확보하기 위하여 어느 정도의 위치 정밀도로 대퇴주대의 삽입이 이루어져야 하는가를 정량적으로 파악하여 향후 성공적 시술을 위한 가이드라인을 제공하였으며 대퇴주대 위치제어 장치의 개발을 위한 기초자료로 활용 될 수 있을 것이다.

#### 참고문헌

1. Choi, K. W., "Joint Prostheses and Engineering Technology," J. of KSPE, Vol. 17, No. 11, pp. 17-24, 2000.
2. Choueka, J., Koval, K. J. and Zuckerman, J. D., "Cement augmentation of intertrochanteric fracture fixation; a cadaver comparison of 2 techniques," Acta. Orthop. Scand., Vol. 67, No. 2, pp. 153-157, 1996.
3. Ling, R. S., "The use of a collar and precoating on cemented femoral stems is unnecessary and detrimental," Clin. Orthop., Vol. 285, pp. 73-83, 1992.
4. Harris, W. H., "Is it advantage to strengthen the cement-metal interface and use a collar for cemented femoral components of total hip replacement?," Clin. Orthop., Vol. 285, pp. 67-71, 1992.
5. Cowin, S. C., "Bone remodeling of diaphyseal surface by torsional loads; Theoretical predictions," J. of Biomechanics, Vol. 20, pp. 1111-1120, 1987.
6. Crowninshield, R. D. and Tolbert, J. R., "Cement strain measurement surrounding loose and well-fixed femoral component explanation," J. Biomed. Mater. Res., Vol. 17, pp. 819-828, 1983.
7. Garellick, G., Malchau, H. and Regner, H., "The Charnley versus the Spectron hip prosthesis: Radiographic evaluation of a randomized, prospective study of 2 different hip implants," J. Arthroplasty, Vol. 14, pp. 414-425, 1999.



8. Lim, J. W. and Ha, S. K., "Behavior Analysis of the Treated Femur and Design of Composite Hip Prosthesis," *J. Biomed. Eng. Res.*, Vol. 23, No. 2, pp. 119-130, 2002.
9. Moore, D. C., Frankenburg, E., Goulet, J. A. and Goldstein, S. A., "Hip screw augmentation with an in situ-setting calcium phosphate cement: an in vitro biomechanical analysis," *J. Orthop. Trauma*, Vol. 14, No. 8, pp. 577-583, 1997.
10. Elder, S., Frankenburg, E. and Goulet, J. A., "Biomechanical evaluation of calcium phosphate cement-augmented fixation of unstable intertrochanteric fractures," *J. Orthop. Trauma*, Vol. 18, No. 6, pp. 386-393, 2000.
11. Reading, A. D., McCaskie, A. W. and Gregg, P. J., "The inadequacy of standard radiographs in detecting flaws in the cement mantle," *J. Bone Joint Surg.*, Vol.81-B, pp. 167-170, 1999.
12. Valdivia, G. G., Dunbar, M. J., Parker, D. A., Woolfrey, M. R., MacDonald, S. J. and McCalden R. W., "Three-dimensional analysis of the cement mantle in total hip arthroplasty," *Clin. Orthop.*, Vol. 393, pp. 38-51, 2001.