

슬관절 재치환술 시 경골 삽입물 주대 형태와 고정방법의 생역학적 영향

권오수 · 배대경* · 김윤희†

가톨릭대학교 의과대학 의정부성모병원 정형외과학교실, 경희대학교 의과대학 정형외과학교실*, 경희대학교 테크노공학대학†

The Biomechanical Effect of Stem Design and Methods of Fixation in Revision Total Knee Arthroplasty

Oh Soo Kwon, M.D., Dae Kyung Bae, M.D.*, and Yoon Hyuk Kim, Ph.D.†

Department of Orthopaedic Surgery, Uijongbu St. Mary's Hospital, The Catholic University of Korea College of Medicine,
Department of Orthopaedic Surgery, College of Medicine*, Seoul,
School of Advanced Technology†, Kyung Hee University, Yongin, Korea

Purpose: This study examined the effect of the stem design and method of fixation on biomechanical features around a stem tip in revision total knee arthroplasty using finite analysis.

Materials and Methods: A 3D Finite element model was reconstructed for a CT scan of the normal tibia from a 26 year old male and the CAD model of total knee arthroplasty revision was developed. The design change in the stem such as the length, diameter, slot, press fit and coefficient of friction was performed. The contact pressure, von-Mises stress around the stem and the micromotion were evaluated.

Results: A longer length and larger diameter press fit stem significantly increased the contact pressure and stress at the end of stem. The distal slot reduces the contact pressure and stress at the end of stem. Less displacement between the tibial component and bone was noted in the increased coefficient of friction.

Conclusion: A stem with shorter length sufficient to engage proximal diaphysis, a closer diameter of the proximal canal and a minimal press fit can be used to reduce the contact pressure and stress if the patient's surgical anatomy such as bone loss and quality is tolerable in revision total knee arthroplasty.

Key Words: Revision total knee arthroplasty, Stem tip, Biomechanics

서 론

슬관절 전치환술의 시행 빈도가 꾸준히 증가함에 따라 재치환술의 빈도도 증가하는 추세이다. 재치환술 시에는 골 결손 또는 골다공증으로 인해 해부학적 이정표(anatomic landmark)가 불분명하여 정확한 골 절제와 연부 조직의 균형을 회복하기가 힘들며 삽입물의 정확한 정렬과 견고한 고정을 얻기가 용이하지 않다^{7,10)}. 따라서 슬관절 재치환술시에는 삽입물의 일관된 정렬 상태와 술 후

초기 안정성을 확보하기 위하여 주대(stem)가 사용되는 데 경골측 주대인 경우 정확한 삽입물 정렬과 견고한 고정력을 얻고 골간단부의 해면골에 미치는 부하를 감소시킴으로써 수술 초기에 이식골을 보호하여 골절을 예방할 수 있는 장점이 있다^{8,9,11-14)}. 그러나 이와 같이 주대(stem)를 압박 고정 후 추시 중에 주대 말단부에 동통이 발생하며 임상적으로 문제가 되고 있다^{3,4)}. 따라서 이 동통의 발생 원인에 대한 보다 근본적인 접근이 필요할 것

통신저자 : 권 오 수

경기도 의정부시 금오동 65-1
가톨릭대학교 의정부성모병원 정형외과
TEL: 031-820-3878 · FAX: 031-847-3671
E-mail: oskn@catholic.ac.kr

Address reprint requests to

Oh Soo Kwon, M.D.
Department of Orthopaedic Surgery, Uijongbu St. Mary's Hospital,
The Catholic University of Korea College of Medicine,
65-1, Geumo-dong, Uijeongbu 480-130, Korea
Tel: +82.31-820-3878, Fax: +82.31-847-3671
E-mail: oskn@catholic.ac.kr

으로 생각된다. 본 논문에서는 슬관절 재치환술 시 주대 말단부에 발생하는 동통이 주대의 형태 및 고정방법에 따른 생역학적 요인의 변화에 의해 영향을 받을 수 있다는 가설 하에 유한요소해석(finite analysis model)을 이용한 연구를 시행하였다. 이러한 생역학적 요인들의 변화 양상에 근거하여 항 후 슬관절 재치환술 시에 사용되는 경골측 삽입물 주대(stem)의 디자인 개선을 위한 토대를 마련하고자 한다.

대상 및 방법

1. 유한요소 모델링

1) 경골의 유한요소 해석 모델 개발

26세 남성의 정상 경골의 컴퓨터 단층 촬영(Computed Tomography)으로부터 FEMAP (Electronic Data system Corp., USA, version 5.10)을 이용하여 유한요소 해석을 위한 경골 모델을 개발하였다. 경골 모델은 피질골(cortical bone)과 해면골(cancellous bone)로 구분되어 개발되었는데 컴퓨터 단층 촬영(Computed Tomography) 이미지의 명암차이를 이용하여 피질골(cortical bone)과 해면골(cancellous bone)의 윤곽선을 구분하였으며 각각의 요소는 서로 다른 물성치를 가지도록 모델링된 후 피질골(cortical bone)의 내측면과 해면골(cancellous bone)의 외측면을 완전히 접합시켰다. 또한 피질골(cortical bone)과 해면골(cancellous bone)이 존재하지 않는 경골간부 골수강은 컴퓨터 단층 촬영(Computed Tomography) 이미지를 토대로 10 mm의 일정한 지름을 가지는 실린더 형태로 가정하여 제작하였다.

경골은 8,245개의 절점과 35,998개의 4면체 요소를 가지고 유한요소 해석용 모델로 개발되었으며 피질골(cortical bone)은 17GPa의 탄성계수, 0.36의 Poisson's ratio, 175 MPa의 항복응력인 유한요소로 개발되었고 해면골(cancellous bone)은 탄성계수 300 MPa, Poisson's ratio 0.3, 항복강도 5 MPa인 모델로 각각 개발되었다^{2, 25, 29, 31)}.

2) 경골삽입물의 유한요소 해석 모델 개발

연구에 사용된 경골 삽입물은 PFC revision system (Depuy, Johnson & Johnson, Warsaw IN, USA)의 직경 10 mm, 길이 115 mm의 주대(stem)를 기준으로 주대의 길이, 직경, 슬롯 유무를 변화시켰다.

경골삽입물의 모델링을 위해서는 3차원 CAD (computer aid design) 프로그램인 CATIA[®] (Dassault system, USA, version 8.20)를 이용하였고 경골 삽입물은 기저판(base plate)과 주대(stem) 두 부분으로 제작되었다. 경골 삽입물은 동일한 기저판(base plate)에 각기 다른 직경(10 mm, 12 mm), 길이(115 mm, 90 mm, 70 mm), 슬롯(slot)의 유무 등 다른 형태의 주대(stem)를 갖는 경골 삽입물을 개발하였다.

경골삽입물은 모두 사면체 요소를 가지고 1716개의 절점과 4937개의 선형탄성 요소로 개발되었으며 경골 삽입물의 재료는 티타늄(Titanium)으로서 이에 해당되는 물성치(material properties)를 적용하였다^{29, 31)}. 또한 연구에 사용될 경골의 크기를 고려하여 경골삽입물 기저판(base plate)을 X방향으로 1.26, Y방향 1.35만큼 스케일을 조정하였다.

3) 경골과 경골 삽입물 정렬

Z축과 경골의 종축을 일치시킨 후 경골삽입물이 경골에 삽입되었을 때 경골삽입물이 경골에서 돌출되지 않도록 경골을 X축 시계방향으로 4도, Y축 시계방향으로 4.1도를 회전시켰다. 따라서 경골 삽입물과 경골은 YZ-Plane에서는 종축이 일치하였다. 그러나 XZ-Plane에서는 경골의 형상이 일정하지 않아 경골 삽입물과 경골의 종축을 일치시키고 삽입할 경우 경골 삽입물의 일부가 돌출되었다. 따라서 경골의 종축이 경골삽입물의 종축을 기준으로 Y축 시계방향으로 4.1도 회전하여 경골삽입물의 돌출되는 부분이 없도록 조정하였다.

4) 경골 근위부의 절단

경골의 절단은 약 12 mm의 고평부를 경골의 해부학적 축의 직각으로 절단하여 평평한 단면을 만든 후 다시 경골 삽입물 기저판(base plate)의 두께인 6.7 mm를 원위부로 더 절단을 하였다. 따라서 총 18.7 mm의 경골 근위부를 절단하였다.

2. 하중 및 구속조건

1) 하중조건

하중조건은 슬관절에 체중의 약 3배인 2,000 N의 하중이 작용한다고 가정하였으며 2,000 N의 하중은 경골 삽입물의 내측과 외측에 위치하는 10 mm 지름인 원에

60 : 40의 비율로 분포되어 작용하도록 하여 따라서 내측과 외측에 각각 15.27 Mpa, 10.18 MPa의 분포압력이 작용하였다^{2,25,31)}.

2) 구속조건

경골의 원위부를 고정하기 위하여 경골 원위 말단에서부터 근위부로 20 mm의 길이를 X, Y, Z방향으로의 전위(translation)를 구속하였다²⁾.

3) 골시멘트 접촉 강도(마찰계수)

경골과 경골 삽입물이 접촉되는 부분은 기저판(base plate)와 경골, 주대(stem)와 경골 두 부분으로서 기저판(base plate)와 경골간은 시멘트 고정을 가정하여 마찰계수를 0.4로 설정하였고 주대(stem)와 경골간은 압박고정(press fit fixation)을 가정하여 마찰계수를 0.25로 설정하였다^{25,31)}. 마찰계수의 변화가 경골삽입물의 안정성에

미치는 영향을 확인하기 위하여 기저판(base plate)와 경골, 주대(stem)와 경골간의 마찰계수를 0.4, 0.6, 0.8로 각각 증가시켜 전위정도를 측정하였다.

결 과

경골삽입물 주대의 길이, 직경, 슬롯(slot) 유무 등의 형태와 압박 고정(Press-fit)의 정도 및 마찰계수에 변화를 주어 이상의 총 5가지의 요소에 대하여 실험을 시행하였다(Table 1).

주대(stem) 길이의 변화는 70, 90, 115 mm 의 3가지 조건에 대해 시행하였으며 길이변화에 대한 접촉 압력의 변화는 70 mm에서 1.485 MPa, 90 mm에서 1.603 MPa, 115 mm에서 7.129 MPa으로 증가하였다(Fig. 1). 직경의 변화에 대한 접촉 압력의 변화는 10 mm에서 7.129 MPa, 12 mm에서 8.309 MPa로 증가하였다(Fig. 2). 압박 고정(press fit)에 따른 접촉 압력의 변화는 압박 고정을 하지 않을 때에 7.129 MPa, 0.005 mm에서 20.96 MPa, 0.010mm에서 43.06 MPa로 증가하였다(Fig. 3). 슬롯(slot)의 유무에 따른 접촉 압력은 없는 경우에 7.129 MPa, 있는 경우에 2.38 MPa로 감소하였다(Fig. 4). 마찰계수의 변화에 따른 전위 정도는 기저판(base plate)와 경골 및 주대(stem)과 경골간으로 나누어 측정하였으며 기저판(base plate)와 경골간의 전위는 마찰력이 0.4일 때에 0.0073 mm, 0.6에서 0.0063 mm, 0.8에서 0.0055 mm로 감소하였다(Fig. 5). 주대(stem)과 경골간 전위는 마찰력이 0.25 때에 0.066 mm, 0.4에

Table 1. Parameters of the Biomechanical Experiment

Length	Diameter	Press fit	Slot	Friction of coefficient
115 mm	10 mm	Non	+	0.25
90 mm	12 mm	5 μ m	-	0.4
70 mm		10 μ m		0.8

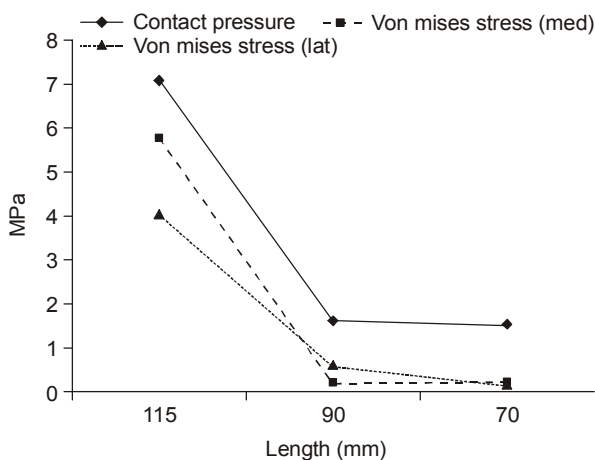


Fig. 1. Contact pressure and von Meises stress according to the changes in the length of the stem.

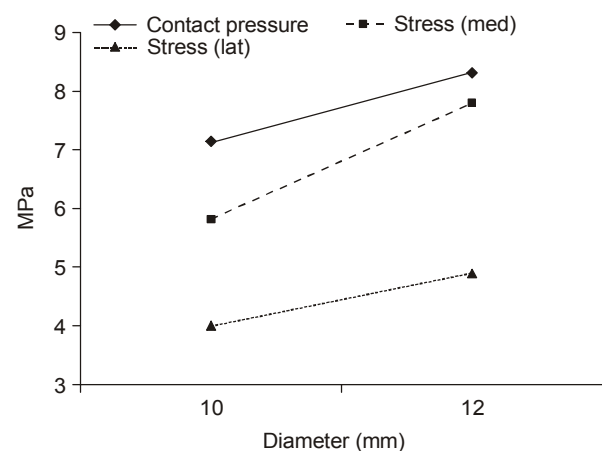


Fig. 2. Contact pressure and von Meises stress according to the changes in the diameter of the stem.

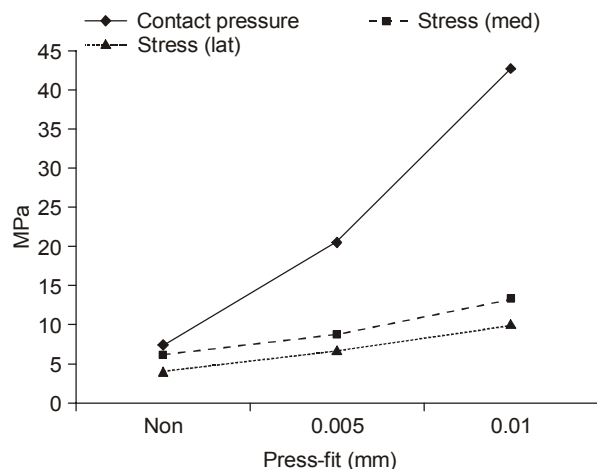


Fig. 3. Contact pressure and von Meises stress according to the press fit.

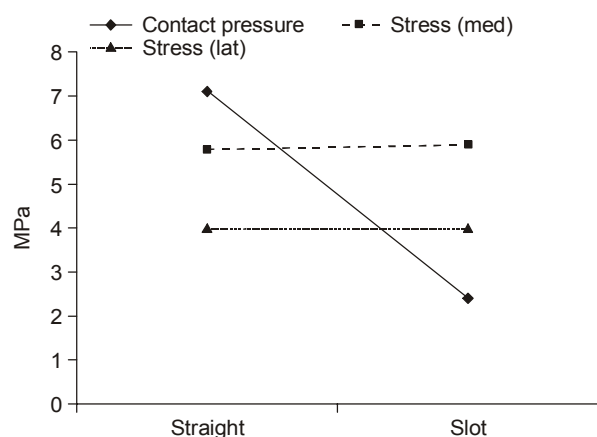


Fig. 4. Contact pressure and von Meises stress according to the presence of slot.

서 0.064 mm, 0.6에서 0.062 mm, 0.8에서 0.059 mm로 감소하였다(Fig. 6).

고 찰

슬관절 재치환술 시에는 슬관절 전치환술과는 달리 골 결손 또는 골다공증으로 인해 해부학적 이정표(anatomic landmark)가 불분명하여 정확한 골 절제와 연부 조직의 균형을 회복하기가 힘들며 삽입물의 정확한 정렬과 견고한 고정을 얻기가 용이하지 않다^{7,10,11,22)}. 따라서 슬관절 재치환술 시에는 흔히 주대의 사용이 권장되는데 수술 중 정확한 정렬을 도모하며 술 후 초기 고정력을 확보하고 골이식 또는 보강 금속을 보호하는 장점이 있다^{3,4)}.

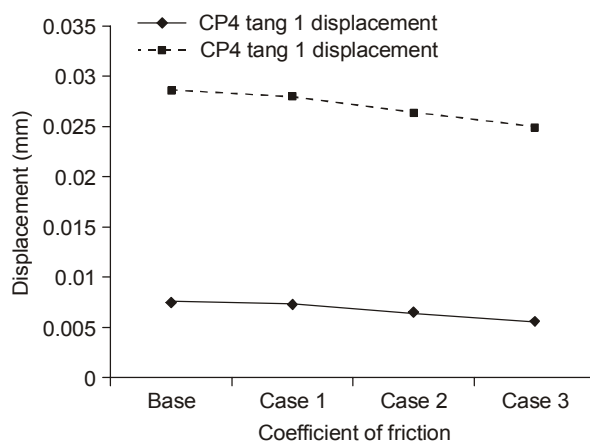


Fig. 5. Displacement between the tray and tibia according to the changes in the coefficient of friction.

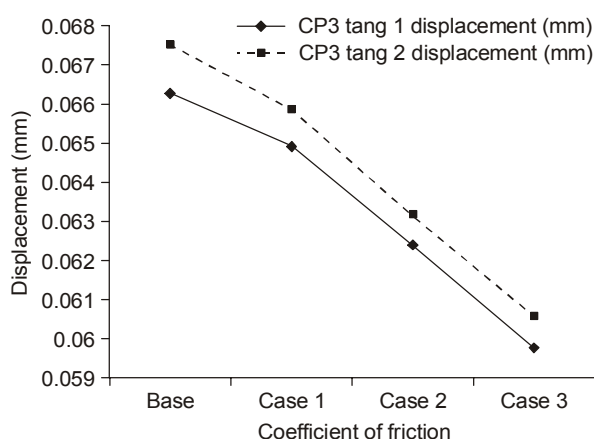


Fig. 6. Displacement between the stem and tibia according to the changes in the coefficient of friction.

고정 기구의 독립적 체계(modular system)가 도입된 이후 다양한 길이와 직경의 주대를 선택할 수 있게 되었고 시멘트 사용유무에 따라 고정방법이 다양하다^{5,8,12,14,18)}.

슬관절 재치환술 시 경골 삽입물 주대의 고정 방법은 시멘트의 사용 유무에 따라 나뉘며 시멘트형은 경골 삽입물 주대 전체를 시멘트로 고정하는 방법이며 무시멘트형은 기저판(base plate)과 경골 접촉면만 시멘트로 고정하고 주대는 압박 고정하는 방법이다. 이외에 혼합고정 방법(hybrid fixation)으로서 경골 삽입물 자체에 porous coating되어 있어 시멘트와 함께 고정하는 방법이 있다¹⁹⁾. 시멘트형은 초기에 강한 고정력을 확보할 수 있으며 미세 움직임(micromotion)이 적어 안정적인 고정을 도모할

수 있고 골수강내로 항생제를 유리시켜 초기 감염율을 낮출 수 있다는 장점이 있으나 재 재치환술(rerevision TKA) 시에 삽입물의 제거가 힘들고 경골 근위부 응력 방패(stress shielding)에 의해 골 소실 또는 고정물 실패 등을 초래하는 등의 단점이 있어 현재 경골 삽입물 전체를 시멘트로 고정하는 경우는 골간부의 골상태가 불량하거나 골수강의 직경이 상대적으로 넓거나 골간단부에 골 파괴가 심할 때에 주로 적응이 되고 있다^{6,18,19,22,26-28}. 시멘트형의 경우 만족할 만한 장기 추시 임상 결과를 얻고 있다^{20,34,36}.

반면 무시멘트형은 경골 삽입물 기저면에만 시멘트로 고정하고 주대는 압박 고정하는 방법으로서 시멘트형의 단점을 보완하기 위해 고안되었다. RSA (Radiostereogrammetric analysis) 연구에서 110 mm 길이의 무시멘트형 주대는 적절한 고정력을 얻을 수 있으며 사체를 이용한 생역학적 실험에서도 연장된 길이의 압박고정식 주대는 충분한 압박고정이 이루어지는 경우에 시멘트형 주대와 상응하는 고정력을 얻을 수 있어 근위부 응력방패(stress shielding) 효과를 증가시키지 않으며 무시멘트형 압박고정식 주대 말단부가 골간단부가 아닌 골간부에 안착될 때에 시멘트형에 상응하는 견고한 고정력을 얻을 수 있음을 시사하였다^{1,9,17}. 무시멘트형 주대를 이용한 슬관절 재치환술은 단기 추시상 양호한 임상 결과를 보고하고 있으나 일부에서는 고정력의 실패로 인한 문제점을 제시하고 있다^{6,12,14,16,28,34}. Haas 등은 무시멘트형 주대를 이용한 슬관절 재치환술 후 평균 42개월 추시결과 84%에서 양호이상의 결과 보인다고 하였다¹⁶. Gofton 등도 8.6년 추시상 93.5%의 생존율을 보고하였다¹⁴. 그러나 Vince 등은 무시멘트형의 추시결과 골상태가 불량한 경우에는 적절한 고정력을 확보하기 어려워 실패의 빈도가 증가할 수 있다고 하였다³⁴. Fehring 등은 골간단부에 안착되는 무시멘트형 주대인 경우 방사선 소견상 시멘트형에 비해 높은 해리 빈도를 제시하였다¹². Shan-non 등은 무시멘트 주대사용 후 평균 5년 추시결과 해리(loosening)에 의한 16%의 실패율을 보고하였다²⁸. 이와 같은 문헌상의 결과를 비취 볼 때에 무시멘트형의 경우 단기 추시결과만 만족스러우나 장기 추시결과 분석이 요구되며 따라서 슬관절 재치환술 시에 항상 무시멘트형 주대의 사용이 추천되는 것은 아니며 골간부에 골상태가 양호하고 압박고정이 용이한 골수강의 해부구조를 가지

고 골간단부에 골소실이 제한적인 경우에 적응이 된다²².

슬관절 재치환술에서 고정력을 증가시키기 위해 시멘트 또는 압박고정을 이용한 주대의 사용에는 이견이 없으나 술 후 추시과정에서 주대 말단부에 동통이 발생하여 임상결과에 영향을 주게 된다^{3,4}. 슬관절 재치환술에서 주대와 관련된 동통의 빈도는 매우 다양하게 보고되는데 압박고정 무시멘트형 주대의 고정 후 유의한 주대관련 동통이 발생하지 않는다는 보고에서부터 시멘트형인 경우 19%, 무시멘트형인 경우 14%까지 보고되고 있다^{3,4,8,23,26,27}. Peter 등은 무시멘트형 주대의 평균 3년 추시결과 대퇴부 또는 경골부의 동통이 발생하지 않음을 보고하였으나 Parks 등은 2%의 대퇴부 및 하퇴부 동통을 보고하였다^{23,27}. Barrack 등은 코발트 크롬(Cobalt chrome) 합금 재질의 주대를 시멘트로 고정한 경우 약 19%의 경골측 주대 말단부 동통을 보였고 압박 고정하였을 경우 11%의 대퇴부 동통과 14%의 하퇴부 동통을 보고하였는데 동일한 대상에 대해 장기 추시한 결과 시간의 경과에 따라 동통의 빈도가 증가하는 양상을 보인다고 하였다^{3,4}.

주대 말단부 동통과 주대의 형태 또는 재질과 관련된 생역학적 또는 임상 연구는 매우 드물다. 임상적으로 슬롯(slot)이 있는 티타늄(titanium) 주대는 동통의 빈도가 유의하게 감소하였음을 보여 재질에 따른 임상 증세와의 관련성을 제시하고 있다⁴. 티타늄(titanium)은 코발트 크롬 합금(Cobalt chrome)의 탄성률(modulus of elasticity)이 절반에 가까우며 슬롯(slot)이 존재함으로써 주대 말단부로의 응력 전달을 감소시켜 동통의 빈도를 낮출 수 있다고 하여 주대의 형태와 재료가 슬관절 재치환술에서 주대 말단부 동통의 발생의 주요한 인자임을 시사하였다⁴. 주대의 형태 및 고정방법에 따른 생역학적 연구에서 시멘트형이 무시멘트형에 비해 적은 전위를 보이지만 주대의 직경이 굵어지고 길이가 길어질수록 전위를 감소시키며 근위부 응력방패 효과(stress shielding effect)를 증가시키지 않고 짧은 시멘트형 주대에 상응하는 고정력을 보여 이와 같은 형태 및 고정방법을 추천하였으나 이는 임상적으로 말단부 동통을 유발하여 술 후 결과에 영향을 줄 수 있어 바람직하지 않을 것으로 보인다¹⁷. 본 연구의 결과에서 경골 삽입물 주대의 길이는 90 mm 이상에서 급격하게 증가하는 경향을 보이므로 90 mm 길이의 주대가 골간단부에 안착될 수 있도록 환자의 해부학적

형태가 허용하는 경우에는 이보다 짧은 길이의 주대가 사용될 수도 있을 것으로 보인다.

본 연구에서는 기존의 사체를 이용한 실험이 아닌 유한 요소해석을 이용한 가상 실험을 시행함으로써 문헌상에서 생역학적 실험의 단점으로 지적된 생체, 기구, 고정 방법등의 고유한 변화성(variability)을 줄이므로써 실험 모델을 표준화하여 실험에 수반되는 편견(bias)을 최소화할 수 있었다. 요약하면 주대가 길어질수록 직경이 클수록 접촉압력과 응력이 증가하며 슬롯(slot)이 있을 때에 접촉압력과 응력이 감소하였고 압박 고정의 정도가 심하고 마찰계수를 높을 수록 삽입물의 변위가 감소하였다. 향후 슬관절 재치환술시 사용되는 주대의 고안 및 제작 시에는 이와 같은 실험결과를 반영하는 것이 바람직할 것으로 사료된다.

결 론

일반적으로 슬관절 재치환술 시에는 견고한 고정을 얻기 위해 연장되고 직경이 큰 주대를 압박 고정하는 것이 권고되나 본 생역학적 실험 결과에 의하면 이와 같은 주대의 사용은 주대 말단부에 접촉 압력과 응력을 증가시킬 수 있으므로 연장된 길이의 직경이 큰 주대를 압박 고정하는 것은 피하는 것이 바람직하며 따라서 슬관절 재치환술 시 환자의 골 상태 등을 포함한 해부학적 여건이 허용되는 경우에는 골간부에서 안착되어 안정성을 얻을 수 있는 최소한의 길이와 이 부위에서의 골수강내 직경에 가장 가까운 주대를 선택하고 지나친 압박고정을 피하는 것이 주대 말단부에 발생하는 접촉 압력과 응력을 감소시킬 수 있을 것으로 생각된다. 주대 원위부의 슬롯(slot)은 주대 말단부의 접촉 압력과 응력을 감소시킬 수 있어 이와 같이 말단부에 유연성(flexibility)을 지니는 주대의 형태가 선호될 수 있다. 주대의 고정은 마찰력을 증가시킬 수 있는 고정방법이 경골 삽입물의 전위를 감소시킬 수 있을 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Albrektsson BE, Ryd L, Carlsson LV, et al: *The effect of a stem on the tibial component of knee arthroplasty. A roentgen stereophotogrammetric study of uncemented tibial components in the Freeman-Samuelson knee arthroplasty.* J Bone Joint Surg Br, 72: 252-258, 1990.
2. Au AG, Liggins AB, Raso VJ, Amirfazli A: *A parametric analysis of fixation post shape in tibial knee prostheses.* Med Eng Phys, 27: 123-134, 2005.
3. Barrack RL, Rorabeck C, Burt M, Sawhney J: *Pain at the end of the stem after revision total knee arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res, 367: 216-225, 1999.
4. Barrack RL, Stanley T, Burt M, Hopkins S: *The effect of stem design on end-of-stem pain in revision total knee arthroplasty.* J Arthroplasty, 19: 119-124, 2004.
5. Belmar CB, Barth PC, Lonner JH, Lotke PA: *The use of fully cemented stems in revision total knee arthroplasty.* J Arthroplasty, 14: 263, 1999.
6. Bertin KC, Freeman MA, Samuelson KM, Ratcliffe SS, Todd RC: *Stemmed revision arthroplasty for aseptic loosening of total knee replacement.* J Bone Joint Surg Br, 67: 242-248, 1985.
7. Bourne RB, Crawford HA: *Principles of revision total knee arthroplasty.* Orthop Clin North Am, 29: 331-337, 1998.
8. Cameron HU, Jung YB: *Noncemented stem tibial component in total knee replacement: the 2- to 6-year results.* Can J Surg, 36: 555-559, 1993.
9. Conditt MA, Parsley BS, Alexander JW, Doherty SD, Noble PC: *The optimal strategy for stable tibial fixation in revision total knee arthroplasty.* J Arthroplasty, 19: 113-118, 2004.
10. Elia EA, Lotke PA: *Results of revision total knee arthroplasty associated with significant bone loss.* Clin Orthop Relat Res, 271:114-121, 1991.
11. Engh GA, Herzworm PJ, Parks NL: *Treatment of major defects of bone with bulk allografts and stemmed components during total knee arthroplasty.* J Bone Joint Surg Am, 79: 1030-1039, 1997.
12. Fehring TK, Odum S, Olekson C, Griffin WL, Mason JB, McCoy TH: *Stem fixation in revision total knee arthroplasty: a comparative analysis.* Clin Orthop Relat Res, 416: 217-224, 2003.
13. Godest AC, Beaugin M, Haug E, Taylor M, Gregson PJ: *Simulation of a knee replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis.* J Biomech, 35: 267-275, 2002.
14. Gofton WT, Tsigaras H, Butler RA, Patterson JJ, Barrack

- RL, Rorabeck CH: Revision total knee arthroplasty: fixation with modular stems. *Clin Orthop Relat Res*, 404: 158-168, 2002.
15. Goetzen N, Lampe F, Nassut R, Morlock MM: Load-shift-numerical evaluation of a new design philosophy for uncemented hip prostheses. *J Biomech*, 38: 595-604, 2005.
16. Haas SB, Insall JN, Montgomery W 3rd, Windsor RE: Revision total knee arthroplasty with use of modular components with stems inserted without cement. *J Bone Joint Surg Am*, 77: 1700-1707, 1995.
17. Jazrawi LM, Bai B, Kummer FJ, Hiebert R, Stuchin SA: The effect of stem modularity and mode of fixation on tibial component stability in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 16: 759-767, 2001.
18. Kirk PG: Selecting an implant: a comparison of revision implant systems. In: Engh GA, Rorabeck CH eds. *Revision total knee arthroplasty*. 1st ed. Baltimore, Williams & Wilkins: 137, 1997.
19. Luring C, Perlick L, Treppe C, et al: Micromotion in cemented rotating platform total knee arthroplasty: cemented tibial stem versus hybrid fixation. *Arch Orthop Trauma Surg*, 126: 45-48, 2006.
20. Murray PB, Rand JA, Hanssen AD: Cemented long-stem revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 309: 116-123, 1994.
21. Miyoshi S, Takahashi T, Ohtani M, Yamamoto H, Kameyama K: Analysis of the shape of the tibial tray in total knee arthroplasty using a three dimension finite element model. *Clin. Biomech*, 38: 595-604, 2005.
22. Nelson CL, Lonner JH, Rand JA, Lotke PA: Strategies of stem fixation and the role of supplemental bone graft in revision total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 85(Suppl 1): S52-S57, 2003.
23. Parks NL, Topoleski LD: Revision total knee implants: materials and design considerations. In: Engh GA, Rorabeck CH eds. *Revision total knee arthroplasty*. 1st ed. Baltimore, Williams & Wilkins: 121, 1997.
24. Brian S, Parsley, Nobuhiko Sugano: Mechanical alignment of cementless stems in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 13: 222, 1998.
25. Perillo-Marccone A, Ryd L, Johnsson K, Taylor M: A combined RSA and FE study of the implanted proximal tibia: correlation of the post-operative mechanical environment with implant migration. *J Biomech*, 37: 1205-1213, 2004.
26. Peters CL, Craig MA, Mohr RA, Bachus KN: Tibial component fixation with cement: full-versus surface- cementation techniques. *Clin Orthop Relat Res*, 409: 158-168, 2003.
27. Peters CL, Erickson J, Kloepper RG, Mohr RA: Revision total knee arthroplasty with modular components inserted with metaphyseal cement and stems without cement. *J Arthroplasty*, 20: 302-308, 2005.
28. Shannon BD, Klassen JF, Rand JA, Berry DJ, Trousdale RT: Revision total knee arthroplasty with cemented components and uncemented intramedullary stems. *J Arthroplasty*, 18: 27-32, 2003.
29. Simon U, Augat P, Ignatius A, Claes L: Influence of the stiffness of bone defect implants on the mechanical conditions at the interface-a finite element analysis with contact. *J Biomech*, 36: 1079-1086, 2003.
30. Stern SH, Wills RD, Gilbert JL: The effect of tibial stem design on component micromotion in knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 345: 44-52, 1997.
31. Taylor M, Tanner KE, Freeman MA: Finite element analysis of the implanted proximal tibia: a relationship between the initial cancellous bone stresses and implant migration. *J Biomech*, 31: 303-310, 1998.
32. van Lenthe GH, Willems MM, Verdonchot N, de Waal Malefijt MC, Huiskes R: Stemmed femoral knee prostheses: effects of prosthetic design and fixation on bone loss. *Acta Orthop Scand*, 73: 630-637, 2002.
33. van Loon CJ, Kyriazopoulos A, Verdonchot N, de Waal Malefijt MC, Huiskes R, Buma P: The role of femoral stem extension in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 378: 282-289, 2000.
34. Vince KG, Long W: Revision knee arthroplasty. The limits of press fit medullary fixation. *Clin Orthop Relat Res*, 317: 172-177, 1995.
35. Volz RG, Nisbet JK, Lee RW, McMurtry MG: The mechanical stability of various noncemented tibial components. *Clin Orthop Relat Res*, 226: 38-42, 1988.

36. Whaley AL, Trousdale RT, Rand JA, Hanssen AD: Cemented long-stem revision total knee arthroplasty. J Arthroplasty, 18: 592-599, 2003.

37. Yoshii I, Whiteside LA, Milliano MT, White SE: The effect of central stem and stem length on micromovement of the tibial tray. J Arthroplasty, 7: 433-438, 1992.

= 국문초록 =			
목 적:			
대상 및 방법:	26	CT PFC revision system	(tibial base plate)
10 mm,	115 mm	(tibial stem)	.
	,	,	(slot)
	,	,	,
결 과:	가		가
(slot)		.	가
결 론:			.
		가	가
			.
색인 단어:	,	,	