

AML[®] 인공삽입물을 이용한 인공고관절 전치환술: 생존한 환자의 최소 20년 추시

Total Hip Arthroplasty Using AML[®] Prosthesis: Minimum 20-Year Follow-Up of the Patients

임채현 • 정영률 • 김대희 • 안상호 • 김민욱

광주기독병원 정형외과

목적: 인공삽입물 AML[®] (Anatomic Medullary Locking, DePuy)을 이용한 인공관절 전치환술 후 생존한 환자를 대상으로 삽입물의 생존율과 방사선 결과를 조사하였다.

대상 및 방법: 1988년 5월부터 1990년 12월까지 본원에서 인공고관절 치환술을 시행한 77명 중 생존한 30명 41예를 대상으로 하였다. 추시 기간은 평균 21.4년이였다.

결과: 생존한 비구컵의 폴리에틸렌 마모율은 0.15 mm/년이였다. 비구 골용해는 33예에서 관찰되었으며, 대퇴골 골용해는 32예에서 관찰되었다. 대퇴골의 응력방패는 모든 예에서 관찰되었으며, 삽입물의 직경이 13.5 mm 이상인 21예 중 5예에서 3등급 이상의 응력방패가 관찰되었다. 응력방패의 등급의 변화는 1예를 제외하고 증가는 없었다. 비구컵의 재치환술은 26예(63.4%)에서 시행하였으며, 1예는 재발성 탈구가 원인이었으며 25예는 폴리에틸렌 마모와 골용해가 원인이었다. 대퇴골 삽입물의 재치환술은 6예(21%)에서 시행하였으며 원인은 골용해였다.

결론: AML[®] 삽입물을 이용한 인공고관절 치환술은 폴리에틸렌의 마모에 의한 골용해로 재치환율이 높았으나 해리에 의한 재치환은 없어 마모에 강한 관절면을 사용한다면 20년 이상의 장기 추시에서 생존율을 증가시킬 수 있을 것으로 예측한다.

색인단어: 인공고관절 전치환술, AML[®], 생존율

서론

인공고관절 치환술은 여러 가지 원인으로 고관절이 파괴되어 심한 통증과 보행 제한이 있을 때 통증을 없애주고 조기 보행을 가능하게 해주는 재건 수술로서 그동안 수술 방법과 인공삽입물의 큰 발전으로 정형외과에서 일반적으로 시행되고 있는 수술이 되었다. 인공고관절 치환술은 초기에는 시멘트를 이용하여 삽입물을 대퇴골과 비구골에 고정하였으나,¹⁾ 시멘트를 이용한 인공고관절 치환술은 장기 추시에서 비구 삽입물의 높은 해리가 발생하

여 인공관절의 실패를 가져왔다.²⁾ 이 문제를 해결하기 위해 시멘트를 사용하지 않고 삽입물을 뼈에 고정하는 방법들이 개발되었다.^{3,4)} 시멘트를 사용하지 않고 인공삽입물을 뼈에 고정하는 무시멘트형 인공고관절 전치환술은 장기 추시에서 임상적 및 방사선학적으로 결과들이 긍정적으로 평가되었으며 해리에 의한 실패를 감소시켜 삽입물의 생존율을 증가시켰다.⁵⁾ 또 최근에는 마모에 강한 새로운 관절면을 사용함으로써 인공고관절 치환술 후 장기 추시에서 더 좋은 생존율을 보일 것으로 예상하고 있다.

다공성 표면(porous-coating)을 가진 AML[®] (Anatomic Medullary Locking, DePuy, Warsaw, IN, USA) 삽입물은 인공고관절 치환술 후 생물학적 고정을 얻어 삽입물 해리의 문제를 해결할 것으로 기대되어 1970년대부터 사용되고 있으며, 단기 및 중기 추시에서 좋은 결과를 얻었고,⁶⁻⁹⁾ 장기 추시에서 삽입물의 높은 생존율이 보고되고 있다.¹⁰⁻¹²⁾ 그러나 장기 추시에서 높은 생존율이 보

접수일 2012년 5월 9일 수정일 2012년 6월 26일 게재확정일 2012년 8월 2일

교신저자 정영률

광주시 남구 양림로 37, 광주기독병원 정형외과

TEL 062-650-5064, FAX 062-650-5066

E-mail paedic@chol.com

고되었음에도 불구하고 코발트-크롬 합금 대퇴골 삽입물 주위의 대퇴골에서 관찰되는 방사선학적 골소실과 대퇴부 동통은 이 삽입물에 대한 부정적인 문제로 남아 있다. 또한 재치환술 시 대퇴골 삽입물의 제거가 필요한 경우 제거가 매우 어렵고 많은 골 파괴를 동반하는 것도 문제다.

저자들은 젊은 연령의 환자에서 AML® 무시멘트형 삽입물을 사용하여 인공고관절 전치환술을 시행하고 20년 이상 추시가 가능하였던 생존 환자를 대상으로 인공삽입물의 생존율을 조사하고, 방사선 사진에서 응력방패(stress shielding)에 의한 대퇴골의 변화를 관찰하여 장기 추시에서 어떤 영향을 미치는지 알아보고자 하였다.

대상 및 방법

1988년 5월부터 1990년 12월까지 본원 정형외과에서 무시멘트형 AML® 인공삽입물을 이용하여 인공고관절 전치환술을 시행한 77명 중 44명이 추시 중 사망하였으며, 생존한 33명 중 20년 이상 추시가 가능하였던 30명 41예를 대상으로 연구를 하였다. 평균 추시 기간은 21.4년(20.3-22.8년)이었다. 수술의 원인은 류마티스 관절염 3예와 비구 이형성증 2예를 제외하고 전 예에서 대퇴골두 무혈성 괴사증이였다. 수술 당시 연령은 평균 45세(35-60세)였으며, 27명은 남자였고 3명은 여자였다. 수술은 전 예에서 양와위에서 전외측 도달법(Watson-Jones)을 사용하여 한 수술자에 의해 행해졌다. 대퇴골 삽입물은 1/3 다공성 피복 삽입물 22예, 5/8 다공성 피복 삽입물 19예를 사용하였다. 대퇴골 삽입물의 크기는 13.5 mm 미만인 9예, 13.5 mm 이상이 32예였다. 비구컵은 전 예에서 ACS® (Acetabular Cup System, DePuy)를 사용하였다. 사용한 비구컵은 직경이 50-56 mm였으며, 32 mm 골두가 22예, 28 mm 골두가 19예였다. 수술 후 목발 보행은 혈액배액 주머니를 제거한 후 시작하여 수술 후 3개월까지로 하였다. 고관절 전후방과 측방 방사선 사진 촬영은 수술 후 1년까지는 3개월 간격으로 하였으며 그 이후부터는 1년에 1회 외래 방문 시 방사선 촬영을 실시하는 것을 표준으로 하였다.

추시 방사선 검사에서 대퇴골 삽입물의 고정은 Engh 등⁸⁾의 분류에 따라 골성 고정, 섬유성 안정 고정, 불안정 고정으로 판정하였다. 응력방패는 Engh 등⁸⁾의 분류에 따라 1-4등급으로 나누어 판정하였다. 응력방패는 대퇴골 삽입물의 크기와 밀접한 관련이 있을 것으로 판단되어 크기에 따라 나누어 조사하였으며, 추시 기간이 증가하면서 응력방패의 등급의 변화가 있는지를 관찰하였다. 대퇴골 골용해는 Gruen구역¹³⁾으로 나누어 관찰하였으며, 원위부에 골용해가 발생하는지 조사하였다. 비구컵의 폴리에틸렌의 마모율은 Livermore 등¹⁴⁾의 방법을 이용하여 측정하였다. 비구 골용해는 DeLee구역¹⁾으로 나누어 조사하였다. 삽입물의 생존율은 재치환술을 기준으로 판정하였다. 재치환율과 재치환술의

원인을 조사하였다.

결 과

대퇴골 삽입물은 39예에서 골성 고정, 2예에서 섬유성 안정 고정이었다. 대퇴골 삽입물의 재치환율은 6예(21%)에서 시행하였으며 원인은 골용해였으며 모두 1/3 피복형 삽입물이었다. 대퇴골 삽입물의 재치환술은 수술 후 평균 11.9년(6.1-19.4년)에 시행하였다. 해리에 의한 대퇴골 삽입물의 재치환술은 없었다.

대퇴골의 응력방패는 모든 예에서 관찰되었다. 1/3 다공성 피복 삽입물에서 응력방패는 1등급이 8예, 2등급이 10예, 3등급이 3예, 4등급이 1예였다. 5/8 다공성 피복 삽입물에서는 응력방패 1등급 3예, 2등급 13예, 3등급 1예, 4등급 2예였다. 대퇴골 삽입물의 크기에 따른 응력방패의 등급은 13.5 mm 미만에서는 1등급 4예, 2등급 5예였으며 13.5 mm 이상에서는 1등급 7예, 2등급 18예, 3등급 4예, 4등급 3예였다. 3등급 이상의 응력방패는 15 mm와 16.5 mm를 사용한 7예에서 관찰되었다. 대퇴골의 골용해는 30예에서 관찰되었으며, 주로 1, 7구역에서였으며 2와 6구역 이하에서는 관찰되지 않았다.

비구컵의 재치환술은 26예(63.4%)에서 시행하였으며, 그 중 2예는 금속 비구컵의 제거 없이 폴리에틸렌 라이너와 인공골두만 교체하였다. 생존한 비구컵의 폴리에틸렌 마모율은 0.15 mm/년이었다. 비구 골용해는 31예에서 관찰되었으며 주로 2, 3구역에서 관찰되었다. 재치환술의 원인은 전 예에서 폴리에틸렌 마모와 골용해였다. 비구컵 재치환술을 시행한 26예 중 7예에서 폴리에틸렌의 파괴가 발생하여 골두에 의해 비구컵의 심한 마모로 인하여 금속증(metallosis)이 발생하였다. 폴리에틸렌의 파괴가 발생한 7예는 모두 32 mm 골두를 사용한 예이었다. 비구컵의 재치환술은 수술 후 평균 10.3년(4.9-20.6)에 시행하였다.

고 찰

무시멘트형 인공삽입물을 이용한 인공고관절 치환술은 생물학적 고정을 얻을 수 있어 시멘트형 삽입물과 비교하여 장기간 추시에서 해리의 문제없이 생존할 수 있는 장점을 가지고 있다. 무시멘트형 삽입물을 이용한 인공고관절 치환술의 단기 및 중기 추시에서 우수한 결과들이 보고되었다.^{9,15,16)} 그러나 무시멘트형 삽입물에서도 디자인과 표면 처리에 따라 그 임상적 및 방사선학적 결과들이 다르게 보고되고 있다.¹⁷⁻¹⁹⁾ 지금까지 여러 종류의 무시멘트형 인공고관절 삽입물이 사용되었으나 어떤 삽입물은 추시 중 해리로 높은 재치환율이 보고된 경우도 있었다.²⁰⁻²²⁾ AML® 대퇴골 삽입물은 코발트크롬 합금에 다공성 피복을 한 직선형으로 대퇴골의 간부에서 "scratch fit" 형태로 고정이 이루어 진다. Engh 등¹⁰⁾은 1세대 AML®을 사용한 환자를 평균 15년 추시에서 98.5%

의 생존율을 보고하였다. 저자들의 연구에서도 섬유성 안정 고정 2예를 포함하여 41예 모두 최후 추시까지 해리 소견은 관찰할 수 없었다. 6예(21%)에서 대퇴골 삽입물을 재치환하였는데 이는 골 융해가 원인이었다. 해리에 의한 재치환술을 기준으로 하면 저자들의 결과도 Engh 등¹⁰⁾의 결과와 유사한 것으로 생각된다. AML[®]은 피복 범위와 상관없이 초기 안정성을 얻은 삽입물은 대부분 골성고정이 되었으며 20년 이상 장기 추사에서 삽입물의 안정성에는 문제가 없었으며 근위부에 골융해가 발생한 예에서도 해리는 발생하지 않았다. 대퇴골 근위부에 골융해가 있는 경우 대부분 소파 후 골이식으로 치료가 가능하나 골융해가 광범위한 경우는 해리가 없어도 삽입물을 재치환하는 것도 하나의 치료 방법으로 생각된다. 1/3 피복형은 근위부에만 골형성이 되어 high speed bur를 이용하여 collar를 제거하면 내측의 접근이 쉬워 끌을 이용하여 소전자 부위에 남아있는 골형성 부위를 제거할 수 있어 대전자 절골술 없이 대퇴골 삽입물을 제거할 수 있다. 그러나 5/8 피복형 인공삽입물의 제거는 대전자 확장 절골술(extended trochanteric osteotomy)을 하여도 매우 힘들고 많은 골의 파괴가 동반되어 나쁜 임상적 결과를 가져오므로 해리가 없는 경우는 제거에 신중을 기해야 할 것이라 생각한다.

AML[®] 삽입물을 이용한 인공관절 치환술 후 추시 중 대퇴골 근위부에 골소실이 나타나는 문제가 발견되어 기본 형태에서 변형된 여러 종류의 삽입물들이 사용되었다.²³⁾ 초기에 디자인된 5/8 피복형은 삽입물의 원위부에서 강한 고정을 얻을 수 있는 장점이 있었지만 대퇴골의 근위부에 골소실이 나타나는 문제가 발생하였다.^{24,25)} 이 문제를 해결하기 위해 삽입물의 근위부만 골내성장이 발생하도록 하는 1/3 피복형이 개발되었다. 저자들의 연구에는 1/3형과 5/8형 두 종류의 1세대 AML[®] 대퇴골 삽입물이 사용되었다. 41예 전 예에서 응력방패가 관찰되어 삽입물의 종류에 따른 응력방패의 발생률에 차이가 없었으며 등급의 차이도 관찰

할 수 없었다($p>0.05$). 삽입물 원위부의 직경의 굵기에 따라 응력방패를 관찰하였는데 3등급 이상의 응력방패가 관찰되었으며, 13.5 mm 미만의 삽입물에서는 1과 2등급의 응력방패가 관찰되었다. 추시기간이 증가하여도 응력방패의 등급에 변화는 관찰되지 않았다(Fig. 1). 큰 직경의 대퇴골 삽입물에서 높은 등급의 응력방패가 관찰된 이유는 강성도(stiffness)가 큰 코발트-크롬 합금으로 제작된 AML[®] 대퇴골 삽입물에서 13.5 mm 이상의 직경 증가는 삽입물의 강성도를 지나치게 증가시켜 대퇴골의 응력 전달을 대부분 차단시켜 많은 골소실을 발생시킨 것으로 생각된다. 수술 당시 환자의 대퇴골 골질도 응력방패에 중요한 영향을 끼치지만 저자들의 연구에 의하면 삽입물의 종류보다는 원위부의 직경이 응력방패의 등급에 더 큰 영향을 주었다. 대퇴골 간부에 고정을 얻는 대퇴골 삽입물은 어떤 형태의 대퇴골에서도 사용할 수 있다는 장점이 있지만, 응력방패의 문제를 해결하기 위해서는 큰 삽입물의 사용을 제한하여야 하며, 큰 직경의 삽입물이 필요한 경우에는 대퇴골과 비슷한 강성도를 갖는 합금으로 제작된 삽입물의 사용이 필요할 것으로 생각한다.^{26,27)} 응력방패로 인한 골소실은 방사선 사진에서 관찰되는 변화였으나 임상적 결과에는 영향을 주지는 않았으며 재치환술의 원인도 되지 않았다. 그러나 응력방패에 의한 심한 골소실은 다른 이유로 재치환술을 시행할 경우 문제를 일으킬 수 있다.

저자들의 연구에서 비구컵 재치환술은 26예(63.4%)에서 시행하였으며 원인은 모두 폴리에틸렌 마모와 비구 골융해였다. 그 중 7예에서는 폴리에틸렌의 파괴가 발생하였다. 수술 당시 평균 연령이 45세로 젊고 활동적인 환자들에서 높은 폴리에틸렌의 마모와 골융해는 재치환술의 이유가 되었다. 또 사용하였던 ACS[®] 비구컵의 폴리에틸렌의 디자인이 반구형이 아닌 형태로 주변부의 두께는 중심부보다 얇아 마모가 진행되면 주변부 폴리에틸렌이 깨지는 문제가 발생하였다. 잠금 장치가 파괴된 경우는 폴리

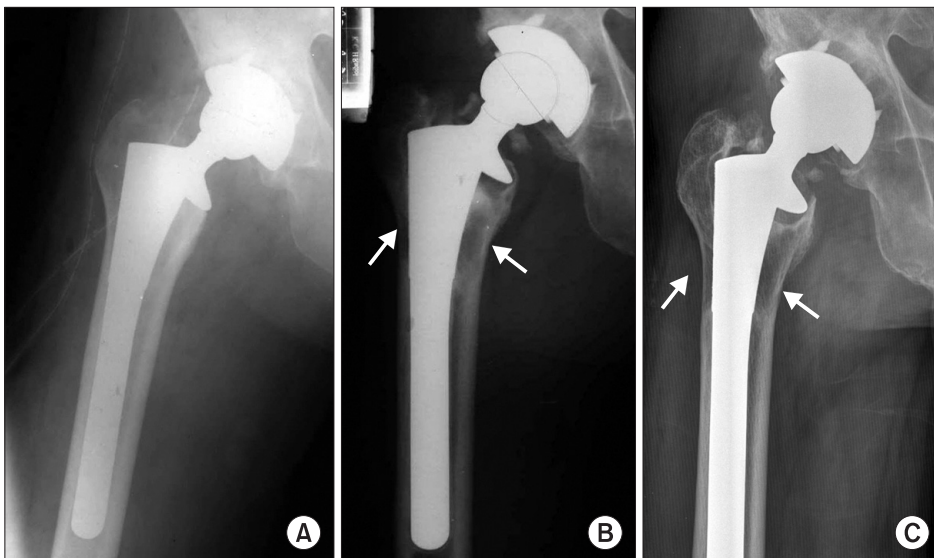


Figure 1. (A) A forty-year-old man with osteonecrosis of his right femoral head underwent total hip arthroplasty with Anatomic Medullary Locking femoral stem with 16.5 mm in diameter. (B) 7 years after total hip arthroplasty, grade III stress shielding (arrows) was seen on the radiographs. (C) Then, after 14 years, the grade of stress shielding (arrows) did not change on the last follow-up radiographs.

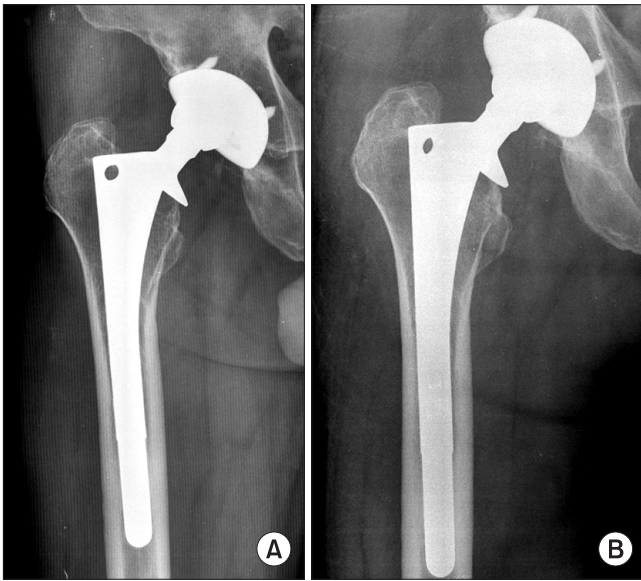


Figure 2. A fifty-one-year-old man underwent total hip arthroplasty for osteonecrosis of the femoral head. (A) 20 years after total hip arthroplasty, polyethylene wear and osteolysis around acetabular cup was detected at his right hip joint. (B) Revision was done with exchange of polyethylene liner and bone grafting for acetabular osteolysis without retrieval of acetabular cup.

에틸렌이 금속 비구컵으로부터 이탈되어 금속층까지 동반되었다. 이런 문제는 폴리에틸렌의 두께가 8 mm 이하인 32 mm 골두를 사용한 예에서 발생하였다. 32 mm 골두를 사용한 22예 중 7예에서 폴리에틸렌이 파괴되고 금속증이 발생하였다. 금속증이 동반된 경우 비구 골 파괴가 훨씬 심하고 광범위하여 금속으로 염색된(metal stained) 조직을 다 제거하기가 어려웠다. 재치환술은 비구컵의 잠김 장치가 완전하고 비구컵의 해리가 없으면 비구컵을 제거하지 않고 비구컵의 중앙 구멍을 통해 골용해 부위를 소파하고 골이식 후 두께가 8 mm 이상인 새로운 폴리에틸렌 라이너의 삽입과 인공골두의 교체만으로도 충분할 것으로 생각한다(Fig. 2). 최근 세라믹 같은 새로운 관절면을 사용하여 비구컵을 재치환하여 폴리에틸렌에서 발생하는 마모와 골용해의 문제를 해결하려는 시도들이 있다. 젊은 연령의 환자에서 재치환술을 시행한다면 이러한 방법도 장기 추시에서 장점이 있을 것으로 생각한다.

결론

AML[®] 삽입물을 이용한 인공고관절 치환술 후 생존한 환자를 대상으로 최소 20년 이상 추시 관찰에서 폴리에틸렌의 마모에 의한 골용해는 비구컵과 대퇴골 삽입물의 재치환술 원인이 되어 마모에 강한 새로운 관절면을 사용한다면 AML[®] 삽입물은 20년 이상 장기 추시에서 생존율을 증가시킬 수 있을 것으로 생각한다.

그러나 직경이 큰 대퇴골 삽입물을 사용할 경우 응력방패는 피할 수 없을 것으로 생각되어 강성도가 낮은 새로운 합금에 의한 삽입물의 개발이 필요할 것으로 생각한다.

참고문헌

- DeLee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1976;(121):20-32.
- Goldring SR, Schiller AL, Roelke M, Rourke CM, O'Neil DA, Harris WH. The synovial-like membrane at the bone-cement interface in loose total hip replacements and its proposed role in bone lysis. *J Bone Joint Surg Am.* 1983;65:575-84.
- Cook SD, Barrack RL, Thomas KA, Haddad RJ Jr. Quantitative analysis of tissue growth into human porous total hip components. *J Arthroplasty.* 1988;3:249-62.
- Judet R, Siguier M, Brumpt B, Judet T. A noncemented total hip prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 1978;(137):76-84.
- Callaghan JJ, Templeton JE, Liu SS, Warth LC, Chung YY. Improved results using extensively coated THA stems at minimum 5-year followup. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;453:91-6.
- Kim I, Kim JM, Kim YS, Kim SS, Eun SP. Clinical study of AML total hip replacement arthroplasty. *J Korean Orthop Assoc.* 1991;26:886-91.
- Callaghan JJ, Dysart SH, Savory CG. The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. Two-year results of a prospective consecutive series. *J Bone Joint Surg Am.* 1988;70:337-46.
- Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg Br.* 1987;69:45-55.
- Engh CA, Massin P. Cementless total hip arthroplasty using the anatomic medullary locking stem. Results using a survivorship analysis. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(249):141-58.
- Engh CA Jr, Claus AM, Hopper RH Jr, Engh CA. Long-term results using the anatomic medullary locking hip prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;(393):137-46.
- Kang JS, Moon KH, Park SR, Choi SW. Long-term results of total hip arthroplasty with an extensively porous coated stem in patients younger than 45 years old. *Yonsei Med J.* 2010;51:100-3.
- Belmont PJ Jr, Powers CC, Beykirch SE, Hopper RH Jr, Engh CA Jr, Engh CA. Results of the anatomic medullary locking total hip arthroplasty at a minimum of twenty years. A

- concise follow-up of previous reports. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90:1524-30.
13. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop Relat Res.* 1979;(141):17-27.
 14. Livermore J, Ilstrup D, Morrey B. Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component. *J Bone Joint Surg Am.* 1990;72:518-28.
 15. Kim YH, Kim VE. Uncemented porous-coated anatomic total hip replacement. Results at six years in a consecutive series. *J Bone Joint Surg Br.* 1993;75:6-13.
 16. Kim YH, Kim JS, Cho SH. Primary total hip arthroplasty with the AML total hip prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;(360):147-58.
 17. Haddad RJ, Cook SD, Brinker MR. A comparison of three varieties of noncemented porous-coated hip replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 1990;72:2-8.
 18. Hwang SK, Park JS. Cementless total hip arthroplasty with AML, PCA and HGP prostheses. *Int Orthop.* 1995;19:77-83.
 19. Keaveny TM, Bartel DL. Effects of porous coating, with and without collar support, on early relative motion for a cementless hip prosthesis. *J Biomech.* 1993;26:1355-68.
 20. Kim YH, Oh JH, Oh SH. Cementless total hip arthroplasty in patients with osteonecrosis of the femoral head. *Clin Orthop Relat Res.* 1995;(320):73-84.
 21. Kim YH, Kim JS, Cho SH. Primary total hip arthroplasty with a cementless porous-coated anatomic total hip prosthesis: 10- to 12-year results of prospective and consecutive series. *J Arthroplasty.* 1999;14:538-48.
 22. Ikema M, Oyama M, Kita A, Funayama K. Poor results of the cementless total hip arthroplasty with a nonporous coated acetabular component: AcSys Shearer Cup. *J Orthop Sci.* 2007;12:466-70.
 23. Moyer JA, Metz CM, Callaghan JJ, Hennessy DW, Liu SS. Durability of second-generation extensively porous-coated stems in patients age 50 and younger. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468:448-53.
 24. Nourbash PS, Paprosky WG. Cementless femoral design concerns. Rationale for extensive porous coating. *Clin Orthop Relat Res.* 1998;(355):189-99.
 25. Stöhr KK, Phillips C, Healy JC, Al-Yassiri G, Gibbons CE. Medium-to-long term DEXA analysis of an uncemented (AML) femoral component. *Hip Int.* 2008;18:195-9.
 26. Hartzband MA, Glassman AH, Goldberg VM, Jordan LR, Crowninshield RD, Fricka KB, et al. Survivorship of a low-stiffness extensively porous-coated femoral stem at 10 years. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468:433-40.
 27. Glassman AH, Crowninshield RD, Schenck R, Herberts P. A low stiffness composite biologically fixed prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;(393):128-36.

Total Hip Arthroplasty Using AML[®] Prosthesis: Minimum 20-Year Follow-Up of the Patients

Chae-Hyun Lim, M.D., Young-Yool Chung, M.D., Dae-Hee Kim, M.D.,
Sang-Ho Ahn, M.D., and Min-Yook Kim, M.D.

Department of Orthopaedic Surgery, Kwangju Christian Hospital, Gwangju, Korea

Purpose: We reviewed the radiological outcomes and survival rate of the total hip arthroplasty (THA) with AML[®] (Anatomic Medullary Locking, DePuy, Warsaw, IN, USA) hip prosthesis on long-term follow-up.

Materials and Methods: From May 1988 to December 1990, 93 hip arthroplasties were performed on 77 patients in our hospital. In this study, 30 patients, of whom 41 hips underwent the procedure, were alive and able to be included. Follow-up was average of 21.4 years. The mean patient age was 45 years (35-60 years) at the time of operation. Of the hip procedures included in our study, the reasons for THA were osteonecrosis of the femoral head in 25 hips, rheumatoid arthritis in 3 and acetabular dysplasia in 2. We analyzed the wear rate of the polyethylene, osteolysis of the femur and acetabulum and stress shielding of the femur on the follow-up radiographs. In addition, we investigated the survival rate of the prosthesis and causes of revision in the last follow-up.

Results: The polyethylene wear rate of the surviving acetabular cup was 0.15 mm/yr. Acetabular osteolysis was detected in 33 hips and was mostly in zone 2 and 3. Femoral osteolysis was showed in 32 hips in zone 1 and 7. Stress shielding over grade 3 was found in 5 of 21 femoral stems in over 13.5 mm in diameter. The grade of stress shielding did not progress with follow-up. Of the 33 hips, 26 (63.4%) cups were revised for polyethylene wear and osteolysis. There were 6 (21%) femoral stems revised for osteolysis.

Conclusion: The cause of a high revision rate of the prosthesis was polyethylene wear and osteolysis. We predict that THA using AML[®] prosthesis with wear-resistant bearing surfaces could increase the survival rate on long-term follow-up over 20 years.

Key words: total hip arthroplasty, AML[®], survival rate

Received May 9, 2012 **Revised** June 26, 2012 **Accepted** August 2, 2012

Correspondence to: Young-Yool Chung, M.D.

Department of Orthopaedic Surgery, Kwangju Christian Hospital, 37, Yangnim-ro, Nam-gu, Gwangju 503-715, Korea

TEL: +82-62-650-5064 **FAX:** +82-62-650-5066 **E-mail:** paedic@chol.com