

인공 고관절 전치환술에서 주대-시멘트 경계층의 접착 및 비접착 고정술의 비교를 위한 실험적 연구

한준호* · 윤용산** · 이정주**

The Comparison of Bonded/Unbonded Stem-Cement Interface in Total Hip Replacement –Experimental Study

Han, J. H. · Yoon, Y. S. · Lee, J. J.

Key Words : Total Hip Replacement(인공 고관절 전치환술), Arthroplasty(관절 형성술), Cemented Stem(시멘트 첨가 인공고관절), Cement-Bone Interface(시멘트-뼈 경계면), Failure Mechanism(파괴 역학)

Abstract

The experimental comparison between bonded and unbonded types stem-cement interface was carried out on axisymmetric stem-cement-aluminum model of the femoral component of a total hip replacement. Human femur was modeled in non-tapered and tapered(7.5°) aluminum hollow cylinders to emulate the diaphyseal and metaphyseal segments of the femur. For unbonded type, we tested stems with three different taper angles(5°, 7.5°, 10°). In every case, the cement-aluminum interface was designed to endure 8MPa shear strength. (a measured value at cement-bone interface) We tested aluminum models under axial loading for both cases. As an experimental result, it was found that unbonded stem sustained more axial load as bonded stem in both cases, diaphyseal and metaphyseal models. The unbonded types failed in cement mantle under axial compressive load, while the bonded ones failed in shear at cement-aluminum interface. These results suggest that a polished stem will sustain much higher axial load than a roughened stem. And a polished stem will make more stable cement-bone interface that may promote better osteosynthesis around the stem.

1. 서론

시멘트 첨가식 인공 고관절(cemented stem)에서 주대의 표면 처리를 다르게 해줌으로써 인공 고관절의 장기간(long-term)의 임상결과를 개선시키는 방법에 대한 많은 연구가 행해지고 있다.

Jasty 등[1] 은 접착식 인공 고관절(bonded stem)¹이 주대와 골시멘트(bone cement)의 경계면에서 초기 파괴가 발생함에 대해 연구하였고 Verdonchots

와 Huiskes 등[2] 은 3 차원 모델을 이용하여 주대와 골시멘트의 경계면에서의 탈접착(debonding) 현상에 대한 연구를 수행하였다. Harris [3]는 주대에 골시멘트 프리코팅(pre-coating)을 하거나 거친 표면처리를 통해 주대와 골시멘트의 경계면을 강화를 통한 인공 고관절의 장기적인 성능향상에 대한 연구를 하였다.

비접착식 인공 고관절(unbonded stem)²에 대해서는 Fowler 등[4] 이 양방향으로 가늘어지고(double-tapered) 폴리싱 표면처리가 된 주대(Exeter stem)를 제시하였다. 이는 골시멘트에 가해지는 전단응력을 줄여주는 역할과 골시멘트와 뼈의 경계면의 미세운동(micro-motion)을 감소 등의 비접착 인공 고

* KAIST 기계공학과

** 정회원, KAIST 기계공학과

¹ 주대의 표면을 거칠게 처리(roughened surface)하거나 주대와 골시멘트의 완전접착(perfect bonding)을 피하기 위해 주대표면에 골시멘트로 프리코팅(precoating) 등을 함.

² 주대의 표면을 폴리싱 처리(polished surface)하고 기하학적 형상을 완만하게(smooth geometry) 디자인함.

관절의 우수성을 보여주었다. Malchau 등[5] 은 표면에 폴리싱 처리가 된 주대를 이용한 인공 고관절 수술의 우수한 임상결과를 보여주었다. Speirs 등[6] 은 접착식(bonded stem) 주대와 비접착식(unbonded stem) 주대에 대해 주대의 3차원 미세운동의 비교측정을 수행하여 비접착식에서의 접착식보다 동적미세운동이 현저히 적게 발생함을 보여주어 비접착식 인공 고관절의 임상적 우수성을 시사하였다. 또한 비접착식 인공 고관절이 접착식 인공 고관절보다 더 좋은 임상적 결과가 최근 나타나고 있다. [7],[8]

앞서와 같이 접착식과 비접착식에 대한 많은 연구가 이루어졌는데, 이는 두 가지 경우 모두 장기간동안 보다 안정적인 성능을 지닌 인공고관절을 설계하고자 하는 것이다.

본 연구에서는 접착식과 비접착식의 실험을 통한 비교를 수행함으로써 임상적으로 보다 나은 방법을 제시하고자 한다.

2. 실험장치 및 방법

2.1 시편의 모델링

주대의 표면처리를 제외한 동일한 조건에서의 골시멘트-뼈의 경계면에 따른 인공 고관절의 성능을 비교하고자 하므로, 사람의 뼈나 동물 뼈 등을 사용하는 방법은 각각의 개체에 따른 뼈의 기하학적 오차와 뼈의 가공에서 생기는 오차 등의 발생으로 인해 본 연구에는 부적합하다. 이러한 이유로 주대의 표면처리를 제외한 모든 조건을 동일하게 하는 모델링이 필요한데, 실제 인공 고관절계를 모델링 하는 것은 개체간의 뼈의 형상의 차이, 뼈의 성분의 차이, 외과수술의 불균일성 등의 여러 가지 이유로 상당히 난해하다. [9]

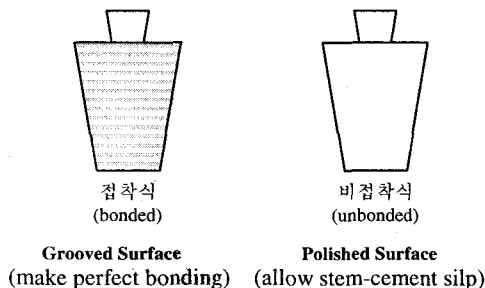


Fig. 2 Stem Modeling

이러한 모델링의 어려움은 뼈의 복잡한 특성에서 기인하는 바가 많으므로 다음과 같이 주대-골시멘트-뼈의 모델을 설계하였다.

주대 부분은 기울기를 준 알루미늄 원통(cylinder)

으로 모델링 하였다. 주대를 모델링한 시편은 4가지로, 표면이 폴리싱 처리된 것으로 각각 5°, 7.5°, 10°의 테이퍼진 3종과 표면이 매우 촘촘한 그루브(groove) 처리된 7.5° 테이퍼진 1종으로 하였다. (Fig. 1 참조) [11]

이때, 표면이 폴리싱 처리된 3가지의 주대 모델은 비접착식 인공 고관절을 모델링한 것이고, 표면에 촘촘한 그루브로 표면 처리된 주대 모델은 접착식 인공고관절을 모델링한 것이다.

비접착식 인공 고관절의 주대 모델의 경우, 표면 거칠기는 $Ra=1.2\sim 2.2\mu m$ 가 되도록 하였고 운동 마찰 계수는 약 0.2 이하가 되도록 하였다. [11]

접착식 인공 고관절의 주대 모델의 경우, 주대 모델과 골시멘트의 경계층에서의 파괴로 인한 침강을 배제하기 위하여 실제의 인공 고관절 주대의 표면 처리인 기친 표면처리(surface roughening)나 골시멘트 프리코팅이 아닌 주대와 골시멘트의 완전 접착(perfect bonding)이 되도록 주대 표면을 그루브 처리하였다. [11]

뼈 부분은 대퇴골의 구조를 살펴볼 때, 골시멘트 첨가식 인공 고관절에서는 주대 삽입부의 골해면질(骨海綿質, cancellous bone)을 대부분 제거하고 단단한 뼈인 골피질(骨皮質, cortical bone)이 남게 되므로 뼈 부분의 모델링은 두께 7mm의 골피질에 해당되는 두께 2mm인 알루미늄 원통각(circular cylindrical shell)모양으로 모델링 하였다. (Fig. 2 참조) [11]

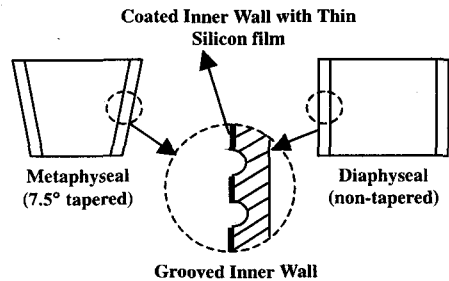


Fig. 1 Bone Modeling

이때 모델링된 시편의 높이는 20mm로 하였고 뼈의 근위(近位, proximal) 부분에 해당되는 알루미늄 실린더의 상단부분은 외경이 30mm가 되도록 하였다. 원통각의 내부에는 그림 2.2과 같은 0.5mm 너비의 그루브(groove)를 2mm 간격의 원추방향으로 만들고, 원통각의 내부 표면에는 얇은 실리콘 층을 만들어 원통각 내부 표면과 골시멘트가 기계적인 물림고정(mechanical interlocking)이 되도록 하였다. 이는 다른 연구에서 제시된 골시멘트와 뼈의 경계면의 전단 강도값인 8Mpa [10] 까지 실험

시편의 골시멘트와 원통각 내부표면 경계면이 견딜 수 있도록 모델링하기 위해서이다. [11]

위와 같은 시편을 두 종류를 설계했는데, Fig. 2와 같이 한 가지는 골간(骨幹, diaphyseal) 부분을 모델링한 것으로 테이퍼지지 않은 원통각 형태이고 다른 하나는 골간단(骨幹端, metaphyseal) 부분을 모델링한 것이다.

앞서 언급한 주대 모델, 뼈 모델을 제작하여 시편을 제작하였다. 시편은 Fig. 3 과 같이 뼈 모델인 알루미늄 실린더 내부에 PMMA 골시멘트(Simplex, Howmedica)를 삽입하여 시멘트층을 형성시켰다. 이때, 골시멘트층의 두께는 3mm 로 전체 골시멘트층이 균일하도록 하였고, 공기중의 상온에서 24 시간이 지난 이후에 실험을 수행하였다.

2.1.1 실험방법

시편을 DMTS machine(Instron 8032)에 설치하여 정적 수직 하중을 가하였다. 수직하중의 한계값은 100kN 으로, 한계변위는 23mm 로 설정하였다. 이때 DMTS machine 을 0.02mm/s 의 속도로 변위를 가하여 시편에 압축이 가해지도록 하였다. 그리고 측정장비를 통해서 DMTS machine 에서 가해지는 힘과 변위를 측정하였다. (Fig. 3 참조)

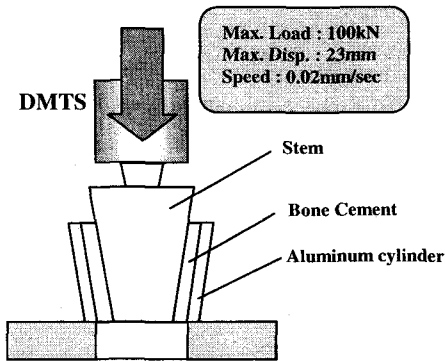


Fig. 5 Experiment

3. 결과

Fig. 4 에서 접착식의 경우 최대항복하중 값이 15.2kN (평균값)으로 나타났고 이것은 알루미늄 실린더의 내부면적 $0.00162 m^2$ 을 고려할 때, 골시멘트와 알루미늄의 경계면에서의 전단강도는 약 9.3Mpa 으로 나타나 본래의 설계치인 8Mpa 에 근접하였다. 그리고 비접착식의 경우에는 접착식보다 스템의 테이퍼 각에 상관없이 항복하중이 더 크게 나타났다.

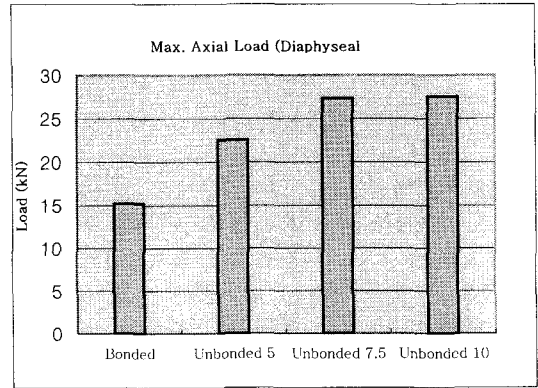


Fig. 3 Maximum axial load (Diaphyseal, Mean value)

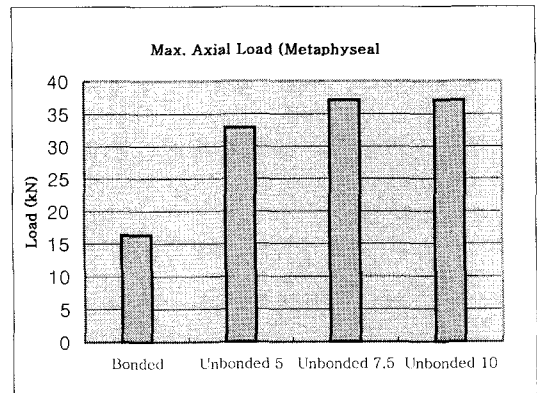


Fig. 4 Maximum axial load (Metaphyseal, Mean value)

Fig. 5 에서 접착식의 경우, 최대항복하중 값이 16.3kN(평균값)으로 나타났고 비접착식의 경우, 모든 주대 테이퍼각에 대해서 접착식의 값보다 2 배 이상 더 큰 최대항복하중이 측정되었다.

접착식의 경우에는 수직압축하중에 대해 시멘트와 알루미늄의 경계면에서 파괴가 발생한 반면, 비접착식의 경우에는 시멘트와 알루미늄의 경계면은 파괴가 발생하지 않고 시멘트층에서 파괴가 발생하였다.

Table 1 Max. axial Load (Num. of Segments), mean value

Bond type	Bonded (kN)	Unbonded (kN)		
		5° tapered	7.5° tapered	10° tapered
Diaphyseal	15.2 (3)	22.5 (5)	27.3 (4)	27.5 (4)

Metaphyseal	16.3 (4)	32.9 (4)	37.1 (4)	37.1 (3)
-------------	-------------	-------------	-------------	-------------

4. 결론

골간단 시편에서 접착식의 경우에서 계산된 골시멘트와 알루미늄 실린더의 경계면에서의 전단강도는 약 9.3Mpa로 나타나 본래의 설계값인 8Mpa에 근접하였다. 수직압축하중을 주대에 가한 것이 주대의 테이퍼각으로 인하여 골시멘트와 알루미늄 경계면에 수직방향의 힘이 가해지게 되어 경계면의 기계적 물림고정(mechanical interlocking)을 보다 강하게 하였기 때문에 8Mpa보다 큰 전단강도가 나온 것으로 보인다.

골간단과 골간 시편 모두 비접착식이 접착식의 경우보다 더 큰 항복하중을 견딜 수 있었고, 특히 골간 시편의 경우, 비접착식이 접착식보다 약 2배 이상의 항복하중을 가짐을 보여준다. 이것은 비접착식 인공 고관절이 접착식 인공 고관절보다 수직하중에 대해 월등한 성능을 보임을 간접적으로 증명하는 것이다.

접착식의 경우, 골시멘트와 알루미늄의 경계면에

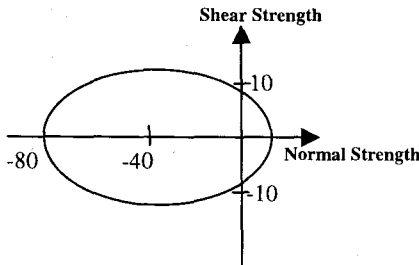


Fig. 6 Hoffman's multi-axial criteria

서 파괴가 일어난 반면, 비접착식은 파괴시점에서 그 경계면이 손상되지 않았다. 비접착식의 경우 필연적으로 경계면의 전단강도를 초과하게 되는데도 불구하고 경계면에서의 파괴가 발생하지 않은 것은 호프만 파괴표준(Hoffman's multi-axial criteria)으로 설명할 수 있다.

골시멘트와 알루미늄의 경계층에서의 수직방향 힘은 경계면에서의 전단강도를 증가시키게 되어 보다 더 큰 전단력에 대해서도 경계면이 유지되도록 하는 역할을 한다고 볼 수 있다. 접착식의 경우에는 주대와 시멘트가 완전접착(perfect bonding)상태가 되어 주대의 테이퍼된 것에 의해 골시멘트와 알루미늄의 경계면으로 수직방향의 힘이 전달되지 않으나 비접착식의 경우, 주대와 골시멘트의 미끄러짐을 허용함으로써 골시멘트와 알루미늄의 경계면에 효과적으로 수직방향 힘을 전달하게 되어

Fig. 6 에서와 같이 경계면의 전단강도가 강해져 오히려 시멘트층이 파괴되는 현상을 가져온다고 볼 수 있다.

이러한 현상은 비접착식 인공 고관절이 골시멘트와 뼈의 경계면을 접착식보다 강하게 할 수 있음을 시사하는 것이며, 보다 나은 골접합(osteosynthesis)을 유발할 수 있는 요인이 된다고 예측되며, 실제로 최근의 비접착식 인공고관절의 임상결과가 접착식보다 보다 우수함을 보여주는 연구에서 이를 확인할 수 있다.

참고문헌

- (1) Jasty M., Maloney W. J., Bragdon C. R., O'Connor D. O., Haire T., Harris W. H., 1991, "The Initiation of Failure in Cemented Femoral Components of Hip Arthroplasties." *Jour. of Bone Joint Surgery*, 73, 550-558
- (2) Verdonchot N., Huiskes R., 1997, "The Effect of Cement-Stem Debonding in THA on the Long-term Failure Probability of Cement." *Jour. of Biomechanics*, 30, 795-800
- (3) Harris W. H., 1997, "Options for Primary Femoral Fixation in Total Hip Arthroplasty: Cemented Stems for All." *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 344, 118-123
- (4) Fowler G. A., Gie G. A., Lee A. J. C., Ling R. S. M., 1988, "Experience with the Exeter Total Hip Replacement since 1970." *Orthopaedic Clinics of North America*, 19, 477-489
- (5) Malchau H., Herbert P., Ahnfelt L., Johnell O. 1993, "Prognosis of Total Hip Replacement. Results from the National Register of Revised Failure", 1979-1990 in *Sweden -A Ten Year Follow-up of 92, 675 THR*
- (6) Spier A. D., Slomczykowski M. A., Orr T. E., Siebenrock K., Nolte L. -P., 2000, "Three-dimensional Measurement of Cemented Femoral Stem Stability: An In-Vitro Cadaver Study." *Clinical Biomechanics*, 15, 248-255
- (7) Howie D. W., Middleton R. G., Costi K., 1998, "Loosening of Matt and Polished Cemented Femoral Stems." *Jour. of Bone and Joint Surgery[Br]*, 80:573-

- (8) Sporer S., Callaghan J. J., Olejniczak J. P., Goetz D. D., Johnston R. C., 1999, "The Effect of Surface Roughness and Polymethylmethacrylate Precoating on the Radiographic and Clinical Results on the Iowa Hip Prosthesis", *Jour. of Bone and Joint Surgery[Am]*, 81, 481-492
- (9) 최돈욱, 2001, "시멘트 비접착 인공고관절의 주대형상 최적설계", *KAIST 석사학위논문*
- (10) Bean D. J., Convery F. R., Woo S. L. Y., Lieber R. L., 1987, "Regional Variation in Shear Strength of the Cement-Bone Interface", *Jour. of Arthroplasty*, 2, 293-298
- (11) Yoon Y. S., Oxland T., Hodgson A. J., Duncan C., Masri B., Lee J. J., 2001, "Effect on Axial Failure Loads of Unbonding at the Stem-Cement Interface in Femoral Implant Constructs for Hip Replacement Surgery", *Orthopaedic Research Society*
- (12) Hoffman O. J., 1967, "The brittle strength of orthotropic materials" . *Composite materials*, 1, 200-206