

인공고관절 치환술 후 세라믹 대퇴골두에서 발생하는 응력분포 예측

Prediction of Stress Distribution in the Ceramic Femoral Head after Total Hip Replacement

한성민¹, 추준욱¹, 송강일¹, 박성희^{1,2}, 최재봉³, 김정성⁴, 서준교¹, 최귀원¹, 윤인찬^{1,✉}
Sungmin Han¹, Jun-Uk Chu¹, Kang-Il Song¹, Sunghee Park^{1,2}, Jae Bong Choi³, Jung Sung Kim⁴,
Jun-kyo Francis Suh¹, Kuiwon Choi¹, and Inchan Youn^{1,✉}

¹ 한국과학기술연구원 의공학연구소 (Biomedical Research Institute, Korea Institute of Science and Technology)

² 고려대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Korea Univ.)

³ 한성대학교 기계시스템공학과 (Department of Mechanical System Engineering, Hansung Univ.)

⁴ (주) 코렌텍 (Coren_tec Co. Ltd.)

✉ Corresponding author: iyoun@kist.re.kr, Tel: 02-958-5928

Manuscript received: 2011.12.29 / Accepted: 2012.2.29

Ceramic femoral heads are now widely used in Total Hip Replacement (THR). Due to their high biocompatibility and low ductility, ceramic femoral heads are considered to be suitable for young and active patients. However, as in testing the mechanical stability of the femoral head, the conventional proof test (standard ISO 7206-10) has its limit of showing axisymmetric stress distribution on the contact surface, while non-uniformed stress distribution is expected after THR. Since non-uniformed stress distribution can result in the increased probability of ceramic femoral head fracture, it is considerable to evaluate the stress distribution in vivo-like conditions. Therefore, this study simulated the ceramic femoral heads under in vivo-like conditions using finite element method. The maximum stress decreased when increasing the size of the femoral head and stress distribution was concentrated on superior contact surface of the taper region.

Key Words: Total Hip Replacement (THR), 인공고관절 치환술), Ceramic Femoral Head (세라믹 대퇴골두), Finite Element Method (FEM, 유한요소법),

기호설명

F_L = Compression load

μ = Coefficient of friction

σ_r = Radial stress

d = Diameter of the bore depth

T = Thickness of femoral head

σ_h = Hoop stress

1. 서론

인공고관절 치환술 (Total Hip Replacement, THR) 은 퇴행성 관절염 (degenerative arthritis), 류마티스 관절염 (rheumatoid arthritis), 대퇴골두 무혈성 괴사증 (avascular necrosis of the femoral head), 고관절 감염 (hip joint infection) 등과 같은 고관절 질환에 대하여 효과적인 치료방법으로 사용되고 있으며, 1960년대 개발된 이후로 현재까지 연간 1.4억명

이 기술을 받고 있다.^{1,2} 인공고관절 치환술에서 인공고관절 (artificial hip joint) 은 손상된 고관절을 대체하게 되며, 대퇴골의 골수내강에 삽입되는 주대 (stem), 대퇴골두의 역할을 하는 인공 대퇴골두 (femoral head), 환자의 골반에 직접 결합되는 비구 컵 (acetabular cup) 그리고 인공 대퇴골두와 비구컵 사이에 위치하는 라이너 (liner) 로 구성된다. 주대와 비구컵은 주로 금속으로 제작되며 대퇴골두는 금속 또는 세라믹 (ceramic) 으로, 라이너는 인공고관절 초기에는 폴리에틸렌 (polyethylene) 이 많이 사용되었으나 폴리에틸렌의 마모 입자들에 의한 골용해 등의 문제점 때문에 최근에는 세라믹이나 초고분자량폴리에틸렌 (UHMWPE) 이 많이 사용되고 있다.³

인공고관절은 높은 생체적합성과 안정성을 제공해야 한다. 특히 세라믹은 매우 낮은 마찰계수를 가짐으로 마모율이 폴리에틸렌의 1/10 로 마모 입자의 생성이 거의 없고, 흡수성 및 생체 적합성이 높은 것으로 알려져 있어서 젊고 활동성이 높은 환자들에게 선호되고 있다. 그러나 높은 강성 (stiffness) 과 매우 작은 연성 (ductility) 으로 인하여 비구컵에 무균성 해리 등이 발생하고, 세라믹 제품에 균열이 쉽게 형성되어 파손을 일으키는 문제가 발생하고 있다.⁴

세라믹 대퇴골두의 파손을 줄이기 위한 안전성 평가 방식은 ISO 7206-10⁵ 에 언급되어 있으며, 세라믹 대퇴골두를 주대에 결합하고 100° 의 원뿔 모양의 금속 콘 (cone) 에 수직으로 하중을 가하도록 하고 있다. 세라믹 대퇴골두의 파손 정도는 세라믹 제조기술의 발달과 안정성 평가를 통하여 초기에 비하여 약 1/10,000 정도로 감소하였지만 여전히 파손에 의한 문제점이 보고되고 있는 실정이다. 대퇴골두가 파손되었을 경우 부서진 조각들을 즉시 제거하고 새로운 인공관절로 교체하는 인공고관절 재치환술을 실시하지만 초기 수술보다 어렵고 수술 성공률 또한 낮아서 환자에게 경제적, 신체적 고통을 주게 되어 파손 비율은 더욱 감소되어야 한다.^{6,7}

세라믹 대퇴골두의 파손을 감소시키기 위하여 Han^{8,9} 은 유한요소해석을 이용하여 세라믹 대퇴골두의 크기와 주대의 결합에 따라 발생하는 응력분석을 하였고, Weisse^{10,11} 와 Affloter¹² 는 기존 안전성 평가방식의 문제점을 개선한 새로운 안정성 평가방식을 제시하였다. 그러나 이러한 연구들은 ISO 7206-10 의 확대칭한 조건에서의 수직하중에

의한 평가를 기반으로 하고 있어서 세라믹 대퇴골두의 제조상의 결함이나 기계적 안정성 평가에만 초점을 맞추고 있다는 한계가 있다. 세라믹 대퇴골두의 안전성을 높이기 위해서는 제조상의 결함과 기계적 안정성 뿐만 아니라 수술 후 인체에 삽입되었을 때 변화된 환경에서의 안전성 평가가 필요하며, 이때 대퇴골두에서 발생하는 응력의 분포는 환경의 차이로 인하여 기존과는 다르게 나타날 것으로 예상된다.

이에 본 연구에서는 인체환경과 유사한 조건을 만들기 위하여 CT (computed tomography) 를 기반으로 3 차원 골반을 구성하고 유한요소해석을 이용하여 세라믹 대퇴골두가 인체에 삽입된 뒤 후에 발생하는 응력을 확인한다.

2. 연구 대상 및 방법

2.1.3 3차원 골반모델의 구현

인체의 기하학적, 구조적 복잡성을 최대한 실제와 가깝도록 모델링 하기 위해서 1.5 mm 슬라이스 간격으로 촬영된 CT 데이터를 이용하였다. CT 데이터를 3 차원 데이터로 모델링하기 위하여 3 차원 이미지 전문 프로그램 (Mimics 10.0; Materialise Inc., Leuven, Belgium) 에서 골반의 외곽선 정보를 획득하고, 외곽선 정보는 위치 점 좌표로 변환하였다. 변환된 위치 점 좌표는 3 차원 설계프로그램 (SolidWorks 2009; Dassault System, Concord, MA) 으로 입력하여 Fig. 1 과 같이 골반모델을 설계하였다.

인공관절과 결합되는 비구부는 비구의 크기를 고려하여 52 mm 로, 결합각도는 문헌⁴ 을 참고하여 외전각 (abduction) 45°, 전경각 (anterversion) 15°의 밀착고정 (exact-fit) 방식으로 다듬었다.

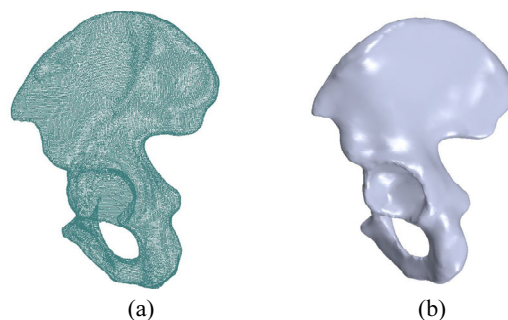


Fig. 1 3D reconstruction of hip bone model from CT: (a) Points data extraction of hip bone contour from CT, (b) 3D solid model of hip bone

2.2 인공고관절 모델의 구현

3 차원 골반모델과 결합되는 비구컵의 외경은 비구부의 크기에 맞추어 52 mm 로 설계하고, 대퇴골두는 Fig. 2 와 같이 28, 32, 36 mm 로 설계하였다. 주대는 12/14 표준 테이퍼형 (taper-type) 으로 설계하였으며, 본 연구의 주된 관심영역이 대퇴골두입을 감안하여 주대의 몸체는 모델에서 생략하였고, 라이너는 대퇴골두의 크기변화에 맞춰서 두께변화를 주었다.

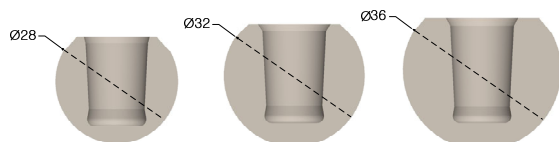


Fig. 2 Three different diameters of femoral head designs: 28, 32 and 36 mm

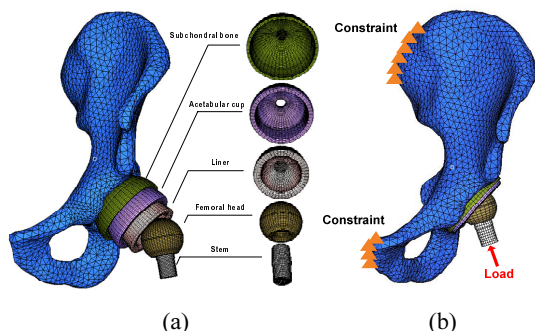


Fig. 3 Finite element of postoperative model: (a) Components of postoperative model; stem, femoral head, liner, acetabular cup, subchondral bone, cortical bone, and cancellous bone, (b) Loading and boundary condition

2.3 유한요소모델의 구현

3 차원 유한요소해석을 이용한 인공고관절 치환술 후 대퇴골두에서 발생하는 응력을 알기 위하여 Fig. 3 과 같이 대퇴골두의 크기 변화에 따른 시술 후 모델 (postoperative model) 을 구성하였다. 유한요소모델은 상용 유한요소 모델링 프로그램인 하이퍼메쉬 (Hypermesh 8.0, Altair Engineering) 를 이용하여 피질골 (cortical bone) 과 망상골 (cancellous bone) 은 10 절점 테트라 요소를 주대, 대퇴골두, 라이너, 비구컵 그리고 연골하골 (subchondral bone) 은 8 절점 헥사 요소를 이용하여 구성하였다. 골반의 피질골은 1 mm 두께로 균일하게 모델링 하였

으며, 골반과 비구컵의 결합방식 중 밀착고정 방식 결합에서는 연골하골 보존이 권장되어 본 연구에서는 연골하골을 모델링 하였다.¹⁷

각각의 접촉면은 마찰계수를 고려한 면 접촉 (contact surface) 조건을 적용하여 대퇴골두와 라이너는 0.02, 주대와 대퇴골두, 라이너와 비구컵은 0.35, 비구컵과 연골하골은 0.5 의 마찰계수를 가지고, 연골하골과 피질골, 피질골과 망상골은 완전접촉을 가진다. 물성치는 Table 1 과 같이 적용하였으며 등방성 (isotropic) 및 동질성 (homogeneous) 하다고 가정하였다.^{11,18}

2.4 유한요소모델의 경계조건

유한요소모델의 타당성을 검증하기 위한 모델은 Kwong¹³ 의 실험 논문을 참고하여 1112 N 의 하중을 주대의 중심에 외전각 15°, 굽힘각 (flexion) 10° 방향으로 가하고, 비구컵 고정나사의 개수가 1~4 개로 변화함에 따른 미세움직임 (micromotion) 을 관찰하여 유효성을 검증하였다. 시술 후 모델은 천장골 (sacroiliac) 과 치골결합 (pubic symphysis) 을 완전구속 하였고, 사람이 일상생활에서 받게 되는 하중모사를 위하여 걸음걸이에 따른 발뒤축접지기 (heel-contact), 발뒤축들어올리기 (heel-off), 발가락 들림기 (toe-off) 의 3 가지 하중변화를 선정하여 적용하였다.¹⁴

Table 1 Material properties specified in the finite element models

Part	Material	Elastic modulus (MPa)	Poisson's ratio, ν
Stem	TiAl6v4	105,000	0.3
Femoral head	Al ₂ O ₃	380,000	0.245
Liner	Al ₂ O ₃	380,000	0.245
Cup	TiAl6v4	105,000	0.3
Subchondral	Bone	500	0.3
Cortical	Bone	5,600	0.3
Cancellous	Bone	100	0.3

3. 결과

본 연구에서 구성한 유한요소모델의 타당성을 검증하기 위하여 비구컵 고정나사의 개수에 따른 비구컵의 미세움직임 변화를 기존의 연구와 비교하였다. Table 2 는 결과를 비교한 것으로 Kwong 의 사체실험 결과를 보았을 때 각각의 평균값이 매우

큰 표준편차를 보이고 있으며, 이러한 결과는 같은 실험조건에서 동일한 결과값을 나타내기 어렵다는 것을 나타낸다. 특히 비구컵 고정나사가 한 개일 경우는 고정나사 지점이 회전점 (pivot point) 과 같은 작용을 하여 더 큰 미세움직임을 보이며 고정나사의 개수가 늘어남에 따라 이러한 효과는 줄어든다.⁴ 유한요소모델의 결과값과 Kwong 의 논문 결과값을 통계프로그램 (SPSS 12.0, Inc, Chicago, USA) 을 이용하여 일 표본 t 검증 (one sample t test) 을 해본 결과 비구컵의 외곽부 (periphery) 부분의 경우 95 % 신뢰도 기준으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다 (p>0.05). 중심부 (pole) 부분의 경우는 결과값 비교에서 유의성이 나타났지만 고정나사의 개수가 세 개일 때와 네 개일 때의 유의확률이 각각 0.047 과 0.048 로 0.05 에 근접해 있으며, Spears¹⁸ 는 사체실험에서의 미세움직임은 대부분 하중에 의한 비구컵의 골반면 침투에 의한 것으로 유한요소모델에서는 구현해내기 어려워 유한요소모델에서의 미세움직임은 실제값보다 낮게 측정될 수 있다고 말하고 있다. 또한 사체실험과 유한요소모델에서 사용된 골반의 형태학적 차이와 물성치의 차이, 비구컵과 골반의 접촉면 사이의 마찰력 차이, 그리고 비구컵과 고정나사의 모양과 삽입위치의 차이 등을 감안하였을 때 본 연구의 유한요소모델의 타당성을 검증할 수 있었다.

테이퍼형 대퇴골두는 테이퍼의 경사각도의 변화 없이 결합되는 주대의 헤드 직경 변화에 따라 삽입 깊이 조절이 가능한 장점이 있다. 단점으로는 테이퍼의 경사로 인하여 전달된 하중이 대퇴골두의 바닥면에 굽힘응력 (bending stress) 으로 작용하고 테두리 주위는 접선방향응력 (hoop stress) 으로 작용된다. Fig. 4 는 시술 후 모델의 대퇴골두에서 발생한 응력을 나타낸 것이다. 응력이 가장 크게 발생한 모델은 직경이 가장 작은 28 mm 대퇴골두 모델이고 가장 작게 발생한 모델은 직경이 가장 큰 36 mm 대퇴골두 모델로, 대퇴골두의 직경이 커

짐에 따라 발생하는 응력의 크기가 감소하였다.

주대를 통하여 세라믹 대퇴골두에 작용하는 압축하중 (F_L) 은 식 (1) 과 같이 대퇴골두와 주대 사이 접촉면의 마찰계수 (μ) 와의 곱을 통하여 반경방향 응력 (radial stress) 으로 전환되며, 접선방향 응력은 식 (2) 와 같이 반경방향 응력과 주대의 직경 (d) 에 비례하고 대퇴골두의 직경 (T) 에 반비례한다.

$$F_L = \mu \sigma_r \tag{1}$$

$$\sigma_h = \frac{\sigma_r d}{2T} \tag{2}$$

따라서 하중의 크기와 접촉면의 마찰계수가 일정할 때 대퇴골두 직경의 크기가 커짐에 따라 발생하는 응력은 감소하게 되며, 이러한 결과는 기존의 연구들과 큰 차이가 없었다.⁸⁻¹² 또한 대퇴골두의 크기가 커질수록 관절의 운동범위 (range of motion) 가 커지고 주대와 비구부와의 충돌 (impingement) 의 위험도 감소됨을 말하고 있어서 인공관절 치환술 시 큰 직경의 대퇴골두의 사용이 권장된다.^{8,19}

하중변화에 따라 발생하는 최대응력의 크기는 발뒤축접지기와 발가락들림기에서 큰 차이가 없었고, 발뒤축들어올리기에서 가장 큰 응력이 발생하였다. 이는 발뒤축들어올리기에서 가장 큰 하중이 작용하기 때문인 것으로 판단되며, 추후 쪼그려 앉기, 제자리 뛰기, 외상성 하중 (traumatic loading) 등의 다양한 하중 변화에 따른 연구를 통하여 시술 후 발생하는 응력분포와 변화를 더욱 정확히 분석하는 연구를 진행하여야 할 것이다.

Table 2 Micromotion compared with *in vitro* data (load applied = 1112 N)

Number of screws	Kwong et al. (μm)		Our study (μm)	
	Pole	Periphery	Pole	Periphery
1	82.8±44.8	61.9±51.3	21.4	12.7
2	32.9±9.4	53.6±52.2	21.1	12.5
3	32.3±12.2	40.0±41.6	19.3	11.4
4	28.1±9.0	39.8±35.1	18.5	10.3

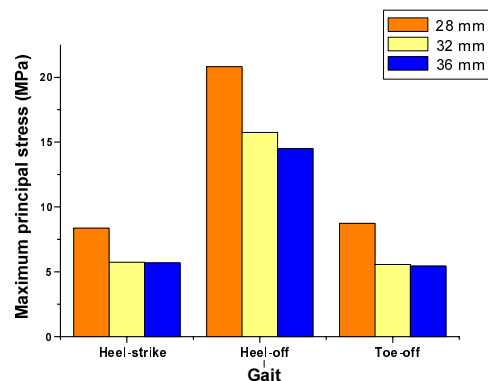


Fig. 4 Comparison of maximum principal stress (MPa)

본 연구 결과에서 기존 연구와의 가장 큰 차이점은 응력발생 분포이다. 일반적으로 특정부위에 응력이 집중되면 파손의 원인이 되기 때문에 최대 응력의 최소화와 응력집중의 방지는 세라믹 대퇴골두의 안전성을 높이는 중요한 요인이다. 기존의 연구에서는 공통적으로 대퇴골두의 테이퍼 부위에 응력이 축대칭하게 발생한다고 말하고 있다. 하지만 시술 후 모델에서는 축대칭하지 않고 테이퍼의 윗방향 (superior) 에 응력이 집중되는 것을 확인할 수 있었다. 이러한 응력집중 현상은 걸음걸이에 따른 하중의 방향과 크기의 변화에도 바뀌지 않았다. 비록 시술 후 모델에서 걸음걸이 변화에 따라 발생한 최대응력이 20.82 MPa 로 세라믹의 한계응력인 580 MPa 의 약 3.59 % 로 매우 작아서 안전성에는 문제가 없을 것으로 판단된다. 하지만 인공고관절의 수명이 10 년 이상임을 감안하면 반복적인 응력집중은 대퇴골두의 파손에 영향을 줄 수도 있기 때문에 가장 낮은 응력이 발생한 직경이 큰 세라믹 대퇴골두의 사용이 파손의 위험을 낮출 수 있을 것으로 판단된다.

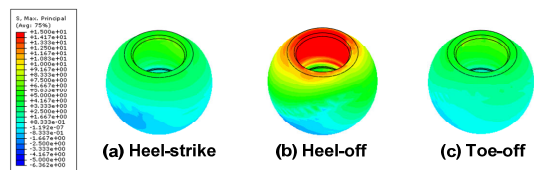


Fig. 5 Distribution of maximum principal stress in femoral head under gait loading (28 mm)

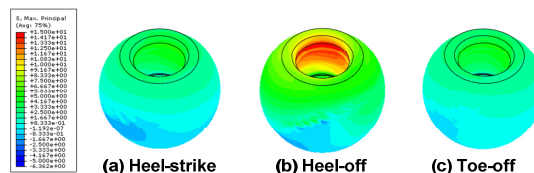


Fig. 6 Distribution of maximum principal stress in femoral head under gait loading (32 mm)

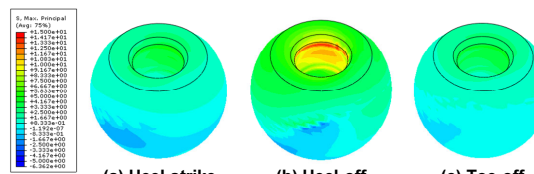


Fig. 7 Distribution of maximum principal stress in femoral head under gait loading (36 mm)

4. 결론

세라믹 대퇴골두는 1970 년 Bouton¹⁵ 에 의해 개발된 후, 현재까지 인공고관절 치환술에 전 세계적으로 널리 사용되고 있다. 세라믹 대퇴골두의 파손을 줄이기 위하여 생산공정에서 ISO 7206-10 에 따라 안전성을 평가를 실시하고 낮은 파괴강도를 갖은 제품들을 생산라인에서 제거하는 방식을 사용하고 있다. Richter¹⁶ 에 따르면 안전성 평가를 거친 세라믹 대퇴골두의 파손비율은 안전성 평가를 거치지 않은 대퇴골두에 비해 40 % 이상 낮게 나타나고 있다. 또한, 안전성 평가를 거친 대퇴골두의 파손 면과 *in vivo* 에서의 파손면을 비교했을 때 파손된 면의 미세구조 (microstructure) 에서 높은 유사성이 나타났다. 따라서 ISO 7206-10 에 명시된 안전성 평가는 신뢰성 있는 평가방식으로 인정받고 있다.

본 연구를 통하여 시술 후 모델에서 대퇴골두의 크기가 클수록 발생하는 응력이 감소함을 확인할 수 있었고, 이러한 결과는 기존의 연구 결과와 비슷한 결과였다. 하지만 기존 연구들에서 대퇴골두의 테이퍼 영역에서 축대칭하게 발생하는 응력 분포와는 다르게 테이퍼의 윗부분에서 응력집중이 발생하고 있으며, 이러한 응력집중은 대퇴골두 파손의 원인으로 작용될 수 있다. 따라서, 파손비율을 감소시키고 안전성을 높이기 위하여 본 연구에서 제시한 시술 후 모델과 같은 인체환경 유사 조건에서의 세라믹 대퇴골두의 안전성 평가방식이 연구되어야 할 것이며, 응력집중을 방지할 수 있는 인공고관절 개발의 연구가 필요할 것으로 생각된다.

후 기

이 논문은 2010 년도 정부 (교육과학기술부) 의 재원으로 한국연구재단 - 공공복지안전사업 (2010-0020811) 과 한국과학기술연구원의 기관고유 사업의 지원을 받아 수행된 연구임.

참고문헌

1. Fagan, M. J. and Lee, A. J. C., "Material selection in the design of the femoral component of cemented total hip replacements," Clin. Mater., Vol. 1, No. 3, pp. 151-167, 1986.

2. Black, J., "Bearing surfaces," 10th International BIOLOX Symposium on Ceramics in Orthopaedics, 2005.
3. Kim, S. Y., Kim, Y. G., Yeo, J. Y., Kim, D. H., and Ihn, J. C., "Ceramic-on-Ceramic Bearing Total Hip Athroplasty in Young Patients with Osteonecrosis of Femoral Head," J. of Korean Orthop. Assoc., Vol. 39, No. 3, pp. 233-238, 2004.
4. Hsu, J. T., Lai, K. A., Chen, Q., Zobitz, M. E., Huang, H.-L., An, K.-N., and Chang, C.-H., "The relation between micromotion and screw fixation in acetabular cup," Comput. Methods Programs Biomed., Vol. 84, No. 1, pp. 34-41, 2006.
5. ISO 7206-10, "Implants for surgery -- Partial and total hip joint prostheses -- Part 10 : Determination of resistance to static load of modular femoral heads," 2003.
6. Aum, H. S., Curiel, M. C., and Carrillo, D. G., "Stress concentration regions in ceramic ball heads for total hip replacement considering trauma-like loading," Materials Science Forum, Vol. 486-487, pp. 185-188, 2005.
7. Huet, R., Sakona, A., and Kurtz, S. M., "Strength and reliability of alumina ceramic femoral heads: Review of design, testing, and retrieval analysis," J. Mech. Behav. Biomed. Mater., Vol. 4, No. 3, pp. 476-483, 2011.
8. Han, S. M., Chu, J. U., Chun, H. J., Kim, J. S., Choi, K. W., and Youn, I. C., "Mechanical safety evaluation of ceramic ball head for total hip replacement using finite element method," J. Biomed. Eng. Res., Vol. 31, No. 6, pp. 448-454, 2010.
9. Han, S. M., Chu, J. U., Park, S. H., Kim, J. S., Chun, H. J., Choi, K., and Youn, I., "Finite element analysis of mechanical stability of ceramic acetabular components and evaluation of ROM in articulating hip joints," Journal of Biomechanical Science and Engineering, Vol. 6, No. 3, pp. 173-182, 2011.
10. Weisse, B., Affolter, C., Koller, R. E., and Stutz, A., "Proof testing of ceramic femoral heads for hip joint implants," Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, Vol. 224, No. 9, pp. 1051-1059, 2010.
11. Weisse, B., Zahner, M., Weber, W., Rieger, W., "Improvement of the reliability of ceramic hip joint implants," J. Biomech., Vol. 36, No. 11, pp. 1633-1639, 2003.
12. Affolter, C., Weisse, B., Stutz, A., Köbel, S., and Terrasi, G. P., "Optimization of the stress distribution in ceramic femoral heads by means of finite element methods," Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, Vol. 223, No. 2, pp. 237-248, 2008.
13. Kwong, L. M., O'Connor, D. O., Sedlacek, R. C., Krushell, R. J., Maloney, W. J., Harris, W. H., "A quantitative in vitro assessment of fit and screw fixation on the stability of a cementless hemispherical acetabular component," J. Arthroplasty, Vol. 9, No. 2, pp. 163-170, 1994.
14. Pedersen, D. R., Brand, R. A., and Davy, D. T., "Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait," J. Biomech., Vol. 30, pp. 959-965, 1997.
15. Boutin, P., Christel, P., Dorlot, J. M., Meunier, A., de Roquancourt, A., Blanquaert, D., Herman, S., Sedel, L., and Witvoet, J., "The use of dense alumina-alumina ceramic combination in total hip replacement," J. Biomed. Mater. Res., Vol. 22, No. 12, pp. 1203-1232, 1988.
16. Richter, J. G., "Application of proof-testing to ceramic hip joint heads," 3rd International BIOLOX Symposium on Ceramic Wear Couple Stuttgart, 1998.
17. Ha, C. W., Han, K. Y., and Kim, Y. M., "The distribution of the periacetabular strain after THA in Relation to preservation or removal of the subchondral bone and the change in hip joint position and the amount of the load: Biomechanical analysis using cadaver pelvis and finite element model," J. Korean Orthop. Assoc., Vol. 38, No. 6, pp. 560-567, 2003.
18. Spears, I. R., Pfeleiderer, M., Schneider, E., Hille, E., and Morlock, M. M., "The effect of interfacial parameters on cup-bone relative micromotions A finite element investigation," J. Biomech., Vol. 34, No. 1, pp. 113-120, 2001.
19. Kim, H. J., Kim, J. S., Han, S. M., You, J. H., Choi, K. W., and Yoon, I. C., "Evaluation of mechanical stability in development of customized hip implant," J. KSPE, Vol. 26, No. 7, pp. 31-37, 2009.