

Cement Type 맞춤형 인공고관절의 설계 변수 변화에 따른 Cement 두께 변화와 이에 대한 응력 분석

박홍석¹, 전홍재², 윤인찬¹, 이문규¹, 서덕찬¹, 최귀원¹

¹한국과학기술연구원(KIST) 의과학연구소

²연세대학교 기계공학부

(Received August 21, 2006. October 25, 2006)

The Analysis of Stress and Variation of Cement Thickness as the Variation of Design Variables for Custom-Made Hip Implant

Heung-Seok Park¹, Heoung-Jae Chun², In-Chan Youn¹, Moon-Kyu Lee¹, Duck-Chan Seo¹, Kui-Won Choi¹

¹Biomedical Research Center, Korea Institute of Science and Technology(KIST) and

²Department of Mechanical Engineering, Yonsei University, Korea

Abstract

The choice of suitable hip implant is one of important factors in the total hip arthroplasty (THA). In clinical view point, an improper adaptation of hip implant might induce abnormal stress distribution to the bone, which can shorten the lifespan of replaced hip implant. Currently, interest in the custom-designed hip implants has increased as studies reveal the significance of geometric shape of patient's femur in modeling and designing the implants. In this study, we have developed custom-designed hip implant models with various sizes, and analyzed the stress distribution in the bone and bone cement using the Finite Element Method. It was found that minimizing the gap between implant stem and femoral cavity is crucial to minimize the stress concentration in the bone.

Key words : implant, custom-made, hip, FEA, stress

1. INTRODUCTION

인공고관절 치환술 (THR - Total Hip Replacement)은 1960년대 들어 처음으로 사용되기 시작한 이후로 지금까지 가장 효과적인 고관절 질환 치료방법으로 사용되고 있으며 [1], 이를 통해 환자의 제한적인 운동 범위를 회복시키고 통증을 완화 시키는 데 탁월한 효과를 나타내고 있다. 수술을 통해 체내에 삽입된 인공관절은 원래의 고관절 기능을 대신하게 되지만, 이는 수술 전 관절의 주변이나 대퇴골에 가해지던 응력의 크기와 분포에 급격한 변화를 가져오게 된다. 이러한 변화는 정상적인 골조직의 생성과 흡수 작용에 관여하는 생체대사 과정에 이상을 야기하여 골 조직의 피사를 일으킬 수 있으며 [2], 약화된 골 조직에 의한 인공관절의 미세한 움직임과 골 시멘트 (bone cement)와의 고정상태 약화는

대퇴골에서의 비정상적인 응력 발생이나 집중을 유발할 수 있다. 또한 과도한 응력집중에 따른 골 시멘트에서의 피로 누적은 골 시멘트의 파손을 가져오게 되며, 이로 인한 골 시멘트의 파편들은 골 용해의 주원인으로 작용하여 결국 인공관절 실패의 가장 큰 원인 중에 하나인 해리현상을 유발하게 된다 [3,4]. 상호 연관된 일련의 과정을 통해 알 수 있듯이 인공관절에 의해 발생하는 과도한 응력이나 집중과 같은 기계적 영향은 결론적으로 인공관절의 실패를 유발하는 최초의 원인이 될 수 있으며, 사전에 이러한 기계적 특성을 평가하여 그것을 방지하는 것은 장기적인 고관절 치환술의 성공에 중요한 요인이 될 수 있다. 인공관절의 장기적인 성공여부는 환자의 성별 및 연령과 관련된 생리학적 특성이나 인공관절을 이식하는 의료진의 숙련도 등과 더불어 인공관절 자체의 형상에 의해 많은 부분 좌우되는 것으로 알려져 있다 [5,6]. 즉, 인공관절의 형상을 결정짓는 설계변수의 영향을 평가하여 최적의 형상을 결정하는 것은 안정적인 응력발생과 분포에 기여하여 인공관절의 사용수명을 연장시킬 수 있는 기초가 된다. 그러나 현재 임상적으로 사용되고 있는 대부분의 인공고관절은 고정된 형태의 디자인을 가짐으로써 환자의 대퇴골 특성을 정확하게 반영하기 어렵고

본 연구는 2005년도 산업자원부지정 핵심연구개발사업 실버의료기기 핵심 기술개발 연구비에 의하여 연구되었음. (과제번호: 10022725)

Corresponding Author : 최귀원

한국과학기술연구원 의과학연구소

서울시 성북구 미월곡동 39-1

Tel : (02) 958-5921 / Fax : (02) 958-5909

E-mail : choi@kist.re.kr

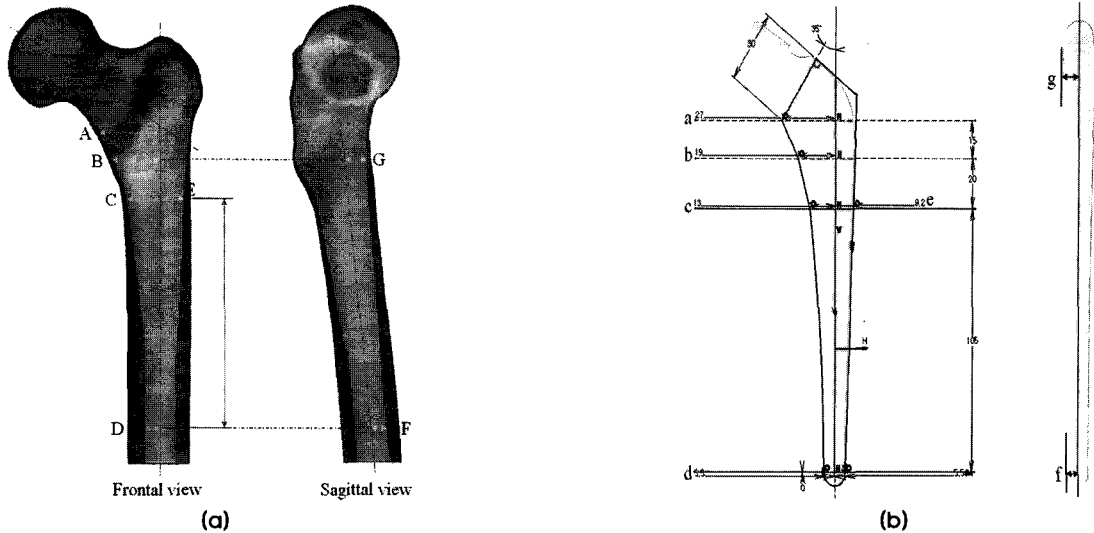


그림 1. (a) 대퇴골의 형상 특성을 나타내는 파라미터와 (b) 그에 해당하는 인공관절 설계 변수
 Fig. 1. (a) The parameters represented the characteristic of femur's geometrical shape and (b) the corresponding design variables determining a shape of custom-made hip implant

이로 인해 발생하는 부적절한 응력의 발생이나 집중에 효과적인 대처가 어렵다. 본 연구에서는 대퇴골의 형상을 나타낼 수 있는 몇 가지 파라미터를 변수로 사용하여 개인마다 다른 대퇴골의 형상을 정확하게 반영 가능한 독자적인 인공고관절 모델을 설계하고 설계변수 변화에 따른 발생응력과 분포를 분석함으로써 환자 맞춤형 인공관절을 설계하는데 있어 본 연구에서 선정한 설계변수의 타당성 여부를 평가 하고자 하였다.

II. METHOD

A. Implant Modeling

본 연구에서는 대퇴골의 외형 및 내강 (canal) 의 형상을 결정짓는 7가지 파라미터를 선정하고 [7], 이를 변수로 사용하여 독자적인 인공고관절 모델을 설계하였다. (Fig. 1, Table 1) 설계된 인공관절의 가장 큰 특징은 대퇴골의 형상을 나타내는 파라미터를 설계 변수로 사용함으로써 개개인의 대퇴골 형상 특성에 맞게 인공관절의 부분 혹은 전체적인 형상 및 사이즈 변경이 자유롭게 하였다. 목

(neck) 부분의 길이와 각도는 대퇴골 형상의 길이와 각도를 그대로 반영하며, 스템 (stem) 의 전/후 (anterior/posterior) 및 내/외측 (medial/lateral) 방향의 형상을 결정짓는 7가지의 변수는 대퇴골의 내강 형태를 가장 효과적으로 나타낼 수 있는 최소한의 파라미터로써, 각 변수 값의 변경에 따라 인공관절이 가진 기본적인 형상을 벗어나지 않으며 전체 혹은 부분적인 형태나 사이즈 변경이 가능하다. 그러나 대퇴골은 완벽한 직선 형상이 아닌 곡률을 가지는 형상으로 대퇴골의 형상 파라미터 값을 그대로 설계변수로 사용한 인공관절은 대퇴골에 정상적으로 삽입되지 않을 수 있다. 이를 해결하기 위해 측정 파라미터에 대한 적절한 스케일링 과정이 필요하다. 본 연구에서는 대퇴골의 형상 파라미터에 가장 근접한 값의 설계변수를 사용하여 최초의 인공관절을 설계한 후, 트라이 에러 (try and error) 방법을 통해 그 값을 조금씩 줄여 대퇴골 내강에 물리적인 문제없이 삽입될 수 있는 최대 크기의 인공관절 (Fig. 2 Type 1) 을 설계하였다. 이것을 기본 형상으로 사용하여 인공관절의 전/후 및 내/외측 방향 형상을 결정짓는 변수들을 동시에 일정하게 변경하여 전체적인 형상은 변하지 않으며 전체적인 폭 (width)

표 1. 대퇴골 형상 파라미터와 인공관절 설계 변수의 상응 관계
 Table 1. Femur parameters and corresponding design variables

	Parameters	Design variables
frontal view	A (medial canal width at 15mm proximal to lesser trochanter)	a
	B (medial canal width at lesser trochanter)	b
	C (medial canal width at 20mm distal to lesser trochanter)	c
	D (medial isthmus width)	d
	E (lateral canal width at 20mm distal to lesser trochanter)	e
sagittal view	F (anterior canal width at lesser trochanter)	f
	G (anterior canal width at isthmus)	g

과 두께 (thickness) 만 변화하는 총 4가지 타입의 인공관절을 설계 하였다. 각 변수들은 인공관절의 중심축 (대퇴골의 해부학적 축) 을 기준으로 전/후, 내/외측 방향에서 각각 1mm씩 줄어들어 결과적으로 전체적인 폭과 두께는 2mm 씩 줄어들게 된다. 이 경우 인공관절의 목 부분 각도와 길이, 스템의 전체 길이는 일정하게 된다.

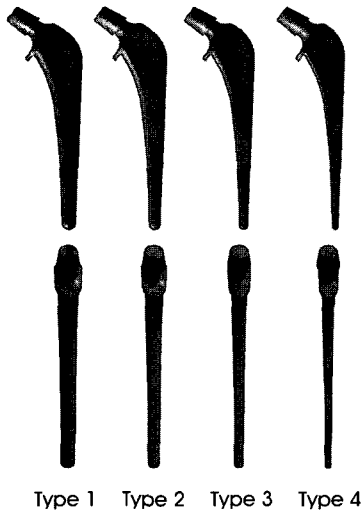


그림 2. 설계변수 변화에 따른 인공관절 모델.
 Fig. 2. The variations of implant by changing design variables. Type 1 has the closest design variables to the femur's parameters and each design variables are reduced by total of 2mm steps as reaching to type 4

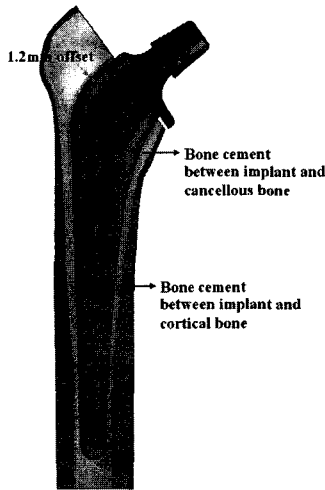


그림 3. 골 시멘트 모델링
 Fig. 3. 3D modeling of a bone cement

B. Bone Cement Modeling

골 시멘트는 삽입된 인공관절과 내강 사이의 빈 공간을 채움으로써 인공관절을 고정하는 역할 [8] 과 더불어 인공관절로 인해 발생하는 응력을 흡수하여 이를 효과적으로 피질골 (cortical bone)

로 전달, 분산시키는 역할을 한다. 이것은 인공관절 사용으로 인해 발생하는 응력 차단 (stress shielding) 현상을 방지하는 데 결정적인 역할을 한다. 따라서 정확한 골 시멘트 모델은 정확한 대퇴골 형상 모델과 더불어 인공관절에 의한 그 주변의 기계적 영향을 분석하는 데 매우 중요하다고 할 수 있다. 본 연구에서는 효과적인 골 시멘트의 모델링을 위해 대퇴골 내강 부분의 망상골 (cancellous bone) 유무에 따라 골 시멘트를 두 부분으로 나누어 모델링 하였다. 대퇴골 내부에 망상골이 존재하는 부분의 시멘트는 삽입된 인공관절의 형상에 대해 1.2mm 오프셋 (offset) 을 가지고 증가된 형상이며, 망상골이 존재하지 않는 스템 부분의 시멘트는 대퇴골의 내강 형상을 이용하여 대퇴골 내강을 빈 공간 없이 채울 수 있도록 모델링 하였다 (Fig. 3).

C. Finite Element Modeling

완성된 각각의 3차원 모델들은 상용 유한요소 (Finite Element) 모델링 패키지인 하이퍼 메쉬 (hypermesh 6.0, Altair Engineering) 의 볼륨 테트라 메쉬 (volume tetra mesh) 방법을 이용하여 선형 4절점 4면체 요소망 (4-node linear tetra element) 으로 유한요소 모델링 한 후, 상용 유한요소 해석 프로그램 아바쿠스 (ABAQUS 6.5, Dassault system) 를 사용하여 정적 해석을 수행하였다. 일반적으로 유한요소 해석 시, 4면체 요소망 (tetrahedral) 보다는 6면체 요소망 (hexahedral) 이 더욱 정확한 결과를 보이는 것으로 알려져 있으나, 본 논문에서 사용한 것과 같은 대퇴골 형상 모델에서는 4면체 요소망이 보다 수치적인 값에 근접한 결과를 보이는 것으로 나타나, 이에 따라 4면체 요소망을 사용하여 유한요소 모델링 하였다 [9].

피질골 모델은 약 59000개, 인공관절은 설계변수 변경에 따른 형상 변화에 따라 약 5000~8000개의 요소망이 사용되었으며, 골 시멘트와 망상골 모델은 인공관절의 형상이 변화함에 따라 각각 8400~9400개, 7400~8600개의 요소망이 사용되었다. 이러한 요소망들은 각각의 모델 (피질골, 망상골, 골시멘트, 인공관절) 마다 독립적인 절점을 통해 구성되며, 따라서 각 모델의 절점에서 발생하는 응력값은 다른 모델의 응력값에 서로 영향을 미치지 않는다. 인공관절의 형상 변화에 따라 인공관절 주변에 가해지는 응력 (von mises stress) 의 크기 및 분포를 효과적으로 분석하기 위해 그루엔 존 (Gruen zones) [10] 을 참고하여 총 12개의 요소망 셀 (골 시멘트 부분 6개, 피질골 부분 6개) 을 생성하였으며, 이를 Fig. 5와 같이 6개의 관심영역으로 구분하였다. 각각의 관심영역은 근/원위 (proximal/distal) 정도에 따라 영역 1, 6 (proximal part), 영역 2, 5 (mid part), 영역 3, 4 (distal part) 로 구분할 수 있으며, 내/외측 정도에 따라서는 영역 1~3 (medial part), 영역 4~6 (lateral part) 으로 구분할 수 있으며, 이러한 관심영역을 기준으로 각 모델에서 응력의 크기 및 분포를 비교 분석하였다.

유한요소 해석을 위한 로딩 및 구속조건은 실제 대퇴골을 이용한 하중실험 조건 (heel strike loading) 을 참고하여, 수직축에 대해 20° 방향에서 1780N의 힘 (hip force)을, 40° 방향에서 1260N의 힘 (abducting force)을 적용하였다. 이러한 조건을 이용한 해

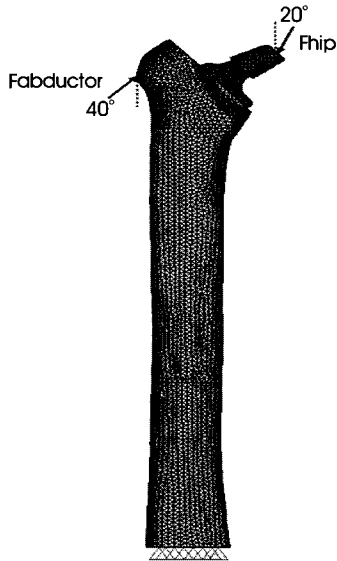


그림 4. 유한요소 해석을 위한 구속 및 하중조건. 수직축에 대해 20° 방향에서 1260N, 40° 방향에서 1780N 적용

Fig. 4. The constraint and loading conditions for finite element analyse. The hip force and abductor force is applied by 1780N and 1260N respectively with 20° and 40° to a vertical axis.

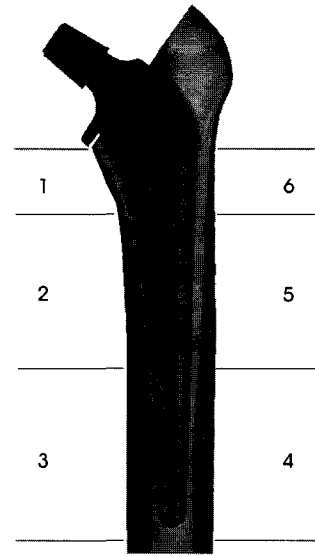


그림 5. 응력 분포 및 응력값 분석을 위한 관심영역.

Fig. 5. Region of interest for analysing the stress distribution and magnitude by referring to Gruen zones [12] Region 1 corresponds to a medial/proximal part; region 2 is medial/mid part; region 3 is medial/distalpart; region 4 is lateral/distal part; region 5 is lateral/mid part; region 6 is lateral/proximal part.

석은 실제 실험과 그 결과가 매우 유사함이 증명되었다 [11]. 각 모델에 적용된 물성치는 등방성 (isotropic) 이며, 서로 완벽하게 결합 (perfect bonding) 된 것으로 가정하였다 (Fig. 4, Table 2).

III. RESULTS

실험결과를 내/외측 방향 기준에서 보았을 경우, 내측과 외측 부분은 전체적으로 비슷한 경향의 최대 응력을 나타내지만 대퇴골의 해부학적 축을 따르는 수직 방향에 대해서는 원/근위 정도에 따라 각기 다른 결과를 나타내고 있다. 영역 1 (medial/proximal) 에서 골 시멘트의 최대 응력값은 피질골에서의 약 14%에 불과하지만 인공관절의 형상 변화에 따라 그 증가 정도는 최대 100% (~2배) 에 달한다. 그러나 외측 부분인 영역 6 (lateral/proximal) 의 골 시멘트에서는 인공관절의 형상 변화에 따라 눈에 띄는 최대 응력값의 변화 경향은 확인할 수 없었지만 2번 타입의 인공관절을 사용한 실험결과가 최대값인 1.80MPa 보다 약 28% 감소한 값을 나타냈다. 원위부 (영역 3, 4) 의 경우 해당 부분의 설계변수 (설계변수 d) 가 퇴퇴골의 형상 파라미터 (파라미터 D) 보다 작을수록

골 시멘트에서의 응력값은 최대값의 약 50% 수준까지 점차 감소하였다. 반면, 근위부 (proximal) 와 원위부 (distal) 의 중간부분인 영역 2와 5의 골 시멘트에서는 인공관절의 폭과 두께가 줄어들수록 최대 응력값은 증가하였지만 증가 정도는 약 33% 정도로 원위부 (영역 3, 4) 에서보다는 작았다. 그러나 골 시멘트에서의 최대 응력값은 영역 1, 6에서 1~2MPa, 영역 2, 5에서 3~5MPa, 영역 3, 4에서 5~11MPa 로 근위부에서 원위부로 갈수록 점차 증가하였으며, 피질골에서 역시 비슷한 경향을 나타낸다. 각 관심영역에서의 최대 응력값은 일반적으로 해당 부분의 설계변수가 변화하는 지점에서 먼저 발생하기 시작하여 그 주변으로 점차 퍼져나가는 경향을 보인다. 즉, 최대 응력값이 클수록 그 응력이 분포하는 범위 역시 점차 넓어지는 것을 볼 수 있다. 근위부인 영역 1, 2, 5, 6에서는 인공관절의 폭과 두께가 줄어들수록 최대 응력값이 증가하며, 최대응력의 분포 범위 역시 넓어지는 것을 확인할 수 있다. 반면 원위부, 특히 스템의 끝단이 위치하는 부분에서는 설계변수 d와 f에 해당하는 스템의 폭과 두께가 줄어들수록 최대 응력값과 그 분포 범위는 작아진다 (Fig. 6, Fig. 7).

표 2. 유한요소 모델링에 사용된 물성치

Table 2. Material properties used in the FE models

Part	Material	Elastic modulus(GPa)	Poisson's ratio
Hip implant	CoCr-alloy	210.0	0.3
Bone cement	PMMA	2.28	0.3
Cancellous bone	Cancellous bone	0.400	0.3
Cortical bone	Cortical bone	11.0	0.4

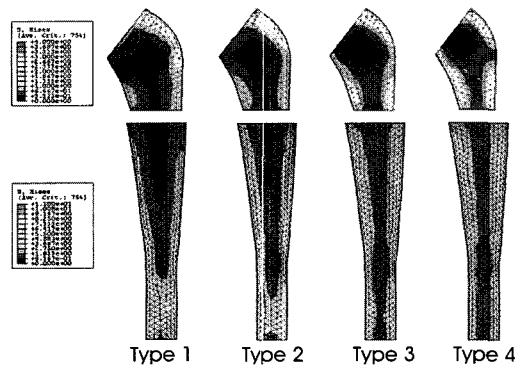


그림 6. 골 시멘트에서의 응력 분포.

Fig. 6. The stress distribution of bone cement. Each type number represents the corresponding type of implant (Fig. 2) used in FEM. And the stress values are expressed by von mises.

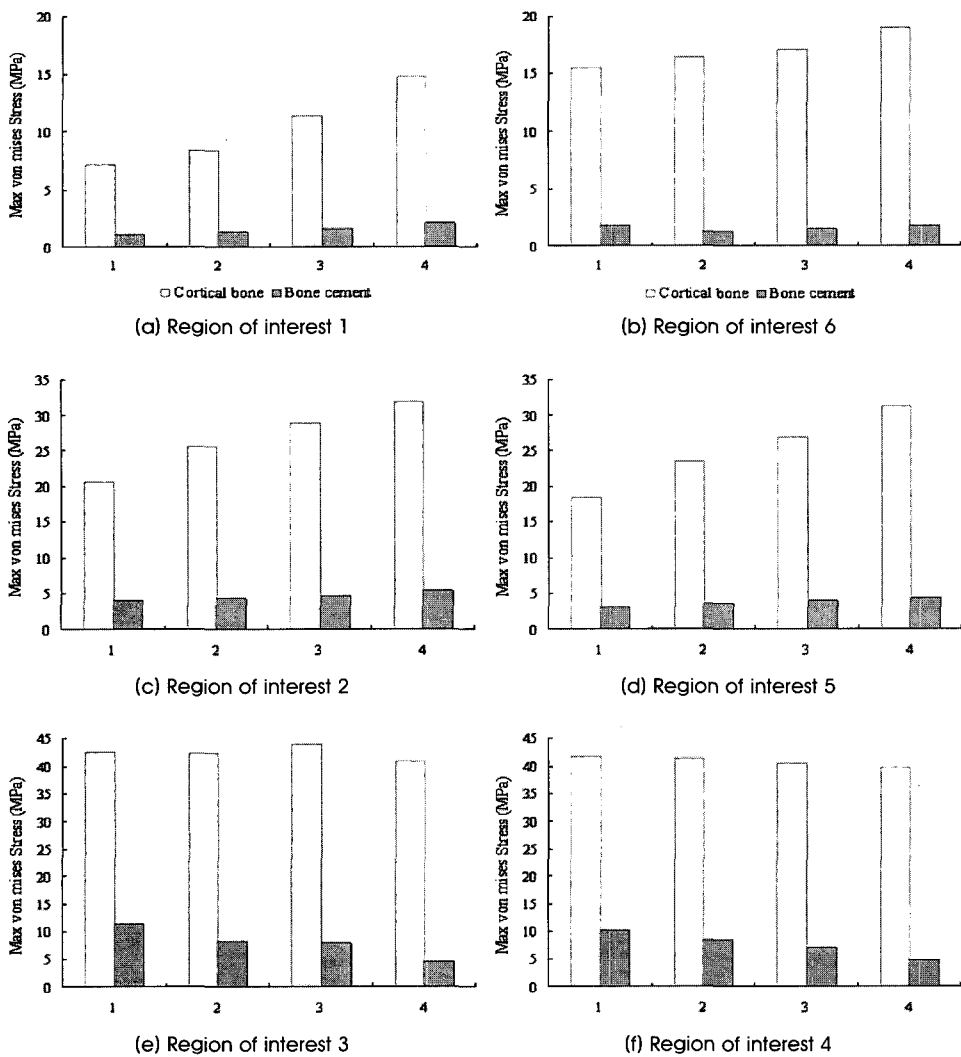


그림 7. 피질골 및 골 시멘트 부분 관심영역에서의 최대 응력값

Fig. 7. A max von mises stress magnitude of cortical bone and bone cement in each ROI. The graph (a) represents the results of region 1, (b) is region 6, (c) is region 2, (d) is region 5, (e) is region 3, and (f) is region 4.

IV. DISCUSSION

본 연구에서는 대퇴골의 형상특성을 반영하는 환자 맞춤형 인공관절을 설계하기 위해 선정된 설계변수가 대퇴골 및 그 주변의 응력발생 및 분포에 어떠한 영향을 미치는지 평가하기 위해 골 시멘트에서 발생하는 응력의 최대값과 그 분포에 대해서 분석 하였다. 전체적으로 최대응력은 해당 부분의 설계변수가 변화하는 지점에서 발생하기 시작하여 점차 주변으로 분포 범위가 확산되는 경향을 보이며, 결국 응력의 최대값이 커질수록 그 분포범위 역시 넓어지는 것을 확인할 수 있었다.

전체적으로 근위 부분인 영역 1, 2, 5, 6에서는 설계변수가 대퇴골의 형상 파라미터 값에 근접할수록 발생하는 응력의 최대값은 줄어들며 최대응력이 분포하는 범위 역시 줄어드는 것을 볼 수 있다. 반면 원위 부분인 영역 3, 4에서는 해당 부분이 변수가 대퇴골의 형상 파라미터 값에 근접할수록 발생응력의 최대값은 커지며 집중되는 것을 확인할 수 있다. 즉, 인공관절의 근위부와 중간부분까지의 형상을 결정짓는 설계변수 a, b, c, e, g, f는 대퇴골의 형상 파라미터인 A, B, C, E, G, F에 근접한 값일수록, 반대로 인공관절의 원위부의 형태를 결정짓는 설계변수 d와 f는 가능하면 작은 값일수록 골 시멘트에 가해지는 최대응력은 작아지며 그 분포 역시 균일하게 일어나는 것을 알 수 있다. 그러나 설계변수가 (a, b, c, e, g, f) 지나치게 커지게 되면 이는 인공관절의 삽입에 문제를 발생시킬 수 있으며, 결국 트라이 엔 여러 방법을 통해 인공관절의 삽입에 문제가 되지 않는 범위에서 대퇴골의 파라미터에 가장 근접한 값을 찾아야 한다. 이러한 결과를 바탕으로 인공관절을 설계한다면 인공관절로 인해 골 시멘트에 가해지는 최대응력을 줄이고 효과적인 응력분산 상태를 얻을 수 있게 된다. 단, 인공관절 삽입 전, 후에 피질골의 동일 부분에서 응력을 비교해보면 인공관절을 삽입하고 난 후의 최대 응력이 적게는 2배에서 최대 8배 이상까지 큰 것을 확인할 수 있으며, 삽입된 인공관절에서 역시 다른 부분보다 훨씬 큰 응력이 발생한다는 것을 알 수 있다. 즉, 원래의 상태일 때, 고관절에서 발생하는 대부분의 응력이 대퇴골의 피질골을 통해 흡수되는데 반해, 인공관절 삽입 후에는 발생하는 응력이 대부분 인공관절을 통해 흡수되기 때문에 피질골로 전달되는 힘은 줄어드는 것이다. 이것이 이미 잘 알려진 “응력 차단” (stress shielding) 현상이다 [12]. 응력차단 현상은 생리적으로 여러 가지 문제들을 야기하게 된다. 원래의 상태일 때, 적절한 힘을 받으며 골세포가 흡수되고 재생성 되는 정상적인 생체대사 활동이 인공관절 삽입으로 인한 갑작스런 응력 감소로 인하여 불안정하게 변하는 것이다. 이로 인한 골 흡수 (bone resorption)나 재생성 (bone remodeling) 현상으로 뼈의 밀도가 줄어들고 결국 인공관절의 해리 현상이나 골절 등을 유발할 수 있다. 즉, 응력 차단 현상이 일어나지 않고 인공관절에서 발생한 응력이 주변의 골 시멘트를 통해 피질골까지 효과적으로 전달되는 것은 인공관절 수술의 장기적인 성공에 매우 중요한 요인이 된다. 그러나 본 연구결과에

서 보듯이 인공관절의 형상 변화에 따라 정도의 차이만 있을 뿐, 스템 방식의 인공관절에서 응력 차단 현상은 필연적으로 발생하게 되며, 이 문제를 해결하기 위해서는 기존의 스템을 대퇴골의 내강에 삽입하는 방식이 아닌 새로운 개념의 인공관절이 필요하다. 실제로 응력 차단 현상을 방지하기 위해 스템의 길이를 극단적으로 짧게 디자인 하거나 대퇴골 내강에 스템을 삽입하는 방식이 아닌 인공관절에 대한 연구결과도 있다 [13]. 하지만 스템 방식의 인공관절은 이미 많은 연구를 통해 가장 안정적인 인공관절의 형태로 인정받은 것이며, 본 연구는 기본적인 스템 형태의 인공관절을 개발하기 위한 변수의 평가가 그 목적이므로 이로 인한 불가피한 응력 차단 현상은 논의로 하였다. 결과에서 확인 가능하듯이, 본 연구에서 설계한 인공관절은 대퇴골의 형상 특성 파라미터를 반영한 설계변수가 변화함에 따라 인공관절 주변의 기계적 환경이 변화하게 되며, 각 설계변수의 컨트롤을 통해 더 작은 크기의 응력이 더 고르게 분포하도록 하는 것이 가능하다. 이러한 결과는 인공관절의 최종형상을 결정하는데 유용한 참고자료로 사용될 수 있으리라 기대되며, 각 설계변수의 개별적인 변화에 따른 기계적 특성 분석은 차후 연구에서 다루어져야 한다고 사료된다.

REFERENCES

- [1] Jeffrey N Katz, "Total joint replacement In osteoarthritis," *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, vol. 25, no. 1, pp.145-153, 2006.
- [2] Makarand G. Joshi et al., "Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding," *Journal of Biomechanics*, vol. 33, no. 3, pp.1655-1662, 2000.
- [3] M.A. Perez et al., "A comparative FEA of the debonding process in different concepts of cemented hip implants," *Medical Engineering & Physics*, vol. 28, no. 6 pp.525-533, 2006.
- [4] Christopher M. Powers, Irving Y. Lee et al., "Effects of Distal Cement Voids on Cement Stress in Total Hip Arthroplasty," *The Journal of Arthroplasty*, vol. 13, no. 7, pp.793-798, 1998.
- [5] Blake Latham, T. Goswami, "Effect of geometric parameters in the design of hip implants paper IV," *Material and Design*, vol. 25, no. 3, pp.715-722, 2004.
- [6] Edward Ebramzadeh, Patricia L. Normand et al., "Long-term radiographic changes in cemented total hip arthroplasty with six designs of femoral components," *Biomaterials*, vol. 24, no. 19, pp.3351-3363, 2003.
- [7] Jin Ho Che, *Radiographic analysis of the size and shape of proximal*, M.D. thesis, Yonsei University, 2004.
- [8] E. Pyburn, T. Goswami, "Finite element analysis of femoral components paper III- hip joints," *Material and Design*, vol. 25, no. 8, pp.705-713, 2004.
- [9] A. Ramos, J.A. Simoes, "Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur," *Medical Engineering & Physics*, vol. 28, no. 9, pp. 916-924, 2005.
- [10] Katsuyuki Yamaguchi et al., "Effects of discontinuation as well as intervention of cyclic therapy with etidronate on bone

- remodeling after cementless total hip arthroplasty," *bone*, vol. 35, no. 1, pp.217-223, 2004.
- [11] J. Stolk, N. Verdonschot et al., "Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical tests," *Journal of Biomechanics*, vol. 35, no. 4, pp.499-510, 2002.
- [12] M. Pawlikowski et al., "Process of hip joint prosthesis design including bone remodeling phenomenon," *computers and structures*, vol. 81, no. 8, pp.887-893, 2003.
- [13] Peter S. Walker, "Innovation in total hip replacement - when is new better?" *clinical orthopaedics and related research*, vol. 381, pp.9-25, 2000.