

# 골시멘트 특성 및 스템 형상에 따른 시멘트 타입 인공관절의 생체역학적 평가

박흥석<sup>1</sup>, 전흥재<sup>2</sup>, 윤인찬<sup>1</sup>, 이문규<sup>1</sup>, 최귀원<sup>1</sup>

<sup>1</sup>한국과학기술연구원(KIST) 의과학연구소, <sup>2</sup>연세대학교 기계공학부

## Biomechanical Evaluation of Cement type hip Implants as Conditions of bone Cement and Variations of Stem Design

H. S. Park<sup>1</sup>, H. J. Chun<sup>2</sup>, I. C. Youn<sup>1</sup>, M. K. Lee<sup>1</sup>, K. W. Choi<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Biomedical Research Center, Korea Institute of Science and Technology(KIST)

<sup>2</sup>Department of Mechanical Engineering, Yonsei University, Korea

(Received January 24, 2008. Accepted April 10, 2008)

### Abstract

The total hip replacement (THR) has been used as the most effective way to restore the function of damaged hip joint. However, various factors have caused some side effects after the THR. Unfortunately, the success of the THR have been decided only by the proficiency of surgeons so far. Hence, It is necessary to find the way to minimize the side effect caused by those factors.

The purpose of this study was to suggest the definite data, which can be used to design and choose the optimal hip implant. Using finite element analysis (FEA), the biomechanical condition of bone cement was evaluated. Stress patterns were analyzed in three conditions: cement mantle, proximal femur and stem-cement contact surface. Additionally, micro-motion was analyzed in the stem-cement contact surface. The 3-D femur model was reconstructed from 2-D computerized tomography (CT) images. Raw CT images were preprocessed by image processing technique (i.e. edge detection). In this study, automated edge detection system was created by MATLAB coding for effective and rapid image processing. The 3-D femur model was reconstructed based on anatomical parameters. The stem shape was designed using that parameters.

The analysis of the finite element models was performed with the variation of parameters. The biomechanical influence of each parameter was analyzed and derived optimal parameters. Moreover, the results of FEA using commercial stem model (Zimmer's VerSys) were similar to the results of stem model that was used in this study. Through the study, the improved designs and optimal factors for clinical application were suggested. We expect that the results can suggest solutions to minimize various side effects.

**Key words :** Total hip replacement, Implant, Finite element analysis, stem, femur, CT

### 1. INTRODUCTION

인공고관절을 이용한 고관절 치환술 (Total hip replacement, THR)은 거의 대부분의 고관절 질환에 대하여 통증 완화와 운동범위를 회복시키는데 가장 일반적이고 효과적인 치료방법으로 인정받고 있으며 1960년대 초 현재 사용하고 있는 것과 같은 개념의 인공고관절이 개발된 이후 현재까지도 전세계적으로 매년 약

300,000 명의 환자가 시술받고 있는 치료 방법이다 [1]. 그 중 시멘트 타입 인공고관절의 가장 직접적인 실패원인은 스템의 해리현상 (Aseptic loosening)으로 알려져 있다[2,3]. 즉, 인공관절을 감싸고 있는 주변의 골조직이나 시멘트의 파손이 스템의 미세 거동 (Micro-motion)을 유발하고 구속력을 약화시키게 되며, 특히 시멘트 맨틀의 파손으로 인한 파편(Debris)은 골용해 (Osteolysis)를 유발하는 생물학적 요인으로 작용하여 골조직 약화를 더욱 심화시킨다 [4,5]. 약화된 골조직은 스템의 미세 거동을 점차 심화시키고, 시멘트 맨틀 내에서 발생한 파손 (Crack)은 시간이 지남에 따라 스템-시멘트 접촉면 쪽으로 점차 확산 및 심화되어 접촉면의

Corresponding Author : 최귀원  
서울시 성북구 하월곡동 39-1 한국과학기술연구원 의과학연구소  
Tel : +82-2-958-5921 / Fax : +82-2-958-5909  
E-mail : choi@kist.re.kr  
본 연구는 2007년도 산업자원부지정 핵심연구개발사업 실버의료기기 핵심기술개발 연구비에 의하여 연구되었음. (과제번호: 10022725)

분리현상 (Debonding)을 유발한다[6]. 이렇게 다양하고 복합적인 인공관절의 실패 요인들에 대해 지금까지 이루어졌던 다양한 연구들은 시멘트와 골조직이 받는 과도한 응력의 집중이나 불균형에 따른 피로 누적 등을 인공관절 실패의 최초 원인으로 밝히고 있으며[7-9], 이를 사전에 예측하고 그에 따른 부정적 영향을 최소화 하는 것은 인공관절의 실패 가능성을 최소화 하는데 가장 기본적인면서도 중요한 문제가 될 수 있다. 기본적으로 환자의 골 상태나 환자에게 적합한 인공관절을 설계하고 선택하는 문제, 골시멘트 사용 환경 등과 같은 다양한 사항에 대해 고려가 이루어지지만 현재까지 이에 대해서 정량화된 데이터가 부족한 것이 현실이며 대부분 시술자의 경험이나 숙련도에 의존하는 경우가 많다. 따라서 시술자의 숙련도에 관계없이 시술 결과의 재현성을 보장하기 위해서는 사전 고려 요인에 대한 수치화된 데이터가 필수적이다. 본 연구에서는 유한요소분석 (Finite element analysis)을 통해 시멘트 타입 인공고관절의 설계나 시멘트 사용 환경에 대한 정량화된 데이터를 제시하는데 그 목적을 두고 있으며, 이를 위해 관절 전치환술 결과에 영향을 미치는 것으로 알려진 다양한 요인 중 사전에 예측과 평가가 가능한 3가지 요인을 변수로 선정하고 이들 변수의 변화에 대해 골조직과 시멘트 그리고 스템-시멘트 접촉면에서의 응력 발생 패턴 및 집중 정도와 같은 역학적 특성을 분석하였다[10].

도출을 위해 2차원 영상을 이용한 3차원 골형상 재구성 방법을 이용하였다. 구체적으로는 임상에서 일반적으로 이용되고 있는 컴퓨터 단층 촬영 (Computer tomography, CT) 영상을 기본으로 하여 각 섹션 별 골격 형상 단면의 내·외측 윤곽선 (Inner and Outer Contour)을 추출하고 이를 기반으로 3차원 볼륨 모델을 생성하였다. 그러나 디지털화 된 단층 촬영 영상은 기본적으로 흰색부터 검은색 사이를 명도에 따라 구분한 256단계의 그레이 스케일 (Gray scale)로 구성된 2차원 이미지로써 이를 통해 골형상의 윤곽 데이터와 같은 의미 있는 데이터를 얻기 위해서는 별도의 영상처리 (Image processing) 과정이 요구된다. 영상처리 차원에서 윤곽 (Edge)은 '영상을 특징짓는 선 요소' 정도로 정의할 수 있으며, 일반적으로 색과 명도에 급격한 변화가 있는 경우로 예측될 수 있기 때문에 이를 추출하기 위한 방법으로 함수의 변화분을 취하는 미분 개념이 이용된다. 본 연구에서는 다양한 윤곽 추출 알고리즘 중 영상처리의 속도가 빨라 가장 일반적으로 이용되는 Roberts 알고리즘을 이용하였다.

일반적으로 임상에서 진단용으로 사용되는 단층촬영 영상은 2~5mm 간격으로 촬영되며 연구 목적인 경우 1mm 간격으로 촬영되기도 한다. 즉, 인공고관절 해석에 필요한 대퇴골 근위부 20cm 정도를 3차원으로 모델링 하기 위해서는 대략 100장 이상의 영상에 대해 영상처리가 필요하게 된다. 따라서 각 영상에 대해 개별적으로 영상처리를 수행하는 것은 상당한 시간이 소요되며 비효율적일 수밖에 없다. 따라서 본 연구에서는 한 번 설정한 동일한 기준으로 다수의 영상을 한꺼번에 자동으로 영상처리 할 수 있도록 MATLAB 7.0을 통하여 윤곽선 자동 추출 시스템을 구현하였다. 구현된 자동화 시스템은 '효율적이고 신속한 윤곽 추출을 위해 초기 단층촬영 영상 (Raw CT image)의 대비 (Contrast)를 극대화 시키는 단계, 영상 내에서 실제 윤곽추출이 일어나는 범위를 선정하는 단계, 영

## II. METHOD

### A. CT image 기반의 대퇴골 형상 모델링

일반적으로 대퇴골을 비롯한 관절 부위는 그 형상의 굴곡이 매우 심할 뿐 아니라 불규칙하고 개인적 편차가 심하기 때문에 이를 수치화 하여 모델링 하는데 한계를 가질 수밖에 없으며 형상의 사실적인 표현이 어렵다. 따라서 본 연구에서는 보다 정확한 골 형상

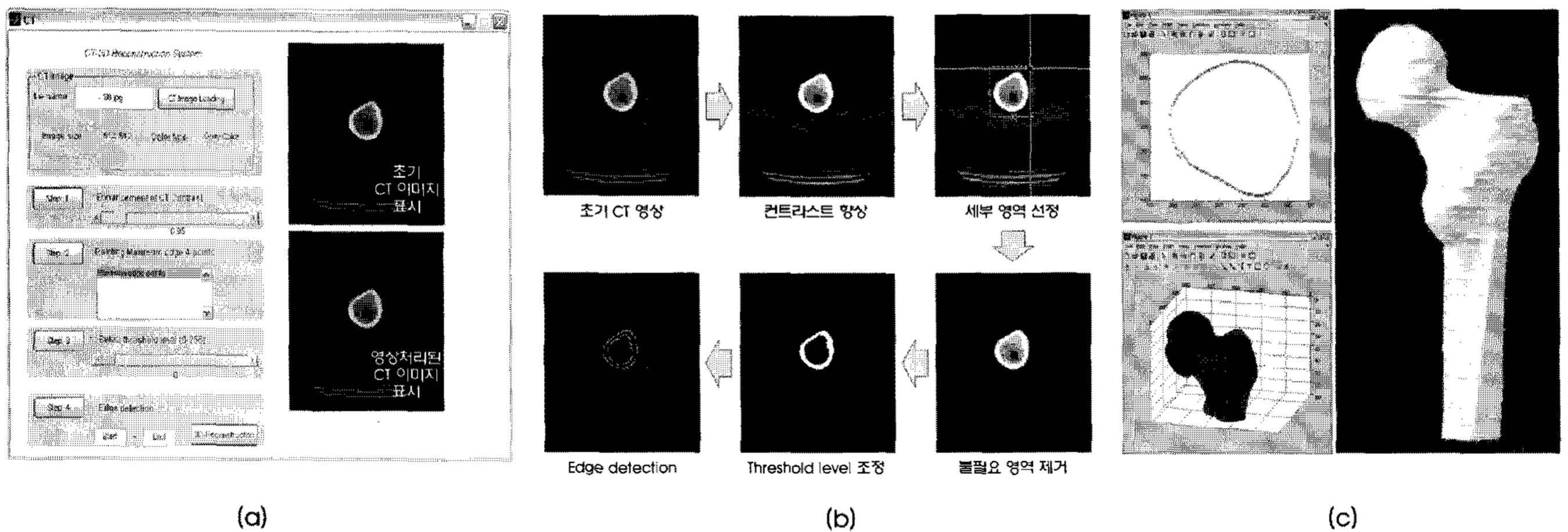


그림 1. 자동 외곽선 추출 시스템 메인 화면(a), 자동화 시스템을 이용한 외곽선 추출 과정(b), MATLAB과 CATIA를 이용한 샘플 CT 데이터의 2차원 외곽선 추출 및 3차원 형상 재구성(c)

Fig. 1. Main panel of automated edge detection system using MATLAB 7.0(a), Schematics of edge detection processing using automated edge detection system(b), 2D Contour and 3D shape reconstruction from sample CT data using MATLAB and CATIA(c)

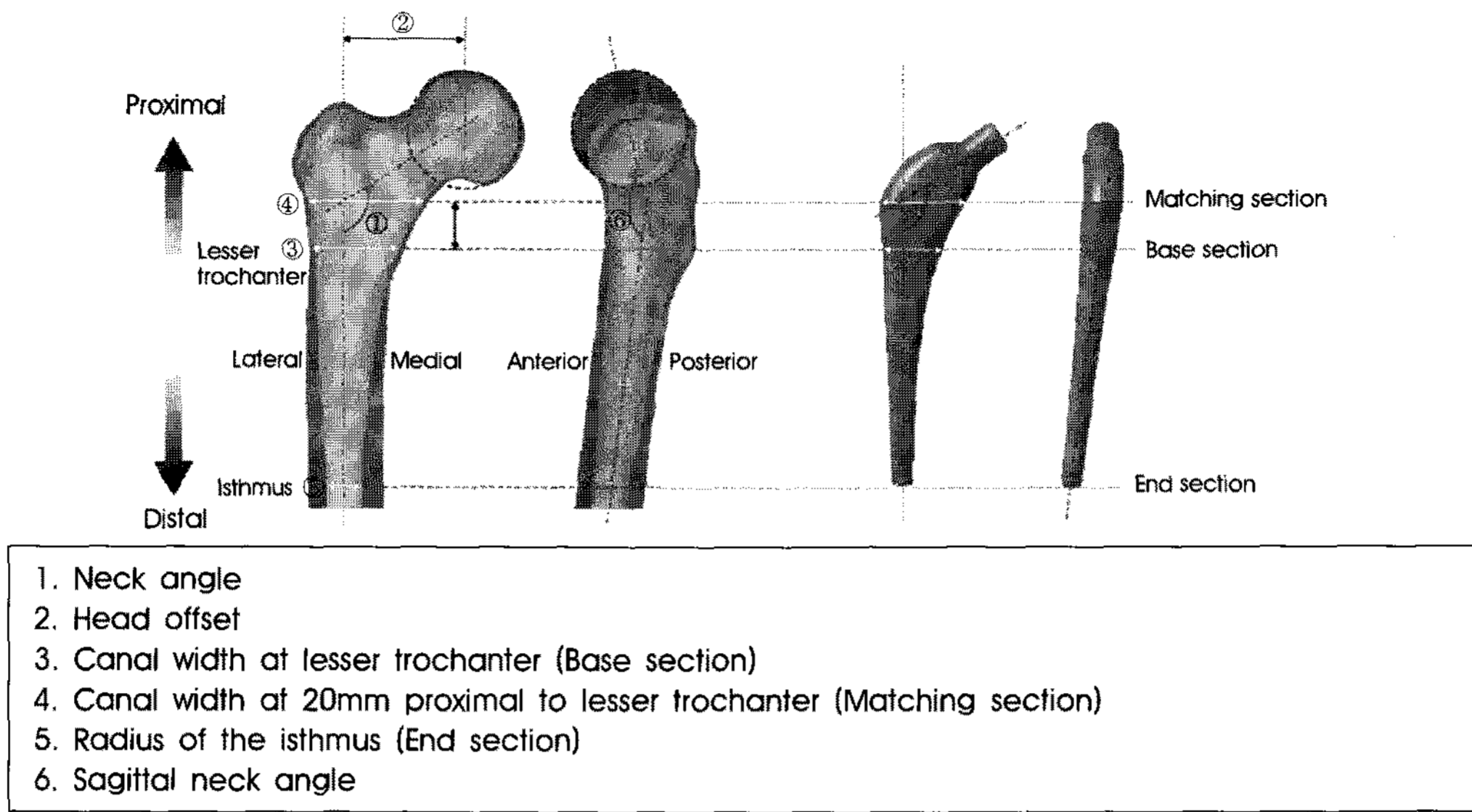


그림 2. 대퇴골의 해부학적 파라미터 및 대응 설계변수를 이용한 스템 형상 디자인  
 Fig. 2. Anatomical parameters of femur and stem design from corresponding design variables

상에서 윤곽으로 인식하여 검출할 문턱값(Threshold level)을 지정하는 단계 등을 거쳐 최종적으로 대퇴골의 각 섹션 별 윤곽 데이터를 추출하게 된다. 윤곽선 검출 알고리즘을 통해 얻어진 각 섹션 별 대퇴골 윤곽 좌표 데이터는 텍스트 형식으로 출력되며 이를 CATIA (Dassault system, V5R14)를 이용하여 3차원 형상으로 재구성하였다 (Fig 1).

**B. 대퇴골 형상 파라미터를 이용한 인공고관절 모델링**

개별적으로 고유한 대퇴골 형상 특성에 적합한 스템을 디자인하거나 시멘트 사용 환경 변화에 따른 생체역학적 분석을 위해 대퇴골 형상에 기초한 인공관절의 모델링은 필수적이다. 이는 또한 대퇴골 내강 (Canal)에 대한 인공관절의 정합성 문제를 고려할 수

있는 기본적인 방법이기도 하다. 이를 위해서 먼저 수치화 가능한 대퇴골 근위부의 형상 특성 파라미터 6가지를 선정하였으며 (Fig 2), 본 연구에서는 그 중 스템의 형상을 결정하는데 필요한 대퇴골 협부 (Isthmus)와 소전자 (Lesser trochanter), 그리고 소전자 근위 20mm 부분의 대퇴골 내강 너비를 각각 설계될 인공관절의 엔드 섹션, 베이스 섹션, 매칭 섹션 (End section, base section, matching section)으로 정의하고 이를 이용하여 인공관절 (Stem)의 기본 형상을 디자인 하였다. 설계된 인공관절의 전체적인 형상은 현재 상용화 되어 일반적으로 사용되고 있는 모델과 유사한 형태를 가지도록 하였다.

설계에 이용된 인공관절의 각 섹션 별 상세 파라미터를 보면, 먼저 엔드 섹션의 경우 전후 (Anterior-posterior, AP) 및 좌우

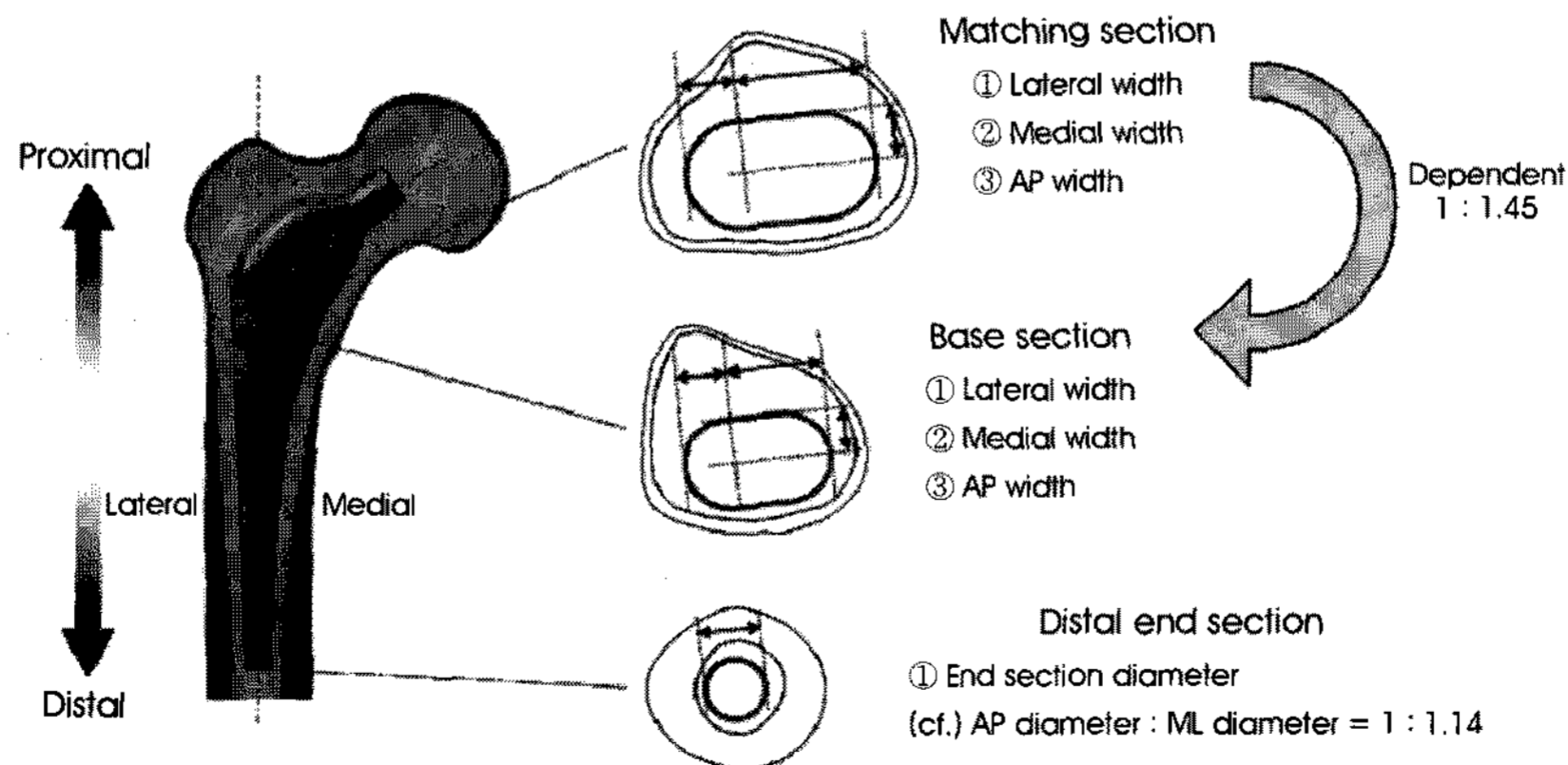


그림 3. 스템 각 섹션의 상세 파라미터  
 Fig. 3. Specific parameters of each section of stem

표 1. 스템, 대퇴골, 시멘트 물성조건

Table 1. Material properties of the stem, femur and bone cement

| Material            | Elastic modulus (MPa) | Poisson's ratio |
|---------------------|-----------------------|-----------------|
| Implant (Ti-6Al-4V) | Rigid body            | -               |
| Cortical bone       | 11000                 | 0.4             |
| Cancellous bone     | 2100                  | 0.3             |
| Bone cement (PMMA)  | 2600                  | 0.3             |

(Medial-lateral, ML) 방향의 골수강 너비가 약 1 : 1.14의 비율을 가진다는 통계학적 연구 결과에 따라 원형으로 보간하였다. 마찬가지로 근위 대퇴골의 형상 특성에 대한 통계학적 연구결과에 따르면 소전자 부분과 소전자 근위 20mm 부분의 골수강 너비는 약 1 : 1.45의 비율을 가지는 것으로 알려져 있다[11] 따라서 인공관절 설계 시 이 부분에 해당하는 베이스 섹션과 매칭 섹션 역시 이러한 비율을 적용하여 매칭 섹션은 베이스 섹션의 너비에 대해 40% 증가된 수치를 가지며 종속적으로 변화하도록 디자인 하였다 (Fig 3). 인공관절 주변의 골시멘트는 전체적으로 인공관절과 동일한 형상을 가지면서 스템 주변을 일정한 두께로 감싸는 것으로 모델링하였다. 모델링된 각각의 대퇴골, 골시멘트, 인공관절은 CATIA (V5R14, Dassault system)를 통해 인공관절이 대퇴골 내강에 시멘트와 함께 삽입되어 고정된 상태를 구현하였으며 2차원 방사선 영상과 정형외과 임상치의 조언을 바탕으로 각 방향의 정합상태를 확인하였다.

### III. FINITE ELEMENT MODELING

3차원 모델링 된 대퇴골 및 시멘트 형상은 상용 요소망 자동 생성 전처리 소프트웨어 하이퍼메쉬 (Hypermesh, Altair)를 이용하여 8절점의 6면체 요소망으로 유한요소 모델링 하였다. 대퇴골은 약 15000개의 요소망과 21000개의 절점으로 구성되며, 시멘트는 약 4600개의 요소망, 7100여개의 절점으로 구성된다. 인공관절의 경

우 물성을 강체 (Rigid body)로 모델링하기 위해 2차원의 4절점 요소망으로 모델링 하였으며 약 3200개의 요소망으로 이루어졌다.

해석을 위한 물성조건은 table 1과 같다. 인공관절의 스템 재질로는 금속 합금이 가장 폭넓게 사용되는데 이들의 탄성계수는 190~220GPa 정도로 골조직이나 시멘트에 비해 10~20배 이상 크며, 본 연구에서의 응력 및 변형에 대한 주요 관심영역이 시멘트와 골조직, 스템-시멘트 접촉면 등이기 때문에 모델링의 효율성을 위해 인공관절은 강체로 모델링 하였다. 골조직과 시멘트의 물성은 참고문헌을 통해 적용하였으며 각각의 물성은 등방성 및 등질성으로 가정하였다[12].

접촉조건은 경우 일부 연구에서 해석의 편의를 위해 스템-시멘트 접촉면을 완전 접촉 (Perfect bonding) 조건으로 모델링 하는 경우가 있으나, 실제 인공관절-시멘트 접촉면에서는 마찰계수가 존재하며 미세거동 (Micro-motion)이 발생한다는 것이 실험적으로 증명된 바 있어 인공관절과 시멘트 접촉면에서는 마찰계수를 적용하는 것이 일반적이다[13,14]. 본 연구 역시 마찰계수를 고려한 면 접촉 (Contact surface) 조건을 적용하였으며 마찰계수는 참고문헌에서 제시하고 있는 0.2를 사용하였다. 이외에 치밀골과 망상골은 물성의 차이를 가지지만 결국 하나의 골조직 이므로 이에 대해서는 완전접촉 조건을 적용하였으며 망상골과 골시멘트의 접촉면 역시 완전 접촉조건을 적용하였다 (Fig 4).

하중조건은 경우 고관절 관련 연구에서 가장 일반적으로 사용되는 두 가지 힘 요소 (Hip force, abducting force)를 각각 스템 헤

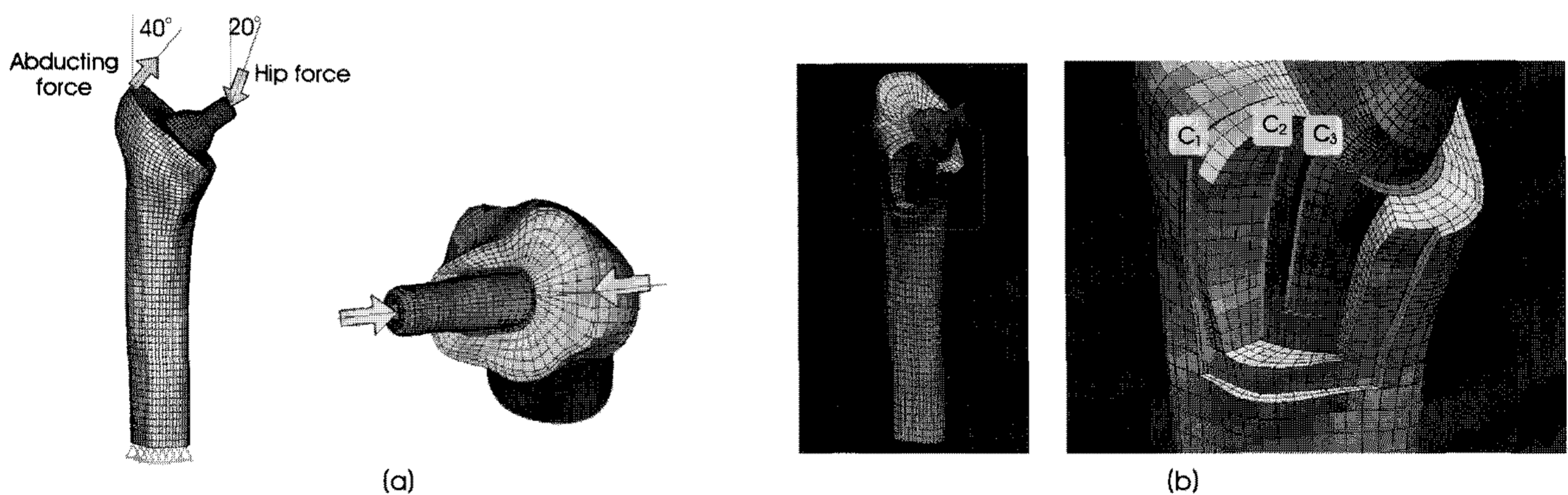


그림 4. 하중(a) 및 접촉(b) 조건  
Fig. 4. Schematics of loading(a) and contact(b) condition used in this study

드와 대전자 (Great trochanter) 부분에 적용하였다. 또한 해석 시 하중에 대한 전체적인 구조의 고정을 위해 대퇴골 원위 (Distal) 말단부분의 6자유도는 완전 구속하였다.

#### IV. RESULTS

본 연구에서는 시멘트의 두께와 물성 그리고 스템의 근위부 및 원위부 형상 파라미터 변화에 따른 골조직과 시멘트, 그리고 스템-시멘트 접촉면에서의 응력 발생 패턴 및 상대변위와 같은 역학적 특성을 분석하였다.

시멘트 타입 인공관절의 생체역학적 분석에서 가장 중요하게 고려되는 요소는 크게 3가지 정도로 분류할 수 있다. 시멘트 파손 가능성을 줄이기 위한 응력 최소화 문제, 골조직 괴사를 유발할 수 있는 응력 차폐 현상이나 불균형의 최소화 문제, 그리고 마지막으로 스템의 구속력이나 해리현상을 줄이기 위한 스템-시멘트 접촉면 특성에 대한 분석이 그것이다. 이와 같은 고려 기준에 의해 시멘트 맨틀에서는 일반적인 응력 분석에 이용되는 폰 미세스 응력 (Von mises stress)을 관찰하였으며 골조직의 경우 골수강 내부에서 대퇴골의 바깥쪽 방향으로 작용하는 주응력 성분을 대상으로 분석하였다. 이는 대퇴골의 전체적인 형상이 실린더 형태임에 따라 상하 방향 응력 성분 보다는 내부 표면에서 바깥쪽 방향으로 작용하는 인장 응력에 더 취약하기 때문이다. 또한 스템-시멘트 접촉면 특성에 대해서는 인공관절의 고정 상태 및 해리현상에 직접적으로 영향을 미치는 접촉면에서의 상대변위와 전단응력을 평가함으로써 접촉면에 대한 거동을 분석하였다. 기본적으로 상기에서 언급한 각 응력 성분이나 상대변위는 그 값을 최소화 하는 것이 생체역학적으로 바람직하지만 골조직의 경우 응력의 불균형이 심해지거나 0에 근접한 응력이 가해질 경우 울프의 법칙 (Wolff's law)에 따라 골괴사를 유발할 수 있으므로 관심영역 전체에서 발생하는 응력의 평균값에 대한 최대 응력의 비로써 정의되는 응력 집중 계수를 함께 분석하였다[15]. 이상에서 언급한 사항들에 대한 결과 분석을

위해 먼저 특정 단면에 대한 결과 분석을 통해 각 파트 별로 응력 변화가 가장 두드러지게 나타나는 지점을 선정하였다. 그 결과 대퇴골의 외측면 보다 내측면의 결과 변화가 두드러졌으며 이를 기반으로 대퇴골 내측으로 근위부와 원위부를 잇는 축방향을 따라 총 10개의 관심영역을 선정하였다. (Fig 5).

##### A. 골시멘트 두께 변화에 대한 분석

일반적으로 스템 주변 시멘트의 두께가 얇아질수록 시멘트에 집중되는 응력이 증가하여 파손 가능성은 높아진다는 연구 결과가 있다[16]. 그러나 이는 단순히 시멘트만을 고려한 결과이며 시멘트의 두께 변화에 따른 주변 골조직과 접촉면에서 발생하는 역학적 현상에 대해서는 정량화된 연구 결과가 부족한 것이 사실이다. 본 연구에서는 시멘트 두께 변화에 따른 시멘트 및 골조직, 스템-시멘트 접촉면에서의 역학적 거동을 분석하였다. 시멘트의 두께는 1.0mm부터 2.5mm까지 0.5mm 단위로 변화시켰으며 시멘트의 유무에 따른 영향을 분석하기 위해 시멘트를 사용하지 않는 경우에 대해서도 해석을 수행하였다 (Fig 6).

시멘트의 두께 변화에 따른 시멘트 맨틀에서의 응력분석 결과 전체적인 응력 발생 패턴은 서로 유사한 경향을 나타냈으며 스템의 원위 중간 부분인 섹션  $M_7 \sim M_8$  부분에서 최대 응력이 발생하는 것을 확인할 수 있었다. Fig 7는 시멘트 두께 변화에 따라 시멘트 맨틀에서 발생하는 응력의 최대값을 대퇴골의 근위부에서 원위부에 이르는 축방향을 따라 도시한 것이다. 결과를 보면 스템 주변의 시멘트 두께가 1.0mm에서 2.5mm로 증가할수록 시멘트가 받는 최대 응력 약 8.9MPa에서 7.9MPa로 11% 가량 감소하는 것을 볼 수 있었으며 변화폭은 상하방향의 양끝단에서 보다는 중간 지점인 관심영역  $M_4 \sim M_8$  에서 두드러졌다. 이는 스템이 이식된 대퇴골 전체 구조의 휨 변형에 대한 굽힘응력 집중에 의한 것으로 판단된다. 앞서 언급했던 것과 같이 시멘트에서 발생하는 응력은 최소화 시키는 것이 인공관절의 장기적인 안정성 확보 측면에서 바람직한 것으로 인식된다. 시멘트의 파단 강도는 약 40MPa 정도로서 본

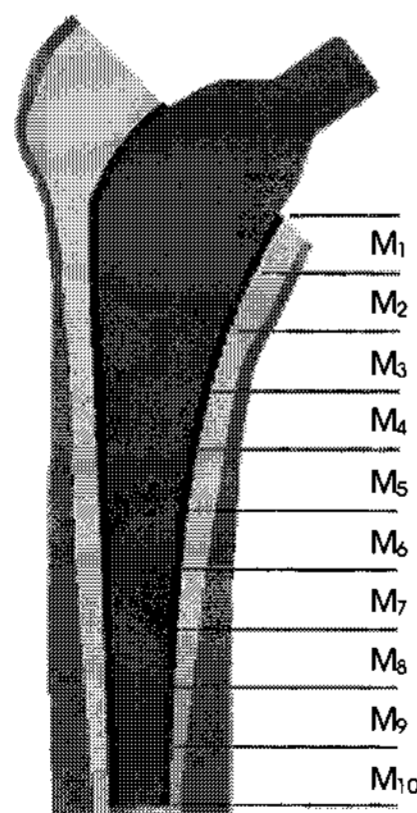


그림 5. 대퇴골 내측면의 관심영역  
Fig. 5. Regions of interest along the medial side of femur

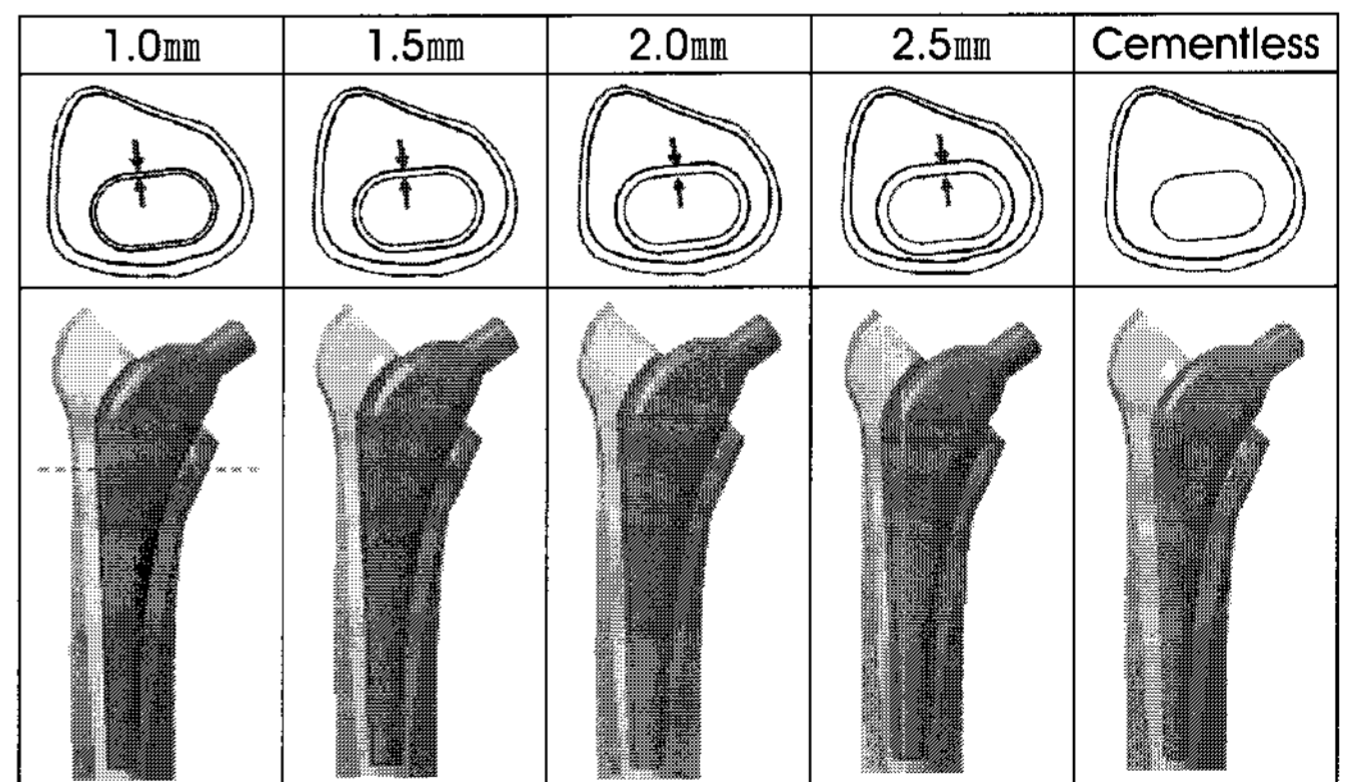


그림 6. 대퇴골 근위부(소전자)에서의 시멘트 두께 변화  
Fig. 6. Variations of cement thickness around stem at proximal section (lesser trochanter) of femur

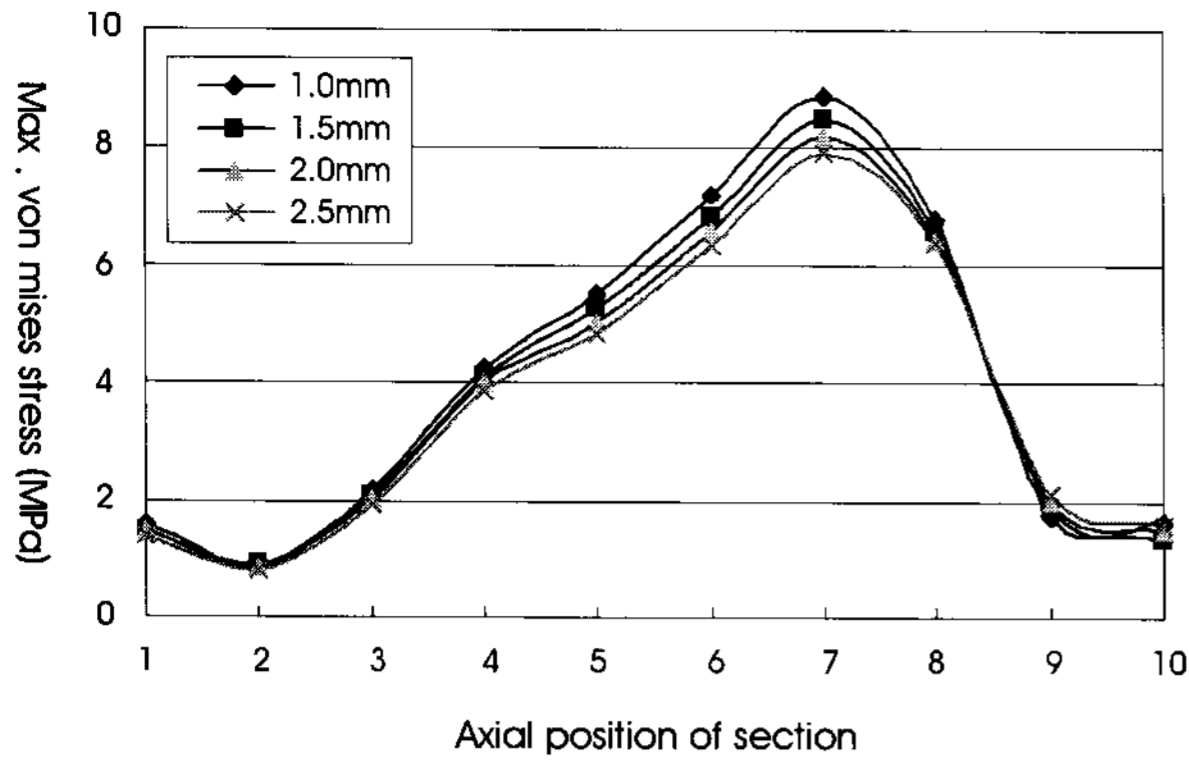


그림 7. 골시멘트 두께 변화에 따른 대퇴골 내측면 부분 시멘트 맨틀에서의 최대 응력(Von Mises stress) 응력 분포

Fig. 7. Maximum Von Mises stress distributions in the bone cement mantle along axial position of femur as a variation of thickness of bone cement

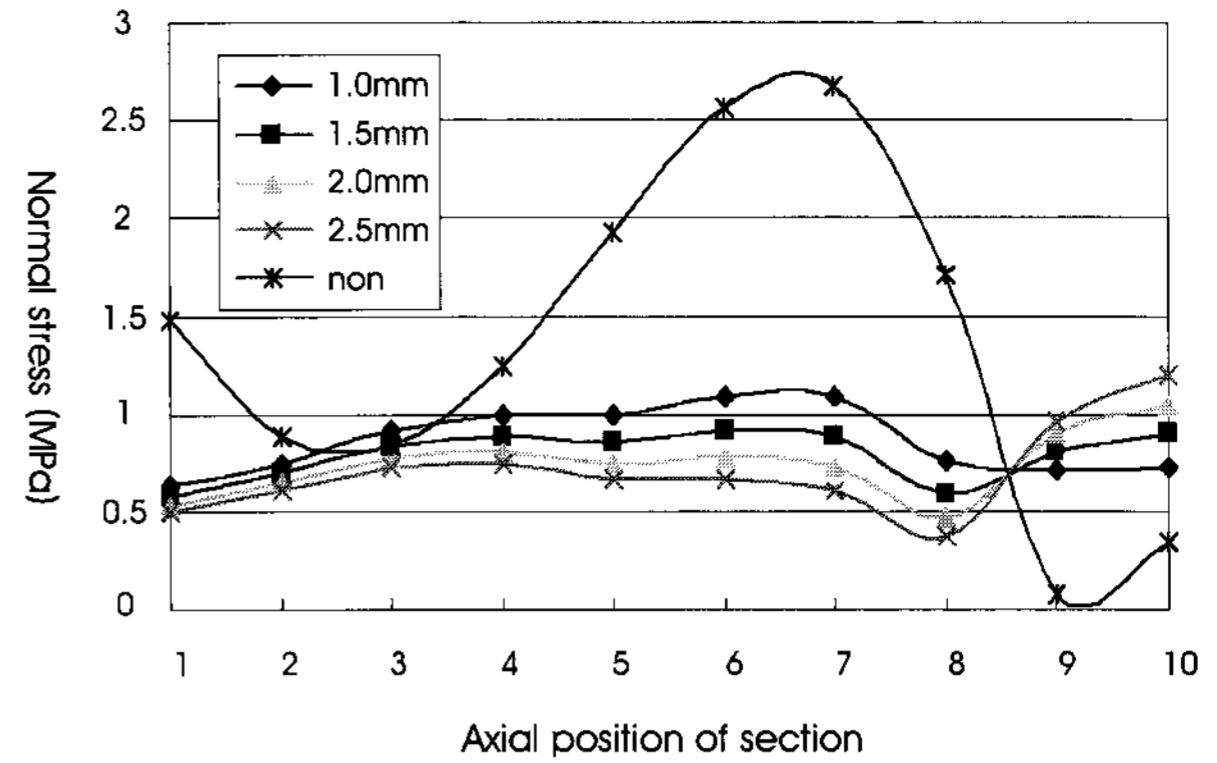


그림 8. 골시멘트 두께 변화에 따른 대퇴골 내측면에서의 최대 응력(Normal stress) 분포

Fig. 8. Maximum normal stress distributions in the bone along axial position of femur as a variation of thickness of bone cement

해석결과에서 도출된 9MPa 정도의 응력은 이러한 파손 기준의 23%에 불과한 수준이지만 10년 이상의 장기간 사용 시간을 고려한다면 발생 응력을 최소화 하는 것이 파손 가능성을 줄일 수 있는 가장 기본적인 고려 조건이 될 수 있다.

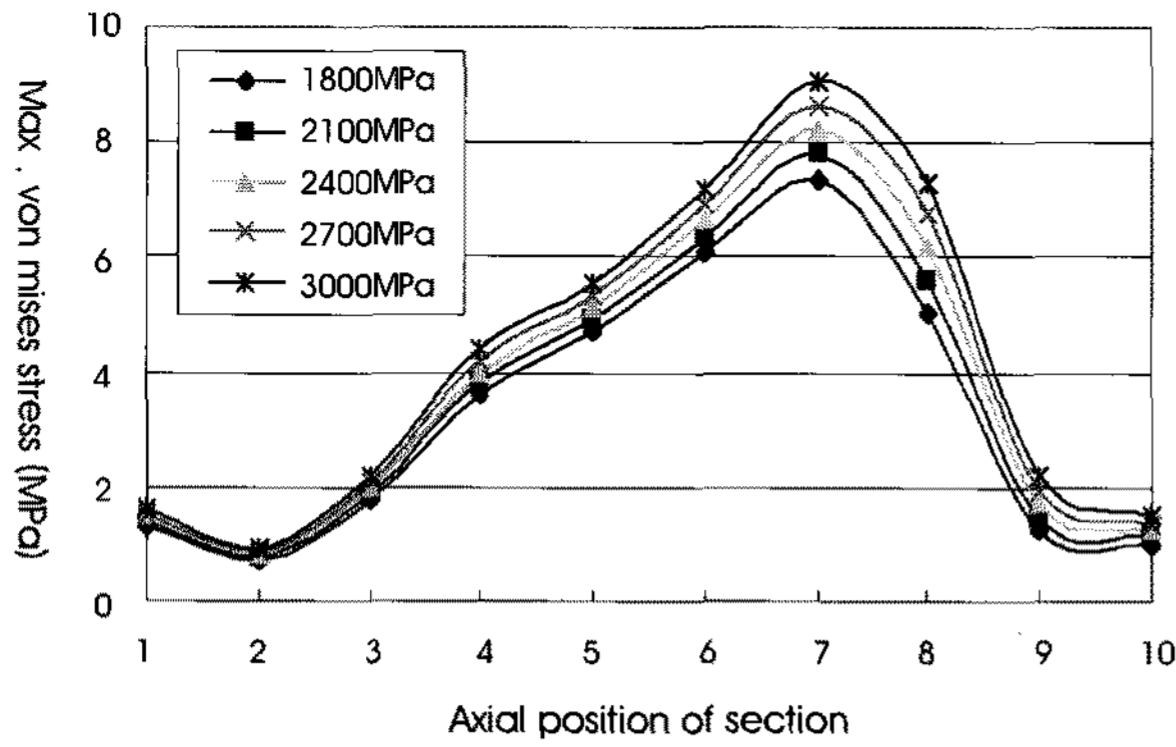
다음은 골조직에서의 응력 분석 결과이다. 앞서 언급한 것과 같이 골조직은 그 형상 특성상 횡방향 응력에 더 취약한 특성을 가지며 따라서 골수강 내부에서 바깥쪽으로 작용하는 인장성분의 주응력을 주요 고려 대상으로 하였다. 해석 결과 가장 두드러지는 점은 시멘트를 사용할 경우와 그렇지 않은 경우에 골조직에서 발생하는 응력 변화 패턴이다. 시멘트를 사용 사용하지 않은 경우 발생하는 최대 응력은 약 2.8MPa로 시멘트를 사용한 경우 동일 지점에서 발생하는 최대 응력의 약 2.5배에 달한다. 마찬가지로 시멘트를 사용하지 않을 경우 대퇴골 원위부 끝단 ( $M_0$ )에서는 거의 0에 가까운 응력이 발생하여 대퇴골 중간 지점에서 응력의 집중이 극심함을 알 수 있다 (Fig 8). 이러한 현상은 골조직에 하중이 가해지면 골생성이 일어나고 하중이 가해지지 않을 경우 골흡수가 일어난다는 울프의 법칙에 의하여 고려될 수 있다. 골조직에서 0에 근접한 응력이 발생한다는 것은 해당 부분에 거의 힘이 가해지지 않는다는 것을 의미하며 이는 응력이 가해질 때 일어나는 골조직의 내성장을 막아 골흡수를 유발하여 스템의 고정력을 약화시키는 원인이 될 수 있다. Fig 8의 결과에서 나타난 것처럼 시멘트의 사용은 대퇴골에서의 응력 집중과 대퇴골 원위부에서 발생하는 골흡수 현상을 현저하게 완화시킬 수 있으며 골수강 내부에서 바깥쪽으로 작용하는 주응력을 크게 감소시켜 골조직 파손을 방지할 수 있는 방법으로 사용될 수 있음이 확인되었다. 다음으로 적용된 시멘트의 두께 변화에 대한 응력 변화를 보면 전체적으로는 시멘트의 두께가 증가할수록 응력은 감소하였으나 대퇴골 원위부 끝단에서는 역으로 증가하는 경향을 보인다. 즉 시멘트의 두께 변화에 따라 대퇴골의 근위부를 비롯한 중간부분과 원위부에서의 응력 집중 정도

는 서로 다르게 나타나며 이러한 응력 차이를 최소화 하는 시멘트 조건을 찾기 위해 전체 응력의 평균값과 최대값의 비로써 응력 집중 정도를 분석하였다[17]. 그 결과 시멘트 두께가 2.5mm일 경우 응력 집중도는 1.70으로 가장 크게 나타났으며 1.5mm일 경우 1.15로 가장 작은 값을 보였다. 즉, 응력의 집중도 차원에서 본다면 시멘트의 두께는 1.5mm일 경우 대퇴골 전체에 응력이 가장 고르게 분포하는 것을 알 수 있다. 즉, 이러한 결과는 시멘트의 두께가 두꺼울수록 시멘트맨틀에서의 응력은 최소화 되어 유리하다는 시멘트 차원에서의 응력 분석 결과와는 조금 다른 것이다. 기존의 연구에서도 시멘트의 두께가 얇을수록 시멘트의 파손 가능성이 높아 바람직하지 못한 것으로 밝히고 있는데 이는 골조직에서 발생하는 생체역학적 현상은 제대로 고려되지 않고 있음을 나타낸다.

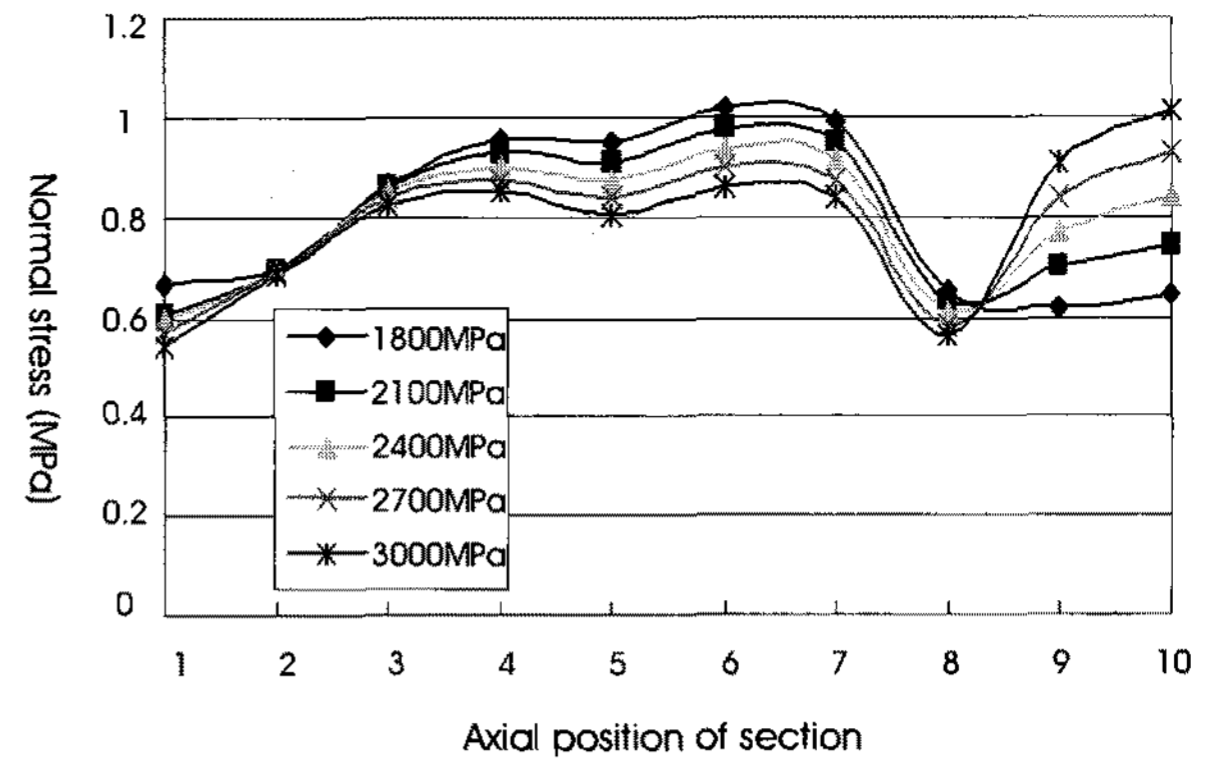
마지막으로 시멘트 두께 변화에 따른 접촉면의 거동에 대해서 분석하기 위해 스템-시멘트 접촉면에서의 상대 변위와 접촉면에서 발생하는 전단응력을 관찰하였다. 먼저 접촉면 변위는 면접촉 조건을 가지며 서로 맞닿아 있는 스템과 시멘트의 상대적인 미세 거동을 의미하며 이는 접촉면에서 발생하는 전단응력과 함께 스템의 해리현상을 야기 시키는 가장 큰 원인이 되므로 이에 대한 고려가 필요하다. 분석 결과 접촉면의 상대 변위와 전단응력은 모두 대퇴골의 중간지점에서 가장 크게 작용하는 것을 확인할 수 있었지만 시멘트의 두께 변화에 따라 특별한 변화 경향을 나타내지는 않았다. 즉 시멘트의 두께 변화는 골조직과 시멘트 맨틀 자체에는 유효한 영향을 미치지 않지만 접촉면 거동에 대해서는 유의할만한 영향을 미치지 않음을 확인할 수 있었다.

**B. 골시멘트 물성 변화에 대한 분석**

다음으로 특정 시멘트 두께 (1.5mm)에 대하여 골시멘트의 탄성강도 변화에 따른 시멘트 맨틀과 골조직, 접촉면에서의 역학적 특성을 시멘트 두께 변화에 대한 결과 분석과 동일한 방식으로 수행



**그림 9.** 골시멘트의 영계수 변화에 따른 대퇴골 내측면 부분 시멘트 맨틀에서의 최대 응력(Von Mises stress) 분포  
**Fig. 9.** Maximum Von Mises stress distributions in the bone cement mantle along axial position of femur as a variation of Young's modulus of bone cement

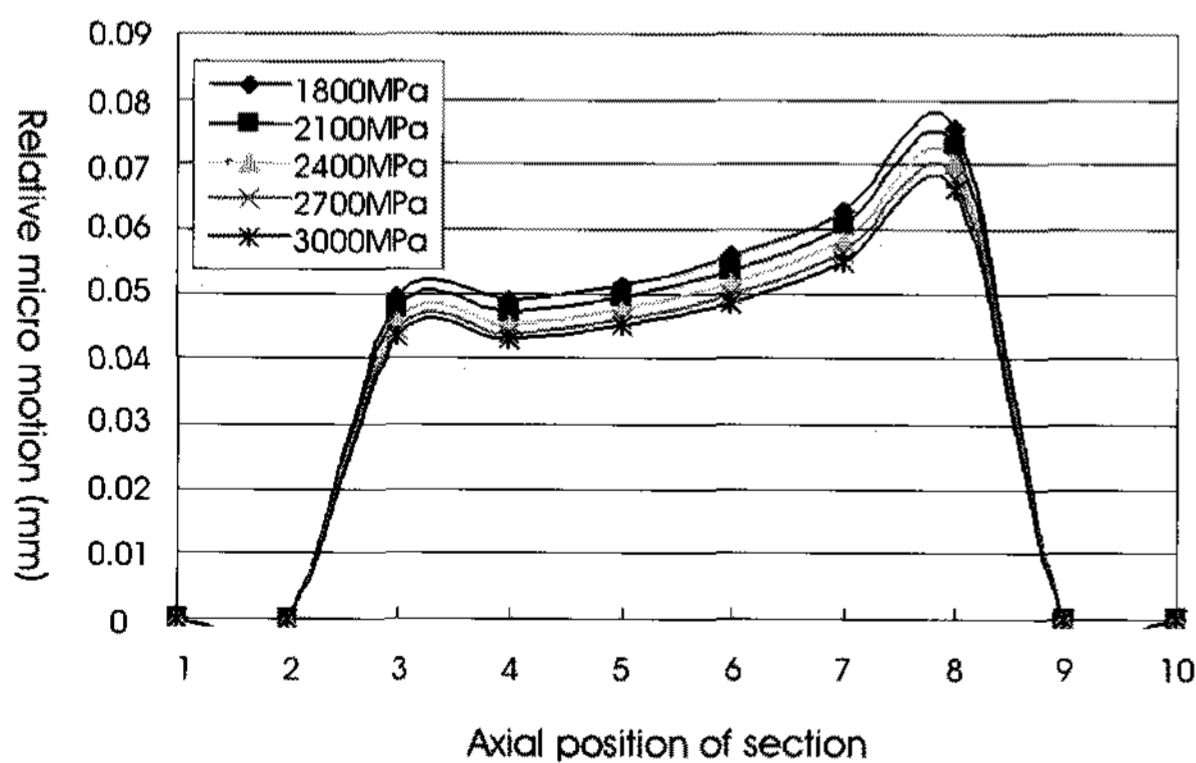


**그림 10.** 골시멘트의 영계수 변화에 따른 대퇴골 내측면에서의 최대 응력(Normal stress) 분포  
**Fig. 10.** Maximum normal stress distributions in the bone along axial position of femur as a variation of Young's modulus of bone cement

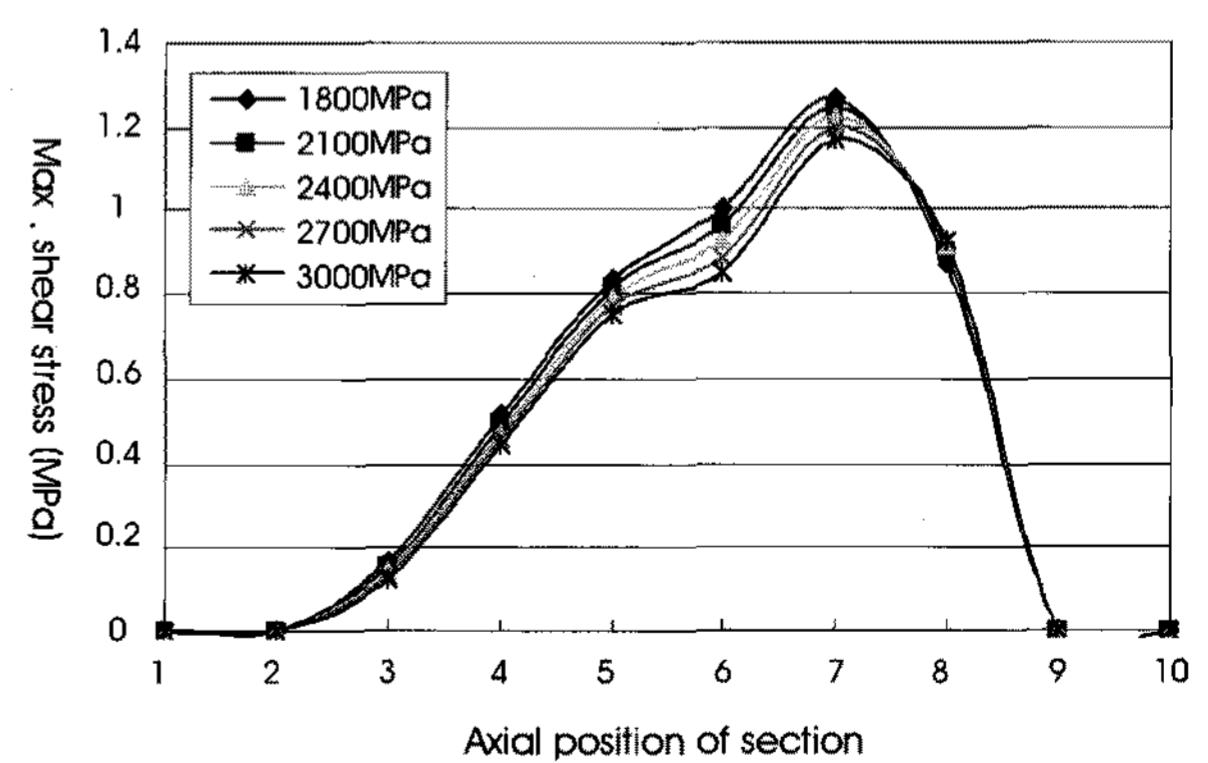
하였다. 정형외과 분야에서 일반적으로 사용되는 골시멘트의 탄성계수는 제품군에 따라 1800MPa에서 3000MPa 까지 다양한 값을 가진다. 본 연구에서는 이를 300MPa 씩 증가시키며 총 5가지 경우에 대하여 유한요소해석을 수행함으로써 생체역학적으로 가장 안정적인 탄성강도를 도출하고자 하였다.

해석 결과 시멘트의 탄성계수가 감소할수록 시멘트 맨틀에 가해지는 응력의 크기 역시 줄어드는 것을 볼 수 있었으며 최대 응력이 발생하는 대퇴골 중간 부분에서의 응력 감소폭은 약 18%로 시멘트 두께 변화에 대한 결과보다 훨씬 두드러졌다. 반면 응력의 집중도는 탄성계수 1800MPa과 3000MPa인 경우 각각 2.23와 2.15으로 거의 변화가 없었다 (Fig 9). 즉 시멘트 맨틀에서의 결과만을 본다면 시멘트의 탄성강도는 낮을수록 시멘트에서 발생하는 응력이 줄어들어 시멘트 파손 가능성을 줄일 수 있을 것으로 사료된다.

골조직의 경우 각 관심영역의 최대 응력 변화가 대퇴골 중간부분 ( $M_3 \sim M_8$ )과 근위부, 원위부 양 끝단 부분이 서로 반대의 변화 경향을 타나내기 때문에 단순한 최대 응력값의 비교 보다 응력의 집중 정도를 관심 있게 관찰하였다 (Fig 10). 그 결과 골조직에서의 응력 집중도는 시멘트 탄성계수값 1800~2700MPa 범위에서 탄성계수가 증가할수록 점차 감소하는 경향을 보이지만 탄성계수값 3000MPa에서는 다시 13% 가량 증가하였다. 즉, 탄성계수가 일정 수준을 넘어설 경우 골조직에서의 응력 불균형은 심해진다는 것을 확인할 수 있다. 일반적으로 탄성계수가 증가한다는 것은 강성 (Stiffness)이 증가한다는 것과 동일한 의미를 지닌다. 따라서 시멘트의 탄성계수가 크다는 것은 그만큼 시멘트에 의한 스템의 고정력 증가를 통해 인공관절의 초기 안정성 확보에도 도움이 될 수 있다는 의미로 이해될 수 있다. 그러나 골조직에서의 응력 집중



**그림 11.** 골시멘트의 영계수 변화에 따른 대퇴골 내측면에서의 스템-시멘트 간 상대변위  
**Fig. 11.** Relative micro-motion in the stem-cement interface along axial position of femur as a variation of Young's modulus of cement

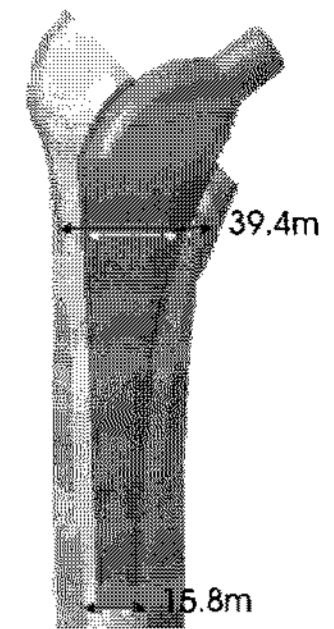


**그림 12.** 골시멘트의 영계수 변화에 따른 대퇴골 내측면 부분 스템-시멘트 접촉면에서의 최대 응력(Shear stress) 분포  
**Fig. 12.** Maximum shear stresses in the stem-cement interface along axial position of femur as a variation of Young's modulus of cement

표 2. 대퇴골 섹션 파라미터에 대한 해당 스템 폭의 상대 변화

Table 2. Variation of relative stem width to the anatomical parameter of femur at corresponding section of stem

| Variation                  | Case I | Case II | Case III | Case IV | Case V |
|----------------------------|--------|---------|----------|---------|--------|
| Stem width at base section | 20mm   | 22mm    | 24mm     | 26mm    | 28mm   |
| 골수강 너비에 대한 상대비율            | 51%    | 56%     | 61%      | 66%     | 71%    |
| Stem width at end section  | 5mm    | 6mm     | 7mm      | 8mm     | -      |
| 골수강 너비에 대한 상대비율            | 32%    | 38%     | 44%      | 50%     | -      |



도 변화 결과는 단순히 시멘트의 탄성계수가 클수록 좋은 것만은 아니라는 사실을 알 수 있다. 다음으로 탄성계수 변화에 따른 접촉면의 거동을 살펴보면 접촉면에서의 상대변위와 전단응력 모두 시멘트의 탄성계수가 증가할수록 감소하는 경향을 타나내며 각각의 감소폭은 상대변위의 경우 약 13%, 전단응력의 경우 15% 정도로 유의할만한 수준이라고 판단된다 (Fig 11, Fig 12). 접촉면에서 발생하는 변위와 전단응력은 접촉면 해리현상을 일으키는 가장 주요한 원인들로서 이를 최소화하는 것이 바람직하며 이러한 의미에서 볼 때 실험 상 시멘트의 탄성계수는 3000MPa 일 경우가 접촉면 거동에 가장 유리하다고 생각된다.

각각의 결과를 요약하면 시멘트 맨틀의 응력 최소화 문제는 탄성계수는 작을수록, 접촉면의 거동 측면에서는 탄성계수가 클수록 유리하다는 상반된 결론이 얻어진다. 그러나 골조직에서의 응력은 탄성계수 2700MPa인 경우 가장 고르게 분포되며 시멘트 맨틀의 파손 보다 접촉면의 분리가 인공관절의 해리현상을 유발하는 더 직접적인 원인이 되기 때문에 이를 우선하여 탄성계수는 2700 MPa 정도의 값을 가지는 것이 생체역학적으로 가장 바람직하다

고 판단된다.

C. 스템 근위부 형상 변화에 대한 유한요소해석  
(Variation of stem width at base section)

스템의 형상은 인공관절의 성능에 영향을 미치는 다양한 외적 요인 중 사전에 평가가 가능한 대표적인 파라미터로서 인공관절의 성능에 영향을 미치는 주요인이므로 이에 대한 생체역학적인 평가는 필수적이다. 본 연구에서는 스템 부분 형상 변화에 의한 응력 분석을 위하여 스템 형상 결정에 필요한 두 가지 형상 특성 파라미터를 변수로 사용하였다. 먼저 스템 삽입 시 전체적인 고정력(Mechanical fixation)을 담당하며 스템 근위부를 대표하는 파라미터로서 대퇴골 소전자 (Lesser trochanter) 부분에서의 골수강 너비 (Canal width)와 이와 함께 대퇴골 협부의 골수강 너비를 변수로 선정하였다 (Table 2).

먼저 소전자 부분에서 스템의 너비 변화에 따른 응력 분석 결과 스템의 너비가 증가할수록 시멘트에서 발생하는 최대 응력은 증가하였다. 그러나 근위부 쪽의 응력은 오히려 감소하는 것을 확인할

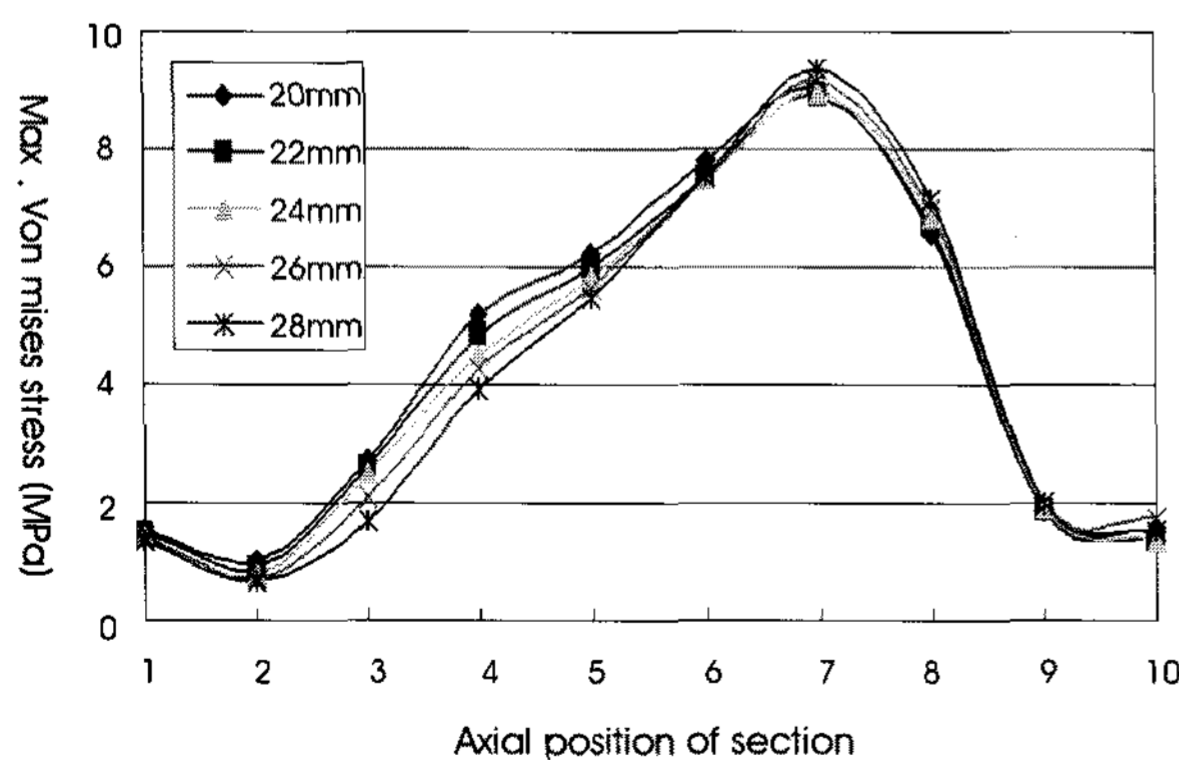


그림 13. 대퇴골 근위부(Base section) 스템 폭 변화에 따른 대퇴골 내측면 부분 시멘트 맨틀에서의 최대 응력(Von Mises stress) 분포

Fig. 13. Maximum Von Mises stress distributions in the bone cement mantle along axial position of femur as a variation of stem width at base section

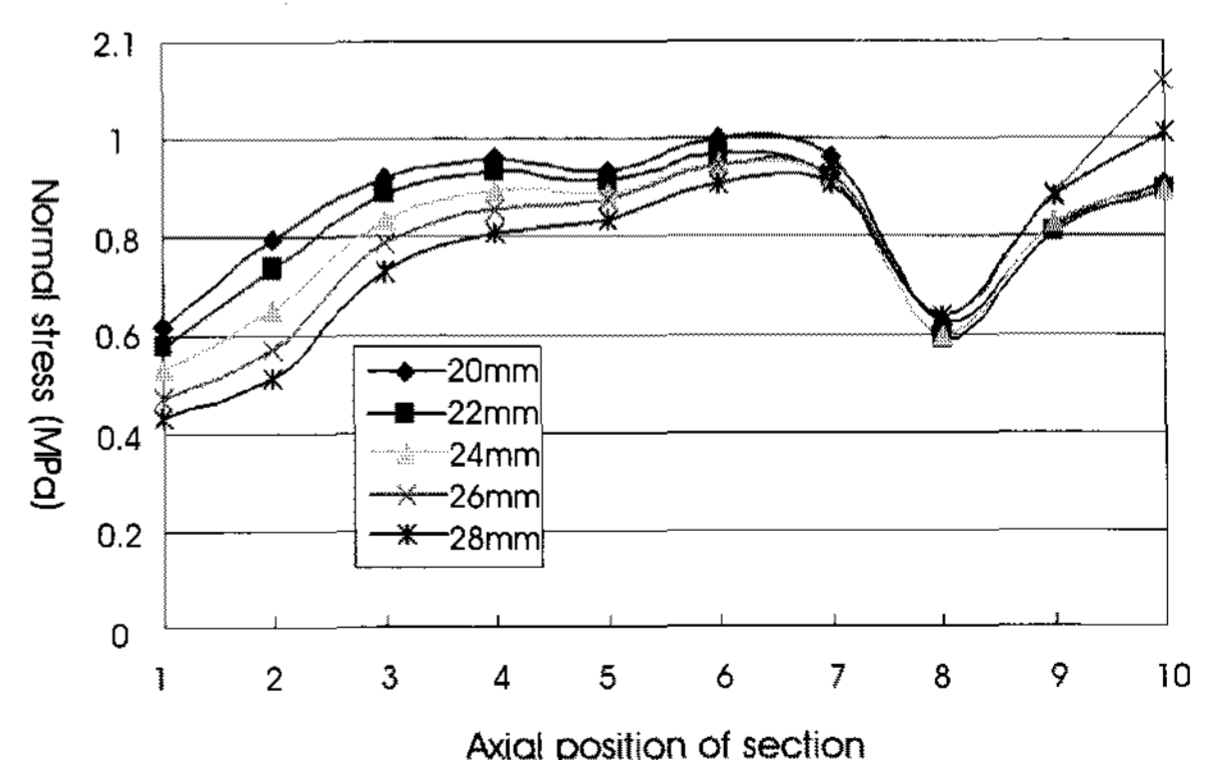


그림 14. 대퇴골 근위부(Base section) 스템 폭 변화에 따른 대퇴골 내측면에서의 최대 응력(Normal stress) 분포

Fig. 14. Maximum normal stress distributions in the bone along axial position of femur as a variation of stem width at base section



수 있었으며 최대 감소폭은 약 23% 정도로 최대 응력 증가폭인 4% 보다는 훨씬 두드러지는 수치였다 (Fig 13). 즉, 대퇴골 근위부의 시멘트 안정성 차원에서는 스템의 너비가 골수강 너비에 근접하는 것이 바람직하지만 전체적인 최대 응력 최소화 차원에서는 골수강 너비의 61%에 해당하는 수치 (24mm)가 가장 적합한 것으로 판단된다. 골조직에서의 접선방향 주응력 역시 스템의 너비가 증가할수록 대퇴골 근위부에서의 전반적인 응력은 감소하는 경향을 나타내며 최대 감소폭은 38%에 이를 정도로 큰 변화이다. 그러나 시멘트와 마찬가지로 대퇴골 원위부에서는 스템 너비 변화에 따라 불규칙한 응력 패턴을 보이며, 전체적으로는 골수강 너비의 61% (24mm)에 해당하는 수치를 가질 때 응력의 불균형이 최소화 되는 것을 확인할 수 있다 (Fig 14). 즉, 대퇴골 근위부에 해당하는 스템의 형상 파라미터 (Base section)는 대퇴골 골수강에 너비에 최대한 근접한 수치를 가질수록 시멘트와 골조직 근위부에서의 최대 응력을 줄일 수 있다는 것을 의미한다. 이같은 결과는 무시멘트형 인공고관절에서 스템의 형상이 대퇴골 내강과 최대한 근접한 형상을 가지며 내강을 차지하는 비율이 클수록 생체역학적으로 안정적이라는 피트 앤드 필 (Fit and fill) 개념이 시멘트 타입 인공관절에도 적용될 수 있음을 보여준다. 그러나 전체적인 최대 응력을 감소시키거나 응력 불균형 완화 차원에서는 골수강 너비의 61% 수준의 값을 가지는 것이 가장 바람직하다고 판단된다. 다음으로 접촉면의 상대변위는 소전자 부분의 스템 너비 변화에 따라 전체적으로 균일한 증감을 보였으며 스템의 너비가 증가할수록 상대변위는 감소하는 것을 확인할 수 있었다. 최대 감소율은 스템 너비 변화가 일어나는 부분에서 약 11% 정도였으며 원위부 부근에서는 약 5%의 감소율을 나타냈다. 즉, 이는 스템의 근위부가 스템 전체의 고정력에 가장 유효한 영향을 미친다는 기존의 이론과도 부합하는 결과이며 근위부의 스템 너비가 증가할수록 상대변위는 작아져 해리현상의 가능성이 감소한다는 것을 알 수 있다. 이는 스템 근위부의 너비가 넓어질수록 시멘트와의 접촉면적이 넓어지기 때문인 것으로 판단된다. 다음으로 스템-시멘트 접촉면에서의 전단 응력변화를 살펴보면 대퇴골 근위부에서는 스템의 너비가 증가할수록 응력이 감소하는 경향을 보였으나 전체적으로는 특정 값 (24mm, 골수강 너비 대비 61%)에 대해서 최대 응력이 최소화 되는 것을 확인할 수 있었다. 즉, 이러한 결과들을 종합적으로 고려해 볼 때 대퇴골 근위부에서는 스템의 너비가 증가할수록 발생응력이 최소화 되면 접촉면의 상대변위나 전단응력 역시 줄어들어 생체역학적으로 안정적이라는 것을 알 수 있다. 그러나 시멘트나 골조직, 스템-시멘트 접촉면의 전체적인 안정성 차원에서는 대퇴골 골수강 너비의 61% 수준의 값을 가지는 것이 생체역학적으로 가장 바람직하다고 사료된다.

#### D. 스템 원위부 형상 변화에 대한 유한요소해석 (Variation of stem width at distal end section)

다음은 대퇴골 협부 부분의 스템 너비 변화를 통한 시멘트와 골

조직, 접촉면에서의 역학적 특성을 분석하였다. 먼저 대퇴골의 협부에 해당하는 스템 원위부 끝단의 너비는 5mm부터 8mm까지 1mm 단위로 증가시켰으며 이는 대퇴골 협부의 골수강 너비 15.8mm에 대해 32~50%에 해당하는 수치이다. 또한 이 때 소전자 부분에 해당하는 스템의 너비(base section)는 24mm로 고정하였다. 먼저 시멘트에서의 응력 분석 결과 스템의 끝단(end section) 너비 변화에 따라 규칙적인 응력 변화 패턴이 관찰되지는 않았다. 단, 대퇴골 협부 골수강 너비의 38%에 해당하는 6mm의 값을 가질 경우 응력이 최대화 되었으며, 50%에 해당하는 8mm일 경우 응력은 최소화 되었다. 마찬가지로 골조직에서의 최대 주응력 역시 스템의 끝단 너비가 8mm로 가장 클 때 응력은 최소화되며 고른 분포 상태를 보이지만, 6mm일 경우 응력은 최대값을 나타냈으며 응력집중도 역시 두 배 가량 증가하였다. 이를 통해 대퇴골 형상에 대한 스템 형상 파라미터의 특정 값이 인공관절의 성능에 좋지 않은 결과를 나타낼 수 있다는 것을 뜻하며 스템 설계 시 이에 대한 고려가 필요하다는 것을 알 수 있다. 접촉면의 상대변위와 전단응력은 접촉면의 마찰계수 변화에 따른 결과와 마찬가지로 서로 반대의 변화 경향을 보였다. 상대변위 경우 스템의 너비가 가장 큰 8mm일 경우 응력은 최대값을 나타냈으며 6mm일 경우 응력이 최소화 되었다. 이와 같이 스템 원위부 너비의 변화에 대해서는 명확한 응력 변화 패턴이 관찰되지 않았다. 그러나 시멘트와 골조직의 경우 골수강 너비의 38%에 해당하는 값을 가질 때 최대 응력값과 응력 집중도가 가장 증가하는 것을 확인할 수 있었으며 이와 같은 값은 인공관절 설계에서 피하는 것이 바람직하다고 사료된다.

## V. DISCUSSION

본 연구에서는 시멘트 타입 인공고관절에서 시멘트의 형상 및 물성, 그리고 스템 형상 변화에 따라 골조직과 시멘트, 스템-시멘트 접촉면에서 발생하는 역학적 특성을 분석하였다. 인공관절의 실패 가능성 줄이기 위한 다양한 고려 요소 중 사전에 예측과 평가가 가능한 변수에 대해 현재까지 수치적 데이터가 부족했던 것이 현실이며, 본 연구에서는 유한요소분석 방법을 통해 이에 대한 정량화된 데이터를 제시하고자 하였으며 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. 골시멘트는 대퇴골에서 발생하는 응력 불균형과 대퇴골 원위부에서 발생하는 응력차폐현상을 현저하게 완화시킬 수 있는 것으로 판단된다.
2. 대퇴골의 응력 집중 완화 측면에서 스템 주변의 시멘트 두께는 1.5mm가 생체역학적으로 가장 안정적인 것으로 사료된다.
3. 시멘트의 탄성계수는 큰 값을 가질수록 스템-시멘트 접촉면의 상대변위와 전단응력은 최소화 되지만, 탄성계수가 2700 MPa을 넘어설 경우 골조직에서의 응력 불균형은 급격히 증가한다. 따라서 시멘트의 탄성계수는 2700MPa 일 경우 생체역학적으로 가장 안정적인 것으로 사료된다. 즉 골시멘트의

탄성계수는 높을수록 안정적이라는 기존의 연구결과와는 다르게 일정 수준의 한계값이 존재한다는 것을 알 수 있다.

4. 대퇴골의 소전자 부분에 해당하는 스템 근위부 너비 (Base section)는 시멘트와 스템-시멘트 접촉면에서의 응력 및 골조직에서의 응력 불균형 최소화 측면에서 대퇴골 골수강 너비의 약 61% 수준의 값을 가지는 것이 생체역학적으로 가장 바람직하다고 사료된다.
5. 대퇴골 협부에 해당하는 스템 원위부 끝단 너비 (Distal end section) 변화에 대해서는 뚜렷한 응력 변화의 경향성이 관찰되지 않았다. 그러나 대퇴골 협부 골수강 너비의 약 38%에 해당하는 값을 가질 경우 시멘트와 골조직, 그리고 스템-시멘트 접촉면에서의 응력이 최대화 되기 때문에 인공관절 설계 시 이러한 값을 피하는 것이 바람직하다고 판단된다.

상기의 결론들을 통해 그동안 정량화된 가이드라인의 부족으로 인하여 주로 시술자의 숙련도에 의존하여 적용되었던 인공관절 사용 환경에 대해 조금 더 구체화된 데이터를 제시할 수 있을 것으로 기대된다. 본 연구에서 제시한 인공관절 모델은 기존의 상용 모델 형상의 조사를 통해 최대한 유사한 형태로 디자인 하였으나, 상기와 같은 결론이 더 확실한 정확성을 검증받기 위해서는 조금 더 다양한 형태의 상용 모델에 대한 추가적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

## 참고문헌

- [1] M.J. Fagan, A.J.C. Lee, "Material selection in the design of the femoral component of cemented total hip replacements", *Clinical Materials*, vol. 1, no. 3, pp. 151-167, 1986
- [2] A. Sargeant, T. Goswami, "Hip implants: Paper V. Physiological effects", *Materials & Design*, vol. 27, no. 4, pp. 287-307, 2006
- [3] E. Pyburn, T. Goswami, "Effect of geometric parameters in the design of hip implants paper IV", *Materials & Design*, vol. 25, no. 8, pp. 715-722, 2004
- [4] Harrigan TP, Kereh JA, O'Connor DO, Burke DW, Harris WH, "A finite element study of the initiation of failure of fixation in cemented femoral total hip components", *J Orthop Res*, vol. 10, no. 1, pp. 134-144, 1992
- [5] Harrigan TE Harris WH, "A three-dimensional nonlinear finite element study of the effect of cementprosthesis debonding in cemented femoral total hip components", *Journal of Biomechanics*, vol. 24, no. 11, pp. 1047-1058, 1991
- [6] Amos Race, Mark A. Miller, David C. Ayers, Kenneth A. Mann, "Early cement damage around a femoral stem is concentrated at the cement/bone interface", *Journal of Biomechanics*, vol. 36, no. 4, pp. 489-496, 2003
- [7] Herberts P, Malchau H, "How outcome studies have changed total hip arthroplasty practices in Sweden", *Clin Orthop Relat Res.*, vol. 344, pp. 44-60, 1997
- [8] Herberts P, Malchau H, "Long-term registration has improved the quality of hip replacement: a review of the Swedish THR Register comparing 160,000 cases", *Acta Orthop Scand*, vol. 71, no. 2, pp. 111-121, 2000
- [9] Brekelmans WAM, Poort HW, Sloof TJJH, "A new method to analyse the mechanical behavior of skeletal parts", *Acta Orthop Scand*, vol. 43, pp. 301 - 307, 1972
- [10] Jonathan R.T. Jeffers, Martin Browne, Alexander B. Lennon, Patrick J. Prendergast, Mark Taylor, "Cement mantle fatigue failure in total hip replacement: Experimental and computational testing", *Journal of Biomechanics*, vol. 40, no. 7, pp. 1525-1533, 2007
- [11] Jin Ho Che, "Radiographic analysis of the size and shape of proximal, M.D. thesis", 2004, Korea, Yonsei University
- [12] J. Stolk, N. Verdonchot, L. Cristofolini, A. Toni, R. Huiskes, "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
- [13] N. Nuno et al., "Static coefficient of friction between stainless steel and PMMA used in cemented hip and knee implants", *Clinical Biomechanics*, vol. 21, no. 9, pp. 956-962, 2006
- [14] N. Nuno, Avanzoli G, "Residual stress at the stem-cement interface of an idealized cemented hip stem", *Journal of Biomechanics*, vol. 35, no. 6, pp. 849-852, 2002
- [15] George L. Lucas et al., "A primer of biomechanics", *Springer*, 1998
- [16] D. Taylor, M. Merlo, R. Pegley, M.P., "Cavatorta, The effect of stress concentrations on the fracture strength of polymethylmethacrylate", *Materials Science and Engineering A*, vol. 382, no. 1-2, pp. 288-294, 2004