

## 대퇴부 거동 해석 및 복합재료 보철물 설계

임종완\* · 하성규\*\*

\*한양대학교 대학원 기계설계학과, \*\*한양대학교 기계공학과

(2001년 11월 5일 접수, 2002년 4월 11일 채택)

### Behavior Analysis of the Treated Femur and Design of Composite Hip Prosthesis

Jong Wan, Lim\*, Sung Kyu, Ha\*\*

\*Department of Machinery Design Engineering, Graduate school, Hanyang University

\*\*Department of Mechanical Engineering, Hanyang University

(Received November 5, 2001. Accepted April 11, 2002)

**요약**: 무시멘트 인공 고관절 전치환술 후, 복합재료 스템을 갖는 대퇴골의 장기 거동과 인공 대퇴 보철물의 설계 성능을 분석하기 위하여 비선형 유한요소 프로그램이 개발되었다. 한 발로 서 있을 때의 관절 접촉 하중과 근육하중이 적용되었고, 816개의 brick요소를 갖는 타원형 단면의 복합재료 스템으로 치환된 대퇴골이 3차원 유한요소로 모델링 되었다. 프로그램을 사용하여 대퇴골의 밀도 변화, 응력분포, 상대미소운동이 plate cut과 bend mold와 같은 제작 방법에 대한 스템의 적층 각도 변경에 따라서 평가되었다. 결과는 코발트 크롬 합금, 티타늄 합금, 스테인레스 강과 같은 금속 재료보다 AS4/PEEK, T300/976과 같은 복합재료가 적은 골 흡수를 보였다. 대퇴골 보철물의 장기 안정성 증대는 적당한 복합재료의 적층과 적층 각도의 선택에 의하여 얻어질 수 있었다.

**Abstract**: The nonlinear finite element program has been developed to analyze the design performance of an artificial hip prosthesis and long term behavior of a treated femur with stems made of composite material after cementless total hip arthroplasty(THA). The authors developed the three dimensional FEM models of femoral bone with designed composite stem which was taken with ellipse cross section of 816 brick elements under hip contact load and muscle force in simulating single leg stand.

Using the program, density changes, stress distributions and micromotions of the material femoral bone were evaluated by changing fiber orientation of stems for selected manufacturing method such as plate cut and bend mold. The results showed that the composite materials such as AS4/PEEK and T300/976 gave less bone resorption than the metallic material such as cobalt chrome alloy, titanium alloy and stainless steel. It was found that increasing the long term stability of the prosthesis in the femur could be obtained by selecting the appropriate ply orientation and stacking sequence of composite.

**Key words**: Cementless total hip arthroplasty (무시멘트 인공고관절 전치환술), Composite hip Prosthesis(복합재료 대퇴 보철물), Nonlinear Finite Element Program(비선형 유한요소 프로그램), Bone remodeling algorithm(골 재생성 알고리즘)

## 서 론

인공 고관절 전치환술(THA)[1] 후 발생하는 주된 대퇴 스템의 문제는 1)대퇴골과 보철물 간의 상대 미소운동에 의한 근위부 해리(loosening) 2)stress shielding에 의한 골 흡수 3)cementless 스템의 경우 biological fixation에 의한 접촉부

피질 골의 응력집중 등에 의해 기인된다[2]. 이에 대한 최근 연구 결과는 다음과 같다. 상대운동이 크면 무 시멘트 스템 주위의 골 성장 및 골 생성이 발생되지 않으며 THA의 수명을 감소시킨다[3]. 골의 응력 분포에 있어서 낮은 탄성 재료의 사용은 대퇴부 근위단의 stress shielding 효과를 줄인다[4,17]. 외부 하중에 의해 골의 변형률 에너지 밀도(strain energy density)는 변하게 되며 보철물 주위의 골의 외형 및 밀도 변화를 가져온다[5]. 보철 주위의 응력이 높아지면 밀도의 변화가 발생하며 이로 인하여 골 부착 또는 골 용해를 일으키게 되며 항복응력 이상이 되면 골 파손을 유발하게 된다[6,20]. 이

통신저자: 하성규, (425-791) 경기도 안산시 사동  
한양대학교 기계공학과

Tel. 031-400-5249, Fax. 031-501-0754

E mail. sungha@hanyang.ac.kr

러한 연구의 발달은 구조해석 도구인 유한요소법(finite element method)의 사용으로 가능해졌다. 불규칙한 형상과 비선형 재료 특성을 갖는 골 및 인공 관절의 구조물내의 응력 분석에 필수적인 중요한 도구로 이용되고 있다[8,19,20,22,23,24]. 따라서 본 연구에서는 대퇴골과 인공고관절의 기하학적 형상과 물성치 그리고 하중조건에 의한 대퇴골과 인공고관절의 임상적인 문제를 해석하고 장기거동에 따른 보철물의 설계 성능 검토 및 적정 설계를 위하여 bone remodeling algorithm 및 비선형 유한요소 프로그램을 개발하였다. 이 프로그램은 두 부분으로 구성되어 있다. 하나는 시간에 따른 고관절 대퇴부의 밀도 변화를 예측할 수 있는 bone remodeling 과정이 포함된 재료 비선형 유한요소 해석 algorithm 이며 다른 하나는 형상이 복잡하여 요소의 절단면을 고려할 수 있는 일명 ply drop off 요소인 3D layered brick 요소이다. 이 프로그램을 사용하여 복합재 보철물의 단면 및 재료 물성치에 따른 인공고관절의 장기적 거동을 해석하여 보철물 설계 성능을 검토하였다. 따라서 성능이 입증된 복합재료 스템의 개발은 인공고관절의 장기적인 안전성 문제도 향상시킬 것이다[7].

**모델링 및 분석방법**

**유한요소 모델링**

대퇴골과 수술된 복합재료 스템의 거동 해석을 위하여 3차원 유한요소 모델이 개발되었다. 그림 1은 한국인 대퇴골 치수를 근거로 만들어진 유한요소 모델이다[27]. 단면 형상은 타원형으로 원위부는 원형이지만 근위부로 갈수록 타원형이 뚜렷해지며 frontal plane에 대칭인 단면을 갖는다. 설계된 외부형상은 보철물의 중심축과 femoral head의 중심간 거리인 FHO(femoral head offset)는 48mm를, 보철물의 중심축과 neck shaft 가 이루는 각도인 NSA(Neck Shaft Angle) 는 135°을 적용하였다. 이렇게 설계된 스템은 그림 2에 있다. 해면질 골과 스템간에는 접촉 요소를 고려하지 않았다. 즉 보철이 해면질 골에 박혀 고정되어 있는 상태이며 균일한 골 질에 완전 접촉된 즉 gap과 미끄러짐이 없는 상태를 simulation 하였다. 또한 특정 부위에 완전 접촉을 적용하지 않고 전체 접촉면에 동일 적용하였다. 경계조건(boundary condition)은 그림 1과 같이 femur의 원위부 단면에 고정조건(fixed condition)을 적용하였다. 적용하중은 55Kg의 몸무게를 기준으로 한 발로 서

있을 때의 관절 접촉하중 및 근육하중의 위치와 크기를 Table.1에 나타냈다[9,10].

해석에 사용된 스템 모델의 생성된 절점 수는 1026개, 요소 수는 816이며 건강한 대퇴골의 절점 수는 2420개, 요소 수는 2128개이고 인공고관절의 절점 수는 2228개 요소 수는 1936개

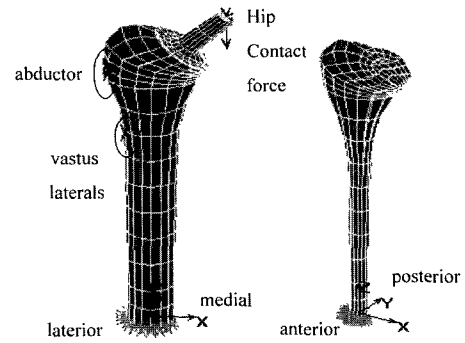


그림 1. 시뮬레이션에 사용된 유한요소 모델과 관찰점; 스템이 삽입된 대퇴골과 적용 하중(좌측), 해면질 골(우측)  
 Fig. 1. The finite element model and view points used in the simulation ; the applied forces and treated femur with hip stem(left), cancellous bone(right)

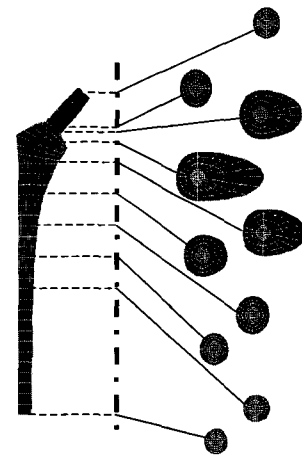


그림 2. 타원형 대퇴 보철물의 단면과 유한요소  
 Fig. 2. Cross sections and finite element of elliptic type hip prosthesis

표 1. 대퇴 골 접촉력과 근력의 성분별 위치와 크기

Table. 1 The location and magnitude of components of hip contact force and muscle forces

Force(N)	Component of location			-Fx(N)	-Fy(N)	-Fz(N)
	X(mm)	Y(mm)	Z(mm)			
Hip contact	41.6	0	232.4	-215	-91	-1234
Abductor	-24.4	-8.8	195	243	37	366
Tensor Fascia proximal	"	"	"	5	10	10
Tensor Fascia distal	"	"	"	0	0	-16
Vastus laterals	-14.62	-5.6	147	0	32	-156

이다.

**골 재생성 이론**

인체를 구성하는 골은 가해지는 외부하중에 대해 최적의 구조를 유지하려는 성질이 있으며 변화하는 응력에 비례하여 새로운 골의 생성이나 기존의 골의 흡수를 통해 내부구조와 외형의 변화를 일으키려는 성질이 있다. 이러한 현상을 골 재생이라 하며 골의 재생성은 골의 내부 밀도가 변하고 골 조직이 다공화 되는 내적 재생성(internal remodeling)과 골의 외형이 변화하는 외적 재생성(external remodeling)으로 분류된다[11].

1986년 Fyhrie 와 Carter는 골 재생상태에서의 골의 외관밀도(bone apparent density)를 다음의 관계로 가정하였다[11].

$$\rho = K \left( \sum_{i=1}^c n_i \bar{\sigma}_i^m \right)^{1/2m} \tag{1}$$

여기서,

c = 하루 중 가해지는 불연속 하중의 합

n = 하중사이클의 수

$\bar{\sigma}_i$  = 유효응력

$\rho$  = 골의 외관밀도

K, m = 실험에 의해 결정되는 상수

이다. 이 모델의 경우 응력 텐서의 합으로 표현되는 유효응력은 다음과 같은 에너지 응력으로 나타낼 수 있다[12].

$$\bar{\sigma}_i = \sqrt{2EU_i} \tag{2}$$

여기서, E는 연속체 수준의 평균탄성계수(average elastic modulus of continuum level),  $U_i$ 는 연속체 모델에서의 변형률 에너지밀도(continuum model strain energy density)를 의미하며 이는 해면질 골의 외관밀도와 밀접한 관련을 갖는다.

하루 골 조직수준 응력자극(daily bone tissue level stress stimulus),  $S_b$ 는 다음과 같이 정의 된다[8,12].

$$S_b = \left[ \sum_{day} n_i \bar{\sigma}_i^m \right]^{1/m} \tag{3}$$

여기서  $n_i$ 는 하중타입 i의 사이클 수이고,  $\bar{\sigma}_i$ 는 실제 골 조직수준에서의 유효 응력이다. 식(3)은 같이 연속체라는 가정 하에서 추정된 일일 응력자극(daily stress stimulus)을 사용하여 식(4)로 다시 표현할 수 있다[8,12].

$$S = \left[ \sum_{day} n_i \bar{\sigma}_i^m \right]^{1/m} \tag{4}$$

여기서  $\bar{\sigma}_i$ 는 식(2)에서 정의된 골에서의 유효 응력이다. 식(1), (2)와 식(4)로부터 다음의 식을 얻을 수 있다[12].

$$S_b = (\rho_c / \rho)^2 S \tag{5}$$

골 조직의 밀도가 변하지 않는 상태에서의 응력자극이  $S_{ref}$ 이면 조직 수준의 골 재생 오차(tissue level remodeling error), e는 다음과 같이 정의된다.

$$e = S_b - S_{ref} \tag{6}$$

식(6)의 재생성 오차는 실제 조직수준의 응력자극(tissue level stress stimulus)과 조직 수준 평형상태의 응력자극(tissue level equilibrium state stress stimulus)과의 실질적인 차이를 나타낸다. 이 오차는 골 재생성을 유발하는 하중의 개념으로 사용된다. 많은 연구자들의 제안에 따르면 골 재생성의 관계는 생체에서는 시간 함수로서 비선형이지만[11,13,14,15] 본 연구에서는 단순화된 선형함수로 간단히 그림 3처럼 나타냈으며 식(7)로 표현하였다[15,16].

$$r = \begin{cases} c_1(S_b - S_{ref}); & S_b - S_{REF} < -w_1 \\ 0 & ; & -w_1 \leq S_b - S_{ref} < w_2 \\ c_4(S_b - S_{ref}); & S_b - S_{ref} < w_2 \end{cases} \tag{7}$$

내적 골 재생(internal bone remodeling)과 외적 골 재생(external bone remodeling)에 적용할 수 있는 식(7)에서  $c_1, c_4$ 는 실험으로 결정되는 상수이고  $w_1$ 과  $w_2$ 의 사이는 중앙의 정상 활동 영역의 폭이다.

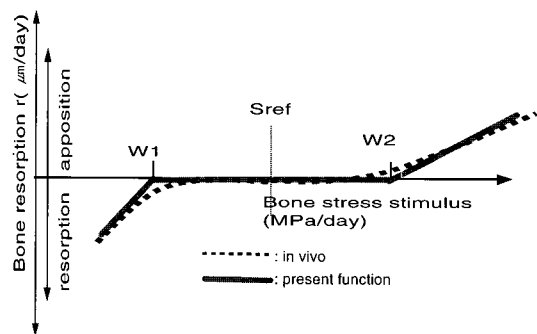


그림 3. 이상화된 구간 선형 함수  
Fig. 3. Idealized piecewise linear rate

-골 표면적 밀도(bone surface area density)

골의 밀도 변화율인  $\dot{\rho}$ 는 골의 외형 변화율  $\dot{r}$ , 골 표면 밀

도  $A_v(\rho)$ , 골 조직의 실제 밀도  $\rho_i$ 로서 다음 식으로 나타내진다. [17]

$$\rho = r A_v(\rho) \rho_i \tag{8}$$

식(7)과 식(8)은 각각 외적, 내적 골 재생성을 계산하는데 사용될 수 있는 단일화되고 일관된 관계식을 나타낸다. Martin은 사체실험을 통해 골 표면적 밀도와 골 기공과의 관계가 단일 관계로 근사화 될 수 있음을 제시하였다[18]. 본 논문에서는 수치해석을 위해 골 표면 밀도를 식 (9)의 3차 다항식으로 근사 모델링하여 사용하였다[20].

$$A_v(\rho) = C^* (\rho - \rho_{\min})(\rho - \rho_{\max})(\rho - \rho_c) \tag{9}$$

-골 밀도와 탄성계수와의 관계

1977년 Carter와 Hayes가 실험을 통해 얻은 식(10)를 사용하였다[8,12].

$$E = C\rho^3 \tag{10}$$

본 논문에서 사용한 골재생성 상수는 Table.2 와 같다[12, 20,28].

표 2. 연구에 사용된 골 재생 상수들  
Table 2. Bone remodeling constant used in the calculation

Material properties	Value
Stress exponent( $\beta$ )	3
Experiment constant(c)	3000
Minium density( $\rho_{\min}$ )	0.01g/ cm <sup>3</sup>
Maximum density( $\rho_{\max}$ )	2.0 g/cm <sup>3</sup>
Fully mineralized density( $\rho_c$ )	1.92g/cm <sup>3</sup>
Width of dead zone( $w_1, w_2$ )	35%
Slope of rate remodeling Curve (C1,C4)	2x10 <sup>-5</sup> mm/MPa/day
Initial density of cortical bone	1.8 g/cm <sup>3</sup>
Initial density of trabecular bone	0.5g/cm <sup>3</sup>

**유한요소법**

-요소의 특징[2,19,20]

복합재료 해석을 위하여 기 개발된 8점 isoparametric layered brick 요소를 사용하였다. 이 요소는 적층 요소 내에 ply drop off 를 처리할 수 있으며 한 방향 이상의 적층 group를 처리하는데 적합하다. 본 연구에서는 복합재료 해석을 위하여 기 개발된 8점 isoparametric layered brick 요소를 사

용하였다. 이 요소는 적층 요소 내에 ply drop off 를 처리 할 수 있으며 한 방향 이상의 적층 group를 처리하는데 적합하다. ply drop off 요소의 적층 좌표계(layer coordinate)와 요소 좌표계(element coordinate) 사이의 관계는 다음과 같은 형상 함수(shape function)에 의하여 나타내진다.

$$[\xi, \eta, \zeta] = \sum_{a=1}^8 N_a(\xi^l, \eta^l, \zeta^l) [\xi, \eta, \zeta]_a \tag{11}$$

여기서  $[\xi, \eta, \zeta]$ 는 자연 요소 좌표계이며  $N_a$ 는 8 node brick 형상 함수(shape function)를  $[\xi, \eta, \zeta]_a$ 는 자연 요소 좌표계의 층인  $l$ 의 각 요소 점(nodal point)의 좌표계이다. 따라서 wedge 된 부분이나 잘린 부분도 계산이 가능하다. 복합재료 요소 강성 행렬  $K_c^e$ 는 각 층의 강성의 합으로 계산된다. 그러므로 복합재료 적층 수인  $n_{layer}$ 가 주어지면 ply drop off 요소의 강성 행렬은 다음처럼 계산되어진다.

$$K_c^e = \sum_{l=1}^{n_{layer}} \iiint B^{e^T} {}^c D_l^e B^e [J][J^l] d\xi^l d\eta^l d\zeta^l \tag{12}$$

여기서  ${}^c D_l^e$ 은 복합재 요소 각 층의 물성행렬(material property matrix)이며  $J$ 는 jacobian행렬,  $J^l$ 은 각 층의 jacobian 행렬이다.  $B$ 는 변형을 변위 행렬이다. 또한 골 요소의 강성행렬은 요소 좌표계(local natural coordinate)  $\xi, \eta, \zeta$ 에 의해 다음처럼 표현된다.

$$K_b^e = \iiint B^{e^T} {}^b D^e B^e [J] d\xi d\eta d\zeta \tag{13}$$

위 식은 식(32)와 일치한다. 여기서  ${}^b D^e$ 는 골의 재료 행렬이다.

-비선형 유한요소 해석

골 재생성 과정의 비선형문제의 해석을 위해 각 시간 단계(time step)에서 전체 외력 및 내력(global external and internal force)의 차에 의한 불평형력(residual)이 식(14)과 같이 정의된다[8,20].

$$\Psi = \int B\sigma dV - f = 0 \tag{14}$$

식(14)의 불평형력은 변위,  $u$ 의 함수이며 이를 1차항까지 Taylor 급수로 전개하면

$$\Psi(u + \delta u) = \Psi(u) + \frac{\partial \Psi}{\partial u} \delta u \tag{15}$$

가 되며 식(15)에서 변위벡터의 미분항은

$$\delta u = -K^{-1}\Psi(u) \tag{16}$$

로 표현된다. 여기서  $K = \frac{\partial \Psi_{n+1}}{\partial u}$  이다.

식(16)의 변위벡터 미분항의 수렴성(convergence)을 Newton-Rhapon 법으로 점검한 후 수렴하면 시간을 갱신하여 다음 시간 단계에서 계산이 수행되고 수렴하지 않으면 변위 벡터를 식(17)로 갱신한 후 새로운 전체계의 강성 행렬(global stiffness matrix)과 불평형력을 계산한다.

$$u_{n+1} = u_n + \delta u \tag{17}$$

여기서 아래 첨자 n은 비선형 해석의 반복 계산수를 의미한다.

-3차원 등방성 골요소 알고리즘

식(17)의 변위 벡터로부터 각 적분점(integration point)에서 요소 변위 벡터가 구해지며 요소 변위 벡터와 변형률 -변위의 관계(strain-displacement relationship)로부터 식(18)의 변형률 벡터를 구한다.

$$\epsilon_{n+1} = B u_{n+1} \tag{18}$$

또한 주어진 초기밀도와 물성치로부터 요소의 탄성계수와 구성행렬을 구하고 응력 벡터를 다음과 같이 구한다.

$$\sigma_{n+1} = D_{n+1} \epsilon_{n+1} \tag{19}$$

재료 비선형을 지배하는 시간에 따른 밀도의 변화량의 계산을 위해 위의 식(19)에서 구한 응력 벡터를 골 재생이론에 적용한다. 계산된 응력 벡터로부터 식(4)을 이용하여 유효응력(effective stress)을 구한 후 식(5)으로부터 하중과 그 사이클에 따른 연속체 수준의 일일 응력자극을 계산한다. 식(6)로부터 골 조직수준의 응력자극을 계산한 후 이를 식(7)과 식(8)의 시간에 따른 골 밀도 재생율(density remodeling rate of bone)을 구한다.

새로운 밀도를 갱신하기 위해 식(8), (19)과 같이 요소의 외력과 내력의 평형방정식과 밀도 불평형력(density residual)을 정의한다.

$$R_{n+1} = \sigma_{n+1} - D_{n+1} \epsilon_{n+1} \tag{20}$$

$$r_{n+1} = \rho_{n+1} - \rho_n - \Delta \rho = \rho_{n+1} - \rho_n - \{\rho_{n+1} \theta + \rho_n (1-\theta)\} \Delta t \tag{21}$$

식(20)과 식(21)을 Taylor급수로 1차항까지 전개하고 두 식

을 정리하면 다음 식으로 나타내진다.

$$R_{n+1} = \delta \sigma - \frac{\partial D}{\partial \rho} \cdot \epsilon_{n+1} \cdot \delta \rho - D_{n+1} \delta \sigma = 0 \tag{22}$$

$$r_{n+1} = r_{n+1} + \delta \rho - \left( \frac{\partial \alpha}{\partial \rho} \phi + a \frac{\partial \phi}{\partial \rho} \right) \Delta t \cdot \theta \cdot \delta \rho - a \frac{\partial \phi}{\partial \sigma} \Delta t \cdot \theta \cdot \delta \sigma = 0 \tag{23}$$

여기서  $a\phi$ 는  $\rho = A_v \rho_i r$ 을 간략히 나타낸 것이며 골 표면 밀도의 재생률,  $\rho = A_v \rho_i r$ 가 밀도의 함수이므로  $a = A v(\rho)$ 가 된다. 또한  $\phi$ 는  $\rho_i$ 와  $r$ 의 곱으로 재생성 오차(remodeling error), 를 포함한다. 위의 식(21)의 밀도 불평형력에 대한 수렴성을 점검하여 이 값이 수렴하지 않으면 식(22)와 식(23)로부터 밀도 증분을 식(24)와 같이 계산하여 초기 밀도를 식(25)로 갱신한 후 이를 식(19)에 대입하여 위의 과정을 반복 계산한다.

$$\delta \rho = \frac{a \cdot \frac{\partial \phi}{\partial \sigma} \Delta t \cdot \theta \cdot \delta \sigma - r_{n+1}}{1 - \left( \frac{\partial a}{\partial \rho} \phi + a \frac{\partial \phi}{\partial \rho} \right) \Delta t \theta} \tag{24}$$

$$\rho_{n+1}^i = \rho_{n+1}^i + \delta \rho \tag{25}$$

여기서 위 첨자 i는 밀도 갱신의 반복 수를 의미한다. 또한 밀도 불평형력이 수렴하면 계산된 밀도를 저장하여 다음 시간 단계의 초기 밀도로 사용한다. 또한 식(22)과 식(23)를 정리하면 식(26)로 다시 나타낼 수 있다.

$$R_{n+1} + \Phi \delta \sigma + \frac{\frac{\partial D}{\partial \rho} \cdot \epsilon_{n+1} \cdot r_{n+1}}{\Phi_0} - D_{n+1} \delta \sigma = 0 \tag{26}$$

여기서 응력의 증분,  $\delta \sigma$ 는 다음과 같이 나타낼 수 있으며

$$\delta \sigma = \Phi^{-1} D_{n+1} \delta \epsilon - \Phi^{-1} \frac{\frac{\partial D}{\partial \rho} \epsilon_{n+1} r_{n+1}^i}{\Phi_0} - \Phi^{-1} R_{n+1}^i \tag{27}$$

여기서,

$$\Phi = I - \frac{\frac{\partial D}{\partial \rho} \epsilon_{n+1} \cdot a \frac{\partial \phi}{\partial \sigma} \Delta t \theta}{\Phi_0} \tag{28}$$

이며

$$\Phi_0 = 1 - \frac{\partial a}{\partial \rho} \phi + a \frac{\partial \phi}{\partial \rho} \Delta t \theta \quad (29)$$

이다. 식(27)의 우변의 첫째 항의 변형률 증분과 응력 증분의 관계로부터 다음과 같이 등가 구성행렬(equivalent constitutive matrix),  $D_{eq_{n+1}}$ 을 구할 수 있다.

$$\delta \sigma = \Phi^{-1} D_{n+1} \delta \varepsilon = D_{eq_{n+1}} \delta \varepsilon \quad (30)$$

$$D_{eq_{n+1}} = \Phi^{-1} D_{n+1} \quad (31)$$

또한 식(31)의 등가 구성행렬로부터 새로운 요소강성행렬(element stiffness matrix),  $K_{n+1}^e$ 을 식 (32)과 같이 구할 수 있으며 요소에서의 평형방정식 또한 식(33)과 같이 구해진다.

$$K_{n+1}^e = \int B^T D_{eq_{n+1}} B dV \quad (32)$$

$$\Psi_{n+1}^e = \int B \sigma_{n+1} dV - f^e = 0 \quad (33)$$

이와 같이 구해진 요소 강성행렬과 평형방정식은 다시 식 (34)과 식(35)와 같이 총 요소수로 조합되어 식(16)의 전체계의 강성행렬과 식(14)의 평형방정식을 갱신하고 시간을 갱신하여 다음 시간간격에서 위의 과정을 반복 수행한다.

$$K = \sum^{nel} K_{n+1}^e \quad (34)$$

$$\Psi = \sum^{nel} \Psi_{n+1}^e \quad (35)$$

**복합재료 스템의 특징 및 재료 물성치**

13mm 두께의 일축 수지천(fiber reinforced unidirectional prepregs)을 사용하여 설계에 의해 정해진 각도를 따라

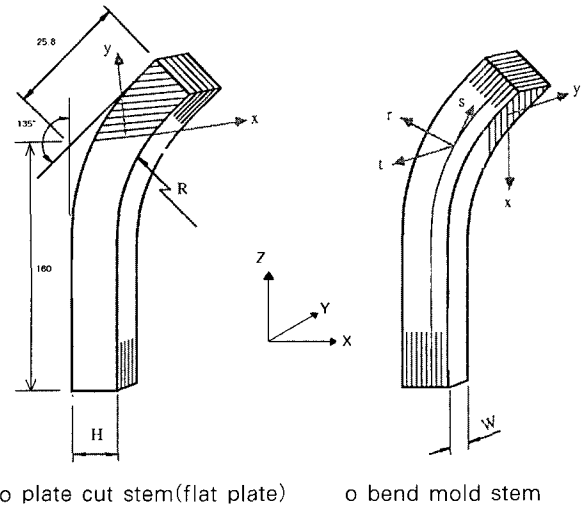


그림 3. 기계 가공으로 제품을 완성하기 전 복합 재료 스템의 단순화된 적층 배열도  
 Fig. 3. The simplified stacking configuration of composite hip stems before machining process to make the finished products

150-250 정도를 겹겹이 적층하여 제작하는 복합재료 스템은 제작공정 (fabrication process)과 기계가공 등에 의하여 그림 2처럼 제작된다[22]. 그림 3은 완제품 전 적층 방향을 고려하여 구분된 제작방법에 의한 복합재료 스템이다. 복합재료 스템은 적층 방향과 적층 각도가 매우 중요한 설계변수가 된다. Table. 3은 기존 사용되는 스템의 재료와 복합재료의 물성치이다.

**결 과**

**재료에 따른 인공 고관절 거동**

Table. 3의 물성치를 사용하였고 티타늄, 크롬 코발트 합금, stainless steel 등은 등방성 재료로 복합재료 보철물은 준등방성(quasi isotropic) 재료로 취급하였다. 복합재료는 그림 3의 bend mold 스템과 plate cut 스템 중에서 [0]n 방향을 사용하였다. 여기서 n은 총 적층 개수를 의미한다. 기준응력 자극

표 3. 골 재생 분석에 사용된 스템 재료의 물성치 [25]  
 Table. 3. Material properties of stems used for analysis of bone remodeling[25]

	Ti-6AL-4V	Co cr alloy	Stainless Steel	AS4/PEEK (single ply)	T300/976 (single ply)
E <sub>1</sub> (GPa)	117	234	196.1	134	176
E <sub>2</sub> (GPa)	117	234	196.1	8.9	11.1
v <sub>12</sub>	0.3	0.3	0.3	0.28	0.3
v <sub>23</sub>	0.3	0.3	0.3	0.4	0.4
G <sub>12</sub> (GPa)	45.1	90.18	74.5	5.1	7.6
G <sub>23</sub> (GPa)	45.1	90.18	74.5	3.47	4.2

1: fiber direction 2:normal to the fiber direction 3: normal direction to the out of plane or stacking direction

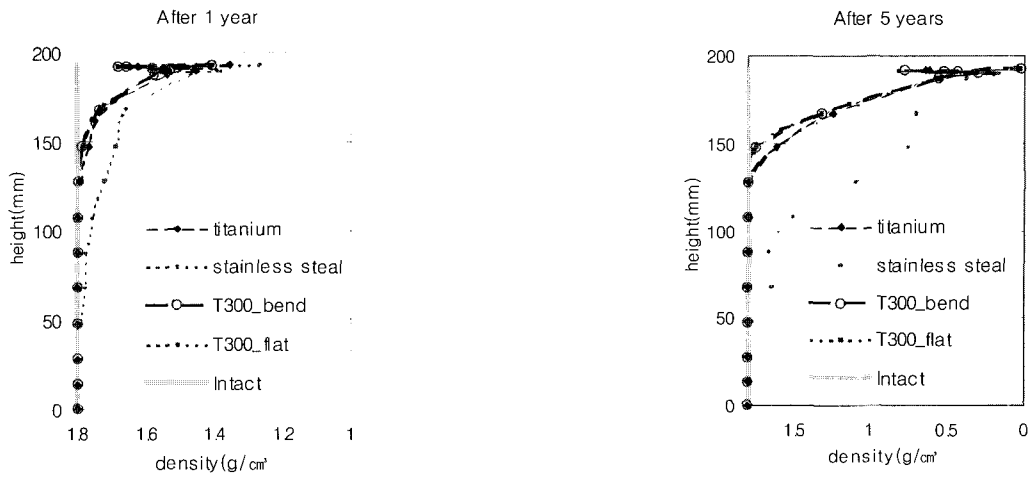


그림 4. 1년 과 5년 후 스템 재료에 따른 medial 면 피질골의 밀도 변화 비교

Fig. 4. Comparison of density changes in cortical bone according to the various stem material at medial side after one year and five years

(Sref) 값을 구하기 위하여 주어진 하중 조건하에서 건강한 대퇴골의 응력을 먼저 구하였고 수술된 인공 고관절로부터는 응력 자극 계산(S)를 구하여 대퇴부 거동을 해석하였다.

그림 4는 시간에 따른 medial 면의 피질 골에서 높이에 따른 밀도 변화를 보여 준다. a)는 원위단에서 근위단으로 갈수록 많은 양이 골 흡수가 일어나고 있음을 보여 주고 있으며 b)

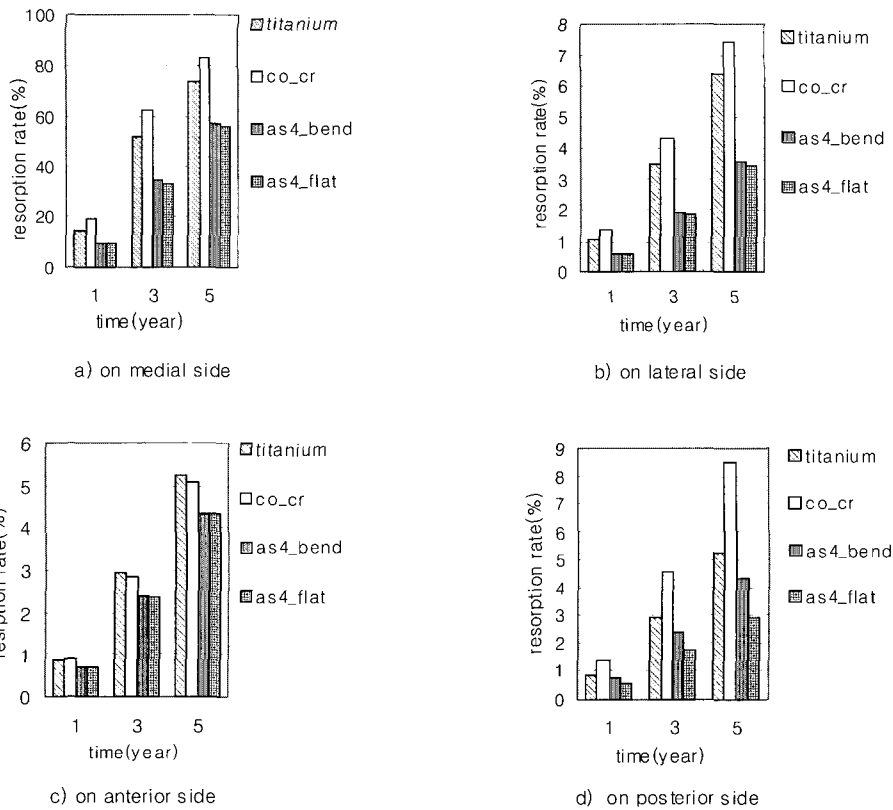


그림 5. 재료별 여러 방향(좌,우 전,후)에서의 수술된 대퇴골의 피질 골 흡수율

Fig. 5. Cortical bone resorption rate of the treated femur in the various directions (medial, lateral, anterior, posterior) according to the different materials

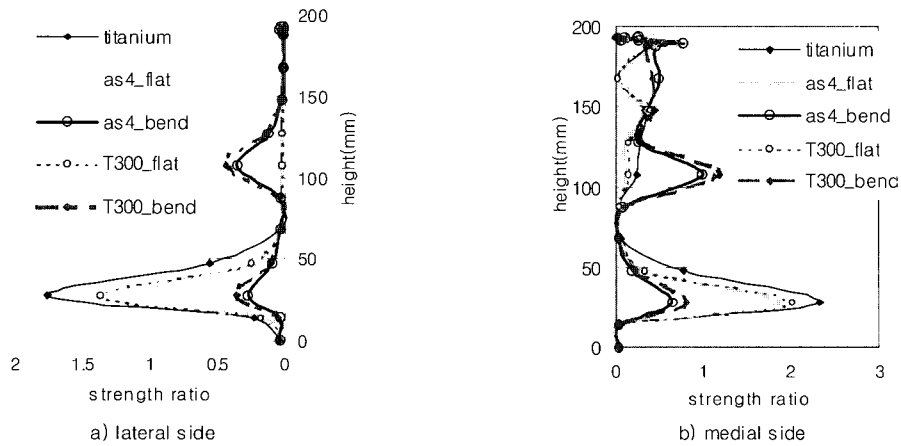


그림 6. 5년 후 재료에 따른 수술된 대퇴골의 lateral/medial면 높이에 따른 해면질 골의 강도비  
 Fig. 6. Strength ratio of cancellous bone along height of lateral /medial side of treated femur with the different materials after five years

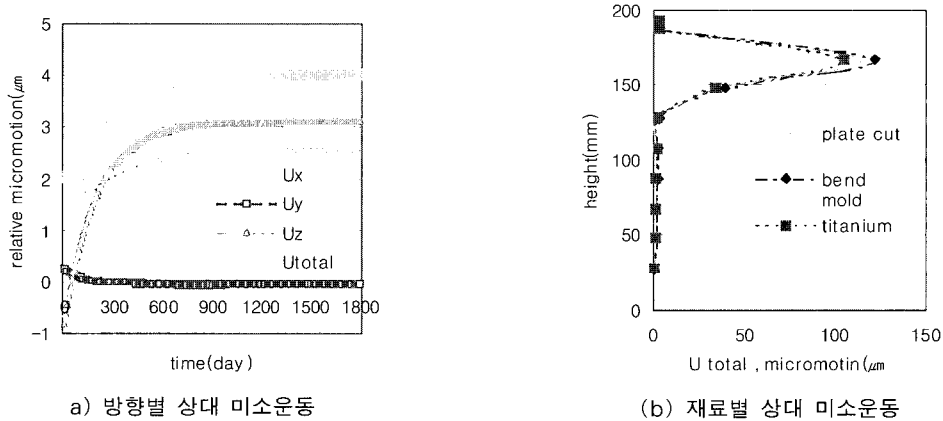


그림 7. 스템 재료에 따른 수술 대퇴골의 상대 미소 운동; a) bend mold 스템으로 수술된 대퇴골의 방향에 따른 성분 변화(Ux, Uy, Uz) b) 5년 후 medial 면의 높이에 따른 재료별 비교

Fig. 7. Relative micromotion changes of treated femur according to the various stem materials: a) changes of component(Ux, Uy, Uz) in the directions at proximal end on medial side of treated femur with bend mold stem b) comparison of the various

는 수술 후 5년이 경과한 상태로 a)의 1년보다 골 흡수가 진전되었음을 알 수 있다. 재료별로 보면 탄성계수가 높은 stainless steel은 중간 부위 아래까지 골 흡수가 일어남을 알 수 있으며 티타늄도 시간이 지나면서 골 흡수의 영역이 근위부 부분에 많이 일어나고 있음을 알 수 있다. 이에 반하여 복합재료인 AS4/PEEK 나 T300/976은 높이에 따른 골 흡수가 다른 금속재료에 비하여 적음을 알 수 있다. 기타 일부 면에서는 약간의 골 생성이 관찰되기도 하였다.

그림5는 재료별 시간에 따른 골 흡수량을 나타낸 것이다. 골 흡수량은 근위부의 4 방향인 medial, lateral, anterior, posterior 각각의 면의 골 흡수가 일어나는 9개 node에서 계산된 평균치이다. 다른 방향보다 Medial 면에서 가장 많은 골 흡수가 일어나고 있으며 강성이 큰 코발트-크롬합금이나 티타늄의 경우 5년이 경과한 이후에는 70%이상임을 보여주고 있다.

다른 방향에서도 평균 10%미만의 골 흡수가 있음을 보여준다. 복합 재료인 AS4/PEEK의 적층 방향에 따른 즉 bend mold 와 plate cut 스템의 골 흡수는 각 방향에 따라 큰 차이를 보이지는 않는다. 다만 적층의 특성을 보이는 부분은 후면 (posterior)으로서 1%정도의 차이를 보이는 정도이다. 이처럼 탄성계수가 높은 금속재료의 경우 응력방배현상이 심화되어 더욱 많은 골 흡수가 발생하는 것을 입증한다.

그림 6은 선별된 시간에 대한 해면질 골의 강도비를 보여준다. 이 부분의 하중 전달 메커니즘을 알 수 있으며 골 재생 이론에 따른 거동을 하는 부분이다. a)는 수술 후 1년이 경과한 후 medial면에서 각 재료에 대한 강도비이다. 여기서 강도비란 Linde 등이 생체 실험을 통하여 얻은 해면질 골의 항복응력 값인 15MPa에 대한 사용 해면질 골 응력의 비이다[29]. plate cut 스템 과 다른 금속재료의 경우는 접촉응력의 분포가 길이



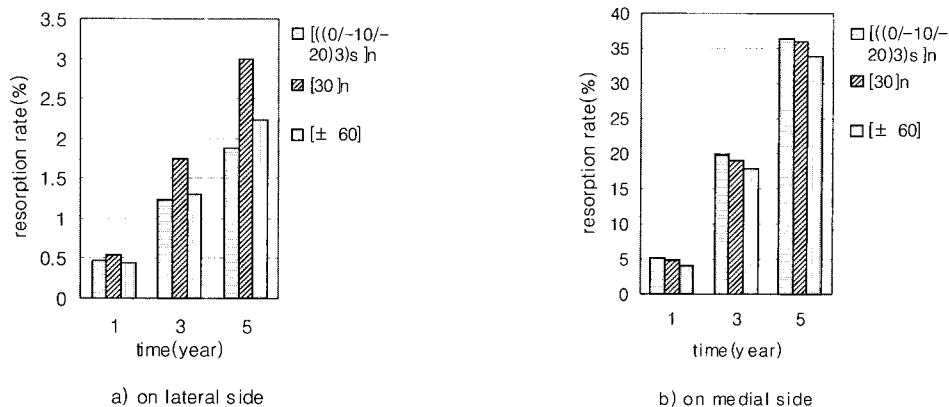


그림 8. 복합재료 스템의 적층 각도에 따른 수술 대퇴골의 밀도 변화 비교

Fig. 8. Comparison of density change in treated femurs according to various lay up angles of composite hip stem (bend mold)

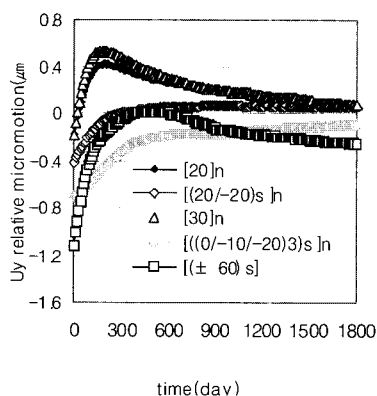
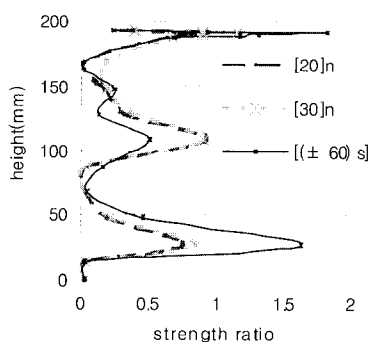


그림 9. 적층 각도별 수술된 대퇴골의 medial 면, 근위부에서의 상대미소 운동 변화

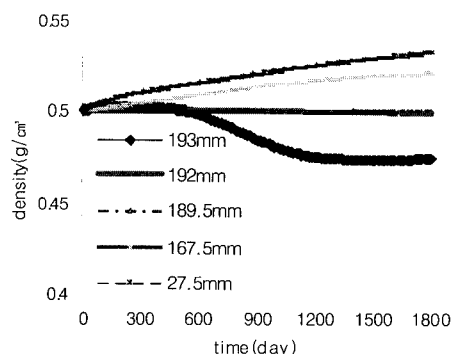
Fig. 9. relative micromotion changes of treated femur at proximal point on medial side according to the various lay up angles



a) density changes according to lay up angles

별로 유사한 분포를 보인다. 모두 근위부와 원위부의 응력이 한계치인 1이상의 강도비를 보임으로써 피질골의 항복강도를 벗어나는 현상을 보인다. 그러나 bend mold는 중간 부근에서 강도비가 1에 근접하는 응력을 보이고 원위부에서도 다른 재료에 비하여 낮은 응력을 보여 주고 있다. b)는 5년 후의 그림으로 응력 방패현상이 근위부에 발생하여 응력이 감소하는 경향을 보여준다. 이는 근위부의 골 흡수를 유발시키는 원인이 된다. 그러나 중간과 원위부의 해면질 골의 응력이 증대되므로 스템 삽입으로 인한 응력 방패현상이 적음을 보여 준다. bend mold 중 강성이 가장 강한  $[0]_n$ 은 좌우 방향으로 매우 탄성계수가 높기 때문에 중간 부위의 접촉 응력이 높은 것으로 판단된다. 또한 AS4/PEEK이 T300/976보다 적은 강도비를 보여 주고 있다. 강도비의 증가 원인은 스템과 접촉하는 해면질 골의 밀도 변화에 따른 상당응력에 기인된다.

그림 7은 여러 스템 재료에 대한 해면질 골과 스템간의 상대 미소운동의 변화를 보여준다. a)는 근위부 끝점에서 시간에 따른 bend mold 스템의 각 성분별 미소운동의 경향을 보여주



b) density changes at anterior side according to height

그림 10. 적층 각도에 따른 수술된 대퇴 해면질 골의 강도비와 밀도비( $[30]_n$ )

Fig. 10. Strength ratio of cancellous bone in treated femur with bend mold stem according to the various lay up angles and the different heights( $[30]_n$ )

는 것으로 z 방향으로의  $U_z$  값이  $U_x$ ,  $U_y$  값보다  $1\mu\text{m}$  정도 크며, 시간에 따라  $4\mu\text{m}$  정도의 변화가 있음을 보여주고 있다.  $U_y$  값이 거의 0의 값을 보이는 것은 스템 단면이 타원형의 단면이기에 값의 변동이 적음을 알 수 있었다. b)는 수술 후 5년 후 스템 높이에서 전체 상대미소운동을 보여주는 것으로  $170\text{mm}$ 에서 가장 큰 값을 보이고 있으며 티타늄보다 복합재료가  $10\mu\text{m}$  이내지만 약간 큰 값을 보인다. 주로 z방향의 미소운동의 변화가 컸다. 기존 돌기(collar)가 있는 스템에 비하여 약간 큰 값을 보이고 있으나 현 복합재료 모델은 돌기가 없기 때문이다. 설계보완을 위하여 z 방향으로의 마찰계수를 증대시킬 수 있고 복합적인 문제이나 골 흡수도 증대시키지 않는 연구는 필요하다[25].

### 복합재료 적층 각도에 따른 인공 고관절 거동

재료는 탄소 섬유 계열인 AS4/PEEK을 사용하였고 bend mold 스템의 적층을 적용하였다. 선택된 적층 각도는 적정 설계각도로서 최적화된 각도는 아니다.

그림 8은 적층 각도 변경에 의한 골 밀도 변화를 보여준다. a)는 그림 5의 bend mold [0]n과 비교해 보면 골 흡수율이 상당히 적어진 것을 보여주고 있다. 또한 적층 각도의 영향으로 lateral에서는 [30]n, medial에서는  $[(0/-10/-20)s]n$ 이 약간의 차이지만 골 흡수가 큰 결과를 보여주고 있다. 이러한 세 종류의 스템은 강도비의 차이가 있다[26]. 즉  $[(0/-10/-20)s]n$ 은 최고 강도비가 0.5, [30]n은 0.77,  $[\pm 60]n$ 은 0.88을 나타냈다. 즉 스템 골의 접촉응력이 높아지고 접촉부위의 상대미소운동이 커지는 단점을 보이게 된다.

그림 9는 적층 방향인 x와 수직인 y방향의 상대변위만을 비교한 그림으로 균형 적층인  $[(20/-20)s]n$ 이 단순 적층인 [20]n 보다 변동량이 적다. 또한 그림 8과 연계해 보면 강도비가 큰  $[(0/-10/-20)s]n$ 은 변동이 안정적인 경향을 보이는 반면 다른 두 경우는 변동이 있는 경향을 보인다.

그림 10은 선택된 조건에서의 근위점의 밀도 변화에 따른 해면질 골의 강도비를 보여준다. a)를 보면 적층 각도에 따라 강도비가 상당히 다르게 나타난다.

특히 각도가 큰  $[\pm 60]$ 의 경우는 전절에서 검토한 plate cut 스템이나 금속재료와 동일한 경향을 보인다. 즉 중간 부분 보다는 원위부 접촉응력이 한계 강도비(R)인 1을 초과한다. 그러나 각도가 작은 [30]n은 비록 근위부의 강도비가 1을 약간 상회하지만 중간과 하부의 강도비가 0.8정도를 넘지 않는다. 따라서 복합재료 모델에서는 적정 설계치라고 판단할 수 있다. b)는 bend mold 스템 [30]n으로 수술된 대퇴골의 anterior 면에서 해면질 골의 시간에 따른 밀도 변화의 경향을 보여주는 결과이다. 해면질 골 내에서 가장 높은 위치인  $193\text{mm}$ 는 초기치  $0.5\text{g}/\text{cm}^3$  부터 서서히 골 흡수가 일어나는 경향을 보여준다.  $192\text{mm}$ 와  $189.5\text{mm}$ 는 골밀도의 변화가 없었고,  $167.5\text{mm}$ 와  $27.5\text{mm}$ 는 그림 10 a)에서 강도비가 0.8정도 되는 높이로서 약 6%-7% 도의 상승된 값을 보여준다.

## 고 찰

골 재생성 이론을 적용한 스템 해석은 많지만 스템 설계에 적용한 연구는 많지 않다. 모든 muscle force의 힘과 cycle load를 정확히 계산하여 고관절 전체의 system을 고려하여 거동을 해석하여야 하나 본 연구에서는 대퇴부 스템의 재료 비교와 composite 스템 방향과 각도의 상대적인 비교를 위하여 bone remodeling을 활용하였다. 본 연구의 하중조건에 의하여 생성된 골 흡수량은 Huiskes 등[28](1998)이 발표한 임상실험에 대한 골 흡수의 예측 정량수치와 비교해 볼 때 2차원인 경우 dead zone width를 0.7-0.8로 했을 때 티타늄의 골 흡수 질량률(mass fraction)은 60-80%였는바, 의 수술 후 5년 후의 결과와 거의 일치한다. 그림 5, 그림 8같이 좌측면,우측면 등의 결과는 특정 점(node)인 2차원의 관점인 단위 체적에 대하여 계산된 수치들이다. 이러한 결과를 토대로 볼 때 본 연구의 티타늄의 5년 후 골 흡수량 70%는 적절하다고 판단하였고 다른 재료도 이와 동일한 조건으로 골 흡수량을 비교하였다. 이러한 수치를 3차원 골 흡수 질량률로 환산한다면 titanium은 3.5% 정도 복합재료는 1.2%미만 정도로 계산된다. 기존의 논문과 비교해 보면 복합 재료 적층을 고려하여 골 흡수를 줄인 경우 0.5-1%이상 좋아 지는 결과를 얻을 수 있었다(그림 8). 이러한 결과를 볼 때 응력 방패현상에 따른 골 흡수 질량은 상당히 적은 양을 보여주고 있다고 볼 수 있다. 또한 1986년 Pilliar 등[30]이 표면 처리된 스템의 골 내 성장을 방해하는 경계면의 미세운동 범위인  $100-150\mu\text{m}$ 와 유사한 결과를 얻었다.(그림 7) 복합적인 설계조건이지만 상대운동을  $50\mu\text{m}$  이내로 줄이고 골 흡수를 낮추기 위해서는 근위부 골 접합부근의 최적 형상설계와 표면 처리 등이 요구된다. plate cut과 bend mold 스템의 장단점은 본 연구의 bone remodeling의 계산 결과만으로 구별 짓기는 어렵다고 본다. 두 경우 모두 복합재료의 큰 장점인 적층 각도 변경으로 강성과 강도 설계가 가능하다는 점 때문에 형상이나 길이에 따른 다양한 적층 각도 설계로 골 흡수율이 매우 낮은 스템 설계가 가능하기 때문이다. plate cut 스템은 중간 부위에서 응력 집중은 없지만 원위부에서 응력 집중이 매우 커서 다리 통증의 원인이 될 수 있다고 보았다. bend mold 스템은 원위부의 응력 집중이 매우 낮기 때문에 매우 유리한 점이 많다고 판단하였다. 즉 bend mold의 중간 부분의 응력 집중은 생체하중의 moment에 의한 것으로 FHO, NSA의 설계 변수를 조절하면 완화될 수 있었다. 향후 본 논문의 bend mold [30]n과 같은 적정 설계치를 최적화하는 작업이 필요하다고 본다. plate cut 스템은 distal 부분의 접촉 응력 감소를 위하여 설계 변경을 통한 첨단화가 필요하고 bend mold 스템은 중간 접촉 부분인 해면질 골의 응력을 감소시키는 난면 형상변경을 통하여 굽힘 탄성계수를 줄여 현 모델 보다 골 흡수가 적게 일어나도록 설계하는 동적 최적화가 필요하다. 본 연구의 한계점이 있다면 첫째, 생리학적인 요소들이 고려되지 않은 본 논문의 골 재생 이론의 결과는 임상에서 측정된 결과와 일치하지 않은 점이 있었다. 특히 골과 스

템이 접하는 부위에서의 밀도변화에 대한 정확한 거동 모델이 필요하다고 본다. 임플란트와 접하는 해면질 골 내의 전방(anterior)의 경우 hydroxyapatite coated 스템이나 porous coated 스템과 같은 titanium 계열의 임상 시험 결과와 비교해 볼 때 소전자 부위에서 골 흡수가 일어나는 것은 비슷하나 그 외 다른 구역에서는 골 성장(bone ingrowth)에 의한 접착이 발생하는 결과를 보여 다소 상이한 부분도 있었다.(그림 10 b)). 이러한 결과는 수치 해석의 한계로 지적하지 않을 수 없다. 즉 스템의 피로 파괴나 acetabulum의 마모 문제 등과 같은 임상적 유효성의 검증이 고려되어야 할 것이다. 이외에도 생체 적합한 resin의 독성(toxicity)에 대한 고찰 등도 임상 실험을 통하여 검증되어야 할 사항이다. 둘째, 실험을 통한 대퇴골 거동과 관련된 좀 더 정확한 하중의 산출이 필요하다. 더구나 한국인 체형에 맞는 대퇴골 설계를 위해서는 선결 과제라고 생각한다. 셋째, 골 재생성 상수의 재평가가 이루어져야 할 것이다. 이와 같은 simulation의 한계는 있지만 이론과 실험의 보완수단으로 유한요소법을 이용한 골의 거동해석과 임플란트의 설계연구는 계속되어야 한다고 생각한다.

결 론

기 개발된 비선형 유한요소 프로그램을 사용하여 다음의 결론을 얻을 수 있었다.

1. 보철물의 재료를 상호 비교하여 시간에 따른 골 밀도 변화와 접촉면의 응력상태, 상대미소 운동량을 관찰하였다. 복합재료 스템이 다른 금속재료에 비하여 골 흡수와 접촉면의 응력이 적었다.
2. 적층 각도 변경으로 복합재료 스템의 강도와 강성 설계가 가능했다. 강성이 적은 적층의 경우 골 흡수가 적었고 강도가 큰 적층의 경우 상대미소 운동이 적었다. 향후 동적 최적화(dynamic optimization)를 통하여 최적화된 스템 설계가 필요할 것이다.
3. single leg stand 하중 및 근육하중의 적용으로 응력 방패 현상에 따른 대퇴거동 결과를 얻었다. 향후 생체 보행 하중이 적용된 골 재생 알고리즘을 이용한 골 거동 및 골 흡수의 정량화 문제가 필요할 것이다.

참 고 문 헌

1. Harkess, J.W., "Arthroplasty of Hip", Campbell's Operative Orthopaedics, 8<sup>th</sup> eds., Vol. 1, Mosby Year Book, St. Louis, Missouri, 1992
2. Yildiz, H. and F.K., Chang, "Composite Hip prosthesis Design 2: Simulation", J. Biomedical Mater Res, Vol.39, pp102-119, 1998
3. Huiskes, R., "Biomechanics of Artificial Joint Fixation," in Basic Orthopaedic Biomechanics, V.C. Mow and W.C. Hayes(eds.), Raven press Ltd., New York,

- 1991
4. Huiskes, R., Weinans, H., Grootenboer, H.J., Dalstra, M., Fudala, B. and Slooff, T.J. "Adaptive Bone Remodeling Theory Applied to Prosthetic Design Analysis," J. of Biomechanics, Vol. 20, pp1135-1150, 1987
5. Carter, D.R., Orr, T.E. and Fyhrie, D.P., "Relationship Between Loading History and Femoral Cancellous Bone Architecture," J. of Biomechanics, Vol.22, pp231-244, 1989
6. Carter, D.R., and Spengler, M.D., "Mechanical properties and Composition of cortical bone," Clin. Orthop. rel. Res., Vol. 135, pp 192-217, 1978
7. Kelsey, D.J., and Springer, G.S., "Composite Implant for Bone Replacement," Journal of Composite Materials, Vol. 31, No. 16, pp. 1593-1632, 1997
8. Jacobs, C.R., "Numerical Simulation of Bone Adaptation to Mechanical Loading," Dissertation for Degree of Ph.D. of Standford University, Stanford, California, 1994
9. Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Greichen, F., Rohlmann, A., J.M. and Duda, G.N., "Hip Contact Forces and Gait Patterns From Routine activities(In vivo Measurement of Hip Contact Forces)," J. of Biomechanics, Vol. 34, pp 859-871, 2001
10. Heller, M.O., Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Durselen, L., Pohl, M., Claes, L., Haas, N.P. and Duda, G.N., "Musculo-Skeletal Loading Conditions during Walking and Stair climbing", J. of Biomechanics, Vol. 34, pp 883-893, 2001
11. Carter, D.R., Fyhrie, D.P. and Whalen, R.T., "Trabecular Bone Density and Loading History: Regulation of Connective Tissue Biology by Mechanical Energy", Journal of Biomechanics, Vol. 20, pp. 785-794, 1987
12. Orr, T.E., "The Role of Mechanical Stresses in Bone Remodeling", Dissertation for Degree of Ph. D of Stanford University, Stanford, California, 1990
13. Beaupre, G.S., Carter, D.R., Fyhrie, D.D., and Orr, T.E., "A Bone Surface Area Controlled Time Dependent Theory for Remodeling", Orthopaedics Transactions, Vol.13, pp.354-355, 1989
14. Carter, D.R., "Mechanical Loading History and Skeletal Biology," Journal of Biomechanics", Vol. 20, pp. 1095-1109, 1987
15. Hart, R.T., Davy, D.T. and Heiple, K.G., "A Computational Method of Stress Analysis of Adaptive Elastic Materials with a View toward Application in Strain Induced Remodeling", J. of Biome-

- chanical Engineerings, Vol. 106, pp. 342-350, 1984
16. Huiskes, R., Dalstra, M., Vander, Venne, R., Groo-  
tenboer, H. and sloof, T.J., "Hypothesis Concerning  
the Effect of Implant Rigidity on Adaptive Cortical  
Bone Remodeling in the Femur," J. of Biomecha-  
nics: Principles and Application, ed. By G..Bergmann,  
R.Kolbel, A.Rohlmann, Dordrecht, The Netherlands,  
Martinus Nijhoff, pp.325-331, 1987
  17. Cowin, S.C., "Bone Remodeling of Diaphyseal Surface  
by Torsional Loads; Theoretical Predictions," J of  
Biomechanics, Vol. 20, pp. 1111-1120, 1987
  18. Huiskes, R., Weinans, H. and Rierbergens, B. van,  
"The Relationship Between Stress Shielding and  
Around Total Hip Stems and The Effects of Flexible  
Materials," Clinical Orthopaedics, No. 274, pp. 124-  
134, 1992
  19. Zienkiewicz, O.C. and Taylor, R.L., *The Finite Ele-  
ment Method*, 4th Edition, Vol. 1, McGraw-Hill Book  
Co., Singapore, 1989
  20. Jeong, J.Y., Hwang, W.B. and Ha, S.K., "Structural  
Analysis and Design of Artificial Hip Joint by Using  
Finite Element Method," Journal of the Korean So-  
ciety for Composite Materials, Vol. 12, pp98-109, 1999
  21. Joshi, M.G., Advani, S.G. Miller, F. and Santare, M.H.,  
"Analysis of a Femoral Hip Prosthesis Designed to  
Reduced Stress Shielding," J. of Biomechanics, Vol.  
33, pp1655-1662, 2000
  22. Chang, F.K, Perez, J. and Smith, A., "Stiffness and  
Strength Tailoring of a Hip Prosthesis Made of  
Advanced Composite Materials," J. Biomedical Mate-  
rial Research, Vol. 24, pp873-899, 1990
  23. Huiskes, R. and Chao, E. Y. S., "A Survey of F.E.M.  
Analysis in Orthopaedic Biomechanics:the First  
Decade" of J. Biomechanics. Vol. 16. pp 385-409, 1983
  24. Huiskes, R. "The Various Stress Patterns of Press  
Fit, Ingrown and Cemented Femoral Stems", Clin.  
Ortho. rel. Res., No. 261, pp27-38, 1990
  25. Tsai, S.W. and Hahn, H.T., Introduction to composite  
materials, Technomic Publishing Company, Inc., Lan-  
caster, PA, 1980
  26. Tsai, S. W, Composite Design, 4<sup>th</sup>,Think Composites,  
Dayton,U.S.A.,1988
  27. Kim, Y.M., Lee, S.C., Kim, H.J., Kim, M.H. and  
Kang, S.B., "Morphological Analysis of a Korean  
Femoral Femur to Develop Artificial Hip Prosthesis  
For Korean," J. of the Korean Orthopadic Associa-  
tion, Vol.31, No. 5, pp949-961, 1996
  28. Kuiper, J.H. and R. Huiskes, "The Predictive Value  
of Stress Shielding for Quantification of Adaptive  
Bone Resorption Around Hip Replacements", J. of  
Biomechanical Engineering, Vol. 119, pp 228-231, 1997
  29. Linde, F., Hvid, I. and Madsen, F., "The Effect of  
Specimen Geometry on the Mechanical Behavior of  
Trabecular Bone Specimens", J. of Biomechanics,  
Vol. 25, pp 359-368, 1992
  30. Pilliar, R.M., Lee, J.M. and Maniopolous C., "Obser-  
vations on the Effect of Movement on Bone Ingrowth  
into Poros Surfaced Implants," Clin. Orthop. rel. Res.  
Vol. 208, pp108, 1986