

論文

유한요소법을 이용한 인공 고관절의 역학적 거동 해석 및 설계

정재연* · 황운봉** · 하성규***

Structural Analysis and Design of Artificial Hip Joint by Using Finite Element Method

Jae Youn Jeong*, Woonbong Hwang** and Sung Kyu Ha***

ABSTRACT

An investigation has been performed to develop a nonlinear finite element method for the analysis of the long-term behavior of an artificial hip joint. The three dimensional multi-layered brick element is used to analyze the design performances of hip prostheses with various materials and the thick laminated composite hip prostheses with various layup sequences. The used element can accommodate the varying material properties of the element and allow the ply-drop-off along the element edge. The nonlinear finite element analysis program has been verified by the comparison with the exact solution of the beam problem subjected to uniaxial loading. By using the program, the density changes and strength ratios of artificial hip joint are calculated according to the hip prosthesis materials and the layers of composite hip prosthesis. The numerical results are easily applied to evaluate the design performances of a hip prosthesis, and decrease the difficulty and time consuming of hip prosthesis design.

초 록

복합재료 보철물이 삽입된 인공 고관절의 장기적 거동의 해석을 위한 비선형 유한요소법이 개발되었으며 아울러 두꺼운 적층 복합재 보철물의 설계를 위한 3차원 육면체 요소가 이용되었다. 사용된 요소는 요소내의 다양한 물성치를 포함하며 요소의 절단면을 고려할 수 있는 ply-drop-off 요소이다. 개발된 비선형 유한요소해석 프로그램은 단축하중하의 보 문제를 통해 엄밀해와의 비교를 통해 검증하였다. 개발된 프로그램을 이용하여 보철물의 재료와 복합재료 보철물의 적층각도에 따른 밀도 변화 및 강도비를 계산하여 인공 고관절의 역학적 거동을 해석하였으며 동시에 보철물의 설계 성능을 평가하였다. 계산된 수치해석 결과를 통해 인공 고관절 보철물의 설계 성능의 평가가 가능하며 보철물 설계에 따른 시간 및 비용을 줄일 수 있다.

* 한양대학교 기계기술연구소

** 포항공과대학교 기계공학과

*** 한양대학교 기계공학과

1. 서 론

대퇴골(femur)은 골반(pelvis)과 무릎(knee)을 연결하는 관절로 인체를 구성하는 관절 중 가장 긴 관절이다. 대퇴골은 골 관절염(osteoarthritis)이나 골 괴사(osteonecrosis) 등의 질환이나 사람의 노화나 장기간의 영양 불균형에 의해 대퇴골의 강도가 저하되어 사고에 의한 약한 충격에도 파손을 일으킨다. 대퇴골의 주요 파손부위는 골반과 근위 골두(proximal epiphysis)를 연결하는 neck 부위이며 이와 같이 파손된 대퇴골은 일반 골절과는 달리 고정에 의한 자연적인 치료가 불가능하므로 인공의 대퇴 보철물(hip prosthesis)을 대퇴골 내에 삽입하여 대퇴골의 파손 전 기능을 수행하도록 Fig. 1과 같은 인공 고관절 대체술(total hip replacement ; THR)이 시행된다[1]. 인공 고관절 대체술 후 인공 고관절의 파손에 직접적인 원인은 근위부에서의 해리(loosening)이며 이의 원인은 대퇴골과 보철물 간의 상대 미소운동(relative micromotion), 인공 고관절에서의 응력분포(stress distribution) 그리고 순응성 골 재생과정(adaptive bone remodeling)에 의한 골 밀도의 감소로 분류할 수 있다[2].

현재 사용되고 있는 보철물은 형상설계 후 임상실험을 통해 설계성능을 검토하고, 이를 의사의 경험적인 선택에 의해 인공 고관절에 적용한다. 그러나 이러한 설계 방식은 시간과 비용에 있어 소모적일 뿐만 아니라 보철물 설계 성능의 확보를 위한 다량의 임상실험 데이터가 요구된다. 또한 의사의 경험적인 선택으로 구성된 인공 고관절은 환자마다 성별이나 연령 또는 인종 등의 차이를 충분히 고려하지 못함으로 수술 후 인공 고관절의 장기적인 안정성을 보장할 수 없다[3].

최근 들어 유한요소법은 인공 고관절의 해석의 필수

적인 도구로 이용되고 있다. 유한요소법을 이용한 인공 관절의 연구는 과거의 대퇴골과 보철물의 모델 개발 위주의 연구에서 인공 고관절의 장기적인 거동의 해석을 통해 보철물의 설계성능 검토 및 설계의 도구로 이용되고 있다. 인공 고관절의 장기적 거동 해석에 사용되는 유한요소법은 시간함수의 비선형 유한요소법이며 대부분 forward Euler법이 이용된다. 이러한 비선형 유한요소해석은 시간간격에 따라 해의 정확성에 차이를 보인다[4].

따라서 본 논문에서는 대퇴골과 인공 고관절의 기하학적 형상과 물성치 그리고 하중조건에 따라서 대퇴골과 인공 고관절에서 나타나는 임상적 현상을 해석하고 보철물의 설계를 위한 비선형 유한요소해석 알고리즘 및 프로그램을 개발한다. 개발된 프로그램을 사용하여 보철물의 재료에 따른 인공 고관절의 장기적 거동을 해석하여 보철물의 설계 성능을 검토한다.

이러한 목적을 위해 인공 고관절에서의 3가지 임상적 문제를 역학적인 인자(mechanical factor)로 전환한다. 즉 상대미소운동은 골과 보철물간의 원주방향의 변위(circumferential displacement)로 정의하고 골에서의 응력은 von Mises의 조합응력 그리고 순응성 골 재생의 정도는 골의 밀도변화로써 정의한다. 이를 위해 Dennis R. Carter의 골 재생이론(bone remodeling theory)을 도입하여 대퇴골의 밀도변화와 인공 고관절에서의 시간에 따른 물성치 변화를 검토한다.

2. 골 재생성 이론

인체를 구성하는 골은 가해지는 외부의 하중에 대해 최적의 구조를 유지하려는 성질이 있으며 변화하는 하중에 대해 그 양에 비례하여 새로운 골의 생성이나 기존의 골의 흡수를 통해 내부구조와 외형의 변화를 일으키려는 성질이 있다. 이러한 현상을 골 재생이라 하며 골의 재생성은 골의 내부밀도가 변하고 골 섬유가 다공화 되는 내적 재생성(internal remodeling)과 골의 외형이 변화하는 외적 재생성(external remodeling)으로 분류된다[5,6].

1987년 Carter등은 내적 골 재생성에 국한된 골 재생성이론을 제안하였다[7]. 즉 골 밀도(bone apparent density)의 변화는 하루동안의 운동으로 표현되는 하중사이클의 평균값으로부터 구해지는 자극인 유효응력(effective stress)에 비례한다.

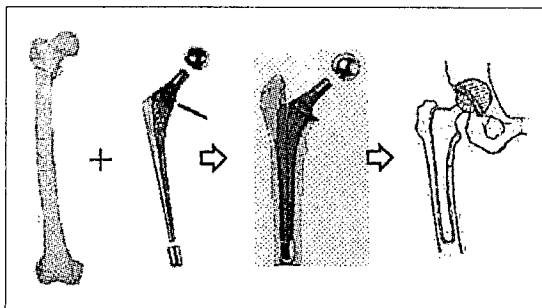


Fig. 1. Representation of total hip replacement

2.1 시간함수의 골 재생 이론

일상적인 하루동안의 활동 중 골은 다양한 강도와 방향으로 반복하중을 받으며 하루동안 골 섬유에 가해지는 자극의 양은 응력의 강도와 각각의 하중경우의 싸이클의 수에 따라 결정된다. 따라서 하루 골 섬유수준 응력자극(daily bone tissue level stress stimulus), S_b 는 다음과 같이 정의된다[4].

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

여기서 n_i 는 하중타입 i 의 싸이클 수이고, $\bar{\sigma}_i$ 는 실제 골 섬유수준에서의 유효응력이다. 그리고 응력지수, m 은 실험에 의해 구해지는 상수이다.

식(1)은 골이 연속체라는 가정하에서 측정된 일일 응력자극(daily stress stimulus)을 사용하여 다시 표현할 수 있다[4].

$$S = \left[\sum_{day} n_i \bar{\sigma}_i^m \right]^{1/m} \tag{2}$$

여기서 $\bar{\sigma}_i$ 는 연속체 수준에서의 유효응력이며 탄성 계수, E 와 변형률 에너지 밀도, U 로써 다음과 같이 표현된다[8].

$$\bar{\sigma}_i = \sqrt{2EU} \tag{3}$$

연속체 수준의 유효응력은 골과 같은 강성을 가진 등가의 재질에 대한 응력을 의미하나 섬유수준의 응력은 골 섬유에서만 발견되는 응력을 나타낸다. 연속체 수준에서의 응력자극인 식(2)는 다음의 관계식을 통해 섬유수준의 응력자극과 연관될 수 있다[8].

$$S_b = \left(\frac{\rho_f}{\rho} \right)^2 S \tag{4}$$

여기서 ρ_f 는 완전히 무기질화된 섬유의 밀도이고, ρ 는 실질적인 밀도(총 섬유 부피 당 무기질화된 섬유의 질량)이다.

골 섬유의 밀도가 변하지 않는 상태에서의 응력자극이 S_{ref} 이면 섬유 수준의 골 재생 오차(tissue level remodeling error), e 는 다음과 같이 정의된다.

$$e = S_b - S_{ref} \tag{5}$$

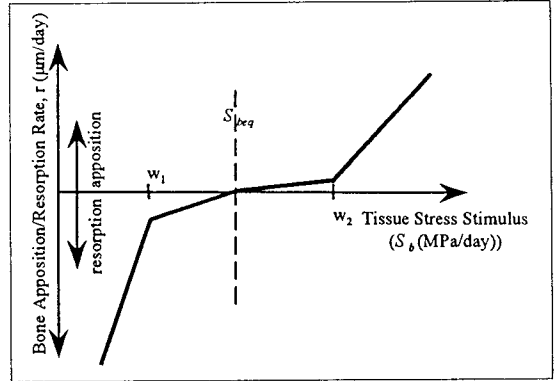


Fig. 2. Idealized piecewise linear rate iteration

식(5)의 재생성 오차는 실제 섬유수준의 응력자극과 섬유 수준 평형상태의 응력자극(tissue level equilibrium state stress stimulus)간의 차를 나타낸다. 이 오차는 골 재생성을 유발하는 하중의 개념으로 사용된다.

많은 연구자들의 제안에 따르면 골 재생성률(bone remodeling rate)의 관계는 Fig. 2와 같이 비선형이다 [6,9,10,11]. 이 그림에서 골 재생성율은 세로축에, 그리고 골 재생성을 유발하는 응력자극은 가로축에 나타나 있다. 이 곡선에서 중앙영역의 작은 기울기는 응력자극의 영역이 골 밀도의 손실이나 득이 없는 사영역(dead zone)이 존재함을 나타낸다. 평형상태에서의 응력자극 보다 큰 응력자극 값에 의해 골 생성이 발생되며, 작은 응력자극 값에 의해 골 흡수가 발생한다. Fig. 2의 재생성 곡선에 사용되는 관계는 수학적으로 식(6)과 같이 표현될 수 있다[1,11,12].

$$\dot{r} = \begin{cases} c_1 e + (c_1 - c_2) w_1 ; & e < -w_1 \\ c_2 e ; & -w_1 \leq e < 0 \\ c_3 e ; & 0 \leq e \leq w_2 \\ c_4 e + (c_3 - c_4) w_2 ; & e \geq w_2 \end{cases} \tag{6}$$

식(6)에서 c_1, c_2, c_3, c_4 는 실험으로 결정되는 상수이고 $w_1 + w_2$ 는 중앙의 평형상태의 응력자극의 폭이다. 식(6)은 골의 외부 표면에서의 골 생성이나 흡수율을 계산하는데 바로 사용될 수 있으나, 내부 재생성율을 계산하기 위해서 골 표면 재생성율과 골 밀도의 변화율을 관련시킬 필요가 있다.

1.2 수치해석을 위한 골 표면 밀도의 모델링

1984년 Martin은 골 표면 밀도(bone surface area

density)와 골 기공과의 관계가 Fig. 3으로 근사화 될 수 있음을 제시하였다[13].

1983년 Frost의 제안에 의해 골의 밀도 변화율은 식(7)처럼 식(6)의 골의 외형 변화율, \dot{r} 과 골 표면 밀도, $a(\rho)$ 그리고 완전 무기질화 된 골 밀도, ρ_c 로 나타낼 수 있다[14].

$$\dot{\rho} = \dot{r}a(\rho)\rho_c \quad (7)$$

식(7)은 내적 골 재생성에 대한 골 밀도의 변화율을 계산하는데 사용된다.

Fig. 4에서와 같이 본 논문에서는 수치해석을 위해 골 표면 밀도를 식(8)의 밀도의 3차 다항식으로 모델링하였으며 사용되는 밀도의 최소값과 최대값 사이의 골 표면 밀도의 값을 해석시 사용하였다.

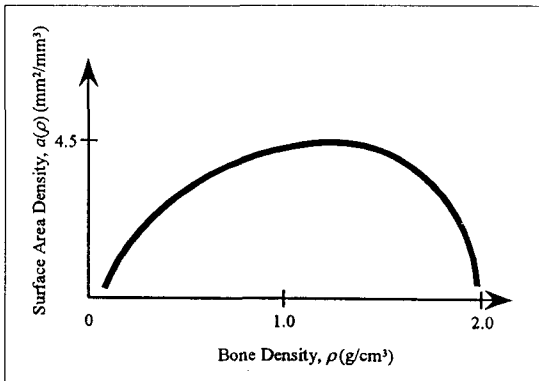


Fig. 3. An example of the surface area density as a function of bone density

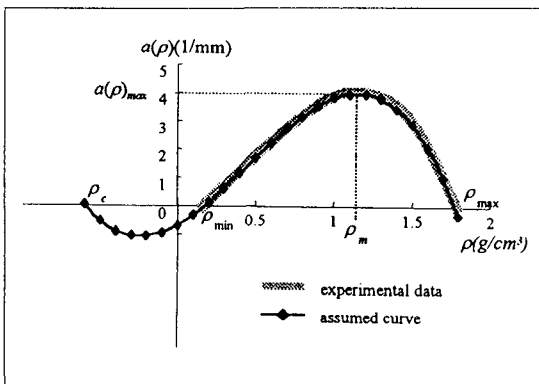


Fig. 4. Modeling of surface area density as the third order polynomial function of bone density for numerical analysis

$$a(\rho) = C(\rho - \rho_{max})(\rho - \rho_{min})(\rho - \rho_c) \quad (8)$$

1.3 골 밀도와 탄성계수와와의 관계

1977년 Carter와 Hayes는 실험을 통해 탄성계수를 골 밀도의 함수로 나타내었으며 이는 지수 함수이며 식(9)와 같다[2].

$$E = 3790\rho^3(MPa) \quad (9)$$

3. 구조해석 이론

3.1 비선형 유한요소해석

골 재생성 과정의 비선형문제의 해석을 위해 각 시간 단계에서 전체 외력 및 내력의 차에 의한 불평형력 (residual)이 식(10)과 같이 정의된다[15].

$$\Psi = \int \mathbf{B}\sigma dV - \mathbf{f} = 0 \quad (10)$$

식(10)의 불평형력은 변위, \mathbf{u} 의 함수이며 이를 1차 항까지 Taylor 급수로 전개하면

$$\Psi(\mathbf{u} + \delta\mathbf{u}) = \Psi(\mathbf{u}) + \frac{\partial\Psi}{\partial\mathbf{u}} \delta\mathbf{u} = 0 \quad (11)$$

가 되며 식(11)에서 변위벡터의 미분항은

$$\delta\mathbf{u} = -\mathbf{K}^{-1}\Psi(\mathbf{u}) \quad (12)$$

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

식(12)의 변위벡터 미분항의 수렴성을 Newton-Rhpson 법으로 점진한 후 수렴하면 시간을 갱신하여 다음 시간 단계에서 계산이 수행되고 수렴하지 않으면 변위 벡터를 식(13)으로 갱신한 후 새로운 전체계의 강성 행렬과 불평형력을 계산한다.

$$\mathbf{u}_{n+1} = \mathbf{u}_n + \delta\mathbf{u} \quad (13)$$

여기서 아래 첨자 n 은 비선형 해석의 반복 계산수를 의미한다.

3.2 골 재생성 이론의 해석을 위한 3차원 등방성 골 요소 알고리즘

식(13)의 변위 벡터로부터 각 적분점에서 요소 변위 벡터가 구해지며 요소 변위 벡터와 변형률-변위의 관계로부터 식(14)의 변형률 벡터를 구한다.

$$\epsilon_{n+1} = \mathbf{B}u_{n+1} \quad (14)$$

여기서 \mathbf{B} 는 변형률-변위 행렬이다. 또한 주어진 초기밀도와 물성치로부터 요소의 탄성계수와 구성행렬을 구하고 식(15)와 응력 벡터를 같이 구한다.

$$\sigma_{n+1} = \mathbf{D}_{n+1}\epsilon_{n+1} \quad (15)$$

재료 비선형을 지배하는 시간에 따른 밀도의 변화량의 계산을 위해 위의 식(15)에서 구한 응력 벡터를 골 재생성이론에 적용한다. 계산된 응력 벡터로부터 식(2)를 이용하여 유효응력을 구한 후 식(4)로부터 하중과 그 싸이클에 따른 섬유수준의 일일 응력자극을 계산한다. 이로부터 식(6)과 식(7)의 시간에 따른 골 밀도 재생율(density remodeling rate of bone)을 구한다. 골 밀도 재생율을 구하는 일련의 과정을 Fig. 5에 도시하였다.

식(7)과 식(15)를 풀기 위해 식(18), (19)와 같이 요소의 외력과 내력의 불평형력과 밀도 불평형력(density residual)을 식(16)과 식(17)로 정의한다.

$$\mathbf{R}_{n+1} = \sigma_{n+1} - \mathbf{D}_{n+1}\epsilon_{n+1} = 0 \quad (16)$$

$$\begin{aligned} r_{n+1} &= \rho_{n+1} - \rho_n - \Delta\rho \\ &= \rho_{n+1} - \rho_n - \{\dot{\rho}_{n+1}\theta + \dot{\rho}_n(1-\theta)\}\Delta t = 0 \end{aligned} \quad (17)$$

식(16)과 식(17)을 Taylor급수로 1차항까지 전개하면,

$$\mathbf{R}_{n+1} + \delta\sigma - \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial \rho} \epsilon_{n+1} \delta\rho - \mathbf{D}_{n+1} \delta\epsilon = 0 \quad (18)$$

$$r_{n+1} + \delta\rho - \left(\frac{\partial a}{\partial \rho} \cdot \phi + a \cdot \frac{\partial \phi}{\partial \rho} \right) \Delta t \cdot \theta \cdot \delta\rho - a \cdot \frac{\partial \phi}{\partial \sigma} \Delta t \cdot \theta \cdot \delta\sigma = 0 \quad (19)$$

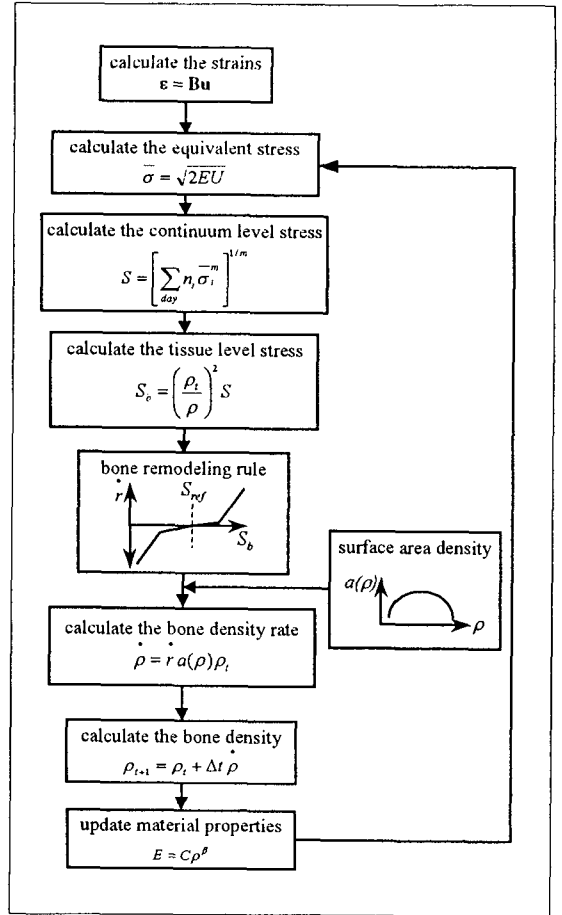


Fig. 5. Procedure of the bone remodeling algorithm

여기서 $a\phi$ 는 식(6)과 식(7)에서 정의된 골 밀도 재생율, $\dot{\rho} = \dot{r}a(\rho)\rho_i$ 을 간략히 나타낸 것이다. 여기서 $a = a(\rho)$ 이며 ϕ 는 ρ_i 와 \dot{r} 의 곱으로 재생성 오차, e 를 포함한다.

위의 식(17)의 밀도 불평형력에 대한 수렴성을 점검하여 이 값이 수렴하지 않으면 식(18)과 식(19)로부터 밀도 증분을 식(20)과 같이 계산하여 초기 밀도를 식(21)로 갱신한 후 위의 과정을 반복 계산한다.

$$\delta\rho = \frac{a \cdot \frac{\partial \phi}{\partial \rho} \cdot \Delta t \cdot \theta \cdot \delta\sigma - r_{n+1}}{1 - \left(\frac{\partial a}{\partial \rho} \cdot \phi + a \cdot \frac{\partial \phi}{\partial \rho} \right) \Delta t \cdot \theta} \quad (20)$$

$$\rho_{n+1}^{i+1} = \rho_{n+1}^i + \delta\rho \quad (21)$$

여기서 위 첨자 i 는 밀도 갱신의 반복 수를 의미한다.

밀도 불평형력이 수렴하면 계산된 밀도를 저장하여 다음 시간 단계의 초기 밀도로 사용한다. 또한 식(19)를 식(18)에 대입하면 식(18)은 식(22)로 다시 나타낼 수 있다.

$$\mathbf{R}_{n+1} + \Phi \delta\sigma + \frac{\frac{\partial \mathbf{D}}{\partial \rho} \cdot \boldsymbol{\varepsilon}_{n+1} \cdot \mathbf{r}_{n+1}}{\Phi_0} - \mathbf{D}_{n+1} \delta\varepsilon = 0 \quad (22)$$

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

$$\delta\sigma = \Phi^{-1} \mathbf{D}_{n+1} \cdot \delta\varepsilon - \Phi^{-1} \frac{\frac{\partial \mathbf{D}}{\partial \rho} \boldsymbol{\varepsilon}_{n+1} \cdot \mathbf{r}_{n+1}}{\Phi_0} - \Phi^{-1} \mathbf{R}_{n+1} \quad (23)$$

여기서,

$$\Phi = \mathbf{I} - \frac{\frac{\partial \mathbf{D}}{\partial \rho} \boldsymbol{\varepsilon}_{n+1} \cdot \mathbf{a} \frac{\partial \phi}{\partial \sigma} \Delta t \cdot \theta}{\Phi_0} \text{이며}$$

$$\Phi_0 = 1 - \left(\frac{\partial \mathbf{a}}{\partial \rho} \cdot \phi + \mathbf{a} \cdot \frac{\partial \phi}{\partial \rho} \right) \Delta t \cdot \theta \text{이다.}$$

식(23)의 우변의 첫째 항의 변형률 증분과 응력 증분의 관계로부터 다음과 같이 등가 구성행렬(equivalent constitutive matrix), \mathbf{D}_{n+1}^{eq} 을 구할 수 있다.

$$\mathbf{D}_{n+1}^{eq} = \Phi^{-1} \mathbf{D}_{n+1} \quad (24)$$

또한 식(24)의 등가 구성행렬로부터 새로운 요소강성행렬, \mathbf{K}_{n+1}^e 을 식 (25)와 같이 구할 수 있다.

$$\mathbf{K}_{n+1}^e = \int \mathbf{B}^T \mathbf{D}_{n+1}^{eq} \mathbf{B} dV \quad (25)$$

이와 같이 구해진 요소 강성행렬은 다시 식(26)과 같이 총 요소수로 조합되어 식(12)의 전체계의 강성행렬과 식(10)의 평형방정식을 갱신하고 시간을 갱신하여 다음 시간간격에서 위의 과정반복 수행한다. 이러한

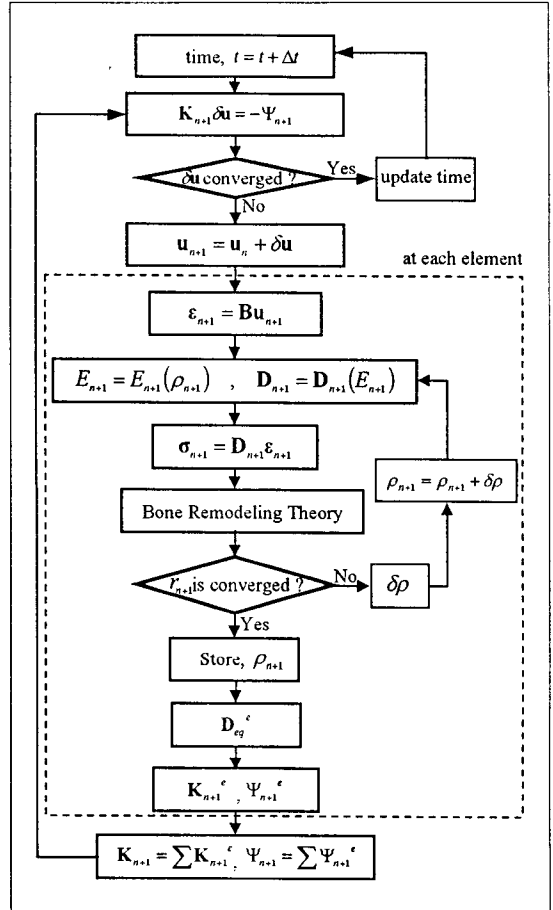


Fig. 6. Procedure of the nonlinear finite element analysis program

일련의 재료 비선형 유한요소해석의 흐름도를 Fig. 6에 나타내었다.

$$\mathbf{K} = \sum^{nel} \mathbf{K}_{n+1}^e \quad (26)$$

4. 골 재생성 해석프로그램의 검증

2, 3장의 이론을 바탕으로 인공 고관절의 임상적 거동을 해석하는 재료 비선형 구조해석 프로그램이 개발되었으며 이의 검증을 위해 단축 하중을 받는 보 문제를 Fig. 7과 같이 정의하여 시간에 따른 골 밀도의 변화를 관찰하였다.

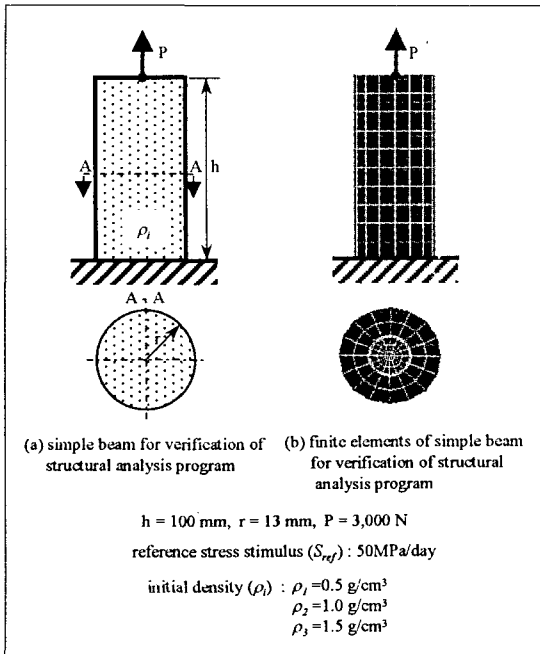


Fig. 7. Verification model of structural analysis program

Fig. 7(a)는 검증에 이용된 단일 재료 단순 보의 기하학적 형상, 하중 및 경계 조건을 나타낸다. 단순 보의 형상은 원통형이며 전체 높이는 100mm, 단면의 반경은 13mm 이다. 초기밀도를 $\rho_1 = 0.5 \text{ g/cm}^3$, $\rho_2 = 1.0 \text{ g/cm}^3$ 그리고 $\rho_3 = 1.5 \text{ g/cm}^3$ 로 하여 3가지의 경우에 대한 밀도 변화를 엄밀해와 비교하였다. 이와 같이 단축 하중하에 있는 단순 보의 경우 밀도의 변화는 시간에 대한 1차 미분으로 표현이 가능하며 이를 Runge-Kutta 법을 이용하여 엄밀 해를 구할 수 있다. 응력자극의 기준 값은 전 영역에 걸쳐 50MPa의 동일한 값을 채택하였으며 dead zone은 기준 값의 10%인 5MPa로 하였다. 이 값을 참고문헌을 통해 결정하였으며 단순 보에서 발생하는 응력자극이 45MPa과 55MPa사이에서는 밀도 변화가 없음을 의미한다. 보에 가해지는 하중은 3,000N이다. 이와 같은 단축 하중하에 있는 단순 보 문제의 경우 전 단면에 걸쳐 응력과 변형을 및 변위 값이 동일하며 50mm 높이의 반경 중심 지점을 결과를 도출하는 위치로 하였다. Fig. 7(b)는 구조해석 프로그램의 검증을 위해 생성된 단순 보의 요소이다. 프로그램의 검증을 위해 1,365개의 절점과 1,056개의 요소가 생성되었으며 보의 높이가 0 mm인 지점의 모든 절점을 고정시켰으며 포아송의 비

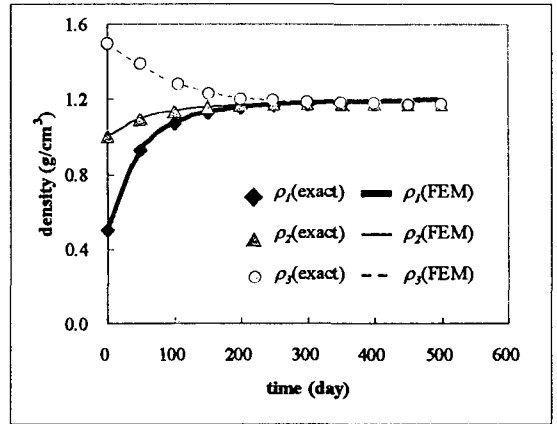


Fig. 8. Verification result of structural analysis program

를 0으로 하여 경계조건에서의 절점에 축 방향의 응력만이 존재하게 하였다.

Fig. 8은 검증 결과 그래프이다. 그래프에서 보듯이 시간 250일 이후에는 초기 밀도에 관계없이 단순 보의 밀도가 모두 1.2 g/cm^3 로 수렴하였고 엄밀해의 결과와도 일치함을 알 수 있다. 이 결과는 골 재생해석 프로그램이 자기최적화 이론을 정확히 표현하고 있음을 보여준다.

5. 해석결과 및 고찰

5.1 재료에 따른 인공 고관절의 거동 특성

이 절에서는 과거에 사용되었던 여러 가지 금속소재 보철물과 복합재료 보철물이 삽입된 인공 고관절의 거동을 재료에 따라 살펴보았다.

고려하는 보철물의 재료는 코발트-크롬합금(cobalt-chrome alloy), 티타늄합금(titanium alloy : Ti6Al4V), 그리고 탄소섬유(carbon fiber)계열의 복합재료 AS4/PEEK 이다. 한편 해석에 이용된 복합재료는 준등방성 재료(quasi-isotropic material)의 성질을 갖도록 적층되었다. 따라서 복합재료 보철물의 등가 탄성계수(equivalent elastic modulus), E 는 84GPa, 포아송 비는 0.28, 그리고 전단계수는 54GPa 이다. 해석에 사용된 보철물은 타원형 단면을 갖는다. Fig. 9는 보철물의 재료에 따른 인공 고관절의 구조해석을 위해 생성된 3차원 요소와 하중 및 경계조건을 나타내고 있다. 대퇴골의 형상 데이터는 위 절에서와 같이 참고문헌을 통해 얻었으며 건강한 대퇴골에서의 응력자극을

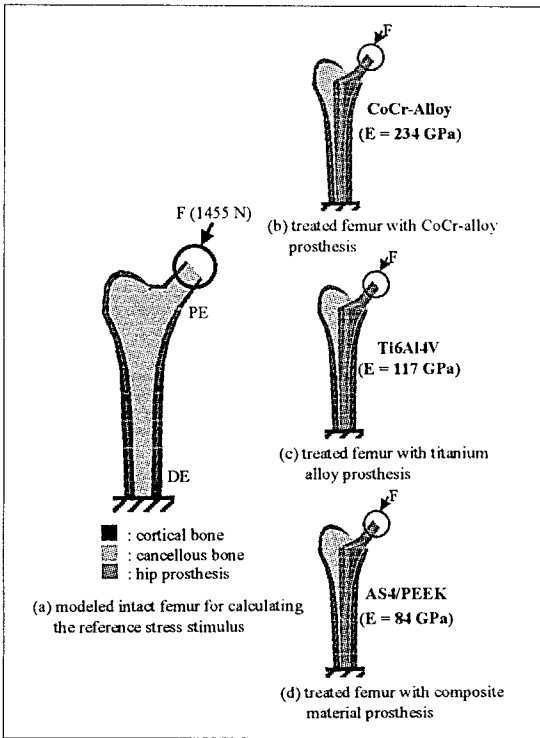


Fig. 9. Treated femurs with prostheses of various materials

계산하여 기준 응력자극의 값을 구하였다. 기준 응력자극의 계산을 위한 건강한 대퇴골에서는 2,178개의 절점과 1,904개의 요소가 그리고 인공 고관절에서는 1,986개의 절점과 1,712개의 요소가 생성되었다.

Fig. 9와 같이 원위부 끝단을 고정하였고 관절하중 1,455N을 하중 값으로 사용하였다. 그리고 하중의 작용 각도는 30°의 면내각도와 15°의 면외각도를 사용하였다. 수술 직후 피질 골의 초기밀도는 1.8g/cm³, 해면질 골의 초기밀도는 0.5g/cm³으로 하였다. 또한 골이 충분히 성장하여 골 접착이 완료되었다는 가정하에서 모든 해석을 수행하였다[16]. 이 때 보철물과 골 사이의 골 섬유유의 인장강도를 참고문헌을 통해 얻어 강도비를 계산하였고 골과 보철물의 원주방향 변위의 차이로부터 상대미소운동량을 구하였다. 해석의 결과를 도출하는 부분은 건강한 대퇴골의 해석과 마찬가지로 근위단(PE)과 원위단(DE)이다.

Fig. 10은 보철물의 재료에 따른 인공 고관절 내측의 부위별 골 밀도변화를 보철물의 재료에 따라 비교하여 나타낸 그래프이다. 원위단에서 근위단으로 갈수록

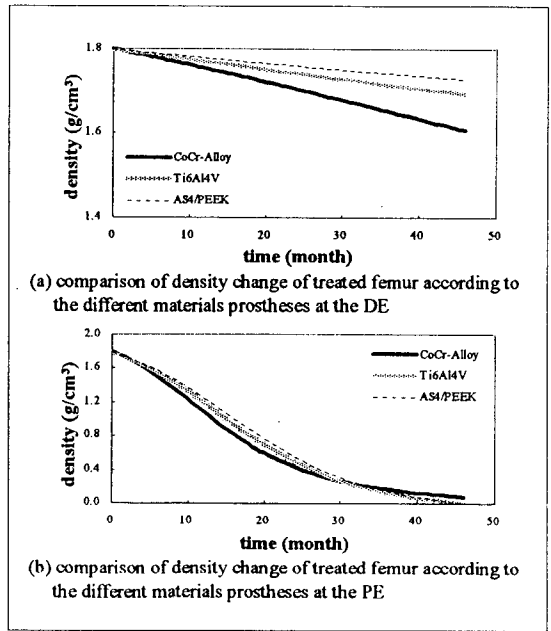


Fig. 10. Comparison of density change in treated femurs according to the various prosthesis material

많은 양의 골 흡수가 시간에 따라 나타났다. 또한 재료에 관계없이 수술 후 4년이 경과한 시점에서 모든 인공 고관절 근위단에서 거의 완전 골 흡수(fully bone resorption)가 나타났다. Fig. 10(a)에서 보듯이 탄성계수가 큰 코발트-크롬합금의 보철물이 삽입된 인공 고관절에서 더욱 많은 골 흡수가 일어났으며 Fig. 10(b)와 같이 근위단에서 골 흡수의 정도가 커짐을 알 수 있다.

Fig. 11은 THR 후 3년동안의 골 흡수율을 각 단면 별로 나타낸 그래프이다. 원위단에서 재료에 따른 골 흡수율의 차이는 미소하게 나타나며 그 범위도 10%이내에 있다. 그러나 근위단에서의 골 흡수율은 재료에 따라 큰 차이를 보이며 3년 후 중간부에서의 골 흡수율의 경우 코발트-크롬합금 보철물이 삽입되는 인공 고관절에서는 다른 재료에 비해 2배 이상의 골 흡수가 일어남을 볼 수 있다. 이는 응력방패현상에 의해 골 밀도가 감소하고 강성이 큰 보철물이 삽입된 인공 고관절에서는 응력방패현상이 심화되어 더욱 많은 양의 골 흡수가 발생함을 나타내는 결과이다.

Fig. 12에 보철물의 재료별로 강도비의 변화를 비교하였다. 그림에서 보듯이 코발트-크롬합금의 경우 전 시간에 걸쳐 골 파손이 일어나지 않는 범위의 강도비

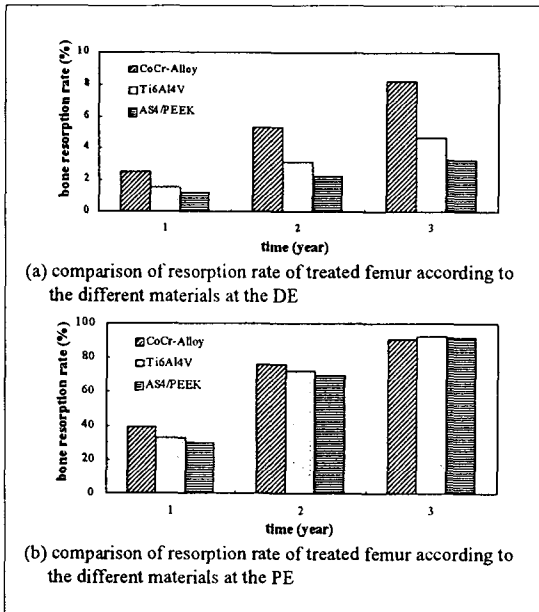


Fig. 11. Comparison of resorption rates in treated femurs according to the various prosthesis materials

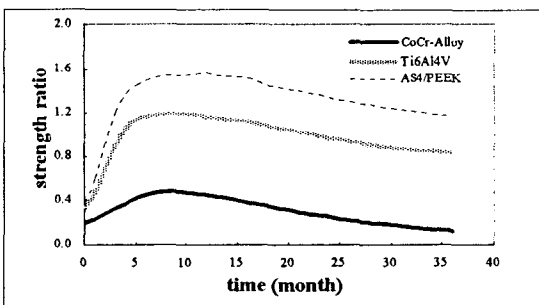


Fig. 12. Strength ratio changes of treated femur according to the various prosthesis materials at PE

를 갖지만 그 외의 강성이 작은 보철물이 삽입된 인공 고관절에서는 각각 6개월 이내에 골과 보철물의 접촉 부에서 골 파손이 일어난다. 이는 강성이 큰 보철물의 경우 응력방패현상이 커 응력 값의 대부분이 보철물로 전파되나 보철물의 강성이 작은 경우 상대적으로 응력 방패현상이 작게 나타나므로 하중에 의한 접촉부에서의 응력은 커지는 현상을 나타낸다. 또한 그래프가 초기에 상승하다 시간이 지나면서 감소하는 추세를 보이는데 이는 THR적 후 인공 고관절의 골 밀도가 감소하면서 응력이 접촉부로 전이되어 강도비가 시간에 따라 증가하나 시간이 흐른 후 접촉부에서의 골 섬유 밀

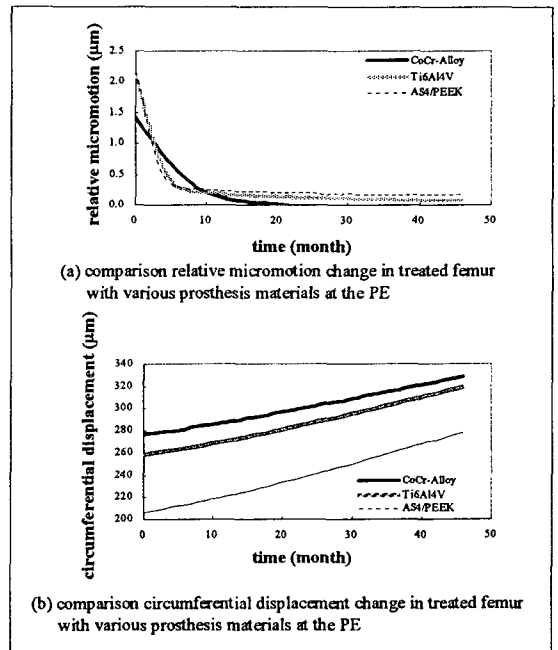


Fig. 13. Comparisons of displacement changes of treated femur according to the various prosthesis materials at PE

도가 감소하면서 접촉부에서의 응력이 감소함으로 써 나타나는 현상이다.

Fig. 13은 보철물의 재료별로 상대미소운동량 및 원주방향의 변위를 비교하여 나타낸 그래프이다. 상대미소운동량은 시간에 따라 골 흡수가 진행되면서 감소에 하나 원주방향의 변위량은 증가한다. 원주방향 변위는 보철물의 강성에 따라 큰 차이를 보이지만 상대 미소운동량의 경우 보철물의 강성에 따라 다소 차이를 보이나 그 값은 크게 차이가 나지 않는다. 그러나 이는 THR의 초기 안정성이 확보되었다는, 즉 골 섬유 성장이 완료되었다는 가정하에서 도출한 결과이므로 약의 결과로 인공 고관절의 초기 안정성에 대한 평가는 불가능하다. 따라서 강성설계가 가능하고 금속재료에 비해 연질인 복합재료가 인공 고관절 보철물의 재료로 적합하나 이를 사용하기 위해서는 접촉면에서의 응력 분포와 상대미소운동을 필히 검토하여 인공 고관절의 초기 및 장기적인 안정성의 확보가 필요하다.

5.2 복합재료 보철물의 적층에 따른 인공 고관절의 거동 특성

이 절에서는 복합재료 보철물의 적층각도에 따른 인

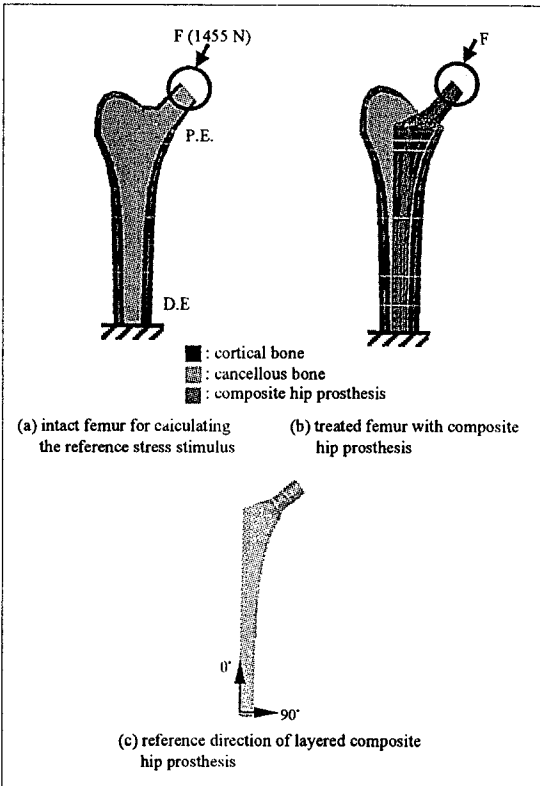


Fig. 14. Intact and treated femurs and reference direction of composite hip prosthesis

공 고관절의 거동을 살펴보았다. 보철물의 재료는 탄소 섬유계열의 복합재료 AS4/PEEK을 이용하였다. 고려된 복합재료의 적층각도는 $[0]_n$, $[90]_n$ 외에 균형 적층 (balanced laminates)인 $[30]_{ns}$ 와 $[0/45/90]_{ns}$, 그리고 불균형적층(unbalanced laminates)으로 $[-30]_{ns}$, $[60]_{ns}$, 및 $[75]_{ns}$ 이다. 여기서 아래첨자 n은 층 적층개수를 s는 적층의 대칭을 의미한다. Fig. 14은 보철물의 재료에 따른 인공 고관절의 구조해석을 위해 생성된 3차원 요소와 하중, 경계조건 및 보철물의 적층의 기준축을 보여 주고 있다.

Fig. 15와 Fig. 16은 복합재료 보철물의 적층각도에 따른 인공 고관절 내측의 부위별 골 밀도변화를 비교하여 나타낸 그래프이다.

균일 적층의 경우 Fig. 15에서 보듯이 강성이 작은 적층각도인, $[90]_n$ 에 비해 보철물의 강성이 큰 적층각도, $[0]_n$ 에서 더욱 많은 골 흡수가 일어났으며 Fig. 15(b)와 같이 근위단에서 골 흡수의 정도가 커진다. 또

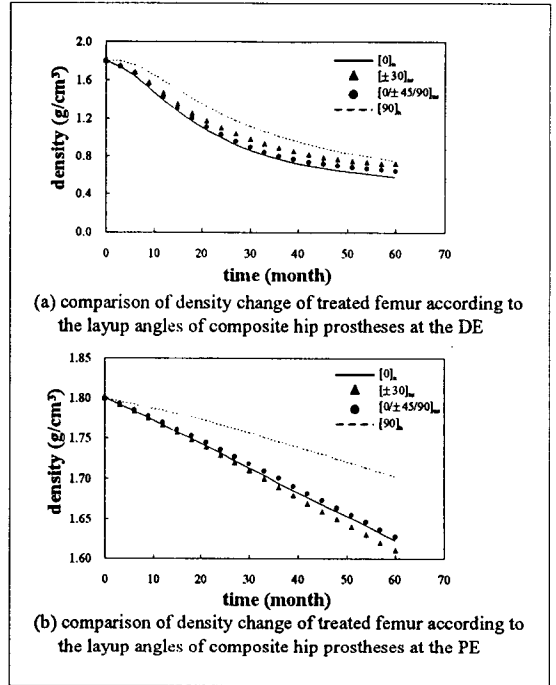


Fig. 15. Comparisons of density change in treated femurs according to various layup angles of composite hip prosthesis(balanced layers)

한 불균형 적층에서도 Fig. 16과 같이 강성이 작아지는 적층각도를 갖는 복합재료 보철물이 삽입된 경우에 비해 강성이 큰 적층각도를 갖는 복합재료 보철물이 삽입된 경우에 골 흡수의 정도가 더 커지며, 역시 근위부로 갈수록 골 흡수의 정도는 커진다. 결과로부터 알 수 있는 것은 적층각도가 60° 이상에서 근위부의 골 밀도는 초기에 증가하고 시간이 지나면 골 흡수가 나타난다는 사실이다. 이러한 현상은 수술 후 인공 고관절의 골 밀도유지에 도움이 될 것이다. 그러나 보철물의 강성이 작은 경우 골과 보철물간의 접촉부에서의 응력은 커지게 되어 초기에 해리를 유발할 수 있다.

Fig. 15과 Fig. 16과 같이 보철물의 강성이 작은 적층의 경우 수술 직후 접촉부에서의 응력이 골의 파손 응력에 비해 크기 때문에 골 섬유 초기 접착이 불가능하며 접착이 이루어졌다 하더라도 2개월 내에 골 파손에 의한 해리가 발생한다.

Fig. 17과 Fig. 18은 보철물의 적층별로 상대미소운동량 및 원주방향의 변위를 비교하여 나타낸 그래프이다. 상대미소운동량은 시간에 따라 골 흡수가 진행되면서 감소에 하나 원주방향의 변위량은 증가한다. 원주방

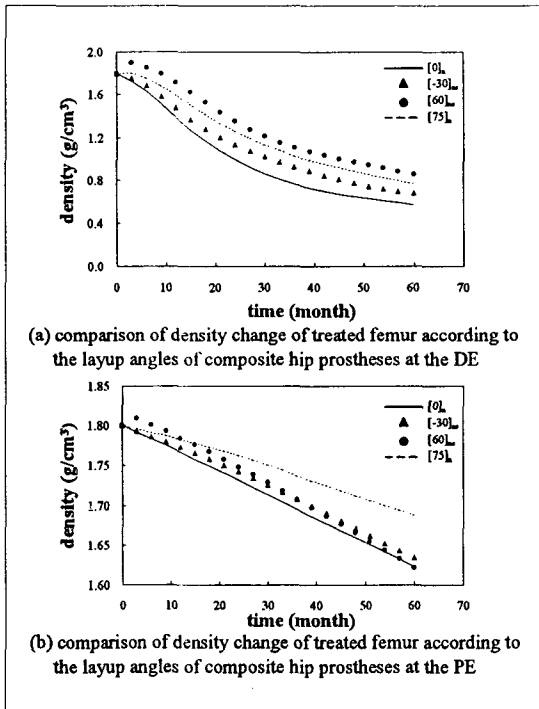


Fig. 16. Comparisons of density change in treated femurs according to various layup angles of composite hip prosthesis(unbalanced layers)

향 변위는 보철물의 강성에 따라 큰 차이를 보이지만 상대 미소운동량의 경우 보철물의 강성에 따라 다소 차이를 보이나 그 값은 크게 차이가 나지 않는다. 또한 적층각도가 60° 이상에서 원주방향 변위는 크나 다른 적층각도에 비해 시간에 따라 증가하지는 않는다.

위의 결과로부터 복합재료 보철물의 강성을 작게 하는 적층은 인공 고관절의 장기적 안정성에 유리하나 접촉면에서의 과도한 응력으로 인해 초기 안정성에는 불리하므로 최적화 설계 등을 통한 복합재료 보철물의 적절한 적층각도의 배열이 필요함을 알 수 있다.

6. 결 론

이상의 연구를 통해 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. 인공 고관절에 나타나는 3가지 임상적 문제를 역학적 인자로 전환하여 표현하였으며 시간에 따른 인공 고관절의 골 재생성 과정의 해석을 위해 3차원 비

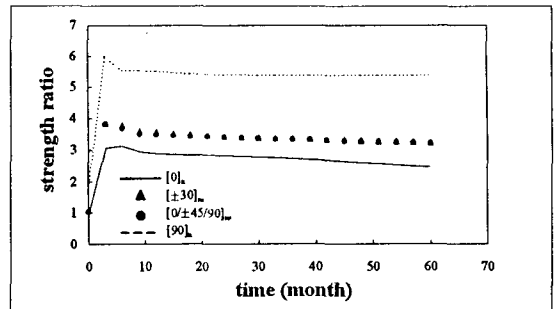


Fig. 17. Comparison of strength ratio changes treated femurs according to various layup angles of composite hip prosthesis at PE(balanced layers)

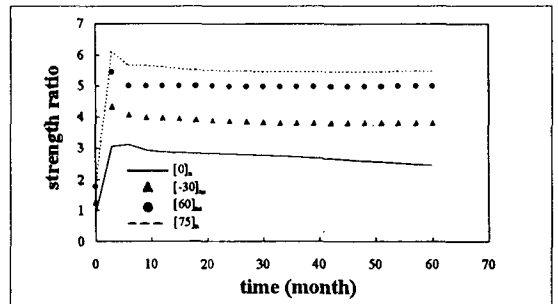


Fig. 18. Comparison of strength ratio changes treated femurs according to various layup angles of composite hip prosthesis at PE(unbalanced layers)

선형 유한요소해석 프로그램을 개발 및 검증되었다.

2. 보철물의 재료를 코발트-크롬 합금, 티타늄 합금 및 복합재료로 분류하여 인공 고관절의 시간에 따른 골 밀도 변화, 접촉면에서의 응력상태, 상대미소운동량을 관찰하였다. 그 결과 복합재료 보철물 경우 다른 금속재료에 비해 골 흡수가 적어 우수한 성능을 보였으나 접촉면에서의 응력 값이나 상대미소운동량은 크게 나타났다. 따라서 강성 설계가 가능하고 금속 합금에 비해 연질인 복합재료 보철물의 사용으로 인공 고관절의 수명을 연장 할 수 있으나 접촉면에서의 응력 분포와 상대미소운동량의 증가는 고려되어야 할 사항임을 알았다.

3. 복합재료 보철물의 적층각도를 균형 적층 및 불균형 적층으로 분류하여 인공 고관절의 시간에 따른 골 밀도 변화, 접촉면에서의 응력상태, 상대미소운동량을 관찰하였다. 그 결과 보철물의 강성이 적은 적층의 경우 다른 적층에 비해 골 흡수가 적어 우수한 성능을 보였으나 접촉면에서의 응력 분포가 크게 나타나 접촉부의 파손이 예상되었다.

후 기

본 연구는 1997년 교육부 학술연구 조성비(ME97-C-35)에 의하여 연구되었음

참고문헌

1. Harkess, J.W., "Arthroplasty of Hip", Campbell's Operative Orthopaedics, 8th eds., Vol. 1, Mosby Year Book, St. Louis, Missouri, 1992
2. Yildiz, H., "Composite Hip Prosthesis Design", Dissertation for Degree of Ph. D of Stanford University, Stanford, California, 1993
3. Kelsey, D.J., and Springer, G.S., "Composite Implant for Bone Replacement", Journal of Composite Materials, Vol. 31, No. 16, 1997, pp. 1593~1632
4. Jacobs, C.R., "Numerical Simulation of Bone Adaptation to Mechanical Loading", Dissertation for Degree of Ph. D of Stanford University, Stanford, California, 1994
5. Carter, D.R., Fhyrie, 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, 1987, pp. 785~794
6. Frost, H.M., Law of Bone Structure, Springfield, Charles C. Thomas, 1964
7. Carter, D.R., and Hayes, W.C., "The Compression Behavior of Bone as a Two-phase Porous Structure", Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 59A, 1977, pp. 954~962
8. Orr, T.E., "The Role of Mechanical Stresses in Bone Remodeling", Dissertation for Degree of Ph. D of Stanford University, Stanford, California, 1990
9. Beaupre, G.S., Carter, D.R., Fhyrie, D.P., and Orr, T.E., "A Bone Surface Area Controlled

Time-dependent Theory for Remodeling", Orthopaedics Transactions, Vol. 13, 1989, pp. 354~355

10. Carter, D.R., "The Relationship Between in vivo Strains and Cortical Bone Remodeling", CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering, Vol. 8, Boca Raton, CRC Press, 1982, pp. 1~28

11. 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", Journal of Biomechanical Engineerings, Vol. 106, 1984, pp. 342~350

12. Huiskes, R., Dalstra, M., van der Venne, R., Grootenboer, H., and Sloof, T.J., "A Hypothesis Concerning the Effect of Implant Rigidity on Adaptive Cortical Bone Remodeling in the Femur", Biomechanics: Principles and Applications, ed. By G. Bergmann, R. Kolbel, A. Rohlmann, Dordrecht, The Netherlands, Martinus Nijhoff, 1987, pp. 325~331

13. Huiskes, R., Weinans, H., Grootenboer, H.J., Dalstra, M., Fudala, B., and Slooff, T.J., "Adaptive Bone-remodeling Theory Applied to Prosthetic Design Analysis", Journal of Biomechanics, Vol. 20, 1987, pp. 1135~1150

14. Cowin, S.C., "Bone Remodeling of Diaphyseal Surface by Torsional Loads: Theoretical Predictions", Journal of Biomechanics, Vol. 20, 1987, pp. 1111~1120

15. Zienkiewicz, O.C., and Taylor, R.L., The Finite Element Method, 4th edition, Vol. 2, McGraw-Hill, St. Louis, Missouri, 1990

16. Davy, D.T., Kotzar, G.M., Brown, R.H., Heiple, K.G., Goldberg, V.M., Heiple, K.G. Jr., Berilla, J., and Burstein, A.H., "Telemetric Force Measurements across the Hip After Total Arthroplasty", The Journal of Bone and Joint Surgery, 1988, pp. 45~50