

(論 文)

# FEM을 이용한 외부고정구 영향에 의한 골-재형성에 대한 해석

김 영 은\* · 이 원 식\*\*

(1990년 11월 23일 접수)

## Analysis of Bone-Remodeling by the Influence of External Fixator with FEM

Young Eun Kim and Won Sik Lee

**Key Words :** Bone-Remodeling(골-재형성), FEM(유한요소법), External Fixators(외부고정구), Surface Remodeling(형상변화), Internal Remodeling(밀도변화)

### Abstract

A computational method has been developed to analyze the bone-remodeling induced by external fixator. The method was based on the Finite Element Method (FEM) in combination with numerical formulation of adaptive bone-remodeling theories. As a feed-back control variable, compressive strain and effective stress were used to determine the surface remodeling and internal (density) remodeling respectively. Surface remodeling and internal remodeling were combined at each time step to predict the real situation. A noticeable shape and density change were detected at the region between two pins and density change was decreased with time increment. At final time step, the shape and density distribution were converged closely to its original intact bone model. Similiar change was detected in stress distribution. The altered stress distribution due to the pin and external fixator converged to the intact stress distribution with time.

### 1. 서 론

인간의 뼈는 이에 작용하는 구조적 하중에 대해 최적형태를 유지하는 한편, 이 구조적 하중의 변화가 발생하면 이에 대응되는 최적의 형태로 변화하려고 한다. 이 과정은 뼈내에 스트레인의 변화에 의하여 발생하는 침착(deposition), 또는 흡수(resorption) 현상에 의하여 외적형상(surface remodeling) 및 물성치(internal remodeling, 본 연구에서는 밀도)의 변화가 계속적으로 발생됨으로써 이루어진다. 이와같은 현상은 골격병리학에서의 치료나 의료 보조기구의 설계시 고려되는 중요 인자

이다.

상기 현상에 대한 해석은 지금까지 주로 실험적<sup>(1~4)</sup>으로 행하여져 왔으나 최근에는 이에 대한 정량적인 해석을 시도하기 위한 이론적인 모델들이 개발되고 있다. Cowin과 Hegedus<sup>(5,6)</sup>는 스트레인의 변화에 의하여 발생하는 골-재형성에 대한 예측을 형상화하기 위한 수학적 모델(adaptive elasticity)을 제시하고 초기 경계치 문제에 대한 해를 제시하였다. 위의 이론을 적용하여 Cowin과 Van Buskirk<sup>(8,9)</sup>는 수직하중을 받는 원통형 모델에서 내압까지 받는 경우(medullary 핀이 삽입된 경우)에 대해 체적비(volume fraction)의 변화에 따른 원통형 모델의 안쪽면(endosteal surface)에서 발생하는 흡수에 의한 형상변화와 응력변화를 해석함으로써 핀이 빠지는 현상(pin-loosening)을 이론적으로 해석

\* 정회원, 단국대학교 공과대학 기계공학과

\*\*정회원, 단국대학교 대학원

하였다. 그리고 Firoozbakhsh와 Cowin<sup>(10)</sup>은 정적 균일응력하에서 초기에 불균일한 밀도분포를 갖는 원통형 모델이 하중을 받아 이의 밀도분포가 균일하게 변화되는 과정을 역시 위의 이론을 이용하여 해석하였다. 그러나 이와같은 이론적 해석은 간단한 형태의 대상모델에서만 가능하므로, 실제적인 현상을 해석하기 위하여 FEM을 이용한 해석이 시도되고 있다. FEM을 이용한 방법으로는 여러가지 기계적인 인자중 골-재형성을 일으킨다고 여겨지는 인자를 택하여 이 변화를 계산한 후 다음과정에서 다시 변화된 값(탄성계수 또는 좌표)을 입력치로 하여 반복적으로 계산하는 방법으로 이 현상을 해석하고 있다. 최근 Huiskes<sup>(11)</sup>등은 피질골내에 삽입한 캔트레버 형태(2-D type)를 갖는 스템(stem)의 굽기에 따른 피질골의 형상변화와 밀도변화를 각기 해석하였으며 변형 에너지 밀도(SED; Strain Energy Density)를 뼈의 형상변화와 밀도 변화를 예측하는 인자로 사용하였다. Fihrie와 Carter<sup>(12)</sup>는 유효응력을 골-재형성이 발생하는 인자로 택하여 고관절 골두(femoral head)의 밀도분포를 계산하였으며 Brown<sup>(13)</sup>등은 여러가지 기계적 인자를 선택하여 형상변화를 해석하고자 하였으나 실험의 결과와 비교하여 특별한 시간대를 제외하고는 만족할 만한 결과를 얻지 못하였다. 그러나 뼈는 최적의 스트레인 분포를 유지하기 위하여 형상의 변화와 밀도의 변화를 반복적으로 수행하여 원래 주어진 최적의 스트레인 분포를 유지하도록 계속 변화하고 있는데 지금까지의 연구는 이를 각기 독립적으로 해석하였다. 위에 언급된 두가지 요소(형상변화 및 밀도변화)를 함께 해석한 연구는 Hart<sup>(14,15)</sup>가 중공관 형태의 간단한 모델을 이용하여 초기의 영의 스트레인 상태에서부터 하중을 받기 시작한 후 이에 따른 골-재형성 과정을 FEM을 이용한 방법으로 해석하였다.

그러나 실제로 인간의 각 골격은 일상적인 행동하에서 일정량의 스트레인이 발생되고 있으며, 만일 보철기구 등의 삽입이 있는 경우 이 스트레인량에 변화가 발생한다. 이 변화는 결국 형상변화와 밀도변화를 유발시켜 보철기구가 삽입되지 않은 원래 상태의 응력분포로 복귀하려고 할 것이다. 따라서 이 변화과정을 해석하기 위하여 체외고정구(external fixator)를 삽입한 경우에 대하여 시간에 따른 밀도 및 형상변화에 대한 해석을 함께 시도하고자 한다.

## 2. Remodeling 이론 및 FEM 모델

### 2.1 형상변화(Surface Remodeling)

일반적으로 정상상태(intact)에서의 remodeling 현상과는 달리 외부고정구와 핀이 삽입된 경우에 있어서는 가한 하중이 핀과 외부고정구를 통하여 상당량 전달되기 때문에 핀과 핀 사이에서의 형상변화가 크게 발생되리라 예측된다.

본 연구에서 형상변화에 이용한 식은 아래와 같다. 모델의 표면형상은 remodeling에 기인한 형상변화에 의한 시간의 함수로 표기된다.

$$S=S(t) \quad (1)$$

표면에서의 형상변화의 속도는 Cowin과 Van Buskirk<sup>(9)</sup>에 의하면 다음과같이 변화한다고 하였다.

$$U=C_{ij}(n, Q) [\epsilon_{ij}(Q) - \epsilon_{ij}^*(Q)] \quad (2)$$

여기서  $U$ 는 임의의 점  $Q$ 에서의 형상변화 속도이고,  $\epsilon_{ij}(Q)$ 는 스트레인 텐서이다. 즉 모델표면에서 법선 방향으로의 변위속도는 정상상태의 스트레인으로 부터의 변화량에 비례한다고 하였다. 따라서 본 연구에서  $\epsilon_{ij}^*$ 는 외부고정구가 체결되지 않은 상태에서, 뼈만의 FEM모델로부터 얻어지는 각 절점의 스트레인 값이 된다. 이 값을 기준값으로하여 외부고정구가 삽입되었을 경우에 발생하는 스트레인양  $\epsilon_{ij}(Q)$ 와의 차가 결국 표면에서의 remodeling을 발생시킨다 하였다. 여기서  $C_{ij}(n, Q)$ 는 위치  $Q$ 에서의 뼈 표면의 법선방향에 관계되는 상수 값이다. 식 (2)에서 우측의 항이 양수(positive)이면 모델의 바깥쪽 표면에 침착(deposition)이 발생하고 음수(negative)이면 흡수(resorption)가 발생한다. 그리고 이 현상은 안쪽 표면에서는 반대로 표기된다. 따라서 형상변화는 모델의 바깥면(perioseal surface)과 안쪽면(endosteal surface)에서 식 (2)로 계산된 값을 각각 구함으로써, 두 면에서 동시에 이루어 지도록 해석하였다.

위의 식은 6개의 스트레인성분을 갖으므로 식 (3)과 같이 쓸수있다.

$$U=[C_1 \ C_2 \ C_3 \ C_4 \ C_5 \ C_6] \begin{bmatrix} \epsilon_{xx} - \epsilon_{xx}^* \\ \epsilon_{yy} - \epsilon_{yy}^* \\ \epsilon_{zz} - \epsilon_{zz}^* \\ \epsilon_{xy} - \epsilon_{xy}^* \\ \epsilon_{yz} - \epsilon_{yz}^* \\ \epsilon_{zx} - \epsilon_{zx}^* \end{bmatrix} \quad (3)$$

식 (3)에서 6개의 상수값은 뼈의 형상에 대한 현상학적인 계수이며 실험적으로 찾아내어야 하는데, Hart<sup>(14)</sup>는 이 값을 실험적으로 구하여 사용하였다. 즉 압축력의 변화에 의한 형상변화는  $C_3$ 가 1000일 경우 실험치와 제일 근사한 값을 얻었다. 따라서 본 해석에서는 압축스트레인의 변화를 형상변화를 일으키는 인자로 택하여 형상변화를 해석한다.

## 2.2 밀도변화(Internal Remodeling)

유한요소법을 이용하는 경우 밀도변화를 일으키는 인자 중 유효응력(effective stress)을 변수로 사용한 결과가 비교적 적합한 밀도의 변화를 예측할 수 있었다<sup>(12)</sup>. 따라서 식 (4)와 같이 표기되는 각 요소에서의 유효응력 값은 각 시간대에서 FEM 해석 결과를 이용하여 구할 수 있다.

$$\sigma_{eff}^T = \sigma_p^T M n \sigma_p \quad (4)$$

$$\sigma_p^T = [\sigma_{p1}, \sigma_{p2}, \sigma_{p3}]$$

여기서  $\sigma_p^T$ 는 각 요소에 발행되는 주응력(principal stress)을 의미하며, 행렬  $Mn$ 은 다음과 같다.

$$Mn = \begin{bmatrix} 1 & -\nu & -\nu \\ & 1 & -\nu \\ \text{sym} & & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

윗식에서  $\nu$ 는 프와송비(possion's ratio)를 의미한다.

따라서 각 요소의 밀도변화량  $\Delta\rho$ 는 다음과 같이 표기되는데

$$\Delta\rho = A(\sigma_{eff}^* - \sigma_{eff}^*) \quad (6)$$

여기서  $\sigma_{eff}^*$ 는 정상상태 모델의 경우 각 요소의 유효응력값을 의미하고  $\sigma_{eff}$ 는 체외고정구가 결합된 후 각 뼈 요소에서 발생하는 유효응력을 의미한다.

여기서 상수  $A$ 는 Carter와 Hayes<sup>(16)</sup>가 제안한 다음의 관계식에서 구할 수 있다.

$$\rho = A\sigma_{eff}^\alpha \quad (7)$$

위식에서  $\alpha$ 는 상수이며, 본 해석에서는 1/2로 가정하였다<sup>(12)</sup>. 따라서 상수  $A$ 값은 정상상태의 가정된 밀도값과 유효응력 값을 이용하여 다음식과 같이 구할 수 있다.

$$A = \rho^* / \sigma_{eff}^{*(1/2)} \quad (8)$$

## 2.3 FEM 모델

경골(tibia)에 bilateral type<sup>(17,18)</sup>의 체외고정구를 부착시킨 모델을 만들기 위해 CT-scan을 한 필름을 이용하였다. 그리고 컴퓨터의 계산시간을 줄이

기 위하여 필름에서 얻어진 단면현상을 관성 모멘트의 값이 같은 중공관 형태의 모형으로 간략화시켰다. 뼈 그리고 핀과 고정구를 구성하는 요소는 8절점의 3차원 등계수요소(isoparametric 8-node solid element)로 Fig. 1과 같이 구성하였다.

모델은 328개의 절점과 153개의 요소로 구성하며, 핀의 실제 단면 형상은 원형이지만 뼈를 구성하는 각 요소와의 연결관계 때문에 단면의 관성모멘트 값이 같은 정사각형 요소로 치환하여 구성하였다.

하중은 모델의 윗쪽면에 수직방향으로 작용시켰고 경골 모델의 바닥면과 외부고정구(plate)의 바닥면 중 대칭면을 제외한 절점에서는 수직방향으로, 대칭면의 절점에서는 수직방향과 대칭방향으로 고정시켰고 바닥면을 제외한 대칭면은 그 면의 수직방향으로 변위를 고정시켰다.

실험적인 연구 결과 정적하중은 오히려 remodeling을 감소시키며<sup>(1)</sup> 오직 동적하중이 작용될 경우에 증가되는 형태로 나타난다. 아울러 하루동안 받는 동적하중의 빈도에 따라 큰 변화가 발생하는데 어느 정도 이상의 빈도에서는 거의 일정한 형태를 취하고 있다. 따라서 본 모델에서 가해지는 하중값은 위에서 설명한 어느 정도 이상의 동적하중값으로 가정하고 그 크기는 일반성인의 몸무게를 70kg

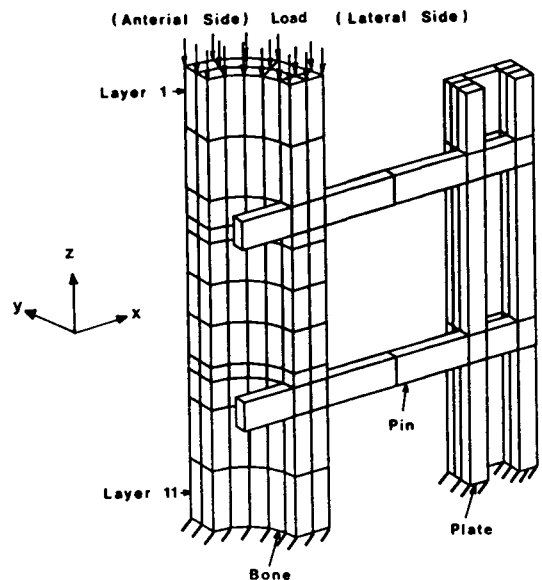


Fig. 1 Constructed FEM model

으로 가정하여 5배 설정하였다. 또 장골(long bone)의 경우 수직방향의 탄성계수 값은 나머지 두 방향 값에 비해 더 큰 값을 갖게되나(transverse isotropic) 거의 원형형태를 취하는 중간부분에서는 이 차이가 뚜렷하지 않으므로<sup>(10)</sup> 본 모델은 균일한 탄성계수값을 갖는다고 가정하였다. 뼈요소는 17 GPa의 탄성 계수 값을, 핀 및 외부고정구에는 175GPa의 탄성계수 값을 사용하였다. 상부 핀의 바로 밑부분과 하부 핀의 바로 윗부분 요소는 실제로는 발생하는 응력값이 미소하나 각 절점을 핀 요소와 공유하기 때문에 매우 큰 응력이 발생된다. 이를 보완하기 위하여 상부핀의 바로 밑부분과 하부핀 바로 윗부분의 두 요소를 탄성계수가 매우 작은 값을 선택하였는데, 이 값은 광탄성 실험결과<sup>(10)</sup>를 FEM해석 결과와 비교하여 주응력값이 유사한 값이 나올때까지 수정하여 반복계산하여 정하였다. 그 결과 탄성계수 값이 뼈의 1/20일때 위의 실험에서 나온 응력값과 가장 유사함을 보였으며 이 두 요소에서는 remodeling이 발생하지 않는 것으로 가정하여 모델을 구성시켰다.

2.4 프로그램의 구성

먼저 체외고정구가 삽입된 모델에서 체외고정구를 없애고 경골을 관통하도록 만들어진 핀 요소를 뼈 요소로 바꾼다음 하중을 가하여 각 절점에서 발생하는 스트레인과 주응력을 구한다. 다음 체외고정구가 삽입된 모델로부터 각 절점에 스트레인을 구한 후 앞에서 얻어진 값과 함께 식 (3)을 이용하여 주어진 시간간격에 대한 형상 변화값을 구하여 각 절점의 위치를 재조정한다. 각 절점의 좌표를 조정하기 위해서는 발생한 형상변화 값의 방향을 정해야 되는데 이것은 전체 좌표계의 X, Y, Z축을 국부 좌표계의 r, s, t축으로 변화시키는 과정에서 모델의 바깥방향(periosteal)의 면을 s=1 방향에 수직한 면으로 설정하고 안쪽방향(endosteal)면은 s=-1 방향의 면으로 구성 시킴으로써 구할 수 있다. 그리고 표면의 변화에 따라 증가된 체적의 탄성계수는 새로운 요소가 생성된 후 75일이 지난 후에 원래 뼈의 밀도 값과 같은 값이 된다고 보고 이 시간까지는 시간에 비례하여 선형적으로 변화한다고 가정한다<sup>(16)</sup>. 즉 새로이 생성되는 요소의 증가분의 밀도는 다음식과 같다.

$$\rho = \begin{cases} 1.832 \text{ (g/cm}^3\text{)}, & t \geq 75 \text{ days} \\ 0.02443t, & 0 \leq t < 75 \text{ days} \end{cases} \quad (9)$$

그리고 밀도와 탄성계수의 관계는 Carter와 Hayes<sup>(18)</sup>가 제안한 식 (10)을 이용한다.

$$E = c\rho^3 \quad (10)$$

여기서 c는 밀도와 탄성계수간의 상관계수이다. 체적이 증가한 요소의 탄성계수 값을 그 시간대의 새로이 계산된 탄성계수값과 식 (9)를 이용하여 구한 증가된 부피에 해당하는 탄성계수 값을 복합체의 탄성계수식인 다음식에 의해 새로이 계산한다.

$$E' = \frac{E_0 V_0}{V_T} + \frac{E_N V_N}{V_T} \quad (11)$$

여기서  $V_T$ 는 형상변화에 의하여 새로이 계산된 각 요소의 체적이고  $V_0$ 는 원래의 체적, 그리고  $V_N$ 은 체적의 증가분을 의미하며  $E_0$ 는 원래의 탄성계수,  $E_N$ 은 식 (9)와 식 (10)을 이용하여 구한 증가된 부피의 그 시간대의 탄성계수를 의미한다.

계산과정 중 형상변화의 식 (2)는 1계 미분방정식의 형태로 나타나게 됨으로 이것을 4th order Adams-Bashforth 방법으로 해결하였다. 그리고 위의 방법은 처음 3단계의 값이 필요하게 되므로 4th order Runge-Kutta 방법을 이용하여 대입하였다. 이 과정에 있어 주어진 시간대에서 미분방정식을 풀기위해 각 시간대에 따라 FEM을 다시 계산하여 새로이 구한 스트레인 값을 다음 단계의 미분방정식 해를 구하기 위해 사용된다. 계산과정을 나타내는 프로그램 순서도는 Fig. 2와 같다.

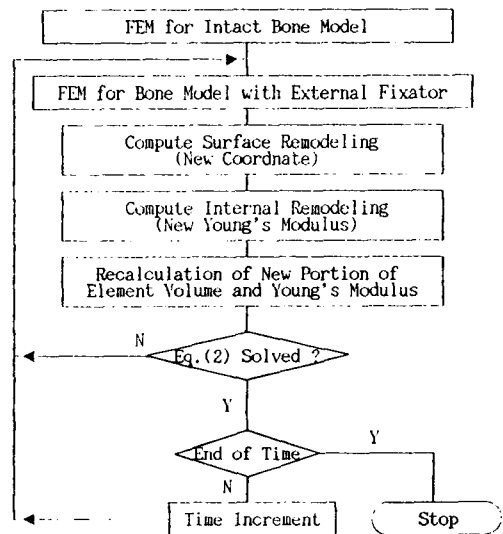


Fig. 2 Flow chart for bone-remodeling analysis

### 3. 결과 및 토의

형상변화 및 밀도변화의 전반적인 결과를 보면 핀에 근접한 요소에서의 변화량은 다른 요소들과는 달리 그 변화량이 급격하고 핀이 없는 초기상태로의 수렴 또한 늦음을 보이고 있다. 이것은 FEM을 이용하여 계산구간에서 각 요소의 스트레인 값을 구할때 핀요소가 뼈요소의 일부절점을 공유하고 있기 때문이며, 이러한 문제점은 핀의 형태를 실제와 같은 원형으로 사용하고 핀과 뼈 사이에 gap 요소를 사용하는 등의 방법으로 제거가 가능할 것이라 예측된다. 따라서 본 논문에서는 위의 이유 때문에 핀에 근접한 요소의 변화보다는 모델전체의 전반적인 변화량에 중점을 두어 해석하였다.

#### 3.1 형상변화의 결과

구성된 프로그램을 이용하여 형상 및 밀도변화를 동시에 반복적으로 해석한 결과 중 형상변화의 결과는 Fig. 3과 같다. Fig. 3은 각 계산단계에 따라 변화된 형상변화의 값을 상용 CAD프로그램을 이용할 수 있도록 CAD명령어를 생성시키는 프로그램을 작성하여 사용하였으며 외부고정구와 핀의 일부를 제거한 후 출력한 결과이다. 실제로의 형상변화 값은 그리 크지 않기때문에 그림은 실제의 변화량에 10배를 하여 그린 것이다. 이 경우 전체 해석 대상 기간을 4개월(0.33333년)로 하였으며, 이것을

12구간(0.02778년)으로 나누어 각 시간대의 변화량을 각각 구하였다. 그림에서 볼 수 있듯이 두핀 사이에서는 처음의 계산구간부터 4번째 계산구간( $t=0.11111$ 년)까지는 미세하지만 두께의 감소( $5 \times 10^{-3}$  mm)를 보이다가 그 이후부터 12번째 계산구간( $t=0.33333$ 년)까지는 두께의 변화는 없지만 바깥쪽으로 형상의 변화를 보이고 있다. 상부핀의 위부분에서는 시간이 점차 지남에 따라 증가하는 밀도의 영향때문에 오히려 약간의 두께의 감소를 초래하고 있다. 그러나 계산구간을 크게할 경우에는 점차로 처음상태의 형상으로 변화될 것이라 추정된다.

본 모델의 경우는 측면에서 삽입한 외부고정구를 대상으로 하였으므로, 상부 핀이 가장 크게 힘을 전달함으로써 상부핀의 위, 아래 부분에서 뚜렷한 형상의 변화가 계산된다. 이 결과는 Brown 등<sup>(13)</sup>의 실험 및 FEM 해석, 그리고 Churches와 Howllet<sup>(20)</sup>의 실험과 유사한 결과를 얻었다. Churches와 Howllet는 어린양의 Metapheyes에 2개의 Steimann 핀을 삽입하고 핀에 반복하중을 가한 후 28일 후에 핀사이 diaphyseal의 단면형상 변화를 관찰한 결과 핀이 관통한 부분(lateral side) 아래부분에서 뼈의 침착(bone deposition)이 있음을 발견하였다. 이 실험결과는 본 연구와는 다르게 두 핀사이에서는 오히려 응력이 증가하게 함으로써 단면이 증가되는 결과를 나타내었다. 그리고 Fig. 3에서 보면 전면(anteral side) 부분의 변화는 거의 보이지 않고 있으며 이 결과도 역시 위의 실험결과

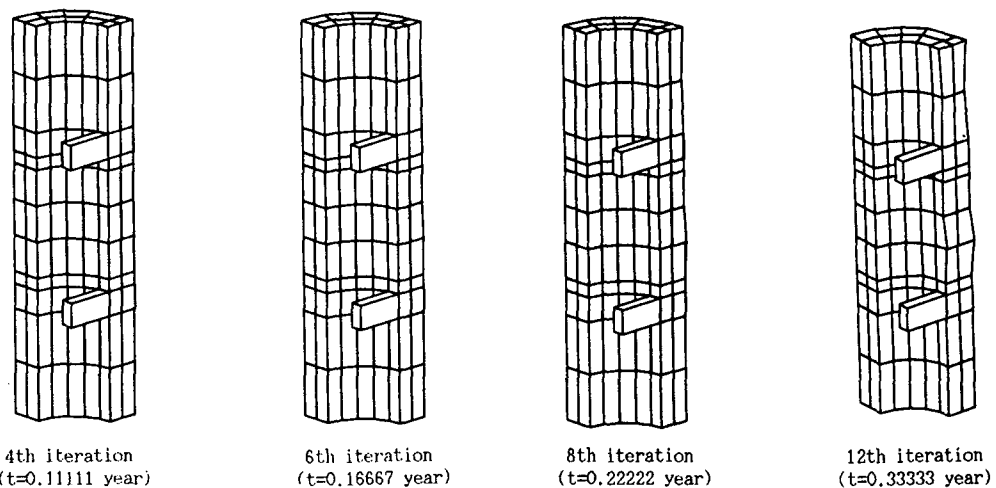


Fig. 3 Shape change due to bone-remodeling

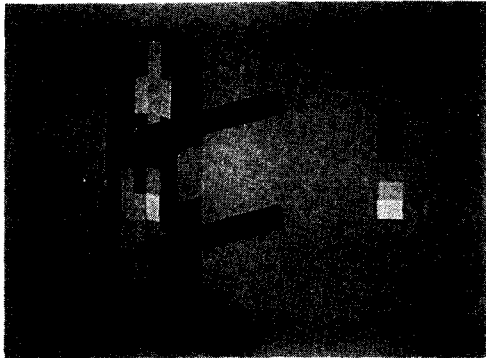
와 일치한다. 또한 상부핀의 위부분에서의 형상저동 또한 두 연구자의 형상변화 설명과도 잘 일치하고 있다.

### 3.2 밀도변화의 결과

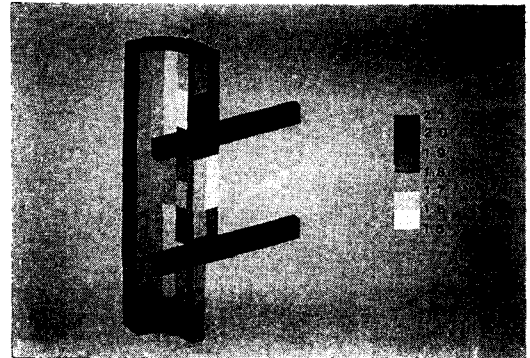
Fig. 4는 remodeling에 따른 각 요소의 밀도값을 각 색깔별로 표현하기 위한 프로그램을 작성 후, 이를 이용하여 표현한 것이다.

각 계산구간에 따른 밀도의 영역을 Fig. 4에서 보면 첫구간의 계산에서 정상상태의 밀도분포(1.832)와 같은 밀도분포 1.8~1.9의 범위가 상부핀의 위부분에 넓게 분포되어 있다 [(A) 안쪽면, (B) 바깥면]. 그러나 두 핀사이와 하부핀의 밀면은 외부고정구에 의한 stress-shielding 효과 때문에 밀도가 매우 감소됨을 볼 수 있다. 즉 두 핀 사이에 있는 요소의 경우 약 7.5%의 밀도감소가 계

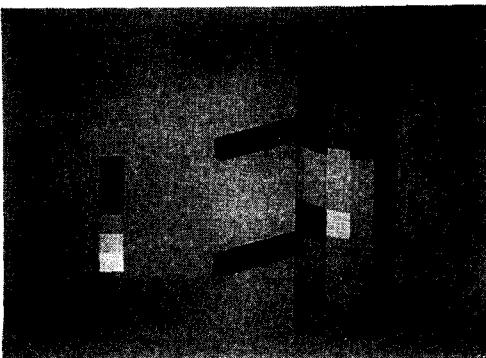
산되었다. 그러나 시간이 경과함에 따라 이 변화는 매우 적어지는데 8구간( $t=0.22222$ 년)과 12구간( $t=0.33333$ 년)에서 보면 모델의 앞쪽영역(arterial 영역과 antero-lateral 영역)에서는 거의 정상상태의 밀도분포와 유사하게 된다. 이 결과는 Woo<sup>(20)</sup> 등의 bone-plate를 이용한 실험결과와 같은 현상을 나타낸다. 즉 Woo등은 이 부분에서 떼어낸 시편을 이용한 굽힘실험의 결과 정상상태의 시편에서 얻은 결과와 별 차이가 없음을 발견하였다. 이 현상은 골-재형성에 의하여 초기상태의 변화된 밀도분포가 시간이 지남에 따라 점차로 정상상태의 밀도분포로 변화하여 가기 때문이라 추정된다. 이때 핀의 주변에는 핀의 영향으로 인하여 정상상태의 밀도값보다 매우 큰값이 분포한다. 특히 상부의 핀은 작용하는 하중의 상당부분을 받기때문에 핀 위쪽에 밀도가 매우 증가(약 11.5%)되어 있다. Fig.



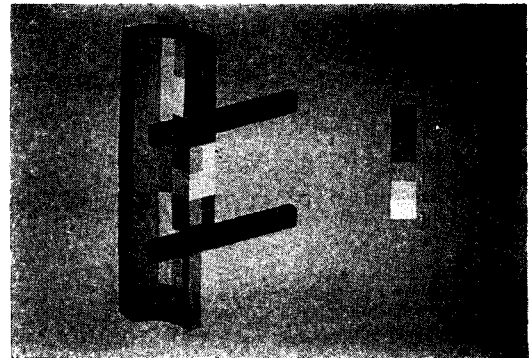
(a) 1st iteration - endosteal side  
( $t=0.02778$  year)



(c) 8th iteration  
( $t=0.22222$  year)



(b) 1st iteration - periosteal side  
( $t=0.02778$  year)



(d) 12th iteration  
( $t=0.33333$  year)

Fig. 4 Density distribution

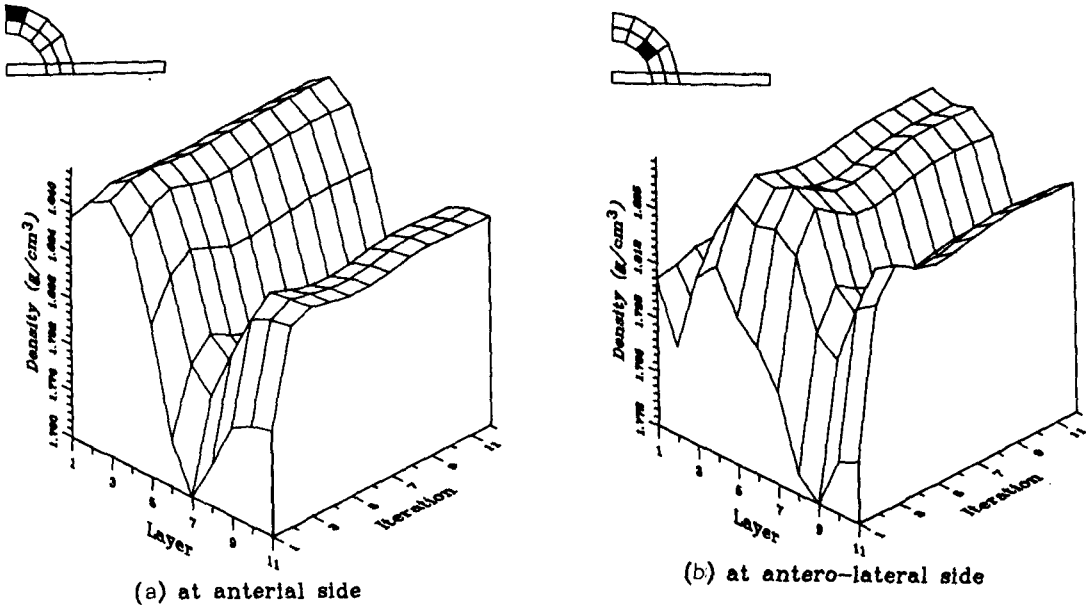


Fig. 5 Density change at each computational step

5는 각 계산단계에서 remodeling에 의하여 변화하여가는 각요소의 밀도를 보여주고 있다. Fig. 5는 앞쪽과 옆쪽면 (arterial and antero-lateral side)에서 축 방향으로 설정한 한개의 요소축에서의 밀도 변화 값을 나타낸다. 초기의 계산단계에서는 밀도의 변화가 매우 크나, 계산이 계속됨에 따라 일정한 값으로 수렴함을 보인다. 위의 그래프들에서 보면 두 핀사이에서는 상대적으로 적은 밀도값을 보이고 있다. 이것은 골-재형성이 어느 정도 stress-shielding의 효과를 감소시키고는 있으나 아직도 고정구의 영향이 남아 있음을 알 수 있다.

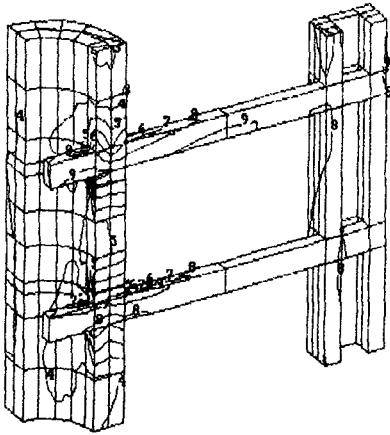
위에 언급한 형상변화와 밀도변화의 경우, 생리학적 한계를 넘은 응력값은 오히려 골-재형성을 반대방향으로 일으키는 역할을 하고 있다고 알려져 있다. 본 해석에서 택한 반복적 계산의 결과는 어느 정도 이 영향을 고려할 수 있음을 보이고 있다. 즉 첫 단계에서 발생된 큰 응력때문에 너무 큰 값으로 형성된 골-재형성은 다음단계의 계산에서는 크게 계산된 형상변화와 밀도 값때문에 오히려 골-재형성이 감소되는 경향을 보인다.

3.3 Remodeling에 의한 응력분포의 변화

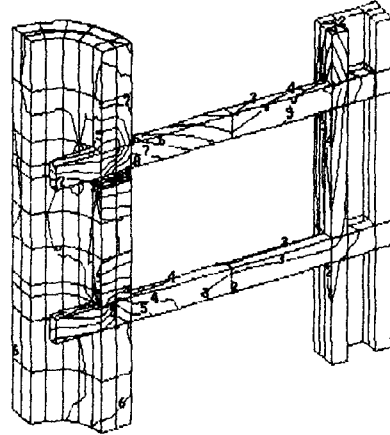
각 계산구간대에서 발생하는 응력분포도를 그려 보면 Fig. 6과 같다. 먼저 압축응력을 외부고정구

와 핀이 삽입된 직후 정상상태의 응력분포도로부터 상당히 변화된 응력분포를 보이고 있지만 시간이 경과됨에 따라 응력분포를 정상상태의 값으로 변화되고 있음을 보이고 있다. 즉 외부고정구를 체결한 직후의 압축응력의 분포는 상부핀 윗부분에서 상당히 증가된 압축응력이 발생하지만 시간이 경과함에 따라 이 값이 점점 정상상태의 값으로 접근함을 알 수 있다. 그리고 두 핀 사이에서 매우 적게 발생하는 압축응력도 점차로 증가됨을 보이고 있다. von-Mises응력의 경우를 보면 remodeling에 의한 응력분포의 변화가 압축응력분포의 변화처럼 뚜렷히 발생하지는 않으나 시간이 경과함에 따라 상부핀의 윗부분에서는 정상상태의 응력값으로 수렴함을 보이고 있다. 그러나 상부핀이 삽입된 부분의 전방부분 (anterior, anteo-lateral region)에서는 오히려 von-Mises 응력값이 감소됨을 알 수 있다. 이상의 결과는 외부고정구에 의하여 변화된 응력분포가 remodeling에 의하여 점차 정상상태 (외부고정구가 체결되지 않은 상태)의 응력분포로 변화해감을 알 수 있다.

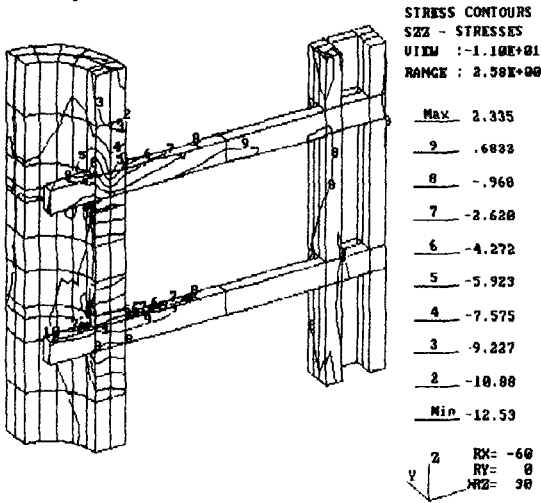
그리고 본 연구에서 사용한 FEM 모델의 계산오차는 외부고정구가 삽입되지 않은 중공형 형태의 정상상태인 모델을 이용하여 계산한 결과 최대 1.5%의 계산오차가 있었다.



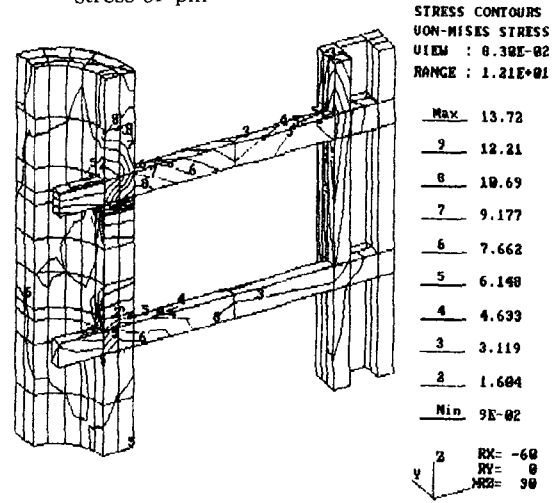
(a) Compressive stress-immediately after insertion of pin



(c) von-Mises stress-immediately after insertion stress of pin



(b) Compressive stress-after 12th iteration



(d) von-Mises stress-after 12th iteration

Fig. 6 Stress distribution

#### 4. 결 론

압축스트레인과 유효응력의 변화를 형상변화와 밀도변화를 일으키는 인자로 사용하여 외부고정구가 삽입된 경우의 골-재형성 영향을 해석하였다. 형상변화와 밀도변화를 동시에 고려하는 FEM모형을 해석한 결과 다음의 결론을 얻었다.

(1) 형상변화의 경우, 초기에는 두 핀사이에서 고정구에 의한 stress-shielding 효과 때문에 피질골의 두께가 얇아지고 있으나 두께 변화와 함께 수반되는 밀도변화 때문에 전체적인 형상에서는 다소의 변화가 있으나 각 부분의 두께는 큰 차이가 없다.

(2) 밀도변화의 경우, 삽입된 핀에서 멀리 떨어

진 부위에서는 핀 근처의 부위보다 더 빨리 원래상태의 밀도값으로 변화됨을 보이며, 시간이 경과함에 따라 이 변화가 전체로 확산되어 가고 있으나 상부핀의 윗부분은 핀의 영향 때문에 상당히 증가된 밀도값을 유지하고 있다.

(3) 압축응력과 von-Mises응력의 분포를 보면 시간의 경과에 따라 정상상태의 응력 상태로 수렴되어 감을 알 수 있다. 그리고 이 변화는 핀 부분의 밀도가 증가된 상태로 남아 있음에도 불구하고 전반적으로 정상상태의 응력분포로 수렴되어 감을 보인다.

(4) 위와 같은 해석의 결과 외부고정구등의 보철기구 설계시 지금까지 고려하지 못하였던 골-재형



성의 효과를 감안하여 설계한다면 보다 효율적인 기구의 설계가 가능하리라 예상된다.

### 후 기

본 연구는 한국학술진흥재단의 1989년도 자유공모 학술연구조성비의 지원으로 수행되었으며 동 재단에 사의를 표하는 바입니다.

### 참 고 문 헌

- (1) Rubin, C.T. and Lanyon, L.E., 1987, "Osteoregulatory Nature of Mechanical Stimuli: Function as a Determinant for Adaptive Remodeling in Bone", *J. of Orthopaedic Research*, Vol. 5, p. 300.
- (2) Churches, A.E., Howlett, C.R., Waldron, K.J. and Ward, G.W., 1979, "The Response of Living Bone to Controlled Time-Varying Loading: Method and Preliminary Results", *J. of Biomechanics*, Vol. 12, pp. 35~45.
- (3) Chamay, A. and Tschantz, P., 1972, "Mechanical Influence in Bone Remodeling Experimental Research on Wolff's Law", *J. of Biomechanics*, Vol. 12, pp. 173~180.
- (4) Lanyon, L.E., Goodship, A.E., Pye, C.J. and Macfie, J.H., 1982, "Mechanically Adaptive Bone Remodeling", *J. of Biomechanics*, Vol. 15, pp. 141~154.
- (5) Cowin, S.C. and Hegedus, D.H., 1976, "Bone Remodeling I; A theory of Adaptive Elasticity", *J. of Elasticity*, Vol. 5, pp. 313~326.
- (6) Hegedus, D.H. and Cowin, S.C., 1976, "Bone Remodeling II; Small Strain Adaptive Elasticity", *J. of Elasticity*, Vol. 6, pp. 337~352.
- (7) Cowin, S.C. and Nachlinger, R.R., 1978, "Bone Remodeling III; Uniqueness and Stability in Adaptive Elasticity Theory", *J. of Elasticity*, Vol. 8, pp. 285~295.
- (8) Cowin, S.C. and Van Buskirk, W.C., 1978, "Internal Remodeling Induced by Medullary Pin", *J. of Biomechanics*, Vol. 11, pp. 269~275.
- (9) Cowin, S.C. and Van Buskirk, W.C., 1979, "Surface Bone Remodeling Induced by a Medullary Pin", *J. of Biomechanics*, Vol. 12, pp. 269~276.
- (10) Firoozbakhsh, K. and Cowin, S.C., 1980, "Devolution of Inhomogeneities in Bone Structure-Predictions of Adaptive Elasticity Theory", *J. of Biomechanics*, Vol. 102, pp. 287~293.
- (11) Huijsskes, R., Weinans, H., Grootenboer, H.J., Dalstra, M., Fudala, B. and Slooff, T.J., 1987, "Adaptive Bone-Remodeling Theory Applied to Prosthetic-Design Analysis", *J. of Biomechanics*, Vol. 20, pp. 1135~1150.
- (12) Fyhrie, D.P. and Cater, D.R., 1990, "Femoral Head Apparent Density Distribution Predicted from Bone Stress", *J. of Biomechanics*, Vol. 23, p. 1.
- (13) Brown, T.D., Pedersen, D.R., Gray, M.L., Brand, R.A. and Rubin, C.T., 1990, "Toward an Identification of Mechanical Parameters Initiating Periosteal Remodeling: A Combined Experimental and Analytic Approach", *J. of Biomechanics*, Vol. 23, pp. 892~905.
- (14) Hart, R.T., Dary, D.T. and Heiple, K.G., 1984, "A Computational Method for Stress Analysis of Adaptive Elastic Material with a View Toward Applications in Strain-Induced Bone Remodeling", *J. of Biomechanical Engineering*, Vol. 106, p. 342.
- (15) Hart, R.T., 1990, "A Theoretical Study of the Influence of Bone Maturation Rate on Surface Remodeling Predictions; Idealized Models", *J. of Biomechanics*, Vol. 23, pp. 241~258.
- (16) Carter, D.R. and Hayes, W.C., 1977, "The Compressive Behavior of Bone as a Two-Phase Porous Structure", *J. of Bone and Joint Surgery*, Vol. 59-A, pp. 954~962.
- (17) Chao, E.Y.S. and An, K.-N., 1982, "Biomechanical Analysis of External Fixation Devices for the Treatment of Open Bone Fractures", *Finite Elements in Biomechanics* (ed. Gallagher, R.H., Simon, B.R., Johnson, P.C. and Gross, J.F.), John Wiley & Sons Ltd., pp. 195~222.
- (18) 안토니오 플로레스 사발라, 1990, "External Fixator에 의한 응력해석", 단국대학교 석사학위 논문.
- (19) Carter, D.R., Orr, T.E. and Fyhrie, D.P., 1984, "Relationships between Loading History and Femoral Cancellous Bone Architecture", *J. of Biomechanics*, Vol. 22, pp. 231~244.
- (20) Churches, A.E. and Howlett, C.R., 1981, "The Response of Mature Cortical Bone to Controlled Time-Varying Loading", *Mechanical Properties of Bone* (ed. Cowin, S.C.), ASME, New York, N.Y., pp. 193~210.
- (21) Woo, S.L.-Y., Simon, B.R., Akeson, W.H. and McCarty, M.P., 1977, "An Interdisciplinary Approach to Evaluate the Effect of Internal Fixation Plate on Long Bone Remodeling", *J. of Biomechanics*, Vol. 10, pp. 87~95.
- (22) Bathe, K.J. and Wilson, E.L., 1976, *Numerical Methods in Finite Element Analysis*, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey.