

# 망상골의 구조와 밀도가 치과용 임플란트와 하악골에 미치는 영향

전창수\*, 김한성#, 이상업\*\*, 이경중\*\*\*

## Effects of trabecular bone microstructure on stress distribution within premolar tooth and implant

Chang Soo Chon\*, Han Sung Kim#, Sang Up Lee\*\*, Kyoung Joung Lee\*\*\*

### ABSTRACT

This study examined the effect of cancellous bone microstructure on stress distribution within a premolar tooth and a dental implant against mastication force by the micro-finite element method (FEM). The mandibular specimen including a premolar was obtained from a cadaver and scanned with micro-CT to obtain CT images. FE models were reconstructed from CT images at mid-sagittal plane of the tooth. Six models were generated and analyzed for different structure and density in cancellous bone. Stress distributions for each implant (or tooth) and the surrounding bone were compared. The study indicated that the microstructure of cancellous bone should be considered in finite element analysis to produce reasonable results and thus implant systems with high success rate.

**Key Words :** Dental implant (치과용 임플란트), FEM (유한요소법), Stress (응력), Cancellous bone (망상골), Mandible (하악골)

### 1. 서론

치아는 인체를 구성하고 있는 수많은 요소들처럼 그 고유의 특성과 역할을 가지고 있으며, 본래의 기능을 발휘하지 못하게 될 때에는 상당한 불편함과 고통을 초래하게 되고, 심미적으로도 좋지 않게 된다<sup>1</sup>.

치아의 가장 주된 기능은 저작(咀嚼, mastication) 기능이라 할 수 있다. 치아의 손실 등

으로 이 기능을 잃게 되었을 때 인체 활동의 주 에너지원인 영양의 섭취에 어려움을 겪게 되고, 더 심각한 질병을 초래할 수 있으며, 정신적 스트레스로 연결될 수도 있다. 뿐만 아니라, 치아의 결손으로 인하여 치골이 응력을 받지 않게 되면 자연적으로 서서히 퇴화되어 심미적인 문제 등 다른 여러 문제를 초래하게 된다. 따라서 치아가 손실된 경우 빠른 시일 내에 치료를 하는 것이 바람직하다.

자연치의 상실로 인해 저하된 저작 기능과 심미

접수일: 2005년 1월 17일; 게재승인일: 2005년 8월 9일

\* 연세대학교 대학원 의공학과

# 교신저자: 연세대학교 의공학과, 의용계측 및 재활공학 연구센터

E-mail hskim@dragon.yonsei.ac.kr Tel. (033) 760-2942

\*\* 고등기술연구원, 기계의용기술센터

\*\*\* 연세대학교 의공학과, 의용계측 및 재활공학 연구센터

성 회복을 위해 임플란트를 시술하는 방법이 널리 사용되고 있다<sup>2</sup>. 임플란트 시술은 손실된 치아의 부위에 임플란트를 고정시킴으로써 치아 원래의 기능을 회복해주는 방법이다. 임플란트는 형태에 따라 골막하 임플란트와 블래이드 임플란트 등이 있지만, 최근에는 브레네마크(Branemark)로 대표되는 골유착성 치근형 임플란트가 주로 사용되고 있다<sup>3</sup>.

본 논문은 미세 전산 단층 촬영기법(micro-CT)을 이용하여 재구성된 자연치의 모델과 최근 그 필요성과 수요가 늘고 있는 치근형 임플란트 모델에 대하여 보다 과학적인 접근을 통하여 여러 변수들의 영향, 특히 망상골의 구조 및 밀도의 영향을 비교하여 보고자 하였다.

실제로 턱뼈의 위치, 상악 및 하악골, 또는 연령, 개인차 등에 따라 골(骨)의 구조와 밀도는 매우 상이하고, 이에 따라 매식 되는 임플란트의 크기와 종류, 형태도 다양하다. 따라서 골의 구조와 밀도의 변화가 미치는 영향을 알아보기 위해 유한요소해석(Finite Element Analysis, FEA)을 사용하여 2차원 해석을 수행하였고, 상용 소프트웨어인 MSC NASTRAN을 사용하였다. 모든 요소(element)는 평면 변형(plane strain) 상태에 있다고 가정되었다.

유한요소법을 이용한 수많은 연구가 있어 왔지만, 대부분의 연구들이 망상골(cancellous bone)의 복잡한 구조를 그대로 표현하는 것 보다는 망상골을 균질한 물질로 가정하고, 그 대신 낮은 물성치를 부여하는 방법을 택하여왔다<sup>4</sup>. 본 연구에서는 망상골 섬유를 자세히 표현함으로써 균질화 모델에 대한 타당성을 검증하였다.

## 2. 실험방법

### 2.1 치아모델의 구성 및 해석

인체의 치아는 부드러운 곡선으로 이루어져 있고, 턱뼈는 아주 복잡한 구조를 하고 있으므로 형상을 유한요소 모델에 정확하게 표현하는 것은 쉽지 않다. 기존에 행하여진 연구들에서는 해부학 등에서 제공하는 스케치 등을 이용하여 모델을 구성하는 경우도 있었으나, 본 연구에서는 보다 정확한 유한요소 모델을 얻기 위하여 사체에서 하악골을 포함한 소구치(小白齒, premolar)의 시편을 채취하여 마이크로미터( $\mu\text{m}$ ) 단위의 정밀도로 사물의 단층을 촬영할 수 있는 미세 전산 단층촬영을 이용하는 방법을 택하였다. 시편을  $21\mu\text{m}$  간격으로 단층 촬영

한 후, 단면의 데이터를 3차원으로 재구성하여 전체적인 형상을 얻고(3D reconstruction), 이 형상 정보를 이용하여 유한요소 모델을 구성하였다.

해석에는 유한요소 상용 소프트웨어인 MSC NASTRAN이 사용되었다. 3차원 모델보다 2차원 모델이 다양한 모델을 구성하기 용이 하므로 2차원 모델로 해석을 수행하였다. 실제로 3차원 구조의 치아를 2차원으로 해석하기 위해 다음과 같은 몇 가지 가정을 하였다.

- 가정 1. 매우 불규칙한 망상골을 표현하기 위하여 3차원 형상의 축 방향 1mm 두께의 중앙 단면 형상을 사용
- 가정 2. 사용된 2차원 요소들은 평면변형(plane strain)상태로 가정<sup>4</sup>
- 가정 3. 하악골의 아래쪽이 완전 고정된 상태로 가정<sup>4,5</sup>
- 가정 4. 에나멜의 첨두(cusp)에서 축 방향, 횡 방향의 하중이 각각 100N 씩 작용하고 있다고 가정<sup>6,7</sup>

2차원 유한요소 모델은 요소의 크기와 수렴성을 고려하여 27,621개의 4-noded quadrilateral 요소를 사용하였고, 에나멜은 이방성으로 모델링하였다. 치아를 구성하는 물질들과 골(骨)에 대한 물성치를 Table 1에, 치아의 전체적인 형상을 Fig. 1에 나타내었다.

Table 1 Material properties

	E(MPa)	$\nu$	Reference
Enamel	$E_x=80000$	0.3	Rees & Jacobsen <sup>8</sup>
	$E_y=20000$		
Dentin	15000	0.31	Rees & Jacobsen <sup>8</sup>
Pulp	N/A	N/A	
Cortical bone	13800	0.26	Vincent <sup>10</sup>
Cancellous bone	345	0.31	Wilson <sup>11</sup>
Periodontal ligament	50	0.49	Rees & Jacobsen <sup>9</sup>

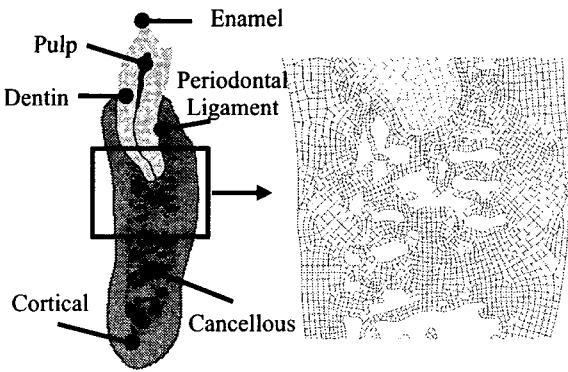


Fig. 1 Tooth model

골의 위치, 연령 또는 개인차 등에 따라 달라질 수 있는 변수들을 고려하여 여러 가지 모델을 구성하였다. 사체에서 채취한 시편의 단면 데이터를 그대로 적용시킨 기본(base) 모델을 바탕으로, 실제와 크게 벗어나지 않는 범위 내에서 여러 조건들을 변경하여 모델을 구성하였다.

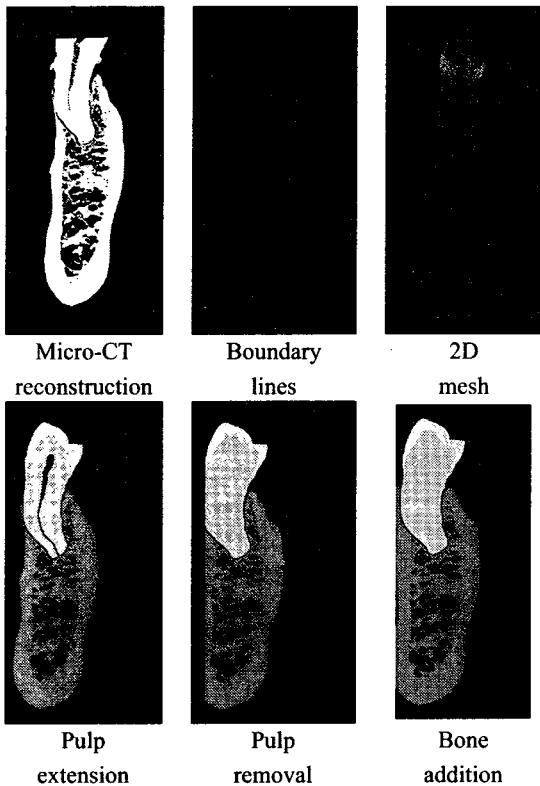


Fig. 2 Modeling process of tooth

3차원 치아 모델의 해석 결과, 신경이 들어가는 공간인 치수는 전체 응력의 분포에 크게 영향을 미치지 않으므로<sup>9</sup> 2차원 모델에서 제외되었다. 치아의 가장 외곽을 둘러싸고 있는 에나멜은 실제와 같이 이방성으로 모델링 하였고, 일반적인 치골(齒骨)의 형상을 얻기 위하여 상단의 치밀골 부분을 근사적으로 보강하였다(Fig. 2).

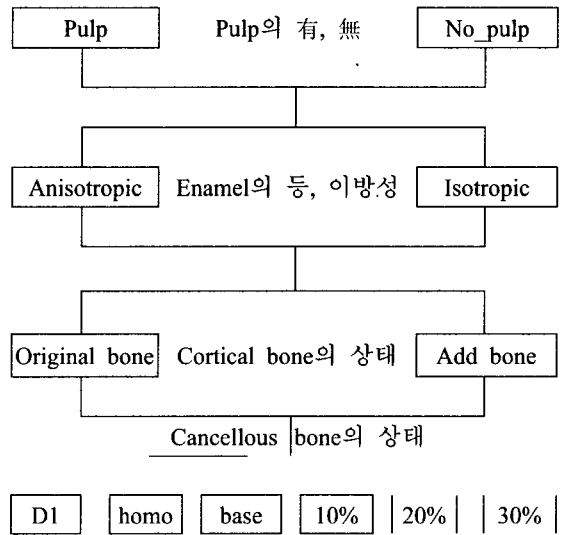


Fig. 3 Configuration diagram of model

이를 통하여 완성된 기본 모델을 토대로 하여 망상골 및 치밀골의 밀도와 구조에 변화를 주어 다양한 모델들을 제작하였다. 기존의 연구에서 많이 적용되어 온 균질화(homo) 모델 (망상골을 균질체로 가정하여 낮은 물성치를 부여), 망상골이 매우 조밀하여 단단하다고 가정된 D1 모델(Misch CE<sup>12</sup>의 분류에 따라), 망상골의 밀도가 기본 모델에 비하여 10, 20, 30% 감소된 10, 20, 30% 모델로 나누어 모델을 구성, 각각의 해석 결과를 비교하였다. 하악골의 망상골 밀도를 감소시킬 때 힘이 전달되는 경로와 모델의 구조를 고려하였고, 모델 전체에서 일정한 비율을 유지하도록 하였다.

모든 모델은 동일한 하중조건과 경계조건을 적용하였고, 그 위치와 크기는 Fig. 4와 같다. Fig. 5는 해석에 사용된 6개의 치아모델을 나타낸 그림이다. 각 모델을 망상골의 구조와 밀도를 다르게 하여 6개의 모델로 재구성하였다.

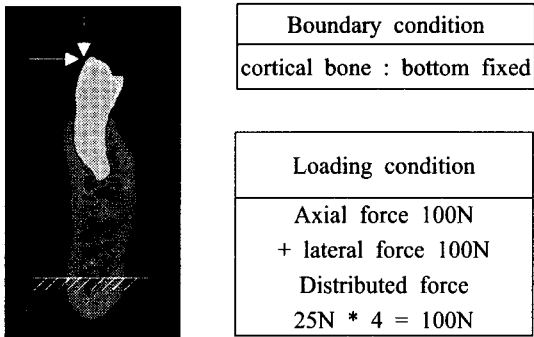


Fig. 4 Boundary & loading condition

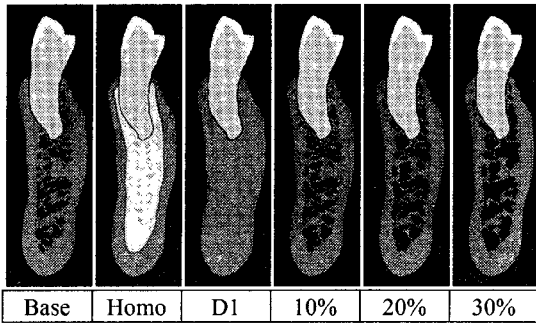


Fig. 5 Six models with various density and structure of cancellous bone

## 2.2 임플란트 적용 모델의 구성 및 해석

이전 해석에 사용된 하악골 모델의 치아 자리에 임플란트를 대체시키는 것으로 임플란트가 시술된 상태를 나타내도록 하였다. 여기에 사용된 임플란트는 슬고바이오메디칼에서 제작된 임플란트의 설계 도면을 기초로 만들어졌으며, 이것은 현재 가장 널리 사용되고 있는 브레네마크 임플란트와 유사한 형상을 하고 있다. (diameter= 4.0mm, length = 15.6 mm)

임플란트 모델을 하악골 모델에 적용하기 위하여 실제 시술 시 주요하게 고려되어야 하는 사항들을 참고하였다<sup>13</sup>.

1. 삽입되는 임플란트의 위치 및 기울임 정도는 반대편 이(齒)와의 저작면(咀嚼面)을 고려해야 하며, 저작 시 축 방향의 힘을 받을 수 있도록 수직을 유지하는 것이 좋다.
2. 임플란트가 다 메우지 못한 발치 공간은 충전재를 채워 넣어 새로운 뼈의 성장을 돕게 되는

데, 본 모델에서는 그 공간이 모두 골로 채워졌다고 가정하였다.

또, 1996년에 Masayoshi Wadamoto<sup>14</sup> 등은 시술된 임플란트와 골이 접촉하는 면적이 약 72% 정도였다는 연구 결과를 발표하였는데, 본 연구에서는 이것을 모델에 적용하였다(Fig. 6).

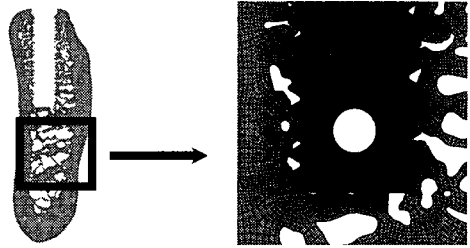


Fig. 6 Two-dimensional implant and cortical model

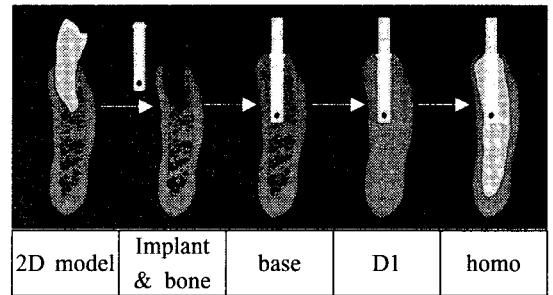


Fig. 7 Modeling process of implant

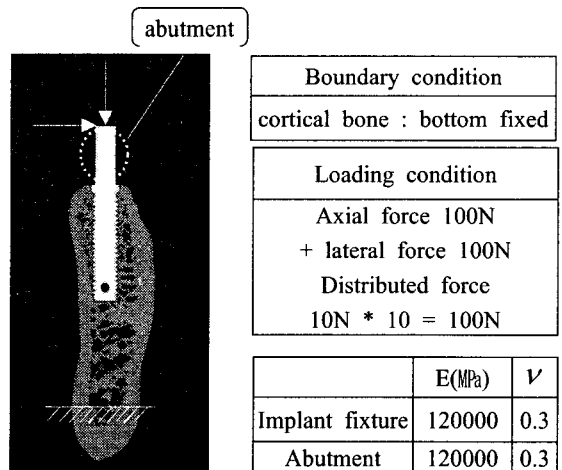


Fig. 8 Boundary & loading condition and material properties

상부에 연결되는 어버트먼트(abutment)는 상단에 하중을 적용하기 위하여 단순 모델링 하였다. Fig. 7은 모델링 과정과 완성된 모델을 나타내고 있다. 모든 모델에는 동일한 하중 조건과 구속 조건이 적용되었고, 그 위치와 크기는 Fig. 8과 같다. 또한 임플란트와 어버트먼트의 물성치를 Fig. 8에 기술하였다.

### 3. 결과 및 고찰

#### 3.1 치아모델의 해석 결과

Fig. 9,10,11은 하악골의 구조와 밀도가 서로 다른 모델들의 주응력 분포를 그래프로 보여주고 있다. Fig. 9에 나타나있는 균질화 모델의 경우, 하악골 부분에 나타나는 응력의 대부분이 그래프의 양 끝단에 두드러지게 나타나 있어 치밀골에 응력이 집중되어 있음을 알 수 있고, D1 모델에서는 안쪽으로 응력의 편차가 다른 모델에 비해 크게 나타나고 있다. 기본 모델은 망상골의 섬유들이 모델에 포함되면서 다른 모델보다 실제 치아에 가까운 응력의 분포양상을 알 수 있다.

모델 간에 발생하는 응력의 분포는 그래프의 양 끝단의 응력 분포를 통해 치밀골의 부분에서 대체적으로 유사하게 나타나고 있으나, 그래프의 중간 부분인 망상골 부분에서는 큰 차이를 보이고 있다. 균질화 모델을 볼 때, 망상골 부분은 전체적으로 거의 동일한수준의 응력을 보이고 있지만, 골 소주가 모델링 되어 있는 기본 모델과 10%, 20%, 30% 모델은 골 소주로 응력이 확산되어 이와는 다른 응력 분포를 나타내는 것을 볼 수 있고, 골 밀도가 줄어들어 따라 골 소주에 집중되는 응력의 값이 더 커지는 경향을 보이고 있다.(Fig. 10)

Fig. 11은 해석을 시행한 모든 모델의 치아의 둘레를 따라 측정된 응력 값을 그래프로 나타낸 것이다. 미세한 차이는 있으나 전체적으로 볼 때에 각 모델간의 응력의 분포는 비슷한 양상을 나타내고 있고, 하악골과 치아의 경계를 이루는 양 끝단에서 응력의 집중 현상이 발생하는 것을 관찰할 수 있다.

주어진 외력이 좌(左)에서 우(右)로의 수평력을 포함하고 있으므로, 발생 응력도 치아 좌측면의 인장 응력에서 치아 우측면의 압축 응력으로 변화되어 가는 것을 볼 수 있다.

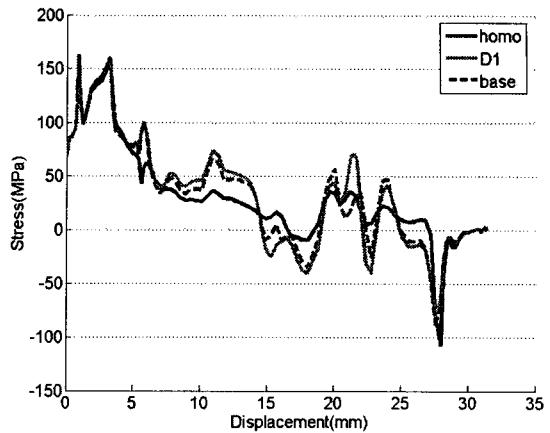


Fig. 9 Stress curve for tooth model - homo, D1, base model

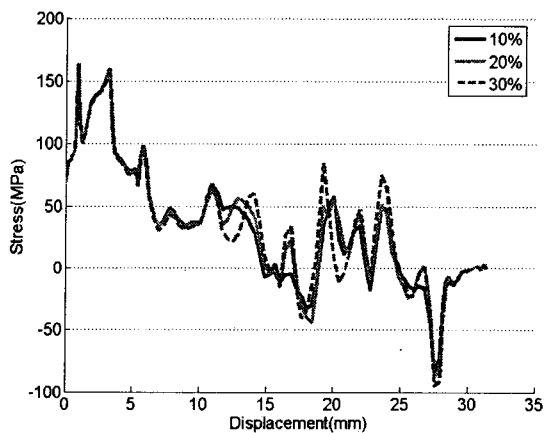


Fig. 10 Stress curve for tooth model - 10%, 20%, 30% model

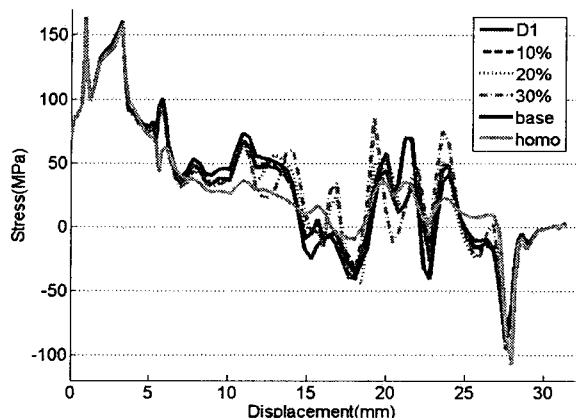


Fig. 11 Stress curves for tooth model

### 3.2 임플란트 모델의 해석 결과

치아를 대신하여 하악골에 임플란트를 매식한 모델에 대하여는 기본 모델, 균질화 모델, D1 모델 세 가지에 대한 해석만이 수행되었다.

Fig. 12,13,14는 각 모델 별로 임플란트 주위를 따라 측정한 주응력 값을 그래프로 나타낸 것이다. 하악골의 구조에 따라 응력의 분포도 변화한다는 것을 알 수 있으며, 나사의 산과 골의 형상에 의해 주응력 값이 주기를 그리며 변화함을 알 수 있다.

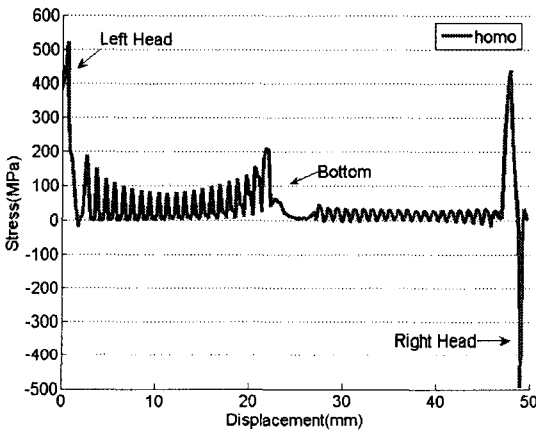


Fig. 12 Stress curve for implant - homo model

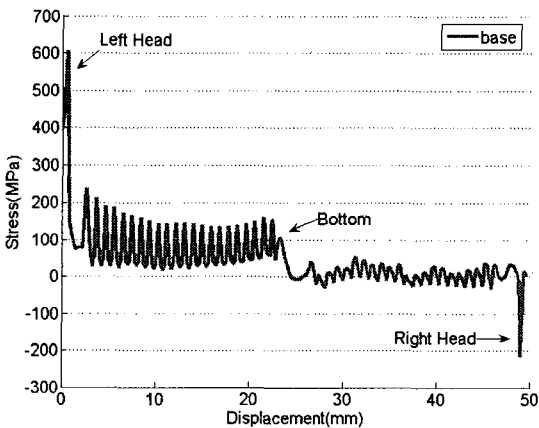


Fig. 13 Stress curve for implant - base model

각 모델사이의 응력은 크기의 차이는 있지만, 전체적인 경향은 비슷하게 나타나는 것을 알 수 있다. 그러나 Fig. 15의 그래프를 비교해 보면, 망상골에서의 응력 분포는 모델별로 차이가 있음을 알 수 있고, 임플란트의 상부에서 응력이 집중됨을 알 수 있다.

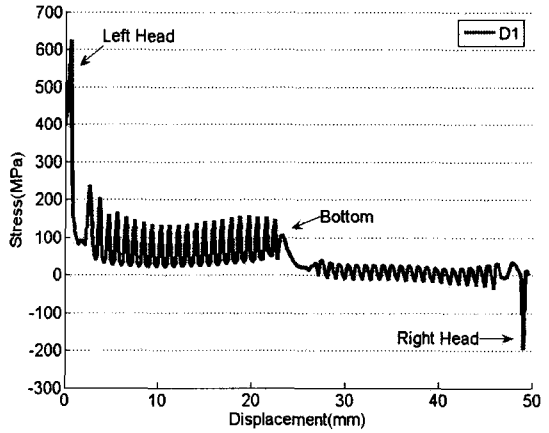


Fig. 14 Stress curve for implant - D1 model

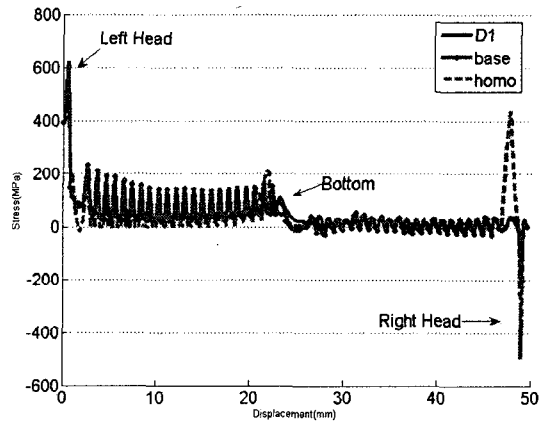


Fig. 15 Stress curves for implant model

외력이 주어진 방향인 왼쪽에서의 응력이 오른쪽 보다는 현저히 크게 나타남을 알 수 있고, 나사의 골과 산을 따라 응력 값도 같은 주기를 그리며 함께 변화되는 모습을 볼 수 있다.

임플란트의 좌측 상부에서는 즉, 그래프의 초기에는 기본 모델과 D1 모델이 비슷한 응력 값을 갖고 있지만, 아래쪽으로 내려오면서 그 값이 상이해지게 된다. 기본 모델의 경우, 다른 두 모델과 달리 응력 값이 다소 불규칙적인 양상을 보이고 있는데, 이는 다른 모델의 하악골이 균일한 물질로 가정되어 규칙적인 구조를 갖고 있는 데에 반하여, 기본 모델은 실제와 마찬가지로 하악골이 불규칙적인 구조를 가지고 있기 때문이다.

균질화 모델의 임플란트 하단부 근처에서 응력이 증가되는 것을 볼 수 있는데, 이는 다른 모델들

과 달리 치밀골과 망상골을 구별하여 나타낸 이 모델에서만 볼 수 있는 것으로 임플란트 하단부에서 치밀골과의 간격이 좁아지므로 주위보다 큰 응력이 발생되게 된다. 또 우측의 상부에서는 치밀골과 망상골이 만나는 경계부에서 응력이 집중되는 현상을 발견할 수 있다.

만일 균질화 모델의 결과만을 본다면 치밀골에서만 응력이 집중이 되고, 망상골에서는 낮은 수준의 응력이 발생하는 것으로 결론 내릴 수 있겠지만, 실제와 더 유사한 기본 모델과 비교해보면 조금 다른 결과를 얻을 수 있다. 기본모델의 경우, 다소 불규칙하나 전체적으로 비슷한 수준의 응력 분포를 보였다.

치아 모델과 비교하여 보았을 때, 치밀골 부에서는 3~4배 큰 응력이, 망상골 부에서는 2~8배 큰 응력이 발생된 것이 관찰되었다. 특히, 망상골의 골소주를 모델링한 기본 모델의 경우에 더 큰 차이를 보였다.

#### 4. 결론

망상골의 구조와 밀도가 치과용 임플란트와 하악골에 미치는 영향을 알아보기 위하여 망상골의 구조와 밀도를 서로 달리한 6개의 모델을 구성하여 해석을 수행하였다. 모델은 사체에서 채취한 하악골을 포함한 치아 시편을 미세 전산 단층 촬영을 통하여 형상 정보를 얻고, 이를 바탕으로 구성되었다. 해석은 실제 치아를 포함하고 있는 치아 모델과 임플란트 시술을 가정하여 만들어진 임플란트 모델로 나뉘어 수행되었다.

1. 망상골의 구조와 밀도를 달리한 모델들 간의 응력 분포를 비교하여 보았을 때, 전체적으로 비슷한 양상을 나타내었다.
2. 그러나 망상골이 균일하게 모델링된 모델과 비교하여, 골 소주를 포함한 모델의 경우, 보다 실제적인 응력의 분포를 볼 수 있었고, 골 밀도가 감소하면서 더 큰 응력의 수준을 보였다.
3. 치아 모델의 경우, 경계조건에 의한 치밀골 하단의 응력 집중을 제외하면 치아와 치밀골의 경계부에서 응력의 집중 현상을 보였고, 임플란트 모델의 경우에는 임플란트 상부에서 응력이 집중되었다.
4. 하악골 모델에 원래의 치아 대신 임플란트를

삽입하였을 때, 그 주변에서 발생하는 응력 값은 2~8배 정도 되었다. 이 과도한 응력의 발생은 임플란트 시술 시 골 흡수로 인한 실패의 요인이 되며 보다 응력을 분산 시킬 수 있는 임플란트의 설계가 요구된다.

기존의 연구에서는 망상골의 복잡한 구조표현이 용이하지 않음을 이유로 망상골을 물성치가 낮은 균질한 물질로 가정하는 방법이 사용되어 왔다. 그러나 이러한 방법은 응력 집중 등 실제와는 다소 다른 결과를 나타내었기 때문에 망상골의 조직을 표현한 모델이 필요하다.

#### 후 기

이 논문은 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(과제번호 2004-5-0254)

#### 참고문헌

1. Rees, J. S., Jacobsen, P. H., "Modelling the effects of enamel anisotropy with the finite element method," *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 22, pp. 451-454, 1995.
2. Brunki, J. B., "Biomaterials and biomechanics in dental implant design," *Int. J. Oral Maxillofac Implants*, Vol. 3(2), pp. 85-97, 1988.
3. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., Branemark, P.I., "A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edntulous jaw," *Int. J. Oral surg*, Vol.10, pp.387, 1981.
4. Rees, J. S., "The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions : A finite element study," *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 29, pp. 188-193, 2002.
5. Moon, H. J., Lee, J. H., Choi, K., Choi, J. B., Koh, C. S., "Homogenized stress analysis in a dental implant system," *Journal of medical engineering & technology*, Vol. 21, No. 6, pp. 233-240, November/December 1997.
6. Lee, S. U., Kim, H. S., Kim, Y. H., Cho, N. H., Ko, J. Y., Park, S. S., Lee, H., Ahn, S. Y., Shim,

- J. S., Choi, S. H., Tack, G. R., Yu, Y. S., "3D FE models for mandibular trabecular bone in premolar regions," The Korea society of medical & biological engineering, autumn conference, 2002.
7. Martha, W. B., Carl, E. M., "Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles," Journal of oral implantology, Vol. 18, pp. 264-274, 1992.
8. Rees, J. S., "The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions : a finite element study," Eur. J. Oral Sci, pp. 1028-1032, 1998.
9. Rees, J. S., Jacobsen, P. H., "Elastic modulus of the Periodontal ligament," Department of restorative dentistry, biomaterial, Vol. 18, pp. 995-999, 1997.
10. Vincent, J. F. V., "Structural Biomaterials," Princeton University Press, Princeton, NJ, pp. 182-183, 1992.
11. Wilson, A., "Linear and non-linear analysis of orthodontic tooth movement." PhD Thesis, University of Wales, Wales, 1991.
12. Misch CE: Bone character : second vital implant criterion, Dent today 39-40, June/July 1988.
13. Brunski, J. B., "Biomechanics of oral implants," Futhre research directions. J. Dent. Educ, Vol. 52(12), pp. 776, 1988.
14. Wadamoto, M., Akgawa, Y., Sato, Y., Kubo, T., "The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant. I:A morphometric evaluation in initial healing," The journal of prosthetic dentistry, Vol. 76(2), pp. 170-175, August, 1996.
15. Goel, V. K., Khera, S. C., Ralston, J. L., Chang, K. H., "Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth - A finite element investigation," The journal of prosthetic dentistry, Vol. 66(4), pp. 451-459, 1991.
16. Rieger, M. R., Mayberry, M., Brose, M. O., "Finite element analysis of six end osseous implants," The journal of prosthetic dentistry, Vol. 63, No. 6, June, 1990.
17. Rieger, M. R., "Loading considerations for implants," Oral and maxillofacial surgery clinics of North America, Vol. 3, No. 4, pp. 795-804, November 1991.