

Fin type 임플란트 고정체의 유한요소법적 분석

김수관^{1,3)} · 전창길²⁾ · 황갑운⁴⁾ · 김병옥^{2,3)}

조선대학교 치과대학 구강악안면외과학교실¹⁾, 조선대학교 치과대학 치주과학교실²⁾,
조선대학교 치과대학 구강생물학연구소³⁾, 송원대학교 자동차학과교실⁴⁾

Abstract (J. Kor. Oral Maxillofac. Surg. 2003;29:14-25)

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF FIN-TYPE IMPLANT FIXTURES

Su-Gwan Kim^{1,3)}, Chang-Gil Chon²⁾, Gab-Woon Hwang⁴⁾, Byung-Ock Kim^{2,3)}

*Dept. of Oral & Maxillofacial Surgery¹⁾, Dept. of Periodontology²⁾,
Oral Biology Research Institute³⁾, College of Dentistry, Chosun University,
Dept. of Engineering, Song-Won College⁴⁾*

The purpose of this study was to analyze the stress pattern in different bone densities surrounding fin-type implant fixtures under the vertical and inclined loads (30°) of 200N.

Von-Mises stress, the principal stress, and the displacement on the implant fixtures under the loads were calculated by using the finite element method. Four different types of bicon implant fixture were used for this study. The geometries of implant fixtures to develop the model were used by a sales brochure and profile project. Three-dimensional finite element model of the mandible was developed with 6.0 mm implant in diameter surrounded by approximately 2.5 mm of bone. Bone densities were classified according to the elastic modulus of the bone. The finite element program MSC PATRAN (MSC, Software Corp., USA) were used for analysis of stress distribution.

The value of the Von-Mises stress, the principal stress, and the displacement on the implant fixtures under the vertical and inclined loads were decreased when the diameter of implant fixture was increased, and increased when the elastic modulus was decreased. The stress on implant fixture under the vertical and inclined loads was distributed through the length of implant fixtures in D3 and D4. The distribution of stress was influenced by the direction of loads. In the wide diameter of implants, the stress was developed at outer surface of bone.

In conclusion, this study suggest that stress developing on the peri-implant tissues might be influenced by the dimension of implant, elastic modulus of bone, and direction of loads.

I. 서 론

임플란트는 상실된 치아를 수복하기 위한 치료계획을 설정하는데 있어서 하나의 예측할 수 있는 치료형태로 자리잡고 있는데, 이러한 임플란트가 성공하기 위해서는 적당한 양과 질의 골, 임플란트 재료 자체의 생체 친화성 그리고 임플란트 및 그 주위 조직에 발생하는 응력이 중요한 요소로 작용하므로 임플란트를 식립할 경우 이러한 요소들에 대한 고려가 필요하다¹⁻³⁾.

특히 임플란트 고정체 주위에는 치주인대가 없다는 점에서 자

연치에서 얻을 수 있는 완충효과를 얻을 수 없으므로 임플란트에 하중이 가해졌을 때 생역학적인 측면에서 하중에 대한 응력의 분포양상에 연구가 필요하였다.

응력을 분석하는 연구 방법으로는 strain gauge 법, brittle coating 법, 기계적 파절 실험, 광탄성법, 유한요소법 등이 있다⁴⁾. 임플란트의 응력분포에 관련된 초기 연구들은 주로 광탄성법을 이용하였는데, 광탄성 응력분석법은 실험에 관련된 제반 상황들을 실제와 유사하게 설정하기는 어려워 전체적인 현상을 파악하기가 난해⁵⁾하여, 현재에는 유한요소법이 연구에 이용되고 있다.

유한요소법은 공학적 수치해석법으로서 구조역학 분야에서 응용되고 있는데, 현재에는 컴퓨터의 발달로 3차원 유한요소법이 치의학 분야에서도 임플란트 고정체에 가해진 하중에 따른 응력분포에 관한 연구^{6,7)}, 골질과 나사형태에 따른 응력분포에 관한 연구⁸⁾, 보철물 설계에 따른 응력분포^{9,10)}, 하악골 과두부위에서의 응력분포에 관한 연구¹¹⁾, 골절 악골의 유한요소 모델에서 교합력에 의한 각 부위의 응력분포 양상^{14,15)} 등에서 이용되고 있다.

김 병 옥
501-825, 광주광역시 동구 서석동 421
조선대학교 치과대학 치주과학 교실
Byung-Ock Kim
501-825, Dept. of Periodontology, College of Dentistry, Chosun University
421, Seosuk-Dong, Dong-Ku, Gwangju
Tel: 82-62-220-3850 Fax: 82-62-224-4664
E-mail: bobkim@chosun.ac.kr

※ 본 연구는 2002-2003년도 조선대학교 부속치과병원 학술연구활동 지원금으로 연구되었음.

한편 Strong 등¹⁶⁾은 임플란트의 생역학적인 하중 분산을 결정하는 데 있어서 기능적인 나사표면부위와 골질이 관여하는데 치근형 임플란트에서 압축력과 전단력을 분산시킬 수 있으며 임플란트를 식립할 때 초기 안정성을 부여하는 부위를 기능적인 나사표면부위 (functional thread surface area)라고 정의를 내리고, 3 가지 나사형태 (V-thread, reverse buttress, square thread)에 대한 기능적인 표면부위를 측정하였다. 그 결과 골질이 좋지 않은 경우에는 square thread가 가장 큰 기능적인 표면부위를 제공하기 때문에 이것의 사용을 제안하였으며 나사의 간격과 깊이와 같은 매개변수를 조절함으로써 표면부위를 증가시킬 수 있다고 보고하였다.

임플란트 고정체의 나사형태에 따른 응력분포에 관한 연구를 살펴보면 장과 정¹⁸⁾은 광탄성 물질로 균질하게 치조골을 재현한 후 임플란트 종류에 따른 광탄성 응력분포를 연구하였는데, 임플란트 나사산이 있는 경우는 임플란트의 측면을 따라 더 많은 응력을 분산하였으며, 원통형의 경우는 치근단 부위에서 주로 응력을 분산하였으며, 수직력에 비해 경사력이 치경부위에 더 큰 응력을 야기한다고 하였는데, 임플란트의 형태와 응력의 분산과는 밀접한 관련이 있음이 많은 연구에서 증명되었다^{6,17,21)}. 최근 김 등²⁰⁾은 임플란트가 치밀골과 결합된 것으로 가정하고 수직력하에서 임플란트 나사형태 (표준나사형, 역나사형, 정방나사형)에 따른 유한요소법적인 응력분석을 보고하면서 정방나사형이 생체역학적인 면에서 양호한 결과를 보여 다른 형태의 나사 보다는 보다 더 유리한 임상적 결과를 나타낼 수 있을 것이라고 보고하였다.

골질과 응력의 크기에 관한 연구를 살펴보면, Lavernia 등²³⁾은 골주의 존재여부에 따라 응력값의 차이가 있음을 보고²⁴⁾하였고, 김 등²⁵⁾은 피질골의 두께를 3단계로 구분하고 실린더형의 타이타늄 임플란트 장축에 평행한 하중과 30° 경사진 하중을 가한 후 유한요소법적으로 응력을 분석한 결과 피질골의 두께와 피질골의 탄성적 성질이 임플란트 주위 골조직에 발생하는 응력분포에 상당한 영향을 끼치는 변수라고 보고한 바 있다.

이와같이 임플란트 고정체의 나사형태와 골질에 따라 응력분포가 다르다고 보고된 바, 이 연구에서는 기존의 나사형태와는 전혀 다른 지느러미 형태 (fin-type)의 임플란트 고정체에 가해진 하중에 대해 여러 다른 골질에서 나타날 수 있는 응력분포양상을 3차원적인 유한요소법적으로 평가하고자 하는 것이다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

이 연구에서는 여러 다른 골질에 식립된 임플란트에 수직 및 경사하중을 주었을 때 나타날 수 있는 응력분포 양상을 3차원적인 유한요소법적으로 평가하고자 지느러미 형태를 띠고 있는 Bicon™ 임플란트 고정체 (Bicon Dental Implants, Boston, USA)를 이용하였다.

2. 연구방법

A. 유한요소 모형의 설계

유한요소 모형의 설계에 필요한 임플란트의 전체적인 설계모형은 실물투영확대기 (Spectra Optical Comparator, Micro-Vu Corporation, U.S.A.)를 통하여 임플란트의 지느러미 형상 및 치수를 측정하였는데 직경과 폭 등에 대한 치수는 Bicon사에서 소개하는 나사형태의 기본적인 수치를 참고하여 적용하였다 (Fig. 1, Table 1).

하악골 형태는 최상부가 4.8 mm이고 2 mm씩 하방으로 8.6 mm, 10.0 mm, 10.8 mm, 11.6 mm, 11.8 mm, 11.4 mm, 10.2 mm, 9.2 mm, 8.8 mm, 6.8 mm로 하여 하악골 모형을 설계하였다. 임플란트는 제조회사의 지시대로 고정체의 상부가 치조정 하방 3 mm에 위치하도록 하였

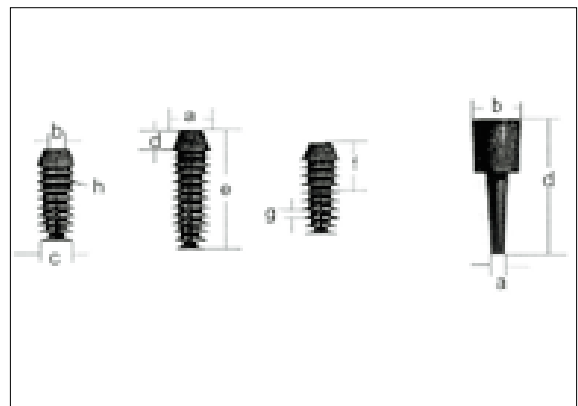


Fig. 1. Bicon implant

Table 1. Geometry of Implant used

| Implant | Dimension (unit: mm) | | | | | | | |
|---------|----------------------|-----|-----|--------|------|-------|------|-----|
| | Diameter | | | Length | | Depth | Fin | |
| | a | b | c | d | e | f | g | h |
| 3.5 mm | 3.5 | 2.0 | 2.5 | 2.0 | 11.0 | 4.5 | 0.55 | 15° |
| 4.0 mm | 4.0 | 2.0 | 3.0 | 2.0 | 11.0 | 4.5 | 0.55 | 15° |
| 5.0 mm | 5.0 | 3.0 | 4.0 | 2.0 | 11.0 | 4.5 | 0.55 | 15° |
| 6.0 mm | 6.0 | 3.0 | 4.0 | 1.0 | 8.0 | 4.5 | 0.55 | 15° |

Table 2. Number of element and nodes of the implants used according to types of different bone densities

| Type | Implant | Elements | Nodes |
|------|---------|----------|-------|
| D1 | 3.5 mm | 3958 | 3640 |
| D2 | 4.0 mm | 3859 | 3540 |
| D3 | 5.0 mm | 3838 | 3520 |
| D4 | 6.0 mm | 3432 | 3100 |

는데, 이렇게 제작된 모형은 직경 6 mm 임플란트의 주위 골이 2.5 mm가 되도록 제작되었다.

임플란트와 골과의 계면은 초기에 골유착이 된 것으로 가정하였으며 골질과 사용된 임플란트의 요소와 절점은 Table 2에 있다.

유한요소 모델링은 1) 2차원 wire frame 모델형성 2) 각 물성별로 2차원 표면 형성 3) 4절점 사각형 2차원 요소 생성 4) 회전축을 중심으로 2차원 요소를 회전시켜 육면체의 3차원적 요소 생성 5) 중복 절점 및 요소 제거 6) 경계 조건 및 하중 조건 적용 등의 순서로 하였다.

유한요소 설계에 필요한 구조물들의 물리적 성질인 탄성도와 포와송의 비는 선학들의 보고를 참고로 대입하였다 (Table 3).

유한요소 모델의 설계(Pre-Processing)는 MSC. PATRAN (MSC.Software Corp., U.S.A.)을 이용하였으며, ABAQUS의 비선형 접촉해석을 이용하였고 계산결과를 재현하는 과정(Post-Processing)도 MSC. PATRAN을 이용하였다.

유한요소법에 의한 응력분석에는 다양한 종류가 있으나 임플란트의 형태 및 골질의 종류에 따라 발생하는 응력값의 상대비교를 통하여 골질내부에 발생하는 응력값의 변화 양상을 고찰하였다.

B. 골질의 분류

골질은 나무 재질에 따른 4 가지 분류법⁴⁾을 사용하였고 각각의 물성 및 탄성을 컴퓨터에 입력하여 응력분포를 검사하였다.

골질의 변화에 따라 임플란트 주위의 골질에 발생하는 응력분포를 비교하기 위하여 골질 D1은 참나무(Oak Tree) 또는 단풍나무의 재질과 같고, 골질 D2는 침엽수(Needle-leaf Tree), 골질 D3은 열대성 방사목(Balsa Wood), 골질 D4는 스티로폼 또는 부드러운 열대성 방사목과 같은 재질로 가정하여 4가지 형태로 구분하였다.

C. 연구방법

4 종류의 골질에 직경이 다른 4 개의 BiCon 임플란트를 하악골 모델에 각각 식립하였으며, 각 모델에 200N의 하중을 임플란트 수복물의 교합면에 분포하중으로 임플란트의 장축을 따라 유합플러그 삽입부위에 수직으로, 그리고 30° 경사방향으로 작용시켰다. 200N의 하중이 30° 경사방향으로 작용하는 경우에는 수직 방향 분력과 수평방향의 분력으로 나누어지며, 크기는 수직방향

Table 3. Material Properties of Different Bone Density

| Material | Elastic Modulus(GPa) | Poisson's ratio |
|---------------------------------|----------------------|-----------------|
| Oak Tree:Density 1 (D1) | 12.56 | 0.3 |
| Needle-leaf Tree:Density 2 (D2) | 12.4 | 0.3 |
| Balsa Wood:Density 3 (D3) | 3.17 | 0.3 |
| Styroform:Density 4 (D4) | 2.55 | 0.3 |
| Ti6Al4V | 110.0 | 0.35 |

분력이 173.2N (200N × cos30°)이고, 수평방향분력이 100N (200N sin30°)의 힘이 동시에 작용한다. 따라서 이 하중을 수직하중에서와 같이 유합플러그 삽입부위 하단에 수직방향으로 173.2N, 수평방향으로 100N의 힘을 분포하중으로 작용시켰다.

또한 모형에 하중이 가해질 때 골질 외곽의 하단부는 변형이 허용되지 않는 고정점으로 하여 x, y, z축 방향으로 고정되도록 경계조건을 부여하였다.

수직 및 30° 경사하중을 가했을 때 임플란트와 그 주위의 골조직에 나타난 응력을 관찰하기 위하여 하중을 가하고 유한요소 모델의 3/4을 제거한 후 골조직에 나타난 응력을 등가응력 (Von-Mises Equivalent Stress)의 크기에 따라 색상의 차이로 표시하였으며, 각각의 모형에 나타난 최대변위, 최대주응력, 최소주응력 및 최대등가응력 값을 구하였다.

Ⅲ. 연구성적

4 종류의 BiCon 임플란트 고정체를 하악골 모델에 각각 식립한 후, 각 모델에 200N의 하중을 임플란트 수복물의 교합면에 분포하중으로 임플란트의 장축을 따라 유합플러그 삽입부위에 수직으로, 그리고 30° 경사방향으로 작용시켰다. Bicon 임플란트 고정체의 internal hex의 최하방 부위는 3 번째 나사에 해당되었는데 이 근처에서 응력이 주로 집중되는 현상이 관찰되었다.

하중의 작용하에서 골질과 임플란트의 직경에 따라 발생하는 최대변위, 최대주응력, 최소주응력 및 등가응력의 최대값 등을 표로 나타냈으며 (Table 4-6), 임플란트의 형상 및 골질에 따른 등가응력 분포를 그림으로 나타냈다.

1. 임플란트 직경 3.5 mm, 길이 11 mm의 경우

1.1 수직하중이 작용하는 경우의 등가응력 (Fig. 2-1)

골질 D1과 D2의 경우에는 골질의 물성값이 큰 경우로서 작용하중에 대하여 임플란트의 수직하중의 작용점 직하방에 가장 큰 등가응력이 발생하였는데, 하중 작용점에서 원거리에 위치한 골질에서 응력의 세기가 급격히 감소하는 현상을 관찰할 수 있었다.

골질 D3과 D4의 경우에는 임플란트 주위에 발생하는 응력의 폭이 골질 D1과 D2 보다 작았는데, 임플란트 길이방향으로 응력장이 길게 분포되는 현상을 관찰할 수 있으며, 특히 골질 D4의

Table 4. Maximum value of the Von-Mises stress and principal stress under the vertical Load (kg/mm²)

| Geometry (Outer D-L*) | Bone Density | Maximum Von-Mises Stress | Minimum Principal Stress | Maximum Principal Stress |
|--------------------------|--------------|-----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|
| 3.5 - 11 | D1 | 0.762 | - 0.542 | 0.294 |
| | D2 | 0.763 | - 0.543 | 0.296 |
| | D3 | 0.816 | - 0.557 | 0.387 |
| | D4 | 0.824 | - 0.563 | 0.398 |
| 4.0 - 11 | D1 | 0.675 | - 0.501 | 0.232 |
| | D2 | 0.675 | - 0.501 | 0.232 |
| | D3 | 0.693 | - 0.514 | 0.254 |
| | D4 | 0.696 | - 0.526 | 0.258 |
| 5.0 - 11 | D1 | 0.567 | - 0.610 | 0.189 |
| | D2 | 0.568 | - 0.610 | 0.189 |
| | D3 | 0.575 | - 0.616 | 0.204 |
| | D4 | 0.575 | - 0.617 | 0.205 |
| 6.0 - 8 | D1 | 0.396 | - 0.298 | 0.195 |
| | D2 | 0.396 | - 0.298 | 0.195 |
| | D3 | 0.410 | - 0.309 | 0.215 |
| | D4 | 0.412 | - 0.311 | 0.217 |

* D-L: Diameter - Length, (unit; mm)

Table 5. Maximum value of the Von-Mises stress and principal stress under the inclined load (kg/mm²)

| Geometry (Outer D-L*) | Bone Density | Maximum Von-Mises Stress | Minimum Principal Stress | Maximum Principal Stress |
|--------------------------|--------------|-----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|
| 3.5 - 11 | D1 | 0.844 | - 0.605 | 0.351 |
| | D2 | 0.846 | - 0.605 | 0.352 |
| | D3 | 0.919 | - 0.614 | 0.479 |
| | D4 | 0.931 | - 0.616 | 0.502 |
| 4.0 - 11 | D1 | 0.747 | - 0.556 | 0.327 |
| | D2 | 0.748 | - 0.556 | 0.327 |
| | D3 | 0.778 | - 0.558 | 0.343 |
| | D4 | 0.783 | - 0.559 | 0.345 |
| 5.0 - 11 | D1 | 0.701 | - 0.661 | 0.300 |
| | D2 | 0.701 | - 0.661 | 0.300 |
| | D3 | 0.709 | - 0.670 | 0.301 |
| | D4 | 0.710 | - 0.672 | 0.300 |
| 6.0 - 8 | D1 | 0.455 | - 0.328 | 0.229 |
| | D2 | 0.456 | - 0.328 | 0.229 |
| | D3 | 0.480 | - 0.341 | 0.237 |
| | D4 | 0.483 | - 0.342 | 0.239 |

* D-L: Diameter - Length, (unit; mm)

Table 6. Maximum value of the displacement under the vertical and inclined load (kg/mm²)

| Geometry (Outer D-L*) | Bone Density | Maximum Displacement under the Vertical Load | Maximum Displacement under the Inclined Load |
|--------------------------|--------------|---|---|
| 3.5 - 11 | D1 | 2.10E-004 | 2.31E-004 |
| | D2 | 2.12E-004 | 2.34E-004 |
| | D3 | 4.22E-004 | 4.69E-004 |
| | D4 | 4.86E-004 | 5.37E-004 |
| 4.0 - 11 | D1 | 1.90E-004 | 2.03E-004 |
| | D2 | 1.92E-004 | 2.05E-004 |
| | D3 | 3.70E-004 | 3.92E-004 |
| | D4 | 4.25E-004 | 4.48E-004 |
| 5.0 - 11 | D1 | 1.36E-004 | 1.46E-004 |
| | D2 | 1.37E-004 | 1.47E-004 |
| | D3 | 2.74E-004 | 2.92E-004 |
| | D4 | 3.17E-004 | 3.36E-004 |
| 6.0 - 8 | D1 | 1.38E-004 | 1.43E-004 |
| | D2 | 1.39E-004 | 1.44E-004 |
| | D3 | 2.82E-004 | 2.79E-004 |
| | D4 | 3.27E-004 | 3.21E-004 |

* D-L: Diameter - Length, (unit; mm)

경우에는 임플란트 가장 하단부의 응력이 하중 작용점 근방의 응력까지 증가하는 현상을 관찰할 수 있었다.

1.2 30° 경사하중이 작용하는 경우의 등가응력 (Fig. 2-2)

골질 D1과 D2의 경우에는 하중 작용점 부근을 중심으로 골질에 수평방향으로 넓게 응력이 분포하는 현상을 관찰할 수 있었으며, 골질 D3과 D4의 경우에는 골질 D1과 D2에 비하여 수평방향의 응력은 감소하였으나 수직방향의 응력이 증가하였으며, 임플란트 전반에 걸쳐 넓게 응력이 분산되는 현상을 관찰할 수 있었다.

2. 임플란트 직경 4.0 mm, 길이 11 mm의 경우

2.1 수직하중이 작용하는 경우의 등가응력 (Fig. 3-1)

골질 D1과 D2의 경우에는, 수직하중의 작용점 직하방에 등가응력이 똑같이 발생하였는데, 하중 작용점으로부터 상방향으로 2 mm, 하방향으로 4 mm 부근까지 응력이 발생하였고 임플란트 하단에서는 응력이 0에 가깝게 발생함을 관찰할 수 있었다.

골질 D3과 D4의 경우에는, 3.5 mm 임플란트에 수직하중이 작용하는 경우와 매우 유사한 형태의 응력이 발생하였으나, 등가응력의 크기가 현저하게 감소하는 현상을 관찰할 수 있었다.

2.2 30° 경사하중이 작용하는 경우의 등가응력 (Fig. 3-2)

골질 D1과 D2의 경우에는, 임플란트 하중 작용점 부근에 최대 등가응력이 발생하였으며, 하중 작용점으로부터 상방향으로 2 mm, 하방향으로 5 mm 부근까지 응력이 작용하였으며, 골질 D3과 D4의 경우에는, 골질 D1과 D2에 비하여 임플란트 주위의 응력발생 부위가 증가하였으며 임플란트 전반에 걸쳐 응력이 분산되는 현상을 볼 수 있었다. 그러나 3.5 mm 임플란트에 비하여 임플란트 및 골에 응력이 발생하는 부위가 현저하게 감소함을 관찰할 수 있었다.

3. 임플란트 직경 5.0 mm, 길이 11 mm의 경우

3.1 수직하중이 작용하는 경우의 등가응력 (Fig. 4-1)

골질 D1과 D2의 경우에는 응력이 임플란트 접촉부분 전체에 걸쳐 분포하고 있었으며, 골질 D3과 D4의 경우에도 골질 D1과 D2와 유사한 응력분포를 보이고 있었으나, 응력의 폭이 약간 좁아지고 임플란트 주변 골에 매우 높은 최대등가응력이 발생하는 현상을 볼 수 있었다.

3.2 30° 경사하중이 작용하는 경우의 등가응력 (Fig. 4-2)

골질 D1과 D2의 경우에는 하중작용점으로부터 상방향으로 2 mm, 그리고 하방향으로 임플란트의 근단부까지 응력이 작용하였다. 골질 D3과 D4의 경우에는 골질 D1과 D2에 비하여 최대등가응력이

증가하였으며 임플란트 전반에 걸쳐 응력이 분산되는 현상을 볼 수 있었다.

4. 임플란트 직경 6.0 mm에 길이 8 mm의 경우

4.1 수직하중이 작용하는 경우의 등가응력 (Fig. 5-1)

골질 D1과 D2의 경우에는 응력이 하중 작용점 아래부분에 집중적으로 분포하였으며, 최대등가응력은 임플란트 지느러미 직경의 변화가 가장 심한 하중 작용점 하방 3 mm 지점에서 발생하였다. 임플란트 주위의 골에 발생하는 응력은 유한요소 해석 모델 중 가장 넓게 분포하는 현상을 보이고 있었으며, 응력이 골 외면까지 넓게 분포되는 현상을 관찰할 수 있었다.

골질 D3과 D4의 경우에는 임플란트 전체에 걸쳐 응력이 분포하고 있었으며, 골질 D1과 D2와 동일한 위치에 최대등가응력이 발생하였다.

4.2 경사하중이 작용하는 경우의 등가응력 (Fig. 5-2)

골질 D1과 D2의 경우에는 수직하중의 경우와 같이 하중 작용점 하방에 응력이 발생하였으며 최대등가응력도 임플란트 지느러미 직경의 변화가 가장 큰 부분에 발생하였다. 골질 D3과 D4의 경우에는 골질 D1과 D2에 비하여 최대등가응력이 증가하였으며, 임플란트 주위에 응력이 분산하는 현상을 관찰할 수 있었으나 임플란트 상부에는 응력이 발생하지 않는 현상을 관찰할 수 있었다.

5. 최대주응력, 최소주응력, 그리고 최대변위량

최대주응력, 최소주응력, 그리고 최대변위량도 역시 골질이 좋지 않을 경우에 그 값이 커지는 현상을 관찰 할 수 있었다. 특히 최대변위량의 경우 직경이 3.5 mm인 경우에 가장 크게 발생되었다.

IV. 총괄 및 고안

상실된 치아를 수복하기 위한 치료계획을 설정하는데 있어서 "보존 가능한 치아도 발치하고 임플란트를 고려"²⁹⁾ 할 정도로 임플란트 치료는 치과치료의 중요한 분야로 자리를 잡고 있다. 이러한 임플란트 치료가 성공하기 위해서는 식립된 부위에 골양과 골질이 적절하게 존재해야 하는 것이 필수조건들 중의 하나인데, 치조정 부위에서의 골 흡수에 대한 원인에 대해서는 아직까지 의견이 일치되고 있지 않으나, 임플란트가 특히 골질이 나쁜 부위에 식립될 경우에는 흡수된다는 일관성 있는 의견으로 보고되고 있다^{25,26)}.

임플란트 치료가 성공하기 위한 또 하나의 필수조건들 중의 하나가 수복치료계획을 적절하게 설계하는 것인데, Lavelle 등²⁷⁾은 임플란트의 성공은 부분적으로 인접한 골과의 경계면에서 응력을 낮추는데 좌우된다고 하였고, Skalak¹⁸⁾은 임플란트 치료와 관련된 구조물들 (임플란트, 치밀골, 그리고 해면골)의 물성이 각각 다르므로 임플란트 자체 보다는 골 또는 임플란트-골 계면에서

문제가 발생할 수 있다고 보고하였는데, 임플란트-골 표면에 있어서 하중을 줄일 수 있도록 하여야 한다.

임플란트 주위의 응력분포에 관한 연구를 살펴보면, Rieger 등²⁸⁾은 나사형태가 다른 11 종의 임플란트를 유한요소법으로 응력을 분석 한 결과, 응력이 낮은 것도 응력이 큰 만큼 문제가 될 수 있으며, 직경이 적은 임플란트가 골에 전달된 응력을 증가시키지만 직경이 큰 임플란트도 많은 장점을 제공하지 않으며, 경사진 임플란트가 원통형 임플란트보다 더 좋으며, 그리고 끝을 잘라낸 톱니나사 모양이 좋다고 보고하였고, Rieger 등¹⁷⁾은 피질골에 식립된 6 종류의 임플란트를 유한요소법으로 비교한 결과 나사형태에 따라 응력의 크기가 다양하게 나타나고 치조정 부위에서 골 흡수가 나타난다고 보고하였다. 또한 Meijer 등²⁸⁾은 임플란트 주위의 응력분포를 2차원적인 유한요소법으로 분석하였는데, 피질골 상부의 임플란트 경부에 응력이 높게 발생되었고, 임플란트의 길이는 수직하중에서 응력의 양에는 영향을 끼치지 않았으나, 골의 형태이상 때문에 하악골의 높이가 응력의 양에 커다란 영향을 끼친다고 보고하였다.

한편, 골질에 따라 치료계획, 외과적인 수술법, 치유 및 하중을 가하는 시기 등을 다르게 하는 것이 효과적이라고 보고²⁹⁾되었는데, 특히 골질이 좋지 않은 부위 (D3과 D4)에서는 골-임플란트 접촉 비율이 현저하게 감소됨이 보고¹⁶⁾된 바, 이런 부위에서는 표면적을 증대시키고 계면에 발생하는 응력을 감소시키는 것이 필요하며 수술 전에 골질을 파악하는 것이 중요하다. 골질은 CT scan을 이용하여 가장 정확하게 결정될 수 있으나 골질을 평가하는 가장 손쉬운 방법은 임상적으로 수술할 때이다³¹⁾. 임플란트 주위의 응력분포에 관한 대부분의 연구들은 유한요소 모형을 피질골로만 구성된 것으로 가정하여 연구하였거나, 피질골과 해면골을 일정한 비율로 나눠서 비교하였는데, 이 연구는 골질 변화에 따른 임플란트 주위 골에 발생하는 응력분포를 비교하기 위하여 골질을 나무재질로 분류하고 각 골질에 해당되는 나무의 물성을 컴퓨터에 입력하여 유한요소 모형을 설계한 후 응력을 비교하였다.

또한 유한요소법적 하악골 모형을 설계할 때, 현재 직경이 큰 임플란트의 사용에 대해 의견이 분분한 바 이에 대한 해결책을 모색하고자 직경이 가장 큰 임플란트의 주위 골이 2 mm 이상이 되도록 설계하였다.

골질에 따른 임플란트 성공에 관한 연구를 살펴보면 연구에 사용된 임플란트 고정체의 종류에 따라 그리고 골질에 따라 그 성공률이 상이하게 보고되고 있는데, Branemark 임플란트를 식립한 Jaffin과 Berman 등³⁰⁾은 Type I, Type II, Type III 골질에 식립된 임플란트중 97%가 성공했으나, Type IV 골질에 식립된 임플란트의 경우 65%의 성공율을 보고하면서 수술전에 Type IV 골질을 측정하는 것이 임플란트 실패를 감소시키기 위한 하나의 방법이라고 하였고, Mish 등³¹⁾은 D1인 경우 100%, D2인 경우 98.4%, D3인 경우 99%, 그리고 D4인 경우 100%의 성공률을 보고한 바 있다.

이 연구는 임플란트의 형상과 골의 물리적 성질에 따라 임플란트 주위 골조직에 발생하는 응력 및 변위의 양상을 유한요소법

적으로 분석한 것이다. 최대변위량, 최대주응력, 최소주응력 그리고 최대등가응력 등은 직경이 증가할수록 감소하였고 탄성이 감소할수록 증가하는 현상을 관찰할 수 있었다. 그리고 탄성이 감소할수록 나사선 주위의 응력 분포가 좁아지며 임플란트 하단부에 작용하는 응력의 크기 및 변위량이 커지는 현상을 관찰할 수 있었다.

임플란트의 직경 3.5 mm, 길이 11 mm인 경우, 수직하중의 작용에 대하여 임플란트의 하중작용부위에서 응력이 가장 크게 나타나며 임플란트 주위에 응력장이 주로 형성되는 것을 볼 수 있다. 또한 골질 D1과 D2, 그리고 D3과 D4는 각각 골질의 밀도차이가 적어 응력장의 분포가 매우 유사함을 알 수 있었으며 골질의 밀도가 낮아질수록 임플란트 하부에서 받는 응력의 크기가 커짐을 알 수 있었다. 30° 경사하중이 작용하는 경우에는 골질의 밀도가 클수록 횡방향력의 영향이 크고 골질의 밀도가 작아지면 횡방향력의 영향이 감소하고 수직방향의 영향이 커지는 현상을 볼 수 있다.

임플란트의 직경 4.0 mm, 길이 11 mm인 경우에는 직경 3.5 mm 임플란트에서 발생하는 응력장의 형태와 유사한 경향을 보이거나 응력의 크기가 감소하나 임플란트 고정체 전반에 걸쳐 분포하는 현상을 볼 수 있었다.

임플란트의 직경 5.0 mm, 길이 11 mm인 경우에는 직경 3.5 mm나 4.0 mm 임플란트에서 발생하는 응력장의 형태와 유사한 경향을 보이거나 응력의 크기가 3.5 mm 임플란트에서 발생하는 응력보다 작았고 4.0 mm 임플란트에서 발생하는 응력보다 증가하는 현상을 볼 수 있었으며 수직하중이 작용하는 경우에는 골 두께가 감소하여 골질의 바깥쪽 표면에까지 응력이 전달되는 현상을 관찰할 수 있었다.

임플란트의 직경 6.0 mm, 길이 8 mm인 경우에는 길이가 11 mm인 임플란트와는 달리 응력의 집중부위가 임플란트의 하단부 지느러미 부근에서 나타나며 응력장의 크기도 커진 것을 볼 수 있었다. 경사하중이 작용하는 경우에도 임플란트의 하단부에 큰 응력이 발생하며, 임플란트 주위의 응력의 크기가 비교그룹 중에서 가장 크게 나타났으며 골 표면에 나타나는 응력의 크기도 커지는 현상을 관찰할 수 있었다.

이 연구의 결과들 중에서 직경이 가장 큰 임플란트를 둘러싸고 있는 골의 두께가 2 mm 이상인 경우에도 골 외면에 응력이 나타나는 현상은 다른 연구에서는 관찰할 수 없었던 결과였다. 이러한 결과가 임플란트 식립방법의 차이 때문인지, 임플란트 고정체 나사모양이 다른 일반적인 나사모양과 다르기 때문인지, 또는 유한요소 모델 설계의 차이점 등 연구방법의 차이에서 나타난 결과인지, 이 연구만으로는 판단하기 어렵지만 현재 임상에서 논의되고 있는 직경이 큰 임플란트의 사용에 대한 지침이 될 수 있을 것으로 사료된다.

임플란트에 하중이 작용하면 임플란트 주위의 계면을 통하여 골에 힘이 전달되어 응력의 형태로 나타난다. 이 때 임플란트와 골의 접촉면적이 넓으면 하중이 분산되어 주위조직에 나타나는 응력의 크기도 작아진다. 그러나 임플란트 지느러미 직경의 변화가 크게 되면 임플란트 지느러미 직경이 크게 변화되는 부위

에 작용하여 매우 큰 응력을 발생시키는 현상을 관찰할 수 있었다. 또한 임플란트의 직경이 크면 골 두께가 감소하여 골 외면까지 큰 응력이 전달되는 것을 관찰할 수 있었던 바 임플란트의 직경, 길이, 그리고 하중의 방향이 골 주위에 분포되는 응력에 영향을 끼치는 인자로 작용함을 알 수 있었다.

임플란트의 장기간의 성공을 도모하기 위해서는 (1) 생역학적으로 완벽한 임플란트를 생산하기 위하여 임플란트 설계의 필요성 (2) 적절한 골질에 따른 임플란트 고정체의 선택 (3) 응력을 골 고루 분산시키기 위한 외과적인 식립 및 보철물의 설계 (4) 구강 위생 그리고 (5) 악습관의 제거 등이 필요한데, 이 연구에서 사용된 지느러미 형태의 나사모양을 가진 임플란트의 임상적 이용과 관련되어 이 고정체의 장점을 입증하기 위하여 보다 폭넓은 연구가 필요하다고 사료된다.

V. 결 론

4 종류의 골질로 제작된 하악골 모형에 직경이 다른 4 종류 (직경 3.5 mm, 4.0mm 5.0mm, 6.0 mm)의 Bicon™ (Bicon Dental Implants, Boston, USA) 임플란트를 각각 식립한 후 200N의 수직하중 및 30° 경사하중을 가했을 경우 여러 다른 골질에서 나타날 수 있는 응력분포양상을 유한요소법으로 분석하였다.

골질은 나무재질에 따라 4 종류(D1, D2, D3, 그리고 D4)로 분류하였고, 골의 두께는 직경이 가장 큰 임플란트 주위 골이 최대 2.5 mm 이상이 되도록 하악골 모형을 설계하였으며, 임플란트와 골질과의 계면은 초기에 골유착이 된 것으로 가정하였다.

유한요소 모델은 MSC. PATRAN (MSC Software Corp., U.S.A.)을 이용하여 설계하였으며, 하중을 가한 후 임플란트와 주위의 골 조직에 발생하는 응력분포에 대한 3차원 유한요소 분석을 한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 임플란트에 수직하중과 경사하중을 가했을 경우, 최대등가응력, 최대주응력 및 최소주응력, 그리고 최대변위량은 임플란트 직경이 커질수록 감소하였고 골 탄성이 작을수록 커졌다.
2. 골질이 D3와 D4인 경우 임플란트 고정체에 하중이 가해졌을 때 임플란트 길이를 통해 응력이 분산되었다.
3. 응력의 분포양상은 가해지는 하중의 방향과 임플란트의 직경에 따라 다르게 나타났다.
4. 직경이 큰 임플란트의 경우 골 외면에도 응력이 발생하였다.

이상의 연구결과, 임플란트의 크기, 골의 탄성, 그리고 하중의 방향이 임플란트 주위 골조직에 발생하는 응력분포에 영향을 끼치는 변수라고 사료되었다.

참고문헌

1. 김명래, 한중석, 최장우, 최용창, 김용식 : 최신 임플란트 치과학, 2판, 서울:나래출판사, pp. 339~353, 381~396, 2000.
2. 김희주, 이재훈, 계기성, 조규중 : 골변화에 따른 치근형 임플란트의 유한요소법적 응력분석. 구강생물학연구 1996;20:87-105.

3. Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu JF, Hage G, Lazzara R : The modified osteotome technique. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2001;21:599-607.
4. 박준아, 류선열 : 하악골 과두부의 유한요소법에 의한 이차원 응력 해석. *대한구강악안면외과학회지* 1994;20:501-514.
5. 장두익, 정재현 : 골내 임플란트의 종류에 따른 광탄성 응력 분석. *구강생물학연구* 1993;17:137-154.
6. 진찬영, 김영수 : 골유착성 치근형 임플란트에 관한 광탄성 응력 분석. *대한치과교합학회지* 1988;5:7-19.
7. 서구중, 류선열 : 골유착성 임플란트의 유한요소법적 응력분석. *전남시대 논문집* 1991;3:183-193.
8. 지창주, 조인호 : 골밀도, 피질골, 이용법 및 보철물 설계에 따른 하악 임플란트의 삼차원적 유한요소 분석. *대한구강악안면임플란트학회지* 2000;4:6-46.
9. 고현주, 정재현 : 골유착성 임플란트 보철수복시 자연 지대치와의 고정유무에 따른 유한요소법적 응력분석. *대한치과보철학회지* 1991;29:147-160.
10. 김동원, 김영수 : 각종 형태의 골내 임플란트와 해부학적 치형에 관한 광탄성응력분석. *대한치과교합학회지* 1984;3:25-36.
11. 김동원, 김영수 : 골유착성 보철물에 관한 삼차원 유한요소 분석적 연구. *대한치과보철학회지* 1991;29:167-213.
12. 김영일 : 골유착성 임플란트 보철치료시 자연지대치와의 연결방법에 따른 광탄성 응력 분석 연구. *조선대학교 대학원 논문* 1992.
13. 김성철, 이윤상, 이민영, 이건주, 박준우, 한호진 등 : 하악 골체부 골절시 소형 금속판의 위치에 따른 응력분포의 유한요소적 해석. *대한구강악안면외과학회지* 1995;21:346-354.
14. 김성철, 엄기정, 신성수, 최동주, 권순용, 박영주 등 : 하악골 과두부의 운동방향에 따른 유한요소법에 의한 삼차원적 응력해석. *대한구강악안면외과학회지* 1998;24:263-275.
15. 박기덕, 류선열 : 하악골 우각부 골절시 교합력에 대한 소형금속판 내고정의 삼차원적 응력분석. *대한구강악안면외과학회지* 1993; 19:499-513.
16. Strong JT, Misch CE, Bidez MW, Nalluri P : Functional Surface Area: Thread-Form Parameter Optimization for Implant Body Design. *Compendium (Special)* 1998;19:4-9.
17. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO : Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:671-676.
18. Skalak R : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-849.
19. Skalak R : Aspects of biomechanical considerations. in Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T : *Tissue integrated Prostheses*, Chicago, Quintessence Pub. Co., pp. 117~128, 1985.
20. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MD : Alternative materials for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989;62:317-322.
21. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL : A finite element survey of eleven endosseous implant. *J Prosthet Dent* 1990;63:457-465.
22. 김우택, 차용두, 오세중, 박상수, 김현우, 박양호 등 : 수직력하에서 임플란트 나사형태에 따른 응력의 3차원 유한요소법적 분석. *대한구강악안면외과학회지* 2001;27:111-117.
23. Lavernia CJ, Cook SD, Weinstein AM, Lawitter JK : An analysis of stresses in a dental implant system. *J Biomed* 14:555, 1981. (Cited form 15)
24. Klokkevold PR, Newman MG : Current Status of Dental Implants: A Periodontal Perspective. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:56-65.
25. Beck GH : Restoration of an Edentulous Maxilla Using Implants Designed for Specific Bone Densities: A Case Study. *Compendium (Special)* 1998;19(3):37-40.
26. Hoar JE, Beck GH, Crawford EA, Resnik RR : Prospective Evaluation of Crestal Bone Remodeling of a Bone Density-Base Dental Implant System. *Compendium (Special)* 1998;19:17-24.
27. Lavelle CL, Wedgwood D, Love WB : Some advances in endosseous implants. *J Oral Rehabil* 1981;8:319-331.
28. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F : Stress distribution around dental implants. *J Prosthet Dent* 1992;68:96-102.
29. Mish CE : Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *Int J Oral Implant* 1990;6:23-31.
30. Jaffin RA, Berman CL : The excessive loss of Branemark fixture s in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62:2-4.
31. Mish CE, Hoar JB, Beck G, Hazen R : A bone quality based implant system: a preliminary report of stage I and stage II. *Implant Dent* 1998;7:35-42.

사진부도 ①

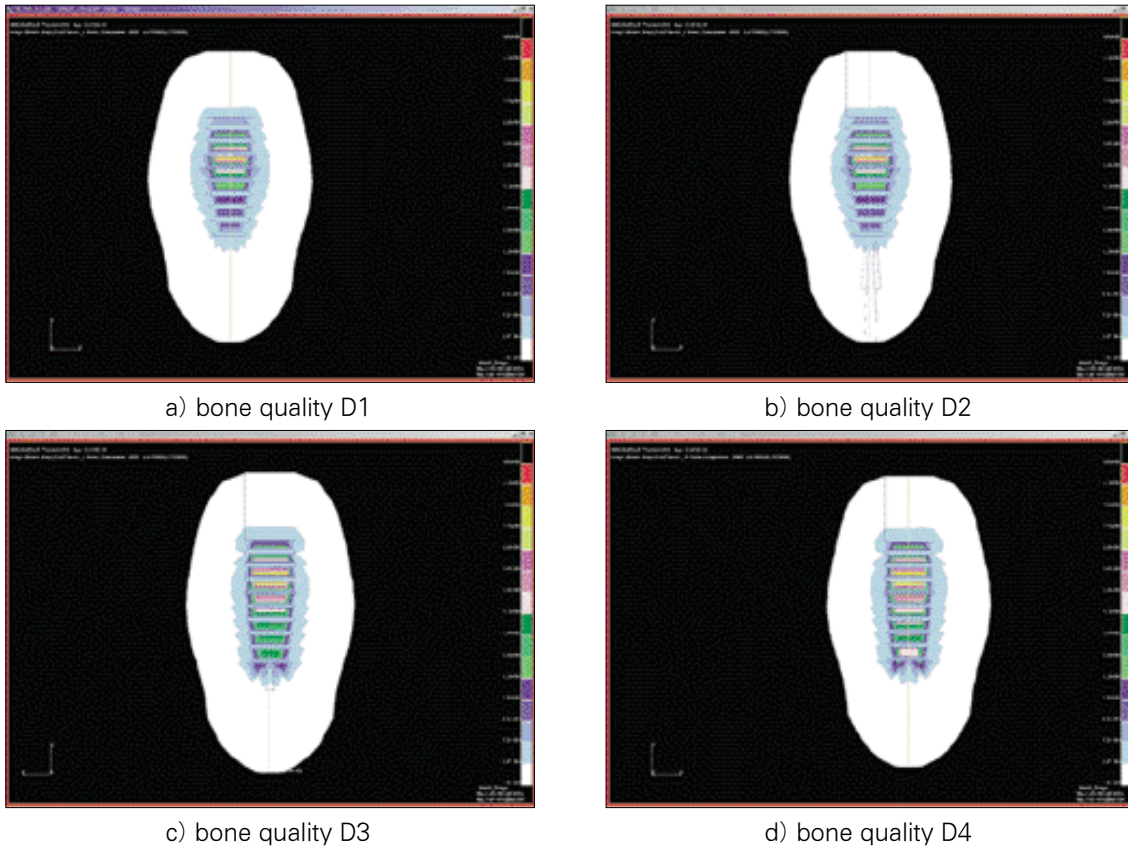


Fig. 2-1. Stress distribution under the vertical load in diameter 3.5mm implant fixture

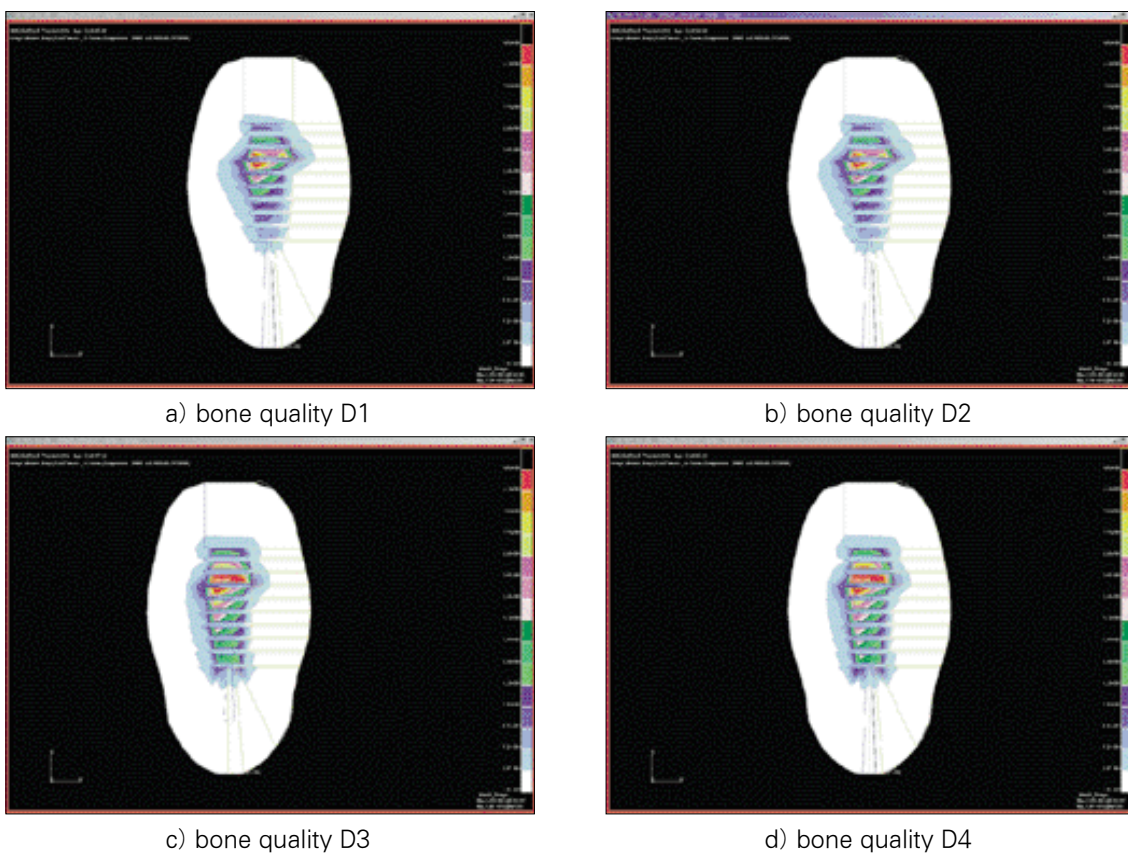


Fig. 2-2. Stress distribution under the inclined load in diameter 3.5mm implant fixture

사진부도 ②

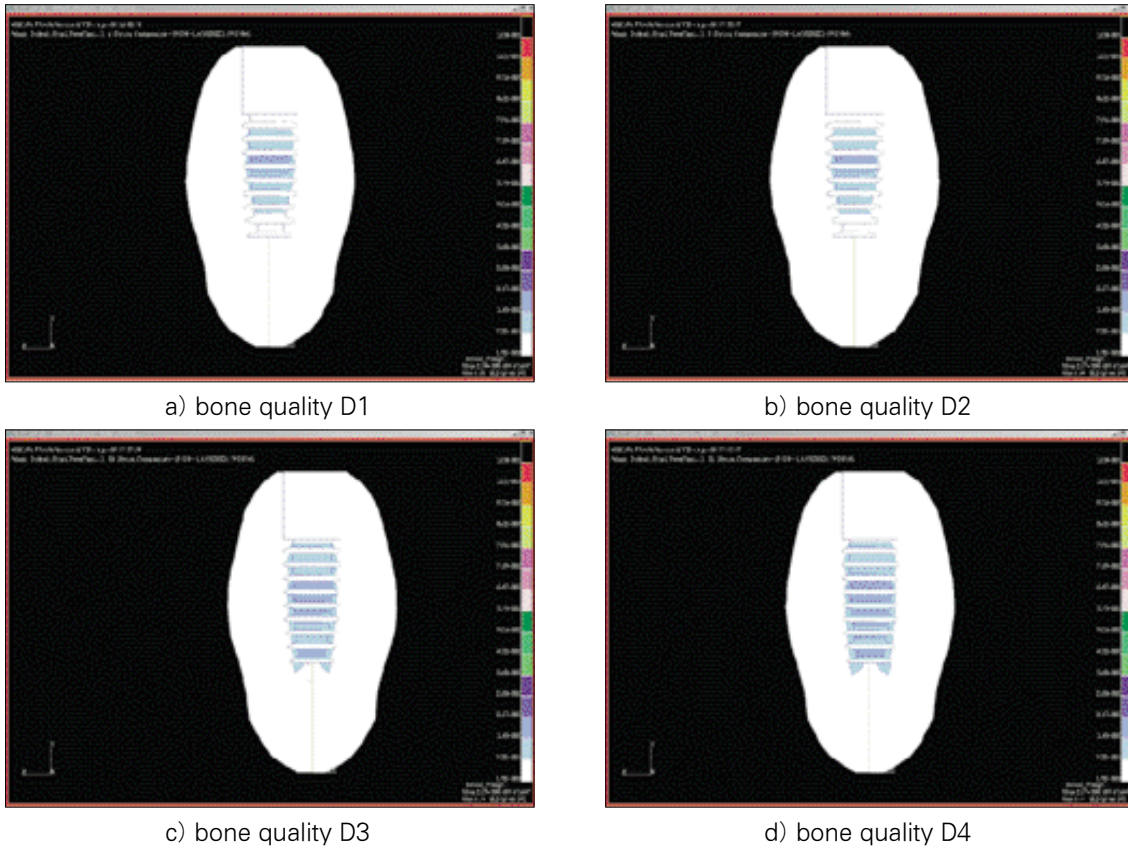


Fig. 3-1. Stress distribution under the vertical load in diameter 4.0mm implant fixture

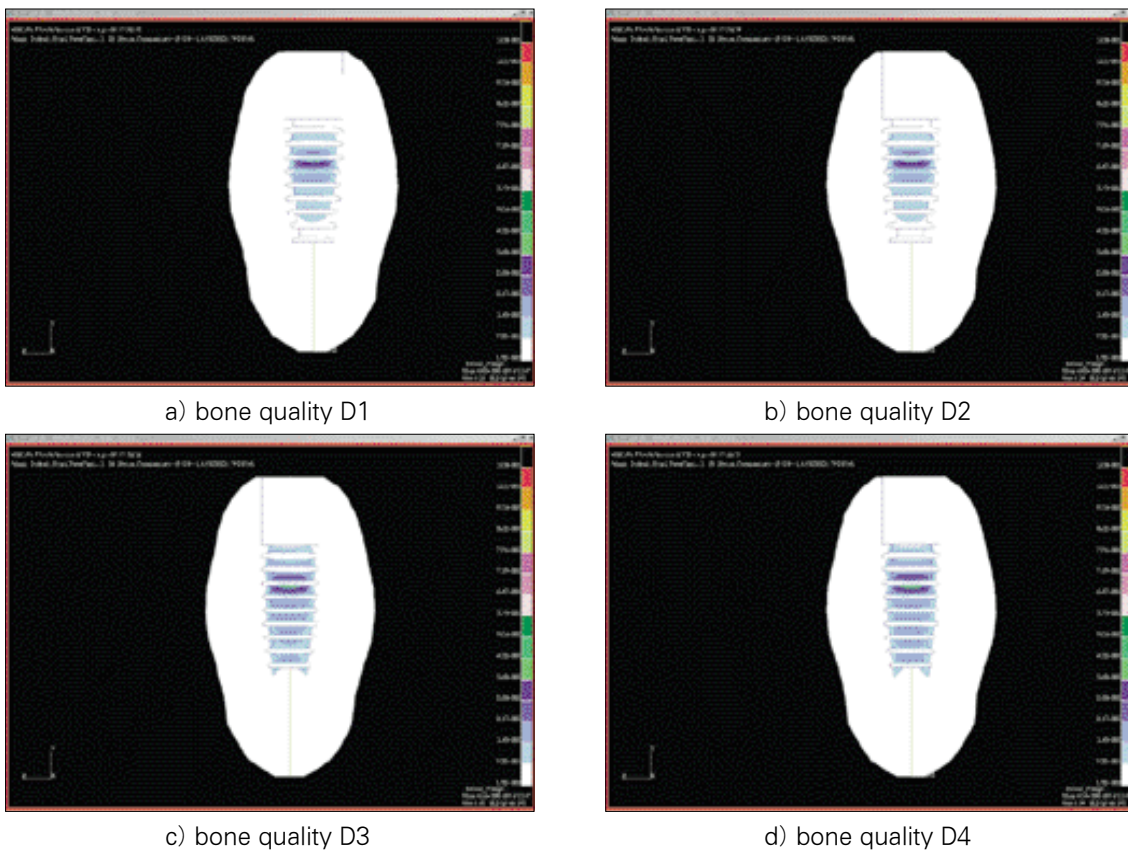
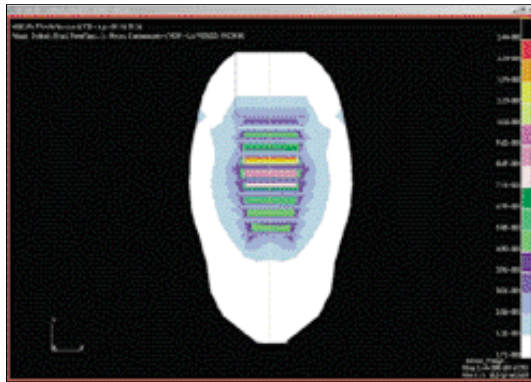
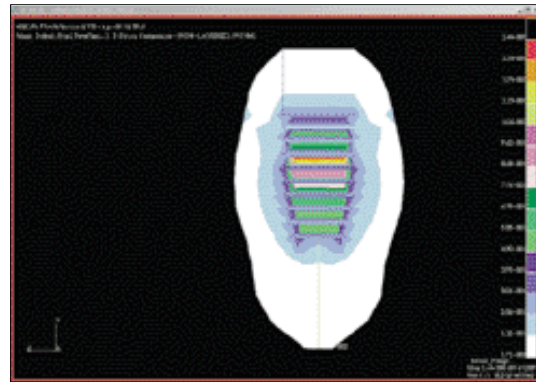


Fig. 3-2. Stress distribution under the inclined load in diameter 4.0mm implant fixture

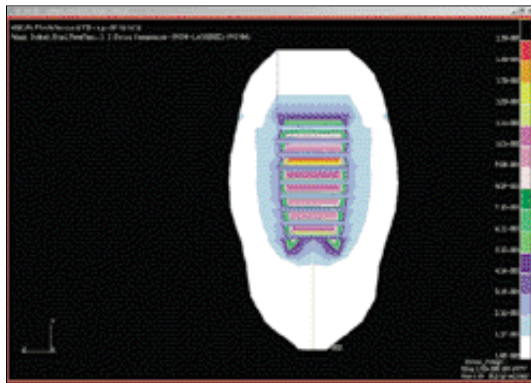
사진부도 ③



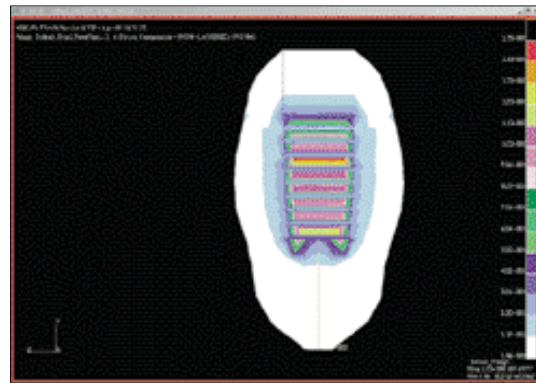
a) bone quality D1



b) bone quality D2

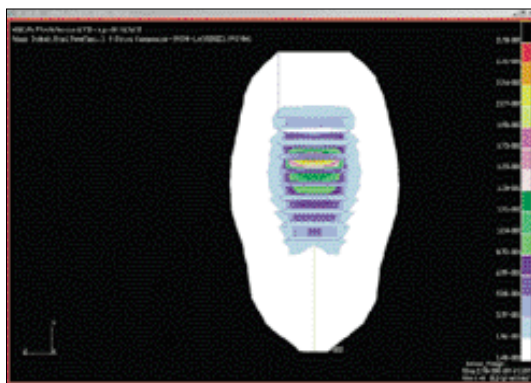


c) bone quality D3

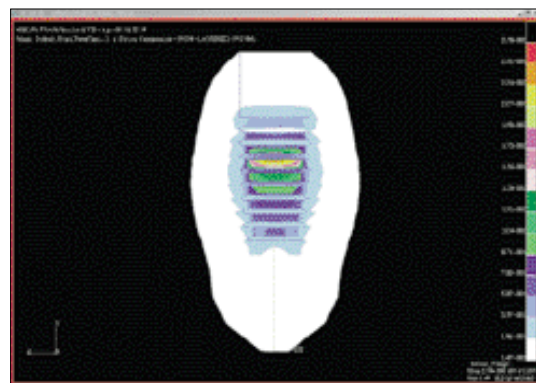


d) bone quality D4

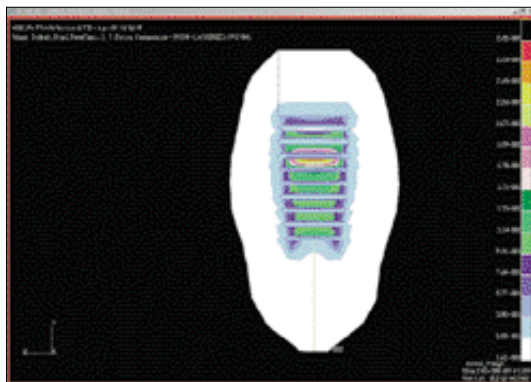
Fig. 4-1. Stress distribution under the vertical load in diameter 5.0mm implant fixture



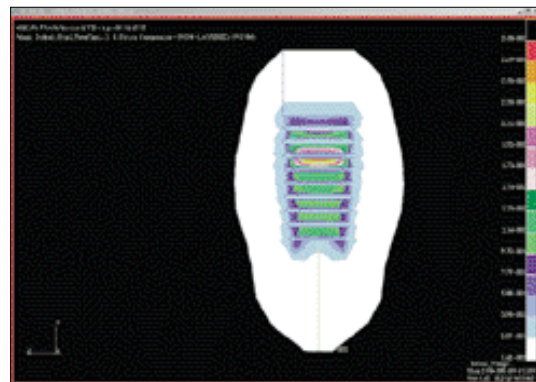
a) bone quality D1



b) bone quality D2



c) bone quality D3



d) bone quality D4

Fig. 4-2. Stress distribution under the inclined load in diameter 5.0mm implant fixture

사진부도 ④

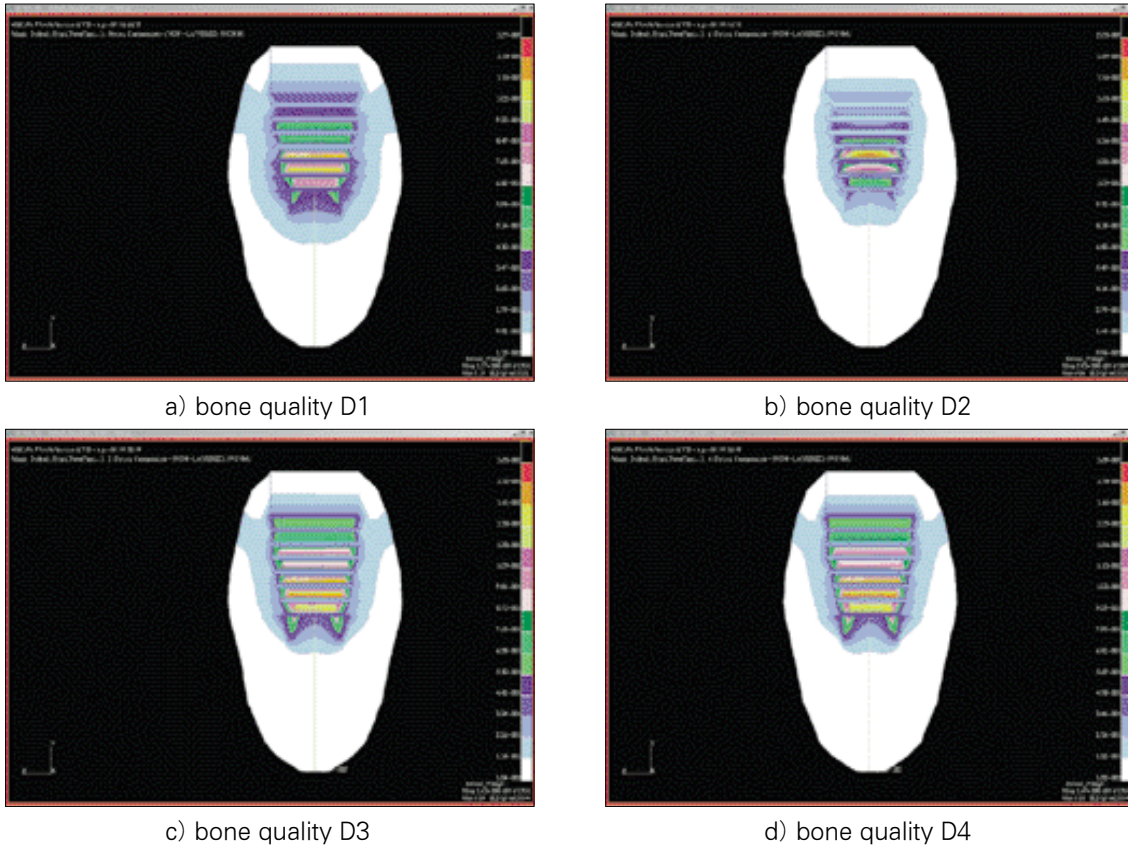


Fig.5-1. Stress distribution under the vertical load in diameter 6.0mm implant fixture

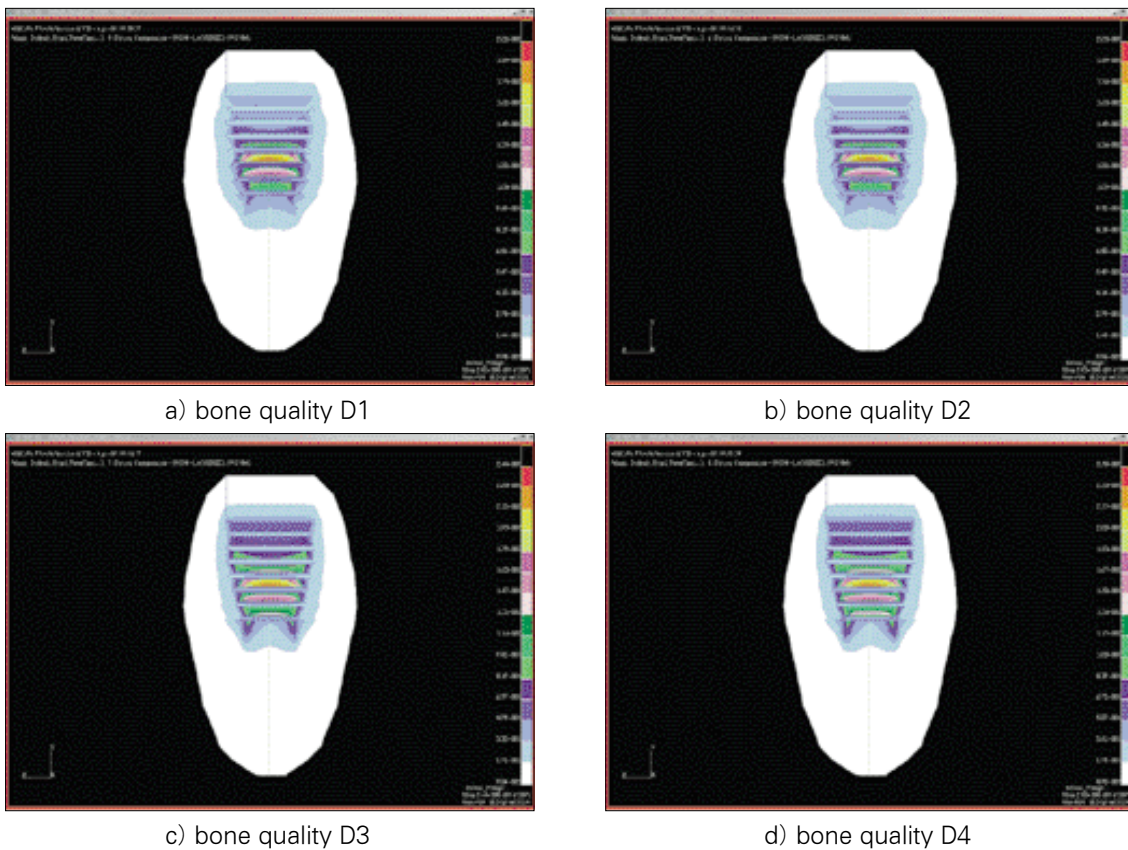


Fig.5-2. Stress distribution under the inclined load in diameter 6.0mm implant fixture