

삼차원 유한요소 해석에 의한 골내 임프란트의 구조에 관한 연구

고려대학교 의과대학 치과학 교실

현연근, 권종진

I. 서론

근대 임프란트는 1909년에 Greenfield가 개발한 격자 모양의 골내형 임프란트를 시조로 발전 되어가기 시작하였으나 1940년대에 이르러 Formiggini에 의해 현재와 유사한 치근형 골내 임프란트가 소개되었다¹⁾. 초기 임프란트의 모양은 핀형, 나사형, 치근형, 단일 또는 복합의 나선형, vent형, blade형 등의 다양한 형태를 이루고 있었으나 저조한 성공률로 인하여 이에 대한 연구는 발전과 정체를 반복하게 되었다^{3, 4)}. 1969년 Branemark의 Titanium을 이용한 골유착성 임프란트가 등장한 이후로 임프란트에 대한 장기간의 임상적 관찰 보고와 체계적인 역학 및 생체역학적 연구를 바탕으로하여 임프란트가 무치악 환자에게 기존의 치료술식에 대한 제한점을 해결하는 치료 술식으로 인정받게 되면서 임프란트에 대한 다양한 이용과 발전이 이루어졌다⁵⁻⁹⁾.

현재 임상에 사용되고 있는 임프란트는 수십 종류를 상회하나 보다 이상적인 임프란트의 역학적 구조를 위한 연구가 계속되고 있으며 기존의 임프란트 간에도 그 장단점에 대한 논의가 끊이지 않고 있다. 모든 임프란트의 목적은 골내에서 장기간 기능적으로 유지되는 것으로 이를 위해서는 임프란트의 생체역학적인 면과 생체재료학적인 면이 우수해야 한다. 생체역학적인 면은 상부 구조물과 임프란트에 가해지는 힘, 임프란트와의 골계면에 전달되는 하중, 그리고 이에 따른 인접

한 조직의 반응이 포함된다⁴⁾. 그러나 구강 내에서의 역학적 연구는 직접 시행하기가 어려워 유사한 모형을 제작하여 간접적으로 측정하는 방법이 이용되고 있다. 치의학 분야에 대한 역학적 연구 방법 중 유한요소법은 1960년에 소개된 이후 컴퓨터와 해석 프로그램이 계속적으로 발전되면서 역학적 해석의 보편적인 도구가 되고 있다¹⁰⁾.

본 연구는 현재 임상에서 사용되는 치근형의 골유착성 임프란트 중에서 대표되는 형태인 나사형(Screw type Implant)과 원주형(Cylinder type Implant)의 모형에 대하여 임프란트 설계시 고려될 수 있는 다양한 형태의 변화 요소를 부여하고, 이를 하악골에 식립된 형태의 삼차원 유한요소로 모델링한 후, 일정한 하중을 가하여 실체와 유사한 상황을 조성한 상태에서 임프란트의 주위 지지조직에서 발생 될 수 있는 응력의 양상을 비교 및 분석한 연구로, 임프란트의 설계시 다소의 도움이 될 수 있는 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

1) 유한요소 모델링

본 연구의 유한요소 모델은 골유착성 치근형 임프란트의 나사형과 원주형의 임프란트를 기본형으로 하여, 주위 지지조직에 역학적 변화를 일으킬 수 있는 임프

란트 치근의 외형적 변형 요소를 부여한 임플란트 모형을 삼차원 유한 요소 모델로 형상화한 것이다. 임플란트는 순수한 Titanium으로 구성되어 있으며 지름 4mm, 길이 10mm인 모형을 기준으로 임플란트 설계 시 역학적으로 고려될 수 있는 요소를 임의로 7곳에 설정하여 16가지의 치근형 임플란트를 제작하였다 (Figure 1). 또한 위의 모형에 대한 유한요소 해석을 실시한 후, 우수한 응력 분포 상태를 나타내는 임플란트의 변형 요소를 조합하여 새로이 설계된 임플란트의 모형을 형상화하였다.

(1) 나사형

나사형 임플란트의 나사와 본체에서 변형될 수 있는 요소인 나사산 간의 거리(pt), 나사산의 방향, 나사산의 너비(wt), 본체의 경사각(α) 등을 변화시킨 실험군으로 나누었다(Figure 2, 3).

a. 기본형.

A : 나사산 간의 거리가 0.7mm인 나사형

b. 나사산의 거리를 변화시킨 경우

A.1.1 : 나사산 간의 거리가 0.8mm인 나사형

A.1.2 : 나사산 간의 거리가 0.9mm인 나사형

c. 나사산의 방향을 변화시킨 경우

A.2.1 : 나사산 간의 거리가 0.7mm이고 방향이 상향인 나사형

A.2.2 : 나사산 간의 거리가 0.7mm이고 방향이 하향인 나사형

d. 나사산의 모양을 변화시킨 경우

A.3.1 : 나사산 간의 거리가 0.7mm이고 나사산의 너비가 0.1mm인 나사형

A.3.2 : 나사산 간의 거리가 0.7mm이고 나사산의 너비가 0.2mm인 나사형

e. 본체의 경사각을 변화시킨 경우

A.4.1 : 나사산 간의 거리가 0.7mm이고 본체의 경사각이 1.5도인 나사형

A.4.2 : 나사산 간의 거리가 0.7mm이고 본체의 경사각이 2.5도인 나사형

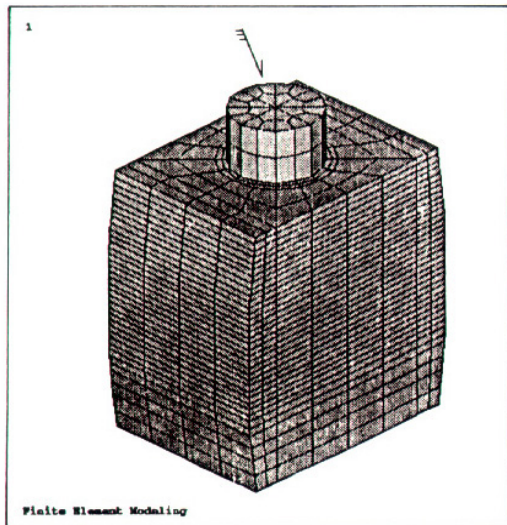


Figure 1. Basic Model.

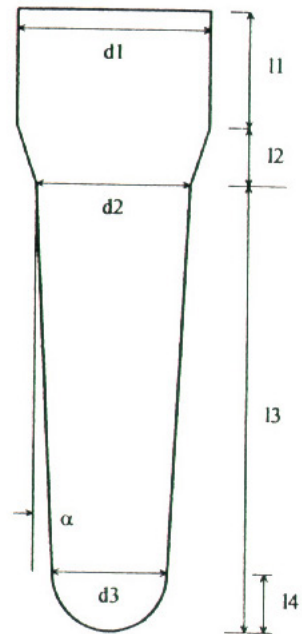


Figure 2. Geometric Configurations and Parameters of Implant Model.

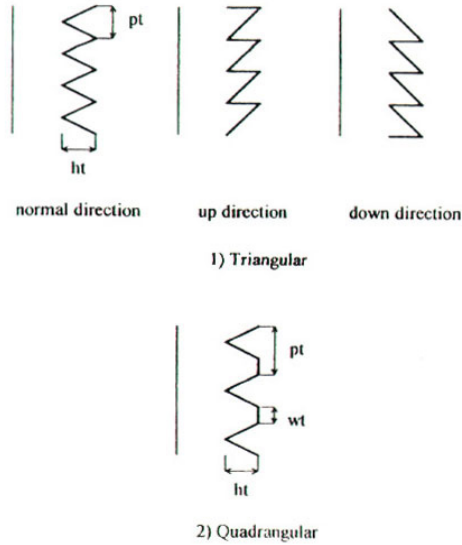


Figure 3. Geometric Configurations and Parameters of Implant Screw Threads.

(2) 원주형

원주형 임플란트에서 하단부의 형태에 따라 곡면(구형(14))과 경사형(d4)의 실험군으로 나누었다(Figure 4).

a. 기본형.

B : 하단의 변화가 없는 원주형

b. 하단의 곡면을 변화시킨 경우

B.1.1 : 하단의 곡면 반경이 2.5mm인 원주형

B.1.2 : 하단의 곡면 반경이 2.0mm인 원주형

B.1.3 : 하단의 곡면 반경이 1.5mm인 원주형

c. 하단의 경사면을 변화시킨 경우

B.2.1 : 하단의 경사면의 지름이 3.0mm인 원주형

B.2.2 : 하단의 경사면의 지름이 2.5mm인 원주형

B.2.3 : 하단의 경사면의 지름이 2.0mm인 원주형

상기에서 기술된 실험 모델을 변화 요소별로 도표화하면 아래와 같다(Table 1).

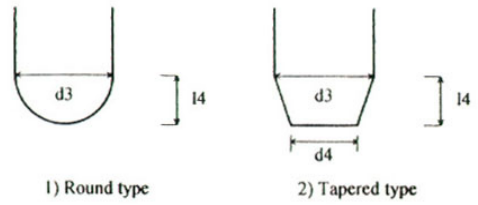


Figure 4. Geometric Configurations and Parameters of Implant Root Tip division.

임플란트를 지지하는 골의 구조는 하악의 구치부에 해당하는 모형으로 임플란트와의 경계면은 완전접합을 가정하였으며 전체적인 형상은 외부의 치밀골과 내부의 해면골로 나누어지며 치밀골의 두께는 상부 1.5mm, 측부 2mm, 하부 2.5mm의 두께를 유지하고 고경 25mm, 폭경 13mm로 설정하여 전체적으로는 실제 하악의 표준형에 준한 모양을 나타내도록 하였다. 골 구조의 근원심 길이는 컴퓨터 메모리의 기억 용량이 허용하는 한 최대의 길이로 제작하여 모형을 고정할 때 발생될 수 있는 오차를 가능한 최소로 하였고, 응력 왜곡 현상을 막기 위하여 임플란트를 원형에 가깝게 설계하였으며, 응력이 집중될 것으로 예상되는 임플란트의 경부와 나사형 임플란트의 나사부분은 세밀하게 나누어진 유한요소로 제작하였다(Figure 5, 6, 7).

본 연구에서 사용된 유한요소는 8절점 등매개(8 node element) 입체요소로서 부피를 가지는 입체의 해석에 일반적으로 사용되고 있다. 이 요소는 8개의 절점을 가지며, 각 절점은 3개의 병진 변위(translational displacement)를 자유도(degree of freedom)로 가진다. 요소의 형상은 6면체의 각주(brick, hexahedron)형상으로 6절점 5면체의 프리즘형상요소나 4절점의 사면체(tetrahedron) 요소에 비해 요소 분할에 어려움이 다르나 해의 안정성이 비교적 높다⁽¹¹⁾. 모형의 모델링을 위해 유한요소 해석 프로그램인 ANSYS version 5.1의 8절점 등매개입체요소인 SOLID 45를 사용하였으며 해의 정확도를 높이기 위하여 비적합모드(incompatible mode)를 고려하였

Table 1. Implant Geometry of Analysis Models

| Model No. | Parameters(mm, degree) | | | | | | | | | |
|-----------|------------------------|----------|--------------|-----|-----|----------|-----|-----|----|--------------|
| | d3 | α | implant body | 14 | d4 | root tip | pt | wt | nt | screw thread |
| A | 4 | 0 | straight | 0 | 0 | none | 0.7 | 0 | 14 | normal tri. |
| A. 1. 1 | 4 | 0 | straight | 0 | 0 | none | 0.8 | 0 | 12 | normal tri. |
| A. 1. 2 | 4 | 0 | straight | 0 | 0 | none | 0.9 | 0 | 11 | normal tri. |
| A. 2. 1 | 4 | 0 | straight | 0 | 0 | none | 0.7 | 0 | 14 | up tri. |
| A. 2. 2 | 4 | 0 | straight | 0 | 0 | none | 0.7 | 0 | 14 | down tri. |
| A. 3. 1 | 4 | 0 | straight | 0 | 0 | none | 0.7 | 0.1 | 14 | quad. |
| A. 3. 2 | 4 | 0 | straight | 0 | 0 | none | 0.7 | 0.2 | 14 | quad. |
| A. 4. 1 | 3.74 | 1.5 | tapered | 0 | 0 | none | 0.7 | 0 | 14 | normal tri. |
| A. 4. 2 | 3.56 | 2.5 | tapered | 0 | 0 | none | 0.7 | 0 | 14 | normal tri. |
| B | 4 | 0 | straight | 0 | 0 | none | 0 | 0 | 0 | none |
| B. 1. 1 | 4 | 0 | straight | 2.5 | 0 | round | 0 | 0 | 0 | none |
| B. 1. 2 | 4 | 0 | straight | 2 | 0 | round | 0 | 0 | 0 | none |
| B. 1. 3 | 4 | 0 | straight | 1.5 | 0 | round | 0 | 0 | 0 | none |
| B. 2. 1 | 4 | 0 | straight | 2 | 3 | tapered | 0 | 0 | 0 | none |
| B. 2. 2 | 4 | 0 | straight | 2 | 2.5 | tapered | 0 | 0 | 0 | none |
| B. 2. 3 | 4 | 0 | straight | 2 | 2 | tapered | 0 | 0 | 0 | none |

* d1, d2, 11, 12, 13, ht : constant

* tri : triangular

* quad : quadrangular

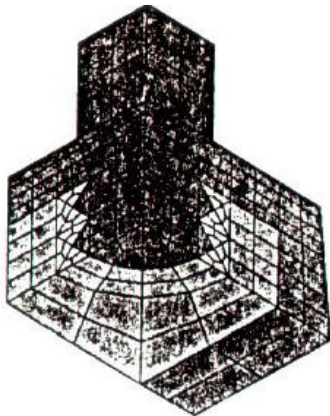


Figure 5. Fine mesh of Normal directional Screw and Implant neck.

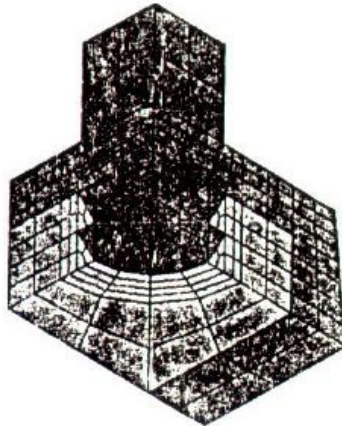


Figure 6. Fine mesh of Upper directional Screw and Implant neck.

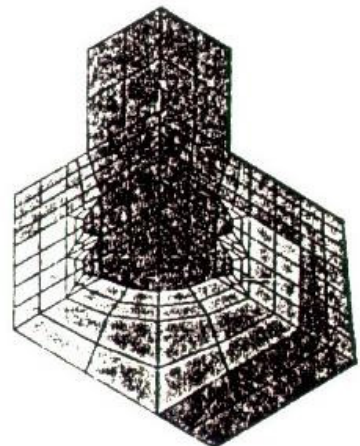


Figure 7. Fine mesh of Quadrangular Screw and Implant neck.

다⁽¹²⁾.

위의 설정을 기준으로 형성된 삼차원 유한요소 모델의 8절점의 등매개 요소와 절점의 수는 아래와 같다 (Table 2).

외력에 의해 모형내에 발생된 응력을 해석하기 위한 구속점으로 모형 하악골의 기저면을 고정하였으며 각 구성성분의 물리적 성질인 탄성계수와 Poisson율은 문헌을 참조하여 Table 3과 같이 하였다⁽¹³⁻¹⁶⁾. 완성된 유한요소법 모델에 가해지는 하중은 임프란트 상부의 정 중앙에 수직력 100N(15-17)과 흡측에서 설측으로 향하는 수평력 25N⁽¹⁵⁾을 정하중으로 가하였다.

2) 연구 분석 방법

삼차원 유한요소법적 실험의 결과로 산출되는 응력 중에서 등가응력을 기준으로 각 실험군의 모형에 대한 역학적 관계를 분석하였다. 실험군에 대한 비교를 용이하게 하기 위하여 각 모형에 대하여 하중이 가해지는 방향에서 임프란트의 중앙을 통과하는 절단면을 형성하였으며 절단면에 의해 절단된 임프란트와 골과의 선상의 접촉점에서 나타나는 응력 분포를 도표화하였다. 또한 전체적인 응력의 분포상태를 보기 위해서 등가응력을 기준으로 크기별로 색도를 달리하여 상호 비교하였다. A군과 B군의 전 모델에 대한 전체적인 응력

Table 2. Number of Nodes and Elements of Each Model

| Model No. | Implant | | Cancellous Bone | | Compact Bone | | Entire Model | |
|-----------|---------|----------|-----------------|----------|--------------|----------|--------------|------|
| | nodes | elements | nodes | elements | nodes | elements | | |
| A | 2117 | 1536 | 4035 | 3216 | 1781 | 1040 | 6421 | 5792 |
| A. 1. 1 | 1857 | 1344 | 3523 | 2800 | 1661 | 976 | 5697 | 5120 |
| A. 1. 2 | 1727 | 1248 | 3267 | 2592 | 1601 | 944 | 5335 | 4784 |
| A. 2. 1 | 2117 | 1536 | 3603 | 2768 | 1781 | 1040 | 6037 | 5344 |
| A. 2. 2 | 2117 | 1536 | 3603 | 2768 | 1781 | 1040 | 6037 | 5344 |
| A. 3. 1 | 2565 | 1760 | 4483 | 3440 | 1781 | 1040 | 6869 | 6240 |
| A. 3. 2 | 2565 | 1760 | 4483 | 3440 | 1781 | 1040 | 6869 | 6240 |
| A. 4. 1 | 2117 | 1536 | 4035 | 3216 | 1781 | 1040 | 6421 | 5792 |
| A. 4. 2 | 2117 | 1536 | 4035 | 3216 | 1781 | 1040 | 6421 | 5792 |
| B | 693 | 480 | 1411 | 1072 | 1301 | 784 | 2757 | 2336 |
| B. 1. 1 | 891 | 624 | 1891 | 1456 | 1481 | 880 | 3459 | 2960 |
| B. 1. 2 | 891 | 624 | 1891 | 1456 | 1481 | 880 | 3459 | 2960 |
| B. 1. 3 | 891 | 624 | 1891 | 1456 | 1481 | 880 | 3459 | 2960 |
| B. 2. 1 | 693 | 480 | 1411 | 1072 | 1301 | 784 | 2757 | 2336 |
| B. 2. 2 | 693 | 480 | 1411 | 1072 | 1301 | 784 | 2757 | 2336 |
| B. 2. 3 | 693 | 480 | 1411 | 1072 | 1301 | 784 | 2757 | 2336 |

Table 3. Material Properties

| | Young's Modulus(kg/mm ²) | Poisson's Ratio |
|-----------------|--------------------------------------|-----------------|
| titanium | 1.05E + 04 | 0.3 |
| cancellous bone | 1.40E + 02 | 0.3 |
| compact bone | 1.40E + 03 | 0.32 |

분포 상태와 치밀골과 해면골에서 발생된 최대 응력치를 분석하여, 양호한 응력 분포 상태와 최대 응력치가 작게 발생된 모델의 변형 요소를 선정하였고 이를 새로이 조합한 가상의 모델을 제작하여 위와 동일한 방법으로 분석하였다.

III. 실험 성적

1) 나사형

a. A형

A형은 나사형을 비교하기 위한 표준 모델로 이것을 기준으로 변화 요소인 나사산 간의 거리(pt), 나사산의 방향, 나사산의 너비(wt), 본체의 경사각(ω) 등을 달리 한 모형들과 비교할 수 있게 하였다. A형은 나사의 형태나 길이에서 Branemark 임플란트 모형을 참조하여 제작하였다. 하중이 협측에서 설측으로 가하여 지기 때문에 주된 응력의 분포는 임플란트의 설측에서 관찰되며 최대 응력 부위는 임플란트 경부의 설측 치밀골의 상부에서 발생되었고 해면골과의 경계면으로 내려갈수록 급격하게 감소하는 응력분포를 보였으며 최대

응력치는 1.224 kg/mm^2 이었다. 해면골의 절단 기준면을 따라 형성된 응력은 나사의 모양을 따라 산과 골의 형태를 이루며 분포되나 산과 골 부분의 응력차가 크지 않으며 하단으로 내려갈수록 응력치가 증가하다가 마지막 나사산이 위치한 곳에서 최대응력치를 보였다. 해면골에서의 최대 응력집중 부위는 임플란트의 하단의 설측에서 관찰되며 그 수치는 0.200 kg/mm^2 이었다 (Figure 8). 아래 도표의 Distance의 0에서-2부분은 치밀골에 해당하고 0에서 10부분은 해면골에 해당된다.

b. 나사산 간의 거리에 따른 응력 변화

각 모형은 나사산의 거리에서 A형과 A.1.1형, A.1.2형의 순으로 각각 0.7, 0.8, 0.9mm의 차이가 있으며 이로 인해 나사의 수가 14개, 12개, 11개로 달라졌다. 치밀골에서의 최대 응력 집중부위는 A형, A.1.1형, A.1.2형 모두에서 임플란트 경부의 설측 치밀골 상부에서 나타났으며, 최대 응력치는 A형과 A.1.1형, A.1.2형 순으로 $1.224, 1.230, 1.225 \text{ kg/mm}^2$ 로 해면골에서는 A.1.2형이 가장 큰 응력치를 보였다. 응력 분포는 그 크기나 양상에서 전체적으로 세 모형이 유사하게 나타났다(Figure 9, 10, 11).

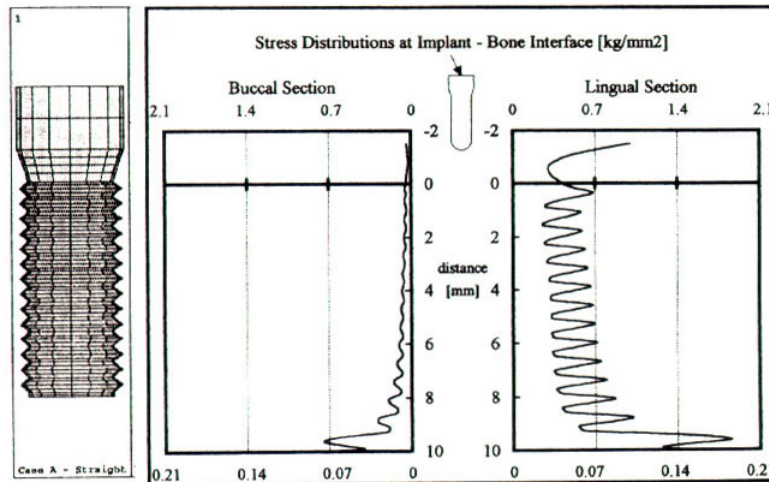


Figure 8. Equivalent Stress Distributions at Implant-Bone Interface of Model A

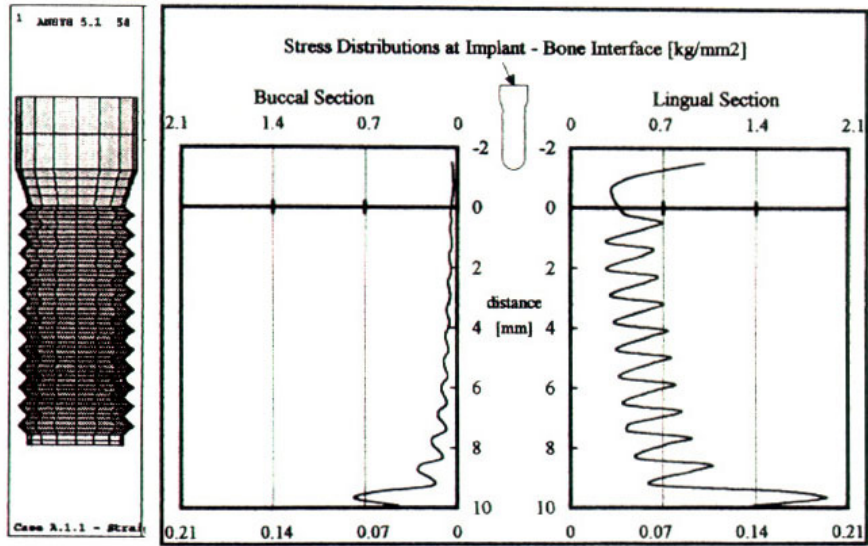


Figure 9. Equivalent Stress Distributions at Implant-Bone Interface of Model A. 1. 2.

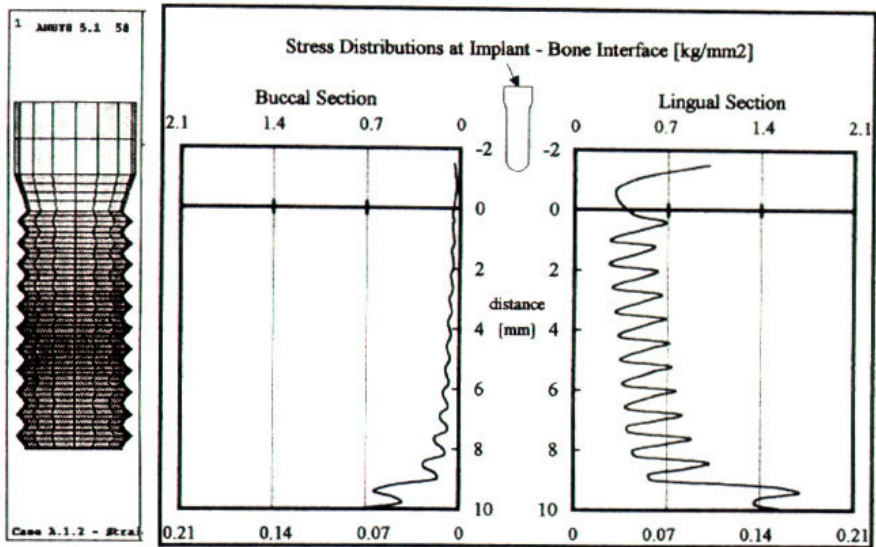


Figure 10. Equivalent Stress Distributions at Implant-Bone Interface of Model A. 1. 1.

c. 나사의 방향의 변화에 따른 응력 변화

모형은 나사의 크기가 0.7mm로 동일하나 방향이 정중향(A형), 상향(A.2.1형), 하향(A.2.2형)의 차이가 있다. 치밀골에서의 최대 응력치는 A형, A.2.1형, A.2.2형의 순으로 1.224, 1.272, 1.254 kg/mm²로 A형은 A.2.1형에 비해 3.9% 작고 A.2.2형에 비해 2.5%

적게 나타났다. 치밀골에서의 나사방향에 따른 최대 응력치의 크기는 정방향 일 때 가장 적고 하방향, 상방향 순이었다. 해면골에서의 최대 응력치는 0.200, 0.199, 0.196 kg/mm²로 그 차이가 거의 나타나지 않았다. A.2.1형과 A.2.2형에 대한 해면골에서의 응력 분포는 나사의 산과 골 부분에서 현저한 차이를 보였으

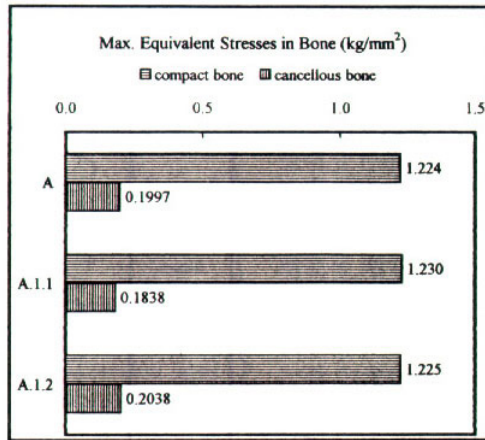


Figure 11. Maximum Equivalent Stress in Bone varying Size of Screw Thread.

며 이는 상방과 하방의 나사산을 지닌 모형에서 나사산의 각이 예각으로 제작된 것에서 기인된 것으로 나사의 끝에 해당하는 부분은 응력이 작고 하단으로 내려갈수록 오히려 조금씩 줄어드는 반면 산에 해당하는 부분은 응력이 응력 집중이 심해지고 그 폭도 좁아지면서 하단으로 내려 갈수록 응력 집중의 양도 커졌다 (Figure 12, 13, 14).

d. 나사산의 모양과 변화에 따른 응력변화

모형은 나사의 크기가 0.7mm로 동일하나 나사의 모양이 삼각형(A형)과 사다리형(A.3.1형, A.3.2형) 등의 차이가 있으며, 사다리형의 경우 A.3.1형은 나사산의 폭(wt)이 0.1mm이고 A.3.2는 0.2mm로 제작된 것이다. 최대 응력 집중 부위는 역시 임플란트 경부의 설측 치밀골의 상부였고 그 크기는 A형과 A.3.1형,

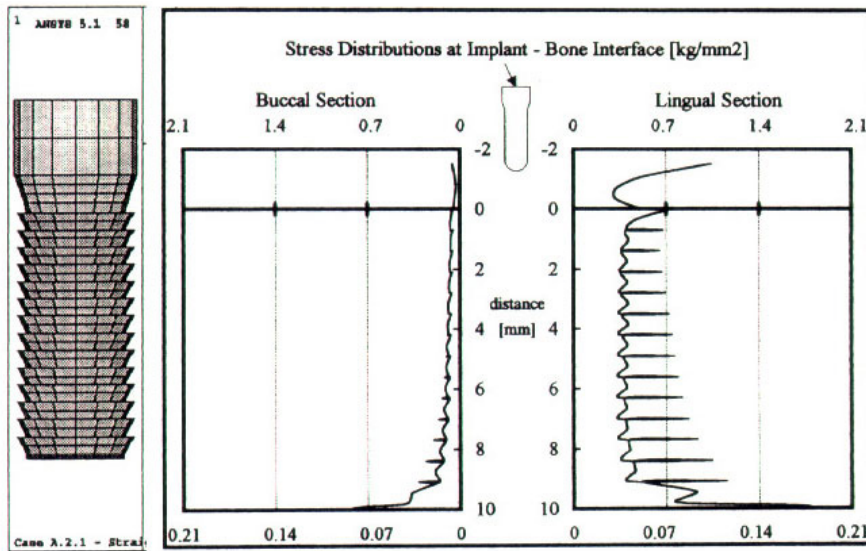


Figure 12. Equivalent Stress Distributions at Implant-Bone Interface of Model A. 2. 1.

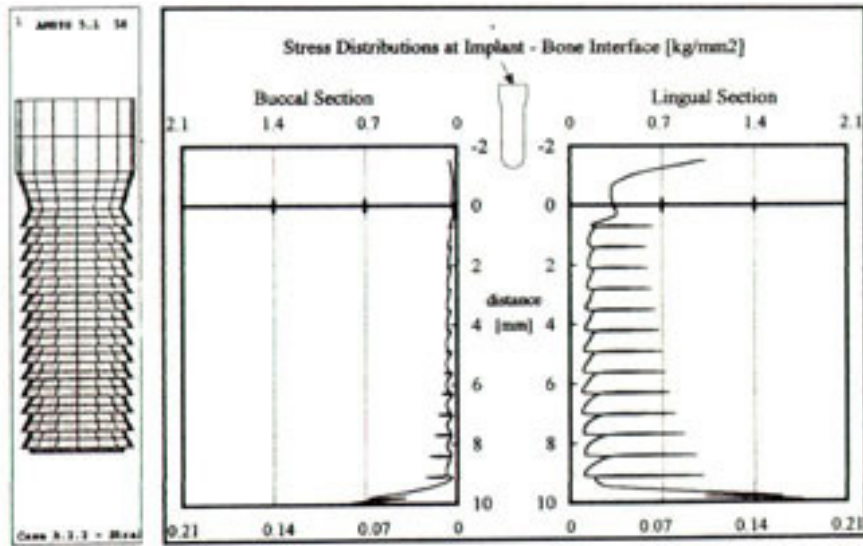


Figure 13. Equivalent Stress Distributions at Implant-Bone Interface of Model A. 2, 2.

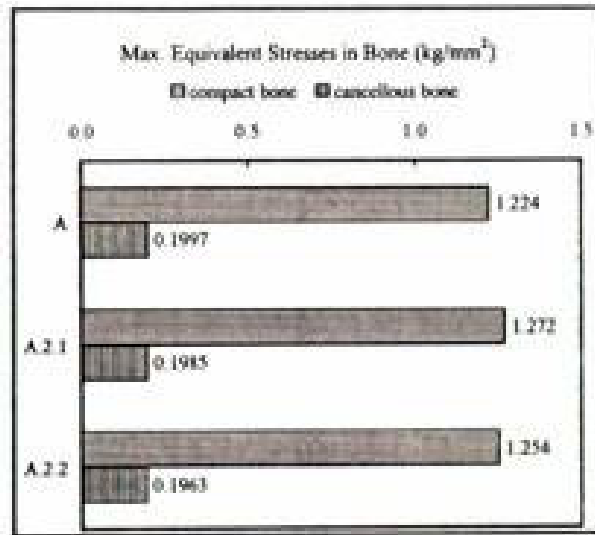


Figure 14. Maximum Equivalent Stress in Bone varing Direction of Screw Thread.

A.3.2형의 순으로 1.224, 1.221, 1.216 kg/mm²으로 큰 차이가 없으며 해면골에서의 최대 응력치도 0.200, 0.203, 0.206 kg/mm²으로 각 모형 간의 차이를 보이지 않았다. 그러나 해면골의 절단 기준면에서의 응력 분포는 타 실험군과 달리 나사의 골 부분은 하단으로 내

려갈수록 응력의 변화가 크지 않으나 나사의 산부에서는 하단으로 내려갈수록 큰 응력 집중치를 보여 나사의 산과 골 부분에서 발생하는 응력차가 크게 나타났다(Figure 15, 16, 17).

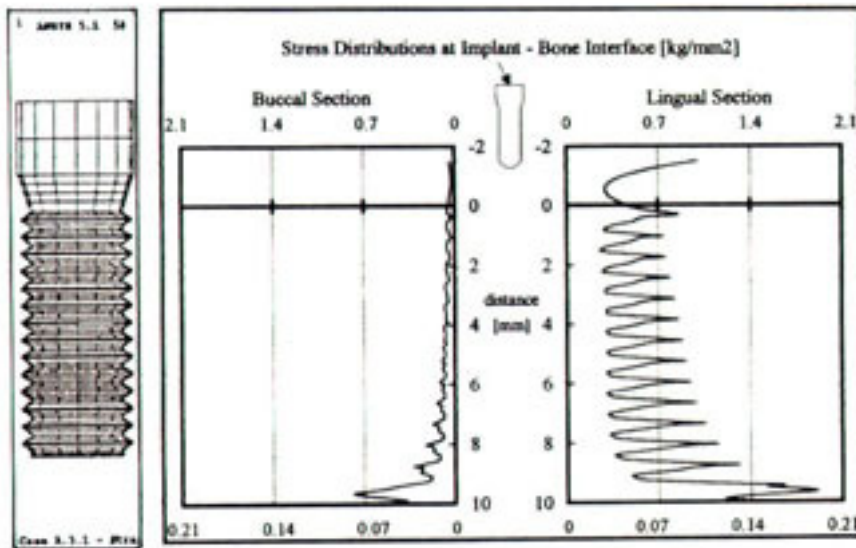


Figure 15. Equivalent Stress Distributions at Implant-Bone Interface of Model A, 3, 1.

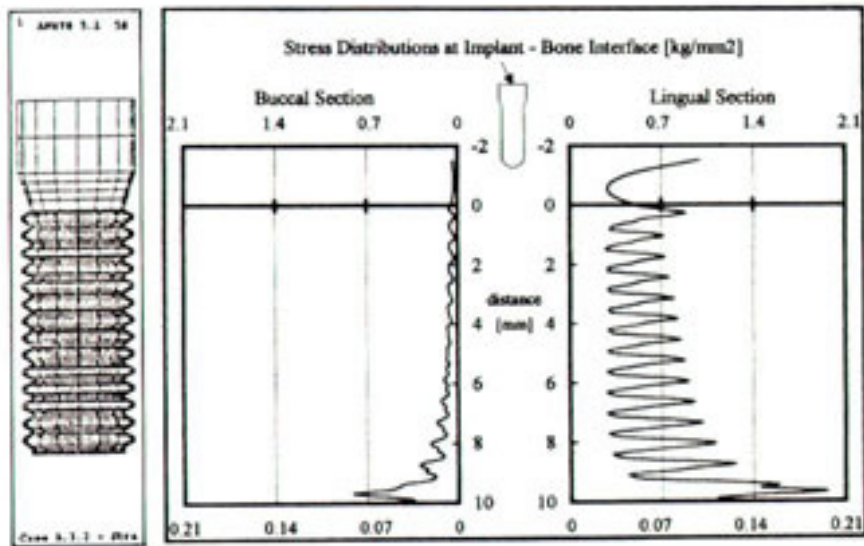


Figure 16. Equivalent Stress Distributions at Implant-Bone Interface of Model A, 3, 2.

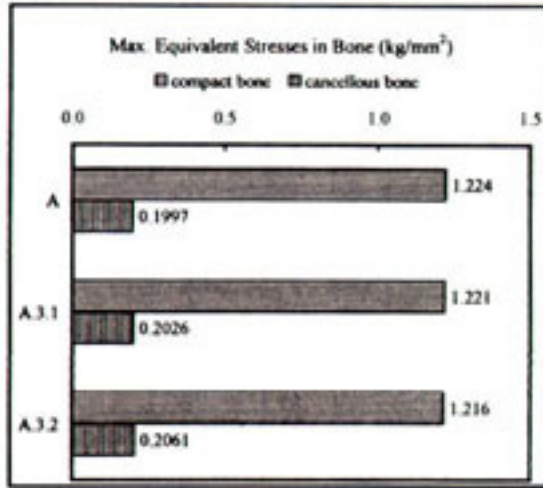


Figure 17. Maximum Equivalent Stress in Bone varying Shape of Screw Threads.

e. 본체의 경사각의 변화에 따른 응력 변화

모형은 나사의 크기가 0.7mm로 동일하나 본체의 경사 각도(ω)가 1.5도(A.4.1형)와 2.5도(A.4.2형)로 변화시켰다. 최대 응력 집중부위는 임플란트 경부의 치밀골 상부에서 발생되었고 최대 응력치는 A형과 A.4.1형, A.4.2형의 순으로 1,224, 1,276, 1,311 kg/mm²로

A.4.1형은 A형에 비해 4.2% 크고 A.4.2형은 A형에 비해 8.7% 크게 나타났다. 해면골에서의 최대 응력치는 임플란트의 하단 설측에서 관찰되었으며 그 크기는 0.200, 0.190, 0.190 kg/mm²로 유사하게 나타났으며 응력분포의 양상도 세 모형이 모두 유사하게 나타났다 (Figure 18, 19, 20).

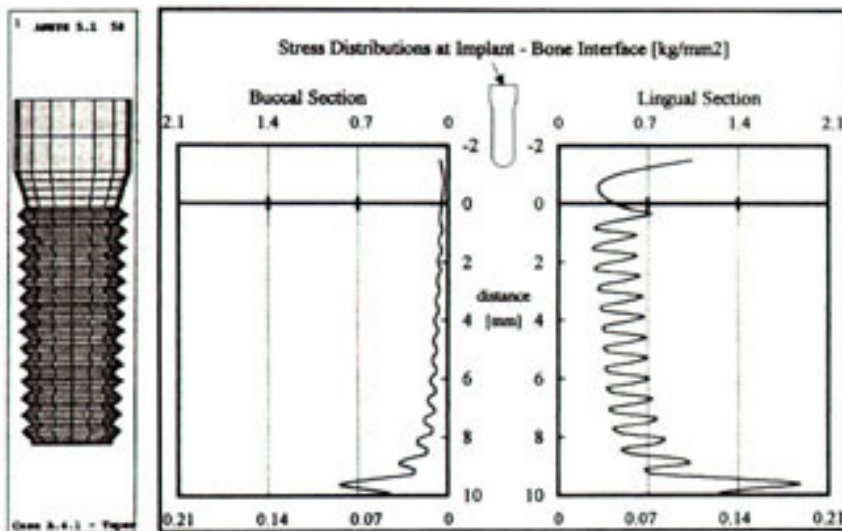


Figure 18. Equivalent Stress Distributions at Implant-Bone Interface of Model A. 4. 1.

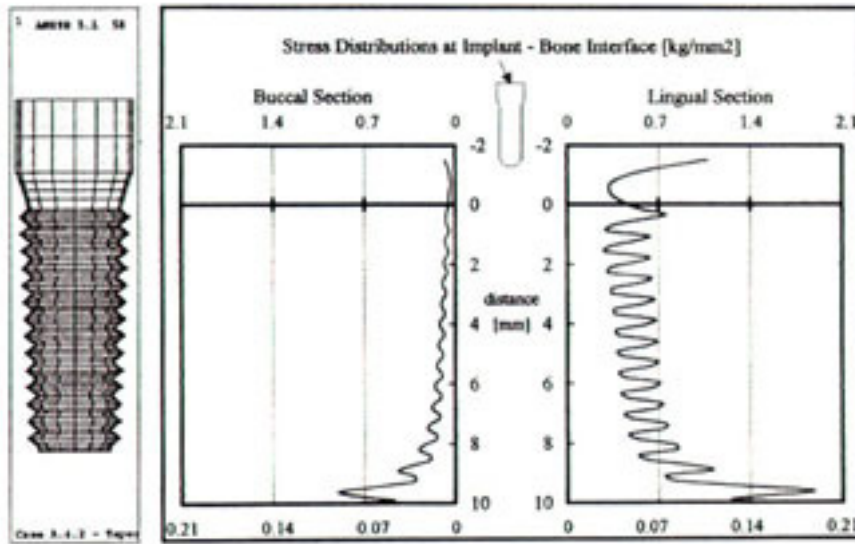


Figure 19. Equivalent Stress Distributions at Implant-Bone Interface of Model A. 4. 2.

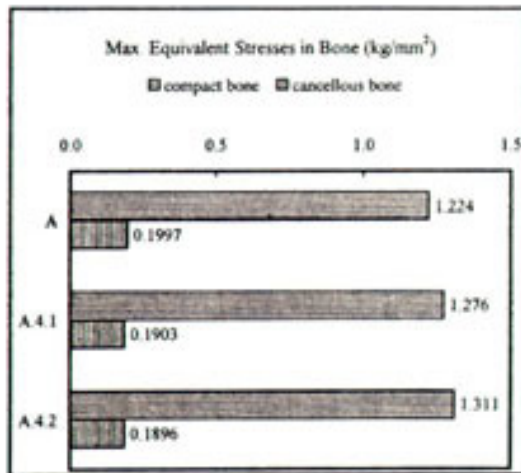


Figure 20. Maximum Equivalent Stress in Bone varing Body angle.

2) 원주형

a. B형

B형은 원주형의 표준 모델로 하단부를 곡면형과 경사형으로 변형시킨 실험군과 비교하였다. 하중이 가해지는 방향 때문에 주된 응력의 분포는 설측에서 관찰되며 최대 응력 부위는 임프란트 경부의 설측 치밀골의 정상에서 발생되었으며 치밀골에서의 응력분포는

나사형과 같이 해면골과의 경계면으로 내려갈수록 급격하게 감소하고 최대 응력치는 1.312 kg/mm²로 나사형보다 크게 나타났다. 해면골의 절단 기준면을 따라 형성된 응력 분포는 응력의 집중이 편중되지 않는 비교적 고른 분포가 나타났고 해면골에서의 최대 응력집중 부위는 임프란트 하단의 설측에서 관찰되었으며 최대 응력치는 0.187 kg/mm²이었다(Figure 21).

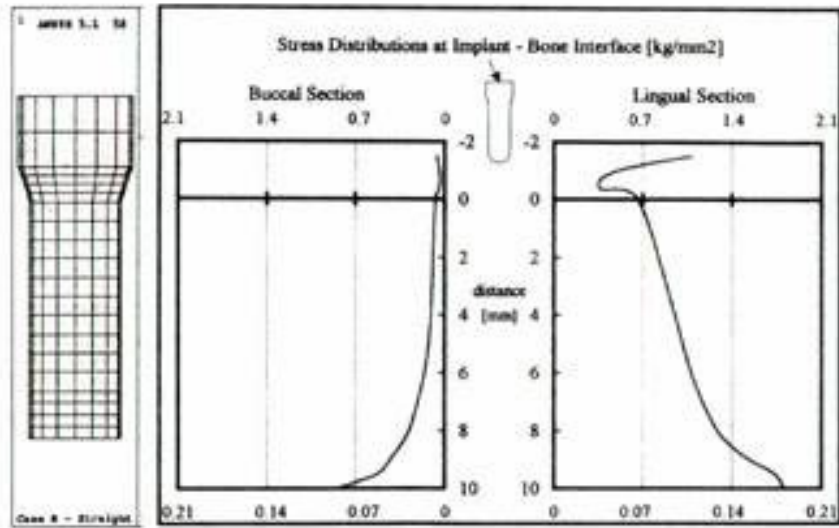


Figure 21. Equivalent Stress Distributions at Implant–Bone Interface of Model B.

b. 하단의 곡면을 변화시킨 경우

임프란트의 하단의 변화가 없는 B형을 기준으로 하단의 곡면반경을 달리한 B.1.1형, B.1.2형, B.1.3형의 응력변화를 비교하였다. 나사형과 달리 비교적 고른 응력분포를 보이거나 임프란트의 주변에서 받는 하중의

양은 전체적으로 나사형보다 더욱 크게 나타났다. 최대 응력집중부위는 비교되는 모든 경우에서 임프란트 경부의 치밀골 정상의 설측에서 발생되었다. 최대응력치는 B형, B.1.1형, B.1.2형, B.1.3형의 순으로 1.311, 1.421, 1.406, 1.388 kg/mm²로 나사형에 비하여 모두 높

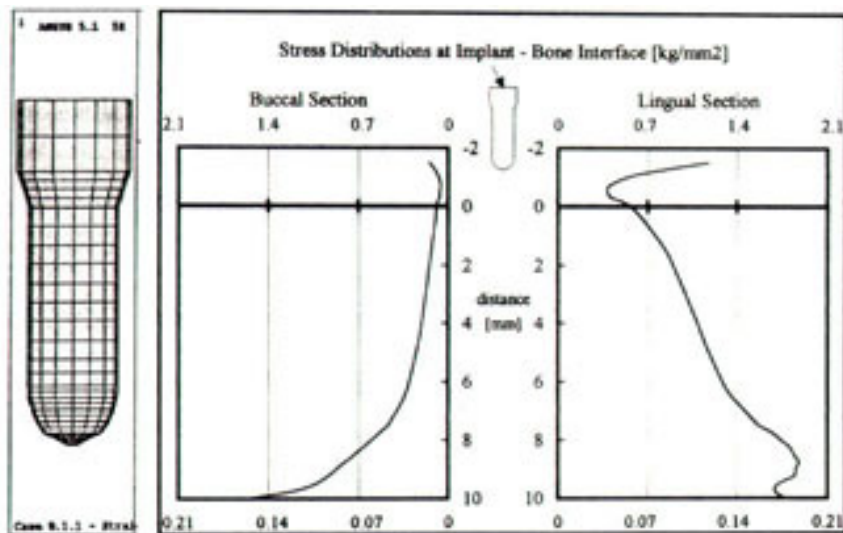


Figure 22. Equivalent Stress Distributions at Implant–Bone Interface of Model B. 1. 1.

았으며 기준인 B형에 비해서는 B.1.1형이 8.3%, B.1.2형이 70.2%, B.1.3형이 5.8% 큰 것으로 하단의 곡면이 변화된 B.1.1형, B.1.2형, B.1.3형에서 B형보다 최대 응력치가 높게 나타났으며 특히 곡률반경(radius of curvature)이 큰 순서인 B.1.1, B.1.2, B.1.3으로 최대치가 높게 나타났다. 해면골에서의 최대 응력부위

는 임플란트의 하단의 설측에서 나타났으며 최대 응력치는 B형, B.1.1형, B.1.2형, B.1.3ud의 순으로 0.187, 0.190, 0.194, 0.199 kg/mm²으로 곡률 반경이 작을수록 다소 높았으며 전체적인 응력분포는 네 모형이 모두 유사하게 나타났다(Figure 22, 23, 24, 25).

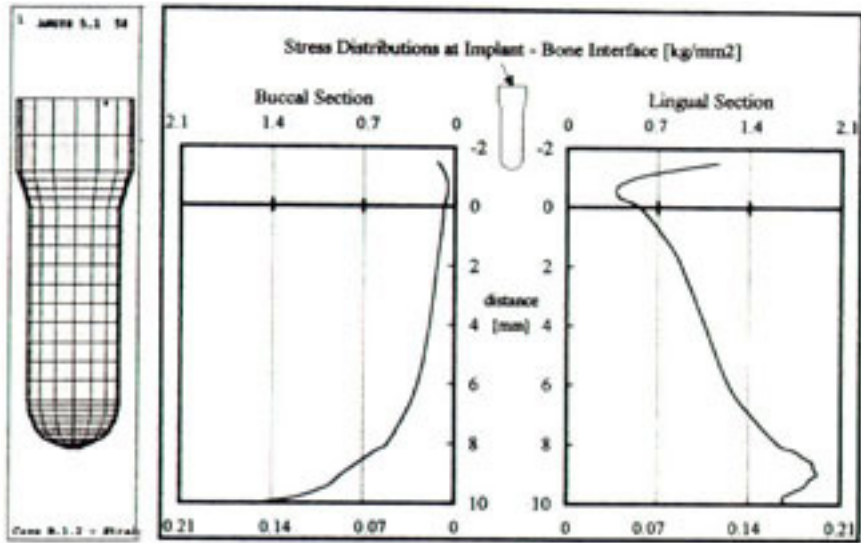


Figure 23. Equivalent Stress Distributions at Implant-Bone Interface of Model B. 1. 2.

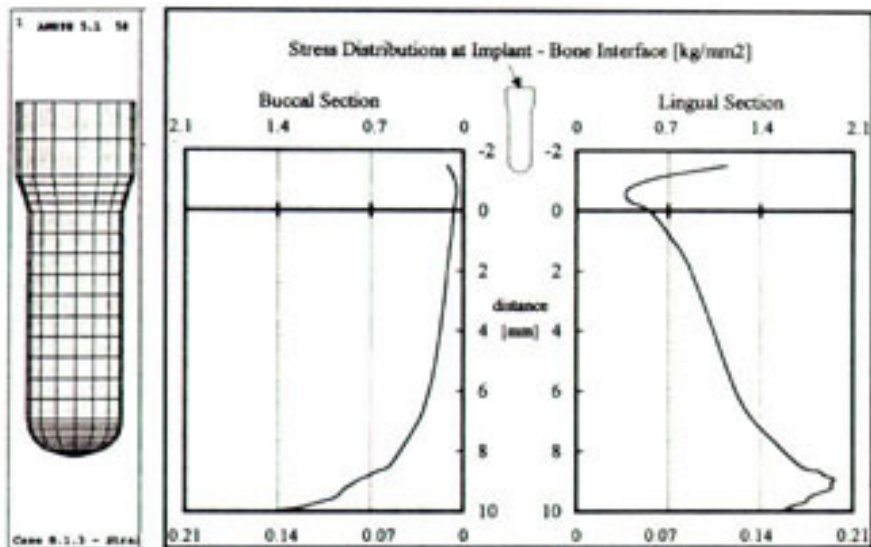


Figure 24. Equivalent Stress Distributions at Implant-Bone Interface of Model B. 1. 3.

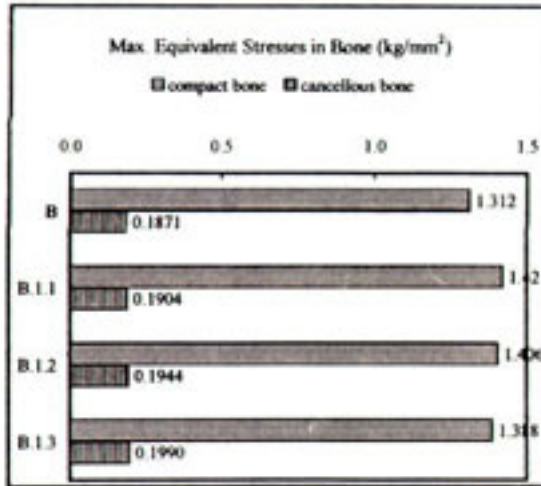


Figure 25. Maximum Equivalent Stress in Bone varying Lower Round Form.

c. 하단의 경사면을 변화시킨 경우

하단의 변화가 없는 B형과 하단에 경사면을 부여한 B.2.1형, B.2.2형, B.2.3형의 응력 변화를 비교하였다. 전체적인 응력분포는 나선형과 달리 연속적으로 예리하게 집중된 부위가 없이 고른 응력변화를 보이는 곡면형의 원주형과 유사하게 나타났다. 최대 응력집중 부위는 역시 임플란트 경부의 치밀골 상부의 설측에서

나타났으며 최대응력치는 B형, B.2.1형, B.2.2형, B.2.3형의 순으로 1.312, 1.367, 1.392, 1.414 kg/mm²로 나선형에 비하여 높았으나 하단이 곡면의 원주형인 경우보다는 유사한 변화율과의 비교에서 다소 작게 나타났다. 또한 원주형의 기준형인 B형에 비하여 하단이 변화된 B.2.1형, B.2.2형, B.2.3형의 경우에서 더 큰 최대 응력치가 발생되었으며 그 차이도 B형보다 B.2.1

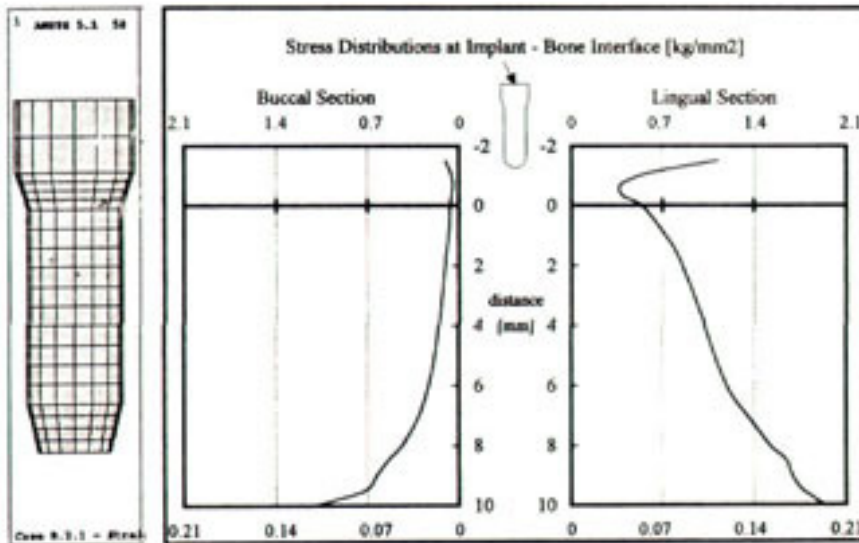


Figure 26. Equivalent Distributions at Implant-Bone Interface of Model B. 2. 1.

형에서 4.2%, B.2.2형에서 6.1%, B.2.3형에서 7.8% 크게 나타나 경사면에서의 경사가 심할수록 치밀골에서 받는 응력은 크게 나타났다. 해면골에서의 최대 응력부위는 임플란트의 하단 설측이고 그 최대 응력치는 위의 순서로 0.187, 0.187, 0.185, 0.184 kg/mm²으로 비교되는 모형에서 모두 유사하게 나타났으며 전체적인 응력 분포도 다른 원주형과 큰 차이가 없었다

(Figure 26, 27, 28, 29).

본 연구에서 비교된 모든 실험군의 임플란트의 지지 조직에서 발생된 최대 응력 집중부위는 임플란트의 설측경부 치조골의 정상에 위치하며 최대 응력치는 각 비교군의 모형마다 차이를 보이고 있으나 전체적으로 원주형인 B형이 나선형인 A형에 비하여 높은 최대 응력치를 보이고 있다(Figure 30, 31).

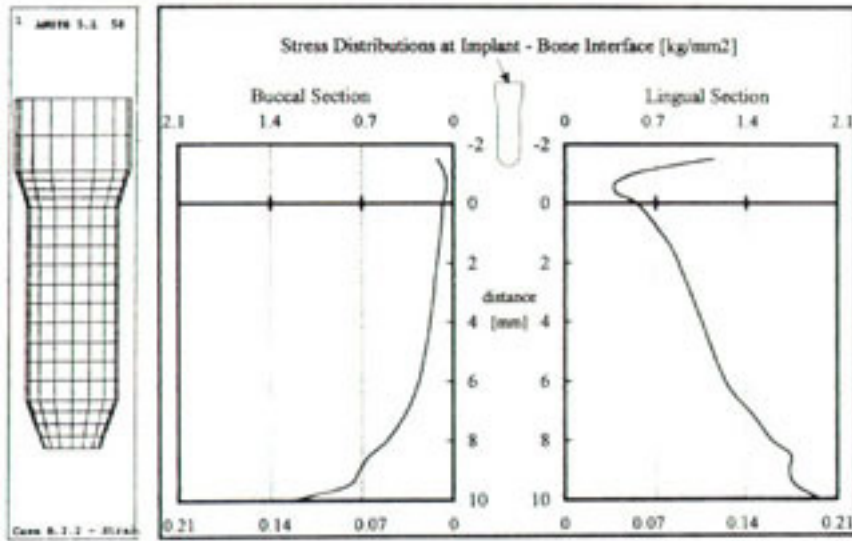


Figure 27. Equivalent Stress Distributions at Implant-Bone Interface of Model B. 2. 2.

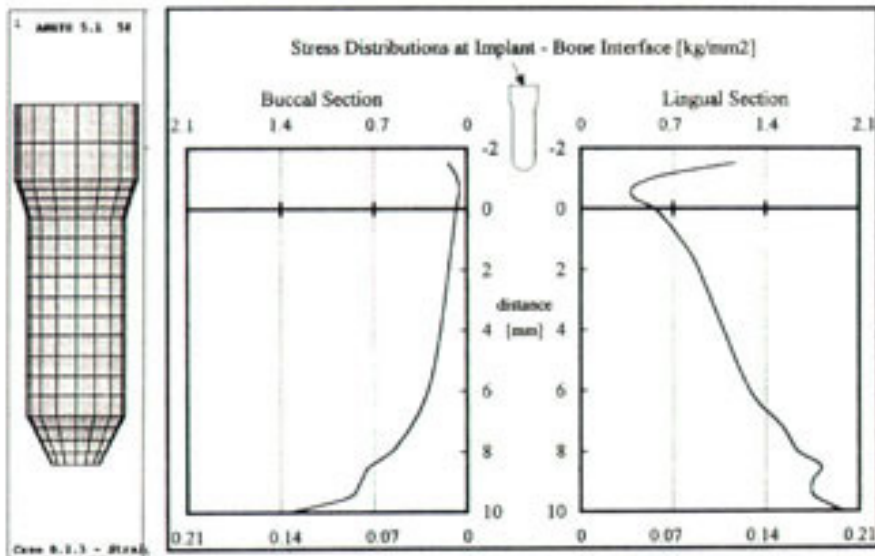


Figure 28. Equivalent Stress Distributions at Implant-Bone Interface of Model B. 2. 3.

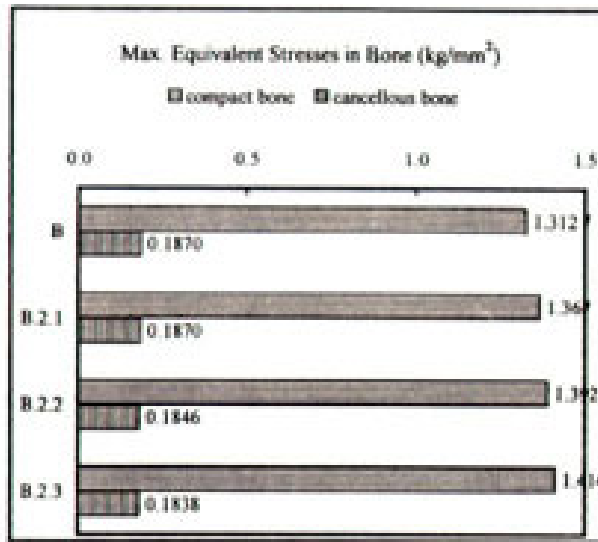


Figure 29. Maximum Equivalent Stress in Bone varying Lower Tapered Form.

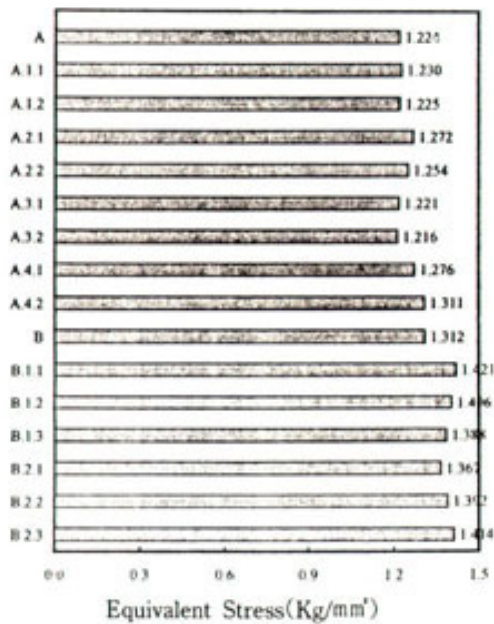


Figure 30. Maximum Equivalent stress in Entire Compact bone of Model A and B.

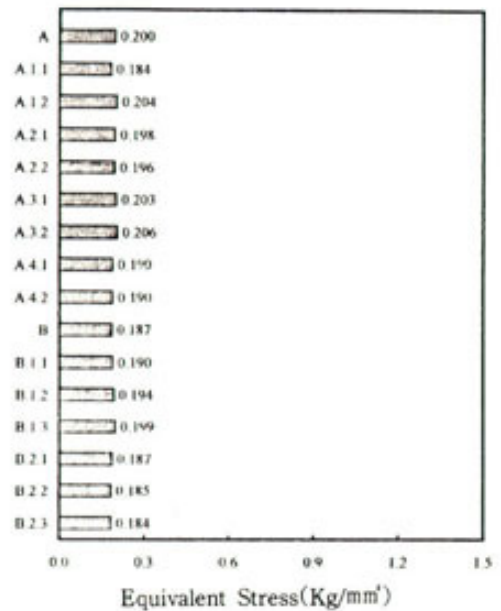


Figure 31. Maximum Equivalent stress in Entire Cancellous bone of Model A and B.

3) 조합형

이상의 실험에서 역학적 비교 우위를 보인 A형을 기본형으로 설정하고 하단부는 원주형의 각 실험군에서 역학적으로 우위를 보인 모형의 형태적 변형요소를 결합하여 설계된 조합형을 아래와 같이 제작하였다.

C.1 : A형을 기본형으로 하단부를 B.1.3형으로 제작한 모형(Figure 32)

C.2 : A형을 기본형으로 하단부를 B.12.1형으로 제작한 모형(Figure 33)

C.3 : A형을 기본형으로 하단부를 둥근 경사형(truncated round)으로 제작한 모형(Figure

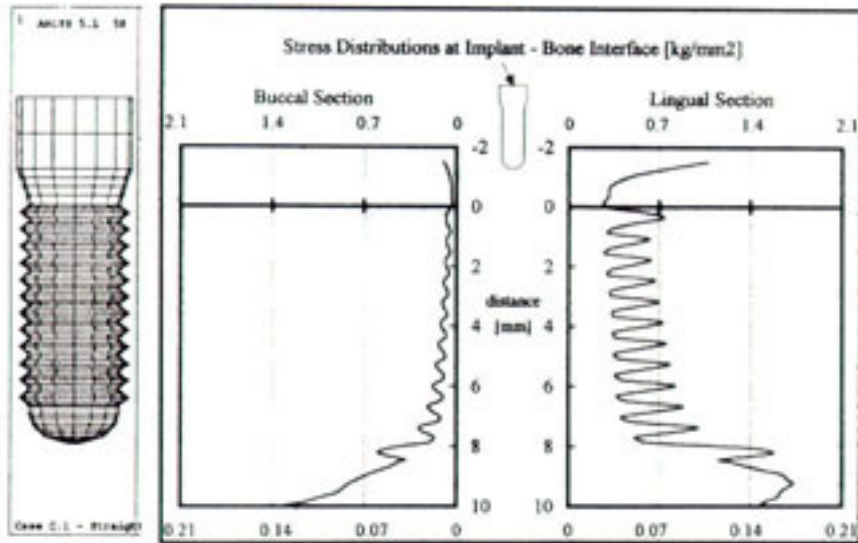


Figure 32. Equivalent Stress Distributions at Implant-Bone Interface of Model C. 1.

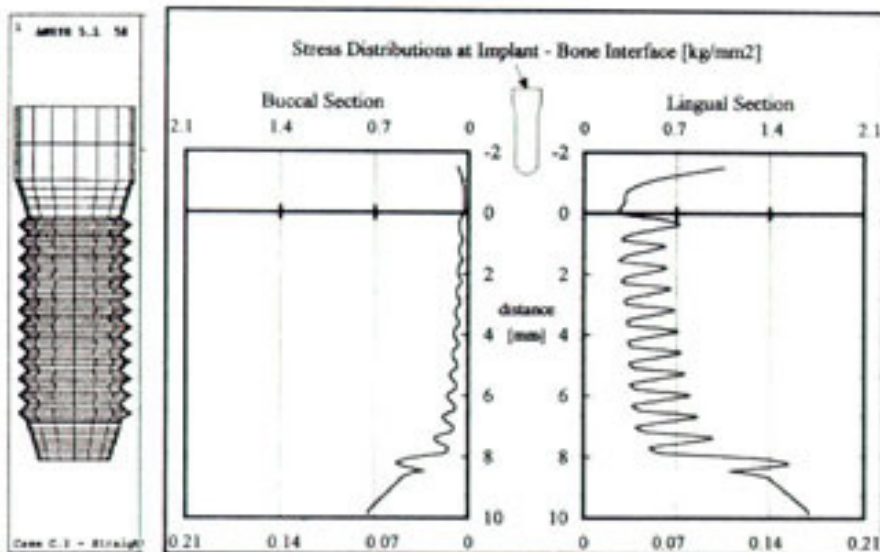


Figure 33. Equivalent Stress Distributions at Implant-Bone Interface of Model C. 2.

34)

C.4 : A형을 기본형으로 하단부를 경사진 나선형으로 제작한 모형(Figure 35)

조합형인 C군의 임플란트의 주변 지지조직에서 나타나는 최대 응력집중부위는 실험된 다른 모델과 유사하며 최대 응력치는 나선형인 A군보다 크고 원주형인

B군 보다 작게 나타났으며 해면골에서의 응력 분포는 A.1군과 유사하나 하단부에서의 응력 집중부위가 A군 보다 넓게 형성되었고 해면골의 최대 응력 집중치는 C.3형을 제외하고 A군이나 B군보다 작게 나타나 전체적인 응력 분포에서 나선형과 원주형의 장점을 고르게 갖추고 있다고 볼 수 있다(Figure 36).

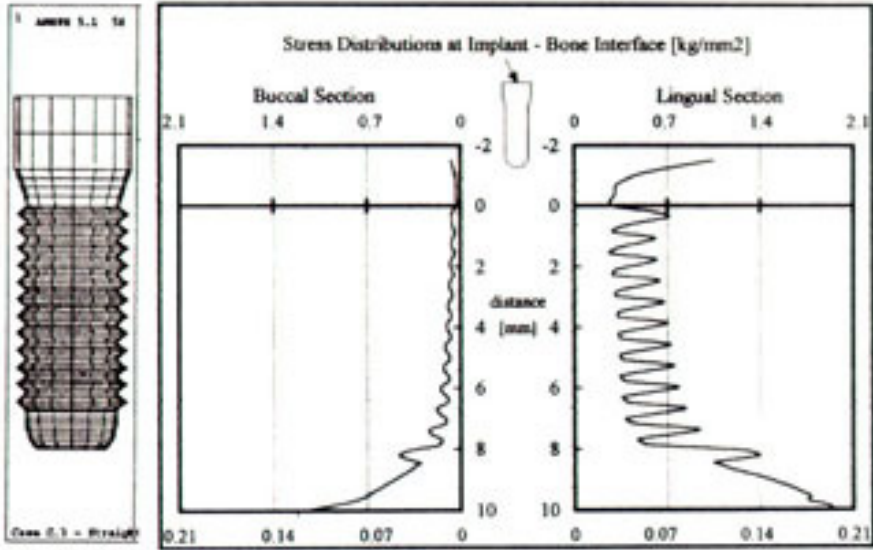


Figure 34. Equivalent Stress Distributions at Implant-Bone Interface of Model C. 3.

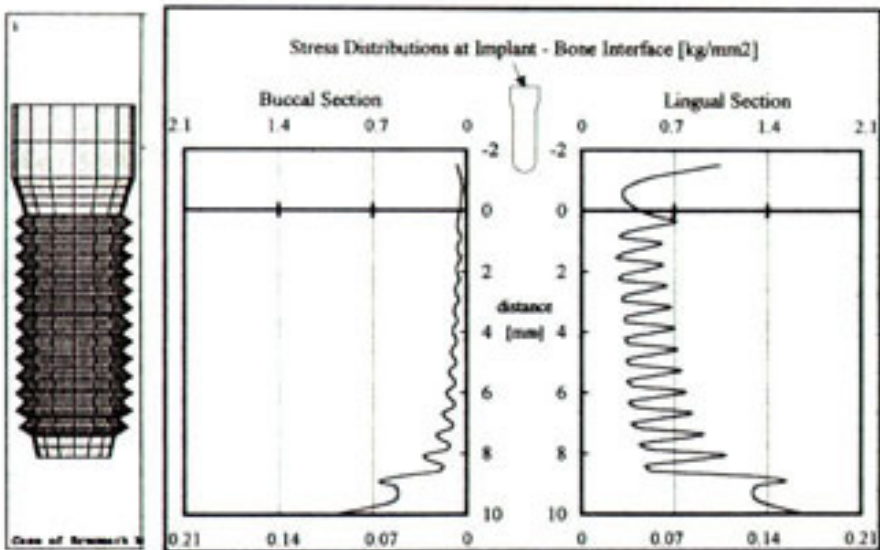


Figure 35. Equivalent Stress Distributions at Implant-Bone Interface of Model C. 4.

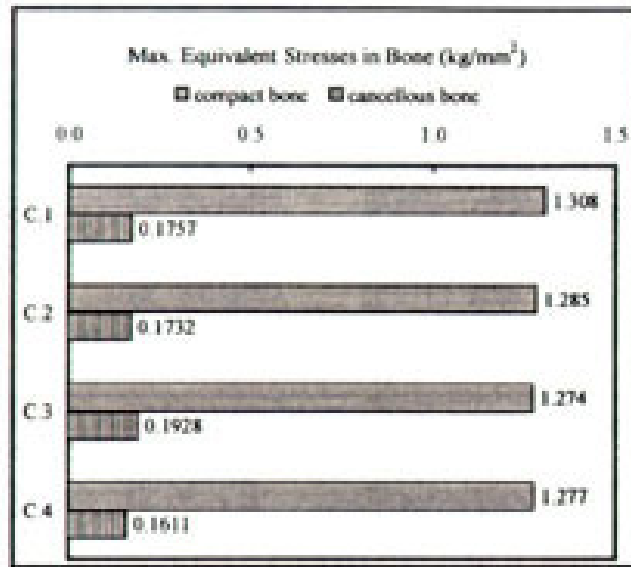


Figure 36. Maximum Equivalent stress in Entire Cancellous Types.

IV. 고찰

현대적 의미의 임플란트는 1978년 NIH-Harvard Consensus conference를 계기로 공식적으로 논의되기 시작하였으며 이후 임플란트의 임상적 이용과 각 임플란트 시스템에 대한 연구가 활발히 진행되었다^(7, 18). 골유착성 임플란트의 개념이 등장한 이후 현재 가장 많이 사용되고 있는 임플란트는 치근형의 골내형 임플란트로 이에 대한 다양한 디자인이 소개되고 있으나 아직도 몇몇 시스템에 대한 장기간의 임상예가 보고되지 않고 있으며 각 시스템에 대한 생역학적 연구보다는 재료학적 연구와 표면 특성에 대한 연구가 주류를 이루고 있다⁽¹⁹⁾. 임플란트 시스템에 대한 생역학적 연구는 첫째 임플란트에 가해지는 하중의 특성, 둘째 임플란트에서 인접 조직으로 전이되는 응력의 성질과 양, 셋째 전이된 응력이 초기 고정시 골개조(bone remodeling)에 미치는 생물학적 의미 등을 전제로 진행되어야 한다⁽⁶⁾.

본 연구에서는 임플란트 외형의 변화에 따른 주변 지지조직에서의 생체역학적인 응력변화를 비교 연구한 것으로 구강내에서 직접 시행하기가 어려워 유사한

모형을 제작하는 간접적인 방법으로 연구를 시행하였다. 치의학 분야에서 행하여지는 역학적 연구방법은 광탄성법^(20, 21), Strain gage법^(22, 23), Holograph법⁽²⁴⁾, 유한요소법^(19, 13, 15, 16, 25) 등이 있다. 이중 유한요소법은 생역학 분야에서 널리 사용되는 방법으로 대상 물체를 역학적인 모델로 이상화하여 실제의 복잡한 구조물의 내부의 주어진 점에서의 stress와 strain을 계산하는 방법이다⁽²⁵⁾.

유한요소 해석에서 역학적 계측치의 정확도를 위해서는 실물에 가까운 모델의 형상화는 계측될 구조물을 작은 유한개의 요소로 나눔으로 이루어지는데, 삼차원 해석을 위해서는 구조물이 특정 모양의 입체요소(bricks)로 나뉘고, 이차원 해석에서는 삼각형이나 사각형의 요소(triangular or quadrilateral elements)로 나뉘게 되며, 각 요소는 서로를 연결하는 절점을 가지게 된다⁽²⁶⁾. 각 요소내의 변위와 변형율은 이러한 절점의 상대적 이동에 의해 결정되며 순차적으로 Hooke's Law에 의해 요소내의 응력을 결정한다^(27, 28). 오늘날 사용되는 유한요소 해석은 대부분 컴퓨터코드로 이루어져 있기 때문에 모델링이 더욱 용이해졌다. 그러나 골과 임플란트 구조에 대한 적절한 유한요

소 모델링의 개발은 아직까지도 해결해야 할 많은 문제가 있다. 무엇보다도 삼차원 모형으로 해부학적 실체를 제작하는 것은 이차원에 비해 매우 복잡하다. 또한 삼차원적 형상화에 있어 중요한 제한점은 가용할 컴퓨터의 기억 용량의 한계로 인한 절점과 요소의 수적 제한에 있다^(26, 29). 이러한 몇 가지 문제점에도 불구하고 유한요소 해석은 역학적 연구에서 사용될 수 있는 여러 방법에 비해 경제적이고 특정 부위에 대한 구체적인 역학적 자료를 제공하며, 컴퓨터의 발전과 더불어 더욱 정밀한 결과를 산출할 수 있기 때문에 여러 선행학들에 의해 치과 임프란트의 역학적 연구나 임프란트의 설계 및 개발을 위한 중요한 도구로 사용되고 있다^(7, 19, 25, 30).

본 연구는 치근형 임프란트에 응력을 변화시킬 수 있는 형태적 변화 요소를 선정하고, 이를 치근형 임프란트에서 가장 일반적인 형태인 나사형과 원주형의 임프란트 모형에 대입한 가상의 임프란트를 제작하여 삼차원 유한요소 해석으로 비교 분석한 것으로 변화 요소가 각 임프란트의 주변 지지 조직에서 발생된 응력의 양상과 집중되는 하중의 크기에 미치는 영향을 연구하였다.

삼차원 유한요소 해석의 결과로 산출될 수 있는 응력의 종류는 방향성 주응력(directional principal stress), 전단응력(shear stress), 등가응력(Von Mises equivalent stress)이 있으나 이중 등가응력은 내부 에너지 개념에 근거한 것으로 3방향의 주응력 요소(δ_{xx} , δ_{yy} , δ_{zz})와 3가지의 전단응력 요소(δ_{xy} , δ_{yz} , δ_{xz})등의 6요소를 통합한 개념이며 수학적으로

$$\delta \text{ Von Mises} = \{(\delta_{xx} - \delta_{yy})^2 + (\delta_{xx} - \delta_{zz})^2 + (\delta_{yy} - \delta_{zz})^2 + 6(\delta_{xy}^2 + \delta_{xz}^2 + \delta_{yz}^2)\}^{1/2} / 2$$

로 표현된다⁽²⁷⁾. 등가응력은 균질한 구조를 지닌 치밀골에서의 응력양상을 평가하기 위하여 유용하게 사용될 수 있으나 해면골의 침상 구조(trabecular pattern)와 같이 균질성이 덜한 골구조에는 유용하지 못하다⁽³¹⁾. 임프란트에 대한 역학적 실험에서 임프란트에 교합압이 가해졌을 때 주된 응력은 치밀골에 집중

되므로 본 연구에서도 등가응력을 산출된 결과의 비교 연구의 자료로 이용하였다^(16, 19, 25, 32).

임프란트에 대한 구조적 설계나 역학적 연구에 대한 많은 노력이 있음에도 불구하고 아직도 임프란트의 구조적 차이에 대한 논의와 연구가 계속되고 있다. Rieger⁽³³⁻³⁵⁾는 다양한 구조적 차이를 지닌 6종류의 골내 임프란트에 대한 2차원 유한요소 해석 연구에서 모든 임프란트는 임프란트의 경부에 응력 집중의 양상이 있으며 이것이 임프란트 경부의 골손실과 연관하므로 임프란트의 설계시 가능한 하단에 응력이 분산되도록 하여야 한다고 하였으며, 임프란트의 외형과 재질에 관한 유한요소 해석 연구에서 임프란트의 외형이 골조직으로의 응력 전달에 중요한 영향을 미친다고 하였으며 Kinni⁽³⁶⁾는 나사형 임프란트에서 나사산이 전체적으로 존재하는 임프란트와 부분적으로 존재하는 임프란트에 대한 응력 분포 연구에서 전체적으로 나사산이 존재하는 임프란트가 더욱 양호한 응력 분포 상태를 보이며 나사산 간의 거리가 작을수록 응력 분산 효과가 우수하다고 하였다.

유한요소 모델이 인체와 유사한 상황에서의 수치적 해석이 가능해지기 위해서 임프란트에 가해지는 하중의 양을 적절하게 설정하는 것이 중요하다. 구강 내에서 측정될 수 있는 교합압의 종류는 여러 가지가 있으나 측정시 어려움으로 인해 최대 교합력이 역학연구에 대한 하중의 기준이 될 수 있다^(30, 37-39). 치아나 보철물에 가해지는 힘은 수평력과 수직력으로 구분할 수 있으며, Craig⁽⁴⁰⁾의 보고에 의하면 자연치에서의 최대 교합력이 소구치 부위에서 453N, 대구치 부위에서 390N-880N이고 측방력은 약 20N이다. 임프란트 보철물에서는 Carlsson과 Haraldson⁽⁴¹⁾에 의한 연구에서 최대 교합력이 42N에서 412N(평균 143N)으로 보고되었다. Siegele과 Soltesz⁽¹⁵⁾는 임프란트의 모양이 응력 분포에 미치는 영향에 대한 유한요소해석에서 임프란트에 가한 하중을 수직력 100N, 수평력은 수직압의 25%인 25N으로 설정하였다.

본 연구에서는 수직력 100N과 협측에서 설측으로 가해진 수평력 25N의 하중을 각 실험군에서 임프란트의 중앙점에 정하중으로 가하였으며 이로 인해 발생된 응력을 연구하였다. 임프란트에 가해진 하중은 임프란

트와 주변 지지조직에 응력을 발생시키며 응력의 양상과 크기가 골의 성장과 골개조에 관여한다^(22, 27, 28). 골형성은 정상적인 저작운동에서 발생하는 응력보다는 특정부위에서 반복되는 최대응력이나 응력의 분포 및 빈도 등에 의해 영향을 받는다^(42, 43). 본 연구에서는 비교군에 대한 우위의 기준으로 치밀골에서의 최대응력치의 크기, 해면골에서의 최대응력치 및 응력 분포양상 등을 고려하였다. 나사형의 비교 군에 대해서는 전형적인 나사외에 어떠한 구조적인 변화를 가하지 않은 A형을 기준으로 나사형 임프란트의 설계시 고려될 수 있는 요소인 나사산 간의 거리, 나사산의 방향, 나사산의 모양, 본체의 경사각 등의 변화를 연구하였다. 나사산 간의 거리의 변화는 A형의 나사를 기준으로 비교 모델의 나사산 간의 거리를 0.1mm씩 크게 한 것으로 그 크기가 0.2mm의 차이에 한해서는 지지골에서 발생하는 최대 응력치의 변화는 거의 없었다. 나사산의 방향은 정방향과 상방향, 하방향을 관찰하였는데 A형과 같은 정방향의 나사산을 가진 모형에서 가장 적은 최대응력치를 보였고 하방향, 상방향의 순으로 수치가 높았으므로 나사형 임프란트의 설계시 정방향이 아닌 나사산의 방향이 고려되는 디자인을 할 경우, 역학적인 의미에서 나사산의 방향은 하방향이 상방향보다 유리할 것으로 사료된다. 나사산의 모양의 변화는 응력이 분산되는 방향과 골계면의 면적의 변화를 의미한다. 나사산의 모양이 삼각형에서 사다리형이나 사각형으로 갈수록 골계면이 넓어져 응력의 분산을 유도하기 때문에 본 실험에서도 사각형의 나사산을 지닌 모형군이 치밀골에서 발생된 최대 응력치가 나사형의 실험군 중에서 가장 작게 나타났으나, 해면골의 응력 분포에서 나사의 산 부분과 골부분에서의 응력 차이가 크고 집중의 정도가 심해서 다른 나사형에 비하여 역학적으로 유리하다고 단정할 수는 없다. 본체에서 경사각의 변화는 임프란트를 원주형에서 원추형으로 변형시키는 것으로 경사각이 커질수록 최대응력치는 커지나 해면골에서의 변화는 응력 분포나 최대 응력치에서 A형과의 차이가 없어, Siegele과 Soltész⁽¹⁵⁾의 외형이 서로 다른 6종의 임프란트를 이차원 유한요소로 응력분석한 결과, 원주형이나 나사형의 모형이 원추형이나 계단형 및 중공 실린더형(Hollow Cylinder)보다 응력

의 집중현상이 적게 나타났다는 보고와 일치하였다.

원추형은 나사형에 비하여 전체적으로 임프란트 지지조직에서의 최대 응력치가 높게 나타나 French⁽²⁰⁾의 상업적으로 사용되고 있는 4종류의 임프란트를 광탄성법적 방법으로 임프란트 주위의 응력을 상호 비교한 연구에서 나사형의 임프란트보다 원주형의 임프란트에서 임프란트 경부의 응력 집중이 더욱 크게 나타났다는 보고와 일치하였다. 이는 하중이 임프란트에 전달된 경우 원주형에서는 골계면과의 사이에서 주로 전단응력이 형성되나 나사형의 경우 나사산의 구조가 골내로 맞물려서 응력의 분포양상을 압축력과 인장력으로 변경시키기 때문인 것으로 사료된다⁽⁴⁴⁾. 그러나 대부분의 Titanium의 재질로 구성된 골내형의 원주형 임프란트는 Titanium plasma나 Hydroxyapatite로 도포되어 있어 표면적을 6배에서 10배까지 증가시키기 때문에 생체에서의 응력양상은 다소의 차이가 있을 수 있다⁽⁴⁵⁾. 원주형에 대한 비교는 B형을 기준으로 하단부를 곡면과 경사형으로 변형시킨 모형을 비교한 것으로 곡면의 경우 타원의 곡률 반경이 작을수록 최대 응력치는 작게 나타났다. 경사형의 경우에서도 최대 응력치는 경사도가 작을수록 작게 나타났으며, 곡면형과 비교하여 유사한 변형률의 실험 모델 보다 다소 작게 나타났으나 해면골에서의 최대응력치는 크게 나타났다. 상기의 결과에서 각 실험군에 대한 역학적인 비교우위로 분석된 변형요소들은 조합한 조합형은 임상의 모형과 유사한 것으로 최대 응력치의 분석에서 나사형인 A형보다 크고 원주형인 B형보다는 작게 나타났으나 A형 모델은 실제에서 임상적용을 하기 어려운 모형이므로 비교의 의의가 크지 않고 실험군 중에서 임상모형과 유사한 B.1.2형과 B.1.3형과의 비교가 보다 의의가 있을 것으로 사료된다. 조합형의 응력분포는 나사부분에서 완만한 응력 증가를 보여 A형의 장점을 나타내고 있고 하단부분에서는 응력 집중 부위가 넓게 확산되어 B형의 특성을 보이고 있다. 조합형 중에서 특히 C.3형과 C.4형은 가장 작은 최대응력치와 적절한 응력분포를 나타내 역학적으로 유리한 모델로 제안될 수 있다. 유한요소법으로 인체의 골과 같이 복잡한 해부학적인 구조를 형상화하는 것은 매우 어려운 일이며 본 연구의 가정처럼 임프란트와 골간의 완전 접촉은

실제로 존재하지 않는 제한점이 있으나 동일 조건 하에서 가상의 임프란트 유형들 간에 응력의 양상을 비교하여 역학적인 관점에서 임프란트 모형을 제시한다는 데 의의가 있다.

이상의 결과로 보아 역학적인 면을 고려하여 임프란트를 설계 할 때 원주형의 경우에는 임프란트 하단의 기저부를 가능한 넓게 골과 수평으로 접하게 형성한 모델이 유리하고 나선형의 경우에는 정방향의 조밀한 나사산을 가진 직립의 모델이 유리할 것으로 사료된다. 그러나 현 임상의 임프란트에 대한 역학적 특성과 골의 상호작용에 대한 이해부족으로 다양한 임프란트의 디자인에 대한 단정적 결론을 내리기는 어렵다. 그러므로 골내형 임프란트에 대하여 임상적 결과에 기초한 응력연구와 전이된 응력이 골개조에 미치는 영향에 대한 연구가 병행되어야 할 것으로 사료된다.

V. 결론

골내형 임프란트에서 가장 일반적인 형태인 나선형과 원주형의 임프란트에 대하여 삼차원 유한요소 해석을 위한 모델링을 시행한 후, 나선형 임프란트 모형에서는 나사산 간의 거리, 나사산의 방향, 나사산의 모양, 본체의 각도등을, 원주형 임프란트 모형에 대해서는 임프란트 하단부를 곡면형과 경사형으로 변형시켜 각 변화 요소가 임프란트의 주변 지지 조직에서 발생하는 응력의 양상과 집중되는 하중의 크기에 미치는 영향을 연구하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 모든 경우에서 최대 응력 집중부위는 임프란트 경부의 치밀골 정상의 설측에서 나타났다.
2. 나선형 임프란트에서 나사산 간의 거리의 변화는 그 정도가 0.2mm 내에서는 치밀골에 미치는 영향이 적었고 나사산의 방향의 변화에서는 정방향, 하방향, 상방향의 순으로 치밀골에서 발생된 응력이 작게 나타났으며 나사산의 모양(삼각형과 사각형)의 변화는 치밀골의 응력에 미치는 영향이 적으나, 나사산의 모양이 사각형일 때 해면골의 응력이 전반적으로 크게 나타났고 임프

란트의 본체의 각도가 커질수록 치밀골의 응력이 크게 나타났다.

3. 원주형 임프란트에서 하단부가 곡면일 때 곡면의 반경이 작을수록 치밀골의 응력이 작게 나타났으나 하단부가 경사면일 때 하부의 직경이 클수록 치밀골의 응력이 작게 나타났다.
4. 원주형 임프란트가 나선형 임프란트에 비해 전반적으로 임프란트 주변 지지 조직에서 나타나는 응력치가 높게 나타났다.

참고 문헌

1. Kibrick, M., Munir, Z. A., Lash, H., Fox, S.S. : the development of a material system for an endosteal tooth implant. *J. Oral Implantology.*, 6 : 172, 1975.
2. Kibrick, M., Munir, Z. A., Lash, H., Fox, S.S. : The development of a material system for an endosteal tooth implant II In vitro and in vivo evaluations of a new composite-material design. *J. Oral Implantology.*, 7 : 106, 1977.
3. Salonen, M.A., Oikarinen, K., Virtanen, K., Pernu, H. : Failures in the osseointegration of endosseous implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, 8 : 92, 1993.
4. Adell, R., Lekholm, U., Orckler, B., Branemark, P. I. : A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the J. Oral Implantology., 6 : 172, 1975.
5. edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.*, 10 : 387, 1981.
6. Smith, D.C. : Dental implants : Materials design considerations. *Int. J. Prosthodont.*, 6 : 106, 1993.
7. Davis, D.M. : The role of implants in the treatment of edentulous patients. *Int. J. Prosthodont.*, 3 : 42, 1990.
8. Zarb, G.A. and Schmitt, A. : The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants in anterior partially edentulous

- patients. *Int. J. Prosthodont.*, 6 : 180, 1993.
9. Salone, M. M., Oikarinen, K., Virtanen, K., Pernu, h. : Failures in the osseointegration of endosseous implants, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, 8 : 92, 1993.
 10. 임장근 : 유한요소해의 정확도 평가와 조절법, *대한기계학회지*, 34 : 502, 1994.
 11. 이봉훈 : 유한요소법 핸드북, 도서출판 동화기술, 서울 1991.
 12. ANSYS User's Manual for revision 5.1, Swanson analysis system Inc.
 13. Wright, K.W. and Yettram, A.L. : Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. *Int. J. Prothet. Dent.*, 42 : 411, 1979.
 14. rohl, L. Larsen, E., Linde, F., Odgaard, A., Jorgensen, J. : Tensile and compressive properties of cancellous bone. *J. Biomechanics.*, 24 : 1143, 1991.
 15. Siegele, D. and Soltesz, J. : Numerical investigations of the jaw bone. *Int. J. Oral maxillofac. Implants.*, 4 : 333, 1989.
 16. Matsushita, M., Kitoh, M., Mizuta, K., Ikeda, H., Suetsugu, T. : Two-dimensional FEA analysis of hydroxyapatite implants : Diameter effect on stress distribution. *J. Oral Implantol.*, 14 : 6, 1990.
 17. Mihalko, W.M., May, T.C., Kay, J.F., Krause, W.R. : Finite element analysis of interface geometry effect on the crestal bone surrounding a dental implant. *Implant Dent.*, 1 : 212, 1992.
 18. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., Eriksson, A.R. : The efficacy of currently used dental implants : A review and proposed criteria of success. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, 1 : 11, 1989.
 19. Van Zyl, P.P., Grunding, N.L., Jooste, C.H., Terblanche, E. : Three-dimensional finite element model of a human mandibular incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, 10 : 51, 1995.
 20. French, A.A., Bowles, C.Q., Parham, P.L. : Comparison of osseointegrated implants. *Int. J. Perio. & Res.*, 9 : 221, 1989.
 21. Loney, R.W., Kotowicz, W.E., McDowell, G.C. : Tree-dimensional photo elastic analysis of the ferrule effect in cst and cores. *J. Prosthet. Dent.*, 63 : 506, 1990.
 22. Brunski, J.B. : Force on dental implants and interfacial stress transfer in Laney, W. R., Tolman, D. e.(ede) : Quintessence plub. Co., Chicago, 1992.
 23. McCartney, J.W. : Motion vector analysis of an abutment for a distal extension removable partial dentures ; A pilot study, *Int. J. Prosthet. Dent.*, 43 : 15, 1980.
 24. Dirtoft, B., Jansson, J-F., Abramson, N.H. : Using holography for measurement of in vivo deformation in a complete maxillary denture. *J. Prosthet. Dent.*, 54 : 843, 1985.
 25. Celland, N.L., Ismail, Y.H., Zail, H.S., Pipko, D. : Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis in and around the Screw-Vent Implant. *Int. J. Oral maxillofac. Implants.*, 6 : 391, 1991.
 26. Huiskes, R. : Biomechanics of artificial-point fixation in Mow VC/Hayes WC(eds. : Basic Orthopaedic Biomechanics. Raven Press. Ltd., New York, 1991.
 27. Bidez, M.W. and Misch, C.E. : Force transfer in implant dentistry : Basic concepts and principles. *J. Oral Implantol.*, 18 : 264, 1992.
 28. Bidez, M.W. and Misch, C.E. : Issue in bone mechanics related to oral Implants. *Implant Dent.*, 1 : 289, 1992.
 29. Cook, S.D. Weinstein, A.M., Klawitter, J.J. : A three-dimensional finite element analysis of a

- porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J. Dent. Rest.*, 61 : 25, 1982.
30. Williams, K.R. Watson, C. J., Scott, J., Gregory, M., Simobab, D. : Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int.*, 21 : 563, 1990.
 31. Lundgren, D., Lanrell, L., Falk, H., Bergendal, T. : Occlusal force pattern during mastication in dentitions with mandibular fixed partial dentures supported on osseointegrated implants. *J. Prosthet. Dent.*, 58 : 197, 1987.
 32. Meijer, H.A., Kuiper, J. H., Starmans, F.J. M., Bosman, F. : Stress distributuon around dental implants : Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J. Prosthet. Dent.*, 68 : 96, 1992.
 33. rieger, M.R. Mayberry, M., Brose, M.O. : Finite element analysis of six endosseous implants, *J. Prosthet. Dent.*, 63 : 671, 1990.
 34. Rieger, M.R., Fareed, K., Adams, W.K., Tanquist, R.A. : Bone stree distribution for three endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 223, 1989.
 35. Rieger M.R. Adams, W.K. kinzel, G.L., Brose, M.O. : Alternative materials for three endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 717, 1989.
 36. Kinni, M.E. Hokama, S, Caputo, A. : Force transfer by osseointegration implant device, *Int. J. Oral maxillofac. Implants*, 2 : 11, 1987.
 37. Gibbs, C., Mahan P.E., Lundeen, H. C., Brehnan, K., walsh, E. K, Sinkewiz, S. L., Ginsberg, S. B.l : Occlusal force during chewing—influences of biting strength and food consistency. *J. Prosthet. Dent.*, 46 : 561, 1981.
 38. Carr, A. B. and Laney, W. R. : Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral omplant porstheses and patients with complete dentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, 2 : 101, 1987.
 39. Schmitman, P. A., Rubenstein, J.E., Whorle, P.S., Dasilva, J.D., Koch, G.G : Implants for partial edentulism. *J.Dent. Educ.*, 52 : 725, 1988.
 40. Craig, R.G. : *Restorative Dental Materials*.(eds) 6. CV Mosby Co., St. Louis, 1980.
 41. Carlsson, G.F. and Haraldson, T. : Functional response in Branemark/Zarb/Albrektsson(eds) : *Tissue-Integrated prostheses*. Quintessene Publ. Co., Chicago, 1986.
 42. Lavelle, C. B. : Biomechanical considerations of prosthodontic therapy : The urgency of research into alveolar bone responses. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, 8 : 179, 1993.
 43. Lindquist, L. W., Rockler, B., Carlsson, G. E. : Bone resorption around fixture in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J. Prosthet. Dent.*, 59 : 59, 1988.
 44. Skalak, R. : Biomechanical considerations in osseointegrated prosheses. 49 : 843, 1983.
 45. Spiekermann, H., Donath, K., Hassell, T. M., Jovanovic, S., Richter, E. J.(ede) : *Implantology* publ. Co., New York, 1995.

EXPLANATION OF PHOTOGRAPHS

Fig. 1. Basic modeling.

Red means cortical bone and purple means cancellous bone.

Fig. 2. cross sectinal stress distribution at Model A

The upper part is a cortical bone and the lower part is a cancellous bone.

Fig. 3. Equivalent stress distribution at Model A

The upper part is a cortical bone and the lower part is a cancellous bone.

Fig. 4. Equivalent stress distribution at Model A.1.1.

Fig. 5. Equivalent stress distribution at Model A.1.2.

Fig. 6. Equivalent stress distribution at Model A.2.1.

Fig. 7. Equivalent stress distribution at Model A.2.2.

Fig. 8. Equivalent stress distribution at Model A.3.1.

Fig. 9. Equivalent stress distribution at Model A.3.2.

Fig. 10. Equivalent stress distribution at Model A.4.1.

Fig. 11. Equivalent stress distribution at Model A.4.2.

Fig. 12. Equivalent stress distribution at Model B

Fig. 13. Equivalent stress distribution at Model B.1.1.

Fig. 14. Equivalent stress distribution at Model B.1.2.

Fig. 15. Equivalent stress distribution at Model B.1.3.

Fig. 16. Equivalent stress distribution at Model B.2.1.

Fig. 17. Equivalent stress distribution at Model B.2.2.

Fig. 18. Equivalent stress distribution at Model B.2.3.

Fig. 19. Equivalent stress distribution at Model C.1

Fig. 20. Equivalent stress distribution at Model C.2

Fig. 21. Equivalent stress distribution at Model C.3

Fig. 22. Equivalent stress distribution at Model C.4

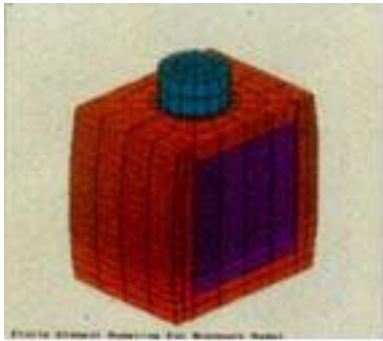


Fig.1

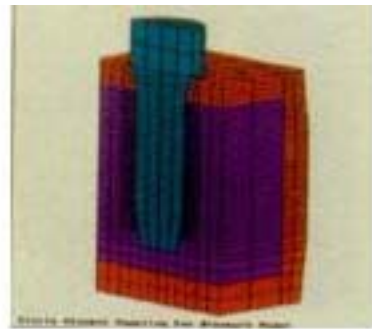


Fig.2

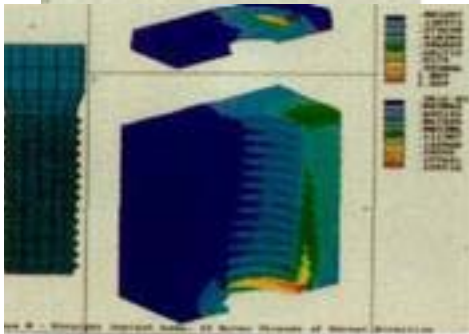


Fig. 3 Model A

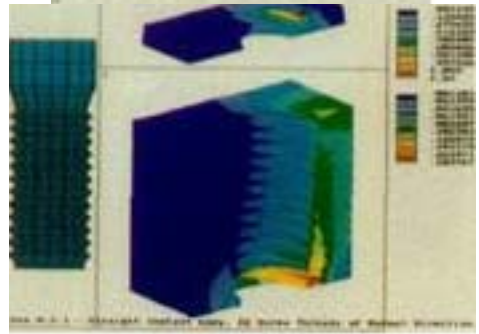


Fig. 4 Model A.1.1

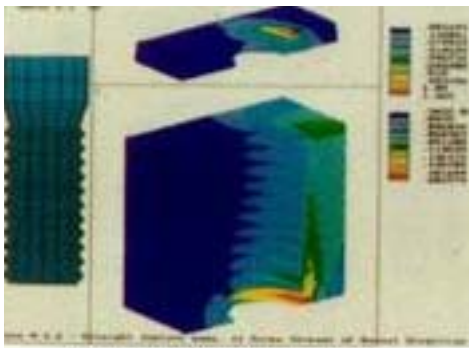


Fig. 5 Model A.1.2

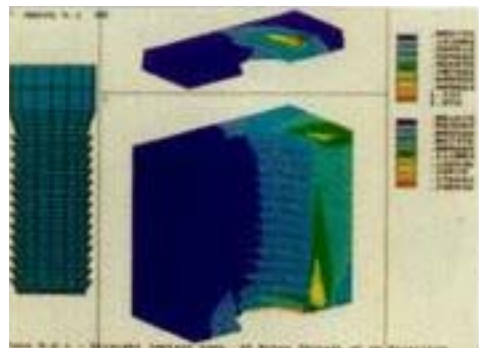


Fig. 6 Model A.2.1

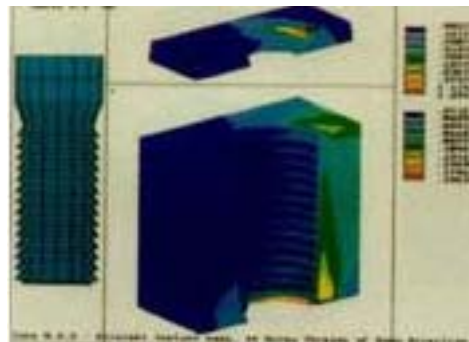


Fig. 7 Model A.2.2

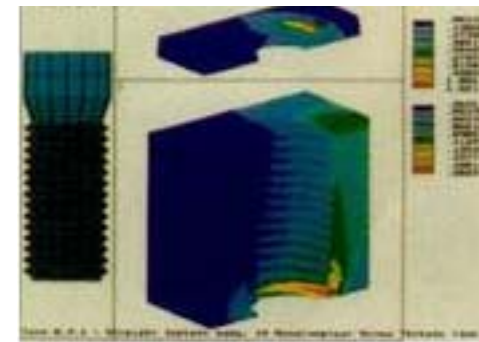


Fig. 8 Model A.3.1

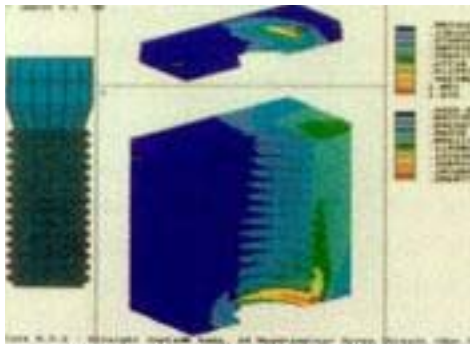


Fig. 9 Model A.3.2

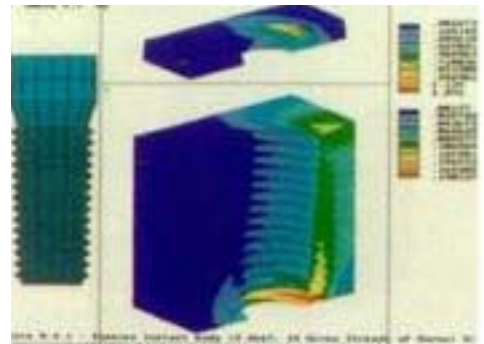


Fig. 10 Model A.4.1

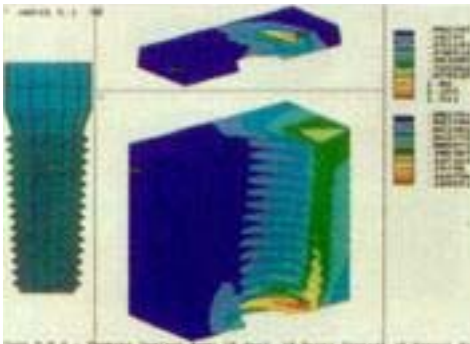


Fig. 11 Model A.4.2

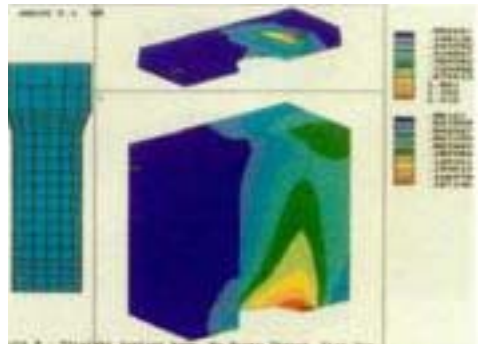


Fig. 12 Model B

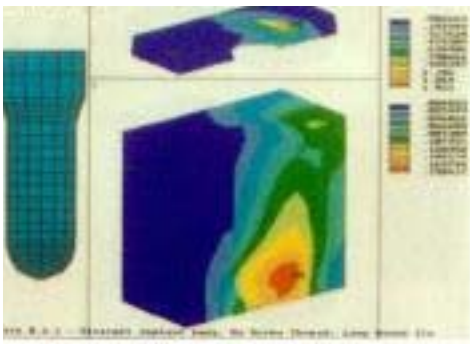


Fig. 13 Model B.1.1

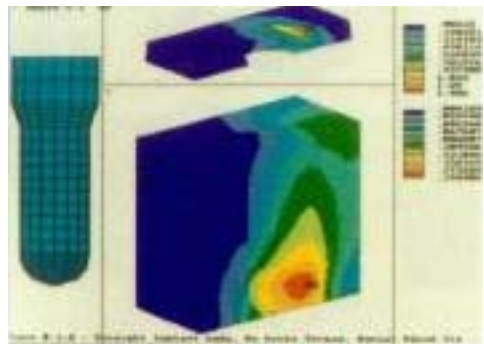


Fig. 14 Model B.1.2

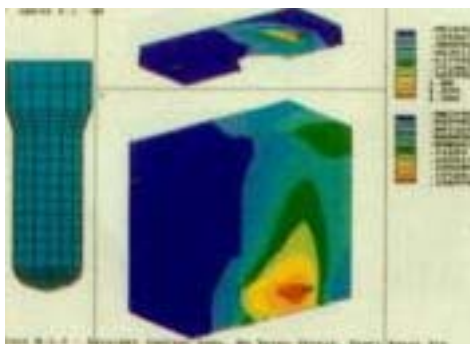


Fig. 15 Model B.1.3

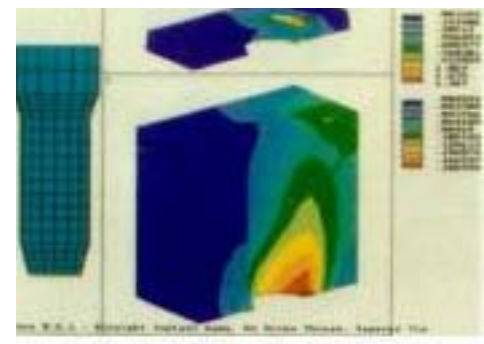


Fig. 16 Model B.2.1

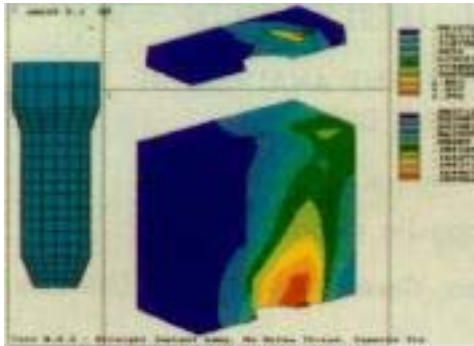


Fig. 17 Model B.2.2

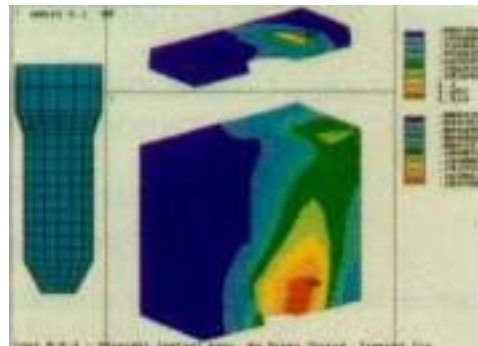


Fig. 18 Model B.2.3

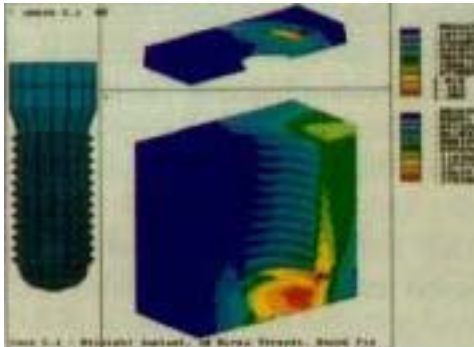


Fig. 19 Model C.1

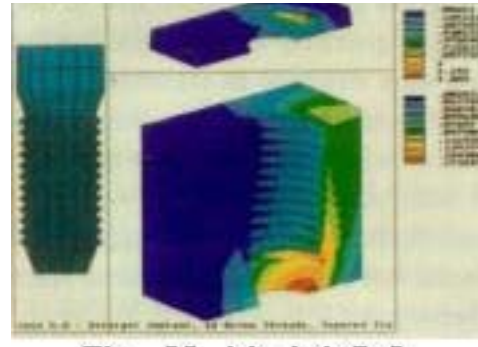


Fig. 20 Model C.2

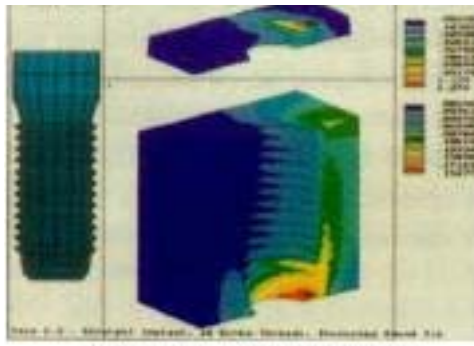


Fig. 21 Model C.3

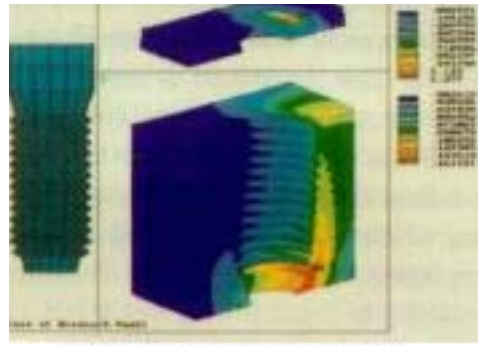


Fig. 22 Model C.4

=Abstract=

THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE ENDOSSEOUS IMPLANT DESIGNS

Hyun Young Keun, Jong-Jin Kwon

Major in Dentistry, Department of Medical Science, Graduate School, Korea University.

The stress distribution generated in the surrounding bone was calculated and compared for various geometry of the dental implants by means of the finite element methods. The models were designed to represent the screw type endosseous implants (varying the size, shape, direction of the screw thread and the angle of the body) with supporting bone and the cylinder type endosseous implants (varying the lower portion-Round type, tapered type) with supporting bone.

Static mean bite forces were applied 100N vertically and 25N horizontally on the center of the implant and three dimensional finite analysis was undertaken using software ANSYS 5.1 Version.

The result demonstrated that different implant shape leads to significant variations in stress distribution in the bone. In the case of variation of the screw size, direction and shape the implant model with normally directional and triangular screw implied lower stress than with upper directional or lower directional and quadrangular screw but among models a different screw size, within a variation of 0.2mm there was no meaningful difference in maximum stress. In the case of variation of angle of body the straight implied lower stress than the tapered. As a result of analysis of cylinder type, the implants with larger radius of curvature of the round form and larger diameter of the tapered form implied lower stress.

Key Words : Endosseous implant designs, 3-Dimensional finite element analysis, Cylinder type implant, Screw type implant.