

## 임플란트 나사선 경사각이 치조골 응력 분포에 미치는 영향

전남대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실

서영훈 · 방몽숙 · 양홍서 · 박상원 · 박하옥 · 임현필

### 1. 서 론

1969년 Branemark에 의해 생체와 금속 간의 골유착 개념이 보고 된 이후 많은 실험과 연구 그리고 임상적 적용을 통해 다양한 임플란트가 개발되었고, 현재 임플란트는 신뢰할 만한 치과 치료 술식이 되었다.<sup>1,2</sup> 임플란트가 성공적인 기능을 수행하기 위해서는 구성물질이 생체친화성을 가져야 할 뿐만 아니라 교합압에 충분히 견딜 수 있는 기계적, 공학적 강도를 가져야 한다.<sup>3</sup> 또한 성공적인 임플란트 치료를 위해서는 초기 치유 과정 중에 얻어진 골유착을 장기간 유지하기 위하여 임플란트에 가해지는 교합력을 비롯한 외부 하중에 적절히 반응할 수 있도록 설계되어야 하며, 또한 염증반응의 조절도 중요하다.

임플란트 치료 분야에서 자연치아와 임플란트는 골 내에서 서로 다른 방식으로 고정되어 있기 때문에 생체 역학은 상당히 중요한 의미를 갖는다. 골융합된 임플란트는 치조골과 직접 접촉하게 되고 자연치아의 치주인대와 같은 중간 매개체 없이 모든 외부 스트레스를 직접적으로 치조골에 전달한다.<sup>3,5</sup> 그로 인해 임플란트와 치조골 간의 골유착 파괴, 치조골의 소실 등이 발생할 수 있다.<sup>3,5,6</sup> 이러한 현상의 가장 큰 원인은 임플란트와 치조골 사이에 발생하는 응력집중이며, 그 외에도 나사산의 형태, 피치(pitch), 나사산의 높이, 나사선의 경사각, 나사산 끝단의 폭, 그리고 임플란트 직경 등과 같은 요인에 의해 영향을 받는다. 따라서 임플란트의 성공률을

높이기 위해서는 임플란트 주변의 골 흡수에 대한 고려가 필수적이며, 저작압에 의해 임플란트와 주변 지지조직에 발생하는 응력에 대한 고려도 더욱 중요하다.

이전의 연구에서 많은 연구자들은 임플란트의 성공 요인으로서 역학적인 측면을 강조하였으며, 매식체의 치조골 정상부에 응력집중 현상이 발생함을 보고하였다.<sup>4,6,7</sup> Howshaw 등<sup>8</sup>과 Isidor<sup>9</sup>는 과도한 교합력에 의해 변연골 소실의 증가를 가져온다고 하였고, Rieger 등<sup>10</sup>은 임플란트 설계 시 응력을 넓게 분산할 수 있도록 설계하여야 하며, Holmgren 등<sup>7</sup>은 임플란트의 최대 직경이 클수록 최대 등가응력은 감소하며 응력 분포는 더욱 더 효과적으로 나타남을 보고하였다. 그리고 Siegele 등<sup>11</sup>은 다양한 임플란트의 형상에 따라 임플란트를 둘러싸고 있는 치조골에서 발생하는 응력분포에 관해 연구한 결과, 임플란트의 설계 변화는 임플란트를 둘러싸고 있는 치조골에 발생하는 응력분포에 상당한 변화를 야기시킬 수 있음을 증명하였다. Brunski 등<sup>5</sup>은 성공적인 임플란트의 척도로서 조직으로 전달되는 생물학적 응력의 수용 가능 범위 등을 연구해야 한다고 하였으며, 이러한 연구 결과들은 임플란트 설계의 중요성을 강조하고 있다.

지금까지 임플란트와 관련된 연구와 자료는 방대하나 동일한 조건에서 나사선 경사각(나사선의 리드각)만 달라지고 임플란트의 표면적, 나사선 수, 피치의 간격, 나사산 모양, 매식체 직경과 길이 등 변수

를 동일한 3차원 연구는 아직까지 보고 된 바 없다. 그러므로 실제 임상에서 쓰이는 self tapping 형태를 최대한 임플란트의 설계에 반영해 나사선 경사각을 다르게 함으로써 응력분산에 어떠한 영향을 미치는지 밝힐 필요가 있다.

본 연구에서는 3가지 형태(한 줄, 두 줄, 그리고 세 줄 나사의 경사각)의 임플란트 나사선 경사각이 응력 분포에 미치는 영향과 응력분포 결과의 차이점을 비교하여 응력분산에 유리한 나사선 경사각을 알아보기 위하여 3차원 유한 요소 분석을 통하여 응력해석을 하였다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 연구재료 및 유한요소 모형의 설계

본 연구에서는 임플란트에 외력이 가해질 때 임플란트와 치조골에서 발생하는 응력 분포를 분석하기 위한 모형을 설계하였다. Fig. 1에서 보인 바와 같이 임플란트 모형은 길이 10 mm에 골유착된 부위는 9.25 mm로, 매식체의 직경은 상부에서는 4.2 mm이고 치근단 부위로 갈수록 작아져서 치근단 부위에서는 3.3 mm이며, 나사산 깊이는 0.38 mm, 피치 길이는 0.8 mm, 나사산 각은 50°이며, 가상의 악골은 직경 16.8 mm, 높이 20 mm의 원통형으로 가정하였다. 임플란트 나사의 피치를 0.8 mm로 동일하게 하기 위해, 나사선 수를 증가시켜 나사선의 리이드 각

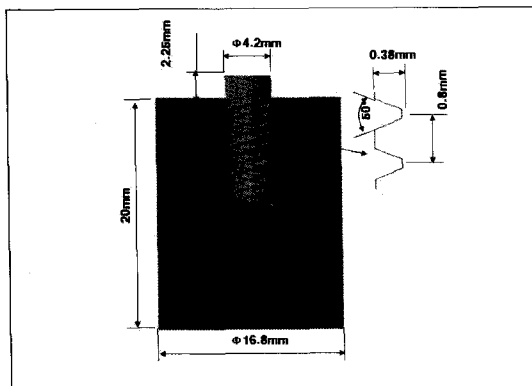


Fig. 1. schematic drawing of the finite element model used in this study.

이 1줄 나사의 경우는 3.85°, 2줄 나사인 경우 7.7°, 3줄 나사인 경우는 11.55°가 되는 세 종류의 임플란트에서 나사선 경사각의 변화에 따른 응력분포의 변화를 관찰하고자 하였다.

Fig. 2는 나사의 피치를 일정하게 유지하면서 경사각을 변화시키기 위해 1, 2, 3줄 나사로 나사선 경사각을 3.85°, 7.7°, 11.55°로 변화시킨 모식도이며, 이와 같은 나사의 리이드 각의 변화는 나사를 일회전시켰을 때 1줄 나사형은 1 pitch(0.8 mm), 2줄 나사형은 2 pitch(1.6 mm), 3줄 나사형은 3 pitch(2.4 mm) 만큼 삽입이 되는 특성을 가지고 있다.

한편 본 연구의 악골 모형은 치밀골로 가정하여 임플란트와 골과의 접촉면이 완전히 골유착된 것으로 가정하여 절점을 공유시켰다. 치밀골과 Titanium의 물성(탄성계수, poisson's ratio)은 Table I에 보인 바와 같은 값을 적용시켰고 온도와는 무관한 것으로 가정하였다<sup>2)</sup>.

매식체와 치조골은 재료의 특성이 3축 방향으로 동일하다는 등방성(isotropy), 기계적 특성이 균일하다는 균질성(homogeneity), 구조의 변형이나 변위

Table I. Material properties

	Elastic modulus (G N/m <sup>2</sup> )	Poisson's ratio
Titanium	115	0.35
Cortical bone	14.8	0.3

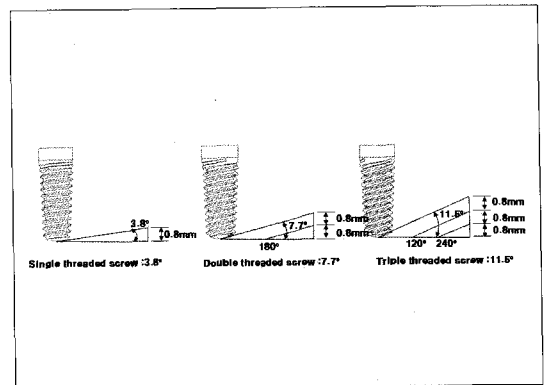
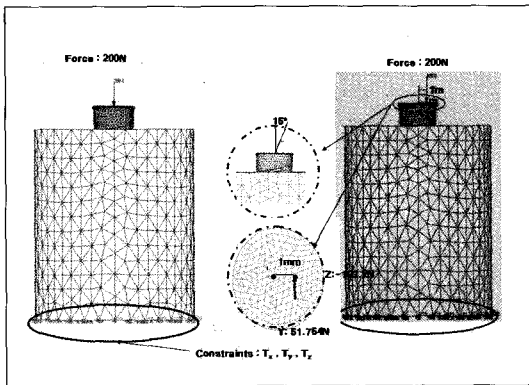


Fig. 2. Schematic drawing of different implant thread slope and the pitch in three types of an implant.

**Table II.** Number of element and node in each model

	Bone		Implant	
	Node	Element	Node	Element
Single thread type	23,697	155,217	6,715	49,728
Double thread type	25,819	145,378	9,739	48,886
Triple thread type	29,623	167,634	10,086	50,420



**Fig. 3.** schematic drawing of applied load direction and finite element model with meshing.

는 적용된 힘에 비례한다는 선형탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다. 매식체와 치조골 사이의 경계에서는 응력의 변화가 급격하게 나타날 것으로 예측되어 가장자리보다 더 조밀하게 요소와 절점을 부여하였다. 모델에 사용된 유한 요소는 4-절점 솔리드 요소이며 사용된 요소 및 절점의 개수는 Table II와 같다.

## 2. 연구방법 및 하중 조건

제작된 3가지 모델에 임플란트의 장축을 따라 200 N의 수직 하중을 가하였다(Load 1). 그리고 임의로 15도 경사를 주어 중심에서 1 mm 떨어진 곳에 200 N의 하중을 가하였다(Load 2). 이 같은 하중은 수직과 수평 하중이 동시에 작용하는 경우를 모사(simulation)해 보기 위한 것으로, 나사선 경사각이 다른 세 종류의 임플란트에서 발생하는 변위와 응력이 수직 및 수평 하중에 따라 어떻게 변하는지 관찰해 보기 위해서이다(Fig. 3).

경계 조건으로는 악골의 밑면을 완전히 고정하였고, 응력분포의 차이를 회색부터 적색까지 15 단계의 색상으로 구분하여 도시하였다. 또한 응력의 양상을 x, y, z축으로 절단하여 전체적인 응력분포 양상을 관찰 비교할 수 있도록 하였다.

유한 요소 설계과정은 CATIA V5 프로그램을 이용하여 설계하였고 Preprocessor로는 MSC. PATRAN 2004, 해석은 MSC. NASTRAN 2004을 이용하여 해석하였다. 해석 결과로서 변위, 등가응력, 주응력, 전단응력들을 볼 수 있게 출력하였다.

## III. 결 과

### 1. 수직 하중(Load 1) 해석 결과

200 N의 수직 하중만 가한 경우 응력의 분포 상태를 쉽게 알아보기 위해 치조골과 임플란트를 분리하여 분포도를 구하였다. Fig. 4에서는 200 N의 수직 하중이 작용하고 있을 때 치조골에 나타나는 등가응력(von-Mises stress)은 나사선의 줄 수에 따라 응력 분포 상태가 확실히 차이가 남을 볼 수 있었다.

1줄 나사의 경우 최대 응력이 12.7 N/mm<sup>2</sup>로 점점 아래로 내려 갈수록 응력이 서서히 감소되어졌으며 2줄 나사의 경우 각각의 나사가 시작되는 위치에서 대칭적인 응력이 나타나 응력의 최대치도 약간 감소한 11.7 N/mm<sup>2</sup>를 보이고 있었다. 3줄 나사의 경우 2줄 나사의 경우와 유사하게 나사선 시작점들에서 최대 응력이 발생되면서 나사선을 따라 감소하며 3 줄 나사로 응력이 분산되기 때문에 최대 응력은 10.3 N/mm<sup>2</sup>로 감소되는 것을 볼 수 있었다. 등가응력도 중요하지만 치조골의 경우 유효응력보다는 최대 인장응력 또는 최대 압축응력에 의해 영향을 많이 받기 때문에 주응력 선도를 그려서 다시 고찰해 보았다.

Fig. 5에서는 200 N의 수직 하중시 치조골에 나타나는 주응력 선도로서 최대 인장응력은 1줄 나사의 경우 9.22 N/mm<sup>2</sup>, 2줄 나사의 경우 4.59 N/mm<sup>2</sup>, 3줄 나사의 경우 4.93 N/mm<sup>2</sup>로 2줄 나사의 경우보다 더 커지는 것을 볼 수 있었다.

Fig. 6에서는 200 N의 수직 하중시 임플란트에 발생하는 등가응력으로 치조골에서와 유사하게 최대 응력의 크기가 1줄 나사의 경우 25.0 N/mm<sup>2</sup>, 2줄 나사의 경우 23.7 N/mm<sup>2</sup>, 3줄 나사의 경우 21.0 N/mm<sup>2</sup>의 순서로 감소함을 볼 수 있었다.

이 경우도 주응력 선도인 Fig. 7을 보면 최대 인장응력이 대부분 임플란트 하단의 나사선이 끝나는 부위에서 발생하는 것을 볼 수 있고, 앞서 보인 치조골

에서 나타난 결과와 유사하게 최대 인장응력 값이 1줄 나사의 경우 5.43 N/mm<sup>2</sup>, 2줄 나사의 경우 3.40 N/mm<sup>2</sup>, 3줄 나사의 경우 5.59 N/mm<sup>2</sup>로 2줄 나사의 경우가 가장 적은 크기를 갖는 것을 볼 수 있었다.

세 가지 모델의 경사각에 따른 수직 하중시 최대 응력은 Table III과 같다.

## 2. 경사 하중(Load 2) 해석 결과

150 경사 하중시 해석 결과를 보면, Fig. 8과 같이 치조골에 나타난 등가응력의 최대치는 1줄 나사일 때 29.2 N/mm<sup>2</sup>, 2줄 나사의 경우 27.3 N/mm<sup>2</sup>, 3줄 나사의 경우 25.8 N/mm<sup>2</sup> 으로 줄 수가 증가할수록

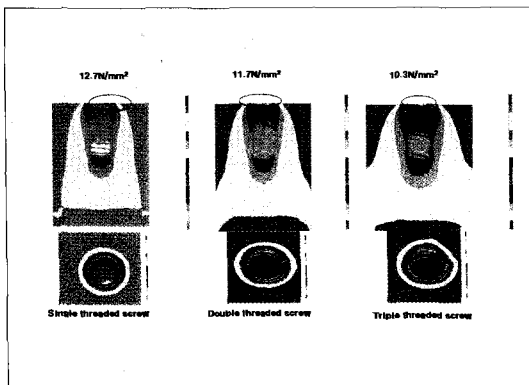


Fig. 4. Von-Mises stress in the alveolar bone with the Load 1.

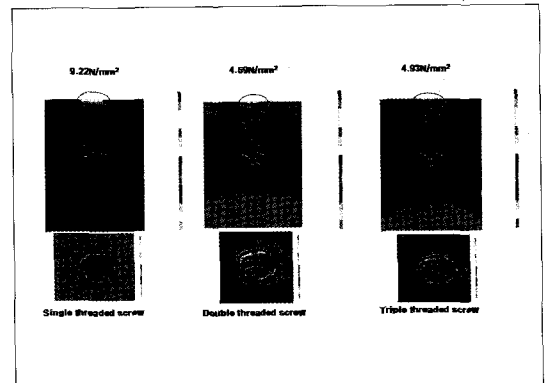


Fig. 5. Maximum principal stress in the alveolar bone with the Load 1.

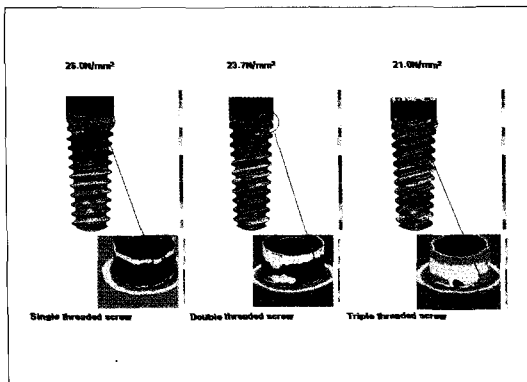


Fig. 6. Von-Mises stress in the implant with the Load 1.

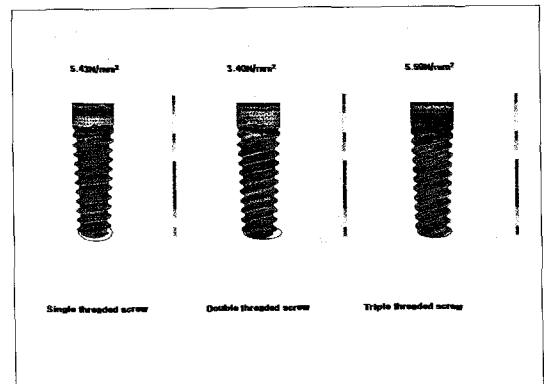
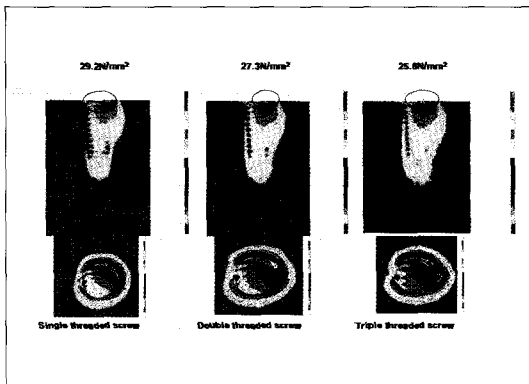


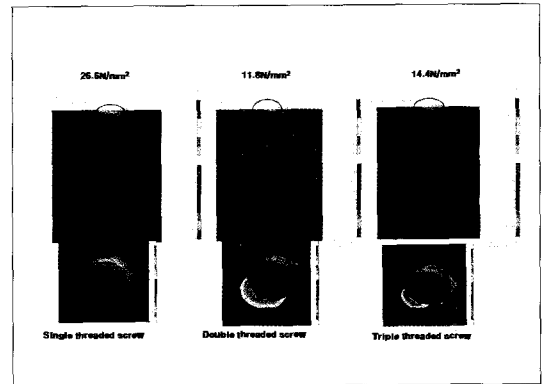
Fig. 7. Maximum principal stress in the implant with the Load 1.

**Table III.** von-Mises and Maximum Principal Stress of the Load 1 according to different implant types

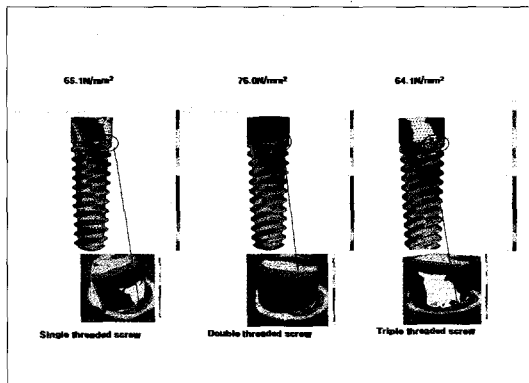
		Single threaded screw	Double threaded screw	Triple threaded screw
von-Moses Stress(N/mm <sup>2</sup> )	Bone	12.7	11.7	10.3
	Implant	25.0	23.7	21.0
Maximum principal stress(N/mm <sup>2</sup> )	Bone	9.22	4.59	4.93
	Implant	5.43	3.40	5.59



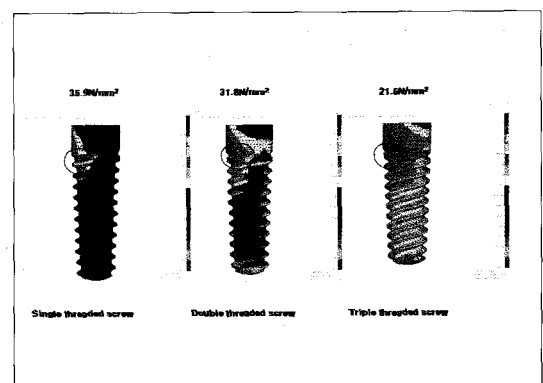
**Fig. 8.** Von-Mises stress in the alveolar bone with the Load 2.



**Fig. 9.** Maximum principal stress in the alveolar bone with the Load 2.



**Fig. 10.** Von-Mises stress in the implant with the Load 2.



**Fig. 11.** Maximum principal stress in the implant with the Load 2.

등가응력 값은 감소됨을 볼 수 있었다.

Fig. 9에서 치조골에 작용하는 주응력 선도를 검토해 보면 최대 인장응력의 크기는 2줄 나사일 때 11.8 N/mm<sup>2</sup>로 가장 낮고 3줄 나사일 때 14.4 N/mm<sup>2</sup>, 1줄 나사일 때는 26.6 N/mm<sup>2</sup>로 가장 크게

나타남을 볼 수 있었다.

한편 경사 하중시 등가응력은 Fig. 10에서 처럼 임플란트의 경우 최대 등가응력의 크기가 2줄 나사의 경우 76.0 N/mm<sup>2</sup>로 가장 크게 나타났고 1줄 나사의 경우 65.1 N/mm<sup>2</sup>, 3줄 나사의 경우 64.1 N/mm<sup>2</sup>로

**Table IV.** von-Mises and Maximum Principal Stress of the Load 2 according to different implant types

		Single threaded screw	Double threaded screw	Triple threaded screw
von-Mises Stress(N/mm <sup>2</sup> )	Bone	29.2	27.3	25.8
	Implant	65.1	76.0	64.1
Maximum principal stress(N/mm <sup>2</sup> )	Bone	26.6	11.8	14.4
	Implant	35.9	31.8	21.5

가장 낮게 나타남을 볼 수 있었다.

임플란트에 작용하는 최대 인장응력 값을 검토해 보기 위해 주응력 선도를 그려보면 Fig. 11과 같은데 1줄 나사의 경우 35.9 N/mm<sup>2</sup>, 2줄 나사의 경우 31.8 N/mm<sup>2</sup>, 3줄 나사의 경우 21.5 N/mm<sup>2</sup>로 순차적으로 감소함을 볼 수 있었다.

세 가지 모델의 경사각에 따른 경사 하중시 최대 응력은 Table IV에 정리하였다.

#### IV. 고 찰

Branemark에 의해 골 유착 개념이 도입된 이후 무치악 환자에서 임플란트 적용 이후 성공률과 범위는 점점 넓어지고 있다. 골 유착 현상을 이용하는 임플란트는 구강 내 특수한 상황에서 정적 하중 및 동적 하중을 복합적으로 받게 되어 생역학과 관련된 많은 문제점들이 발생 될 수 있기 때문에 이를 고려한 역학적 설계가 필요하며, 식립 초기에 임플란트가 골과 유착되기 위한 기계적 고정, 그리고 유착된 후에도 교합력 등의 외력을 임플란트와 골과의 접촉면을 통하여 적절히 분산시켜야 한다. 응력이란 단위 면적당 작용하는 힘으로 구조물에 작용되는 응력을 분석하는 공학적 방법들은 다양하다. 그 중 유한 요소 분석법은 종래의 실험적 응력 측정법으로는 접근할 수 없는 난제들을 해결할 수 있는 공학적 수치 해석법으로서 주로 항공 우주산업과 공학 분야, 그리고 역학 분야에서 널리 사용되고 있다. 또한 모델링(modeling)이 완성되면 하중 및 경계조건의 설정이 자유로우므로 구조적으로 복잡한 생체역학의 연구에 많이 이용된다. 역학적 반응을 구강 내에서 측정하는 것은 불가능하기 때문에 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어지는 구조물

에 대해 유한 요소법이 많이 이용되고 있다.<sup>13-15</sup>

본 연구에서는 유한 요소법으로 응력을 분석하기 위하여 임플란트와 골 계면은 결합<sup>16-18</sup>되어있는 것으로 가정하였고 비균질성(nonhomogeneous), 이방성(anisotropic), 점탄성(viscoelastic)인 재료이나 응력 분산을 연구하기 위한 기본 물성을 등방성(isotropic), 선형의(linear), 탄성(elasticity)을 가졌다고 편의적으로 가정하였다. 임플란트와 악골 내의 응력분포를 고찰해 보기위해 치근형 임플란트 모델을 설계하였고, 나사선 경사각을 달리 하여 3가지를 만들었다. 임플란트 모델은 실측치를 기초로 하여 상단부에서는 직경 4.2 mm로 시작하여 치근단부로 갈수록 줄어들어 치근단부에서는 직경 3.3 mm인 치근형 형태로서, 임플란트 모델의 길이는 10 mm이지만 나사선 경사각이 치조골 응력 분포에 미치는 영향을 알아보기 위하여 9.25 mm 길이만큼 골유착된 것으로 가정하였다.

본 연구에서는 모델링 과정에서 기존 연구들과 두 가지 다른 설정을 하였다. 첫째로, 유한 요소 분석법을 이용하여 임플란트와 악골의 응력분포를 연구한 논문들에서 최대 응력은 항상 치조골 상부에 나타났으며<sup>19-21</sup> 본 연구에서도 같은 결과를 보였기에, 나사선 경사각에 의한 영향을 확실히 알아보기 위한 방법으로 나사선이 치조골 상부에 드러난 형태로 모델링하여 기존 연구와 차이점을 두었다. 이는 나사선 상방까지 매식한 경우 최대 응력은 나사선에서 나타나는 것이 아니라 치조골 상방의 매식체 수준(fixture level)에 나타나게 되므로 나사선 경사각의 영향을 알아보기 힘들었기 때문이다. 둘째로, 기존 연구들과의 차이점은 경사 하중을 가하는 방법에서 찾아볼 수 있다. 기존 연구에서는 임의의 경사각으로 매식체 중심을 향해 경사 하중을 가하였는데, 이 같은 하

중은 수직 및 수평 하중이 동시에 작용하는 경우를 알아 보기 위한 것으로 이 경우 수평 성분과 수직 성분으로 외력을 나눌 수 있기 때문이다. 그러나 본 연구에서는 좀더 세밀하고 정확한 응력분포를 알아보기 위하여 중심에서 1 mm 떨어진 곳에서부터 중심을 향하는 임의의 가상선에 수직을 이루면서 수직선(vertical)에 경사 15°로 외력을 가하였다. 이때 하중 성분은 z 축으로 -193.2 N과 y 축으로 51.764 N이다. 이와 같이 중심에서 벗어나서 하중을 가한 이유는 실제 구강에서는 하중이 꼭 중심 방향을 향하여 가해지지 않을 뿐만 아니라 중심에서 벗어난 경사 하중은 토크를 발생시켜 임플란트와 보철물을 연결하는 나사의 풀림 현상이나 스크루의 파절을 발생시킬 수 있기 때문이다. 또한 임플란트와 치조골의 관점에서 살펴보면 하중이 가해질 때 임플란트가 치조골에 더 삽입되려는 경향이나 혹은 역회전되어 임플란트가 빠지려는 현상도 중심에서 벗어난 경사 하중을 가할 때 더 개연성이 있기 때문이다.

본 연구결과에서 200 N의 수직 하중을 가하였을 때 치조골 응력분포에 미치는 영향을 알아보기 위해 등가응력의 분포를 보면, 1줄 나사의 경우는 나사선이 시작하는 곳에서 최대 응력(12.7 N/mm<sup>2</sup>)이 나타나기 시작하여 점점 아래로 내려 갈수록 응력이 서서히 감소되어지는 1줄 나사의 전형적인 응력분포를 보였으며, 2줄 나사의 경우는 각각의 나사가 시작되는 180° 위상이 다른 위치에서 대칭적인 응력이 나타나는 것을 보이며 응력의 최대치도 약간 감소한 11.7 N/mm<sup>2</sup>를 보였다. 3줄 나사의 경우는 2줄 나사의 경우와 유사하게 120° 위상차를 갖는 시작점들에서 최대 응력이 발생되면서 나사선을 따라 감소되었다. 이 경우에도 3줄 나사로 응력이 분산되기 때문에 최대 응력은 10.3 N/mm<sup>2</sup>로 2줄 나사보다 약간 떨어지는 것을 볼 수 있었다.

등가응력은 복잡한 하중이 가해질 때 재료의 항복 응력을 구하는 것으로 등가응력값이 작을수록 응력 분산에 유리한 것은 사실이지만, 본 연구에서처럼 경사각이 치조골 응력분산에 미치는 영향을 보기 위해서는 등가응력보다는 최대 인장응력 또는 최대 압축응력에 의해 영향을 많이 받게 된다. 그러므로 주 응력 선도를 다시 고찰해 보면 수직 하중을 받았을 때 치조골에 작용하는 최대 인장응력은 1줄 나사의

경우 9.22 N/mm<sup>2</sup>, 2줄 나사의 경우 4.59 N/mm<sup>2</sup>, 3줄 나사의 경우 4.93 N/mm<sup>2</sup>로, 1줄 나사의 경우가 가장 크고 2줄 나사일 때가 가장 작으며 3줄 나사인 경우는 2줄 나사의 경우보다 더 커지는 것을 볼 수 있었다. 최대 인장응력 값이 클수록 치조골에 미치는 영향이 크므로 치조골에 미치는 영향을 감안한다면 2줄 나사의 경우가 가장 좋은 경우라고 볼 수 있는데, 3줄 나사의 경우 응력 값이 더 커지는 것은 나사선의 기울기가 더 커지기 때문에 응력이 더 증가한 것으로 생각된다. 또한 임플란트에 작용하는 최대 주응력을 보면 임플란트 하단의 나사선이 끝나는 부위에서 발생하는 것을 볼 수 있고, 앞서 보인 치조골에서 나타난 결과와 유사하게 최대 인장응력 값이 1줄 나사의 경우 5.43 N/mm<sup>2</sup>, 2줄 나사의 경우 3.40 N/mm<sup>2</sup>, 3줄 나사의 경우 5.59 N/mm<sup>2</sup>로 3줄 나사의 경우에 가장 큰 응력이 발생되고 2줄 나사의 경우가 가장 낮고 1줄 나사의 경우가 그 다음 크기를 갖는 것을 볼 수 있었다. 임플란트 하단부 나사선에 나타나는 최대 인장응력의 값은 임플란트가 수직 하중에 의해 치조골로 파고들려는 성향과도 같으며 최대 인장응력이 발생하는 부위와 접촉하고 있는 치조골에는 당연히 최대 압축응력이 발생될 것이므로 임플란트에 나타나는 응력이 클수록 치조골에는 더 불리해지며 임플란트의 건전성에도 불리할 것으로 보인다. 이런 결과는 나사선의 경사각이 작아도 문제이고 나사선의 경사각이 너무 커져도 임플란트에 걸리는 최대 응력 값이 증가한다는 것을 보여주었다.

200 N의 15° 경사 하중을 가한 경우의 결과를 보면, 치조골에 나타난 등가응력의 최대치는 1줄 나사일 때 29.2 N/mm<sup>2</sup>, 2줄 나사의 경우 27.3 N/mm<sup>2</sup>, 3줄 나사의 경우 25.8 N/mm<sup>2</sup>으로 줄 수가 증가할수록 등가응력 값이 감소되었다. 이 경우에도 치조골에 작용하는 주응력 선도를 검토해 보면 치조골에 작용하는 최대 인장응력의 크기는 2줄 나사일 때 11.8 N/mm<sup>2</sup>로 가장 낮고 3줄 나사일 때 14.4 N/mm<sup>2</sup>, 1줄 나사일 때는 26.6 N/mm<sup>2</sup>로 가장 크게 나타남을 볼 수 있었다.

15° 경사 하중이 임플란트 상부 중심으로부터 1mm 떨어진 편심 하중으로 작용하기 때문에 편심 하중에 의해 임플란트를 회전시키는 방향으로 토크가 작용하기 때문에 수직 하중의 경우보다 더 큰 인

장응력이 발생되었고, 이 경우에도 치조골에 발생되는 최대 인장응력이 2줄 나사인 경우에 가장 낮게 나타났다. 한편 경사 하중에 의해 임플란트에 나타나는 응력을 구해본 결과, 최대 등가응력의 크기가 2줄 나사의 경우 76.0 N/mm<sup>2</sup>로 가장 크게 나타났고 1줄 나사의 경우 65.1 N/mm<sup>2</sup>, 3줄 나사의 경우 64.1 N/mm<sup>2</sup>로 가장 낮게 나타남을 볼 수 있었다. 그런데 임플란트는 치조골에 비해 매우 인장 강도가 높으므로 응력 값이 커진다 해도 별 문제가 없을 것으로 보이며 문제는 치조골에 나타나는 응력 값이 작을수록 유리할 것으로 생각된다.

이상의 결과들을 종합해 보면 1줄 나사보다는 2줄과 3줄 나사가 응력의 분산효과 면에서는 우수하다고 판단되지만, 3줄 나사처럼 경사각이 커지면 치조골에 작용하는 주응력 값이 오히려 증가하여 경사각이 과도히 커도 도리어 불리한 결과가 되므로, 줄 수와 경사각을 최적화하여 조합하면 임플란트 수명 연장에 크게 도움이 될 것으로 생각된다. 현재 임상에서 사용되는 임플란트는 수십 종에 이르며 매식체와 지대주의 연결방식, 나사산의 모양, pitch 간의 거리, 나사산 각 등 외형들도 매우 다양하다. 그러나 임플란트 나사산의 경사각에 관한 응력분포에 관한 연구는 아직 보고된 바 없어, 경사각의 차이가 응력분포에 미치는 영향을 분석한 결과 상당한 차이가 있음을 볼 수 있었다. 향후 매식체의 나사산 경사각에 있어서 최적의 경사각은 얼마인지, 나사산 피치와 경사각과의 연성효과(coupling effect), 그리고 줄 수와 경사각의 조합 등에 대하여 더 많은 연구가 필요할 것이라 생각된다.

## V. 결 론

임플란트 나사산의 기하학적인 형태에 따라 발생하는 응력이 주위 치조골로 전달되는 양과 형태가 다르다. 본 연구에서는 임플란트 나사산의 경사각이 치조골의 응력 분포에 미치는 영향을 검토하여 응력 분산에 유리한 나사산 경사각을 알아보기 위해, Type 1, 1줄 나사 나사산(single thread type: 경사각 3.8°); Type 2, 2줄 나사 나사산(double thread type: 경사각 7.7°); Type 3, 3줄 나사 나사산(triple thread type: 경사각 11.5°)의 세 가지 경사

각을 가진 모델링을 통해 3차원 유한 요소법으로 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 나사의 줄 수가 증가할수록 응력의 분산효과가 커서 등가응력(von-Mises stress)의 크기가 감소됨을 알 수 있었다.
2. 치조골에 작용하는 최대 인장응력의 크기가 임플란트의 수명에 큰 영향을 미치고 있으므로 치조골에 작용하는 최대 주응력의 크기를 비교해 보면 수직 하중 시에나 경사 하중 시에 2줄 나사가 가장 작고 다음으로 3줄 나사와 1줄 나사의 순이므로 2줄 나사의 경우가 가장 좋은 결과를 보였다.

이상의 결과를 종합하면 1줄 나사보다는 2줄과 3줄 나사가 응력의 분산효과 면에서는 우수하지만, 3줄 나사처럼 경사각이 커지면 치조골에 작용하는 인장응력 값이 오히려 증가하여 경사각이 과도히 커도 도리어 불리한 결과가 되므로, 줄 수와 경사각을 최적화함으로써 임플란트 수명 연장에 크게 도움이 될 것임을 알 수 있다.

## 참고문헌

1. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983;50:399-410.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaws. Int J Oral Surg 1981;6:387-416.
3. Skalak R. Biomechanical consideration in osseointegrated prosthesis. J Prosth Dent 1983;49:843-848.
4. Holmes DC, Grigsby WR, Goel VK, Keller JC. Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: a finite element stress analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:450-8.
5. Brunski JB. Biomaterial and biomechanics in dental implant design. Int J Oral Maxillofac implants 1988;3:85-97.
6. Rangert B, Jemt T, Joerneus L. Forces and



- moments on Brnemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247.
7. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM. Evaluating parameter of osseointegrated dental implant using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effect of implant diameter, implant shape and load direction. *J Oral Implantology* 1998;14:80-88.
  8. Howshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *J Oral Maxillofac Surg* 1994;9:345-360.
  9. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implant Res* 1996;7:143-152.
  10. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:457-465.
  11. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigation of the influence of the implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac implants* 1989;4:333-340.
  12. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution of endosseous implants. *J Oral Implantology* 1997;23:104-111.
  13. Bergam B. Evaluation of results of treatment with osseointegrated implant by the Swedish National Board of Health and Welfare. *J Prosthet Dent* 1983;50:114-120.
  14. Bidez MW, Chen Y, McLoughlin SW, English CE. Finite element analysis of four-abutment harder bar design. *Implant Dentistry* 1993;2:171-176.
  15. Bouchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983;62:155-159.
  16. Bodine RL, Mothammed CI. Histologic studies of a human mandible supporting an implant denture. *J Prosthet Dent* 1969;21:203-15.
  17. Albrektsson T, Jacobsson M. Bone-metal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent* 1987;57:597-607.
  18. Budd TW, Nagahara K, Bielat KL, Meenaghan MA, Schaaf NG. Visualization and initial characterization of the titanium boundary of the bone-implant interface of osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:151-60.
  19. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;76:633-640.
  20. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Alternative materials for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989;61:717-723.
  21. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:671-676.

---

**Reprint request to:**

**Mong-Sook Vang, D.D.S., Ph.D.**

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University  
8, Hak-1-dong, Dong-ku, Gwangju, 501-757, Korea  
msvang@chonnam.ac.kr

ABSTRACT

## THREE-DIMENTIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION FOR DIFFERENT IMPLANT THREAD SLOPE

Young-Hun Seo, D.D.S., Mong-Sook Vang, D.D.S., Ph.D., Hong-So Yang, D.D.S., Ph.D., Sang-Won Park, D.D.S, Ph.D., Ha-Ok Park, D.D.S., Ph.D., Hyun-Pil Lim, D.D.S.

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam University*

**Statement of problem:** The screws of dental implant, having various thread types, can be categorized into different classes by their geometrical form, and each type transmits dissimilar amount and form of stress to alveolar bone.

**Purpose:** The purpose of this study was to find an inclination angle of the screw thread that is favorable in distributing the stresses to alveolar bone.

**Material and methods:** In this study, We used three dimensional finite element analysis with modeling having three types of thread inclination angles and fixed pitch-0.8 mm (single thread type with 3.8° inclination, double thread type with 7.7° inclination, triple thread type with 11.5° inclination).

**Results:** The results obtained from this study were as follows:

1. When the number of thread increased, the amount of Von-Mises stress was reduced since the generated stress was effectively distributed.
2. Since the maximum principal stress affects on the alveolar bone can influence deeply on the longevity of the implants when comparing the magnitude of the maximum principal stress double thread had least amount of stress. This shows that the double thread screw gave best result.

**Conclusion:** In conclusion, double, and triple thread screws were found to be more effective on distribution of the stress than the single thread screws. But, increasing in the thread inclination angle such as triple thread screw relate on the magnitude of the maximum principal stress affecting on the alveolar bone can become problematic. Thus, effective combination of thread number and thread inclination angle can help prolonging the longevity of implant.

---

**Key words :** Implant thread slope, Stress distribution