

임플란트 나사선 경사각과 식립 각도에 따른 3차원 유한요소 응력분석

서영훈¹ · 임현필¹ · 윤귀덕¹ · 윤숙자² · 방몽숙^{1*}

전남대학교 치의학전문대학원 치의학과¹·치과보철학교실, ²구강악안면방사선학교실

Three-dimensional finite element analysis of stress distribution for different implant thread slope and implant angulation

Young-Hun Seo¹, DDS, PhD, Hyun-Pil Lim¹, DDS, PhD, Kwi-Dug Yun¹, DDS, PhD,
Suk-Ja Yoon², DDS, PhD, Mong-Sook Vang^{1*}, DDS, MSD, PhD

¹Department of Prosthodontics, ²Department of Oral and Maxillofacial Radiology, School of Dentistry, Chonnam National University, Gwangju, Korea

Purpose: The purpose of this study was to find an inclination slope of the screw thread that is favorable in distributing the stresses to alveolar bone by using three dimensional finite element analysis. **Materials and methods:** Three types modelling changed implant thread with fixed pitch of 0.8 mm is the single thread implant with 3.8° inclination, double thread implant with 7.7° inclination and the triple thread implant with 11.5° inclination. And three types implant angulation is the 0°, 10° and 15° on alveolar bone. The 9 modelling fabricated for three dimensional finite element analysis that restored prosthesis crown. The crown center applied on 200 N vertical load and 15° tilting load. **Results:** 1. The more tilting of implant angulation, the more Von-Mises stress and Max principal stress is increasing. 2. Von-Mises stress and Max principal stress is increasing when applied 15° tilting load than vertical load on the bone. 3. When the number of thread increased, the amount of Von-Mises stress, Max principal stress was reduced since the generated stress was effectively distributed. 4. 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, the triple thread implant had a least amount of stress. This shows that the triple thread implant gave a best result. **Conclusion:** A triple thread implant to increase in the thread slope inclination and number of thread is more effective on the distribution of stress than the single and double thread implants especially, implant angulation is more tilting than 10° on alveolar bone. Thus, effective combination of thread number and thread slope inclination can help prolonging the longevity of implant. (*J Korean Acad Prosthodont* 2013;51:1-10)

Key words: Implant thread angulation; Implant installation angulation; Three-dimensional finite element analysis; Stress distribution

서론

1969년 Brånemark에 의해 생체와 금속 간의 골유착 개념이 보고된 이후 많은 실험과 연구 그리고 임상적 적용을 통해 다양한 임플란트가 개발되었고, 현재 임플란트는 보편적으로 사용되는 치과 치료 술식이 되었다.^{1,2} 임플란트가 성공적인 기능을 수행하기 위해서는 구성물질이 생체친화성을 가져야 할 뿐만 아니라 교합압에 충분히 견딜 수 있는 기계적, 공학적 강도를 가져야 한다.³ 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, 더불어 임플란트 주위에 발생하는 염증반응의 조절도 중요하다.

골융합된 임플란트는 골과 직접 접촉하며 자연치아의 치주 인대와 같은 중간 매개체 없이 모든 외부 스트레스를 직접 치조골에 전달한다.^{3,5} 그로 인해 임플란트와 치조골 간의 골유착 파괴와 치조골 소실 등이 발생할 수 있다.^{3,6} 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

*Corresponding Author: Mong-Sook Vang

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Chonnam National University,
33 Yongbong-ro, Buk-gu, Gwangju, 500-757, Korea
+82 62 530 5824; e-mail, msvang@chonnam.ac.kr

Article history: Received August 24, 2012 / Last Revision November 7, 2012 / Accepted January 23, 2013

© 2013 The Korean Academy of Prosthodontics

© This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

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.^{4,6,7} Hoshaw 등⁸과 Isidor⁹는 과도한 교합력에 의해 주변골 소실의 증가를 가져온다고 하였고, Rieger 등¹⁰은 임플란트 설계 시 응력을 분산시킬 수 있도록 설계하여야 한다고 하였다. 또 Holmgren 등⁷은 임플란트의 최대 직경이 클수록 최대 등가응력은 감소하며 응력 분포가 더욱 효과적으로 나타남을 보고하였다. 한편 Siegele와 Soltesz¹¹은 임플란트의 설계 변화는 임플란트를 둘러싸고 있는 치조골에 발생하는 응력분포에 상당한 변화를 야기시킬 수 있음을 증명하였다. Brunski¹²는 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 달리하고 임플란트의 표면적, 나사선 수, 피치의 간격, 나사산 모양, 매식체 직경과 길이 등 변수를 통일한 3차원 연구는 아직까지 보고된 바 없다. 또한 실제 임상에서 치아 장축에 평행한 이상적인 식립은 어려우므로 이를 고려하여 경사 식립된 경우를 가정하여 연구를 시행하였다. 본 연구에서는 응력분산에 유리한 임플란트 나사선 경사각을 알아보기 위하여 3가지 형태의 임플란트 나사선 경사각과 3가지 식립 각도를 조합하여 9가지 모델에서 3차원 유한요소 분석을 통하여 응력분포에 미치는 영향과 응력분포 결과의 차이를 비교하였다.

연구 대상 및 방법

1. 연구재료 및 유한요소 모형의 설계

본 연구에서는 임플란트에 외력이 가해질 때 임플란트와 치조골에서 발생하는 응력 분포를 조사하기 위한 모형을 설계하였다. Fig. 1에서 보인 바와 같이 임플란트 모형은 길이는 10 mm이고 매식체의 직경은 상부에서는 4.2 mm이고 근단부로 갈수록 작아져서 근단부에서는 3.3 mm이며, 나사산 깊이는 0.38 mm, 피치 길이는 0.8 mm, 나사산 각은 50°로 설계하였다.

Fig. 2는 나사의 피치를 일정하게 유지하면서 경사각을 변화시키기 위해 1줄, 2줄 및 3줄 나사로 나사선 경사각을 3.85°, 7.70°, 11.55°로 변화시킨 모식도이다. 이와 같이 나사의 리드각을 변화시키기에 따라 나사를 1 회전시켰을 때 1줄 나사형은 1 pitch (0.8 mm), 2줄 나사형은 2 pitches (1.6 mm), 3줄 나사형은 3 pitches (2.4 mm) 만큼 삽입이 되는 특성을 가지고 있다. 임플란트 나사선 경사각의 변화에 따른 응력분포의 변화를 관찰하고자 나사선의 리드각을 3.85°, 7.70°, 11.55°로 변화를 주게 되면 임플

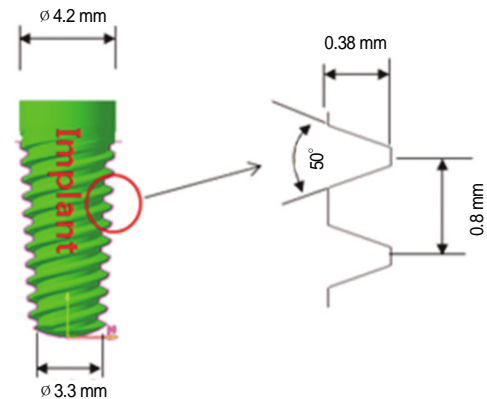


Fig. 1. The model of the implant has the 0.8 mm pitch, 0.38 mm spiral ridge and 50° thread angle of a screw in the finite element model.

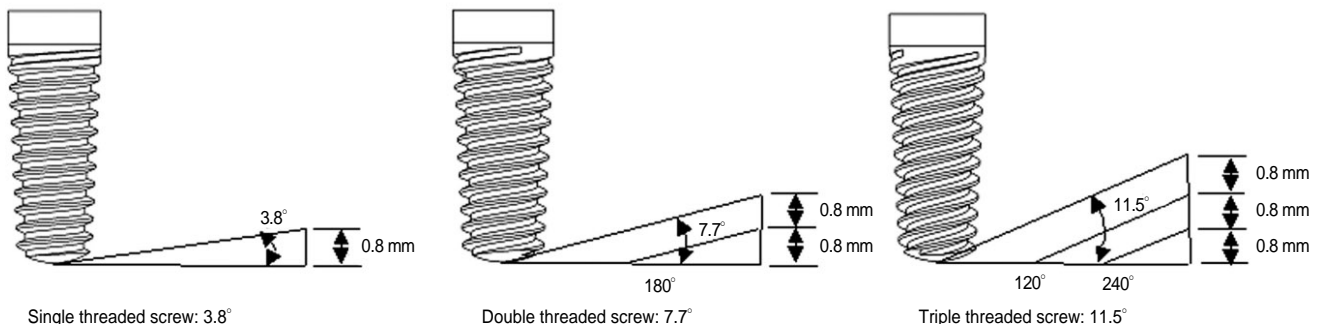


Fig. 2. The diagram of the implant has different thread slope and the pitch in three types that is the single, double, triple threaded screw.

란트 표면적 나사선 및 나사산수, 피치를 포함하여 많은 부분이 다르게 되는데, 이때 다른 변수들은 동일하게 하기 위해 임플란트 나사의 피치를 0.8 mm로 동일하게 하면서, 나사선 줄수를 증가시키면 나사선 수나 표면적 등을 같게 변수를 최소화할 수 있다. 결과적으로 다른 변수는 동일하게 하고 나사선 경사각의 변화에 따른 세 종류의 임플란트에서 치조골 응력분포의 변화를 관찰하고자 하였다.

Fig. 3에서 보여주는 해석 모델은 임플란트 매식체에 지대주를 연결한 모형에 상부 보철물이 수복된 상태로 미국치과의사 협회 규격 제 3형 금합금을 금관 재료로 사용하였다. 가상의 악골은 하악 제 1대구치 부위를 중심으로 방사선 단층 촬영된 자료를 참조하여 3차원 하악골 모형을 만들었다. 또한 10 mm 길이의 임플란트가 치조골에 유착된 부위는 10 - 9.75 mm로, 수직 방향으로 0°, 10°, 15° 각도로 경사지게 식립되었을 경우 collar부위가 2 mm인 지대주가 0°, 10°, 15°로 식립된 임플란트를 보상하면서 상부 보철물이 치아 장축에 대해 이상적으로 수복되는 것으로 가정하였다. 상부 보철물의 치관 형태는 Wheeler²⁾의 자료를 참고로 하여 교두부터 치경부까지 길이 8.5 mm 협.설측 폭

은 7.5 mm의 치아 형태로 생성하였다.

임플란트 매식체와 상부 보철물은 본 연구에서 관찰하고자 하는 부위가 아니므로 상부 구조물과 시멘트용 지대주, 임플란트 매식체는 완전히 결합된 상태로 설정하였다. 한편 본 연구의 악골 모형은 치밀골과 해면골로 가정하여 임플란트와 골과의 접촉면이 완전히 골유착된 것으로 가정하여 절점을 공유시켰다. 치밀골, 해면골, 금합금과 Titanium (Ti-6Al-4V)의 물성(탄성계수, poisson's ratio)은 Table 1에 나타난 바와 같은 값을 적용시켰고 온도와는 무관한 것으로 가정하였다.¹²⁾

매식체와 치조골은 재료의 특성이 3축 방향으로 동일하다는 등방성(isotropy), 기계적 특성이 균일하다는 균질성(homogeneity), 구조의 변형이나 변위는 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 4절점 솔리드 요소이며 사용된 요소 및 절점의 수는 Table 2와 같다.

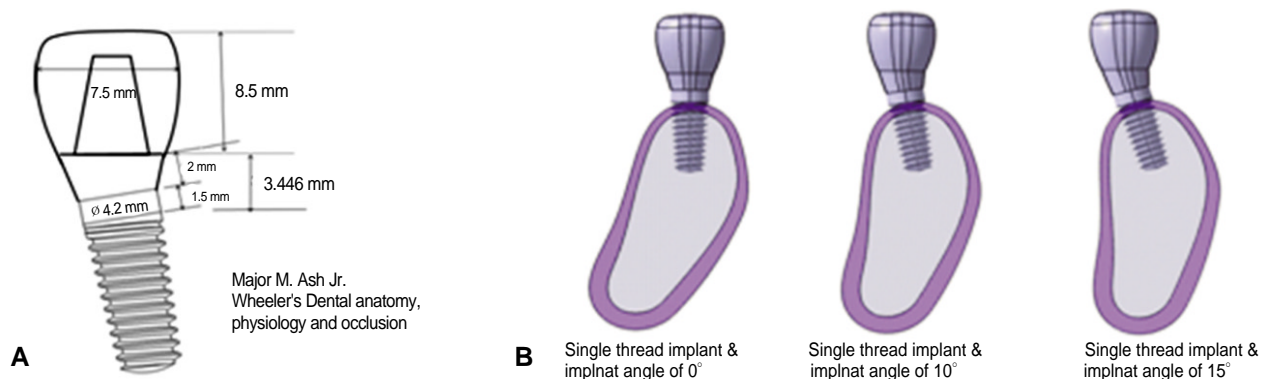


Fig. 3. A: Design and dimension of restored prosthesis that cervical - occlusal is 8.5 mm and buccolingual is 7.5 mm according to Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion, B: Schematic drawing of the different implant angulation that is 0°, 10° and 15° in a bone.

Table 1. Material properties

	Young's modulus (Gpa)	Poisson's ratio	Yield strength (Mpa)	Tensile strength (Mpa)
Implant and abutment	110	0.35	830	900
Cortical bone	13.7	0.3	30 - 70	100 - 200
Cancellous bone	1.37	0.3	30 - 70	95 - 196
Gold crown	170	0.3	370	466

Table 2. Number of elements and nodes in finite element models

	Implant		Cortical bone		Cancellous bone		Gold crown		Abutment	
	node	element	node	element	node	element	node	element	node	element
Single thread	9.988	49.102	5.931	24.006	25.472	138.743	511	2.149	0°	306 1.168
Double thread	8.443	40.560	7.800	32.532	29.755	163.701	511	2.149	10°	381 1.493
Triple thread	8.647	41.498	13.869	62.586	32.168	176.878	511	2.149	15°	345 1.341

2. 연구방법 및 하중 조건

제작된 9 가지 모델에 상부 보철물의 장축을 따라 200 N의 수직 하중을 가하였다(Load 1). 그리고 협설 방향으로 15° 경사를 주어 중심에서 0.8 mm 떨어진 곳에 200 N의 하중을 가하였다(Load 2). 경사 하중은 수직과 수평 하중이 동시에 작용하는 경우를 모사(simulation)해 보기 위한 것으로, 나사선 경사각이 다른 세 종류의 임플란트에서 발생하는 응력이 수직 및 수평 하중에 따라 어떻게 변하는지 관찰해 보기 위해서이다(Fig. 4).

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.

유한요소 설계과정은 CATIA V5 프로그램을 이용하여 설계하였고 Preprocessor로는 MSC. PATRAN 2005, 해석은 MSC. NAS-TRAN 2005을 이용하여 해석하였다. 해석 결과로서 변위(displacement), 등가응력(equivalent stress), 주응력(principal stress)들을 볼 수 있게 하였다.

결과

1. 수직 하중(Load 1) 해석 결과

A. 치아 장축에 대해 0° 식립된 경우

200 N의 수직 하중(Load 1)을 가한 경우 응력분포 상태를 쉽게 알아보기 위해 치조골과 임플란트를 분리하여 분포도를 구하였다.

치아 장축에 평행하게 식립된 임플란트에 200 N의 수직 하중을 가했을 때 치조골에 나타나는 등가응력(von-Mises stress)은 나사선의 줄 수가 많을수록 응력분포가 감소되는 것을 볼 수 있었다. 1줄 나사의 경우 치조정에서 최대 응력이 32.63 N/mm²였고

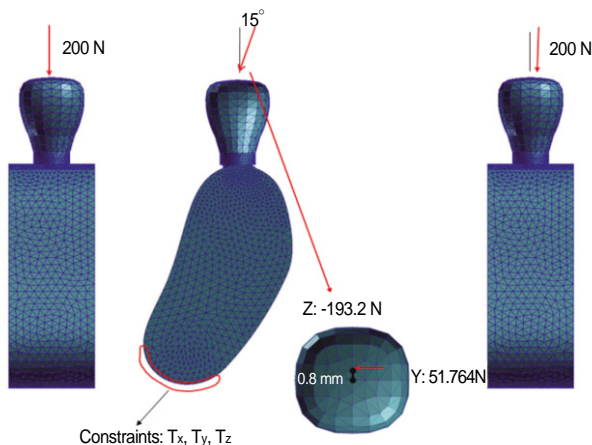


Fig. 4. The finite element model with meshing of 200 N vertical load and 15° tilting load applied on the crown center.

하부로 내려 갈수록 응력이 조금씩 감소되었으며, 2줄 나사의 경우 나사가 시작되는 상부에서 최대 응력이 나타났고 응력의 최대치는 1줄 나사보다 약간 작은 32.2 N/mm²였다. 3줄 나사의 경우 나사선 시작점에서 최대 응력이 발생되었고 나사선을 따라 감소하였으며, 최대 응력은 29.6 N/mm²로 가장 작았다(Fig. 5).

치아 장축에 평행하게 식립된 임플란트에 200 N의 수직 하중을 가했을 때 치조골에 나타나는 주응력선도를 보면, 최대인장응력은 1줄 나사에서는 13.5 N/mm², 2줄 나사에서는 12.0 N/mm², 3줄 나사에서는 15.9 N/mm²였다. 최대인장응력은 치밀골과 해면골의 경계부에서 관찰되었고, 3줄 나사에서 가장 크게 나타났다.

치아 장축에 평행하게 식립된 임플란트에 200 N의 수직 하중을 가했을 때 임플란트에 발생하는 등가응력을 보면, 최대응력의 크기는 1줄 나사에서는 44.3 N/mm², 2줄 나사에서는 46.6 N/mm², 3줄 나사에서는 44.5 N/mm²로 나타났다.

치아 장축에 평행하게 식립된 임플란트에 200 N의 수직 하중을 가했을 때 임플란트에 발생하는 주응력선도를 보면, 최대인장응력이 1줄 나사선과 2줄 나사선 임플란트에서는 나사선이 끝나는 하단부에서 발생하였고, 3줄 나사선 임플란트에서는 나사선 경사각이 커서 상부에 나타나는 것을 관찰할 수 있었다. 최대인장응력은 1줄 나사에서는 25.8 N/mm², 2줄 나사에서는 25.4 N/mm²였고, 3줄 나사에서는 23.4 N/mm²로 가장 작았다.

B. 치아 장축에 대해 10° 경사 식립된 경우

10° 경사지게 식립된 임플란트에 200 N의 수직 하중을 가했을 때 치조골에 나타나는 등가응력은 1줄 나사에서는 임플란트 상단의 치밀골에서 최대응력이 51.8 N/mm²였고 아래로 내려갈수록 응력이 점점 감소되었으며, 2줄 나사에서는 최대응력이 1줄 나사보다 약간 작은 51.5 N/mm²였으며 3줄 나사의 경우 줄 수가 늘어나면서 응력이 분산되기 때문에 최대응력은 50.9 N/mm²로 가장 작았다.

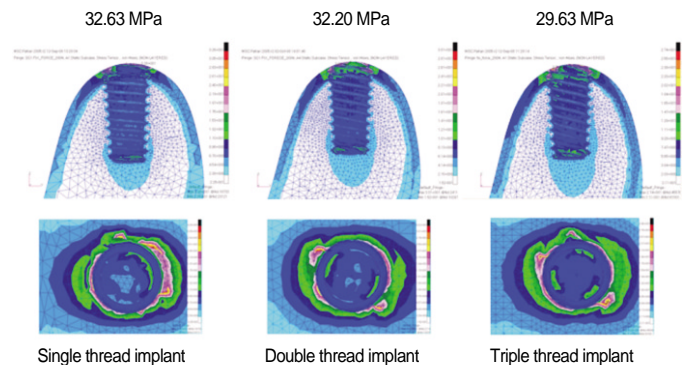


Fig. 5. Von-Mises stress in the alveolar bone under the 200 N vertical load was applied when the implant angulation is 0°.

10° 경사지게 식립된 임플란트에 200 N의 수직 하중을 가했을 때 치조골에 나타나는 주응력선도에서는 등가응력과 마찬가지로 치밀골과 해면골의 경계부위에 응력집중이 나타났으며 최대인장응력은 1줄 나사에서는 20.6 N/mm², 2줄 나사에서는 20.2 N/mm² 였으며 3줄 나사에서는 15.4 N/mm²로 상당히 작았다.

10° 경사지게 식립된 임플란트에 200 N의 수직 하중을 가했을 때 임플란트에 발생하는 등가응력을 보면 최대응력은 상단의 치경부에서 나타났으며 1줄 나사의 경우 73.9 N/mm², 2줄 나사에서는 75.4 N/mm², 3줄 나사에서는 66.8 N/mm²로 작았다.

10° 경사지게 식립된 임플란트에 200 N의 수직 하중을 가했을 때 임플란트에 발생하는 주응력선도를 보면 최대인장응력이 임플란트 상단의 치밀골과 해면골이 만나는 부위에서 발생하였고, 최대인장응력 값이 1줄 나사에서는 38.7 N/mm², 2줄 나사에서는 35.2 N/mm², 3줄 나사에서는 23.0 N/mm²로 가장 작았다.

C. 치아 장축에 대해 15° 경사 식립된 경우

15° 경사지게 식립된 임플란트에 200 N의 수직 하중을 가했을 때 치조골에 나타나는 최대등가응력(von-Mises stress)은 치조정에서 관찰되었다. 1줄 나사에서는 최대등가응력이 65.0 N/mm², 2줄 나사에서는 65.3 N/mm²를 보였으며, 3줄 나사의 경우 최대 응력은 63.1 N/mm²로 가장 작았다.

15° 경사지게 식립된 임플란트에 200 N의 수직 하중을 가했을 때 치조골에 나타나는 주응력선도를 보면 최대인장응력은 1줄 나사에서는 24.3 N/mm², 2줄 나사에서는 28.6 N/mm², 3줄 나사에서는 20.8 N/mm²로 작게 나타났다.

15° 경사지게 식립된 임플란트에 200 N의 수직 하중을 가했을 때 임플란트에 나타나는 등가응력을 보면 최대응력의 크기가 1줄 나사에서는 89.8 N/mm², 2줄 나사에서는 91.3 N/mm², 3줄 나사에서는 80.4 N/mm²로 3줄 나사선 임플란트에서 가장 작았다.

15° 경사지게 식립된 임플란트에 200 N의 수직 하중을 가했을 때 임플란트에 나타나는 주응력 선도를 보면 최대 인장응력이 임플란트 상단부에서 발생하는 것을 볼 수 있고 이는 임플란트가 치아장축에 평행하게 식립되었을 경우 하단에 최대주응력이 발생하지만, 경사지게 식립될수록 인장응력이 하단부보다 상부에서 나타나게 된다. 최대인장응력 값은 1줄 나사에서는 45.0 N/mm², 2줄 나사에서는 41.7 N/mm², 3줄 나사에서는 27.1 N/mm²로 가장 작았다(Fig. 6).

세 가지 모델에서 경사각에 따라 수직 하중을 가했을 때 최대응력은 Tables 3, 4와 같다.

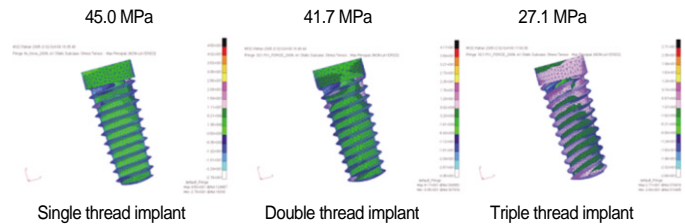


Fig. 6. Maximum principal stress in the implant under the 200 N vertical load was applied when the implant angulation is 15°.

Table 3. Von-Mises stress of the different implant types and implant angulation with 200 N vertical load (MPa)

Implant angulation	Type	Gold alloy	Abutment	Fixture	Cortical bone	Cancellous bone
0°	Single thread	213	39.5	44.3	32.6	19.7
	Double thread	213	39.5	46.6	32.2	19.1
	Triple thread	213	39.5	44.5	29.6	17.5
10°	Single thread	213	39.4	73.9	51.8	28.3
	Double thread	213	39.4	75.4	51.5	28.8
	Triple thread	213	39.4	66.8	50.9	28.2
15°	Single thread	213	39.6	89.8	65.0	35.2
	Double thread	213	39.6	91.3	65.3	36.4
	Triple thread	213	39.6	80.4	63.1	34.9

Table 4. Maximum principal stress of the different implant types and implant angulation with 200 N vertical load (MPa)

Implant angulation	Type	Gold alloy	Abutment	Fixture	Cortical bone	Cancellous bone
0°	Single thread	16.9	8.9	25.8	13.5	13.3
	Double thread	16.9	8.9	25.4	12.0	13.9
	Triple thread	16.9	8.9	23.4	15.9	15.9
10°	Single thread	17.0	8.3	38.7	20.6	20.6
	Double thread	17.0	8.3	35.2	20.2	21.3
	Triple thread	17.0	8.3	23.0	15.4	15.4
15°	Single thread	17.0	7.5	45.0	24.3	24.3
	Double thread	17.0	7.5	41.7	28.6	25.0
	Triple thread	17.0	7.5	27.1	20.8	18.1

2. 경사 하중(Load 2) 해석 결과

A. 치아 장축에 대해 0° 경사 식립된 경우

치아 장축에 평행하게 식립된 임플란트에 200 N의 15° 경사 하중(Load 2)을 가했을 때 치조골에 발생하는 등가응력을 보면 최대응력은 1줄 나사에서는 127 N/mm², 2줄 나사에서는 137 N/mm², 3줄 나사에서는 129 N/mm²였으며, 1줄 나사와 3줄 나사의 경우 비슷한 등가응력 값을 볼 수 있었다.

치아 장축에 평행하게 식립된 임플란트에 200 N의 15° 경사 하중을 가했을 때 치조골의 주응력선도를 보면 모두 치조골과 접하는 치조정에서 응력집중이 나타났으며, 최대인장응력의 크기는 1줄 나사에서는 121 N/mm², 2줄 나사에서는 123 N/mm²로 가장 컸고, 3줄 나사일 때 106 N/mm²로 가장 작았다.

치아 장축에 평행하게 식립된 임플란트에 200 N의 15° 경사 하중을 가했을 때 임플란트에 발생하는 등가응력은 최대응력의 크기가 1줄 나사에서는 181 N/mm²로 가장 컸고 2줄 나사에서는 160 N/mm², 3줄 나사에서는 146 N/mm²로 줄 수가 늘어남에 따라 점점 작아졌다.

치아 장축에 평행하게 식립된 임플란트에 200 N의 15° 경사 하중을 가했을 때 임플란트에 발생하는 최대인장응력 값은 1줄 나사에서는 217 N/mm², 2줄 나사에서는 183 N/mm², 3줄 나사에서는 121 N/mm²로 순차적으로 작아졌다(Fig. 7).

B. 치아 장축에 대해 10° 경사 식립된 경우

치아 장축에 10° 경사지게 식립된 임플란트에 200 N의 15° 경사 하중을 가했을 때 치조골에 발생하는 최대등가응력을 보면 1줄 나사에서는 152 N/mm², 2줄 나사에서는 165 N/mm², 3줄 나사에서는 154 N/mm²였으며 1줄과 3줄 나사선 임플란트에서 비슷한 값이 나타났다.

치아 장축에 10° 경사지게 식립된 임플란트에 200 N의 15° 경사 하중을 가했을 때 치조골에 발생하는 주응력선도를 보면 최대인장응력의 크기는 3줄 나사에서는 143 N/mm²로 가장 작았고 1줄 나사에서는 163 N/mm², 2줄 나사에서는 177 N/mm²로 가장 컸다.

치아 장축에 10° 경사지게 식립된 임플란트에 200 N의 15° 경사 하중을 가했을 때, 임플란트에서 발생하는 최대등가응력의

크기가 1줄 나사에서는 218 N/mm²로 가장 컸고 2줄 나사에서는 195 N/mm², 3줄 나사에서는 175 N/mm²로 가장 작았다.

치아 장축에 10° 경사지게 식립된 임플란트에 200 N의 15° 경사 하중을 가했을 때 임플란트에 발생하는 주응력 선도를 보면 최대응력값은 1줄 나사에서는 292 N/mm², 2줄 나사에서는 241 N/mm², 3줄 나사에서는 163 N/mm²로 순차적으로 작아졌다.

C. 치아 장축에 대해 15° 경사 식립된 경우

치아 장축에 15° 경사지게 식립된 임플란트에 200 N의 15° 경사 하중을 가했을 때 치조골에 나타난 최대등가응력은 1줄 나사에서 164 N/mm², 2줄 나사에서 179 N/mm², 3줄 나사에서는 166 N/mm²를 볼 수 있었다.

치아 장축에 15° 경사지게 식립된 임플란트에 200 N의 15° 경사 하중을 가했을 때 치조골에 발생하는 주응력 선도를 보면 최대인장응력의 크기는 2줄 나사에서는 206 N/mm²로 가장 컸고, 1줄 나사에서는 184 N/mm², 3줄 나사에서는 163 N/mm²로 가장 작게 나타났다.

치아 장축에 15° 경사지게 식립된 임플란트에 200 N의 15° 경사 하중을 가했을 때 임플란트에 발생하는 최대등가응력의 크기가 1줄 나사에서는 237 N/mm²로 가장 컸고 2줄 나사에서는 213 N/mm², 3줄 나사에서는 189 N/mm²로 가장 작았다.

치아 장축에 15° 경사지게 식립된 임플란트에 200 N의 15° 경사 하중을 가했을 때 임플란트에 발생하는 최대인장응력 값은 주응력 선도를 보면 1줄 나사에서는 331 N/mm², 2줄 나사에서는 271 N/mm², 3줄 나사에서는 186 N/mm²로 순차적으로 작아졌다(Fig. 8).

세 가지 모델에서 경사각에 따라 경사 하중을 가했을 때 최대응력은 Tables 5, 6과 같다.

고찰

Brånemark에 의해 골유착 개념이 도입된 이후 무치악 환자에서 임플란트 적용 이후 성공률과 범위는 점점 넓어지고 있다. 골유착 현상을 이용하는 임플란트는 구강 내 특수한 상황에서 정적 하중 및 동적 하중을 복합적으로 받게되어 생역학과 관련된 많은 문제점들이 발생될 수 있기 때문에 이를 고려한 역

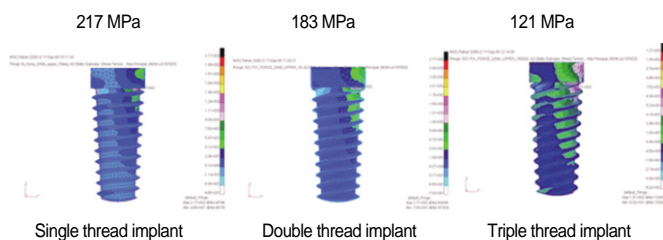


Fig. 7. Maximum principal stress in the implant under the 200 N of 15° tilting load was applied when the implant angulation is 0°.

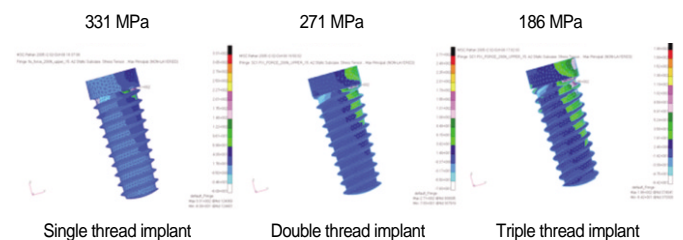


Fig. 8. Maximum principal stress in the implant under the 200 N of 15° tilting load was applied when the implant angulation is 15°.

Table 5. Von-Mises stress of the different implant types and implant angulation with 200 N of 15° tilting load (MPa)

Implant angulation	Type	Gold alloy	Abutment	Fixture	Cortical bone	Cancellous bone
0°	Single thread	102	67.1	181	127	72.7
	Double thread	102	66.3	160	137	71.6
	Triple thread	102	64.6	146	129	70.2
10°	Single thread	102	81.5	218	152	84.3
	Double thread	102	81.4	195	165	87.6
	Triple thread	102	79.5	175	154	84.8
15°	Single thread	102	82.0	237	164	91.6
	Double thread	102	81.8	213	179	95.6
	Triple thread	102	81.0	189	166	92.4

Table 6. Maximum principal stress of the different implant types and implant angulation with 200 N of 15° tilting load (MPa)

Implant angulation	Type	Gold alloy	Abutment	Fixture	Cortical bone	Cancellous bone
0°	Single thread	13.4	42.3	217	121	56.9
	Double thread	13.4	42.0	183	123	53.8
	Triple thread	13.5	42.7	121	106	54.0
10°	Single thread	17.8	66.7	292	163	70.8
	Double thread	17.8	70.2	241	177	69.0
	Triple thread	17.9	69.9	163	143	77.6
15°	Single thread	19.9	66.6	331	184	78.0
	Double thread	19.8	67.2	271	206	70.0
	Triple thread	20.0	67.6	186	163	79.2

학적 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 유한요소 분석법은 종래의 실험적 응력 측정법으로는 접근할 수 없는 난제들을 해결할 수 있는 공학적 수치 해석법으로서 주로 항공 우주산업과 공학 분야 그리고 의학 분야에서 널리 사용되고 있다. 또한 모델링(modeling)이 완성되면 하중 및 경계조건의 설정이 자유로워 구조적으로 복잡한 생체역학의 연구에 많이 이용된다. 역학적 반응을 구강 내에서 측정하는 것은 불가능하기 때문에 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어지는 구조물에 대해 유한요소법이 많이 이용되고 있다.¹³⁻¹⁵

실제 임상에서 치조골에 임플란트를 식립할 때 치아 장축에 평행한 이상적인 식립은 현실적으로 다양한 요인 즉, 치조제의 폭경과 높이, 술자의 테크닉 등에 의해 불가능하므로 임상적 기준에 맞춰 이상적인 식립 각도인 0°, 10°, 15°의 3가지 모형을 설계하였다. 임플란트 모델의 직경은 실측치를 기초로 하여 상단부에서는 4.2 mm로 시작하여 근단부로 갈수록 작아져 근단부에서는 직경 3.3 mm인 치근형 형태로 제작하였다. 임플란트 모델의 길이는 10 mm이지만 나사선 경사각이 치조골 응력 분포에 미치는 영향을 알아보기 위하여 10-9.75 mm 길이만큼 골유착된 것으로 가정하였다.

본 연구에서는 모델링 과정에서 기존의 연구들과 세 가지 다른 설정을 하였다. 첫째, 유한요소 분석법을 이용하여 임플란트와 악골의 응력분포를 연구한 논문들에서 최대 응력은 항상 치조골 상부에 나타났으며¹⁶⁻¹⁸ 본 연구에서도 같은 결과를 보였기에, 나사선 경사각에 의한 영향을 확실히 알아보기 위한 방법으로 나사선이 치조골 상방에 드러난 형태로 모델링하여 기존의 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. 둘째, 기존의 연구들과의 차이점은 경사 하중을 가하는 방법으로 기존 연구에서는 임의의 경사각으로 매식체 중심을 향해 경사 하중을 가하였는데, 이 같은 하중은 수직 및 수평 하중이 동시에 작용하는 경우를 알아보기 위한 것으로 이 경우 수평 성분과 수직 성분으로 외력을 나눌 수 있기 때문이다. 그러나 본 연구에서는 좀 더 세밀하고 정확한 응력분포를 알아보기 위하여 중심에서 0.8 mm 떨어진 곳에서 중심을 향하는 임의의 가상선에 수직을 이루면서 수직선(vertical)에 경사 15°로 외력을 가하였다. 이때 하중 성분은 z축으로 -193.2 N과 y축으로 51.764 N이었다. 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 풀립 현상이나 스크루의 파절을 발생시킬 수 있기 때문이다. 또한 임플란트와 치조골의 관점에서 살펴보면

하중이 가해질 때 임플란트가 치조골내로 더 삽입되려는 경향이나 혹은 역회전되어 임플란트가 빠지려는 현상도 중심에서 벗어난 경사 하중을 가할 때 더 개연성이 있기 때문이다. 셋째, 하악골을 실사하여 모델링한 치조골에 실제 임상에서 흔히 일어날 수 있는 경사 식립된 임플란트의 응력분산을 나사선 경사각의 변화와 조합하여 연구하였다.

본 연구결과에서 치아 장축에 평행하게 0° 로 식립된 모형에서 200 N의 수직 하중을 가하였을 때 치조골에 발생하는 등가응력의 분포를 보면, 1줄 나사의 경우 나사선이 시작하는 곳에서 최대 응력(32.63 N/mm^2)이 나타났고 아래로 내려 갈수록 응력이 조금씩 작아지는 1줄 나사의 전형적인 응력분포를 보였으며, 2줄 나사의 경우 나사가 시작되는 180° 위상이 다른 위치에서 대칭적인 응력이 나타났으며 최대응력도 약간 작은 32.2 N/mm^2 로 나타났다. 3줄 나사에서는 2줄 나사와 유사하게 120° 위상차를 갖는 시작점들에서 최대응력이 발생되었고 나사선을 따라 작아졌다. 이 경우에도 3줄 나사로 응력이 분산되기 때문에 최대 응력은 29.6 N/mm^2 로 2줄 나사보다 작은 것을 볼 수 있었다. 마찬가지로 10° 와 15° 로 경사 식립된 모형에서도 최대 응력 값이 나사선 경사각이 커지는 3줄 나사선 임플란트에서 응력분산에 유리하게 나타났다. 이는 나사선 경사각이 커지면서 줄 수가 늘어나는 임플란트가 응력분산에 효과적임을 시사한다.

등가응력은 복잡한 하중이 가해질 때 재료의 항복응력을 구하는 것으로 등가응력 값이 작을수록 응력분산에 유리한 것은 사실이지만, 본 연구에서처럼 나사선의 경사각이 치조골의 응력분산에 미치는 영향을 보기 위해서는 등가응력보다 최대 인장응력 또는 최대 압축응력에 의해 영향을 많이 받게 된다. 그러므로 다시 주응력 선도를 고찰해 보면 수직 하중을 가했을 때 치조골에서 발생하는 최대 인장응력은 1줄 나사에서는 13.5 N/mm^2 , 2줄 나사에서는 12.0 N/mm^2 , 3줄 나사에서는 15.9 N/mm^2 로 가장 크게 나타났다. 2줄 나사에서 가장 작으며 1줄 나사에서는 2줄 나사보다 더 큰 것을 볼 수 있었다. 이는 임플란트에서 보여지는 주응력 선도와 관련이 있는데, 1줄과 2줄 나사에서는 치근단 부위에, 이와 달리 3줄 나사에서는 치경부에 최대 주응력이 걸리는 것을 볼 수 있으며, 나사선 경사각이 커 하중이 가해질 때 나타나는 결과라 생각된다. 최대 인장응력 값이 클수록 치조골에 미치는 영향이 크므로 치조골에 미치는 영향을 감안한다면 2줄 나사가 가장 좋은 결과라고 볼 수 있겠지만, 10° 경사 식립 모형에서 최대 인장응력 값이 1줄 나사에서 20.6 N/mm^2 , 2줄 나사에서 20.2 N/mm^2 , 3줄 나사에서는 15.4 N/mm^2 를 나타냈고 15° 경사 식립된 경우, 최대 인장응력 값은 1줄 나사에서 24.3 N/mm^2 , 2줄 나사에서 28.6 N/mm^2 , 3줄 나사에서는 20.8 N/mm^2 로 3줄 나사선 임플란트에서 가장 적은 응력이 발생하는 것을 볼 수 있었다. 실제 임상에서 치아 장축에 평행하게 이상적으로 식립하는 경우보다 경사지게 식립하는 경우가 자주 발생하고 하중이 가해질 때 나타나는 응력 값도 크게 나오므로 더 의미가 있다고 볼 수 있겠다.

재료의 물성치와 비교해 봤을 때, 모두 항복강도 인장강도의 범위에 속하는 값들이므로 10° , 15° 로 경사지게 식립된 모델에서 크게 나타난 응력 값을 비교 분석하는 것이 유의할 것으로 생각되며, 분산 효과를 비교함에 있어 3줄 나사선 임플란트가 가장 유리한 것으로 나타났다. 3줄 나사의 경우 응력 값이 더 작아지는 것은 나사선의 기울기가 더 커지는 것을 보상하기 위해 줄 수가 늘어나기 때문에 응력이 줄어드는 것으로 생각된다. 임플란트 하단부 나사선에 나타나는 최대 인장응력 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 보여준다.

200 N의 15° 경사 하중을 가한 경우 결과를 보면, 0° 로 치아 장축에 평행하게 식립된 모형에서 치조골에 나타난 등가응력의 최대치는 1줄 나사에서 127 N/mm^2 , 2줄 나사에서 137 N/mm^2 , 3줄 나사에서는 129 N/mm^2 로 나타났다. 이 경우에도 치조골에 작용하는 주응력 선도를 검토해 보면 치조골에 작용하는 최대 인장응력의 크기는 2줄 나사에서 123 N/mm^2 , 3줄 나사에서 106 N/mm^2 로 가장 작고, 1줄 나사에서는 121 N/mm^2 로 나타났다.

15° 경사 하중이 임플란트 상부 중심으로부터 0.8 mm 떨어진 편심 하중으로 작용하므로 편심 하중에 의해 임플란트를 회전시키는 방향으로 토크가 작용하기 때문에 수직 하중의 경우보다 더 큰 인장응력이 발생되었고, 이 경우에도 치조골에 발생하는 최대 인장응력이 3줄 나사인 경우에 가장 낮게 나타났다. 한편 경사 하중에 의해 임플란트에 나타나는 최대 등가응력의 크기는 1줄 나사에서는 181 N/mm^2 로 가장 크게 나타났고 2줄 나사에서 160 N/mm^2 , 3줄 나사에서는 146 N/mm^2 로 가장 작게 나타남을 관찰할 수 있었다.

또한 10° , 15° 경사 식립된 임플란트의 경우에도 경사 하중을 가할 때 선형적 탄성을 보이면서 점진적으로 응력 값들이 증가했지만 임플란트와 치조골에서 최대 주응력 값은 3줄 나사선 임플란트가 가장 작아 우수한 응력 분산을 보여주었다.

이상의 결과들을 종합해 보면 1줄 또는 2줄 보다는 3줄 나사선 임플란트가 응력 분산 효과면에서 우수하다고 판단되고, 3줄 나사처럼 경사각이 커지면서 줄 수가 늘어나면 치조골에 작용하는 주응력 값이 오히려 감소하여 치조골에 유리한 응력 분산 효과가 나타나므로, 줄 수와 경사각을 최적화하여 조합하면 임플란트 수명 연장에 도움이 될 것으로 생각된다. 현재 임상에서 사용되는 임플란트는 수 종류에 이르며 임플란트와 지대주의 연결 방식, 나사산의 모양, 피치간의 거리, 나사산 각 등 외형들도 매우 다양하다. 그러나 임플란트 나사선의 경사각과 나사선 줄 수의 조합에 관한 응력 분포에 대한 연구는 아직 보고된 바 없어, 경사각의 차이가 응력 분포에 미치는 영향을 분석한 결과 상당한 차이가 있음을 볼 수 있었다. 향후 임플

란트의 나사선 경사각에 있어서 최적의 경사각은 얼마인지, 나사선 피치와 경사각과의 연성효과(coupling effect), 그리고 줄 수와 경사각의 조합 등에 대하여 더 많은 연구가 필요할 것이라 생각된다.

결론

본 연구에서는 임플란트 나사선의 경사각이 치조골의 응력 분포에 미치는 영향을 검토하여 응력 분산에 유리한 나사선 경사각을 알아보기 위해, 1줄 나사선 임플란트(single thread type: 경사각 3.8°)와 2줄 나사선 임플란트(double thread type: 경사각 7.7°) 그리고 3줄 나사선 임플란트(triple thread type: 경사각 11.5°)의 세 가지 경사각이 다른 모델을 세 가지 식립 각도에 따라 9가지 모델을 통해 3차원 유한 요소법으로 분석하였다.

1. 임플란트 경사 식립 각도가 클수록 치조골과 임플란트의 등가응력(von-Mises stress)과 최대 주응력이 높게 나타났다.
2. 수직하중보다 경사하중을 가할 경우 치조골과 임플란트의 등가응력과 최대 주응력이 높게 나타났다.
3. 임플란트의 나사선 줄 수가 증가할수록 응력 분산효과가 커서 등가응력과 최대 주응력의 크기가 감소되었다.
4. 치조골에 작용하는 최대 주응력의 크기는 수직 하중 시나 경사 하중 시에 3줄 나사선을 가진 임플란트가 가장 작고 다음으로 2줄 또는 1줄 나사선의 순으로 나타나 3줄 나사선의 경우가 가장 우수한 결과를 보였다.

이상의 결과는 1줄, 2줄 나사선 임플란트 보다는 3줄 나사선 임플란트가 응력 분산 효과 면에서 우수하다고 판단되고, 특히 10° 이상 경사지게 식립되어 있는 경우에도 나사선 경사각이 커지면서 줄 수가 증가할수록 치조골에서 발생하는 최대 주응력 값이 감소하여 유리한 결과가 되므로, 줄 수와 경사각을 최적화함으로써 임플란트 응력 분산에 도움이 될 것임을 시사하였다.

참고문헌

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983;50:399-410.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981;10:387-416.
3. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated

- prostheses. J Prosthet Dent 1983;49:843-8.
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. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. Int J Oral Maxillofac Implants 1988;3:85-97.
6. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1989;4:241-7.
7. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol 1998;24:80-8.
8. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:345-60.
9. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. Clin Oral Implants Res 1996;7:143-52.
10. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. A finite element survey of eleven endosseous implants. J Prosthet Dent 1990;63:457-65.
11. Siegel D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. Int J Oral Maxillofac Implants 1989;4:333-40.
12. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. J Oral Implantol 1997;23:104-11.
13. Bergman B. Evaluation of the results of treatment with osseointegrated implants by the Swedish National Board of Health and Welfare. J Prosthet Dent 1983;50:114-5.
14. Bidez MW, Chen Y, McLoughlin SW, English CE. Finite element analysis of four-abutment Hader bar designs. Implant Dent 1993;2:171-6.
15. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J Dent Res 1983;62:155-9.
16. 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;76:633-40.
17. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Alternative materials for three endosseous implants. J Prosthet Dent 1989;61:717-22.
18. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosthet Dent 1990;63:671-6.

임플란트 나사선 경사각과 식립 각도에 따른 3차원 유한요소 응력분석

서영훈¹ · 임현필¹ · 윤귀덕¹ · 윤숙자² · 방몽숙^{1*}

전남대학교 치의학전문대학원 치의학과 ¹치과보철학교실, ²구강악안면방사선학교실

연구 목적: 임플란트 나사선 경사각이 치조골의 응력분포에 미치는 영향을 검토하여 어떤 임플란트가 응력분산에 유리한지 알아보고자 하였다.

연구 재료 및 방법: 피치는 0.8 mm로 일정하게 하고 나사선의 줄(thread) 수를 다르게 하여 나사선 경사각의 변화를 준 1줄 나사선 임플란트(single thread type: 경사각 3.8°)와 2줄 나사선 임플란트(double thread type: 경사각 7.7°) 그리고 3줄 나사선 임플란트(triple thread type: 경사각 11.5°)의 세 가지 모델을 통해 3차원 유한요소 응력분석을 시행하였다. 임플란트가 치조골의 치아 장축에 대하여 0°, 10°, 15° 경사지게 식립된 것으로 가정하여 9가지 모델을 만들었다. 200 N의 수직 방향의 하중과, 200 N의 임의의 15° 경사 하중을 가한 경우에 임플란트와 치조골에서 발생된 응력분포를 3차원 유한요소법으로 분석하였다.

결과: 1. 임플란트의 경사 식립 각도가 클수록 치조골과 임플란트의 등가응력(von-Mises stress)과 최대주응력이 높게 나타났다. 2. 수직하중보다 경사하중을 가할 경우 치조골과 임플란트의 등가응력과 최대주응력이 높게 나타났다. 3. 임플란트의 나사선 줄 수가 증가할수록 응력분산 효과가 커서 등가응력과 최대주응력의 크기가 감소되었다. 4. 치조골에 작용하는 최대주응력의 크기는 수직하중 시에나 경사하중 시에 3줄 나사선을 가진 임플란트가 가장 작고 다음으로 2줄 또는 1줄 나사선의 순으로 나타나 3줄 나사선의 경우가 가장 우수한 결과를 보였다.

결론: 이상의 결과는 3줄 나사선 임플란트가 1줄 및 2줄 나사선 임플란트보다 응력분산 효과 면에서 우수하며, 10° 이상 경사지게 식립된 경우이라도 나사선 경사각이 커지면서 줄 수가 증가할수록 치조골에서 발생하는 최대 주응력 값이 감소하므로 임플란트 나사선 줄 수와 경사각을 최적화함으로써 임플란트 응력분산에 도움이 될 수 있음을 시사하였다. (대한치과보철학회지 2013;51:1-10)

주요단어: 임플란트 나사선 경사각; 임플란트 식립 각도; 3차원 유한요소 분석; 응력 분산

*교신저자: 방몽숙

500-757 광주광역시 북구 용봉로 33번지 전남대학교 치과병원 치과보철학교실

062-530-5824; e-mail, msvang@chonnam.ac.kr

원고접수일: 2012년 8월 24일 / 원고최종수정일: 2012년 11월 7일 / 원고채택일: 2013년 1월 23일

© 2013 대한치과보철학회

© 이 글은 크리에이티브 커먼즈 코리아 저작자표시-비영리 3.0 대한민국 라이선스에 따라 이용하실 수 있습니다.