

2004년 8월
박사학위논문

제4형 골질로 재생된 골에 식립한 나사형
임플란트에 대한 유한요소법적 분석



조선대학교 대학원

치 의 학 과

박 병 기

제4형 골질로 재생된 골에 식립한 나사형 임플란트에 대한 유한요소법적 분석

Finite element analysis on screw type implant
in the type IV regenerated bone

2004년 8월

조선대학교 대학원

치 의 학 과

박 병 기

제4형 골질로 재생된 골에 식립한 나사형
임플란트에 대한 유한요소법적 분석

지도교수 김 병 옥

이 논문을 치의학 박사학위 논문으로 제출함

2004년 4월

조선대학교 대학원

치 의 학 과

박 병 기

박병기의 박사학위논문을 인준함.

위원장 연세대학교

교수

蔡朴

奎彝



위원 경희대학교

교수

朴善

元秀



위원 조선대학교

교수

姜金

元秀 官



위원 조선대학교

교수

金秉

王



2004년 월 일

조선대학교대학원

목 차

ABSTRACT

I. 서 론	1
II. 연구 재료 및 방법	4
III. 연구결과	11
IV. 총괄 및 고안	15
V. 결 론	19
참고문헌	21

표 목 차

Table 1. Numbers of node and element	8
Table 2. Material properties	9
Table 3. Maximum value of the Von-Mises stress according to load points and surrounding bone quality under the vertical load. (unit: MPa)	12
Table 4. Maximum value of the Von-Mises stress according to load points and surrounding bone quality under the lateral load. (unit: MPa)	14

도 목 차

Fig. 1. Two dimensional section of full body	5
Fig. 2. Three dimensinal geometry of full body	5
Fig. 3. Three dimensional geometry of first molar	5
Fig. 4. Three dimensional geometry of resin	5
Fig. 5. Dimension of implant screw	6
Fig. 6. Dimension of gold screw	6
Fig. 7. Junction between the regenerated bone adjacent to screw type implant	7
Fig. 8. Three-dimensional finite element model	8
Fig. 9. Loading condition. a: 3 loading points of loading condition A, B, C. b: Axial force applied each loading condition A, B, C. c: Lateral force applied each loading condition A, B, C.	10

ABSTRACT

Finite element analysis on screw type implant in the type IV regenerated bone

Park Byung-Gi

Advisor: Prof. Kim Byung-Ock, D.D.S. Ph.D

Department of Dentistry

Graduate School of Chosun University

The present study investigated the influence of native bone quality on the transmission of occlusal forces for endosseous dental implants. Using the finite element method, the study modeled 4.1–x 11.5-mm threaded implant (*3i, USA*) placed in a 20 mm in height and 10 mm in diameter, was assumed to be 100% osseointegrated. Using ANSYS software revision 6.0, a program was written to generate a model simulating a cylindrical block section of the mandible 20 mm in height and 10 mm in diameter. The regenerated bone (bone quality type IV bone), with 4 mm in width, was made from the platform of implant to 7 mm apical along the side of implant

A load of 200N was applied at the 3 occlusal surfaces of the restoration, the central fossa (A), outside point of the central fossa with resin filling into screw hole (B), and the buccal cusp (C), at a 0 degree and a 30 degrees angle to the vertical axis of the implant, respectively. The present study used a fine grid model incorporating

elements between 250,820 and 352,494 and nodal points between 47,978 and 67,471. The results were as follows:

1. The stress values on regenerated bone-implant interface were influenced by both native bone adjacent to regenerated bone and loading type on the occlusal surface in the implant.
2. It was found that stresses were more homogeneously distributed along the side of implant when more spongy bone was present, regardless of load direction.
3. The higher stresses were generated at the 1 mm and 3 mm bone-implant interface below marginal bone.

In summary, our investigation indicates choosing the adequate surgical therapy for the implant to be placed into bone with the good quality and the adequate occlusal rehabilitation according to bone quality adjacent to implant fixture need in making a treatment planning for implant supported prosthesis.

I. 서 론

임플란트의 성공 유무를 결정하는 주요 결정인자들 중의 하나는 임플란트를 둘러싸고 있는 골에 전달된 기계적인 응력인데, 임플란트에서 주위 골로의 하중 전달은 하중의 형태, 골과 임플란트의 계면, 임플란트의 길이와 직경, 임플란트의 형태, 임플란트 표면구조, 주위 골의 양과 질에 좌우되어 달라질 수 있다.⁶⁾

현재까지 임플란트 치료에 관련된 임상연구를 살펴보면 90% 이상의 높은 생존율과 성공률이 보고되고 있었지만, 변연골이 흡수되는 것도 보고되고 있다. 이러한 흡수양상은 부적절한 구강위생과 생역학적인 요소들과 관련되어 있다고 보고되었다. 특히 생역학적인 요소들은 임플란트의 모양, 길이, 직경, 재료, 그리고 표면특성과 같이 임플란트와 관련된 것과 골질, 교합력 그리고 환자의 전신 상태와 같이 환자와 관련된 것 2 가지 요소와 관련될 수 있다.²³⁾

Skalak²²⁾은 저작과 같은 기능적인 힘이 임플란트에 전달되어 임플란트를 둘러싸고 있는 골에 응력을 가할 수 있어 생역학적인 작용이 임플란트 주위 골의 수명에 중요한 역할을 한다고 하였는데, 너무 많은 응력은 골흡수를 초래하여 궁극적으로는 임플란트가 느슨해질 수 있다.

골질과 관련된 임상적 연구로서, 임상가들은 임플란트를 식립할 때 고정체가 식립될 부위에 충분한 양의 골이 존재하지 않을 경우에는 차단막의 사용^{20,21)}, 각종 이식재들^{16,17,24,25)}, 또는 조직공학개념^{11,28)}을 이용하여 임플란트를 식립하기에 충분한 부피의 골 또는 적절한 골질을 얻도록 수술을 시행하고 있다. 최근 Proussaefs 등¹⁶⁾은 골결손부에 골유도재생술을 시행하여 II형에서 IV형의 골질까지 다양한 골질로 재생된다고 보고하였는데, 일반적으로 골질이 좋지 않은 부위에 임플란트가 식립된 경우 성공률이 감소된다고 보고

되었다. 따라서 임플란트의 장기간의 예후를 판단하기 위하여 Jaffin과 Berman¹⁰⁾, 그리고 Tada 등²³⁾은 수술 전에 골질을 측정하는 것이 중요하다고 하였고, Mish 등¹⁴⁾은 골질에 따라 표면처리가 다르게 된 임플란트를 식립할 것을 제안하였다.

유한요소법은 기하학적으로 복잡한 구조의 모형을 만들 수 있기 때문에 응력과 변위를 측정하는데 이용되어 왔는데³⁾, 임플란트학에서도 보철물에 가해지는 다양한 하중이 임플란트에 끼치는 결과를 이해하기 위해서 임플란트와 계면 조직에서 나타나는 역학적인 면을 예측하기 위하여 유한요소분석방법이 이용되어 왔다. 이 연구에서도 임플란트 보철물에 가해지는 수직하중과 경사하중하에서 임플란트와 주위 계면조직에서의 응력집중 양상을 분석하기 위하여 유한요소분석방법을 이용하였다. 임플란트에서 응력을 분석하기 위해서 2차원 유한요소 응력분석법과 3차원 유한요소 응력분석법이 사용되어 왔는데 응력을 분석하는데 있어서 3차원 분석법이 보다 더 정확하다고 보고되었다. 임플란트 영역에서 유한요소법을 이용한 선학들의 연구를 살펴보면, Clift 등⁴⁾은 임플란트 경부에 골질이 좋아야 한다고 보고였으며, Clift 등⁵⁾은 임플란트 끝이 약간 가늘어지고 골의 내성장과 하중전달을 고려하여 깊은 동심상의 흄을 가진 새로운 형태의 임플란트를 개발한 후 Branemark 형태의 임플란트와 응력분포를 비교하면서 이러한 새로운 형태의 임플란트는 측방하중에서 응력이 감소되므로 해서 경부에서 골흡수를 감소시키는데 도움이 될 것이다라고 보고하였다. Holmes와 Loftus⁸⁾는 골질이 임플란트의 응력분포에 영향을 끼친다고 보고하였으며, Meyer 등¹³⁾은 골이 위축된 상악골에서 골높이와 골질 응력분포에 관한 연구를 시행하여 응력은 골 높이보다는 골질에 더 영향을 받는다고 보고하였으나, Fanuscu 등⁷⁾은 상악동 이식과 함께 후방부 위에 식립된 임플란트를 둘러싸고 있는 이식된 골, 망상골 그리고 피질골내에서의 유한요소법적 분석에서 하중분포에 영향을 끼치는 것은 골 변화보다는 하중의 형태라고 상반된 보고를 하였다. 그리고, Pierrisnard 등¹⁵⁾은 즉시하중에 어울리는 임플란트를 개발하기 위하여 유한요소법적 분석을 하였는

데 pin implant는 초기 안정성이 expanding implant 보다 더 컸으나 expanding implant가 보다 더 양호한 응력분포를 나타낸다고 보고하였고, Tada 등²³⁾은 저밀도의 망상골을 가진 악골에서는 긴 나사형의 임플란트를 선택하는 것이 좋을 수 있다고 제안하였으며, 하중의 방향과는 무관하게 골내의 von Mises stress는 망상골 밀도의 감소와 함께 증가한다고 보고하였다.

이와 같이 선학들의 연구에 의하면 임플란트 고정체 주위의 골질이나 하중의 방향에 따라 그 응력분포가 다르다고 보고되었으나 재생된 골에 임플란트를 식립했을 때의 연구는 미미한 바, 이 연구에서는 나사형 임플란트가 IV형 골질로 재생된 골내에 식립된 경우에서 재생된 골을 둘러싸고 있는 자연골의 골질이 응력분포에 끼치는 영향을 평가하고자 유한요소법적으로 분석하는 것이다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

1) 실험모형

이 연구에서는 I형, II형, III형의 골질로 둘러싸여 있는 IV형 골질로 재생된 골내에 식립된 나사형 임플란트 보철물에 200N의 수직하중과 30°경사하중을 가할 때 임플란트 고정체와 인접한 재생된 골 계면에서 발생된 응력을 분석하기 위하여 직경 4.1 mm, 길이 11.5 mm의 Osseotite (3i, USA)와 유사한 임플란트 모형을 제작하였다.

임플란트와 골의 모형은 3차원 computer aided design (CAD) 프로그램인 Iron CAD Ver 6.0 (IronCAD LLC, USA)를 이용하여 모델링하였고, 모델링시 임플란트를 중심으로 좌우 10 mm, 그리고 전체 길이 20 mm의 하악 골 형태를 재현하였으며 치관은 제1대구치 형태와 유사하게 제작하였다. 임플란트와 골, 치관, 레진 그리고 gold screw의 세부적인 수치는 Fig. 1에서 6까지 제시되어 있다.

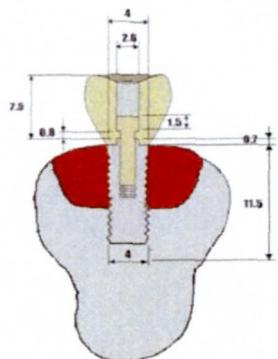


Fig. 1. Two dimensional section
of full body

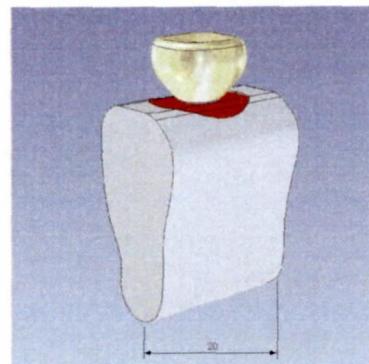


Fig. 2. Three dimensional geometry
of full body



Fig. 3. Three dimensional geometry
of first molar



Fig. 4. Three dimensional geometry
of resin of first molar

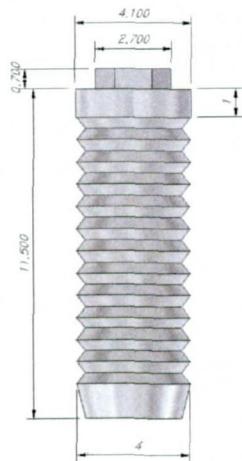


Fig. 5. Dimension of implant screw

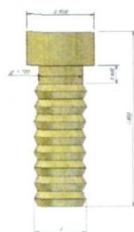
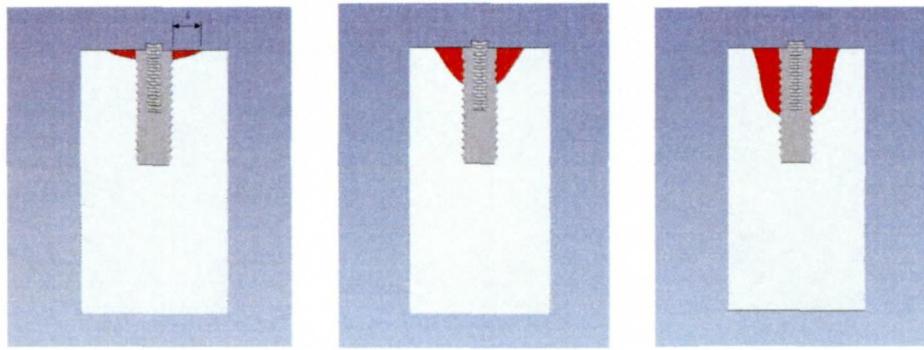


Fig. 6. Dimension of gold screw

2) 골의 형상

임플란트 주위 골은 수평방향으로 임플란트의 최상단 platform 주위 4 mm까지, 그리고 임플란트 장축을 따라 하방으로 측면을 따라 1 mm 간격으로 7 mm까지 IV형의 골질로 재생된 것으로 가정하였고, 재생된 골은 각각 I형, II형, III형의 골질로 둘러싸여 있다고 가정하고 모델링하였다.



a. 1 mm below MB b. 3mm below MB c. 7 mm below MB

Fig. 7. Junction between the regenerated bone (red color) adjacent to screw type implant and the native bone type I or type III bone (light sky blue color). MB: marginal bone

2. 연구방법

1) 유한요소 모델의 형성

Iron CAD에서 모델링한 3D Geometry를 ANSYS Program Ver 7.0 (Ansys, Inc, USA)로 받아들여 격자를 생성하였다. 격자 형성시 각각의 모델에 대하여 요소 (element)와 절점 (node)의 수가 크게 벗어나지 않게 하여 일관성을 같게 하였고, 유한요소는 8절점의 삼각뿔 요소를 사용하였다 (Table 1) (Fig. 7).



Fig. 8. Three-dimensional finite element model

Table 1. Numbers of node and element

	Node	Element
0 mm	50,552	264,186
1mm below MB	48,453	251,688
2mm below MB	47,978	250,820
3mm below MB	67,471	352,494
4mm below MB	60,691	320,670
5mm below MB	59,996	316,102
6mm below MB	52,639	274,312
7mm below MB	52,745	276,470

MB : marginal bone

2) 물성치

유한요소법을 이용한 응력분석법은 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모형의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(homogeneity),

재료의 특성은 3방향으로 동일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위정도에는 무관하다는 선형 탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다.

설계된 모형에 대한 유한요소분석을 수행하는데 필요한 재료의 물성치인 탄성계수(Young's modulus: E)와 포와송의 비 (Poisson's ratio: ν)는 선학^{1,14)}의 자료를 참고하여 이용하였는데, 골질은 나무 재질에 따른 4가지 분류법⁴⁾ 즉, 골질 D1은 참나무 또는 단풍나무 재질, 골질 D2는 침엽수, 골질 D3은 열대성 방사목 그리고, 골질 D4는 스티로폼 또는 부드러운 열대성 방사목과 같은 재질로 가정하여 4가지 형태로 구분하였고, 각각의 물성 및 탄성을 컴퓨터에 입력하여 응력분포를 평가하였다 (Table 2).

Table 2. Material Properties

Materials	Young's Modulus*	Possion's Ratio
Type 1 (Oak Tree)	12,560	0.3
Type 2 (Needle-leaf Tree)	12,400	0.3
Type 3 (Balsa Wood)	3,170	0.3
Type 4 (Styroform)	2,550	0.3
Ti6Al4V (Implant)	115,000	0.35
Crown	96,600	0.35
Composite Resin	9,700	0.35
Abutment Screw	115,000	0.35

*: Unit : MPa

3) 하중조건

하중점 A점은 치관 중심와에 해당하는 부위로 나사산 입구는 콤포지트 레진으로 충전하였으며, B점은 나사산 입구를 채운 레진을 벗어난 바로 바깥 부위의 금 교합면에 해당하는 부위, 그리고 C점은 협측 교두에 해당하는 부위이며, 각

하중점에 대한 하중조건은 200N의 수직하중과 200N의 30° 경사하중을 각각 작용하도록 하였다.(Fig. 8)

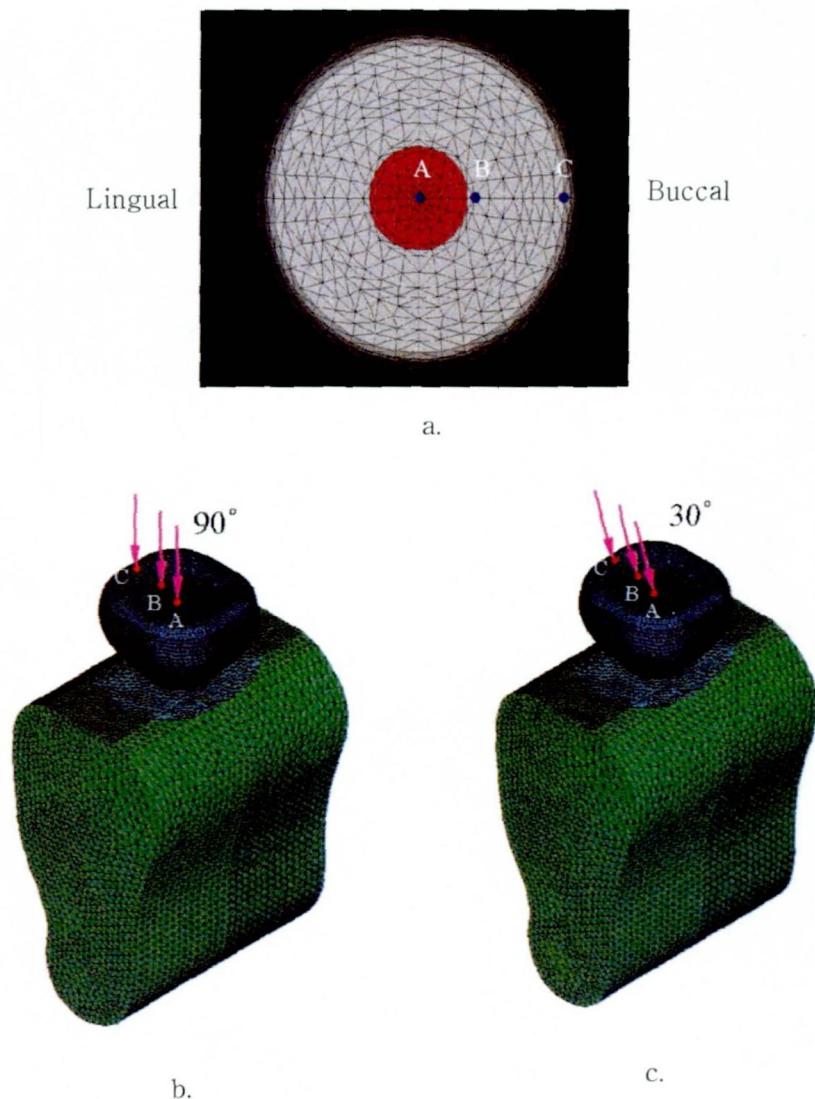


Fig. 9. Loading condition. a: 3 loading points of loading condition A, B, C, b: Axial force applied each loading condition A, B, C, c: Lateral force applied each loading condition A, B, C.

III. 연구결과

이 연구는 나사형 임플란트 (직경 4.1 mm, 길이 11.5 mm, Osseotite 3i, USA)가 IV형의 골질로 재생된 골내에 식립된 모형을 이용하였다. 재생된 IV형의 골은 4 mm 폭으로 재생된 것으로 설계하였으며 재생된 골은 각각 I형, II형, 그리고 III형의 자연골로 둘러싸여 있도록 설계하였다. 그리고 3가지 하중점에서 수직하중과 경사하중을 가한 후 재생된 골과 임플란트 사이의 계면에서 응력분포를 3차원적 유한요소 방법으로 분석하여 다음과 같은 결과들을 얻었다.

1) 수직하중을 가한 경우의 응력분포

(1) 재생된 IV형 골이 I형과 II형 골로 둘러싸인 경우

재생된 IV형 골이 I형과 II형 골로 둘러싸인 경우에는 응력 크기가 유사하게 나타났다. 임플란트 보철물의 3가지 하중점에 가해진 응력은 치관 중심 와에서부터 교두부위로 향할수록 커졌으며 (Table 3, Fig. 9), 임플란트 측면을 따라 재생된 골의 깊이가 깊어짐에 따라 응력은 감소되는 경향을 나타냈으나 임플란트 상방 1/2 부위에 비해 동질성을 나타냈다. 그러나, 변연골 1 mm와 3 mm 하방 부위에서는 예외적으로 응력이 집중되는 양상을 나타냈다. 재생된 골이 I형과 II형의 자연골로 둘러싸인 경우의 응력분포는 서로 유사하였던 바 I형 골로 둘러싸인 그림만 제시하였다.

(2) 재생된 골이 III형의 골질로 둘러싸인 경우

재생된 IV형 골이 I형과 II형 골로 둘러싸인 경우에 비하여 III형의 골로 둘러싸인 경우는 응력 크기가 현저하게 감소된 양상을 나타났다. 임플란트 보철물의 3가지 하중점에 가해진 응력은 치관 중심와에서 부터 교두부위로 향할수록 커졌으며 (Table 3, Fig. 10), 임플란트 측면을 따라 재생된 골의 깊이가 깊어짐에 따라 응력은 동질성으로 분포되는 경향을 나타냈다. 그러나, 변연골 3 mm 하방에서 응력에 있어 약간의 변화가 보이나 I형과 II형의 골질로 둘러싸인 경우처럼 커다란 변화는 보이지 않았다.

Table 3. Maximum value of the Von-Mises stress according to load points and surrounding bone quality under the vertical load (unit: MPa)

Regenerated bone (Type IV)	Surrounding bone quality								
	Type I			Type II			Type III		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
0 mm	7.235	19.636	47.397	7.194	19.51	47.093	4.324	9.709	22.679
1 mm below MB	7.525	19.352	46.078	7.462	19.168	45.633	4.145	9.61	22.466
2 mm below MB	3.539	10.017	24.261	3.502	9.918	24.02	3.986	9.634	22.532
3 mm below MB	7.557	17.036	37.788	7.557	17.036	37.788	4.097	10.711	25.02
4 mm below MB	3.902	8.241	20.564	3.875	8.249	20.572	4.087	9.237	21.473
5 mm below MB	4.498	9.387	23.174	4.466	9.394	23.18	4.04	9.24	21.49
6 mm below MB	4.18	8.513	21.035	4.151	8.518	21.04	4.04	9.24	21.49
7 mm below MB	3.211	9.343	22.985	3.191	9.348	22.989	4.09	10.058	23.395

MB : Marginal bone, A: at the central fossa, B: at the outside point of the central fossa with resin filling into screw hole, C: at the buccal cusp

2) 30° 경사하중을 가한 경우의 응력분포

(1) 재생된 IV형 골이 I형과 II형 골로 둘러싸인 경우

재생된 IV형 골이 I형과 II형 골로 둘러싸인 경우에는 응력 크기가 유사하게 나타났다. 임플란트 보철물의 3가지 하중점에 가해진 응력은 치관 중심 와에서 부터 교두부위로 향할수록 감소되는 경향을 나타냈으며 (Table 4, Fig. 11), 임플란트 측면을 따라 재생된 골의 깊이가 깊어짐에 따라 응력은 감소되는 경향을 나타냈으나 임플란트 상방 1/2 부위에 비해 동질성을 나타냈다. 그러나 변연골 1 mm 와 3 mm 하방 부위에서는 예외적으로 응력이 집중되는 양상을 나타냈다.

(2) 재생된 IV형 골이 III형의 골질로 둘러싸인 경우

재생된 IV형 골이 I형과 II형 골로 둘러싸인 경우에 비하여 III형의 골로 둘러싸인 경우는 응력 크기가 현저하게 감소된 양상을 나타났다. 임플란트 보철물의 3가지 하중점에 가해진 응력은 치관 중심 와에서 부터 교두부위로 향할수록 감소되었으며 (Table 4, Fig. 12), 임플란트 측면을 따라 재생된 골의 깊이가 깊어짐에 따라 응력은 감소되는 경향을 나타냈으나 전반적으로 동질성을 나타냈다. 그러나 변연골 3 mm 하방에서 응력에 있어 약간의 변화가 보이나 I형과 II형의 골질로 둘러싸인 경우처럼 커다란 변화는 보이지 않았다.

Table 4. Maximum value of the Von-Mises stress according to load points and surrounding bone quality under the lateral load (unit: MPa)

Regenerated bone (Type IV)	Surrounding bone quality								
	Type I			Type II			Type III		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
0 mm	43.334	32.366	10.627	43.087	32.19	10.583	22.764	17.62	7.276
1 mm below MB	44.067	33.62	12.831	43.645	33.304	12.733	20.795	16.123	6.91
2 mm below MB	20.362	15.81	6.892	20.157	15.653	6.828	21.016	16.324	6.876
3 mm below MB	39.037	30.8	14.546	39.037	30.8	14.546	24.359	18.869	7.773
4 mm below MB	21.187	16.29	7.195	21.197	16.299	7.135	22.121	17.255	7.379
5 mm below MB	22.348	17.151	7.188	22.353	17.157	7.13	22.844	17.739	7.427
6 mm below MB	21.704	16.686	6.732	21.707	16.69	6.679	22.006	17.091	7.165
7 mm below MB	21.435	16.53	6.633	21.437	16.533	6.636	21.619	16.819	7.395

MB: marginal bone, A: at the central fossa, B: at the outside point of the central fossa with resin filling into screw hole, C: at the buccal cusp.

IV. 총괄 및 고안

임플란트를 유지할 가능성이 있는 골을 판단하는데 있어서 (1) 피시술자의 대사작용 상태, (2) 임플란트를 식립할 부위에 기능적인 부하의 부여 기왕력, (3) 임플란트 식립 1차 수술시의 외과적 외상의 정도, (4) 치유 기간동안 주변의 국소적인 유기물 인자에 대한 반응, 그리고 (5) 보철 수복 후 기능시 임플란트의 생역학적 문제와 같은 중요한 요인들이 존재하는데¹⁴⁾, 이 연구에서는 재생된 골에 식립된 임플란트 주위 골에서의 임플란트 깊이에 따른 응력분포를 평가하고자 유한요소법 분석을 시행하였다.

3차원 분석방법의 정확성은 수학적인 모델내에서 요소 (element)와 절 (node)의 수에 비례한다고 보고³⁾되었는데, 이 연구에서 요소는 250,820개에서 352,494개까지, 그리고 절은 47,978개에서 67,471개까지 매우 미세하게 격자를 만들었다.

Wang 등²⁶⁾은 임플란트 보철물을 제작하기 위하여 사용된 금이나 합성수지와 같은 여러 재료들에 대한 유한요소법적 분석에 의하면 이러한 재료들은 임플란트 주위 응력에 유의한 효과를 나타내지 못한다고 보고한 바 이 연구에서는 합성수지, 금 나사를 이용하여 모델링하였다.

골의 기본 구조는 치밀골과 망상골이 기계적인 장점을 가질 수 있는 분포를 지닌다. 골의 크기와 모양은 유전적이고 환경적인 인자의 상호작용에 의해 결정된다¹⁴⁾. 골은 250 psi에서 적절하게 유지되며 700 psi 이상에서는 골의 병적인 흡수가 일어나며, 골위축은 200 psi 이하에서 나타난다고 보고¹⁸⁾되었으며, Clift 등⁴⁾은 임플란트 경부 주위의 골은 하중을 가하기 전에 9 내지 18 MPa의 응력에 저항할 수 있는 좋은 골질을 가지고 있는 것이 중요하다고 보고하였다.

이 연구에서 사용된 하중은 200N의 수직하중과 경사하중을 가했는데, 임

플란트나 틀리가 없으면서 대합치가 정상인 환자들에 있어서 치아장축에 평행한 수직교합력은 100N에서 2,400N으로 보고되었으나, 정확한 교합력의 수치는 구강내 위치, 음식의 형태, 저작과 연하, 환자의 구강기능의 정도, 그리고 환자의 악습관의 존재 유무에 따라 좌우된다.²⁷⁾

임플란트 보철물에 가해진 하중에 따른 유한요소법적 분석에 의하면 망상골내에서는 임플란트의 하단부 주위에, 그리고 피질골과 임플란트의 접촉부 위에 응력이 최대로 집중되는 것으로 보고되었다.^{6,12,19)} 응력과 골흡수에 관한 연구를 살펴보면 Meijer 등¹²⁾은 응력이 너무 많으면 골이 흡수되어 결국에는 임플란트의 동요가 초래될 수 있다고 보고하였으나, Reiger 등¹⁸⁾은 11 종류의 임플란트를 유한요소법으로 분석하여 낮은 응력도 높은 응력만큼이나 문제가 될 수 있으며, 작은 임플란트가 골에 전달되는 응력을 증가시키지만 넓은 임플란트도 좋은 임플란트는 아니다라고 보고하였다. 그리고 Clift 등⁴⁾은 임플란트 경부 주위의 골은 하중을 가하기 전에 9 내지 18 MPa의 응력에 저항할 수 있는 좋은 골질을 가지고 있는 것이 중요하다고 보고하였다.

선학들의 연구에 의하면 임플란트 고정체 주위의 골질이나 하중의 방향에 따라 그 응력분포가 다르다고 보고되었으나 재생된 골내에 임플란트를 식립했을 때의 응력분포에 관한 연구는 미미한 바, 이 연구에서는 나사형 임플란트가 IV형 골질로 재생된 골내에 식립된 경우에 재생된 골을 둘러싸고 있는 자연골의 골질이 응력분포에 끼치는 영향을 평가하고자 유한요소법적으로 분석하였다.

이 연구에서 재생된 골이 I형과 II형 골질에 둘러싸인 경우 임플란트와 골계면에 나타난 응력치의 변화를 살펴보면 하중의 방향에 무관하게 유사하게 변하였는데 이것은 두 골질의 탄성계수가 유사하기 때문으로 사료된다.

임플란트 보철물에 가해지는 하중의 방향에 따른 응력치 변화를 살펴보면, 재생된 골에 인접한 자연골의 골질에 따라 응력치가 크게 변하였다. 재생된 골이 I형과 II형의 골질로 둘러싸인 경우에서 수직하중이 가해진 경우의 하중치는 중심와에서 교두부위로 향할수록 증가되었으며, 재생된 골의 깊이가 깊

어질수록 임플란트 측면을 따라 감소되는 경향을 나타냈으나 변연골에서 4 mm 이하에서는 임플란트 상방 1/2 부위에 비해 동질성을 나타냈다. 그러나, 임플란트 보철물에 경사하중이 가해진 경우의 하중치는 수직하중이 가해졌을 때와 상반된 양상을 나타했는데, 중심와에서 교두부위로 향할수록 감소되었으며 변연골에서 4 mm 이하에서는 임플란트 상방 1/2 부위에 비해 동질성을 나타냈다.

한편, 재생된 골이 III형의 골질로 둘러싸인 경우에서 하중치는 I형과 II형 골로 둘러싸인 것과 비교해 볼 때 현저하게 감소된 양상을 나타냈다. 수직하중이 가해진 경우의 하중치는 중심와에서 교두부위로 향할수록 증가된 반면, 경사하중이 가해진 경우에는 감소되었다. 그리고, 하중방향에 상관없이 재생된 골의 깊이가 깊어질수록 하중치는 임플란트 측면을 따라 전체적으로 동질성을 나타냈다. 이러한 현상은 재생된 골이 많을수록 하중치는 큰 변화없이 분포되고 있는데 스폰지 골이 많을수록 응력이 보다 더 동질성으로 분포된다 고 한 Meyer 등¹³⁾의 연구결과와 유사하였다.

저작력이 임플란트의 장축을 따라 경사하중이 가해진다면 굽힘모멘트가 발생되어 임플란트 프랫폼의 일부와 임플란트 말단부위에 하중을 받게되며 임플란트와 골조직 양쪽에 높은 응력이 발생하게 되는데²⁾, 이 연구에서도 중심와에서 멀어진 수직하중이 가해지는 경우 8배 이상의 높은 하중이 발생되었다. 반면, 중심와에 경사하중이 가해진 경우 응력이 임플란트 경부에 집중되는 양상을 나타냈으나 중심와에서 멀어진 경사하중은 감소되는 양상을 나타냈는데 자연골의 골질에 따라 7배 이상의 변화를 보였다. Fanuscu 등⁷⁾은 하중분포에 영향을 끼치는 것은 골 변화보다는 하중의 형태라고 보고하였으며 측방하중으로부터 발생된 응력은 수직하중의 응력보다 약 11배 정도 크다고 보고하였다. 이 연구결과는 Fanuscu 등⁷⁾이 보고한 것처럼 하중치가 측방하중에서 크게 나타났으나, 재생된 골에 인접한 자연골의 골질과 하중의 형태에 좌우되어 하중의 분포 경향이 다르게 나타났다.

또한, 이 연구 결과에서 변연골 3 mm 하방에서 응력이 집중되는 양상을

나타냈는데 이러한 현상은 Fin type 임플란트를 유한요소법적으로 분석한 김 등¹⁾의 연구와 유사하였는데, 임플란트 내부의 gold screw에 가해지는 하중과 변연골 3 mm 하방에서 나타난 하중이 합쳐져서 나타난 양상으로 사료된다.

유한요소법적 분석은 임플란트의 표면처리방법은 무시하며 골과 임플란트 사이에 100%의 골융합이 일어났다는 전제하에서 연구가 진행되며 모델 분석에 필요한 여러 매개변수에 매우 민감하게 반응하는데, 골침착이나 흡수를 자극하는 하중의 크기나 방향에 대해서는 아직도 연구가들 사이에서 논쟁거리가 되고 있지만 응력이 골개조의 피드백 기전에 중요한 역할을 한다는 것에는 대부분의 연구가들이 동의하고 있다.¹⁸⁾

임플란트에 관한 임상연구에서 성공률이 높다고 보고된 이래로, 부분무치 악 환자들을 치료하는데 있어서 하나의 치료방법으로서 임플란트에 의해 유지되는 고정성 보철물이 제작되고 있으나, 임플란트 실패 원인으로서 바람직 하지 못한 하중조건, 그리고 불량한 골질 등이 보고되고 있으며, 임상적으로 성공적인 임플란트의 경우에서도 골과 임플란트의 직접적인 접촉은 10% 정도에 그치며 50 um이내 거리에 있는 계면도 30% 정도라고 보고되었다.¹⁴⁾

본 연구는 나사형 임플란트가 IV형 골질로 재생된 골에 식립된 경우에 임플란트와 재생된 골 계면에서 임플란트 깊이에 따른 응력분포를 평가하고자 유한요소법 분석을 시행한 결과 재생된 골에 인접한 자연골의 골질과 하중의 방향이 응력분포에 영향을 끼치는 것으로 나타났다. 향후에는 임플란트의 표면처리 양상과 골융합 상태를 포함하여 보다 더 임상적인 상황을 고려한 유한요소법적 연구가 필요하리라 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 직경 4.1 mm, 길이 11.5 mm의 나사형 임플란트 (Osseotite, 3i, USA)가 IV형의 골질로 재생된 골에 식립되어 있으며 인접한 자연골은 I형, II형, III형의 골질로 둘러싸여 있는 모형을 제작한 후, 이 계면에서 나타나는 응력의 분포양상을 조사하였다.

4 mm 폭으로 재생된 골은 임플란트의 프랫폼에서 하방으로 7 mm까지 재생된 것으로, 그리고 임플란트와 골은 100% 융합된 것으로 간주하고 모델링하였다.

임플란트와 골의 모형은 3차원 computer aided design (CAD) 프로그램인 Iron CAD Ver 6.0, (IronCAD LLC, USA)를 이용하여 모델링하였고, 모델링 시 임플란트를 중심으로 좌우 10 mm, 그리고 전체 길이 20 mm의 하악 골 형태를, 그리고 치관은 제1대구치 형태와 유사하게 제작하였다.

골내에 식립된 나사형 임플란트 보철물에 200N의 수직하중과 30 °경사하중을 가할 때 임플란트 고정체와 인접한 재생된 골 계면에서 발생된 응력을 3차원적인 유한요소방법(ANSYS Program Ver 7.0, Ansys, Inc, USA)으로 분석하여 다음과 같은 결과들을 얻었다.

1. 재생된 골과 임플란트 계면에 나타난 하중치는 하중의 방향과 재생된 골에 인접한 자연골의 골질에 영향을 받았다.
2. 하중은 I하중방향에 상관없이 V형의 재생된 골이 많을수록 임플란트 측면을 따라 동질성을 나타냈다.
3. 하중은 변연골 하방 1 mm 부위와 3 mm 계면 부위에서 집중되는 양상을 나타냈다.

이상의 연구결과를 살펴볼 때, 재생된 골과 임플란트 계면에 발생되는 하중은 재생된 골을 둘러싸고 있는 자연골과 하중의 방향에 영향을 받기 때문에 임플란트 치료계획을 설정할 때는 골질이 좋은 부위에 식립할 수 있는 수술방법을 선택하고 골질에 따른 교합설정이 필요하리라 사료된다.

참 고 문 헌

1. 김수관·전창길·황갑운·김병옥. "Fin type 임플란트 고정체의 유한요소법적 응력분석." 『대한구강악안면외과 학회지』 **29(1)** : 14-25, 2003.
2. 김영수·조인호·정성민·임성빈 공역. "Esthetic Implant Dentistry: Soft and Hard Tissue Management," 정원사, 2001, pp48-67.
3. Clelland, N. L. Ismail, Y. H. Zaki, H. S. Pipko, D.. "Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis in and Around the Screw-Vent Implant," *Int J Oral Maxillofac Implants* **6** : 391-398, 1991.
4. Clift, S. E. Fisher, J. Watson, C. J.."Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: effect of variations in bone modulus." *Proc Instn Mech Engrs* **206** : 233-241, 1992.
5. Clift, S. E. Fisher, J. Watson, C. J.. "Stress and strain distribution in the bone surrounding a new design of dental implant: a comparison with a threaded Branemark type implant." *Proc. Instn Mech. Engrs, Part H*, **207** : 133-138, 1993.
6. Duyck, J, Naert, I.E. Van Oosterwyck, H. Van der Sloten, J. et al.. "Biomechanics of oral implants: a review of the literature." *Technol Health Care* **5(4)** : 253-273, 1997.
7. Fanuscu, M.I. Vu, H.V. Poncelet, B.. "Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis." *J Oral Implantol* **30(2)** : 59-68. 2004.
8. Holmes, D. C. Loftus, J, T.. "Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants." *J Oral Implantol* **23(3)** : 104-11. 1997.

9. Huang, H. M. Lee, S. Y. Yeh, C. Y. Lin, C. T.. "Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach." *Clin Oral Implants Res* **13(1)** : 65–74. 2002.
10. Jaffin, R. A. Berman, C. L.. "The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis." *J Periodontol* **62** : 2–4, 1991.
11. Kawase, T. Okuda, K. Wolff, L. F. Yoshie, H.. "Platelet–Rich Plasma–Derived Fibrin Clot Formation Stimulates Collagen Synthesis in Periodontal Ligament and Osteoblastic Cells In Vitro." *J Periodontol* **74** : 858–864, 2003.
12. Meijer, H. J. A. Kuiper, J. H. Starmans, F. J. M. Bosman, F.. "Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible." *J Prosthet Dent* **68** : 96–102, 1992.
13. Meyer, U. Vollmer, D. Runte, C. Bourauel, C. et al.. "Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis." *J Maxillofac Surg* **29(2)** : 100–105. 2001.
14. Misch, C. E.. «CONTEMPORARY IMPLANT DENTISTRY» 2nd ed. Mosby 1999 pp14, 399–353, 381–396, St Louis, London, Philadelphia, Sydney, Toronto.
15. Pierrisnard, L. Hure, G. Barquins, M. Chappard, D.. "Two dental implants designed for immediate loading: a finite element analysis." *Int J Oral Maxillofac Implants* **17(3)** : 353–62. 2002.
16. Proussaefs, P. Lozada, J. Kleinman, A. et al.. "The Use of Titanium–Mesh in Conjunction with Autogenous Bone Graft and

- Inorganic Bovine Bone Mineral (Bio-Oss) for Localized Alveolar Ridge Augmentation: A Human Study." *Int J Periodontics Restorative Dent* **23** : 185–195, 2003.
17. Reynolds, M. A. Bowers, G. M.. "Fate of Demineralized Freeze-Dried Bone Allografts in Human intrabony Defects." *J Periodontol* **67** : 150–157, 1996.
 18. Reiger, M.R. Adams, W.K. Kinzel, G.L.. "A finite element survey of eleven endosseous implants." *J Prosthet Dent* **63** : 457–465, 1990.
 19. Siegele, D. Soltesz, U.. "Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone." *Int J Oral Maxillofac Implants* **4** : 333–340, 1989.
 20. Simion, M. Baldoni, M. Rossi, P. et al. "A Comparative Study of the Effectiveness of a e-PTFE Membranes With and Without Early Exposure During the Healing Period." *Int J Periodontics Restorative Dent* **14** : 167–180, 1994.
 21. Simion, M. Trisi, P. Piattelli, A.. "GBR With an e-PTFE Membrane Associated With DFDBA: Histologic and Histochemical Analysis in a Human Implant Retrieved After 4 Years of Loading." *Int J Periodontics Restorative Dent* **16** : 339–347, 1996.
 22. Skalak, R.. "Biomechanical considerations in osseointegrated prosthesis." *J Prosthet Dent* **49** : 843–848, 1983.
 23. Tada, S. Stegaroiu, R. Kitamura, E. Miyakawa, O. et al.. "Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis." *Int. J Oral Maxillofac Implants* **18(3)** : 357–68. 2003.

24. Valentini, P. Abensur, D.. "Maxillary Sinus Floor Elevation for Implant Placement With Demineralized Freeze-Dried Bone and Bovine Bone (Bio-Oss): A clinical study of 20 Patients." *Int J Periodontics Restorative Dent* **17** : 233–241, 1997.
25. Valentini, P. Abensur, D. Densari, D., et al.. "Histological evaluation of Bio-Oss® in a 2-stage sinus floor elevation and implantation procedure. A human case report." *Clin Oral Impl Res* **9** : 59–64, 1998.
26. Wang, T. M. Leu, L. J. Wang, H. S. Li, L. D.. "Effects of Prosthesis Materials and Prosthesis Splinting on Peri-implant Bone Stress Around Implants in Poor-Quality Bone: A Numeric Analysis." *Int J Oral Maxillofac Implants* **17** : 231–237, 2002.
27. Worthington, P. Lang, B. R. Bubenstein, J. E.. "Osseointegration in Dentistry, An Overview" 2nd ed. Quintessence books 2003 Chicago, Berlin, Tokyo, copenhagen, London, Paris, Milan, Barcelona, Istanbul, Sao Paulo, New Delhi, Moscow, Prague, and Warsaw pp56.
28. Yazawa, M. Ogata, H. Kimura, A. Nakajuma T et al.. "Basic Studies on the Bone Formation Ability by Platelet Rich Plasma in Rabbits" *J Craniofac Surg* **15(3)** : 439–446, 2004.