

2005년 8월
박사학위논문

임플란트를 둘러싸고 있는 IV형의
재생된 골과 자연골 사이의 경계부에
대한 유한요소법적 분석

조선대학교 대학원

치의학과

손경준

2005년 8월 박사학위논문

임플란트를 둘러싸고 있는 IV형의 재생된 골과 자연골 사이의 경계부에 대한 유한요소법적 분석

손 경 준

2005년 8월 박사학위논문

입플란트를 둘러싸고 있는
자연골사이의 경계부에 있는
IV형의 재생된 골과
대한유한요소법적 분석

손
경
준

임플란트를 둘러싸고 있는 IV형의 재생된
골과 자연골 사이의 경계부에
대한 유한요소법적 분석

Finite element analysis of the junction between the
type IV regenerated bone surrounding a dental implant
and its adjacent native bone

2005년 8월 일

조선대학교대학원

치의학과

손 경 준

임플란트를 둘러싸고 있는 IV형의
재생된 골과 자연골 사이의 경계부에
대한 유한요소법적 분석

지도교수 김 병 옥

이 논문을 치의학 박사학위신청 논문으로 제출함.

2005년 4월 일

조 선 대 학 교 대 학 원

치 의 학 과

손 경 준

손경준의 박사학위논문을 인준함

위원장	조선대학교	교수	계기성	인
위원	전남대학교	교수	정현주	인
위원	조선대학교	교수	이창섭	인
위원	조선대학교	교수	김수관	인
위원	조선대학교	교수	김병욱	인

2005년 6월 일

조선대학교 대학원

목 차

영문초록

I. 서론	1
II. 연구재료 및 방법	3
III. 연구결과	7
IV. 총괄 및 고찰	13
V. 결론	16
참고문헌	17

표 목 차

Table 1. Material properties	6
------------------------------------	---

도 목 차

Fig. 1. Three dimensional geometry of full body	3
Fig. 2. Three dimensional geometry of crown	3
Fig. 3. Dimension of implant screw (Φ 4 mm implant)	4
Fig. 4. Dimension of implant screw (Φ 5 mm implant)	4
Fig. 5. Junction between the regenerated bone (red color) adjacent to screw type implant (1.5 mm).	4
Fig. 6. Junction between the regenerated bone (red color) adjacent to screw type implant (3.0 mm).	4
Fig. 7. Three dimensional finite element model of loading condition. A: Cental fossa. B. Buccal cusp.	5
Fig. 8. Stress value in buccal side of the diameter 4 mm implant under vertical loading. 8a: 1.5 mm of regenerated bone. 8b: 3.0 mm of regenerated bone. Left: A point. Right: B point.	9
Fig. 9. Stress value in lingual side of the diameter 4 mm implant under vertical loading. 9a: 1.5 mm of regenerated bone. 9b; 3.0 mm of regenerated bone. Left: A point. Right: B point.	10
Fig. 10. Stress value in buccal side of the diameter 5 mm implant under vertical loading. 10a: 1.5 mm of regenerated bone. 10b: 3.0 mm of regenerated bone. Left: A point. Right: B point.	11
Fig. 11. Fig. 11. Stress value in lingual side of the diameter 5 mm implant under vertical loading. 11a: 1.5 mm of regenerated bone. 11b: 3.0 mm of regenerated bone. Left: A point. Right: B point.	12

ABSTRACT

Finite element analysis of the junction between the type IV regenerated bone surrounding a dental implant and its adjacent native bone

Sohn Kyeong-jun, D.D.S.

Advisor: Prof. Kim Byung-ock, Ph.D.

Department of Dentistry,

Graduate School of Chosun University

Biomechanical influences play an important role in the longevity of bone around implants. The purpose of this study was to investigate the distribution of stress within the regenerated bone surrounding the implant using three dimensional finite element stress analysis.

Using EMRC NISA DISPLAY Ver. 12 program (IronCAD LLC, USA), 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 4.1 X 11.5-mm and 5.0 x 11.5-mm screw implant system (OSSTEM US III, Pusan, KOREA) was modeled used for this study, and was assumed to be 100% osseointegrated. And it was restored with gold crown with resin filling at the central fossa area. The implant was surrounded by the regenerated type IV bone, with 1.5 mm and 3.0 mm in width and 7 mm apical to the platform of implant in length. And the regenerated bone was surrounded by type I, type II, and type III bone, respectively. The present study used a fine grid model incorporating elements of 336,985 and nodal points of 64,889. A load of 200N was applied at the 2 points on occlusal surfaces of the restoration, the central

fossa (A point), and the functional cusp (B point), at a 90 degree angle to the vertical axis of the implant, respectively.

The stress values were calculated in junction between the type IV regenerated bone and its adjacent native bone (1.5 mm and 3.0 mm away from the implant fixture). The results were as follows:

1. The stress generated from around wide type implant was decreased compared to that of around standard implant.
2. The stress distribution generated from around wide type implant was similar to that of around standard implant.
3. When the load was applied at point A and B, high stresses occurred in the crest and apex of the regenerated bone. But, the stress generated from the lingual side of implant was concentrated in the crest, middle and apex of the regenerated bone, exceptionally.
4. Lower stresses occurred in point A than in point B.
5. The stress values of model with 1.5 mm of regenerated bone in width were similar to that of 3.0.

In summary, these data indicated that the stress generated from around implant placed into regenerated bone was greater than that around implant placed into native bone. Therefore, clinician should consider bone quality around the implant fixture when fabricated the implant prosthesis.

I. 서론

상실된 치아를 수복하는 치료방법으로서 골내 임플란트에 대한 환자들의 관심은 날로 증대되고 있는 가운데, 임플란트 관련 임상가들이나 연구자들은 임플란트와 골과의 접촉을 향상시켜 환자의 저작기능을 빨리 회복시키기 위한 수술방법이나^{9,17,27)} 임플란트 표면 특성을 개선¹⁰⁾시키고자 노력하고 있다. 그러나, 이러한 술식들이 성공하기 위해서는 적절한 환자의 선택, 적절한 외과적 및 수복 치료, 그리고 지속적인 유지관리 등의 치료계획이 설정되어야 한다.¹⁾

기능적으로나 심미적으로 만족스러운 임플란트 수복물이 제작되기 위해서는 충분한 골양과 골질이 존재해야 하나, 치주질환이나 외상 등 여러 원인에 의해 골결손부가 존재하는 경우 임상가들은 골유도재생술을 시행하여 골을 증대시키고 있다. Proussaefs 등²¹⁾은 골결손부에 자가골과 우골을 이용하여 골유도재생술을 시행한 사람을 대상으로 한 조직학적 연구에서 재생된 골은 II형에서 IV형까지 다양하다고 보고하였다. Fugazzotto¹⁴⁾는 임플란트 고정체 주위에서 나타날 수 있는 다양한 골결손 형태 (골천공, 골열개, 발치후 즉시 식립, 측방 및 수직성 골결손)에서 골유도재생술을 시행한 후 재생된 골에서 골융합된 임플란트의 장기간의 예후에 대해 보고하였는데, 재생된 골에 식립된 임플란트도 자연골에 식립된 임플란트에 필적할 만한 성공률을 보인다고 하였다.

임플란트와 골 계면에서 발생하는 생역학적인 힘은 임플란트 성공에 중요한 역할을 담당하고 있는데¹⁸⁾, 임플란트 주위에 발생하는 응력의 크기를 측정하기 위하여 일반적으로 3차원 유한요소법적 분석이 이용되고 있다. 임플란트와 골 계면에서 발생하는 응력에 관련된 연구를 살펴보면, 임플란트 보철물에 하중이 가해질 경우 치조정 1/2 부위에 응력이 집중되는데¹⁹⁾, Holmes와 Loftus¹⁵⁾는 임플란트에 가해지는 응력은 골질에 좌우된다고 하였으며, Duyck 등¹³⁾은 임플란트에서 주위 골로 하중이 전달되는 것은 하중의 형태, 골-임플란트 계면, 임플란트의 길이, 직경, 형태, 그리고 표면구조, 그리고 주위 골의 양과 질에 좌우되어 달라질 수 있다고 하였다. 그리고 김 등⁶⁾은 나사형태가 각기 다른 임플란트 고정체 (표준나사형, 역나사형 그리고 정방나사형)가 치밀골과 결합되었으며 수직하중을 가했을 때의 응력분포를 유한요소법적으로 분석한 결과 정방나

사형이 생체역학적인 면에서 양호한 결과를 보인다고 하였으며, 김 등³⁾은 나사형태가 지느러미형태인 임플란트 고정체를 이용하여 유한요소법적으로 분석한 결과 가해지는 하중의 방향과 임플란트의 직경에 따라 응력이 다르게 나타난다고 하였다.

한편, 재생된 골과 이에 인접한 자연골과의 경계부에서 응력분포에 관한 연구도 보고되었는데, 김 등²⁾은 나사형 임플란트를, 그리고 지 등⁸⁾은 원통형 임플란트를 이용하여 유한요소법적으로 분석하였는데, 재생된 골을 둘러싸고 있는 자연골의 골질과 보철물에게해지는 하중의 방향이 응력분포에 영향을 끼친다고 하였으나, 이 두 연구 모두 정확한 산술적인 응력치를 제시하지는 못했다.

이와 같이 유한요소법을 이용하여 임플란트 고정체의 나사형태에 따른 응력분포, 임플란트를 둘러싸고 있는 다양한 골질에 따른 응력분포 등 골과 임플란트의 계면에서의 연구는 다양하나 재생된 골과 자연골 사이의 경계부에 대한 연구는 미흡한 바, 이에 관련된 연구가 필요하리라 생각되었다. 따라서, 이 연구는 임플란트를 둘러싸고 있는 IV형 골로 재생된 골과 이에 인접한 자연골 사이의 경계부에 대한 응력분포양상을 3차원적인 유한요소법적으로 평가하는 것이다.

II. 연구방법

1) 골과 임플란트의 형상

이 연구는 triple tapered screw 형태로 되어 있는 나사형 임플란트 (OSSTEM US III, Pusan, Korea)의 응력분포양상을 유한요소법적으로 분석한 것으로, 길이 11.5 mm의, 표준형의 임플란트(4.1 mm)와 넓은 임플란트 (직경 5.1 mm)를 모델로 하였다.

모델링시 임플란트를 중심으로 협·설 폭경 10 mm, 그리고 골전체 길이 20 mm의 하악골 형태를, 그리고 치관은 제1대구치 형태와 유사하게 제작하였다. (Fig. 1 - 4).

임플란트 주위 골은 (1) 3 가지 골질 (I형, II형, III형)의 자연골로 둘러싸여 있는 모델 그리고 (2) IV형의 골질로 재생된 골과 이에 인접한 각각의 3 가지 골질 (I형, II형, III형)의 자연골로 둘러싸여 있는 모델로 디자인하였고, 임플란트 주위의 재생된 골은 수평방향으로 1.5 mm 또는 3.0 mm, 그리고 하방으로 측면을 따라 7 mm까지 IV형 골질로 재생된 것으로 제작하였다. (Fig. 5, 6)

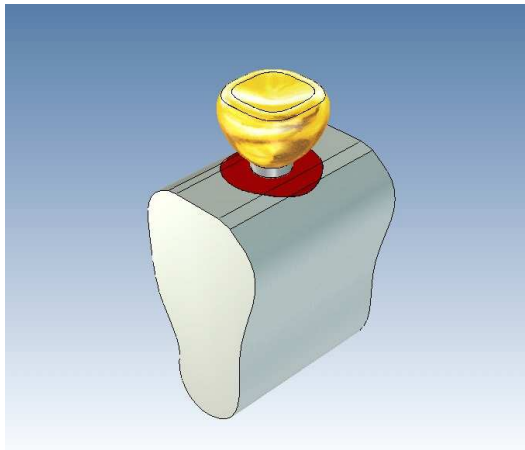


Fig. 1. Three dimensional geometry of full body.



Fig. 2. Three dimensional geometry of crown.

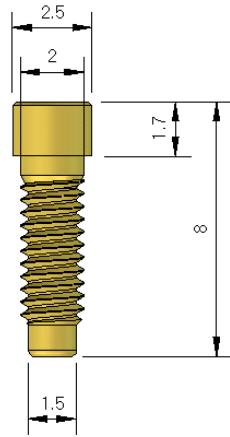


Fig. 3. Dimension of implant screw (ϕ 4.1 mm implant)

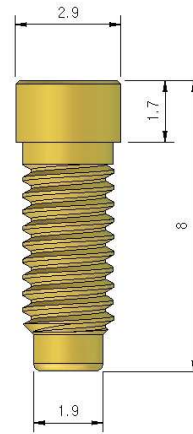


Fig. 4. Dimension of implant screw (ϕ 5.1 mm implant)

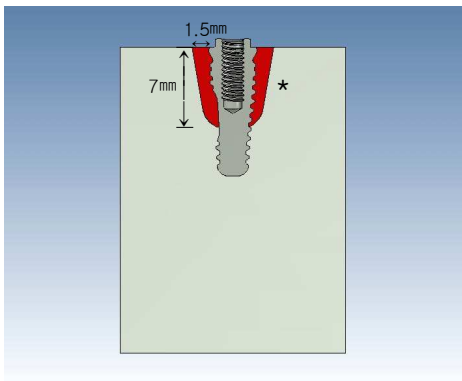


Fig. 5. 1.5 mm in width and 7 mm in length of regenerated bone (red color) and its adjacent native bone(*).

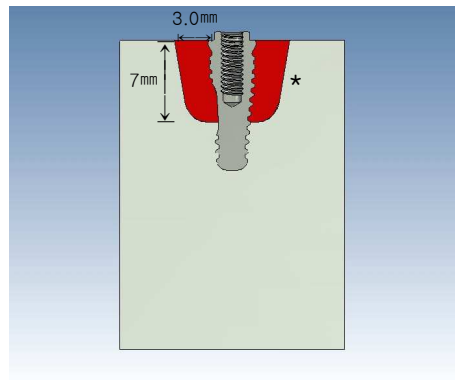


Fig. 6. 3.0 mm in width and 7 mm in length of regenerated bone (red color) and its adjacent native bone(*).

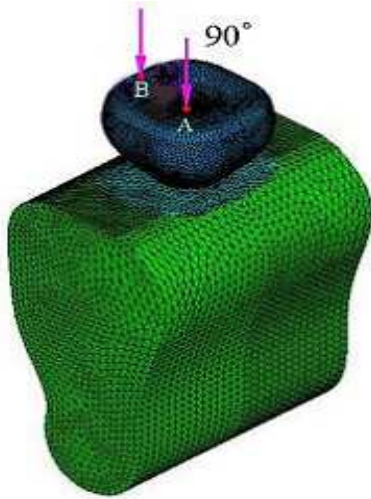


Fig. 7. Three dimensional finite element model of loading condition A and B.
A; Central fossa, B; Buccal cusp.

2) 유한요소 모델의 형성

임플란트와 골의 모델은 3차원 computer aided design (CAD) 프로그램인 EMRC NISA DISPLAY Ver.12 Program (Ansys. Inc. USA)을 이용하여 제작하였는데, 요소는 336,985개 그리고 절점은 64,889개로 하였으며, 임플란트와 골은 100% 융합된 것으로 간주하고 모델링하였다. (Fig. 7)

3) 물성치

설계된 모형에 대한 유한요소분석을 수행하는데 필요한 재료의 물성치인 탄성계수 (Young's modulus: E)와 포와송의 비 (Poisson's ratio: ν)는 선학의 자료¹⁹⁾를 참고하여 이용하였는데, 골질은 나무 재질에 따른 4가지 분류법 즉, 골질 I형은 참나무 또는 단풍나무 재질, 골질 II형은 침엽수, 골질 III형은 열대성 방사목 그리고, 골질 IV형은 스티로폼 또는 부드러운 열대성 방사목과 같은 재질로 가정하여 4가지 형태로 구분하였고, 각각의 물성 및 탄성을 컴퓨터에 입력하여 응력을 평가하였다 (Table 1).

Table 1. Material Properties

Materials	Young's Modulus (MPa)	Possion's Ratio (ν)
Type 1 bone (Oak Tree)	12,560	0.3
Type 2 bone (Needle-leaf Tree)	12,400	0.3
Type 3 bone (Balsa Wood)	3,170	0.3
Type 4 bone (Styrofoam)	2,550	0.3
Ti ₆ Al ₄ V (Implant)	115,000	0.35
Gold crown	96,600	0.35
Composite Resin	9,700	0.35
Abutment Screw	115,000	0.35

4) 하중 조건 및 응력측정

하중은치관 중심좌에 해당하는 부위 (A점), 그리고 협측교두에 해당하는 부위 (B점)에 200N의 수직하중이 가해지도록 조건을 부여하였다. (Fig. 7)

그리고 하중이 보철물 치관의 2 부위에 각각 가해졌을 때 임플란트와 골계면에서 1.5 mm와 3.0 mm 떨어진 자연골과 재생골의 경계부에서 Von Mises 응력을 측정하였다.

Ⅲ. 연구결과

이 연구는 임플란트를 둘러싸고 있는 IV형 골로 재생된 골과 이에 인접한 자연골 사이의 경계부 (임플란트 고정체에서 1.5 mm와 3.0 mm 떨어진 부위)에 대한 응력분포 양상을 3차원적인 유한요소법적으로 평가하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 임플란트 고정체가 자연골에 식립된 모델 (Fig. 8 - Fig. 11)

임플란트 고정체가 자연골로만 둘러싸인 경우에 있어서 응력분포 양상은 임플란트 고정체의 직경과 무관하게 비슷한 양상을 나타냈으며, 응력치는 넓은 임플란트를 사용한 모델에서 더 작게 나타났으며, 응력치는 임플란트 수복물에 가해진 하중점에 따라 다르게 나타났다.

하중이 임플란트 수복물의 중심와 부위에 가해졌을 경우, 임플란트 고정체를 둘러싸고 있는 자연골의 골질과는 무관하게 고정체의 장축을 따라 골고루 분포되었으며, 고정체의 협·설측에서 측정된 응력치도 비슷하게 나타났다.

하중이 임플란트 수복물의 협측교두 부위에 가해졌을 경우, 임플란트 고정체를 둘러싸고 있는 자연골의 골질과는 무관하게 약간 치조정부에 집중되는 양상을 나타냈으나 전반적으로 골고루 분포되었으며, 응력치는 임플란트 고정체에서 멀리 떨어질수록 감소되는 경향을 나타냈다.

2. 임플란트 고정체가 재생된 골에 식립된 모델 (Fig. 8 - Fig. 11)

임플란트 고정체가 재생된 골과 자연골로 둘러싸인 경우에 있어서 응력분포 양상은 임플란트 고정체의 직경과 무관하게 비슷한 양상을 나타냈으며, 응력치는 넓은 임플란트를 사용한 모델에서 더 작게 나타났으며, 응력치는 임플란트 수복물에 가해진 하중점에 따라 다르게 나타났다.

응력분포 양상은 임플란트 고정체의 직경과 무관하게 비슷한 양상을 나타냈으며, 응력치는 넓은 임플란트를 사용한 모델에서 더 작게 나타났다.

하중이 임플란트 수복물의 중심와 부위에 가해졌을 경우, 재생된 골의 폭과는 무관하게 하중은 재생된 골의 치조정부위 (1 mm, 2 mm), 중앙부 (4 mm), 그리고 침부 (6 mm, 7 mm)에 집중되었으며, 고정체의 협·설에서 나타나는 응력분포 양상은 비슷하게 나타난 반면, 재생된 골폭이 1.5 mm인 경우에 비하여 재생된 골이 3 mm인 경우에 응력치는 감소되어 나타났다.

하중이 임플란트 수복물의 협측교두 부위에 가해졌을 경우, 재생된 골의 폭과는 무관하게 하중은 재생된 골의 치조정부위 (1 mm, 2 mm, 3 mm)와 침부 (6 mm, 7 mm)에 집중되었으며, 응력치는 임플란트 고정체에서 멀리 떨어질수록 감소되는 경향을 나타냈다.

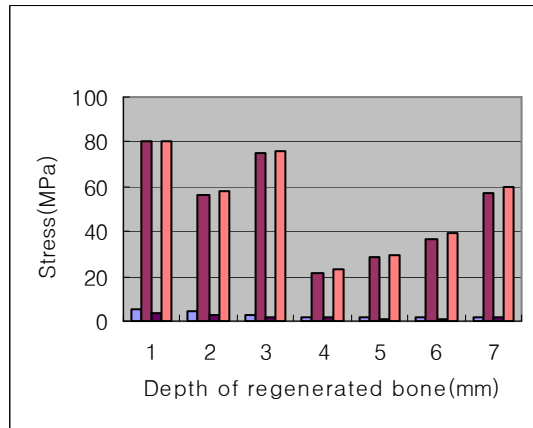
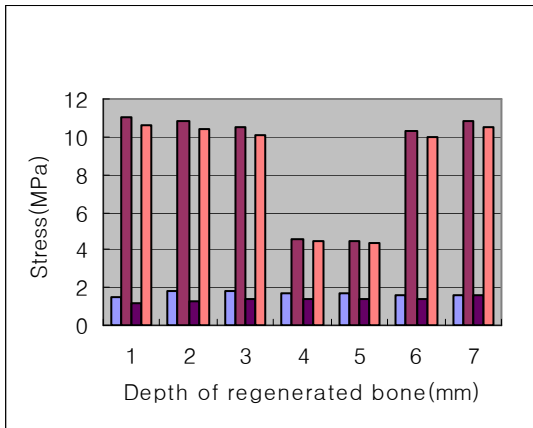


Fig. 8a.

Left

Right

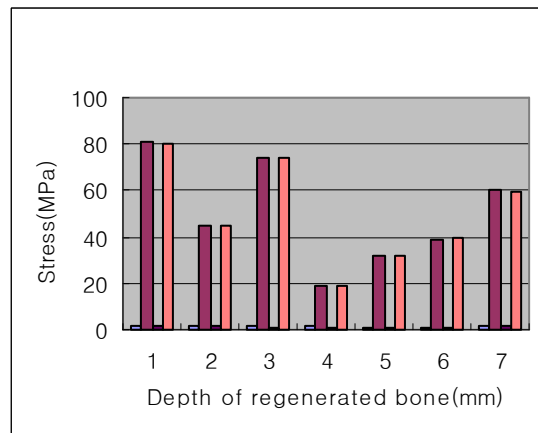
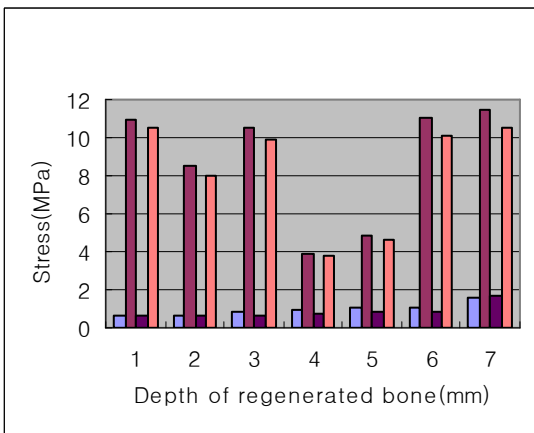


Fig. 8b.

Left

Right

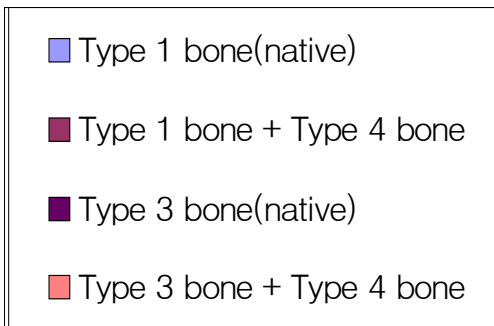


Fig. 8. Stress value in buccal side of the diameter 4 mm implant under vertical loading. 8a: 1.5 mm of regenerated bone. 8b: 3.0 mm of regenerated bone. Left: A point. Right: B point.

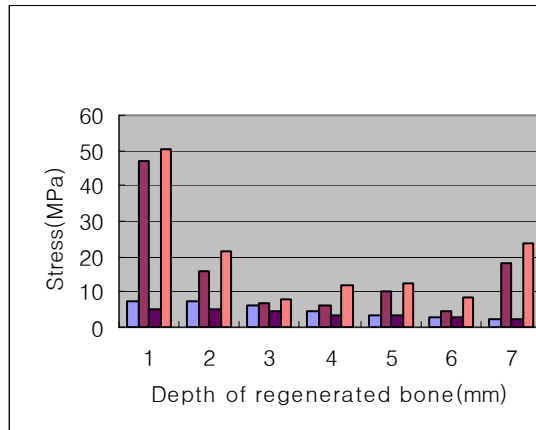
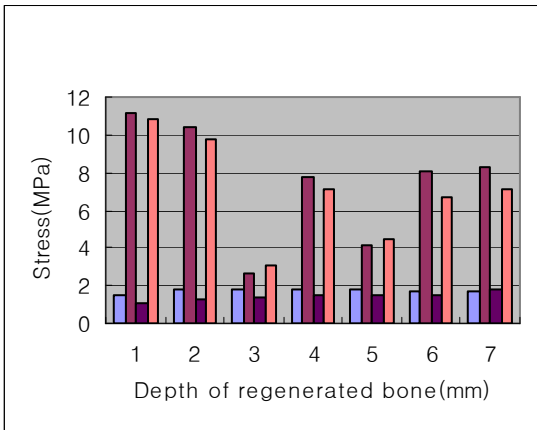


Fig. 9a.

Left

Right

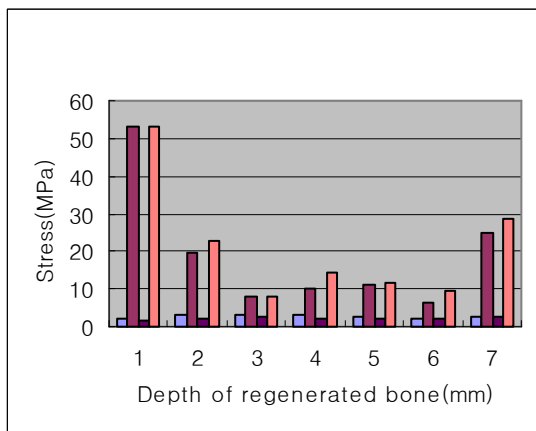
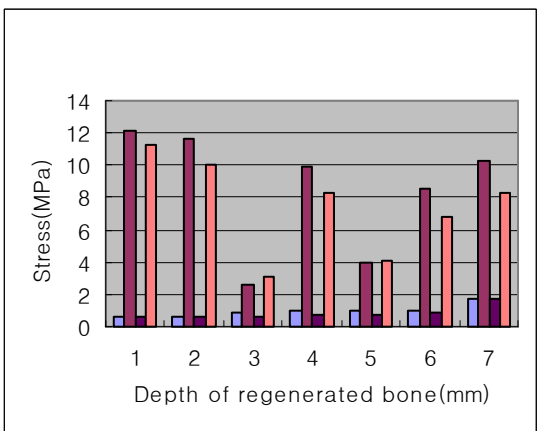


Fig. 9b.

Left

Right

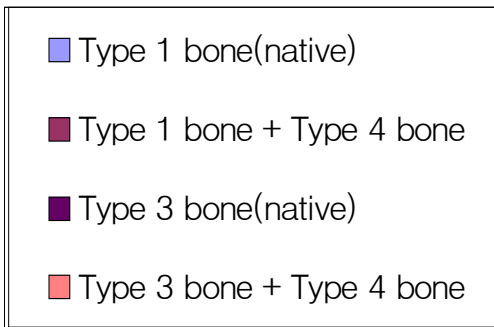


Fig. 9. Stress value in lingual side of the diameter 4 mm implant under vertical loading. 9a: 1.5 mm of regenerated bone. 9b: 3.0 mm of regenerated bone. Left: A point. Right: B point.

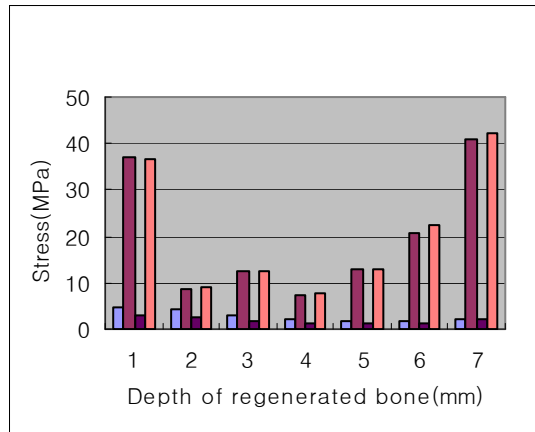
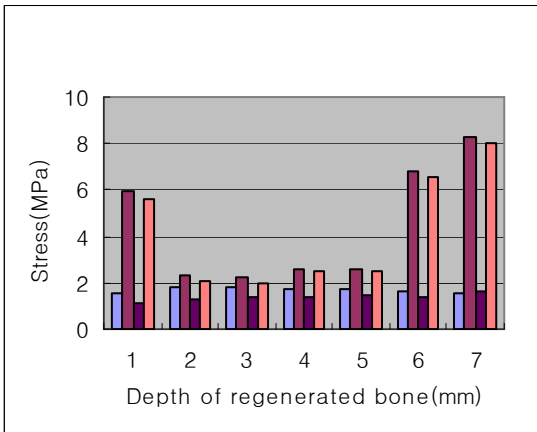


Fig. 10a.

Left

Right

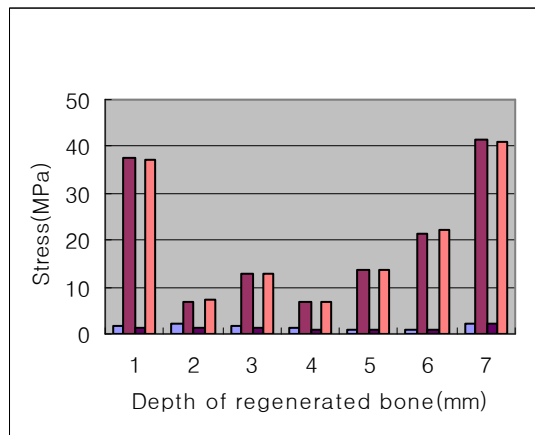
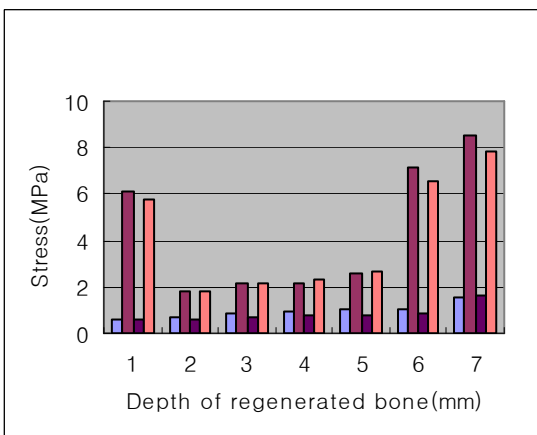


Fig. 10b.

Left

Right

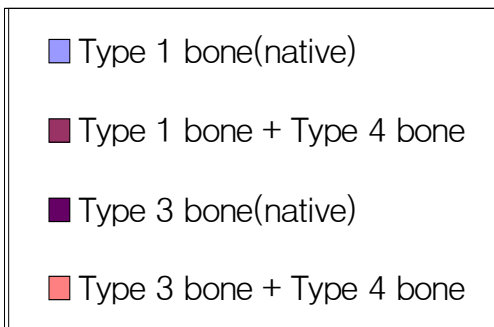


Fig. 10. Stress value in buccal side of the diameter 5 mm implant under vertical loading. 10a: 1.5 mm of regenerated bone. 10b: 3.0 mm of regenerated bone. Left: A point. Right: B point.

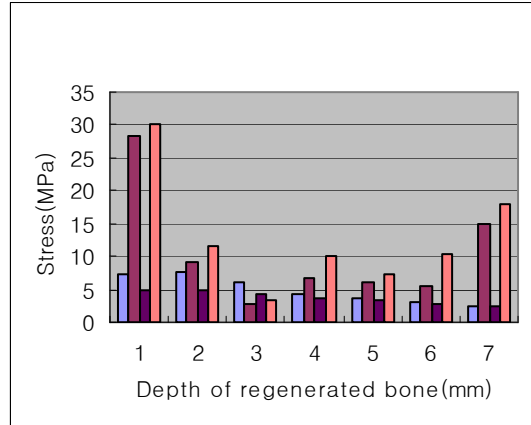
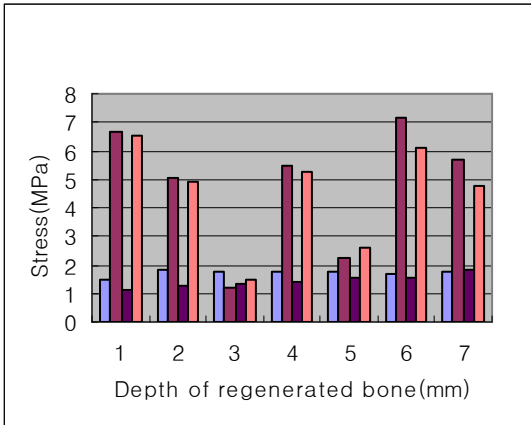


Fig. 11a.

Left

Right

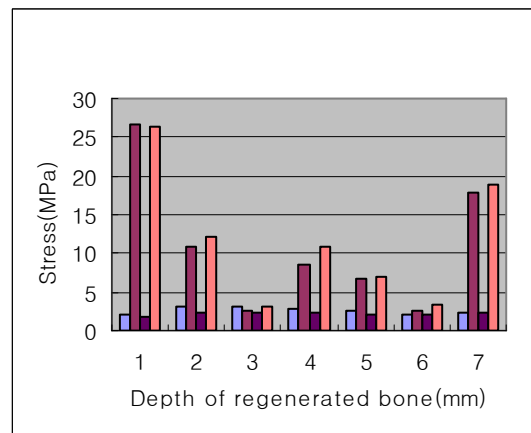
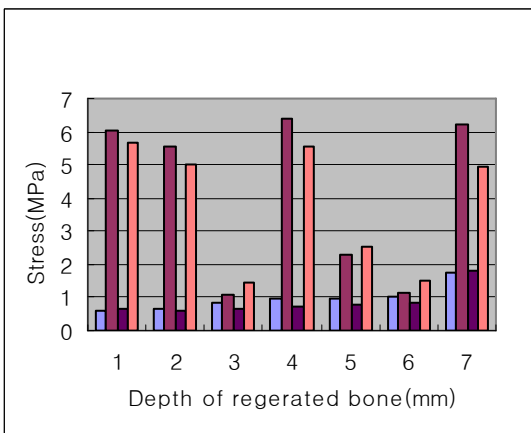


Fig. 11b.

Left

Right

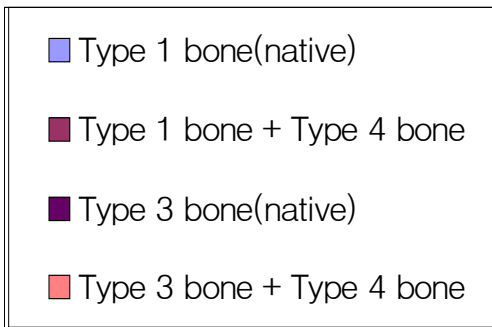


Fig. 11. Stress value in lingual side of the diameter 5 mm implant under vertical loading. 11a: 1.5 mm of regenerated bone. 11b: 3.0 mm of regenerated bone. Left: A point. Right: B point.

IV. 총괄 및 고찰

무치악 부위에 임플란트를 식립하여 환자의 저작기능을 회복시킨 후 임플란트가 오랜기간동안 성공적으로 기능을 하기 위해서는 (1) 생역학적으로 완벽한 임플란트를 생산하기 위하여 임플란트 설계의 필요성 (2) 골질에 따른 임플란트 고정체의 적절한 선택 (3) 응력을 골고루 분산시키기 위한 외과적인 식립 및 보철물의 설계 (4) 구강위생 관리 그리고 (5) 악습관의 제거 등이 필요한데^{1,19)}, 특히 Clift 등¹¹⁾과 Skalak²³⁾은 응력분포가 임플란트 보철물의 안정성과 장기간의 고정에 중요한 역할을 한다고 하였다.

임플란트가 주위 골과 골융합을 얻기 위해서는 임플란트의 초기 고정이 중요한 요인들 중의 하나가 되는데 IV형 골과 같이 골밀도가 좋지 않은 경우에는 적절한 초기 고정을 얻기 어렵다.¹⁶⁾ 따라서 이 연구에서는 US III 임플란트 고정체를 이용하였는데, 이 고정체는 external hexagon connection type으로 나사산의 부위가 상단 3 mm는 직선이며 그 하방 2 mm는 경사져 있으며 이 하단은 고정체 길이별로 서로 다르게 경사져 있는 double tapered body shape이며 나사산의 골이 3도로 경사져 있는 triple tapered thread로 구성되어 있다. 이러한 2 가지 효과 때문에 약한 골질에서 초기 고정력을 높게 얻을 수 있고 저작력이 가해졌을 때 응력분산이 우수하다고 보고되었다.²⁴⁾

이 연구는 임플란트가 자연골로만 둘러싸인 모델, 그리고 재생된 골과 자연골로 둘러싸인 모델을 제작하고 고정체에 1.5 mm와 3.0 mm 떨어진 부위에서 응력분포를 평가하고자 유한요소법 분석을 시행하였다. 응력분석에 이용되는 유한요소법은 임플란트 표면처리방법은 고려하지 않으며, 골과 임플란트 접촉률이 100%라는 전제하에서 이루어지고 있다. 그리고 분석방법의 정확성은 수학적인 모델내에서 요소와 절의 수에 비례한다고 보고¹⁵⁾되었는데 이 연구에서 요소는 336,985개, 그리고 절은 64,889개로 매우 미세하게 격자를 만들었으며, 임플란트 보철물을 제작하기 위하여 사용된 금이나 합성수지와 같은 재료들은 임플란트 주위 응력에 유의한 영향을 끼치지 못한다고 보고한 Wang 등²⁶⁾의 보고처럼 이 연구에서도 합성수지, 금 나사를 이용하여 모델링하였다.

이 연구에서 임플란트 고정체가 자연골로만 둘러싸인 경우에 있어서 응력분포 양상은 고정체의 직경과 상관없이, 그리고 자연골의 골질과는 상관없이 비슷한 양상을 나타냈다.

하중이 임플란트 수복물의 중심와 부위에 가해졌을 경우, 임플란트 고정체의 장축을 따라 골고루 분포되었으며, 하중이 임플란트 수복물의 협측교두부위에 가해졌을 경우 약간 치경부에 집중되는 양상을 나타냈으나 전반적으로 골고루 분포되었다.

한편, 임플란트 고정체가 재생된 골로 둘러싸여 있는 경우 응력치는 사용된 임플란트의 폭경과 측정된 위치 (협·설측), 그리고 하중점에 따라 다소 다르게 나타났다. 하중이 수복물의 중심와나 협측교두에 가해졌을 때 재생된 골의 치경부와 첨부에 집중되는 양상을 나타냈으나, 예외적으로 설측에서는 재생된 골의 치조정부, 중앙부, 그리고 첨부에 집중되는 양상을 나타냈으며 하중이 가해진 협측에서 응력이 크게 나타났다. 예외적으로 설측에서 응력이 중앙부에서도 응력이 집중되어 나타난 것은 임플란트 고정체의 중앙부위가 나사산이 없는 평평한 형태로 되어 있어 응력이 집중되는 양상을 나타낸 것으로 생각된다.

직경이 넓은 임플란트는 표준형의 임플란트를 비교해 보았을 때 임플란트-골 접촉을 증가시키고 안정성을 증가시키며 지대주 나사에 가해지는 응력을 감소시킬 수 있으며, 골조건이 불량할 때 외과적인 이점이 있다고 보고되었으며¹²⁾, 임플란트와 골의 접촉면적이 넓으면 하중이 분산되어 주위조직에 나타나는 응력의 크기도 작아진다고 보고되었는데,^{3,4,7)} 이 연구에서도 직경이 넓은 임플란트를 사용한 모델에서 응력치가 적게 나타났다. 응력의 크기에 관해서, Meijer 등¹⁸⁾은 응력이 너무 크면 골이 흡수되므로 결국에는 임플란트의 동요가 초래될 수 있다고 하였고, Reiger 등²²⁾은 응력이 작은 것도 응력이 큰 것 만큼이나 문제가 될 수 있으며 직경이 좁은 임플란트가 골에 전달되는 응력을 증가시키지만 넓은 임플란트도 좋은 임플란트는 아니라고 하였고 때문에 임상에서 직경이 넓은 임플란트에 관한 장기간의 연구가 필요하리라 생각된다.

자연골과 재생된 골에 나타난 응력치와 비교했을 때 전반적으로 재생된 골에 나타난 응력치가 훨씬 컸는데, 해면골이 많을수록 응력이 더 동질적으로 분포된다고 한 김⁷⁾과 Meyer 등²⁰⁾의 연구결과와 유사하였다.

이 연구에서 임플란트 수복물의 중심와부위에서 하중이 가해졌을 때 임플란트의 설측에서 측정된 응력치가 협측에서 측정된 것 보다 더 크게 나타났는데 이것은 나사의 주행방향으로 차이 때문에 나사산의 위치가 다르기 때문에 이러한 현상이 나타난 것으로 생각된다. 그리고, 협측교두부위에서 하중이 가해졌을 때, 임플란트의 협측에서 측정된

응력치가 설측에서의 측정된 응력치보다 비교적 크게 나타났다. 이것은 굽힘모멘트가 발생되어 임플란트 플랫폼의 일부와 임플란트 침부에 하중을 받게 되며 임플란트와 골조직 양쪽에 높은 응력이 발생했기 때문인데⁵⁾ Sütpeider 등²⁵⁾이 임플란트 보철물에 수직하중이 가해졌을 때 주위 지지골에 나타나는 응력은 가장 낮았으며 경사하중을 가하는 각도가 커질수록 주위 지지골에 발생하는 응력은 증가한다고 한 보고와 일치하였다.

임플란트에 하중이 작용하면 임플란트 주위의 계면을 통하여 골에 힘이 전달되어 응력의 형태로 나타나는데, Clift 등¹¹⁾은 임플란트 경부 주위의 골은 9 ~ 18 MPa의 응력에 저항할 수 있는 좋은 골질을 가지고 있는 것이 중요하다고 하였는데, 임상적으로 골을 적절하게 유지할 수 있는 생리적인 힘이 어느 정도인지에 대해 아직까지 명확하게 제시된 바 없으므로 골생성과 생리적인 힘에 관련된 연구가 필요하리라 생각된다.

이 연구에서도 나타났듯이 비록 동일한 수직하중이 가해졌다 할지라도 수복물상에 가해지는 하중점에 따라 그 응력치가 크게 다르게 나타났는데, 측방하중은 수직하중과 비교했을 때 응력 압력에서 약 50 ~ 200%의 증가를 보였고 인장 응력은 10배 이상 증가된 수평적 응력을 보이기 때문에¹⁹⁾, 임플란트 치료계획을 수립할 때 임플란트 주위의 골밀도에 대한 진단과 하중방향도 고려되어야 할 것이다.

이 연구에서는 재생된 골과 자연골 사이의 경계면에 대해 유한요소법적으로 평가하였는데, 향후에는 수직방향으로 골증대술을 시행한 경우에서의 장기간의 예후, 그리고 임플란트를 식립하는 동안 초기 안정성을 얻지 못한 경우에 있어서 골치유 양상에 관한 연구 등 보다 더 임상적인 측면을 고려한 연구가 필요하리라 생각된다.

V. 결 론

이 연구는 triple screw 형태로 되어 있는 나사형 임플란트 (OSSTEM US III, Korea)를 자연골과 재생된 IV형 골 (폭: 1.5 mm와 3.0 mm, 깊이: 7 mm)에 식립하여 골융합된 모델에 식립하고 200N의 수직하중을 중심와부위와 협측교두부위에 가한 후 임플란트 고정체에서 1.5 mm와 3.0 mm 떨어진 부위에 대한 응력분포양상을 3차원적인 유한요소법적으로 평가하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 직경이 넓은 임플란트 주위에 발생된 응력은 표준형의 임플란트 주위에 발생된 응력과 비교했을 때 감소되었다.
2. 직경이 넓은 임플란트 주위에 발생된 응력분포양상은 표준형의 임플란트 주위에 발생된 응력분포양상과 비슷하였다.
3. 하중이 수복물의 중심와나 협측교두에 가해졌을 때 재생된 골의 치조정부와 침부에 집중되는 양상을 나타냈다. 그러나, 예외적으로 임플란트 설측에서의 응력은 재생된 골의 치조정부, 중앙부, 그리고 침부에 집중되는 양상을 나타냈다.
4. 임플란트 수복물의 중심와부위에 하중이 가해졌을 경우의 응력은 협측교두 부위에 하중이 가해졌을 때의 응력과 비교했을 때 훨씬 적었다.
5. 재생된 골 폭경이 1.5 mm인 모델내에서의 응력치는 재생된 골 폭경이 3.0 mm인 모델과 비교했을 때 비슷하였다.

이상의 연구결과를 토대로, 재생된 골내에 식립된 임플란트 주위에서 발생되는 응력은 자연골내에 식립된 임플란트 주위에서 발생된 응력보다 크게 나타난 바, 임상에서는 임플란트 수복물을 제작할 때 임플란트 주위의 골질을 고려한 치료계획을 설정하여야 할 것으로 생각된다.

참고문헌

1. 계기성 · 정재현 · 김병옥 등.. 『임플란트 문제점의 해결: Vol 3. 장기 합병증 및 유지관리』 나래출판사, 2004, pp105-136.
2. 김성호 · 김수관 · 심형순 등.. “나사형 임플란트에 인접한 재생된 골과 자연골 사이의 경계부에 대한 유한요소법적 분석.” 『대한악안면성형재건외과학회지』 *26(5)*: 427-434, 2004.
3. 김수관 · 전창길 · 황갑운 등.. “Fin type 임플란트 고정체의 유한요소법적 분석.” 『대한구강악안면외과학회지』 *29(1)*:14-25, 2003.
4. 김수관 · 박병기 · 심형순 등.. “제4형 골질로 재생된 골에 식립한 나사형 임플란트에 대한 유한요소법적 분석.” 『대한악안면성형재건외과학회지』 *26(6)*:542-550, 2004.
5. 김영수 · 조인호 · 정성민 · 임성빈. “Esthetic Implant Dentistry: Soft and Hard Tissue Manangement.” 정원사 2001, pp48-67.
6. 김우택 · 차용두 · 오세중 등.. “수직력하에서 임플란트 나사형태에 따른 응력의 3차원 유한요소법적 분석.” 『대한구강악안면외과학회지』 *27(2)*:111-117, 2001.
7. 김재덕. “재생된 골에 식립된 넓은 나사형 임플란트의 유한요소법적 분석.” 치의학 박사학위논문, 조선대학교, 2005.
8. 지 숙 · 이상화 · 김수관 등.. “재생된 골과 자연골 사이의 계면에 대한 유한요소법적 분석.” 『대한악안면성형재건외과학회지』 *26(1)*:24-33, 2004.
9. Buchter, A. Kleinheinz, J. Wiesmann, H. P. et al.. “Biologic and bimechanical evaluation of bone remodelling and implant stability after using an osteotome technique.” *Clin. Oral Impl. Res.* *16*:1-8, 2005.
10. Buser, D. Broggini, N. Wieland, M. et al.. “Enhanced Bone Apposition to a Chemically Modified SLA Titanium Surface.” *J Dent Res* *83(7)*:529-533, 2004.
11. 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.

12. Davarpanah, M. Martinez, H., Kebir M, Etienne D. Tecucianu J.. "Wide-Diameter Implants: New Concepts." *Int J Periodontics Restorative Dent* **21**:149-159, 2001.
13. Duyck, J. Naert, I. E. Van Oosterwyck, H. et al.. "Biomechanics of oral implants: a review of the literature." *Technol Health Care*, **5(4)**:253-273, 1997.
14. Fugazzotto, P. A.. "Success and failure rates of osseointegrated implants in function in regenerated bone for 72 to 133 months." *INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS*, **20**:77-83, 2005.
15. Holmes, D. C. Loftus, J. T.. "Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants." *J Oral Implantol*, **23(3)**:104-111, 1997.
16. Martinez, H. Davarpanah, M. Missika, P. et al.. "Optimal implant stabilization in low density bone." *Clin. Oral. Impl. Res.*, **12**:423-432, 2001.
17. 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.
18. Meijer, H. J. A. Kuiper, J. H. Starmans, F. J. M. et al.. "Stress distribution around dental implants: Influences of superstructure, length of implants, and height of mandible." *J Prosthet Dent*, **68**:96-102, 1992.
19. Misch, C. E.. 『Contemporary Implant Dentistry』 2nd ed. Mosby, St. Louis, London, Philadelphia, Sydney, Toronto, 1999, pp119-134.
20. 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.
21. 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- 2003.

22. Rieger, M. R. Adams, W. K. Kinzel, G. L.. "A finite element survey of eleven endosseous implants." *J Prosthet Dent*, **63**:457-465, 1990.
23. Skalak, R.. "Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses." *J Prosthet Dent*, **49**:843-848, 1983.
24. OSSTEM IMPLANT R&D CENTER. 『2005 OSSTEM IMPLANT SYSTEM』 OSSTEM, 2005. pp. 14-45.
25. Sütpeleler, M. Eckert, S. E. Zobitz, M. et al.. "Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone." *INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS*, **19**:819-825, 2004.
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. Wilson, Jr, T. G. Schenk R. Buser, D. et al.. "Implants Placed in Immediate Extraction Sites: A Report of Histologic and Histometric Analyses of Human Biopsies." *Int J Oral Maxillofac Implants*, **13**:333-341, 1998.