

유한요소법에 의한 근단부 팽창형 임플란트 모델의 설계평가

박상석* · 채수원** · 권종진***

Design Evaluation of Expandable Implants by the Finite Element Method

Sang-Seok Park, Soo-Won Chae and Jong-Jin Kwon

Key Words : The Expandable Implant(팽창형 임플란트), Expansion Screw(확장나사), The Lower Jawbone(하악골), Finite Element Method(유한요소법)

Abstract

The expandable implant employs an inner expansion screw in order to expand several legs of implant. Compressive stresses are produced at the bone tissue surrounding the implant, and the contact area between the implant and the bone tissue is increased, which result in increased resistance to horizontal and vertical pressure loads. The stress distribution in implant is also an important factor. Three types of implant models including an existing one have been investigated by using the Finite Element Method, and an improved design model has been suggested.

1. 서 론

임플란트(implant)는 손상된 치아를 대체(replacement)하여 하악골(the lower jawbone)내에 식립되어 치아 뿌리의 역할을 대신 하게 된다. 종래의 대부분 임플란트의 형태는 원통형 구조였으나, 근단부 팽창형 임플란트(the expandable implant)는 근단부를 4 각의 다리로 팽창시킬 수 있어서 실제 치아의 뿌리의 형상과 비슷한 구조를 가진다.

원통형 구조의 임플란트 모델은 시술 후 3~6 개월 정도의 치유기간이 필요하지만 근단부 팽창형 임플란트는 시술 후 바로 저작활동을 할 수 있게 하는 즉시기능(immediate loading)을 가능하게 할 수 있는 모델이다. 임플란트 내부의 확장나사(expansion screw)의 작용으로 네 부분으로 분리된 몸체의 끝부분이 팽창하게 된다. 이로 인해 임플란트 주변골이 압축되어 임플란트와 골의 접촉면적이 증가하여 수직 및 수평압에 보다 높은 저항력을 가질 수 있게 된다. 따라서 강한 생체 역학

적(biomechanical) 고정효과를 얻을 수 있어 미세동요(micromovement) 유발을 억제 하여 즉시기능(immediate loading)을 가능하게 한다.

근단부 팽창형 임플란트는 그 특성상 변형에 의한 응력이 많이 발생하게 되는데 재료에 부리가 가지 않도록 적절히 디자인 하는 것이 중요하다.

유한요소법(finite element method)은 역학적 연구에서 사용될 수 있는 여러 방법에 비해 경제적이고 특정부위에 대한 구체적이고 다양한 역학적 자료를 제공할 수 있다. 따라서 최근에 치과 임플란트의 역학적 연구나 설계 및 개발을 위한 중요한 도구로 사용되고 있다^(1,2,3).

본 논문에서는 설계된 시험 모델이 하악골에 미치는 영향을 알아보고 역학적으로 안정한가를 평가하고자 하였다. 기존의 유한요소 해석에서는 근단부가 팽창될 때 발생하는 응력(stress)을 적절히 분배하지 못하고 특정 영역에 집중되는 다소 불안정한 결과가 나왔다. 이러한 집중응력을 적절히 분산시킬 수 있는 몇 가지 개선된 모델을 설계하여 해석한 결과를 기존 모델과 비교해 보았다.

* 고려대학교 대학원

** 고려대학교 기계공학과

*** 고려대학교 치과학교실

2. 모델 생성

2.1 모델의 구조

해석에 포함된 모델은 Fig. 1 과 같이 임프란트(implant)와 하악골(the lower jawbone)로 이루어져 있다. 임프란트는 몸체(body)와 확장나사(expansion screw)로 구성되며 하악골은 치밀골(compact bone)과 해면골(cancellous bone)으로 구성된다.

CAD 도면을 토대로 I-DEASTTM를 사용 하여 모델을 적절히 단순화시켜 유한요소 모델을 생성하였다. 모델의 형태상 대칭구조(symmetry)로 가정하고 반쪽 부분(half model)만 모델을 생성하였다. 이때 해석의 정확도를 높이고 복잡한 형상의 요소망 구성이 가능한 10 절점 4 면체요소를 사용하였다.

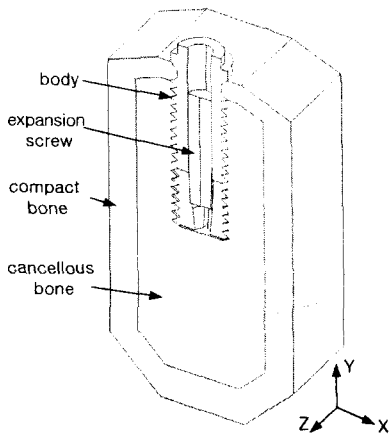


Fig. 1 Model components

2.1.1 임프란트의 구조

골에 식립되는 임프란트는 몸체와 확장나사로 구성되어 있다. 실제 모델은 확장나사의 상부와 몸체의 상부가 볼트, 너트 체결을 이루고 있지만 해석용 모델에서는 생략하였다. 본 논문에서는 몸체의 형상에 따라 기존의 모델 Type1 과 이를 보완한 Type2 및 Type3 의 세 가지의 모델을 해석하였다.

확장나사는 세로 길이 8mm, 직경 1.65mm 이고 하단부분이 좁아지는 형상이다. 나사는 781 개의 요소로 구성하였고 몸체와 접하는 면의 접촉요소(contact element) 수는 303 개로 설정하였다(Fig. 2(a)).

몸체는 세로 길이 13.35mm, 나사산을 포함한 외부 직경 4.1mm, 내부 직경 1.65mm 이며 내부의 하단부가 좁아지는 형상이다.

Type1 은 기존의 설계도면 상의 모델로서 5846

개의 요소로 구성되고 확장나사와 접하는 면의 접촉요소 수는 263 개, 하악골과 접하는 접촉요소 수는 1749 개 이다(Fig. 2(b)).

Type2 는 기존 모델에서 갈라진 부분의 폭을 넓히고 모서리 부분을 둥글게(rounding) 처리하여 응력집중을 완화하고자 하였다. 5616 개의 요소로 구성되고 확장나사와 접하는 면의 접촉요소 수는 210 개, 하악골과 접하는 접촉요소의 수는 1716 개 이다(Fig. 2(c)).

Type3 는 Type2 의 형상에서 갈라진 부분의 세로 방향 길이를 최대한 확장시킨 모델이다. 이는 5463 개의 요소로 구성되고 확장나사와 접하는 면의 접촉요소 수는 218 개, 하악골과 접하는 접촉요소의 수는 1686 개 이다(Fig. 2(d)).

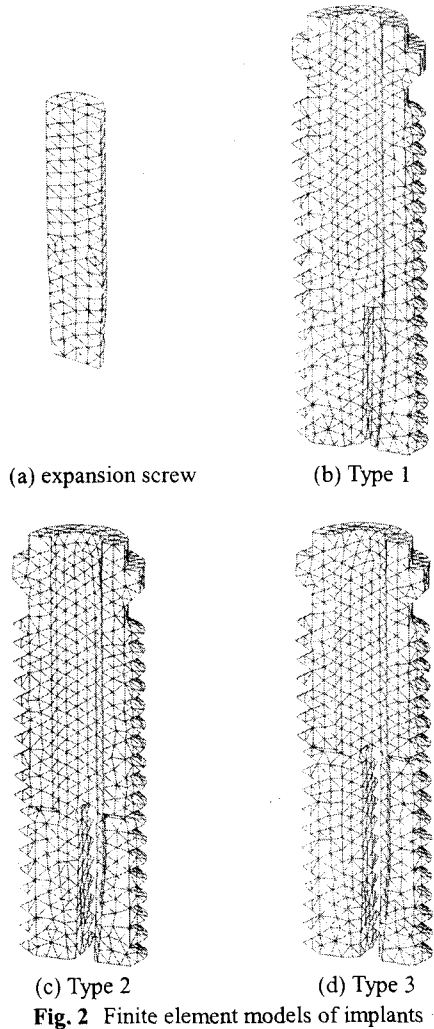
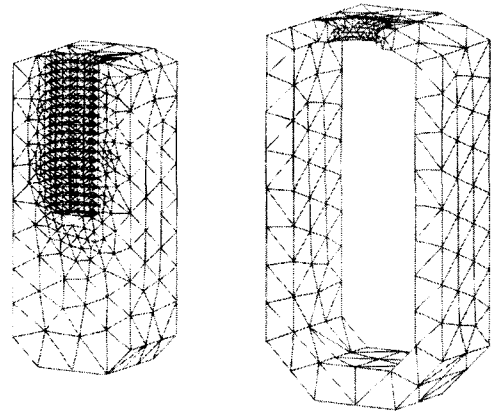
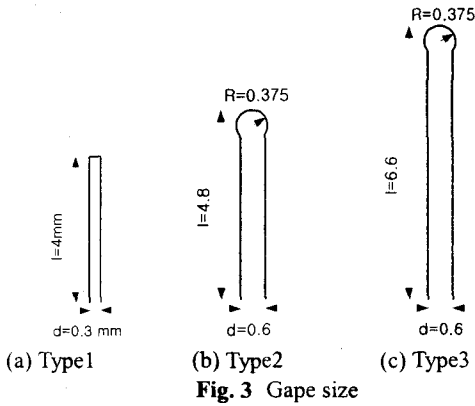


Fig. 2 Finite element models of implants

Type2, Type3의 몸체 형상은 하악골을 제외하고 임플란트만 고려한 해석에서 다양한 치수의 여러 개의 모델들을 반복 해석하면서 적당한 치수를 정하여 선택한 모델이다. 하악골을 고려한 해석은 많은 요소와 접촉요소가 사용되므로 많은 해석시간이 요구된다. 따라서 전체 모델의 해석을 하기 전에 임플란트만을 고려한 해석 과정을 거쳐서 변경 모델의 치수를 정하였다. 각 모델에서 갈라진 부분의 치수는 Fig. 3과 같다.



(a) cancellous bone (b) compact bone
Fig. 4 Finite element model of the lower jawbone

2.2 하중 및 경계조건

임플란트 시술후 환자가 저작 할 때 임플란트에 가해지는 하중은 몸체 상부 정중상에 수직력 100N, 수평력 25N 정도이다(6,7). 절반 모델이므로 실제 해석에는 수직력 50N 만큼의 힘을 압력으로 환산하여 몸체 상부에 적용하였고, 수평력 12.5N을 적용하였다(Fig. 5(a)).

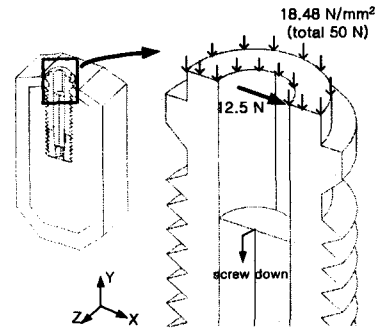
2.1.2 하악골의 구조

해석에 적용된 하악골은 구치부에 해당하는 모형으로 전체적인 형상은 외부의 치밀골과 내부의 해면골로 이루어져있다. 치밀골의 두께는 상부 1.5mm, 측부 2mm, 하부 2.5mm의 두께를 유지하고 고경 25mm, 폭경 13mm로 설정하여 전체적으로 실제 하악골의 표준형에 준한 모양을 나타내도록 하였다(4,5). 절반 모델(half model)에 적용된 근원심의 길이는 6mm로 정하였다(Fig. 4)

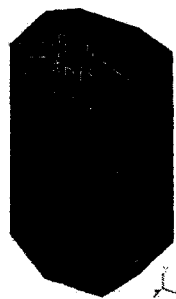
치밀골은 716개, 해면골은 4170개의 요소로 이루어져 있다. Table 1에 각 부분의 요소 수를 정리하여 전체 모델의 요소 수를 나타내었다.

Table 1. Number of elements

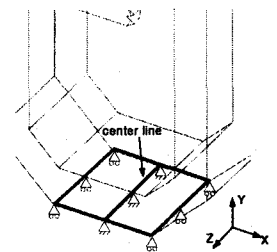
	Screw	Body	Cancellous	Compact	Total
Type1	781	5846	4170	716	11513
Type2	781	5616	4170	716	11430
Type3	781	5463	4170	716	11130



(a) loading conditions



(b) symmetry plane



(c) base plane

Fig. 5 Loading and boundary conditions

Fig. 5(b)의 흰색 경계로 표현된 모델의 대칭면(symmetry plane)은 Z 축 방향을 구속, Fig. 5(c)의 하악골의 기저면(base plane)은 Y 축 방향을 구속하였으며 기저면의 중앙선(center line)은 고정하였다.

2.3 재료의 물성치

치밀골과 해면골은 등방성(isotropic)이고 균질한(homogenous) 물질이며 선형(linear)거동을 한다고 가정하여 탄성계수(Young's Modulus)와 Poisson 값을 Table 2 와 같이 가정하였다^(8,9).

Table 2. Material properties

	Young's Modulus (MPa)	Poisson's Ratio
Titanium (Ti-65A)	114000	0.3
Cancellous bone	1372	0.3
Compact bone	13720	0.32

임프란트의 재료는 상업용 순수 티타늄(commmercially pure titanium(Ti-65A))을 사용하였다. 몸체 하부가 확장되는 모델의 특성상 비선형(non-linear) 해석이 요구된다. 해석에 적용된 응력-변형률(tress-strain) 관계 선도는 Fig. 6 과 같다⁽¹⁰⁾.

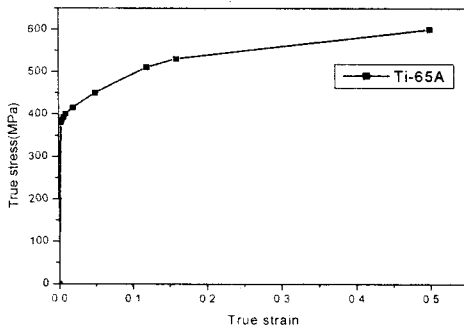


Fig. 6 True stress-strain relation

3. 유한요소 해석

3.1 해석 과정

해석에는 접촉면(contact surface)해석이 가능한 수정된 요소(10-node modified tetrahedron)를 사용하였으며⁽¹¹⁾ 비선형 해석이 가능한 ABAQUS™을 이용하여 해석을 수행하였다.

해석 과정은 임프란트의 시술 과정과 시술 후 저작을 할 때 받는 하중의 실제 조건과 비슷하도

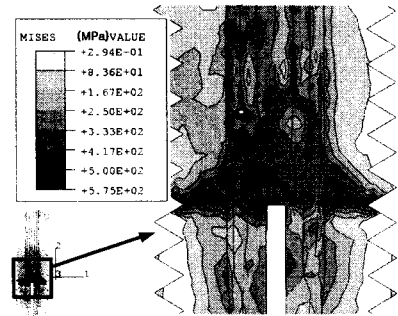
록 설정하였다. 첫 단계로 몸체 내의 확장나사에 Y 축 방향 아래로 변위를 주고, 다음 단계로 임프란트 상부에 하중을 가하였다.

3.2 응력 분포

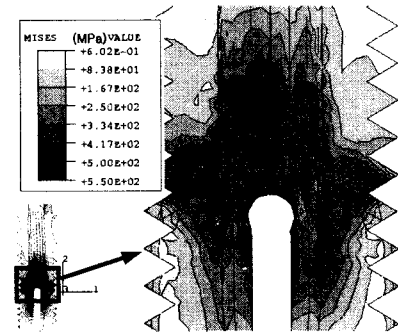
최대응력의 발생 지점과 응력 분포 상태를 구하는 것은 설계에서 중요한 자료가 된다. 본 논문에서는 von-Mises 응력을 이용하여 응력 분포를 나타냈다.

3.2.1 임프란트의 응력 분포

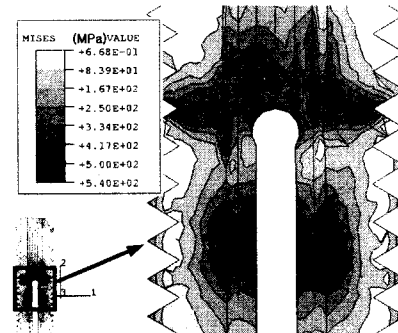
임프란트 시술 후 환자가 저작을 할 때의 상태인 확장나사의 하강 후 하중을 가하였을 때 몸체에 발생하는 응력 분포를 구하였다.



(a) stress distribution of Type1



(b) stress distribution of Type2



(c) stress distribution of Type3

Fig. 7 Von-Mises stress distribution of implants

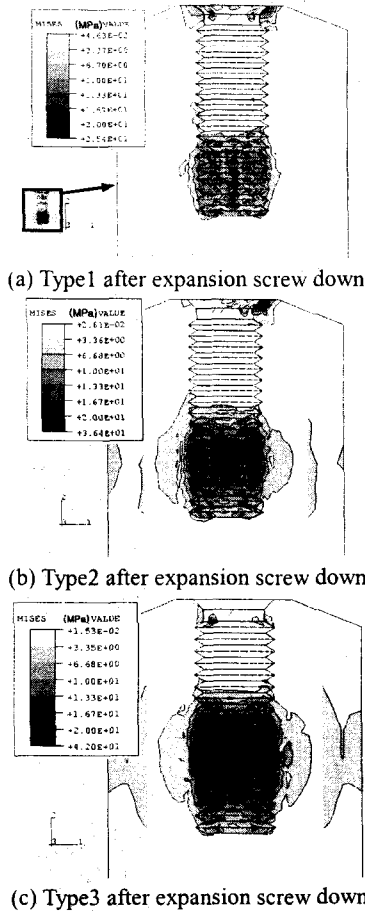


Fig. 8 Von-Mises stress distribution of the lower jawbone after expansion screw down

기존 모델(Type1)의 해석 결과 몸체 하부의 갈라지는 부분에서 응력집중이 많이 발생하였는데 최대 von-Mises 응력이 약 580MPa 정도 나타났다(Fig. 7(a)). Type2 모델의 최대 응력은 약 550MPa 정도로 기존 모델에 비해서 조금 감소하였고(Fig. 7(b)), Type3 모델은 약 540MPa 정도로 이전 모델에 비해 좀더 감소하였다(Fig. 7(c)).

특히 Type3 모델은 갈라진 부분의 형상이 길어서 변형 중 외부 하악골의 압박에 의해 중간 부분이 미세하게 활처럼 휘어지는 현상이 나타났다. 이 때문에 갈라진 부분 상부의 응력 집중 현상이 좀더 감소된 것으로 보인다.

응력이 약 400MPa 넘어설 때 몸체는 탄성영역을 지나 소성영역으로 진행되기 시작하는 데, 이것은 재료의 안정성을 저하시킬 수 있다. Fig. 7에서 보면 400MPa의 응력을 넘어선 영역이 Type3의 모델에서 많이 감소한 것을 알 수 있다.

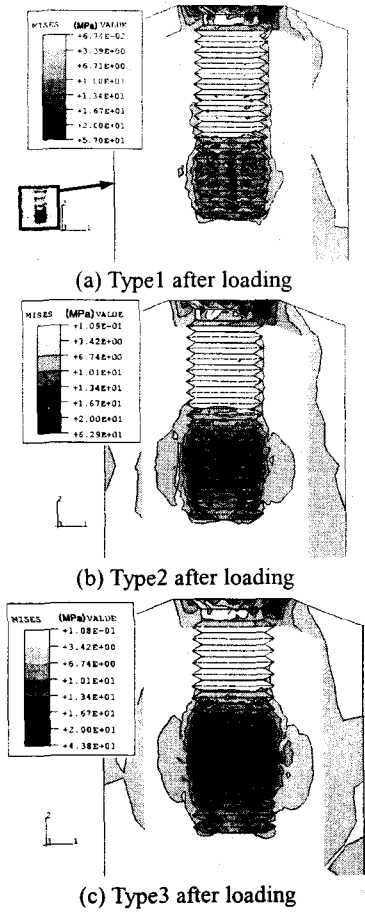


Fig. 9 Von-Mises stress distribution of the lower jawbone after loading

3.2.2 하악골의 응력 분포

임플란트 시술 후의 상태인 확장나사 하강 후에, 하악골에 발생하는 응력은 대부분 몸체와 접하는 해면골과 상부 치밀골의 일부분에서 나타났다(Fig. 8). 해면골의 응력은 대부분 몸체 변형에 의한 압박으로 생긴 압축응력으로서 Type1 에서 최대 응력 약 25MPa, Type2 에서 약 36MPa 그리고 Type3 에서 약 42MPa 정도로 나타났다. 전체적인 응력 분포도 변경모델에서 더 크게 나타났다. 응력 분포로 보아 Type3 모델에서 압축이 더 많이 발생할 것이다. 임플란트 주위 골조직의 이러한 압축은 접촉면적을 증가시켜 역학적인 면에서 볼 때 보다 안정적으로 임플란트를 고정시켜 준다.

Fig. 9 는 환자가 저작할 때의 하중을 적용 했을 때의 응력 분포이다. 임플란트와 접하는 치밀골 상단부에 발생하는 최대 응력은 Type1 에서 약 57MPa, Type2 에서 약 63MPa 그리고 Type3 에서

약 44MPa 정도로 나왔다. 해면골의 최대 응력은 확장나사 하강 후의 상태와 비슷하지만, 전체적인 응력 분포는 하중의 영향으로 조금 증가하였다. 해면골의 응력 분포 변화폭이 적은 것으로 볼 때 임프란트에 가해지는 하중의 대부분은 치밀골에 분담되는 것으로 보인다.

3.3 나사 하강과 응력 관계

Fig. 10은 확장나사를 Y축 아래 방향으로 누르는 동안 몸체의 갈라진 부분 A, B, C 지점에서 발생하는 응력의 평균값의 변화를 각 모델별로 나타낸 것이다. Type1 모델에서는 후반부에 응력이 계속 증가하여 높은 응력이 나타났다. Type3 모델에서는 400MPa를 넘어서는 소성영역 구간이 다른 모델보다 적게 나타났고 응력의 크기 또한 가장 적은 수치를 보였다.

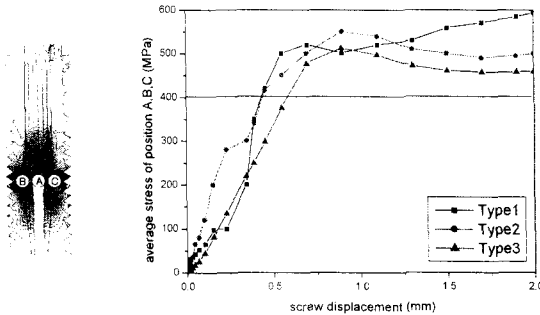


Fig. 10 Screw displacement and stress relation in implant

4. 결론

근단부 팽창형 임프란트의 기존 모델(Type1)과 두 가지 변경 모델(Type2, Type3)의 하악골을 고려한 해석을 수행하여 다음의 결론을 얻었다.

(1) Type1 모델의 몸체에서 발생한 최대 Mises 응력은 약 580MPa 정도였고, Type2 모델에서 약 550MPa 그리고 Type3 모델에서는 약 540MPa 정도로 나타났다. 세 가지 모델 모두 소성변형이 발생하였으나, 최대응력과 소성영역은 Type3 모델에서 가장 작게 나타났다.

(2) 하악골에서는 임프란트 하부의 변형에 의한 압박을 받아서 압축 응력이 발생하는 것을 확인할 수 있었다. 근단부 팽창형 임프란트 주변 골조직의 이러한 압축은 원통형 임프란트보다 접촉면적을 증가시켜서 역학적으로 더 안정적인 지지를 가

능하게 한다. Type3 모델에서 압축응력이 크고 넓게 분포되어 실제 압축량이 다른 모델보다 더 많을 것이다.

(3) 임프란트의 하부 갈라진 부분의 응력 변화를 확장 나사의 하강에 따라 정리해본 결과, Type3 모델에서 소성변형 구간과 응력의 크기가 다른 모델 보다 작게 나타나 가장 안정적인 결과를 보였다.

참고문헌

- (1) Celland, N. L., Ismail, Y. H., Zail, H. S., Pipko, D., 1991, "Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis in and Around the Screw-Vent Implant," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Vol. 6, pp. 391~398.
- (2) Van Zyl, P. P., Grundling, N. L., Jooste, C. H., Terblanche, E., 1995, "Three-Dimensional Finite Element Model of a Human Mandibula Incorporating Six Osseointegrated Implants for Stress Analysis of Mandibula Cantilever Prostheses," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Vol. 11, pp. 351~359.
- (3) Williams, K. R., Watson, C. J., Murphy, W. M., Scott, J., Gregory, M., Sinobad, D., 1990, "Finite Element Analysis of Fixed Prostheses Attached to Osseointegrated Implants," *Quintessence Int.*, Vol. 21, pp. 563~570.
- (4) 현영근, 권종진, 1997, "삼차원 유한요소 해석에 의한 골내 임프란트의 구조에 관한 연구," 대한치과보철학회지, 제 35 권, pp. 181~188
- (5) 현영근, 권종진, 1999, "골내 임프란트에서 연마피가 미치는 영향의 3 차원 유한요소해석," 치과연구, 제 46 권, 제 6 호, pp. 27~40
- (6) Siegele, D., Soltesz, U., 1989, "Numerical Investigations of the Jaw Bone," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Vol. 4, pp. 333~340.
- (7) Matsushita, M., Kitoh, M., Mizuta, K., Ikeda, H., Suetsugu, T., 1990, "Two-Dimensional FEA analysis of hydroxyapatite implants," *J. Oral Implantol.*, Vol. 14, pp. 6~13.
- (8) Rohl, L., Larsen, E., Linder, F., Odgard, A., Jorgensen, J., 1991, "Tensile and Compressive Properties of Cancellous Bone," *J. Biomechanics*, Vol. 24, pp. 1143~1154.
- (9) Vaillancourt, H., Pilliar, R. M., McCammond, D., 1996, "Factors Affecting Crestal Bone Loss with Dental Implants Partially Covered with Porous Coating: A Finite Element Analysis," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Vol. 11, pp. 351~359.
- (10) Juvinall, R. C., Marshek, K. M., 1991, *Fundamentals of Machine Component Design*, John Wiley & sons Inc., Canada, pp. 757~778.
- (11) *ABAQUS Standard User's Manual for Verion 5.8*, Hibbitt, Karlsson & Sorensen Inc., Pawtucket.