

유한요소법을 이용한 하이브리드형 임플란트의 응력해석

권영두[†] · 장석호* · 박상현** · 이상원**
(2007년 9월 4일 접수, 2008년 1월 28일 심사완료)

Stress Analysis of Hybrid Implant Using Finite Element Method

Young-Doo Kwon, Suck-Ho Jang, Sang-Hyun Park and Sang-Won Lee

Key Words : Implant(임플란트), Bone Resorption(골흡수), Shape Modification(형상변경), Hybrid Material(이종재료), Stress Reduction(응력감소)

Abstract

After scientific verification of the osteointegration of dental implants, the overall efficiency of dental implants has been generally accepted. Thus, implants now play a major role in the clinical treatment of an edentulous mandible, and in the prosthetic maintenance equipment for partial edentulous mandible patients. Yet, for the successful long-term maintenance of implants, careful consideration of the bio-mechanics is needed to ensure that the maximum stress in the mandible as a result of chewing is maintained under a critical value. Accordingly, this study focuses on reducing the maximum stresses in an implanted mandible, especially in the cortical bone. Thus, the stresses in the implant and mandible are analyzed using finite element packages, including I-DEAS and NISA II/DISPLAY III, using a local zooming technique for a concentrated stress analysis. In addition, the von-Mises stress and principal stress in the mandible are both checked to determine the best combination.

1. 서론

치과용 임플란트⁽¹⁾에 대한 과학적 규명이 이루어진 이후, 치과용 임플란트에 대한 효율성이 입증되었고, 이에 따라 완전 무치악, 부분 무치악 환자를 위한 보철물의 유지 장치 등으로 임플란트의 임상적 적용범위가 확대되어 가고 있는 추세이다. 따라서, 치과용 임플란트가 치아의 역할을 대신함으로써 발생하는 생체기능성에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다.⁽²⁻⁵⁾

골흡수(Bone Resorption)란, 뼈를 생성하는 조골세포와 뼈를 파괴시키는 파골세포와의 상관관계를 통해 발생하게 된다. 치과용 임플란트의 식립 후 임플란트 주위 골흡수가 발생하는 실패 사례의 주요 원인은 악골에 과도한 응력을 발생시키는 기계적인 힘이라고 할 수 있다. 치과용 임플란트의 일반적인 특성은 자연치와의 생리적 동요도의 차이 즉, 자연치는 치주인대(Periodontal Ligament)가 존재하여 외력을 완화 할 수 있는 반면 치과용 임플란트 악골과 직접 결합되어 있어 보철물에 가해진 하중을 악골 속으로 직접 전달한다는 것이다. 자연치와 같이 응력완화 기전이 없는 임플란트는 동일한 저작력(咀嚼力)에 대해서도 취약한 물리적 성질을 가지게 된다. 따라서 임플란트 보철물이 장기간 동안 성공적으로 유지되려면 기능 및 부기능 시 발생하는 저작압을 생체의 지지능력 한계

† 책임저자, 회원, 경북대학교 기계공학부
E-mail : ydkwon@knu.ac.kr
TEL : (053)950-5575 FAX : (053)950-6550

* 대우조선해양

** 경북대학교 기계공학부

내에서 잘 분산시킬 수 있도록 생체 역학적인 고려가 이루어져야 한다.

본 연구는 치과용 임플란트의 형상 최적화에 관한 내용으로서, I-DEAS⁽⁶⁾와 NISA II/DISPLAY III⁽⁷⁾를 이용한 유한요소 해석⁽⁸⁾을 통해 임플란트의 나사산의 형상을 포함한 형상 수정 및 하이브리드형 임플란트를 도입을 통하여 악골에 작용하는 응력을 저감시킬 수 있는 임플란트의 적정형상을 찾고자 한다.

2. 치과용 임플란트의 결합구조

임플란트는 1951년 Branemark 박사에 의해 골유착의 현상이 발견된 이후 많은 임상실험을 통해 개발되었다. 그 후 임플란트는 많은 발전을 해왔으며 최근의 임플란트들은 골유착 이론의 근거에 의해 제작된 나사형 임플란트들이 주종을 이루며 발전을 해왔다. Fig. 1에서 보여지듯이 임플란트는 해면골과 치밀골로 구성된 악골에 드릴작업을 통해 임플란트 식립 후, 식립된 임플란트에 상부구조물인 지대주(Abutment)와 크라운(Crown)이 결합된 구조이다.

3. 치과용 임플란트의 유한요소 해석

3.1 해석방법 및 모델링

3.1.1 해석방법

치과용 임플란트는 동일한 치형을 가지는 나사산을 가지고 있으며, 해석모델 구성 시, 전산구조해석의 정확도를 높이기 위해서는 응력집중이 예상되는 부분, 즉 응력이 급변하는 부분에서는 요소의 크기를 아주 미세하게 나누어야 한다. 그러나, 전체 구조물 해석 시 응력집중 부분에 해석 정확성을 높이기 위해 작은 요소의 크기로 전체모델을 나눌 수 없기 때문에 Fig. 2 에서와 같은 부분모델의 해석방법⁽⁹⁾을 적용하였다. 첫 번째는 전체모델을 비교적 큰 요소로 나누어 해석하고, 두 번째로 응력집중이 발생하는 부분을 잘라내어 아주 미세한 요소로 나누고, 첫 번째 단계에서 얻은 등가 절점력을 부분모델의 경계조건으로 적용하는 것이다. 이 방법은 Saint-Venant의 원리⁽¹⁰⁾를 이용한 것이다.

3.1.2 모델링과 물성치

현재 주류를 이루고 있는 외부 타입(External

Type)의 임플란트에 대해 Fig. 3 과 같이 모델링 하였다. 사용된 요소는 축대칭 해석을 위한 비대칭 3D 요소(Axisymmetric Solid Element)이며, 사용된 절점의 수는 59680 개, 요소의 수는 65136 개이다. 그리고, 해석의 정확도에 큰 영향을 미치는 치밀골(Cortical Bone)의 두께는 성인의 평균두께인 0.75mm 로 모델링 하였으며, 성인 평균 저작력인 50N 의 힘을 인가하였다. 사용된 물성치는 Table 1 과 같다

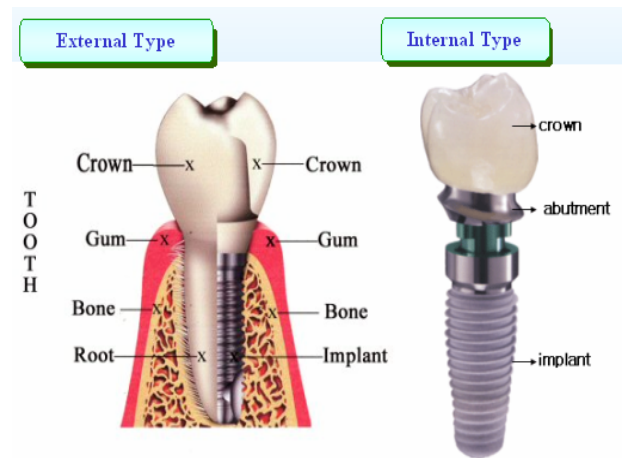


Fig. 1 Type of dental Implant

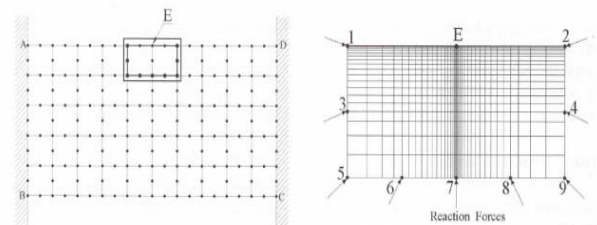


Fig. 2 Interpretation method of stress

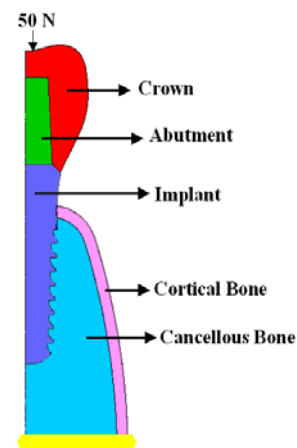


Fig. 3 Model

Table 1 Material properties

Part Name	Young's Modulus	Poisson's ratio
Crown	77.0 GPa	0.33
Abutment	116 GPa	0.34
Implant	116 GPa	0.34
Cortical Bone	13.7 GPa	0.30
Cancellous Bone	1.37 GPa	0.30

3.2 기존 모델의 유한요소 해석

3.2.1 모델링

Fig. 4 는 임플란트의 치형 중에서 가장 많이 보편화 되어 있는 치형을 가진 임플란트를 I-DEAS 에서 모델링하여 NISAI / DISPLAYIII 에서 이입 (Import)된 형상을 보여주고 있다. 치형에 따른 악골의 응력분석을 위해 임플란트의 길이 및 외경이 동일한 모델을 선택하였다.

3.2.2 해석결과

기존의 3 가지모델을 해석한 결과 그 값은 Table 2 와 같이 모델 C (Dentis model)가 작은 응력 레벨을 나타내었다. 모델 A(Allfit model)의 경우 날카로운 나사의 마루 부분형상으로 인해 응력집중현상이 나타나고, 모델 C(Dentis model)의 경우는 모델 B(3i model)와는 달리 하부의 톱니형 형상이 효과적이고, 상부의 미세한 나사가 응력분포에 효과적인 것으로 생각된다.

기존 모델 3 중에 대한 전체모델의 해석결과를 바탕으로 각 모델의 응력 집중 부위를 국부 확대 (Local Zooming)한 모델을 구성하여, 재해석을 수행하였으며 응력값은 Table 3 과 같다. Table 2~3 에서 덴티스 모델(Dentis model)의 응력 값이 가장 작으므로 이 후 덴티스 모델을 사용하였다.

3.3 수정모델의 유한요소해석

3.3.1 1 차 수정모델의 모델링

임플란트 나사산의 형상이 악골에 미치는 영향을 분석하기 위해 먼저 모든 조건을 동일하게 유지하고, Fig. 5 와 같이 덴티스 모델의 치형에서 나사산의 R 값을 수정한 4 가지 모델을 구성한 후, 전체구조물에 해석을 실시하였다.

Table 2 Result of stress interpretation (Existing model)

Model	von-Mises [MPa]		Principal stress 3 [MPa]	
	Cortical Bone	Cancellous Bone	Cortical Bone	Cancellous Bone
Allfit	12.41	6.658	21.07	8.518
3i	7.720	6.658	13.13	5.176
Dentis	6.958	2.907	12.02	3.534

Table 3 Result of stress interpretation by local zooming (Existing model)

Model	von-Mises [MPa]		Principal stress 3 [MPa]	
	Cortical Bone	Cancellous Bone	Cortical Bone	Cancellous Bone
Allfit	76.09	6.390	89.38	6.958
3i	78.22	17.32	87.16	8.122
Dentis	40.60	3.998	52.38	5.426

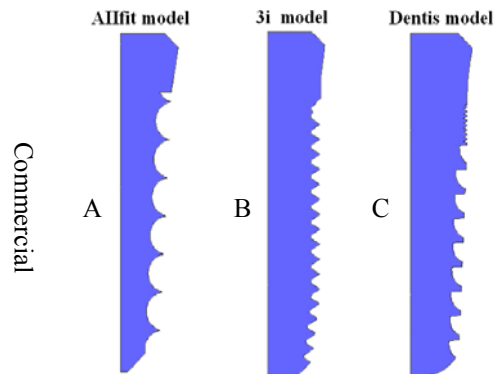


Fig. 4 The shape of implant (Existing model)

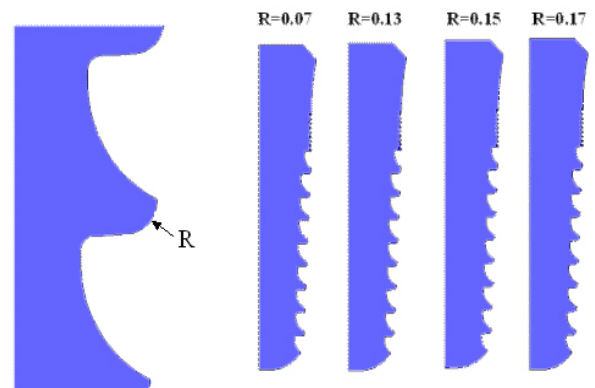


Fig. 5 The shape of implant (1st revision model)

Table 4 Result of stress interpretation(1st revised models)

Model	von-Mises [MPa]		Principal stress 3 [MPa]	
	Cortical Bone	Cancellous Bone	Cortical Bone	Cancellous Bone
Model 1-1	5.871	3.156	9.520	3.379
Model 1-2	5.962	2.886	9.547	3.826
Model 1-3	5.968	2.780	9.559	3.687
Model 1-4	5.978	2.776	9.564	3.596

3.3.2 1차 수정모델의 해석결과

수정된 4 개의 모델의 해석결과는 Table 4 와 같 으며 나사산의 라운드 값 R 이 큰 값을 가지는 Model 1-4 가 악골에서 가장 낮은 응력수준을 보였다.

3.3.3 2차 수정모델의 모델링

Fig. 6 과 같이 1 차 수정모델에서 R=0.17 인 Model 1-4(Model2-1), Model 1-4 의 코너부를 라운딩한 Model 2-2, 전체적으로 라운드 처리 된 Model 2-3, 그리고 점진적으로 커지고 단속적인 치 형을 가지게 함으로써 임플란트 식립 시 점진적으 로 절삭이 수행되는 Model 2-4, 총 4 종의 모델에 대해 해석을 실시하였다.

3.3.4 2차 수정모델의 해석결과

Model 2-1~4 에 대해 전체 구조에 대해 해석한 결과는 Table 5 와 같다. 모델 4 종에 대한 전체모델의 해석결과를 바탕으로 각 모델의 응력 집중 부위를 국부 확대한 모델을 구성하여, 재해석을 수행하였으며, 그 결과 응력 값은 Table 6 과 같다.

2 차 단계까지 수정된 모델에 대해 해석을 분석한 결과 나사산 형상의 수정을 통해 기존모델에 비해 해면골에서의 응력수준을 증가 응력의 경우에는 큰 영향을 주지 않았지만 주압축응력의 경우 치밀골과 해면골에서 응력수준을 각각 18.8%, 27.9% 저감할 수 있었다. 따라서 임플란트의 최적화를 위한 나사산의 1 차 수정모델로 Model 2-2 가 선정되었다.

Table 5 Result of stress interpretation (2nd revised models)

Model	von-Mises [MPa]		Principal stress 3 [MPa]	
	Cortical Bone	Cancellous Bone	Cortical Bone	Cancellous Bone
Model 2-1	5.978	2.776	9.564	3.596
Model 2-2	5.968	2.743	9.561	3.442
Model 2-3	5.981	2.899	10.54	3.441
Model 2-4	6.209	4.418	10.90	6.674

Table 6 Result of stress interpretation by local zooming (2nd revised models)

Model	von-Mises [MPa]		Principal stress 3 [MPa]	
	Cortical Bone	Cancellous Bone	Cortical Bone	Cancellous Bone
Dentis	40.60	3.998	52.38	5.426
Model 2-1	40.07	4.397	51.38	4.082
Model 2-2	41.31	3.791	42.50	3.907
Model 2-3	44.12	4.666	47.97	3.872
Model 2-4	42.76	6.507	43.73	7.576

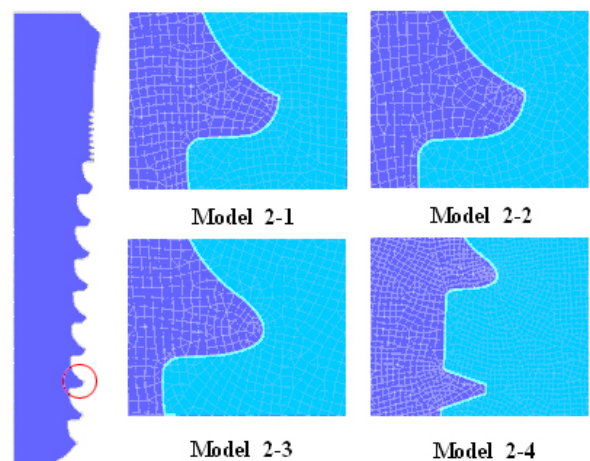


Fig. 6 The Shape of implant(2nd revision model)

Table 7 Result of stress interpretation (3rd revised models)

Model	α	von-Mises [MPa]		Principal stress 3 [MPa]	
		Cortical Bone	Cancellous Bone	Cortical Bone	Cancellous Bone
Model 3-1	-6°	5.882	3.046	8.905	4.083
Model 3-2	-4°	5.916	2.792	8.503	3.946
Model 3-3	-2°	5.554	2.808	8.698	3.487
Model 3-4	0°	5.632	2.797	10.23	3.512
Model 3-5	2°	6.007	2.751	8.194	3.937
Model 3-6	4°	6.029	2.752	8.374	3.932
Model 3-7	6°	5.981	2.907	9.179	3.931

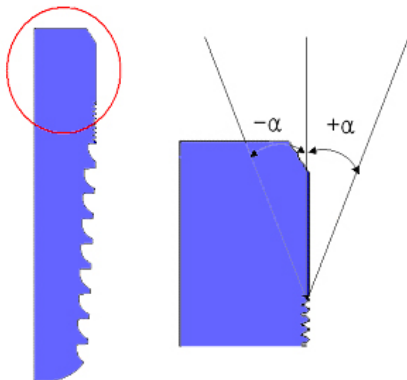


Fig. 7 The shape of implant (3rd revision model)

3.3.5 3차 수정모델의 모델링

치과용 임플란트의 최적화를 위해 다음단계로 고려해 보아야 할 것은 상부구조물의 형상이 악골에 미치는 영향을 고려해 보기 위해 덴티스 모델을 기초로 Fig. 7에서처럼 상부구조물의 각도만을 -6°~6°까지 수정한 후 악골에서의 응력을 분석해 보았다.

3.3.6 3차 수정모델의 해석결과

임플란트의 상부의 각도에 따라 전체 구조에 대해 해석한 결과 그 값은 Table 7과 같다.

Table 7의 3차 수정 모델 7종에 대한 해석결과를 바탕으로 악골에서의 등가응력 수준이 낮은 Model

Table 8 Result of stress interpretation (4th revised models)

Model	B	von-Mises [MPa]		Principal stress 3 [MPa]	
		Cortical Bone	Cancellous Bone	Cortical Bone	Cancellous Bone
Model 4-1	-0.3	5.859	2.586	7.933	3.534
Model 4-2	-0.2	5.925	2.754	7.415	3.699
Model 4-3	-0.1	5.958	2.756	7.394	3.824
Model 4-4	+0.1	5.888	2.822	9.160	3.813
Model 4-5	+0.2	5.864	2.806	8.902	3.689
Model 4-6	+0.3	6.002	2.829	9.378	3.495

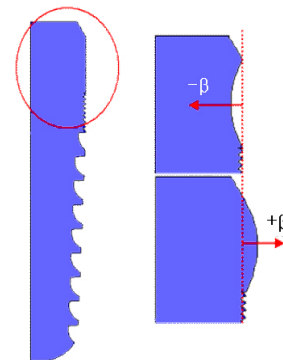


Fig. 8 The shape of implant (4th revision model)

3-4 ($\alpha = 0^\circ$)를 4 번째 수정모델의 기준으로 선정하였다.

3.3.7 4차 수정모델의 해석결과

임플란트의 상부의 형상에 따라 전체 구조에 대해 해석한 결과 값은 Table 8과 같다. Table 8의 모델 6종에 대한 전체모델의 해석결과를 바탕으로

3.3.8 4차 수정모델의 모델링

Fig. 8과 같이 3 단계에서 선택된 모델인 Model 3-4 ($\alpha = 0^\circ$)를 기초로 다음과 같은 모델을 구성하여 악골에서의 응력을 분석하였다.

악골에서의 압축응력수준이 가장 낮은 Model 4-3 ($\beta = -0.1$)의 응력집중 부위를 국부 확대한 모델을 구성하여, 재해석을 수행하였으며, 응력 값은

Table 9 Result of stress interpretation by local zooming (4th revised models)

Model	von-Mises [MPa]		Principal stress 3 [MPa]	
	Cortical Bone	Cancellous Bone	Cortical Bone	Cancellous Bone
Dentis	40.60	3.998	52.38	5.426
model 2-1	41.31	3.791	42.50	3.907
model 2-3	44.12	4.666	47.97	3.872
model 2-4	42.76	6.507	43.73	7.576
model 4-3	40.24	3.978	36.48	3.967

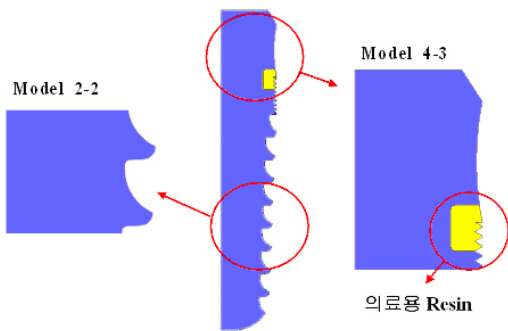


Fig. 9 The optimum shape of implant(4th revision model)

Table 9 와 같다. 4 차 단계까지 수정된 모델에 대해 해석한 결과를 분석한 결과 다음과 같이 2 개 모델의 장점을 취할 수 있다.

최종모델은 나사산의 형상을 수정함으로써 악골의 응력수준을 저감할 수 있었던 Model 2-2 와 상부구조를 변경함으로써 응력수준을 저감할 수 있었던 Model 4-3 의 장점을 혼용함으로써 최적의 임플란트 모델을 개발할 수 있으리라 사료된다. 그러나, 치밀골에서의 응력수준이 해면골에 비해 상당히 높은 수준이기 때문에 해면골에서의 응력수준을 저감하기 위해서는 다른 임플란트의 형상의 개발이 필요하다.

3.4 최적모델의 유한요소 해석

3.4.1 최적 모델의 모델링

치밀골에서의 응력집중으로 인한 골손실을 막기 위해서 앞서 개발된 두개의 모델을 혼용하고, 작은 강성을 가지는 의료용 레진을 사용함으로써 악골에서의 응력수준을 저감 할 수 있으리라고 사료된다. Fig. 9 와 같이 임플란트를 모델링하여 악골에서의 응력을 분석해보았다.

3.4.2 최적 모델의 해석결과

전체모델의 해석결과를 바탕으로 악골에서의

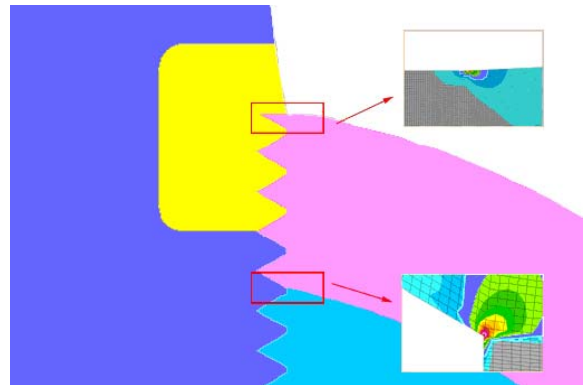


Fig. 10 Position of Local zooming

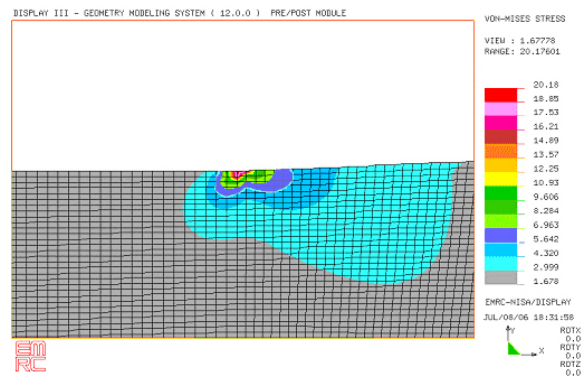


Fig. 11 von Mises stress of model 5 (Local zooming)

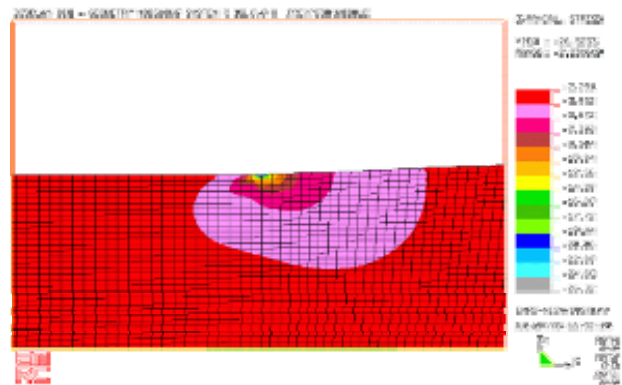


Fig. 12 Principal stress of model 5 (Local zooming)

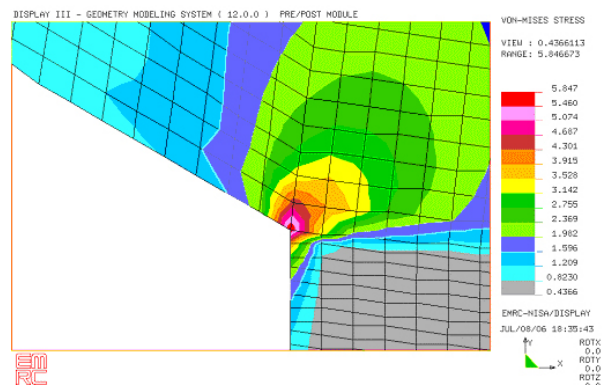
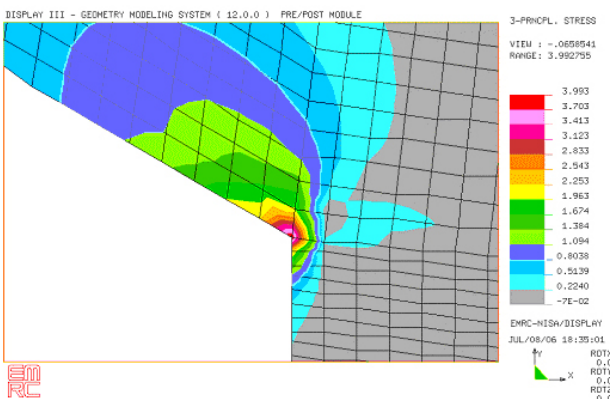


Fig. 13 von Mises stress of model 5 (Local zooming)

Table 10 Result of stress interpretation by local zooming (5th revised models)

Model	von-Mises [MPa]		Principal stress 3 [MPa]	
	Cortical Bone	Cancellous Bone	Cortical Bone	Cancellous Bone
Dentis	40.60	3.998	52.38	5.426
model 2-2	41.31	3.791	42.50	3.907
model 4-3	40.24	3.978	36.48	3.967
model 5	20.18 (-50.3 %)	5.847 (+31.6 %)	26.32 (-49.8 %)	3.993 (28.6 %)

**Fig. 14** Principal stress of model 5 (Local zooming)

응력집중 부위를 국부 확대한 모델을 구성하였으며 그 위치는 Fig. 10 과 같다. 재해석을 수행한 결과는 Fig. 11~14 와 같으며, 본 논문에서 제안된 모델들의 응력 값은 Table 10 과 같다

최적 모델인 Model 5 의 경우 치밀골에서의 등가응력 및 주압축응력의 수준은 기존 덴티스 모델에 비해 약 50%의 저감효과를 얻었다.

4. 결론

임플란트는 치주인대의 부재로 인해 동일한 저작력에 대해서도 취약한 물리적 성질을 가지게 되며, 따라서 임플란트는 저작압을 생체의 지지능력 한계 내에서 분산시킬 수 있도록 생체역학적인 고려가 이루어져야 한다. 따라서 임플란트의 나사산을 포함한 형상 최적화를 통해 악골에서의 응력을 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

(1) 기존의 대표적인 임플란트에 대해 악골에 미치는 응력을 해석하고, 덴티스 모델의 치형이 가장 우수함을 확인하였으며, 그 치형의 수정을 통한 Model 2-2 의 경우, 기존모델에 대비, 주압축

응력의 경우 치밀골과 해면골 각각 19%, 27%의 응력 저감 효과를 얻었다.

(2) 플란트의 상부구조물의 각도 및 형상을 수정한 Model 4-3 의 경우 기존모델과 비교 하였을 때, 주압축응력의 경우 치밀골과 해면골 각각 30%와 26%의 응력 저감 효과를 얻었다.

(3) 나사산의 수정과 상부구조물의 수정을 조합한 최적의 모델인 Model 5 의 경우 기존 모델에 대비 가장 취약한 부분인 치밀골에서 등가응력과 주압축응력 모두 50%정도의 응력저감 효과를 얻었다.

(4) 점진적 확대 치형을 가지는 Model 2-4 를 개발하였으며, 이는 임플란트 식립의 편의성 및 환자의 통증감소에 유효하며, Model 5 의 장점과 혼용함으로써 악골에서의 응력수준을 기존모델에 비해 저감시키면서도, 상당히 실용성 있는 모델이 될 수 있다고 사료된다.

참고문헌

- (1) Kim, Y. J., 2002, "A handbook of Dental Implant 2002."
- (2) Shim, D. B. and Chung, C. H., 1998, "3-Dimensional Finite Element Stress Analysis of Single Implant according to the Structure of the Intermediate Abutment," *Oral Biology Research*, Vol. 22
- (3) Kim, W. B., Kang, S. H. and Chung, C. H., 1997, "A Finite Element Stress Analysis According to the Form of the Neck of Implant Fixture," *Oral Biology Research*, Vol. 21, No. 1
- (4) Han, J. S., Kim, J. S. and Choi, J. H., 2004, "Three Dimensional Optimum Design of Endosseous Implant in Dentistry by Multilevel Response Surface Optimization," *KSME*, Vol. 28, No. 7.
- (5) Oh, K. S., Chun, H.J. and Han, C.H., 2006, "Design Optimization of Dental Implant Considering Bone Resorption," *KSME, Proceeding*
- (6) SDRC, 2001, "I-DEAS Part Design," SDRC's Software
- (7) EMRC, 1994, "NISA II - User's manual."
- (8) Cook, R. D., Malkus, D. S., Plesha, M. E. and Witt, R. J., 2002, "Concepts and Applications of Finite Element Analysis," John Wiley & Sons. Inc.
- (9) Kwon, Y. D., Kim, S. S., Gu, N. S. and Park, J. G., 2002, "The Development of Partial Model for Thermo-Mechanical Stress Analyses of Part with Coated Layer under Contact Load," *KSTLE*, Vol.18.
- (10) Ugrual-Saul, A. C. and Fenster, K., 1995, "Advanced Strength and Applied Elasticity(3rd edition)," Prentice-Hall.