

다양한 설계변수를 고려한 수직하중을 받는 일체형 임플란트의 최적설계

*연세대학교 기계공학과 대학원, **연세대학교 기계공학부,
***연세대학교 치과대학 보철학교실

최재민* · 전흥재** · 이수홍** · 한종현***

I. 서 론

치과용 임플란트(Implant)란 상실된 자연치아를 대신하여 골 내에 매식하는 인공치근을 말하며, 1969년 Branemark에 의해 생체와 금속간의 직접적인 결합인 골유착의 개념이 보고된 이후 이에 대한 많은 기초적 및 임상적인 연구와 함께 매우 성공적인 치료 술식으로 평가받고 있다.

기존의 골 유착성 임플란트를 이용한 보철 술식의 초기단계에서는 주로 무치악을 대상으로 하여 임플란트의 재료나 기하학적 형태 등의 생체 친화성에 대한 연구에 초점이 맞추어졌으나, 최근에는 부분 무치악의 경우에도 활발히 이용되어 단일 치아 수복을 위한 임상적 적용 범위가 확대되어 가면서 이에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. 결손된 치아부위의 악골속에 심어져 가공치아를 지지하도록 되어 있는 것을 고정체(Fixture)라고 하며, 이 인공치근은 지대주(Abutment)를 통하여 가공치아와 연결되며, 자연치아와 달리 적절한 응력분산이 일어나지 않을 수도 있다. 따라서, 악골에 발생하는 응력을 효과적으로 분산시킬 수 있는 임플란트의 설계가 필요하다. Riger 등¹⁾은 골 유착성 임플란트의 성공을 위해서는 기능 시 발생하는 파괴응력이 턱뼈에 전달되지

않도록 보철물에 가해진 응력을 넓게 분산시킬 수 있는 디자인이 고려된 임플란트가 필수적이라 하였으며, Clelland 등²⁾은 고정체 하단에 트임이 있는 임플란트와 임플란트를 둘러싼 악골에 대한 3차원 유한요소 해석을 수행하였다. Siegele 등³⁾은 다양한 고정체의 형상에 대해 고정체를 둘러싸고 있는 골에서 발생하는 응력분포에 관하여 연구하였으며, Chun 등⁴⁾은 고정체의 형상변수에 따른 악골의 응력분포에 관해 연구하여, 고정체의 길이와 직경이 증가하고 나선 피치(Pitch)가 감소할수록 골에 발생하는 응력이 효과적으로 분산된다고 결론지었다. 한편, Renouad 등⁵⁾은 넓은 직경의 임플란트의 생존율이나 성공률이 표준 직경의 임플란트와 유사하다고 보고하였으며, Minsk 등⁶⁾은 표준 또는 작은 직경의 임플란트 보다 넓은 직경의 임플란트가 더 높은 실패율을 가지고 있다고 보고하기도 하였으나, 넓은 직경의 임플란트에 의한 접촉면적의 증가가 긴 임플란트에 의해서 얻어진 지렛대 효과(Leverage)의 감소를 극복할 수 있는지에 대하여 더 많은 연구가 필요하다고 하였다. 또한, Holmgren 등⁷⁾은 뼈와 임플란트 사이에서 응력을 줄이기 위한 최적의 임플란트의 크기가 존재한다고 하였다. 이와 같이, 치아에 가중되는 하중에 대하여 치조골에서 발생하는 응력을 최소

1. 본 연구는 한국과학재단 기초과학연구사업 특정기초연구의 지원으로 수행됨.
2. 본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업(01-PJ5-PG1-01CH12-0002)의 지원에 의하여 이루어진 것임.
3. 본 연구는 두뇌한국21 의과학사업단에 의하여 지원되었음.

화하기 위한 치과용 임플란트의 설계가 필수적이다. 이에 따라, 본 연구에서는 뼈에서의 응력을 효과적으로 분산시킬 수 있는 임플란트의 다양한 설계변수로부터 수직 하중을 받는 일체형 임플란트 시스템에 대하여 실험계획법 (Design of experiment)을 사용하였고, 실험계획법의 결과로부터, 설계변수에 대한 민감도 해석을 수행하였다. 또한, 치밀골과 해면골에서 발생하는 응력을 최소화할 수 있는 설계변수의 최적값을 제시하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 초기모델

본 연구에서는 단일치아형 임플란트 시스템의 종류 중에서 지대주와 고정체가 일체형으로 되어있는 일체형 임플란트 시스템을 적용하여 최적화를 수행하였으며, 이 때 초기모델의 선정이 필요하며, 그 대상으로 Oneplant (Warantec, Korea)를 사용하였다. Fig. 1은 본 연구에서 초기 모델로써 사용한 Oneplant의 3차원 모델링 형상을 보여준다. 그림에서와 같이 고정체는 치밀골에 매식이 되는 마이크로 나사산 부분과 해면골에 매식이 되는 파워나사산 부분으로 나뉘어지며, 파워나사산 부분은 나사산과 골이 각각 다른테이퍼 각도로 되어있어, 하단부로 갈수록 나사산의 높이가 증가함을 알 수 있다. 또한, Table I로부터 초기모델을 구성하고 있는 설계변수의 값을 확인할 수 있다.

2. 유한요소해석

본 연구에서 최적화 설계를 하기 위하여 DOT (Design optimization tool)와 상용 유한요소해석 프로그램을 연동하여 최적화를 수행하였다. 이와 같이 최적화를 수행하기 위해서는 먼저 초기모델의 설계변수로부터 민감도해석을 이용하여 하중에 따른 임플란트를 통하여 치밀골과 해면골에서 발생하는 최대등가응력에 영향이 있는 인자를 선택하여야 한다.

이 때, 유한요소해석은 상용 유한요소해석 프로그램인 ANSYS version 7.0을 사용하였다. Table II는 유한요소 모델에 대한 요소타입과 초기모델의 요소개수를 보여준다.

Table III은 해석에 적용된 일체형 임플란트 및 치밀골과 해면골에 대한 물성을 나타낸다. Fig. 2(a)는 초기모델의 메쉬 형상을 보여주며, Fig. 2(b)는 유한

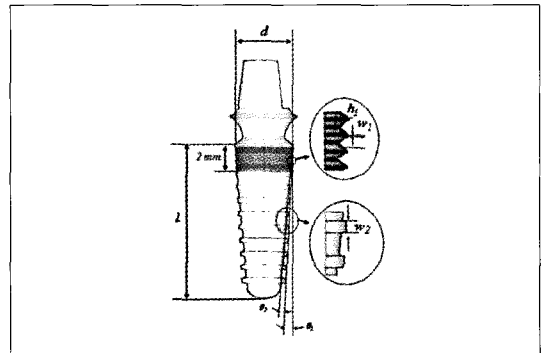


Fig. 1. A schematic drawing of initial model used in this study.

Table I. Initial values of design parameters for initial model

Design parameter	Description	Initial value
d	diameter of fixture	4.3 mm
l	length of fixture	11.3 mm
h_1	height of micro thread	0.108 mm
w_1	width of micro thread	0.25 mm
n_1	number of micro thread	9
w_2	width of power thread	0.35 mm
n_2	number of power thread	9
θ_1	tapered angle 1	3 deg.
θ_2	tapered angle 2	5 deg.

Table II. Element type, number of elements and nodes for FE model

Element type	SOLID45
Number of nodes	37166
Number of elements	54690

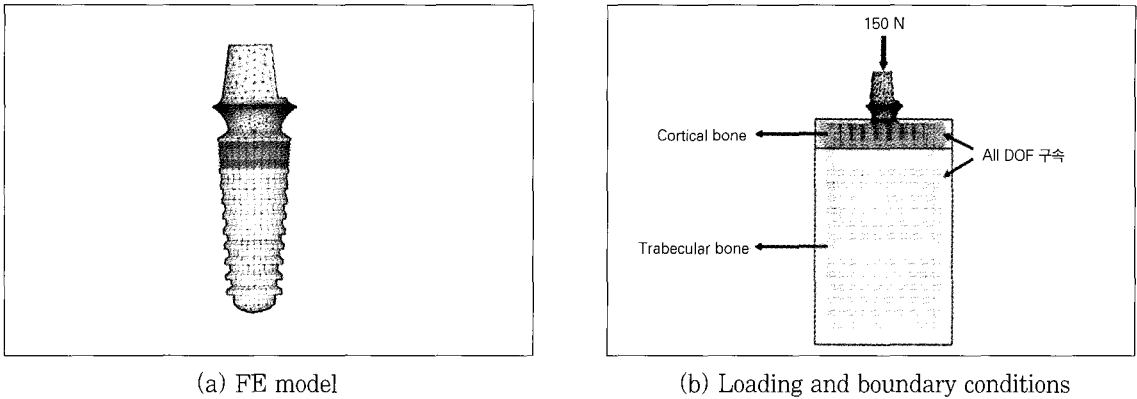


Fig. 2. Meshing and boundary conditions.

Table III. Material properties used in this study

Materials		Young's modulus	Poisson's ratio
Abutment	Titanium grade ELI	113.8 GPa	0.34
Fixture	Titanium grade IV	114.0 GPa	0.37
	Cortical bone	14 GPa	0.3
	Trabecular bone	1.5 GPa	0.3

요소 모델의 하중조건과 구속조건을 보여주고 있다. Fig.에서와 같이 지대주의 상단중앙에 수직으로 150 N의 하중을 주었으며, 골의 바깥부분을 구속함으로써 하악골에 대한 환경을 구현하였다.

3. 실험계획법

최적화를 수행하기에 앞서, 초기모델에 대하여 선정된 설계변수가 실제로 하중에 의해서 골에서 발생하는 응력분포에 얼마나 영향이 있는지 확인할 필요가 있다. 따라서, 초기 모델의 설계변수에 대한 실험 계획법을 이용함으로써 민감한 설계변수를 확인하였다. 이와 같은 민감도해석의 결과로부터 최적화를

수행하는데 불필요한 인자를 줄일 수 있다.

설계변수에 대한 민감도는 분산분석표(ANOVA : Analysis of variation)를 이용하였으며, 분산분석표 구성을 위한 절차는 다음과 같다.

- ① 실험의 배당에 사용한 직교배열표의 우단에 실험값을 기입한다.
- ② 측정값의 총계를 산출한다.

$$T = \sum y_i \text{ (여기서, } y_i = \text{측정값)}$$

- ③
$$CF = \frac{T^2}{N} \text{ (여기서, } N = \text{실험의 크기)}$$

- ④ 모든 측정값의 제곱합($\sum y_i^2$) 산출한다.
- ⑤ 총변동(S_T)을 계산한다.

$$S_T = \sum y_i^2 - \frac{T^2}{N}$$

- ⑥ 인자를 배당한 열의 수준별 측정값의 합($T_i(A)$)을 구한다.
- ⑦ 각 인자에 대한 변동값을 산출한다.
(S_x =각 인자에 대한 변동, S_E =오차에 대한 변동, $x=A, B, C, D, F, G, H, I, J$)

$$S_x = \frac{3}{N} \{T_1(x)^2 + T_2(x)^2 + T_3(x)^2\} - CF$$

$$S_E = S_E - S_A - S_B - S_C - \dots$$

- ⑧ 각 인자 및 오차의 자유도를 산출한다.
(a = 취급한 인자 수)
 ϕ_i (각 인자의 자유도) = $n-1$ (n =인자의 수준)
 $\phi_E = (N-1)-2a$ (N =실험의 크기)

설계변수의 민감도를 확인하기 위하여 3수준의 직교배열표를 사용하였다. 이 때, 각 수준은 초기모델의 설계변수 값의 $\pm 10\%$ 로 정의하였다. Table IV는 실험계획법에 이용한 각 수준의 설계변수 값을 보여준다.

이와 같은 순서로 산출된 값들을 이용하여 Table V와 같이 분산분석표를 작성한다. 분산분석표에서

분산비(F_0)로부터 각 인자가 오차에 비해 결과값에 영향이 있는 지를 판단할 수 있다.

4. 최적설계

민감도해석으로부터 골에서 발생하는 응력분포에 영향이 있다고 판단이 되는 인자를 이용하여 최적화를 수행하게 된다. 최적화는 DOT인 VisualDOC version 5.0과 상용 FEA 프로그램인 ANSYS version 8.0을 연동하여 수행하였다.

Fig. 3은 최적화가 진행되는 흐름을 보여준다. 최적값에 수렴하기 위한 방법은 DOT에서 제공하는 MMFD (Modified method of feasible direction)을 사용하였다. Table VI은 본 연구에서 설정된 최적화 문제를 보여주며, 다중목적함수를 사용하기 위하여 가중치 합 방법(Weighted sum method)을 사용하였다.

가중치 합 방법은 두 개이상의 목적함수를 각각의 목적함수에 가중치 W_i 를 부여하여 구성된 하나의 목적함수를 최소화함으로써 수렴된 최적값을 제시한다. Table VII은 최적화 수행에서 설정한 설계변수의 제한조건을 보여준다. 이 때, 제한조건은 실험계획법의 결과로부터 민감한 인자로 선택된 설계변수의 상, 하한값이다.

Table IV. Levels of design variables in orthogonal array

Design variables	Description	Level 1	Level 2	Level 3
A	Radius	1.935	2.15	2.365
B	Number of power thread	8	9	10
C	Width of power thread	0.315	0.35	0.385
D	Tapered angle 1	2.7	3	3.3
F	Tapered angle 2	4.5	5	5.5
G	Height of micro thread	0.0972	0.108	0.1188
H	Width of micro thread	0.0225	0.025	0.0275
I	Number of micro thread	8	9	10
J	Length of fixture	10.17	11.3	12.43

Table V. Analysis of variation used in this study

Factor	S	ϕ	V	F_0
A	S_A	2	$S_A/2$	$\frac{S_A/2}{S_E/\phi_E}$
B	S_B	2	$S_B/2$	$\frac{S_B/2}{S_E/\phi_E}$
C	S_C	2	$S_C/2$	$\frac{S_C/2}{S_E/\phi_E}$
D	S_D	2	$S_D/2$	$\frac{S_D/2}{S_E/\phi_E}$
F	S_F	2	$S_F/2$	$\frac{S_F/2}{S_E/\phi_E}$
G	S_G	2	$S_G/2$	$\frac{S_G/2}{S_E/\phi_E}$
H	S_H	2	$S_H/2$	$\frac{S_H/2}{S_E/\phi_E}$
I	S_I	2	$S_I/2$	$\frac{S_I/2}{S_E/\phi_E}$
J	S_J	2	$S_J/2$	$\frac{S_J/2}{S_E/\phi_E}$
Error	S_E	ϕ_E	S_E/ϕ_E	
Sum	S_T	$N-1$		

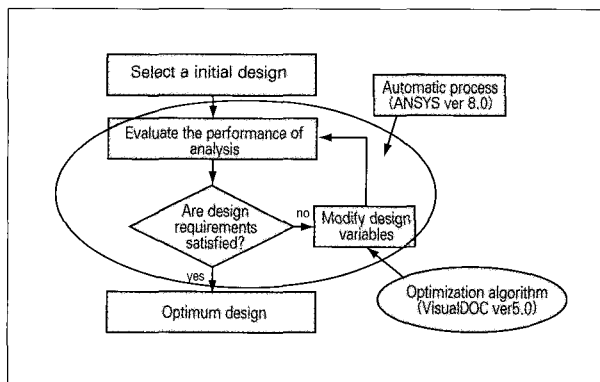


Fig. 3. Optimal design procedures using FEA and DOT.

Table VI. Problem of optimization

Minimize $U = \sum_i^k \{w_i F_i(x_i)\}$
($i=1,2$, W_i =weight factor for each objective function=0.5, $F_i(x_i) = \sigma_{\max 1}$ = Maximum effective stress in cortical bone) and $\sigma_{\max 2}$ = Maximum effective stress in trabecular bone)
Subject to $x_i^L \leq x_i \leq x_i^U$

Table VII. Design variables used for optimizing

Design variable	Lower bound	Initial point	Upper bound
r (radius of fixture)	1.50	2.15	3.5
n_2 (number of power thread)	5	9	20
θ_1 (tapered angle 1)	0	3	3.5
θ_2 (tapered angle 2)	4.5	5	5.5
h_1 (height of micro thread)	0.05	0.108	0.5
h_2 (number of micro thread)	5	9	15

III. 실험 결과

1. 초기모델에 대한 유한요소해석 결과

설계변수에 대한 민감도해석과 수립된 최적값을 구하기 위하여 먼저 초기모델에 대한 결과값이 필요하다. 이를 위해서, 초기모델에 대한 유한요소해석을 수행하였으며, Fig. 4와 Table VIII은 초기모델에 대한 유한요소해석 결과를 보여준다.

Fig. 4(a)는 치밀골에서의 해석결과를 보여준다. 이 때, 결과로부터 치밀골에서 최대등가응력은 첫번째 나사산이 시작되는 부분의 주변에서 발생하는 것을 확인할 수 있었으며, Fig. 4(b)는 해면골에서 발생하는 응력분포를 보여준다.

해면골에서는 고정체의 끝단 라운딩처리가 된 부분과 파워나사산의 시작부분에서 최대등가응력이 발생하였다.

2. 민감도 해석 결과

Table IX와 Table X은 일체형 임플란트 시스템의 설계변수를 이용하여 작성된 직교배열표를 이용하여 치밀골과 해면골에서 발생하는 최대등가응력의

결과로부터 분산분석표를 작성한 것이다.

분산분석표로부터 설계변수 중에서 인자 A, B, D, F, G, I가 오차에 비하여 상대적으로 결과에 더 민감하게 반응하는 것을 알 수 있다.

민감도 해석의 결과로부터 인자 A가 가장 큰 민감도를 나타내고 있는 것을 확인할 수 있다. 따라서, 고정체의 지름이 골에서 발생하는 최대등가응력에 가장 크게 영향이 미치는 것을 알 수 있다. 또한, 인자 D와 F의 경우에 인자 A 다음으로 민감도가 큰 것을 알 수 있다. 이것은 고정체의 테이퍼 각에 따른 영향이 크다는 것을 의미하며, 더불어 테이퍼 각도의 차이에 따라서 생기는 파워나사산의 높이도 중요한 설계변수라는 것을 보여준다. Fig. 5는 민감도해석의 결과로부터 각 인자의 변동을 도시한 것이다.

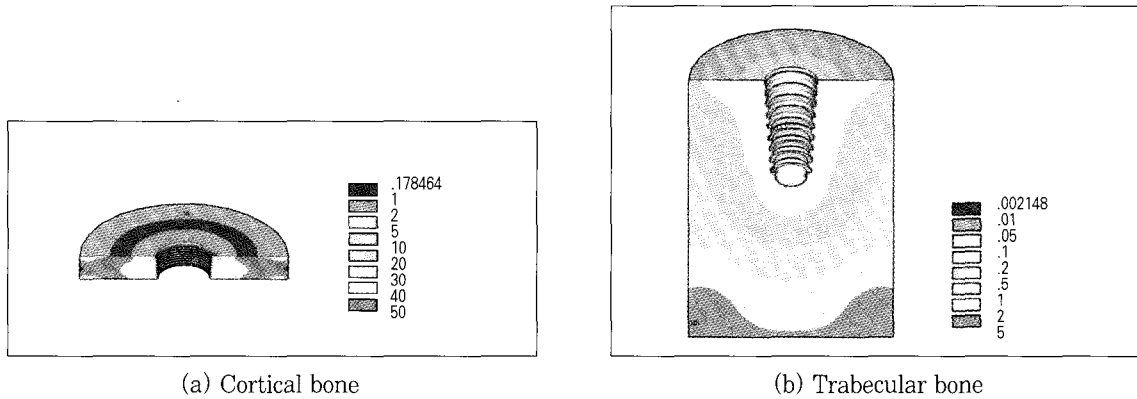
그림으로부터 치밀골과 해면골에서 발생하는 응력값에 지름, 테이퍼 각, 파워나사산의 개수, 마이크로나사산의 개수, 마이크로나사산의 높이의 순으로 영향이 있는 것으로 나타났다.

3. 최적화 결과

민감도해석으로부터 선택된 설계변수를 이용하여 최적화를 수행하였다. 수립된 최적의 값을 얻기 위

Table VIII. Maximum effective stress of initial model in bones

	Cortical bone	Trabecular bone
Maximum effective stress(MPa)	8.79299466	1.33885984

**Fig. 4.** Stress distribution of initial model.**Table IX.** ANOVA for design parameters in cortical bone

Factor	S	ϕ	V	F_0
A	12.1630	2	6.0815	3.235
B	4.1834	2	2.0917	1.1127
C	2.0767	2	1.0384	0.5524
D	6.4590	2	3.2295	1.7179
F	5.9133	2	2.9566	1.5728
G	3.8096	2	1.9048	1.0132
H	1.5393	2	0.7696	0.4094
I	4.1321	2	2.0660	1.0990
J	1.3011	2	0.6505	0.3460
Error	15.039	8	1.8799	

Table X. ANOVA for design parameters in trabecular bone

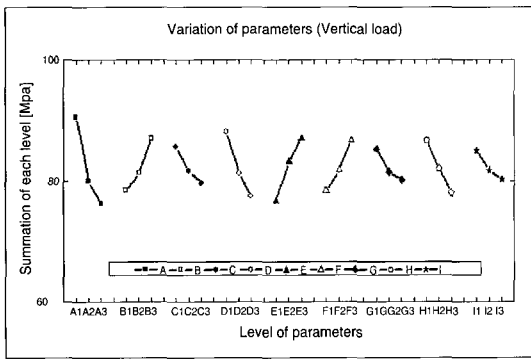
Factor	S	ϕ	V	F_0
A	0.5094	2	0.2547	2.7297
B	0.254	2	0.127	1.3609
C	0.0295	2	0.0147	0.158
D	0.315	2	0.1575	1.6878
F	0.2996	2	0.1498	1.6054
G	0.2198	2	0.1099	1.1779
H	0.0278	2	0.0139	0.1488
I	0.0232	2	0.116	1.2431
J	0.0234	2	0.0117	0.1254
Error	0.7464	8	0.0933	

하여 유한요소해석은 총 392회 수행되었으며, 최적화는 총 6회 반복되었다. Fig. 6은 수행된 최적화의 수렴과정에서 나타난 설계변수 값의 변화과정을 보여준다. 그림으로부터 고정체의 반경의 커지는 것이 응력을 낮추는 데에 도움이 되며, 고정체의 하단부에 위치한 파워나사산의 테이퍼 각은 나사산의 기울기는 작을수록 좋으며, 테이퍼 각의 차이에 따라 생기는 나사산의 높이는 커질수록 응력이 낮아짐을 알 수 있다. 마찬가지로 마이크로나사산의 높이도 커질수록 응력이 낮아졌다. 또한, 마이크로나사산의 개수는 15개에서 응력의 최소값에 수렴했으나, 파워나사산 개수는 초기모델과 같은 9개에서 수렴을 하였다.

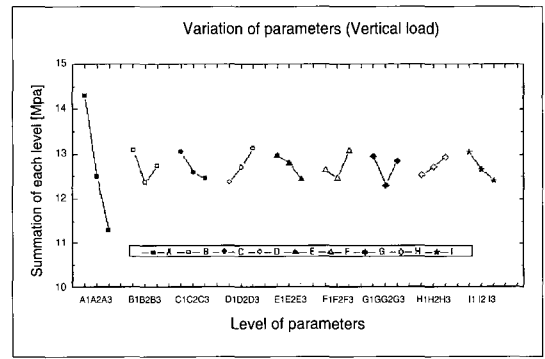
Fig. 7, 8, 9, 10은 수렴과정에서 나타난 치밀골과

해면골에서 발생한 최대등가응력의 변화를 보여준다. 그림으로부터 반복횟수 1과 2사이에서 나타난 응력의 변화는 Fig. 6(a)에서 나타난 반경의 변화에 비례하는 것을 알 수 있다. 이것은 반복횟수 0에서 1 사이에서 응력의 변화가 반경의 크기에 의해 가장 많은 영향을 받았다는 것을 알 수 있으며, 민감도해석의 결과와도 일치하는 것을 확인할 수 있다.

Table XI로부터 초기모델과 수렴된 최적값을 비교할 수 있다. 설계변수의 제한조건에 속하는 최적값을 보인 것은 r 과 θ_2 , 그리고 n 이다. 이것은 환자의 상태에 따라서, 상한값보다 더 큰 값을 갖는 임플란트를 선택하여 시술하는 것이 골에서의 응력분포에 도움이 된다는 것을 의미한다. Fig. 11는 수렴된 최

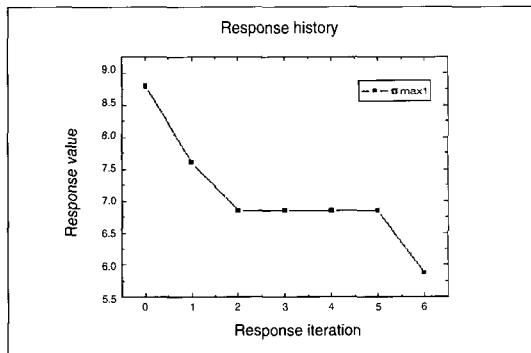


(a) Cortical bone

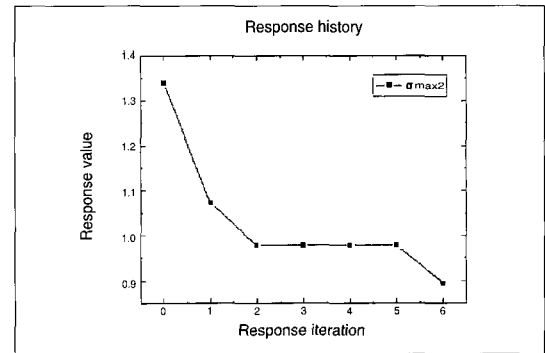


(b) Trabecular bone

Fig. 5. Variation of design parameters.



(a) Cortical bone



(b) Trabecular bone

Fig. 6. History of responses for optimization.

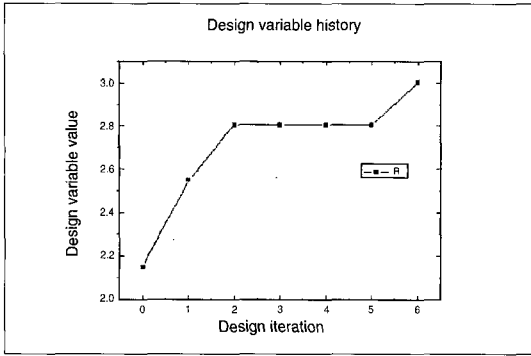


Fig. 7. History of radius for optimization.

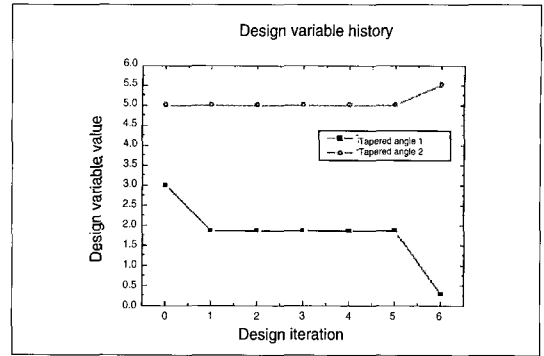


Fig. 8. History of tapered angles for optimization.

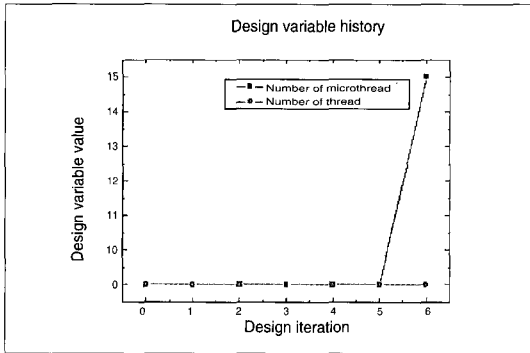


Fig. 9. History of micro thread number for optimization.

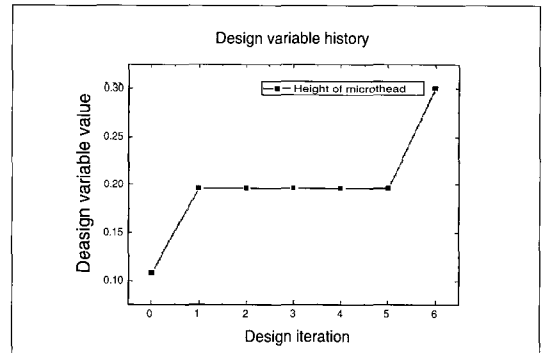


Fig. 10. History of micro thread height for optimization.

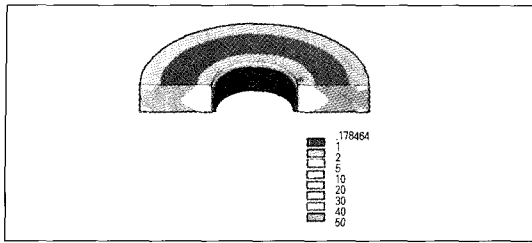
Table XI. Comparison optimal values with initial value

	Initial value	Optimal value
r	2.15	3
θ_1	3	0.284
θ_2	5	5.5
n_2	9	9
n_1	9	15
h_1	0.108	0.297
σ_{max1}	8.793	5.88
σ_{max2}	1.339	0.893

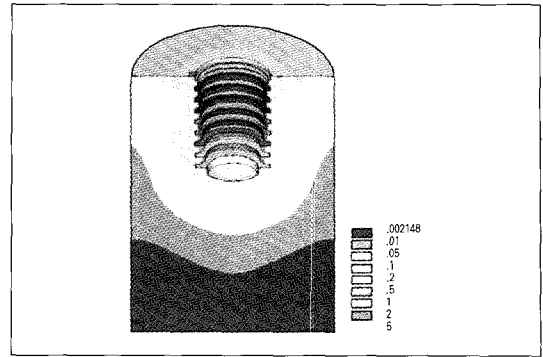
적값을 적용하여 제시된 최적모델의 해석결과를 보여 준다.

IV. 결 론

본 연구에서는 치과용 임플란트 중에서 일체형 임플란트 시스템을 대상으로 설계변수에 대한 민감도 해석을 수행하였다. 민감도해석의 결과로부터 선택된 수직하중에 의해 골에서 발생하는 응력값에 영향이 있는 설계변수를 이용한 최화를 수행하였으며, 최적화의 결과로써 골에서 발생하는 최대응력응력을 최소화하는 설계변수의 최적값을 제시하였다.



(a) Cortical bone



(b) Trabecular bone

Fig. 11. Stress distribution of optimal design.

1. 실험계획법을 이용한 민감도해석의 결과로부터, 초기모델에서 선택된 9개의 설계변수 중에서 지름, 고정체의 테이퍼 각, 파워나사산의 개수, 마이크로나사산의 개수 및 높이 순으로 응력분포에 영향이 있는 것을 확인하였다.
2. 민감도해석으로부터 추출된 설계변수를 이용하여 DOT와 FEA를 연동하여 최적화를 수행하였다. 이에 대한 결과로서, 골에서 최대등가응력을 최소화하는 설계변수의 최적값을 제시하였다.

참고문헌

1. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MD. Alternative materials for three endosseous implants. *J Prosth Dent* 1989; 61:6:717-722.
2. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional Finite Element Stress Analysis in and around the Screw-Vent Implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:391-398.
3. Siegele D. Numerical Investigations of the Influence of Implant Shape on Stress Distribution in the Jaw Bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:333-340.
4. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Paik HK, Ku Y, Kim M. Evaluation of Design Parameters of Osseointegrated Dental Implants Using Finite Element Analysis. *J Oral Rehab* 2002;29:565-574.
5. Renouard F, Arnoux JP, Sarment DP. Five-mm-diameter implants without a smooth surface collar: Report on 98 consecutive placements. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:101-107.
6. Minsk L, Polson AM, Weisgold A, Rose LF, Baumgarren H. Outcome failures of endosseous implants from a clinical training center. *Compend Contin Educ Dent* 1996;17:9:848-856.
7. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM. Evaluating Parameters of Osseo-integrated Dental Implant Using Finite Element Analysis a Two-dimensional Comparative Study Examining the Effects of Implant Diameter, Implant Shape, and Load Direction. *J Oral Implantsol* 1998;24:2:80-88.
8. Carter DR, Caler WE. A cumulative damage model for bone fracture. *J Orthop Res* 1985;3:1:84-90.
9. Rice JC, Cowin SC, Bowman JA. On the dependence of the elasticity and strength

- of cancellous bone on apparent density. *J Biomech* 1988;21:155-168.
10. Jasbir S. Arora. *Introduction to Optimum Design*. Second Edition. Elsevier Academic Press. San Diego. CA. 2004.
 11. Douglas C. Montgomery, Elizabeth A. Peck. *Introduction to linear regression analysis*, Wiley series in probability and mathematical statistics. 1982.
 12. Hrishikesh D. Vinod, Aman Ullah, *Recent advances in regression methods*, Marcel Dekker Inc 1981.
 13. Vanderplaats GN. *VisualDOC 2.1 : Theoretical Manual*. <http://www.vrand.com>. 2001.
 14. Marler RT and Arora JS. Review article: Survey of multi-objective optimization methods for engineering. *Struct Multidisc Optim* 2004;26: 369-395.
 15. Stoyanov S, Bailey C. Optimisation and finite element analysis for reliable electronic packaging. *EuroSIME2003 : The 4th international conference on thermal & mechanical simulation and experiments in micro-electronics and micro-systems Aix-en-Provence. France* 2003;391-398.
 16. Vanderplaats GN. Numerical optimization techniques for engineering design: with applications. VR&D. Colorado. 1999.
 17. Jack PC. Kleijnen. An overview of the design and analysis of simulation experiments for sensitivity analysis. *European Journal of Operational Research* 2005;164:287-300.
 18. Verna C, Melsen B, Melsen F. Differences in static cortical bone remodeling parameters in human mandible and iliac crest. *Bone* 1999;25:5:577-583.
 19. Carl E. Misch, Zhimin Qu, and Martha W. Bidez. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible : Implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57:700-706.
 20. M. Ito, A. Nishida, A. Koga, S. Ikeda, A. Shiraishi, M. Uetani, K. Hayashi, and T. Nakamura. Contribution of trabecular and cortical components to the mechanical properties of bone and their regulating parameters. *Bone* 2002;31:3:351-358.
 21. Haldun Iplikcioglu, and Kivanc Akca. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30:41-46.

Reprint request to:

Chong-Hyun Han, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
 Department of Prosthodontics, Yongdong Severance Hospital, Yonsei University
 146-92 Dogok-dong, Kangnam-gu, Seoul, 135-270, Korea
chonghan@yumc.yonsei.ac.kr

ABSTRACT

AN OPTIMIZATION OF ONEBODY TYPE IMPLANT SYSTEM CONSIDERING VARIOUS DESIGN PARAMETERS

Jae-Min Choi*, B.S., Heoung-Jae Chun**, Ph.D.,
Soo-Hong Lee**, Ph.D., Chong-Hyun Han***, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

**Dept. of Mechanical engineering, College of Engineering, Yonsei University,*

***Dept. of Mechanical engineering, Graduate School, Yonsei University,*

****Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University*

(Youngdong Severance Hospital)

Statement of problem: The researches on the influence of design variables on the stress distribution in cortical and trabecular bones and on optimal design for implant system were limited.

Purpose: The purpose of this study is to identify the sensitivities of design parameters and to suggest the optimal parameters for designing the onebody type implant system.

Material and methods: Stresses arising in the implant system were obtained by finite element analysis using a three dimensional model. An onebody type implant system(*Oneplant (Warrantec. Co. Ltd., Korea)*) was considered in this study. Vertical load(150 N) was applied on the top of the abutment along the axial direction. The initial design variables set for sensitivity analysis were radius of fixture, numbers of micro thread, numbers of power thread, height of micro thread, fixture length, tapered angle of fixture, inclined angle of thread, width of micro thread and width of power thread. The statistical technique of Design of Experiments(DOE) was applied to the simulation model to deduce effective design parameters on stress distributions in bones. The deduced design parameters were incorporated into a fully automated design tool which is coupled with the finite element analysis and numerical optimization to determine the optimal design parameters.

Results:

1. The result of sensitivity analysis showed six design variables - radius of fixture, tapered angle of fixture, inclined angle of thread, numbers of power thread, numbers of micro thread and height of micro thread - were more influential than the others.
2. The optimal values of design variables can be deduced by coupling finite element analysis (FEA) and design optimization tool(DOT).

Key words : Implant, Optimization, Finite element analysis, Sensitivity analysis