

다단계 반응표면법을 이용한 치과용 임플란트의 3 차원 형상최적설계

한중석[†].김종수^{*}.최주호^{**}

(2003년 9월 3일 접수, 2004년 5월 3일 심사완료)

Three Dimensional Optimum Design of Endosseous Implant in Dentistry by Multilevel Response Surface Optimization

Jung-suk Han, Jong-soo Kim and Joo-ho Choi

Key Words : Multilevel Optimization(다단계 최적화), Response Surface(반응 표면), Endosseous Implant(골내 임플란트), Cancellous Bone(치밀골), Cortical Bone(해면골)

Abstract

In this paper, an optimum design problem for endosseous implant in dentistry is studied to find best implant design. An optimum design problem is formulated to reduce stresses arising at the cortical as well as cancellous bones, in which sufficient design parameters are chosen for design definition that encompasses major implants in popular use. Optimization at once (OAO) with the large number of design variables, however, causes too costly solution or even failure to converge. A concept of multilevel optimization (MLO) is employed to this end, which is to group the design variables of similar nature, solve the sub-problem of smaller size for each group in sequence, and this is iterated until convergence. Each sub-problem is solved based on the response surface method (RSM) due to its efficiency for small sized problem.

기호설명

$\bar{F}(X)$: 목적함수

\bar{X} : 설계변수

g : 부등호 제약조건

h : 등호 제약조건

y : 반응치

β : 회귀상수

1. 서론

임플란트(Implant)란 자연치아가 상실된 경우 인공 치아를 지지하기 위해서 잇몸 내부의 턱뼈에 매식(insertion)되는 금속의 고정물을 말한다. 의치나 가공의치와 같이 남아있는 치아에 접촉을 하는 것과는 달리 치아 임플란트는 잇몸 내부의 턱뼈 안에 실질적으로 삽입된다. 임플란트의 재질인 티타늄(Titanium)은 생체 환경에서 우수한 기계재료로 널리 알려져 있다. 임플란트의 상단부에는 외관과 기능이 자연치아와 유사한 인공치아가 임플란트에 부착된다. 치과 임플란트에 관한 문헌을 살펴보면, 여러가지 형태의 임플란트가 사용되어 온 것을 알 수 있으나,⁽¹⁾ 이들 대부분은 시행착오적으로 설계 개발되어 평가되어 왔다.⁽²⁾ 따라서 아직까지 생체 역학적으로 우수한 디자인의 임플란트는 등장하지 않고 있다. 본 논문에서는 단순 응력 해석에서 탈피하여 임플란트를 대상으로 최적설계 문제를 구

[†] 책임저자, 회원, 서울대학교 치과대학 보철학교실

E-mail : proshan@unitel.co.kr

TEL : (02)760-3711 FAX : (02)764-9450

* 회원, 한국항공대학교 대학원 항공우주 및 기계공학부

** 회원, 한국항공대학교 항공우주 및 기계공학부

성하고 주변골의 응력을 최소화하는 최적의 임플란트 설계를 찾는 연구를 수행하였다. 이와 관련 2 차원 축대칭 문제로 서기열⁽³⁾에 의해 연구가 수행된 바 있다. 본 논문에서는 실제 치아와 그 주변을 사실적으로 모델링하기 위해 3 차원 모델을 구성하고, 이를 토대로 최적화된 임플란트의 형상을 찾는 연구를 수행하였다. 임플란트의 3 차원 해석은 긴 시간이 소요되므로 해석횟수가 많이 요구되는 구배(Gradient) 최적화 기법 대신 비교적 적은 횟수로 최적해를 찾는 반응표면 최적화 기법(Response Surface Optimization)⁽⁴⁾을 사용하였다. 하지만 설계변수의 개수가 많아지면 반응표면 최적화 기법 역시 매우 많은 해석횟수를 사용하므로 이를 해결하기 위해 다단계 최적화 기법(Multilevel Optimization)⁽⁵⁾을 이용하였다. 3 차원 최적화 수행에 앞서 선행 연구 결과와의 비교를 통해 최적화 모델의 검증 절차를 거쳤다. 본 논문에서는 해석과 최적화 수행을 위해 상용 소프트웨어 ANSYS⁽⁶⁾와 VisualDOC⁽⁷⁾를 활용하였다.

2. 임플란트 생체역학

치과용 골내 임플란트 (Endosseous Implant)의 설계에 있어 생물학적 접근과 생체역학적 접근은 밀접하게 관련되어 있다. 생물학적 및 생체 역학적 관계는 Wolff의 법칙⁽⁸⁾으로 설명되는데, ‘골은 그것에 작용하는 힘에 저항하기 위해서 최적의 구조에 적응한다’는 것을 의미한다. 이는 응력이 생리적 한계 내에서 작용한다면 신생골이 형성되는 반면, 응력이 그 한계를 넘으면 골흡수(Bone Resorption), 즉 골의 손상이 발생한다는 것이다.⁽⁹⁾ 최근에는 임플란트 기술의 성공률을 보다 높이기 위하여 골에 매식된 임플란트의 거동을 역학적인 관점에서 연구하는 것이 많이 시도되고 있다.

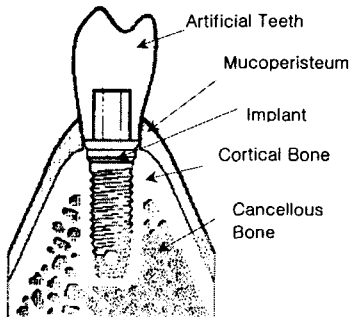


Fig. 1 Endosseous implant in the mandible

이와 관련한 연구는 많은 문헌에서 다양하게 소개되어 있는데 이중 Rieger⁽¹⁰⁾의 해면골(Cancellous Bone)에 관한 연구 결과가 특기할 만 하다. 이는 해면골에 발생하는 최대 응력치가 700psi (4.9MPa)를 넘어서면 골 조직이 붕괴(Pathologic Resorption of Bone)한다고 했으며, 반면에 200psi(1.4MPa) 이하에서는 퇴화(Atrophy)가 발생하므로 바람직하지 않다고 하였다. 이에 따라 해면골에 발생하는 균일 응력의 최적치는 250psi(1.75MPa)로 하였고, 이보다 너무 크거나 낮으면 좋지 않은 것으로 간주하였다. 임상 경험에 의하면 재질의 특성상 주로 치밀골(Cortical Bone)에서 큰 응력이 발생하게 되고 골손실을 일으켜 이것이 임플란트 기술의 실패 요인이 된다. 또한 앞서 언급한 것처럼 해면골에서는 응력집중 없이 특정 응력 값을 유지하는 것이 바람직한 것으로 알려져 있다. 따라서 본 논문에서는 임플란트 설계 시 치밀골과 해면골에 미치는 영향을 모두 고려하여 각각의 최대 응력 최소화를 목표로 하였다. 한편, 해면골에 대한 Rieger의 연구에 따르면 단순한 응력 최소화 보다 적당한 값의 응력을 유지하는 것이 더욱 바람직할 것으로 보이나, 본 논문에서는 해면골 응력이 치밀골에 비해 상대적으로 덜 중요하고 응력 최소화가 결국 응력 균일화 결과로 나타날 것으로 판단하여 일단 응력최소화 문제로 고려하였다.

3. 최적화 문제의 구성

구배를 이용하여 최적화를 수행할 경우 많은 반복 해석 횟수로 인해 최적화에 도달하기까지 비교적 긴 시간이 소요된다. 이에 대한 대안으로 본 논문에서는 비교적 적은 해석 횟수로 최적해를 구하는 반응표면법을 이용한 최적화 기법을 도입하였다. 하지만 이 방법 역시 설계변수의 개수가 많아지면 최적화의 효율이 떨어지므로 설계변수를 그룹 별로 나누고 단계적으로 최적화 문제를 구성하여 각 단계에 대해 반응표면법을 이용한 최적화를 수행하였다.

3.1 다단계 최적화

일반적인 최적설계 문제를 수식으로 표현하면 다음과 같이 쓸 수 있다. 다단계 최적화 기법은 Fig. 2에 보인 것 같이 설계변수 \bar{X} 의 개수가 많아서 한번에 최적화를 수행하는 것이 비효율적인 경우, 이를 여러 군으로 나누어 취급함으로써 최

$$\begin{aligned}
 & \text{Find } \bar{X} = [x_1, x_2, \dots, x_n]^T \\
 & \text{Minimize } = F(\bar{X}) \\
 & \text{Subject } = g_j \leq 0 \quad j = 1, 2, \dots, p \\
 & \quad \quad h_j = 0 \quad j = 1, 2, \dots, q
 \end{aligned} \tag{1}$$

적화의 효율을 높이려는 것이다. 또한 이렇게 할 경우 한번에 최적화를 수행할 때 발생할 수 있는 국부해의 가능성을 줄일 수 있는 장점도 있다. Fig. 2는 설계변수를 세 군으로 나눈 예를 보이고 있는데, 이는 각각 $[x_1, x_2, \dots, x_k]$, $[x_k, x_{k+1}, \dots, x_m]$, 그리고 $[x_m, x_{m+1}, \dots, x_n]$ 이다. 첫 군에 대해 최적화를 수행할 경우 다른 설계변수는 상수로 고정한다. 첫 군의 최적화를 수행하여 최적치 $[x'_1, x'_2, \dots, x'_k]$ 을 얻고 나면 이를 상수로 두고 다음 군에 대한 최적화를 진행한다. 이러한 단계를 모든 군에 대해 거치고 나면 한 회의 최적화가 종료되며 이를 토대로 다음 회로 넘어가는 것이다. 다단계 최적화의 최종 수렴조건은 한 회의 최적화 결과가 다음 회의 최적화에서도 동일하게 나타날 경우에 종료하는 것으로 하였다.

3.2 반응표면을 이용한 최적화

시스템의 설계자나 사용자는 설계변수의 변화에 따라 시스템의 성능이 어떻게 변할 것인가에 관심을 가지게 된다. 그러나 모든 설계변수의 변화에 따른 시스템의 반응을 정확하게 계산하거나 실험하는 것은 불가능하거나, 가능하다 하더라도 많은 시간과 노력이 요구된다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 도입된 방법 중 하나가 실험계획법(Design of Experiments)⁽¹¹⁾으로서 비교적 적은 수의 실험 또는 해석으로 전체 시스템의 성능을 효과적으로 분석하는 방법이다. 반응 표면법(Response Surface Method)은 실험계획법에 의해 선택된 실험점의 응답으로부터 근사화된 응답면을 생성하고 이를 원래의 응답면 대신 분석의 대상으로 삼는 것을 의미하는데 가능한 최소의 오차를 가지도록 하는 것이 중요하며 이를 위해 여러 가지 방법들이 제시 되고 있다. 오차를 줄이기 위한 반응면을 만들기 위해 근사식은 2차 다항식으로 정의하였다. 반응표면을 이용한 최적화의 장점은 구배를 이용하는 최적화 방법에 비해 비교적 적은 횟수의 해석을 수행한다는 것이다. 그러나 실제 시스템의 반응과 근사화된 반응면과의 차이에 의해서 또는

$$\begin{aligned}
 & \text{Find } \bar{X}_1 = [x_1, x_2, \dots, x_k]^T \\
 & \text{Minimize } F(\bar{X}) \\
 & \text{Subject to } g_j \leq 0 \quad j = 1, 2, \dots, p \\
 & \quad \quad h_j = 0 \quad j = 1, 2, \dots, q
 \end{aligned}$$

↓

$$\begin{aligned}
 & \text{Find } \bar{X}_2 = [x'_1, x'_2, \dots, x'_k, x_{k+1}, x_{k+2}, \dots, x_m]^T \\
 & \text{Minimize } F(\bar{X}) \\
 & \text{Subject to } g_j \leq 0 \quad j = 1, 2, \dots, p \\
 & \quad \quad h_j = 0 \quad j = 1, 2, \dots, q
 \end{aligned}$$

↓

$$\begin{aligned}
 & \text{Find } \bar{X}_3 = [x'_1, x'_2, \dots, x'_k, x'_{k+1}, x'_{k+2}, \dots, x'_m, x_{m+1}, x_{m+2}, \dots, x_n]^T \\
 & \text{Minimize } F(\bar{X}) \\
 & \text{Subject to } g_j \leq 0 \quad j = 1, 2, \dots, p \\
 & \quad \quad h_j = 0 \quad j = 1, 2, \dots, q
 \end{aligned}$$

↓

Return to First

Fig. 2 Algorithm of multilevel optimization

Table 1 Material properties of implant, bone and artificial teeth

	Young's Modules	Poisson's Ratio
Implant	117 GPa	0.34
Cortical Bone	13.7 GPa	0.30
Cancellous Bone	1.37 GPa	0.30
Artificial Teeth	70 GPa	0.19

$$y_i = \beta_0 + \sum_{j=1}^k \beta_j x_j + \sum_{j=1}^k \beta_{jj} x_j^2 + \sum_{j<l}^k \beta_{jl} x_j x_l \tag{2}$$

잘못 근사된 반응면에 의해 최적해를 찾지 못하는 경우가 발생할 수도 있는 단점이 있다. 또한 설계변수 개수가 증가하면 해석횟수가 기하급수적으로 증가함에 따라 구배 최적화 기법 보다 불리해지는 점도 있다. 따라서 본 논문에서는 설계변수를 그룹별로 나누어 다단계 최적화 문제로 고려하였고, 각각에 대해 반응표면법을 이용하였다. 그리고 이렇게 얻어진 최적해를 시작점으로하여 모든 설계변수를 대상으로 구배 최적화를 추가로 시도하였는데,

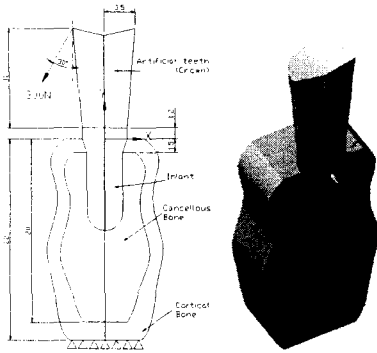


Fig. 3 Initial shape of the implant and mandible with load and boundary condition

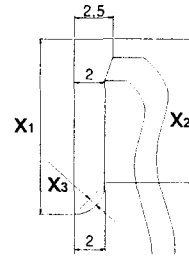
이는 다단계 기법에 의한 최적해에서 더 나은 설계가 있는 지를 탐색하기 위해서이다.

3.3 해석 문제의 정의

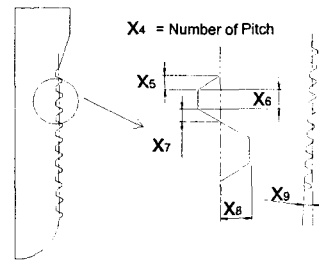
골내 임플란트와 골 모델의 물성치는 Table 1 과 같고 그 형상은 Fig. 3 과 같이 3 차원 반단면(Half Model)으로 모델링 하였다. 응력 해석시에 해석의 편의성을 위하여 해면골과 치밀골을 등방성(Isotropy), 균질성(Homogeneity), 및 선형탄성(Linear Elasticity) 재료로 가정하였는데, 이는 해면골을 균일체로 가정할 경우 응력의 절대값은 차이가 있지만 분포에는 큰 차이가 없다는 연구 결과(12),(13)에 기인한 것이다. 실제 골과 임플란트의 접촉면에서 접합율은 80%에 이른다고 하나 역시 해석의 편의성을 위해 100% 접합률을 가진 것으로 가정하였다. 해석모델에 대한 구속조건은 Fig. 3 에 보인것과 같이 모델 하악골(Mandibular Bone)의 지지면의 세방향 변위가 모두 고정된다고 가정하였고, 반단면에는 변위 대칭조건을 부여하였다. 하중은 임플란트의 상부에 접합되게 될 인공치아의 한쪽 모서리에 수직 방향에 대해 30° 경사진 정하중 300N 을 가하였다.

3.4 목적함수와 설계변수의 설정

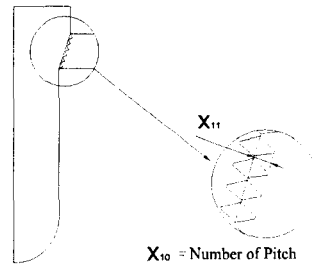
골내 임플란트의 응력 분산을 위한 목적함수는 여러가지를 정의할 수 있는데, 일부 연구 논문에는 이와 관련하여 골에 발생하는 변형률(Strain) 또는 전단응력(Shear Stress)을 고려하기도 하였다. 그러나 본 논문에서는 공학에서 가장 많이 다루는 von-Mises 응력을 선정하였으며, 이를 위해 두 개



(a) Straight line and spline model



(b) Implant screw at the interface of cancellous bone



(c) Implant screw at the interface of cortical bone

Fig. 4 Design variable groups of implant model

의 목적함수를 정의하였는데 이는 치밀골과 해면골 영역에서 발생하는 최대 von-Mises 응력이다. 따라서 최적화 문제는 이들을 각각 최소화하는 것으로 정의하였다. 설계변수 그룹은 Fig. 4 에 보인 것과 같이 세그룹으로 나누었다. Fig. 4(a)는 임플란트의 기본형상을 나타내는 설계변수를 보이고 있는데, x_1, x_2, x_3 는 각각 임플란트의 외형을 나타내는 설계변수로서 이중 x_3 는 스플라인의 형상을 결정짓는다. 임플란트 시술시 제한된 조건에 의하여 임플란트의 상단 반경은 2.5mm 로 고정시켰고, 또한 시술시 매식되는 임플란트의 직경이 대략 2mm 임을 감안한 제한도 포함되어 있다. Fig. 4(b) 는 해면골 부위의 나사산 형상을 설명 하기 위해 임의로 생성된 나사를 기준으로 설명한 것이다. 여기서 x_4 는 해면골 접촉부위의 나사갯수를,

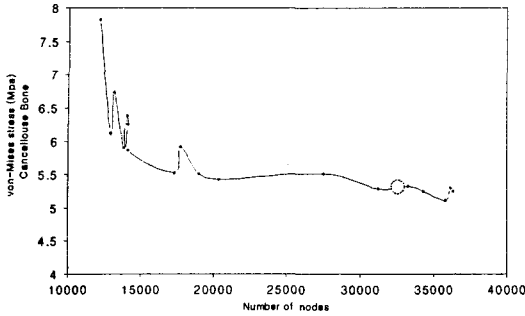


Fig. 5 Maximum stress behavior at cancellous bone with respect to the number of nodes

x_5 에서 x_8 은 나사산의 형상을 결정하는 설계변수를 나타내며, x_9 는 피치선의 수직선 대비 기울기를 나타낸다. Fig. 4(c)에서 x_{10} 은 나사산의 개수를 나타내며, x_{11} 은 결정되는 부호에 따라 나사기저면의 중심선에서 나사산의 생성 방향이 결정된다. 이들에 대해 단계 별로 최적화를 수행할 경우 앞단계의 최적해를 초기조건으로 하여 다음 단계에서의 설계그룹을 대상으로 최적해를 구하게 된다.

4. 유한요소해석

4.1 유한요소의 생성

선행연구는 2 차원 축대칭모델을 대상으로 최적화를 수행하였으나 본연구에서는 3 차원 모델을 대상으로 최적화를 수행하였다. 이에 유한요소 모델을 효과적으로 만들기 위해 규격화된 육면체를 대상으로 요소를 생성하는 Mapped mesh 와 자유로운 형상에 대해 사면체 요소를 생성하는 자유 메쉬(Free Mesh)를 적절히 혼합하였고, 이를 위해 ANSYS6.1 에서 제공하는 사면체 3 차원 요소인 SOLID186 과 6 면체 Mapped mesh 를 사용하기 위해 SOLID187 을 사용하였다. 아울러 유한요소를 세밀화 함에 따라 해가 어떻게 수렴하는 지를 분석하고 이를 토대로 적절한 크기의 유한 요소 모델을 선정하였다. Fig. 5 에 노드 수 증가에 따른 응력 분포를 나타내었으며 노드 수 34000 개 부근을 수렴영역으로 간주하여 이를 사용하였다. 그 이하의 노드수를 사용하여도 수렴성에 문제가 없어보이나, 형상이 자유롭게 변함에 따라 발생할 수

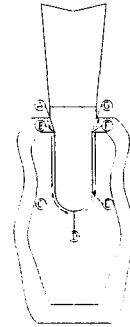


Fig. 6 Extracted direction of the von-Mises stress value at the interface

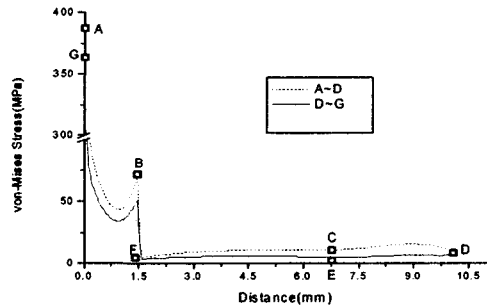


Fig. 7 von-Mises stress at the interface of the initial model

있는 메쉬 생성실패 오류가 발생되지 않는 노드 수를 채택하였다.

4.2 해석결과의 출력

응력해석 결과 중에서 Fig. 6 과 같이 임플란트와 골 경계면에서의 von-Mises 응력에 대해 관심을 가지고 알아 보았다. 이유는 본 하중 조건하에서 치밀골과 해면골의 최대응력이 항상 대칭면, 그 중에서도 임플란트와 골 경계면에서 발생하고, 다른 부위는 이보다 값이 작기 때문이다. Fig. 7 은 Fig. 6 에서 표시한 경계면의 화살표 방향을 따라 치밀골과 해면골에서의 von-Mises 응력거동을 나타낸 그래프이다. 수평 축의 1.5mm 되는 부근은 치밀골과 해면골로 나누어지는 부분이며 초기값 기준으로 볼 때 치밀골에서 von-Mises 응력은 380MPa 로서, 20MPa 수준의 해면골 응력과 비교했을 때 매우 큰 값이다. 이는 임플란트 주변의 전형적인 특징으로서 딱딱한 조직의 치밀골에서 비교적 연한조직의 해면골에서 보다 훨씬 큰 응력이 발생함을 보여주고 있다.

5. 최적화 수행

최적화 알고리즘은 VisualDOC 에 내장된 RSM(Response Surface Method) 알고리즘을 사용하였으며, 이를 단계적으로 수행하였다. 매 Iteration 마다 변하는 형상을 자동으로 정의하고 계산이 종료된 후 결과 값을 자동으로 얻기 위해 Ansys6.1 에서 제공하는 APDL(Ansys Parametric Design Language) 함수를 사용하였다.

5.1 선행연구와의 최적설계 양상 비교

해석 모델의 신뢰도 검증을 위해 2 차원 축대칭 모델로 최적설계를 수행한 것⁽³⁾과 동일한 하중 및 경계 조건 하에서 3 차원 모델로 최적화를 수행하였다. 그 결과 Fig. 8 과 Fig. 9 에서 알 수 있듯이 축대칭과 3 차원 모델의 해가 비슷한 경향을 보이고 있다. 즉 나사산이 없는 초기모델에서는 임플란트의 바닥 부위에 최대응력이 발생하는 반면 나사산이 형성된 최적해에서는 산마다 국부적 피크치가 나타남을 알 수 있고 최대치는 비록 적은 양이나마 감소하였다. 한편 Fig. 9 에서 나사산의 형상을 자세히 살펴보면 두 경우 모두 비슷한 사다리꼴을 띄고 있지만 3 차원 모델은 보다 삼각형에 가깝게 나타난다. 이는 모델링의 차이로 생각되며, 중요한 사실은 나사산이 형성되는 추세가 아래쪽으로 내려가면서 줄어든다는 점이다. 이는 선행연구의 해면골 부위의 응력을 최소화한 결과에서 얻은 형상인데, 이것이 3 차원 모델에서도 동일하게 나타남을 보이고 있다.

5.2 삼차원 최적화 수행

해면골 최대응력과 치밀골 최대응력의 최소화

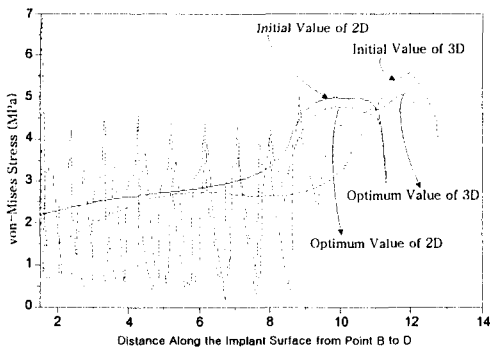
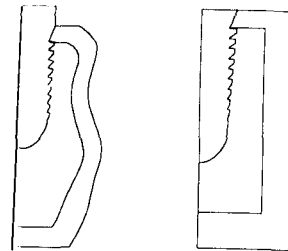


Fig. 8 von-Mises stress at the interface of cancellous bone for axi-symmetric & 3-D model

결과 값을 Table 2 에 수록하였고, 결과 형상을 Fig. 10 에 나타내었다. 최적화 수행 결과 한회의 다단계 최적화로 이미 최적해에 도달하였으며 또한 구배최적화를 이용하였으나 더 나은 목적함수를 찾을 수가 없었다. Table 2 의 각 행에 있는 이름들은 소단계 최적화의 결과를 보인것으로서 마지막 행이 최종 최적해를 나타낸다. 표에서 보는 것처럼 해면골 응력 최소화 결과 해면골의 응력은 초기값인 15.65MPa 에서 13.09MPa 로 줄어들었으나 그 정도는 그리 크지 않음을 알 수 있다. 반면 치밀골 응력의 최소화 결과 치밀골의 응력값은 초기값 379.81MPa 에서 220.84MPa 로 상당히 감소한 것을 알 수 있다. 흥미로운 것은 해면골 응력을 최소화 할 경우에는 치밀골의 응력도 상당한 크기로 감소하는 것을 볼 수 있으며, 두 경우 모두 치밀골에 나사가 형성되는 세제 단계에서 큰 폭의 응력감소를 보이고 있다. 해면골 응력의 최소화 결과 해면골 나사 생성은 최소화에 별 도움을 주지 못하는 반면, 기본 형상의 변화, 특히 적절한 임플란트 길이 (11.4mm)와 치밀골의 나사 생성이 그나마 응력감소에 기여하였다. 이것은 해면골 응력을 최소화한



(a) 3D model (b) Axisymmetric model

Fig. 9 Optimum shape of implant with the objective to minimize max. mstress at cancellous bone

Table 2 Optimum stress values at each stage of multilevel optimization

Result	Minimize Max .stress at cancellous bone		Minimize Max.stress at cortical bone	
	Max. stress at cancellous	Max. stress at cortical	Max. stress at cortical	Max. stress at cancellous
Initial value	15.65	379.81	379.81	15.65
Basic Shape	13.74	371.01	363.32	13.78
Screw at cancellous	13.62	393.19	338.15	17.39
Screw at cortical	13.09	246.86	220.84	15.29

Unit: MPa

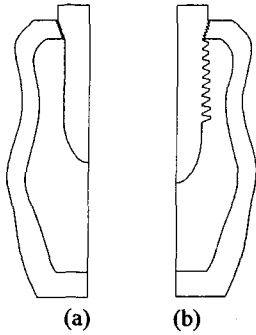


Fig. 10 Optimum shape of implant in the 3D model with the objective to (a) minimize max. stress at cancellous bone, (b) minimize max. stress at cortical bone

최적해 형상 Fig. 10(a) 를 보면 알수 있는데 해면골 나사형상은 미세한 돌기의 형태로 나타났다. 반면 치밀골 응력의 최소화 결과에서는 치밀골 나사가 가장 큰 응력감소에 기여하고 있으나, 추가로 기본형상에서 나사깊이가 상한(13.0mm)까지 증가 하는 것이 유리하며, 해면골 나사의 생성 역시 어느 정도 감소에 도움을 주고 있음을 알 수 있다. 치밀골 응력을 최소화한 형상 Fig. 10(b)를 보면 해면골에서도 큰 나사가 생성되어 있다. Fig. 10의 나사 형상을 보면 해면골 응력을 최소화 하기 위해서는 피치가 작은 것이, 치밀골 응력을 최소화 하기 위해서는 나사 피치가 비교적 크게 생성되는 것이 유리하게 나타났다. 그러나 치밀골에 생성되는 나사피치의 크기와는 상관없이 나사의 생성만으로도 상당 수준 응력을 줄일 수 있는 것으로 나타났다는데, 이는 선행연구에서 얻은 결과와 같은 것이다. 한편 해면골의 나사형상은 현행 연구가 선행 연구와 뚜렷한 차이를 보였는데, 선행 연구에서는 해면골 응력을 최소화하기 위해 Fig. 11(a)에서 보는 바와 같이 임플란트 하단으로 갈수록 나사산 높이가 감소하는 경향을 보인 반면 현행연구 결과는 Fig. 10(a)처럼 매우 작은 크기의 나사만이 형성되었다. 치밀골 응력 최소화의 경우에는 선행연구에서 Fig. 11(b)와 같은 비교적 굵은 피치의 사각나사가 형성된 반면 현행연구에서는 Fig. 10(b)와 같이 임플란트 하단으로 갈수록 나사산 높이가 증가하는 삼각 나사의 형태를 보였다.

5.3 선행연구의 최적설계를 3차원 모델에 적용, 해석한 결과 비교
 선행 연구에서 얻은 축대칭 모델의 최적 설계변

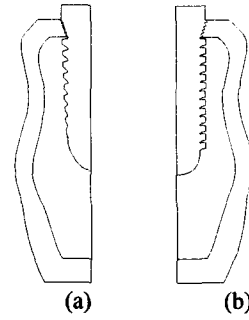


Fig. 11 Optimum shape of implant in the axisymmetric Model with the objective to (a) minimize max. stress at cancellous bone, (b) minimize max. stress at cortical bone

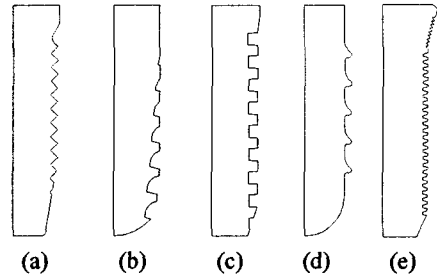


Fig. 12 Comparison of the commercial implants

수 값을 3 차원 모델에 사용하여 해석한 후 결과를 비교해 보았다. 비교 결과 응력값이 Table 3에 나타나 있는데, 해면골과 치밀골의 응력에서 알 수 있듯이 축대칭 모델의 최적 형상은 3 차원 모델 최적화를 통해 구한 결과 보다 우수하지 못했다. 반면에 수직으로 작용하는 압력에 대한 최적 설계 양상은 본 논문과 선행 연구가 비슷한 결과를 나타냄을 앞 절에서 보였다. 따라서 이러한 사실을 통해 보다 일반화된 하중 조건에서 해를 구한 3 차원 모델이 보다 더 최적의 설계를 도출하였음을 알 수 있다. 참고로 Fig. 12에 현재 사용되고 있는 몇가지 상용 임플란트의 형상을 도시하였다. 이 중에서 Fig. 12(b)를 보면 다른 회사의 것과 달리 임플란트의 나사산의 깊이가 아래로 내려갈수록 깊어지고 있는데 이는 본 연구에서 얻은 Fig. 10(b)의 결과와 유사한 경향이다. 상용 임플란트와 본 연구 결과의 단순비교는 무리가 따르지만 임플란트의 나사의 깊이가 아래로 내려 갈수록 깊어진다는 공통점이 존재함을 알 수 있다.

Table 3 Comparison of stresses of current optimum design and those obtained by applying optimum design of axisymmetric model

	von-Mises stress of axi-symm model	von-Mises stress of 3-D model
Cancellous bone	16.10 MPa	13.09 MPa
Cortical bone	239.26 Mpa	220.84 MPa

6. 토의 및 결론

최적화 수행 결과 해면골의 최대응력 최소화를 위해서는 적절한 임플란트의 길이가 존재함을 알 수 있었다. 해면골의 나사 형상은 미세한 돌기 형태로 생성되는 것이 유리한 것으로 나타났으나 그 효과는 그리 크지 않았다. 경사진 하중으로 인해 나사산 부근에서 응력집중이 발생하며 이는 경사진 하중에 의한 모멘트로 인한 것이고, 나사산이 커지면 응력집중 또한 커지게 되므로 응력을 줄이기 위해서는 나사산이 작게 형성되어야 해면골에 유리한 것으로 나타났다. 이처럼 해면골의 최대응력 최소화 측면에서 나사의 생성은 크게 도움이 되지 않는다. 하지만 생리학적으로 인해 적당한 응력분산에 필요한 경우라면 미세한 돌기 형태의 나사가 해면골의 응력분산에 도움이 되리라 판단된다. 한편 치밀골의 나사 생성은 해면골의 최대응력을 줄일 수는 있었으나 그 역시 효과는 매우 미미한 것으로 나타났다. 다만 생성한다면 피치가 큰 것 보다는 작은 것이 더 유리하였다.

치밀골에서 발생하는 최대응력의 최소화를 위해서는 임플란트의 길이를 가능한 길게 하는 것이 좋은 것으로 나타났는데, 이는 실제 치과에서 임플란트 시술시 매식되는 깊이가 깊으면 성공율이 높다는 사실과 일치한다. 임플란트의 길이가 치밀골 하단까지 증가하게 되면 치밀골에서 발생하는 최대 응력은 줄어들지만 실제로 이러한 시술은 여러 요인에 의해 제한된다고 한다. 해면골의 나사 형성은 치밀골의 응력을 줄이는데 어느 정도 효과가 있는 것으로 나타났는데, 해면골 접합부는 삼각나사와 유사한 형태의 나사산이 형성되고, 임플란트 하단으로 진행하면서 산의 높이가 증가하는 것이 유리한 것으로 나타났다. 상용 임플란트 중에는 이러한 특성을 반영한 것으로 생각되는 것도 있었다. 한편 치밀골의 나사 생성은 생성 자체만으로도 응력을 대폭 줄일 수 있는 가장 중요한 요인으로 나타났으나, 기왕이면 피치가 큰 나사를

생성하는 것이 더 좋은 것으로 나타났다. 따라서 임플란트의 매식 깊이를 늘릴 수 없다면 치밀골 및 해면골 접합부에 나사를 생성하는 것이 치밀골의 최대응력을 낮출 수 있는 방법이라고 판단된다.

후 기

본 연구는 본 연구는 한국과학재단 목적기초연구 (R01-2003-000-10565-0) 지원으로 이루어 졌으며 이에 감사하는 바입니다.

참고문헌

- (1) Brunski, J. B., 1992, "Biomechanical Factors Affecting the Bone-Dental Implant Interface," *Clin Mater*, 10, pp. 153~201.
- (2) Brunski, J. B., 1988, "Biomaterial and Biomechanics in Dental Implant Design," *Int. J. Oral Maxillofac Implants.*, 3, pp. 85~97.
- (3) Han, J.S., Seo, K.Y. and Choi, J.H., 2003. "Optimum Design of Endosseous Implant in Dentistry by Multilevel Optimization Method," *Journal of KSME (A)*, Vol. 27, No. 1, pp. 144~151.
- (4) Vanderplaats, G N., 1984, "Numerical Optimization Techniques for Engineering Design," McGraw-Hill.
- (5) Singirewu, S. R., 1996, "Engineering Optimization," John Willey & Sons, Inc.
- (6) ANSYS Structural Analysis Guide Release 6.1, Inc. 2002.
- (7) VisualDoc Theoretical Manual, Vanderplaats Research & Development, Inc.
- (8) Wolff, J., 1892, "Das Gesetz der Transformation der Knochen, A. Hirschwald," Berlin.
- (9) Frost, H. M., 1990, "Skeletal Structural Adaptations to Mechanical Usage(SATMU):1. Rede-Fining Wolf's law; The bone modeling problem," *Anatomical Records*, 226, pp. 403~413.
- (10) Ridger, M. R., Mayberry, M. and Brose, M. O., 1990 "Finite Element Analysis of Six endosseous Implants," *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 63, pp. 671~676.
- (11) Raymond, H. M. and Douglas, C. M., "Response Surface Methodology," John Willey & Sons, Inc.
- (12) Jemt, T., 1989, "Osseointegrated Implants in the Treatment of Partially Edentulous Patients," *J. Oral Maxillofac. Implants*, 4, pp. 211~217.
- (13) Lavelle, C. B., 1993, "Biomechanical Considerations of Prosthodontic Therapy The Urgency of Research into Alveolar Bone Responses," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 8, p. 179.
- (14) Belegundu, A. D. and Chandrupatla, T. R., 1999, "Optimization Concepts and Applications in Engineering," Prentice-Hall, Inc, 11. pp. 373~384.