

다단계 최적화 기법을 이용한 치과용 골내 임플란트의 형상 최적 설계

한중석[†] · 서기열^{*} · 최주호^{**}
(2002년 5월 9일 접수, 2002년 11월 18일 심사완료)

Optimum Design of Endosseous Implant in Dentistry by Multilevel Optimization Method

Jung-Suk Han, Ki-Youl Seo and Joo-Ho Choi

Key Words: Multilevel Optimization(다단계 최적화), Multiobjective Optimization(다목적함수 최적화), Endosseous Implant(골내 임플란트), Response Surface Method(반응표면법)

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. Favorable solution is obtained by the MLO, which is compared to both solutions made by RSM and sequential quadratic programming (SQP) in the OAO problem.

1. 서론

정보화 시대에 들어서며 공학 분야의 제반 여건이 발전하면서 설계자나 사용자 모두 제품에 대한 보다 많고 정밀한 정보를 얻기 위해 노력하고 있으며 제작 및 실험에 앞서 각종 설계 및

해석용 프로그램을 이용함으로써 비용과 시간을 절약하며 제품의 성능을 예측하고 가장 적절한 모델을 찾기를 원하고 있다. 근래에 들어 각종 최적화 기법을 탑재한 상용화된 최적화 프로그램의 등장으로 여러 변수로 구성된 문제를 해석 프로그램과 간편하게 연계할 수 있도록 하여 최적의 답을 찾아내는 데 많은 편리함을 주고 있다. 간단한 설계변수를 가지는 문제라면 한 번의 최적화 과정을 통하여 원하는 정보를 얻을 수 있지만 많은 설계변수와 목적함수를 가지는 문제인 경우 최적해를 쉽게 도출할 수 없는 경우가 많으며 또한 각 설계변수에 따라 시스템이 어떻게 반응하고 각 변수들과 목적함수와는 어떠한 관계를

[†] 책임저자, 서울대학교 치과대학 보철과
^{*} 한국항공대학교 대학원 항공기계공학과
^{**} 회원, 한국항공대학교 항공우주 및 기계공학부
E-mail : jhchoi@hau.ac.kr
TEL : (02)300-0117 FAX : (02)3208-4429

가지는지 파악하기 쉽지 않다. 이러한 문제를 해결하고자 본 연구 논문에서는 다단계 최적화 기법(Multilevel Optimization)⁽¹⁾을 이용하여 최적화를 수행하고 목적함수가 여러 개인 경우 즉, 다목적함수(Multiobjective)를 가지는 문제에 대해 파레토 커브(Pareto curve)⁽²⁾를 제시함으로써 보다 많은 정보를 제공하고자 하였다. 다단계 최적화 기법은 여러 가지 설계변수를 각각의 특성에 의하여 소수의 설계변수 군으로 재분류하여 단계별 최적화 과정을 반복함으로써 최종해를 구하는 방법으로 이러한 최적화 기법은 오래 전부터 연구되었다. Vanderplaats 등⁽³⁾은 여러 부재로 이루어진 트러스 구조물을 대상으로 한 연구에서 다단계 최적화 기법의 유용성을 입증하였다. 현재 임상에서 사용중인 치과용 골내 임플란트의 형상은 매우 다양하며 본 연구에서는 이러한 임플란트의 형상을 표현하기 위해 충분한 수의 설계변수를 설정하고 설계변수들의 특성에 맞게 재분류하여 각 설계변수 군들로 이루어진 단계별 최적화를 반복 수행함으로써 최적의 형상을 찾고자 하였다. 각 단계별 최적화를 위해서는 VisualDOC⁽⁴⁾에 내장된 반응표면법을 사용하였는데 이 방법은 본 경우와 같이 다단계로 나눔으로 인해 설계변수 갯수가 적은 최적화 문제에 적합한 방법이다. 다단계 최적화 기법의 효율성을 비교하고자 구배를 이용하는 기법과 반응표면법을 사용하여 단일 과정의 최적화를 수행한 결과와도 비교하였다.

2. 다단계 최적화 기법

일반적인 최적설계 문제를 수학적으로 표현하면 식 (1)과 같이 쓸 수 있다.

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

위의 표현은 n개의 설계변수를 동시에 취급하는 경우의 표현식이며 설계변수를 몇 개의 군으로 나누고 여러 단계를 거쳐 최적화를 하는 경우 Fig. 1과 같이 나타낼 수 있는데 이것은 세 단계 최적화의 경우를 사례로 든 것이다. 이를 위해 설계변수를 l, m, n-l-m개의 세 그룹으로 나누고

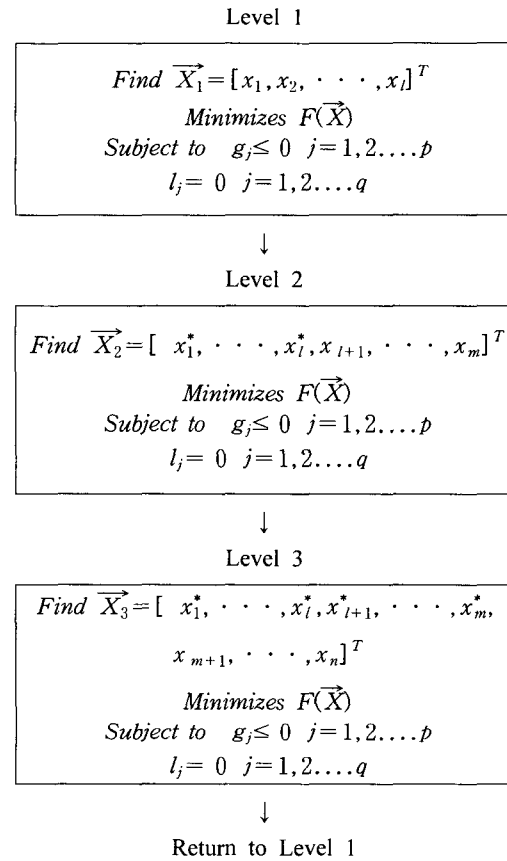


Fig. 1 Algorithm of multilevel optimization

이들 소그룹에 대해 순차적으로 최적화를 수행한다. 즉 Fig. 1에서 보는 바와 같이 첫 번째 단계(Level 1)에서는 다른 설계변수는 상수로 놓고 l개의 변수를 이용하여 최적화를 수행하고, 다음 단계(Level 2)에서는 전 단계의 최적화 결과에서 출발하되, 다음 m개의 설계변수를 이용하여 최적화를 수행한다. 이런 방식으로 모든 설계변수 군에 대해 한 회의 최적화 과정이 끝나면 다시 처음 단계로 되돌아가며, 이러한 전 과정은 최적해에 도달할 때까지 반복된다. 수렴조건은 한 단계의 최적화 결과가 다음 회의 해당 단계 최적화 결과에서도 동일한 결과로 나타날 경우에 종료하는 것으로 하였다. 본 연구에서는 1 단계는 설계변수 5 개를 사용하여 임플란트의 주요 형상을 결정하며 2 단계에서는 설계변수 7 개를 사용하여 임플란트와 해면골 접합부에 나사를 생성하고 3 단계에서는 2 개의 설계변수를 사용하여 임플란트와 치밀골 접합부에 나사산을 생성하는 단계

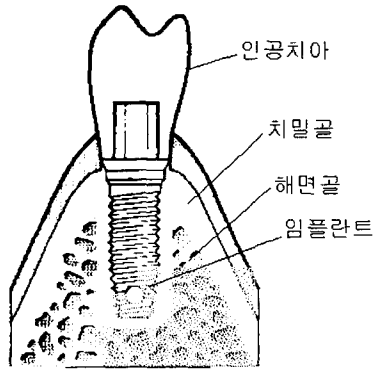


Fig. 2 Endosseous implant in the mandible

로 구성하였다.

3. 연구대상 및 최적화 모델링

3.1 치과용 골내 임플란트

치과용 임플란트는 Fig. 2와 같이 소실된 치아의 수복을 위해 악골 내에 금속재료인 임플란트를 매식하고 그 위에 상부 보철물을 제작하여 치아의 기능을 대신 할 수 있도록 하는 보철용 부품이다. 치아수복의 역사는 오래되었지만 치아수복을 위한 목적으로 임플란트가 사용된 기간은 그리 오래되지 않았다. 1950~60년대에 행하여진 골의 미세 혈류 순환과 상처 치유기전에 관한 실험에서 스웨덴의 일반의사인 Branemark 등에 의해 티타늄과 골이 단단하게 부착되는 골유착(Osseointegration)의 개념이 발견되었다. 임플란트 기술은 생리학적 요인, 기술 방법, 임플란트 재료 및 표면처리, 생체역학 등의 여러 요인을 만족시켜야 하는 매우 복잡한 기술로서 이러한 요인 중 최근에는 임플란트 기술의 성공률을 높이기 위하여 골에 매식된 임플란트의 거동을 역학적인 관점에서 연구하는 생체역학 부분의 연구가 많이 시도되고 있다. 특히 임플란트의 골내 거동이 뼈에 미치는 영향에 대한 연구와 더불어 최적의 임플란트 형상을 설계하려는 연구들이 수행되고 있으나 아직 선진국에서도 설계에 관하여 좋은 디자인에 관한 일치된 결과가 없기 때문에 나선형, 원통형, 블레이드(Blade)형 등 매우 다양한 제품이 나와 있다. 임플란트에 대한 역학적 관점의

연구로서 Rieger(5)는 2차원 유한요소해석을 통하여 다양한 임플란트 형태의 응력 거동을 비교 분석하였고, Lozada(6)는 원통형과 그루브(Groove)형 임플란트의 응력 형태를 비교하였고 현영근(7)은 나선형과 원주형 임플란트의 응력 거동을 비교하였으며 장경수(8)는 임플란트 계면의 유착 정도에 따른 응력 분포의 변화를 연구 발표하였다. 그러나 이들은 모두 기존에 나와 있는 여러가지 임플란트를 대상으로 특성분석을 수행한 것으로서 아직까지 역학적 측면에서 최적화된 임플란트의 설계를 찾는 연구는 없었다. 임플란트가 매식되는 뼈는 치밀골이라 불리는 비교적 단단한 뼈와 치밀골로 둘러싸인 연한 해면골로 이루어져 있으며 임플란트 설계 시 이 두 가지 뼈에 미치는 영향을 분리하여 고려할 필요가 있다. 따라서 임플란트 설계 시 고려해야 할 중요한 사항은 치밀골과 해면골에서 발생하는 응력의 크기가 되는데 대체로 치밀골에 발생하는 응력치가 해면골의 응력치에 비해 3~4배 높다. 그러나 임상 경험에 의하면 이 두가지 응력이 모두 중요하며, 각각 최소화하도록 설계되는 것이 바람직하다고 한다. 그 이유는 시술 실패 또는 사용상 부주의로 인해 치밀골 파괴가 발생할 경우에는 해면골에 발생하는 응력 분포가 문제가 되기 때문이다. 이런 측면에서 볼 때 본 문제는 목적함수가 두개인 다목적함수(Multiobjective) 최적화 문제가 된다.

3.2 임플란트 나선형태에 따른 응력분석

임플란트의 최적형상을 찾기 위한 선행 연구로서 현재 임상에 사용중인 대표적 임플란트 4가지를 대상으로 응력해석을 수행하여 그 결과를 비교하였다. 이들을 Fig. 3에 보였는데, 보는 바와 같이 해면골 접촉부의 나선형태가 다양한 형태를 취하고 있다. 이 중에서 특히 특이나사 형 임플란트는 타 임플란트와 달리 나선산의 형상이 독특할 뿐 아니라 나선의 골지름이 고정되지 않고 하단으로 갈수록 더 감소하고 있다. 본 연구에 사용된 골내 임플란트와 골 모델의 물성치는 Table 1과 같고 임플란트는 하악골에 매식되는 것으로 가정하였다. 해석의 편의를 위하여 축대칭 모델을 사용하였으며 Fig. 4에 삼각나사의 경우를 도시하였다. 실제 골과 임플란트의 접합율은 약

(a) (b) (c) (d)

Fig. 3 Shapes of commercial implant (a) V-thread, (b) Special thread, (c) Square thread, (d) Reverse buttress



Fig. 4 Stress analysis model for the implant (a) Load and boundary condition (b) Extracted direction of the von-Mises stress at the interface

Table 1 Material properties

	Young's Modulus	Poissong's Ratio
Implant	117 GPa	0.3
Cortical bone	13.7 GPa	0.3
Cancellous bone	1.37 GPa	0.3

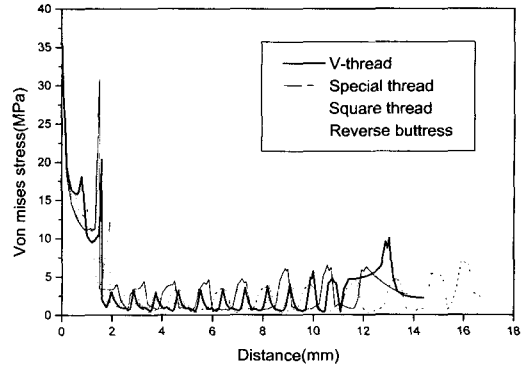


Fig. 5 von-Mises stress at the interface of the bone for the commercial implants

80%에 이른다고 하나 본 논문에서는 100% 접합률을 가진 것으로 가정하였다. 구속 조건은 Fig. 4(a)와 같이 골의 하단이 고정되는 것으로 하였으며 하중 조건은 임플란트에 의해 지지되는 성인의 치에 작용하는 수직 힘(환자에게 최대한의 힘을 발휘하도록 했을 때)의 최대치에 가까운 400N의 힘을 임플란트 상단에 압력으로 가하였다. 해석에 사용된 요소는 2차원 8절점 요소이며 유한요소 해석 프로그램은 ANSYS 5.6(9)을 사용하여 해석하였다. 해석결과 분석을 위한 변수로 일부 연구논문에서는 골 계면에 발생하는 변형률(Strain) 또는 전단응력(Shear stress)을 다룬 경우도 있었으나 본 논문에서는 임플란트의 해석 시 가장 많이 다루고 있는 von-Mises 응력을 대상으로 하였다. 해석 결과 4가지의 임플란트에 대해 골계면에서 발생하는 von-Mises 응력을 계산하고, 이를 Fig. 4(b)에 표시한 골 접촉면을 따라 Fig. 5에 그래프로 도시하였다. 여기서 각 임플란트 경계면의 길이는 나사의 형상이 다르기 때문에 차이가 나고 있다. 대체로 해면골에서의 최대응력은 임플란트의 하단부에서 나타났으며 사각 나사와 특히 나사가 비교적 균일한 응력분포를 나타내었고, 삼각나사와 역버트레스 모델은 각 나사산 및 하단에서 가장 응력이 집중되었다. 각 임플란트에 대해 치밀골과 해면골에서의 최대 응력을 Table 2에 보였다. 치밀골에서의 응력을 보면

Table 2 Maximum von-Mises stress at cortical bone for 4 commercial implant(MPa)

	V-thread	Special thread	Square thread	Reverse buttress
Cortical bone	35.63	34.32	35.05	39.33
Cancellous Bone	10.06	6.52	7.24	12.84

Fig. 6 Implant with taper and thread at the interface with cortical bone

역버트레스 모델이 39 MPa로 가장 높은 수치를 보였고, 다른 모델에서는 34~36 MPa로 비슷한 양태를 보였다. 해면골에서는 삼각나사와 역버트레스 모델이 10 및 13 MPa로 사각나사 및 특이나사 모델의 6~7 MPa에 비해 상대적으로 높은 수치를 보였다. 이상의 결과에서 보면 각 나사의 형태 뿐 아니라 축에 따른 바깥지름 또는 골지름의 변화가 응력에 적지 않은 영향을 미치는 것을 알 수 있다. 한편 치밀골과 접촉하는 임플란트 상단 형상을 보면 기존에는 단순한 원통형상에 나사산이 없는 매끄러운 표면을 가지고 있었으나 최근 Fig. 6과 같이 테이퍼를 가진 원추형이거나 미세 나사를 형성한 모델도 나타나고 있다. 따라서 본 연구에서는 이러한 모든 설계요소를 고려할 수 있는 일반화된 임플란트의 형상을 정의하고, 치밀골과 해면골 각 부에 발생하는 응력을 최소화하기 위한 최적설계를 수행하였다.

3.3 최적화 문제의 정의

임플란트의 최적설계를 위한 목적함수로 치밀골과 해면골에서 발생하는 최대응력을 고려하였

(a) Design variables for straight line and spline

(b) Design variables for screw at the interface with cancellous bone

(c) Design variables for screw at the interface with cortical bone

Fig. 7 Specification of design variable group

고, 일차적으로 이들을 각각 최소화하는 다단계 최적설계를 수행하였다. 다음으로 두 목적함수의 적절한 다협 설계 점을 찾기 위해 치밀골의 최대 응력과 해면골의 최대응력을 각각의 최적 값으로 나누어 무차원화하고 두 목적함수의 가중치를 변화시키며 다단계 최적화를 수행하였다. 임플란트

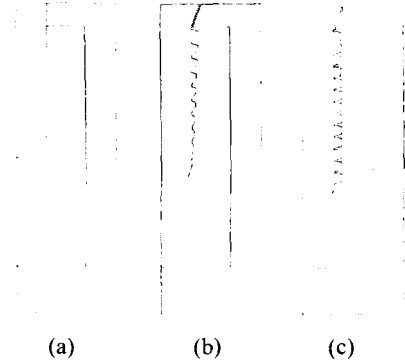


Fig. 8 Optimum shapes of the implant (a) Initial shape (b) Result of minimizing maximum stress at cancellous bone (c) Result of minimizing maximum stress at cortical bone

의 설계변수는 3그룹으로 나누었다. 첫째 그룹은 Fig. 7(a)와 같이 임플란트의 주요 외각 형태를 결정하는 5개의 설계변수로 정하였다. 임플란트 몸통 부분은 직선으로, 임플란트 하단 형상은 스플라인(Spline)으로 나타내었다. 특히 임플란트 길이(V1)와 상부 반경(V2)은 실제 임플란트 시술시 제한된 조건에 의하여 각각 상한을 13mm와 2.5mm로 제한하였고 임플란트의 하단이 상단보다 큰 직경을 가질 수 없도록 설정하였다. 임플란트 경부는 반경 2mm로 설정하였다. 둘째 그룹은 Fig. 7(b)와 같이 임플란트와 해면골 접합부의 나사 형상을 표현하는 설계변수로 정하였는데, Fig. 3과 같은 여러가지 임플란트를 모두 표현할 수 있도록 일반화하여 정의하였다. 사용된 설계변수는 모두 7개로 나사의 피치와 나사산의 높이, 골의 깊이, 나사산의 폭, 나사골의 폭 등을 나타낼 수 있도록 하였다. 마지막으로 셋째 그룹은 Fig. 7(c)와 같이 치밀골의 나사를 표현하는 설계변수로 정의하였는데, 나사의 피치와 나사산의 높이의 2개이다. 본 문제가 대해 별도로 주어진 제한조건은 없으며, 설계변수의 상하한치만 존재한다.

4. 최적화 결과

4.1 해면골, 치밀골 각 응력의 최소화 결과 임플란트 형상 최적화를 위해 해면골 최대응력

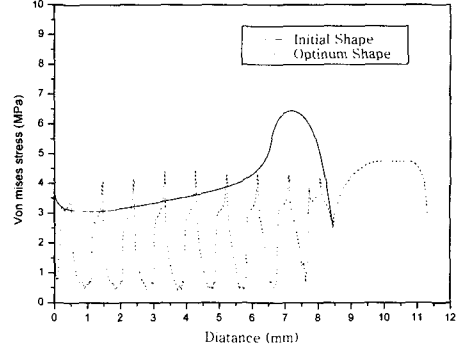


Fig. 9 von-Mises Stress at the interface of the cancellous bone for initial and optimum design

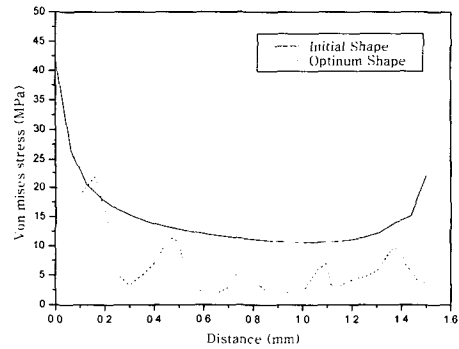


Fig. 10 von-Mises Stress at the interface of the cortical bone for initial and optimum design

과 치밀골 최대응력을 목적함수로 하여 최소화하는 문제를 각각 고려하였다. 이 중에서 해면골 최대응력을 최소화한 결과가 Fig. 8(b)에 있다. 이에 의하면 임플란트는 12.65mm 정도의 길이가 가장 적합하며 임플란트 하단의 형상은 기울기가 완만하게 증가하는 곡선의 형태가 유리함을 알 수 있었으며, 임플란트와 해면골 접합면에 아래로 갈수록 산의 높이가 낮아지는 형태의 나사가 생성되는 것이 유리함을 알 수 있었다. 또한 치밀골과 임플란트 접합부에 비교적 치밀한 나사가 생성되는 것이 해면골부에 발생하는 응력을 줄일 수 있는 것으로 나타났다. 반면 치밀골 최대응력을 최소화한 결과 Fig. 8(c)와 같은 형상을 구할

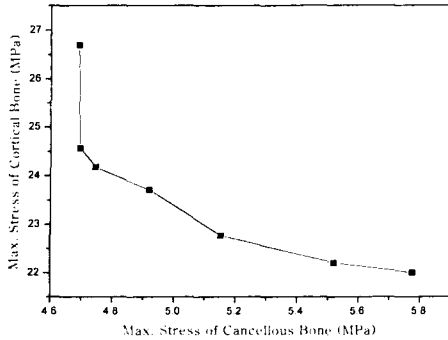


Fig. 11 Pareto curve for max. stresses of cortical and cancellous bone - dots are results by varying weight factors

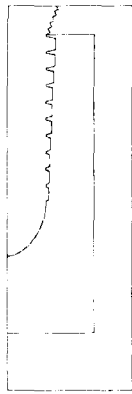


Fig. 12 Pareto optimum solution at the weight factor 25:75

수 있었으며 치밀골과 임플란트의 접합부에 나사의 생성 여부가 가장 중요한 인자로 나타났으며 임플란트는 가능한 깊이 매식되는 것이 유리한 것으로 나타났다. 또한 임플란트와 해면골 접합부에 가능한 부피가 큰 나사가 생성되는 것이 치밀골 부의 최대응력을 줄일 수 있는 것으로 나타났다. Fig. 9, Fig. 10은 최적화 전후의 응력을 비교한 그래프이다. 여기서 해면골의 경우 최대응력이 초기 6.43MPa에서 4.69MPa로 감소, 치밀골의 경우는 초기 42.32MPa에서 21.84MPa로 감소하였다. 한편 두 목적함수의 적절한 타협 설계점을 찾기 위해 치밀골의 최대응력과 해면골의 최대응력을 각각의 최적 값으로 나누어 무차원화하고 두 목적함수의 가중치를 변화시키며 다단계 최적화를 수행하였다. 해면골 최대응력과 치밀골

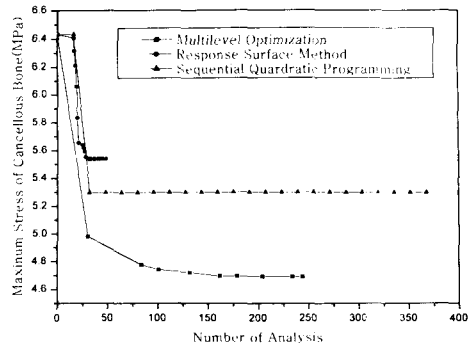


Fig. 13 Objective function histories of multilevel, RSM and SQP methods

Table 3 Comparison of result value as minimized

	SQP	RSM	Multilevel
Number of analyses	366	48	165 ~ 244
Objective function value	5.23 MPa	5.53 MPa	4.69 MPa

최대응력의 가중치를 변화시키며 다단계 최적화를 수행한 결과 Fig. 11과 같은 파레토 커브 (Pareto curve)(2)를 구할 수 있었다. Fig. 11에서 각 점들은 해당 가중치에서 최적화한 결과점을 나타내는데 가장 좌측 위의 것이 해면골 응력 0%, 치밀골응력 100%인 경우이며, 그로부터 각각 10 : 90, 25 : 75, 50 : 50, 75 : 25 및 90 : 10 으로 한 것들의 결과이다. 이중에서 가장 바람직한 타협 설계점은 파레토 커브의 특성상 원점에서 가장 가까우며 기울기가 급격히 변화하는 25:75 점임을 알 수 있으며 이때의 형상을 Fig. 12에 보였다.

4.2 최적화 기법의 비교

다단계 최적화 결과의 신뢰도를 확인하기 위해 이번에는 동일한 문제를 모든 설계변수를 동시에 취급하여 반응표면법(Response surface method)과 SQP(Sequential quadratic programming) 알고리즘을 이용하여 최적화하고 결과를 비교하였다. 이때의 목적함수는 해면골 최대응력으로서 최적화 결과 Table 3 및 Fig. 13과 같이 목적함수는 다단계 최적화 기법이 가장 우수함을 알 수 있었으며 최적

화 과정 중 해석 프로그램의 호출 횟수에서도 SQP 알고리즘 보다 유리한 것으로 나타났다.

5. 결론

많은 설계변수를 가지는 문제에 다단계 최적화 기법을 도입함으로써 단일 과정의 최적화 보다 좋은 결과를 얻을 수 있었다. 많은 수의 부재로 이루어진 트러스의 최적화 문제 등 설계변수의 특성이 뚜렷이 구분되는 문제에 사용되어 그 효과를 입증한 사례가 있으나 본 논문의 연구대상과 같이 설계변수의 특성이 명확히 구분되지 않는 설계변수라도 적절한 구분을 통해서 작은 수의 설계변수를 가지는 문제로 전환하여 단계적으로 최적화를 수행하는 것이 가능하고 목적함수의 감소율이나 해석 시간 등의 비용 측면에서도 단일 과정의 최적화 보다 우수한 결과를 얻을 수 있었다. 다단계 최적화 기법을 통하여 치과용 골내 임플란트의 형상 최적화를 수행한 결과 치밀골과 해면골의 최대응력을 효과적으로 줄일 수 있는 타협 설계점을 찾을 수 있었다.

후 기

본 연구는 학술진흥재단 협동연구과제(과제번호 2001-042-F0008)의 지원으로 이루어 졌으며 이에 감사하는 바입니다.

참고문헌

(1) Vanderplaats, G. N., 1984, *Numerical*

Optimization Techniques for Engineering Design, McGraw-Hill.

(2) Belegundu, A. D. and Chandrupatla, T. R.,1999, *Optimization Concepts and Applications in Engineering*, Prentice-Hall, Inc.

(3) Vanderplaats, G. N. and Moses, F., 1972, "Automated design of trusses for optimum geometry," *Journal of the Structural Division*, ASCE, Vol. 98, No. ST3, pp. 671~690.

(4) *VisualDoc Theoretical Manual*, Vanderplaats Research & Development, Inc.

(5) Rieger, M. R., Adams W. K., and Kinzel G.L., 1989, "Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants," *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol.62, pp. 436-440.

(6) Lozada J. L., Abbate M.F., Pizzarello F.A., and James R.A., 1994, "Comparative 3-dimensional analysis of two finite-element endosseous implant designs," *Journal of Oral Implant*, Vol.20.

(7) Hyun, Y. K., and Kwon, J. J., 1997 "Three-dimensional finite element analysis of the endosseous implant designs," *The journal of Korean Academy of Prosthodontics*, Vol. 35 pp. 181~205.

(8) Jang, K. S., Kim, Y. S., and Kim, C. W., 1997, "Three dimensional finite analysis on the minimum contact fraction of bone-implant interface," *The journal of Korean Academy of Prosthodontics*, Vol. 35, pp. 627~640.

(9) *ANSYS Structural analysis guide release 5.6*, 1999, Swanson Analysis System Inc., Houston, PA.