

## 5급 병소가 있는 치아 유한요소 모델의 수복방법 최적화

김광훈\* · 우성관\* · 손 권† · 박정길\*\*

(2007년 10월 17일 접수, 2008년 6월 19일 수정, 2008년 7월 15일 심사완료)

### An Optimization of Restoration Method at Class V Lesion of a Finite Element Tooth Model

Kwang-Hoon Kim, Sung-Gwan Woo, Kwon Son and Jeong-Kil Park

**Key Words:** Class V(5급 와동), Noncarious Cervical Lesion(치경부 병소), Optimization(최적화), Finite Element(유한요소)

#### Abstract

A general treatment is to restore abfraction lesions with dental filler materials to reduce stress concentration. A material should be selected from various dental products based on long term experiences of dentist or personal preference concerning filler methods. A quantitative criterion is necessary to make an evaluation of the results as dentists decide treatment methods and dental materials relying on their clinical experiences. The purpose of this study is to find an optimal restoration method and material for noncarious cervical lesions using the finite element method. An objective function was defined to minimize the sum of tension or compression stress. Trial-and-error and approximation were used to find an optimal restoration method. An optimal solution was to fill TetricFlow inside the lesion and Z100 in the remaining region. The most desirable thickness ratio of the two filler materials was 0.125 with trial-and-error and it was similar to the results of approximation, 0.121 and 0.132.

#### 1. 서 론

일반적으로 충치는 치의학에서는 치아우식증이라고 한다. 우식증은 구강 내에 있던 세균의 발효작용에 의해 치아에 남아있는 음식찌꺼기의 당분이나 전분이 분해되면서 경조직의 석회를 녹여 치아를 상하게 하는 증상이다. 반면에 비우식성 치경부 병소(noncarious cervical lesions: NCCLs)는 치아우식증과 상관없이 치경부의 백악질과 법랑질의 경계에서 치아구조가 상실되는 증상을 말한다. 이는 여러 가지 물질의 복합구조를 가진

치아에서 하중에 의해 역학적으로 치아의 경조직이 상실되는 것으로 보고 있다. 비우식성 치경부 병소는 그 형태에 따라 분류된 명칭인 5급 병소로도 자주 사용된다.

비우식성 치경부 병소의 원인으로는 이악물기, 이갈이, 칫솔질습관, 침식 등 여러 가지가 있다. 이것의 복합적인 원인으로 다양한 형태의 치경부 병소가 발생한다는 연구가 보고되었다.<sup>(1)</sup> 비우식성 병소에 의해 치질이 상실되면 더 이상의 병소확대를 방지하여 위해 병소를 수복하는 방법을 이용한다.<sup>(2)</sup> 병소의 수복은 형태상 응력이 집중되는 부분의 응력을 분산시켜 응력을 줄여주는 역할을 한다.

초창기 치과 연구는 실험적인 방법이 대부분이었다. 치아 시편을 만들어 인장 시험기를 이용하여 치아의 각 조직의 물성값을 확인하고 항복응

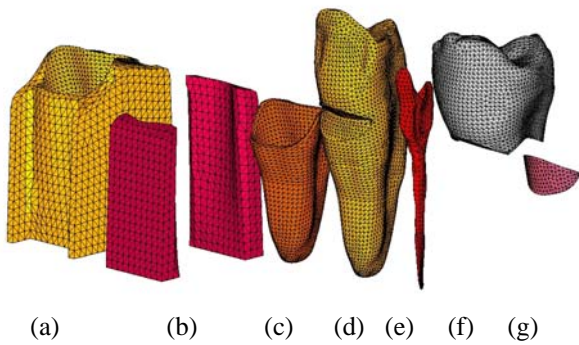
† 책임저자, 회원, 부산대학교 기계공학부

E-mail : kson@pusan.ac.kr

TEL : (051)510-2308 FAX : (051)512-9835

\* 부산대학교 대학원 기계설계공학과

\*\* 부산대학교 치과대학 치아보존과



**Fig. 1** Disassembled FE model showing the different components: (a) cancellous bone, (b) cortical bone, (c) periodontal ligament, (d) dentin, (e) pulp, (f) enamel and (g) resin

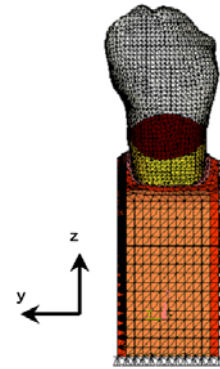
력을 알아보거나 치과 재료를 수복한 치아 시편을 이용하여 성능을 비교하는 연구가 많이 이루어졌다.<sup>(3,4)</sup> 근래에는 컴퓨터의 발전과 함께 1970년대 이후로 급격히 발전한 수치해석의 한 방법인 유한요소 해석방법을 실험과 함께 병행하여 자주 사용하고 있다.

본 연구에서는 비우식성 치경부 병소의 수복에 대한 최적화 방법을 찾기 위해 3차원 유한요소 모델을 사용하였다. 또한 임상상의 주관적인 기준에 의해 시술되던 치료 방법에 공학에서 사용하는 최적화 기법을 이용하여 정량적인 기준을 제시하고자 한다. 3차원 유한요소 모델을 이용하여 레진 계열의 대표적인 수복 물질인 Z100과 Tetric Flow에 대한 복합 수복의 성능이 가장 좋은 수복 형태와 치수를 규명하고, 최적화를 위한 효율적인 연구 방법을 제시하였다.

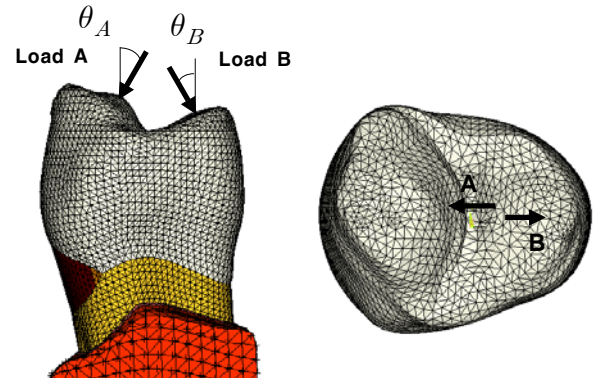
## 2. 치아 유한요소 모델

### 2.1 모델 구현

3차원 치아 유한요소 모델을 만들기 위해 발치된 상악 제2소구치의 영상을 이용하였다. 미세단층촬영기(Micro-CT, SkyScan, Belgium)를 이용하여 58  $\mu\text{m}$  간격으로 촬영한 357장의 영상 파일에서 획득한 치아 내부의 법랑질, 상아질, 치수의 기하학적인 자료를 바탕으로 구성된 치아모델을 사용하였다.<sup>(5)</sup> 3차원 요소분할 작업을 위해 HyperMesh V6(Altair Co. Ltd., USA)을 사용하여 치아의 유한요소 모델을 구성하였다. Fig. 1은 치아의 구조상 성분별 형상을 분리해서 표현한 그림이다.



**Fig. 2** Constraint condition



**Fig. 3** Loading condition( $\theta_A \approx 27^\circ$ ,  $\theta_B \approx 19^\circ$ )

### 2.2 해석 조건

본 연구에서 사용한 상악 제2소구치는 제1소구치와 제1대구치와 접해 있다. 따라서 실제 치아의 구속 조건과 동일하게 해석하기 위해 인접치아와 접하는 방향인 y축 방향으로 치조골에 변위가 발생하지 않게 구속하였다. 또한 치아는 턱뼈에 부착되어 있으므로 유한요소 모델의 치조골하부를 완전히 구속시켰다. Fig. 2는 해석을 위해 치아 모델에 적용시킨 구속 조건을 도식적으로 나타낸다.

치아가 서로 교합할 때 교합력은 협측과 설측의 교두정(cusp tip)에서 내려오는 지점에서 발생한다. 협측 교두정에서 하중이 작용하는 것을 하중 A, 설측 교두정에서 작용하는 것을 하중 B로 정의하였다. Fig. 3와 같이 각각의 하중은 접촉면에 수직 방향으로 작용한다고 가정하였다. 하중 A와 B는 수직인 방향에서 각각 시계방향으로 27°와 반시계방향으로 19°경사지게 주어졌다.

비우식성 치경부 병소가 발생한 환자들이 가지

고 있는 이갈이나 과도한 이악물기 같은 특발성 교합력이 미치는 영향에 대해 알아보기 위해 500 N의 힘을 가했다.<sup>(6)</sup> 하중 A가 작용하면 협측에 있는 5급 와동부분에는 압축 응력이 작용하고, 반대로 하중 B가 작용하면 인장 응력이 발생한다. 해석을 위한 치아 성분과 수복 물질의 기계적인 물성값은 Table 1과 같이 기존의 문헌을 참고하였다.<sup>(7,8)</sup>

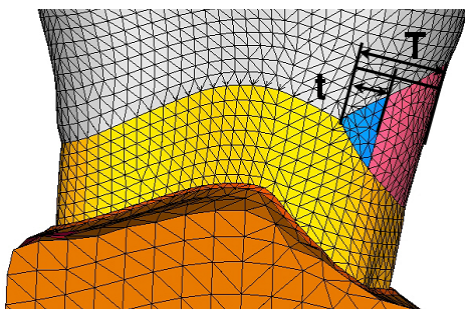
### 3. 최적화 기법

#### 3.1 설계 변수의 선정

수복재료 중 가장 많이 사용되는 재료는 레진으로 그 충전재의 함량에 따라 그 경도를 조정할 수 있고, 시술하기가 쉬운 장점이 있다. 또한 레진은 빛에 노출되는 정도에 따라 색상을 조절할 수 있기 때문에 심미적 측면에서도 매우 효과적인 수복재료이다. 일반적으로 한 종류의 레진을 사용하는 단일수복이 가장 보편적으로 사용되고 있으나, 임상에서의 다양한 경험을 바탕으로 여러 종류의 레진을 사용하는 복합수복 방법으로 시술하는 경우가 많아지고 있다.

**Table 1** Material properties used in analysis

Material	Elastic modulus (MPa)	Poisson's ratio
Enamel	84,000	0.33
Dentin	18,000	0.31
Periodontal ligament	0.667	0.49
Cancellous bone	13,700	0.38
Cortical bone	34,000	0.26
TetricFlow	5,300	0.28
Z100	15,200	0.28



**Fig. 4** Design variables

환자의 병소에 수복을 할 경우 몇 가지 임상적 제약이 따르는데 그 중 하나가 시술하기 위해 병소 부근의 치질의 손상을 최소화해야 하는 것이다. 이는 우식으로 인한 병소의 손상된 치질을 많이 제거해야 하는 것과 달리 치경부병소는 제거해야 할 손상된 치질이 거의 없으며, 수복을 위해 깎아내는 부위가 신경이 있는 치수와 매우 근접한 위치에 있어 시술 시 환자에게 큰 고통을 주기 되기 때문이다. 일반적으로 수복물의 수명이 5년 내외이므로 치아의 수명을 보존하기 위해 치질을 잘 보존하는 것이 매우 중요하다.

이와 같은 제약 때문에 병소의 형상을 변화시키지 않고 수복 재료와 방법만을 변화시켜 최적의 수복 효과를 얻고자 한다. 복합수복 방법으로는 와동 안쪽 부분에 하나의 레진을 충전하고 그 바깥에 다른 레진으로 수복하는 방법을 사용하였다. 단일수복과 복합수복 효과를 동시에 비교하기 위해 Fig. 4과 같이 수복해야 할 부분을 세로로 나누어 모델링하였고, 안쪽과 바깥쪽에 다른 물질을 사용하였다. 설계변수로는 전체 수복물과 안쪽 수복물의 두께를 각각 T와 t로 정하였다. 복합수복의 효과를 평가하기 위해 전체 두께(T)는 일정하게 두고 안쪽 두께(t)를 변화시키면서 전체에 대한 안쪽의 두께비(t/T)에 따라 결과를 비교하였다.

#### 3.2 최적설계 정식화

와동을 수복하면 수복된 경계에서 발생하는 응력집중으로 수복물이 떨어지는 현상이 발생한다. 치료된 수복물을 오랫동안 보존하기 위해 와동과 수복물질의 경계에서 발생하는 응력을 줄이는 것이 필요하다. 따라서 응력이 집중되는 와동부분의 노드에 걸리는 von Mises 응력의 합이 최소화하는 것을 목적함수(objective function)로 정의하였다.

Fig. 3에서 볼 수 있듯이 치아에 하중 A가 작용하면 수복된 와동주위는 압축 응력 상태가 되고, 하중 B의 상태에서는 인장 응력이 발생한다. 압축력에 의한 응력의 합과 인장력에 의한 응력의 합을 더한 값을 최종 목적함수로 설정하였다. 여기서 집중된 과도한 압축응력이나 인장응력 모두 수복물의 내구성에 영향을 끼치므로 동일한 가중치를 적용하였으며, 이를 다음과 같이 표현하였다.

$$\min \{ \sum S_1 + \sum S_2 \} \tag{1}$$

$S_1 =$  인장응력  
 $S_2 =$  압축응력

Table 2는 치아의 법랑질과 상아질의 최대 인장과 압축 강도이다<sup>9)</sup>. 실험으로 구한 이 값은 치아의 시편마다 결과 값이 차이가 있어서 범위로 표현되어 있다. 그러나 최대강도 범위의 상한값을 초과할 경우 어떠한 치아도 파단이 일어날 것으로 예상할 수 있다. 따라서 치아의 최대 인장과 압축 강도 응력값의 상한값을 초과하는 노드가 발생하지 않을 조건을 부등호 제한조건 (inequality constraint)으로 다음과 같이 정의하였다.

$$S_1 \leq \sigma_{u,t}, S_2 \leq \sigma_{u,c} \tag{2}$$

$\sigma_{u,t}$  = 인장강도의 범위의 상한 값  
 $\sigma_{u,c}$  = 압축강도의 범위의 상한 값

식 (2)는 제한조건을 나타낸 식이다. 또한 설계 변수인 t는 전체수복물의 두께 T를 초과할 수 없는 정수의 값으로 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$t \leq T \tag{3}$$

3.3 보간법을 이용한 근사화

본 연구에서는 와동을 4등분하여 서로 다른 수복물을 사용하여 와동과 수복물의 경계에 걸리는 응력을 살펴 보았다. 먼저 목적함수의 값이 최소가 되는 구간을 찾아 다시 등분하여 계산하는 방법인 시행착오법으로 찾아낸 최적화된 결과를 얻었다. 또한 두께비 = 0에서 4/4까지 총 5가지의 경우에 대해 해석한 결과값으로 보간법을 이용한 최적값을 얻고 시행착오법의 결과와 비교하였다.

보간법을 이용하는 방법에서 시행착오법에서 얻은 1차 해석 결과인 5개 값을 모두 이용하는 방법과 최소값이 예측되는 부근인 3개 값만을 선택하여 이용하는 방법을 각각 시행하여 결과를 비교하였다. 5개 값에 대한 근사 곡선으로는 3차 다항식을 사용하였고, 3개 값에 대해서는 2차 다항식을 사용하였다.

4. 결 과

4.1 형상 최적화

흐름성 복합레진인 TetricFlow와 혼합형 복합레진 Z100을 이용하여 두 가지 모델을 만들 수 있다. 안쪽에 Z100을 먼저 수복하고 TetricFlow로 나머지 부분을 수복하는 형태와 그 반대로 수복하는 방법이 있다. 각각의 모델은 안쪽에 수복한 물질과 바깥쪽에 수복한 물질의 앞 글자를 따서 Z-T형 모델과 T-Z형 모델로 명하였다(Fig. 5). 복합수복의 효과를 알기 위해 단순하게 전체 병소 깊이를 4등분하여 두께비(t/T)를 1/4, 2/4, 3/4로 놓았다. 즉 복합수복 모델로 Z-T형과 T-Z형 각각에 대하여 앞의 두께비를 가지는 3가지 모델이 있으므로 총 6개의 모델과 단일수복한 모델 2개, 수복하지 않는 와동 치아 모델 등 총 9개의 모델에 대해 앞에서 제시한 조건으로 해석하였다.

Table 3은 형상 최적화 해석 결과를 각 모델의 목적함수 값으로 나타낸 것이다. 일단 와동치아를 수복하면 거의 응력집중이 절반으로 떨어지는 것을 확인할 수 있다. 복합 수복한 두 모델을 비교하면 T-Z형이 Z-T형보다 상대적으로 적은 응력 집중 현상을 보인다.

Table 2 Mechanical properties of teeth(MPa)

Compressive strength of enamel	277-384
Compressive strength of dentin	249-347
Tensile strength of enamel	10-24
Tensile strength of dentin	32-103

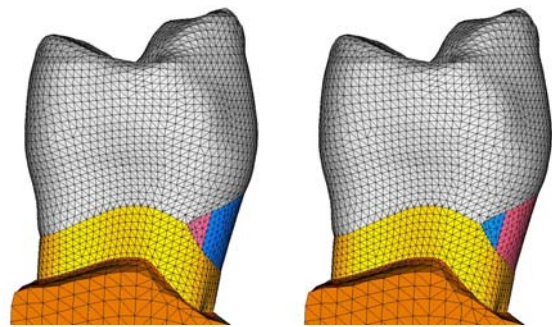


Fig. 5 Z-T model and T-Z model



**Table 3** Shape optimization result

Model		Objective function(GPa)		
		t/T = 1/4	t/T = 1/2	t/T = 3/4
Composite restoration	Z-T model	2.622	2.331	2.149
	T-Z model	2.058	2.276	2.532
Single restoration	Z100	2.064		
	TetricFlow	2.690		
Cavity model		5.079		

**Table 4** Number of critical nodes in compression and tension

Model		Load A (compression)		Load B (tension)	
		Upper limit	Lower limit	Upper limit	Lower limit
Z-T model	1/4	0	0	2	64
	1/2	0	0	2	65
	3/4	0	0	2	69
T-Z model	1/4	0	0	0	73
	1/2	0	0	0	73
	3/4	0	0	1	70
Z100		0	0	2	73
TetricFlow		0	0	1	64
Cavity model		1	1	22	60

**Table 5** Results simulated by trial-and-error method

T-Z model	Objective function (GPa)	Load A (compression)		Load B (tension)		Step
		Upper limit	Lower limit	Upper limit	Lower limit	
0	2.064	0	0	2	73	1st
1/16	1.844	0	0	1	71	3rd
1/8	1.872	0	0	0	69	2nd
3/16	1.994	0	0	0	72	3rd
1/4	2.058	0	0	0	73	1st
3/8	2.189	0	0	0	73	2nd
1/2	2.276	0	0	0	73	1st
3/4	2.532	0	0	1	70	1st
1	2.690	0	0	1	64	1st

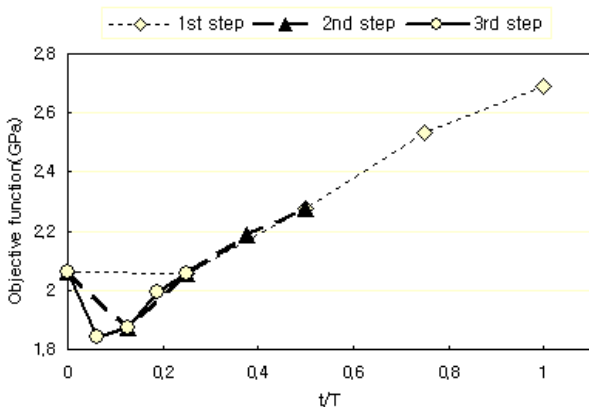
키지 못했다. T-Z형이 상대적으로 적은 응력 집중에 의해 낮은 목적함수 값을 가지는 모델이며, 최대 강도 범위의 상한값을 초과하는 노드도 존재하지 않음을 확인할 수 있다. 따라서 와동의 내부에 흐름성이 좋은 레진을 충전하고 외부에 보다 경도가 높은 레진을 충전하는 것이 그 반대의 경우보다 수복경계에 응력을 낮추는데 효과적임을 예측할 수 있다.

4.2 시행착오법에 의한 치수 최적화

치아 모델은 여러 물질의 3차원 복합구조로 하나의 설계변수에 따라 모델을 생성하는 것이 용이하지 않다. 따라서 최적 치수를 찾기 위해 모델을 만들어 해석하고 최적값이 존재할 것으로 예상되는 부분을 세분화하여 3차에 걸친 해석으로 최적값을 찾았다.

최적 형상인 T-Z형 모델을 가지고 1차 치수 최적화를 시행하였다. 두께비가 1/4에서 최소가 발생하였으며, 2차 해석을 위해 두께비를 1/4보다 1/8만큼 크고 작은 두 모델을 생성하고 해석하였다. 역시 두께비가 1/8인 모델에서 안정된 최소값을 얻었으므로 그 주위 구간을 다시 2등분하여 3차 해석을 수행하였다.

Fig. 6은 3차에 걸친 치수 최적화 결과를 그래프로 나타낸 것이고, Table 5는 각 두께비에 대한 한계응력을 벗어나는 노드의 개수를 나타낸 것이다. 두께비가 1/16일 때 목적함수의 값이 1.844 GPa로 최소가 되지만, 한계응력을 넘는 노드가 존재하므로 그러한 노드가 존재하지 않는 두께비 1/8인 경우가 최적값임을 알 수 있다.



**Fig. 6** Size optimization

Table 4에 각 모델별 부등호 제한조건을 초과하는 노드의 수를 정리하였다. 압축응력에는 와동 치아 모델을 제외한 모든 모델에서 최대 강도를 초과하지 않았지만 인장응력에서는 Z-T형과 단일수복, 와동 치아 모델이 제한조건을 만족시

4.3 목적함수의 근사화

3차에 걸친 치수 최적화를 통해 두께비가 1/8 일 때 최적의 치수가 되는 것을 확인할 수 있었다. 하지만 3차에 걸친 모델의 생성에는 시간이 많이 걸리는 단점이 있다. 따라서 1차 해석한 결과를 이용하여 목적함수의 근사화를 이용한 최적값을 확인해 보았다.

1차 결과인 5개 값을 모두 이용하여 3차 다항식으로 근사화된 다항식을 얻었다. 이 방정식의 최소값을 가지는 두께비를 구하기 위해 1차 미분하였다. 근사화된 3차 다항식과 그 1차 도함수는 다음과 같다.

$$f(t/T) = A + B(t/T) + C(t/T)^2 + D(t/T)^3$$

$$= 2.063 - 0.651(t/T) + 2.994(t/T)^2 - 1.717(t/T)^3 \quad (4)$$

$$f'(t/T) = -0.661 + 5.988(t/T) - 5.151(t/T)^2 \quad (5)$$

Fig. 7에서 알 수 있듯이 1차 해석 결과에서 두께비가 0과 1/2 사이에 목적함수값이 최소가 되는 치수가 존재할 것으로 예상된다. 따라서 두께비가 0, 1/4, 1/2의 결과를 2차 함수로 근사화하면 다음과 같다.

$$f(t/T) = A + B(t/T) + C(t/T)^2$$

$$= 2.064 - 0.472(t/T) + 1.792(t/T)^2 \quad (6)$$

근사된 목적함수의 최소값을 찾기 위해 식 (6)을 미분하면 다음과 같다.

$$f'(t/T) = -0.472 + 3.584(t/T) \quad (7)$$

식 (5)와 (7)을 통해 최소값을 가지는 두께비는 각각 0.121, 0.132이다. 두 값 모두 시행착오법을 3차에 걸쳐 수행하여 얻은 결과값 0.125와의 오차가 각각 0.004, 0.007로 거의 차이가 없었다. 근사법으로 얻은 두 가지 방법, 즉 1차 해석으로 얻은 5개 값을 모두 이용하는 방법과 최소값이 존재할 것으로 예상되는 부근의 3개 값을 이용하는 방법을 통해 얻은 결과에는 큰 차이가 없었다.

Fig. 7은 1차 해석결과와 근사화된 두 곡선을 도시한 것이다. 본 근사화 방법을 통해 목적함수를 근사화하는 방법이 시행착오법으로 최적값을 찾는 것보다 용이하며, 방법적으로는 최소값이 존재할 것으로 예상되는 위치의 값들을 선별해서 계산하는 것이 효율적임을 알 수 있었다.

4.4 일반적인 저작운동

위의 결과는 특발성 교합에 의한 영향을 고려하여 500 N의 힘을 적용하였다. 일반적인 저작운동에는 그보다 작은 170 N의 힘이 걸린다<sup>(10)</sup>. 최적화를 통해 얻은 모델이 일반적인 저작운동에서 어떠한 결과를 가지는지 알아보기 위해 170 N의 힘을 가하여 해석하고 결과를 비교해 보았다.

Table 5에 단일수복 모델과 비교한 최적 수복 모델의 목적함수값과 최대강도를 초과하는 노드의 수를 나타내었다. 최적 모델은 Z100을 수복한 모델의 90%, TetricFlow를 수복한 모델의 70% 정도의 응력이 집중하였다. 또한 Z100과 TetricFlow로 단일 수복한 경우 강도의 하한값에 대해 초과하는 노드가 발생하였으나, 최적 복합 수복모델의 경우 그 값을 초과하는 노드가 없다. 여기서 교합력으로 170 N이 발생하는 일반적인 저작운동에서 최적 복합 수복의 경우 가장 안정적이고 효과적인 수복방법임을 알 수 있다.

Table 8 Number of critical nodes in common chewing movement

model	Objective function (MPa)	LoadA (compression)		LoadB (tension)	
		upper limit	lower limit	upper limit	lower limit
Z100	701.9	0	0	0	2
TetricFlow	914.7	0	0	0	1
Optimal model	636.3	0	0	0	0

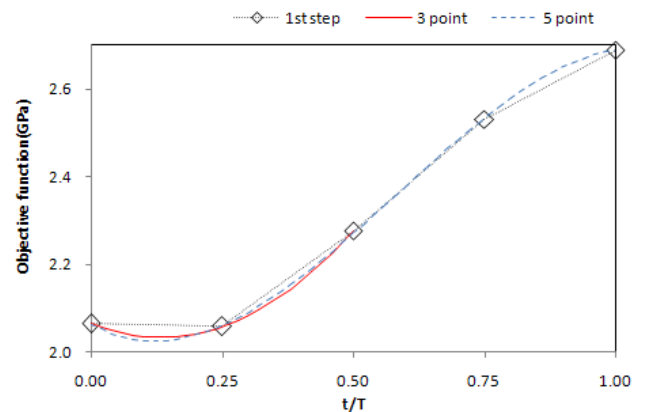


Fig. 7 Approximation of objective function using regression function

## 5. 결 론

본 논문에서는 임상인들의 경험이나 개인적인 선호도에 따라 행해오던 치과 치료 방법에 공학적 접근을 시도하였다. 치료 방법의 효과를 최적화 기법을 사용하여 정량적이고 객관화된 기준으로 판단할 수 있다. 치아의 미세단층촬영 영상을 통해 구현한 3차원 치아 유한요소 모델을 통해 실제 씹는 운동 상황을 구현하고 유한요소 해석한 결과를 바탕으로 최적화법을 적용하였다. 이 연구의 결론을 정리하면 다음과 같다.

(1) 제2소구치의 5급 와동치아의 최적 수복 형상은 자연치아의 구조와 비슷하게 안쪽에 무른 재질을 수복하고 바깥에 단단한 재질을 수복하는 T-Z형 모델임을 확인하였다.

(2) T-Z형 모델에서 두께비가 1/8일 때 제한조건을 만족하고 목적함수의 값이 최소가 된다. 이는 목적함수의 근사화를 통해서도 비슷한 결과를 확인하였다.

(3) 목적함수의 근사화를 통해 최소값이 존재할 것으로 예상되는 부근의 3개 값을 이용하는 방법이 보다 효율적임을 알 수 있었다.

(4) 임상인들의 주관적인 기준에 의해 결정하였던 치료 방법의 선택에 객관적이고 정량적인 기준을 제시하였다.

## 후 기

본 연구는 부산대학교 자유과제 학술 연구비(2년)의 지원에 의해 수행되었습니다.

## 참고문헌

- (1) Grippo, J. O., Simring, M. and Schreiner, S., 2004, "Attrition, Abrasion, Corrosion and Abfraction Revisited: A New Perspective on Tooth Surface Lesions," *Journal of the American Dental Association*, Vol. 135, No. 8, pp. 1109~1118.
- (2) Grippo, J. O., 1992, "Non-carious Cervical Lesions: The Decision to Ignore or Restore," *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, Vol. 4, pp. 55~64.
- (3) Rees, J. S., 1998, "The Role of Cuspal Flexure in the Development of Abfraction Lesions: A Finite Element Study," *European Journal of Oral Sciences*, Vol. 106, pp. 1028~1032.
- (4) Song, J. H., Hur, H. and Park, H. S., 2004, "Study on the Retraction of Anterior Teeth for the Lingual Orthodontics with the Three-Dimensional Finite Element Method," *Trans. of the KSME(A)*, Vol. 28, No. 8, pp. 1237~1244.
- (5) Woo, S. G., Kim, K. H., Son, K., Park, J. K. and Hur, B., 2007, "An Optimal Restoration Method of Noncarious Cervical Lesions Using Three-Dimensional Finite Element Analysis," *J. of KSPE*, Vol. 24, No. 7, pp. 112~119.
- (6) Rees, J. S., 2002, "The Effect of Variation in Occlusal Loading on the Development of Abfraction Lesions: a Finite Element Study," *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 29, pp. 188~193.
- (7) Katona, T. R. and Winkler, M. M., 1994, "Stress Analysis of a Bulk-filled Class V Light-cured Composite Restoration," *Journal of Dental Research*, Vol. 73, No. 8, pp. 1470~1477.
- (8) Geramy, A. and Sharafoddin, F., 2003, "Abfraction: 3D Analysis by Means of the Finite Element Method," *Quintessence International*, Vol. 34, No. 7, pp. 526~533.
- (9) Gallien, G. S., Kaplan, I. and Owen, B. M., 1994, "A Review of Noncarious Dental Cervical Lesions," *Compendium*, Vol. 15, No. 11, pp. 1366~1374.
- (10) Widmalm, S. E. and Ericsson, S. G., "Maximal Bite Force with Centric and Eccentric Load," *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 9, No. 5, pp. 445~450.