

3차원 유한요소해석을 이용한 비우식성 치아의 수복 방법

우성관*, 김광훈*, 손 권#, 박정길**, 허 복**

An Optimal Restoration Method of Noncarious Cervical Lesions Using Three-Dimensional Finite Element Analysis

Sung-Gwan Woo*, Kwang-Hoon Kim*, Kwon Son#, Jeong-Kil Park** and Bock Hur**

ABSTRACT

Cavities of Class V are caused by heavy occlusal loads due to bruxism and clenching habit. It is general 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 clinical experiences 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 tensile and compressive stresses. Several models with different combinations of resins were suggested and compared in terms of the values of objective function. An optimal solution was to fill TetricFlow inside the lesion and Z100 in the remaining region with a thickness ratio of 0.125.

Key Words : Cavity of Class V (5급 와동), Finite Element Method (유한요소법), Optimization (최적화)

1. 서론

비우식성 치경부 병소(noncarious cervical lesions: NCCLs)는 40대 이후의 성인 남녀에게 흔히 보이는 증상이다. 충치를 치아우식증이라고 하므로 우식이 아닌 다른 원인에 의해 치아가 손실되는 증상이다. 비우식성 치경부 병소의 원인으로는 이악 물기, 이갈이, 칫솔질습관, 침식 등이 있다.¹ 여러 가지 물질의 복합 구조를 가진 치아에서 하중에 의

해 역학적으로 치아 경조직이 상실되는 것으로 특발성 교합력과 같은 하중을 주된 원인이라 본다.² 이것의 복합적인 원인에 의해 다양한 형태의 손실이 생기며 특히 치경부에 병소가 발생하는 것을 5급 와동이라 부른다.

비우식성 환자는 치아 균열이나 치수강의 노출에 의한 통증, 와동부분에 음식물이 자주 끼거나 악취가 나는 증상을 보인다. 치경부 병소의 치료는 응력집중에 의한 병소의 확대를 방지하기 위해 치

접수일: 2006년 12월 22일; 게재승인일: 2007년 4월 3일

* 부산대학교 대학원 기계설계공학과

교신저자: 부산대학교 기계기술연구소

E-mail: kson@pusan.ac.kr Tel. (051) 510-2308

** 부산대학교 치과대학 치아보존과

과재료를 와동부분에 채워 응력을 분산시키는 방법을 주로 사용한다.³ 치료한 치아 수복물의 수명은 평균 4~5년으로 반복적인 치료로 인해 번거롭고 경제적인 부담도 크다. 치료의 수명을 연장시키기 위한 연구가 필요하다.

초창기 치과 연구는 실험적인 방법을 대부분 사용하였다. 치아의 시편을 만들어 시험기를 이용한 치아나 수복재료의 기계적인 성질을 실험하였다. 이후 유한요소법을 통해 다양하고 폭넓은 연구가 가능하게 되었다. 치아 구조를 간단히 2차원으로 모델링하여 치경부 병소의 발생과 와동 진행에 관한 연구나 치과 재료에 관한 응력분포를 분석하는 연구가 있었다.⁴ 2차원 모델은 데이터 처리량이 적고 모델링이 용이하여 해석이 빠르고 쉬운 반면 치아의 복합구조를 온전히 반영하지 못하는 단점이 있었다. 최근 다양한 영상 처리 기법과 데이터 처리 기술의 발전으로 치아의 3차원 모델링이 가능하여 치조골의 형상까지도 구현한 보다 정확한 접근이 가능해졌다.⁵

최근 5급 와동 치아의 치료에 효과를 높이기 위해 여러 레진(resin)을 사용하여 수복하는 방법이 사용된다. 금이나 아말감 같은 금속 치과재료의 단일 수복에 비해 치료 시간이 짧고, 시술시 치아손상이 적으며, 심미성이 높아서 레진을 이용한 시술이 주로 행해지고 있다. 시술하는 임상주의 경험이나 선호, 손재주에 의해 다양한 방법이 가능하지만 일반적으로 세로로 분할하여 두 가지 물질을 사용하여 수복하는 방법을 사용한다. 하지만 시술방법의 선택은 주관적인 기준에 의해 결정되기 때문에 목적하는 성과를 얻기 위해 정량적이고 객관적인 기준의 제시가 필요하다.

본 연구에서는 대표적인 혼합형 복합레진(Z100)과 흐름성 복합레진(TetricFlow)을 이용한 수복의 최적 방법을 제시하고자 한다. 3차원 치아 유한요소 모델을 이용하여 최적화 기법을 사용하여 수복 치료의 효과를 최대화시키는 형상과 치수를 도출하였다.

2. 치아 유한요소 모델

2.1 모델 구현

3차원 치아 유한요소 모델을 만들기 위해 발치된 20대 남성의 건전한 상악 제2소구치의 영상을 이용하였다. 미세단층촬영기(Skyscan 1072, Skyscan,

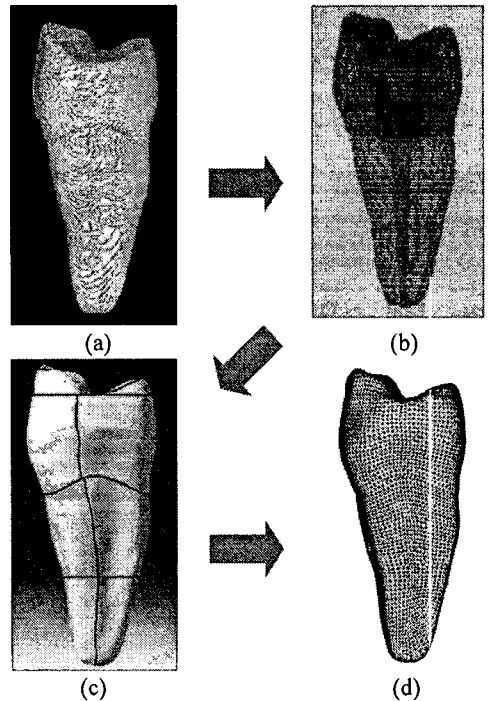


Fig. 1 Three-dimensional model generation: (a) image rendering, (b) wire frame, (c) solid model and (d) finite element model

Belgium)를 이용하여 치아의 장축에 수직한 평면으로 치아를 촬영하였다. 58 μm 간격의 총 357장의 영상 파일에서 치아 내부의 법랑질, 상아질, 치수의 기하학적인 자료를 얻었다. 치아 영상을 적층하여 윤곽 자료를 추출하고 윤곽 노드를 이용하여 각 성분별 자유 곡면을 만들었다. 상용 3D CAD 프로그램(CATIA ver.5, Dassault System Inc., USA)을 이용하여 각 성분별로 폐곡면을 이루고 강체모델을 완성하였다. 강체모델을 유한요소 프로그램(HyperMesh ver.6, Altair Co. Ltd., USA)에서 3차원 치아 유한요소 모델로 만들었다. Fig. 1은 치아 유한요소 모델 구현의 전반적인 과정을 나타낸 것이다.

CT 영상에서 얻지 못한 백악법랑경계(cement-enamel junction)와 치주인대, 해면골, 치밀골의 구조는 기존의 문헌을 참고하여 만들었다.^{6,7} 백악법랑경계에서 2 mm 아래서부터 치조골은 시작되며 치아 조직이 상실되어도 동일한 간격을 유지하게 된다. 연구에 사용된 5급 와동 치아 모델의 와동 아랫부분에서 2 mm에 치조골이 위치한다. 치주인대

는 0.3 mm 두께의 얇은 막과 비슷하게 만들었다. 해면골은 치아 주위에 고루 분포하고 치밀골은 협측(buccal)과 설측(lingual)에만 존재하도록 모델링하였다. Fig. 2는 해석을 위해 만들어진 치아를 성분별로 나타낸 치아 모델이다.

유한요소해석에 계산시간이 적으며 수치해석상 정확한 결과를 나타내는 사면체 요소를 사용하였다.⁸ 일반적인 구조물 해석에는 정확한 결과를 나타내는 육면체 요소를 사용하나 치아와 같은 생체역학적인 모델은 형상이나 구조가 사면체 요소를 생성하기에 적합하기 때문이다. 완성된 치아 유한요소 모델은 총 20,018개의 노드와 105,306개의 요소로 이루어져 있다.



(a) (b) (c) (d) (e) (f) (g)
Fig. 2 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

2.2 해석 조건

본 연구에서 사용한 상악 제 2소구치는 제 1소구치와 제 1대구치와 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 치조골 하부를 완전히 구속시켰다. Fig. 3은 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 작용하는 것을 하중 A, 설측 교두정에서 작용하는 것을 하중 B로 정의하였다. Fig. 4와 같이 각각의 하중은 접촉면에 수직 방향으로 작용한다고 가정하고 가했다. 비우식성 치경부 병소가 발생한 환자들이 가지고 있는 이갈이나 과도한 이악물기 같은 특발성 교합력이 미치는 영향에 대해 알아보기 위해 500 N의 힘을 가했다.⁹ 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.^{10, 11} 치아 성분에서는 범랑질이 상아질보다 4배 이상 큰 탄성계수를 가지고 있으며, 혼합형 복합레진이 흐름성 복합레진보다 3배 이상 단단하다.

2.3 유한요소 모델 검증

유한요소 모델을 사용하기 전에 먼저 모델의 타당성을 검증하였다. 치아 CT 영상을 이용해 구현한

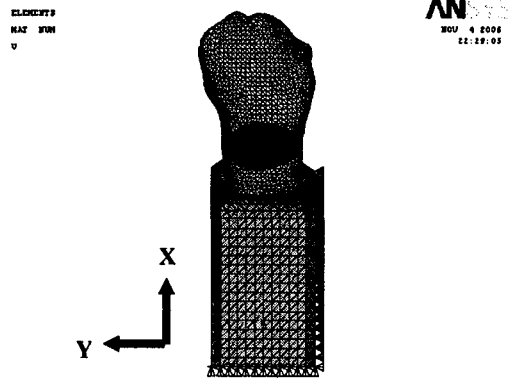


Fig. 3 Constraint condition

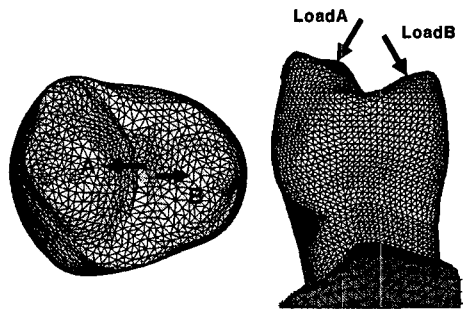


Fig. 4 Loading condition

3차원 유한요소 모델은 기존의 다른 문헌에서 나오는 모델과 형태가 다르고 동일한 하중조건으로 해석하는 것이 불가능하다. 따라서 구현한 유한요소 모델의 요소의 길이를 변화시켜 동일한 조건에서 해석하고 그 결과의 수렴여부를 확인하여 모델을 검증하였다.

요소의 길이를 0.59 mm에서 0.3 mm까지 등간격으로 나누어 5개의 다른 모델을 만들고 각각의 모델을 동일한 하중조건과 구속조건으로 해석하였다. 응력이 가장 집중되는 백악법랑경계 부분의 von Mises 응력값의 평균값을 비교하였다. Fig. 5는 요소의 길이에 따른 모델의 응력값을 나타낸다. 그림에서 요소의 길이가 작은 세 모델의 값은 거의 비슷한 결과를 가지는 것을 볼 수 있다. 요소의 길이가 0.3 mm인 모델의 응력 평균값을 기준으로 요소의 길이가 0.44 mm 모델과 0.37 mm 모델은 각각 0.2%, 0.3%의 상대오차를 가진다. 따라서 요소의 길이가 작아질수록 응력값이 수렴하여 제안된 유한 요소 모델이 타당함을 확인하였다.

치아의 법랑질과 상아질의 경계 부분은 폭이 좁아서 요소의 길이가 크면 요소의 품질이 떨어져 수치해석에 오차가 발생할 수 있다. 본 연구에서는 최적 수복 조건을 확인하기 위해 요소의 길이가 0.3 mm인 모델을 선택하였다.

3. 최적화 기법

3.1 설계 변수의 선정

다양한 특징을 가지는 레진을 이용하여 치경부 병소의 치료에 두 가지 물질로 복합 수복하는 방법이 시술되고 있다. 외동 안쪽 부분에 하나의 레진을 충전하고 그 바깥에 다른 레진으로 수복하는 방법이 손쉽게 행해지는 방법이다. Fig. 6과 같이 수복해야 할 부분을 세로로 나누어 안쪽과 바깥쪽에 다른 물질을 사용하는 방법이다.

본 연구에서는 5급 외동치아에 세로로 수복하는 최적의 방법을 찾고자 한다. Fig. 6과 같이 최적화를 위해 설계변수를 안쪽 수복 물질의 두께(t)로 정의하였다. 최종 수복의 모양은 정상 치아의 모양을 가져야 하기 때문에 전체 수복물의 두께(T)는 일정하다. 따라서 안쪽 수복 물질의 두께가 정해지면 바깥쪽 수복물의 두께도 알 수 있다.

3.2 최적설계 정식화

정상 치아에서 교합하중이 작용하면 힘의 방향과 상관없이 백악법랑경계에서 응력이 집중하게 된다. 이것은 법랑질과 상아질이 만나는 부분의 구조상 특징에 의한 것이다. 응력의 집중은 조직의 결합을 발생시키고 결국 치아 조직이 소실되어 와동이 발생한다. 와동이 발생하면 더 많은 응력이 집

Table 1 Material properties used in analysis

Material	Elastic modulus (MPa)	Poisson's ratio
Enamel	84000	0.33
Dentin	18000	0.31
Periodontal ligament	0.667	0.49
Cancellous bone	13700	0.38
Cortical bone	34000	0.26
TetricFlow	5300	0.28
Z100	15200	0.28

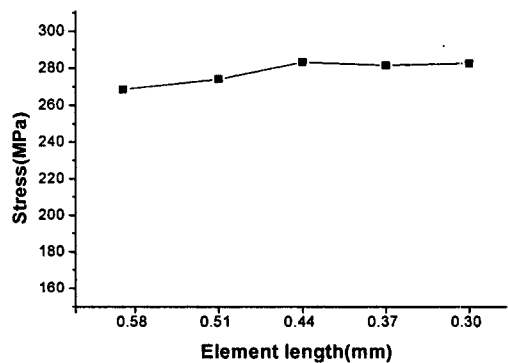


Fig. 5 FEM mesh-convergence result

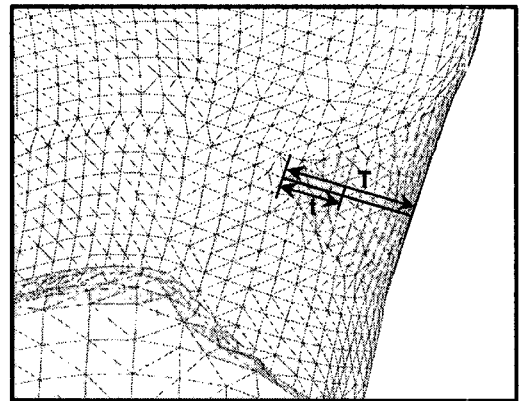


Fig. 6 Design variables

중하며 백악법랑경계를 따라서 진행한다. 와동을 수복치료 하면 응력의 집중은 완화되지만 외동 안쪽에서 수복물과 치아의 경계에서 결함이 발생되어 수복물질이 떨어지게 된다. 수복치료의 수명을 길게 하기 위해서는 수복한 외동 안쪽 부분에 응력이 적게 걸리도록 치료하는 것이 필요하다.

응력이 집중되는 와동부분의 노드에 걸리는 von Mises응력의 합이 최소화하는 것을 목적함수(objective function)로 정의하였다. 치아에 하중 A가 작용하면 압축 응력, 하중 B가 걸리는 인장 응력이 발생한다. 압축력에 의한 응력의 합과 인장력에 의한 응력의 합을 더한 값을 최종 목적함수로 설정하였고 다음과 같다.

$$\min \{ \sum S_1 + \sum S_2 \} \quad (1)$$

$S_1 =$ 인장응력
 $S_2 =$ 압축응력

Table 2는 치아의 법랑질과 상아질의 최대 인장과 압축 강도이다.¹² 치아의 시편을 이용하여 기계적 강도를 구한 값으로 시편마다 다양한 결과 값이 나왔지만 최대강도 범위의 상한 값을 초과할 경우 어떠한 치아도 파단이 일어날 것으로 예상할 수 있다. 따라서 치아의 최대 인장과 압축 강도 응력 값의 상한 값을 초과하는 노드가 발생하지 않을 조건을 부등호 제한조건(inequality constraint)으로 다음과 같이 정의하였다.

$$S_1 \leq \sigma_{u,t}, S_2 \leq \sigma_{u,c} \quad (2)$$

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

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

$$t \leq T \quad (3)$$

4. 결 과

4.1 형상 최적화

흐름성 복합레진인 TetricFlow와 혼합형 복합레진 Z100을 이용하여 두 가지 모델을 만들 수 있다. Fig. 7과 같이 왼쪽에 Z100을 먼저 수복하고 TetricFlow로 나머지 부분을 수복하는 형태와 그 반대로 수복하는 방법이 있다. 각각의 모델은 왼쪽에 수복한 물질과 바깥쪽에 수복한 물질의 앞 글자를 따서 Z-T형 모델과 T-Z형 모델로 명하였다.

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

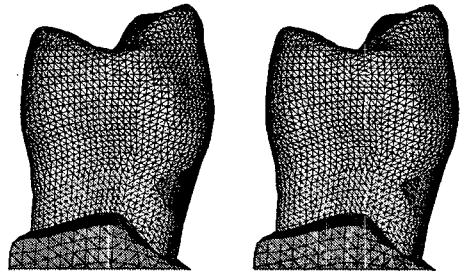


Fig. 7 Z-T model and T-Z model

각각의 모델에서 두께 비(t/T)는 1/4, 2/4, 3/4로 두었다. 수복한 모델 6개와 하나의 물질로 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 와동 치아를 수복하면 거의 응력집중이 절반으로 떨어지는 것을 확인할 수 있다. 복합 수복한 두 모델을 비교하면 T-Z형 모델이 Z-T형 모델보다 상대적으로 적은 응력 집중 현상을 보인다.

Table 4에 각 모델별 부등호 제한조건을 초과하는 노드의 수를 정리하였다. 압축응력에는 와동 치아 모델을 제외한 모든 모델에서 최대 강도를 초과하지 않았지만 인장응력에서는 Z-T형 모델과 단일수복, 와동 치아 모델이 제한조건을 만족시키지 못했다. T-Z형이 상대적으로 적은 응력 집중에 의해 낮은 목적함수 값을 가지는 모델이며, 최대 강도 범위의 상한 값을 초과하는 노드도 존재하지 않아서 최적 형상 모델임을 알 수 있다.

4.2 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 최적 치수

Table 3 Shape optimization result

Restorative model		Objective function(GPa)		
		t/T = 1/4	t/T = 2/4	t/T = 3/4
Composite	Z-T	2.622	2.331	2.149
	T-Z	2.058	2.276	2.532
Single	Z100	2.064		
	TetricFlow	2.690		
None		5.079		

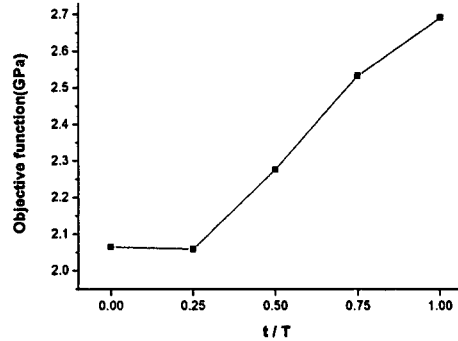


Fig. 8 Size optimization in the first step

Table 4 Number of critical nodes in compression and tension

Restorative model		Load A (compression)		Load B (tension)	
		Upper limit	Lower limit	Upper limit	Lower limit
Z-T	1/4	0	0	2	64
	2/4	0	0	2	65
	3/4	0	0	2	69
T-Z	1/4	0	0	0	73
	2/4	0	0	0	73
	3/4	0	0	1	70
Z100		0	0	2	73
TetricFlow		0	0	1	64
None		1	1	22	60

Table 5 Simulated results in the first step

T-Z model	Objective function (GPa)	Load A (compression)		Load B (tension)	
		Upper limit	Lower limit	Upper limit	Lower limit
0	2.064	0	0	2	73
1/4	2.058	0	0	0	73
2/4	2.276	0	0	0	73
3/4	2.532	0	0	1	70
4/4	2.690	0	0	1	64

를 찾았다.

최적 형상인 T-Z형 모델을 가지고 1차 치수 최적화를 시행하였다. 먼저 형상 최적화를 위해 해석된 결과를 도시하면 Fig. 8과 같다. 두께 비가 1/4인 모델의 목적함수 값이 가장 낮다. Table 5와 같이 두께비가 1/4와 2/4인 모델에서 제한조건을 만족시키는 결과를 얻었다.

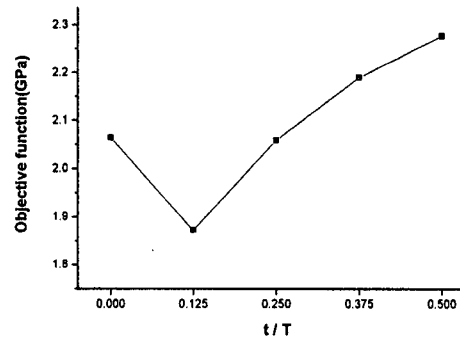


Fig. 9 Size optimization in the second step

두께 비가 0과 2/4사이에서 최적의 치수가 존재할 것으로 예상되므로 두께 비가 1/8, 3/8인 모델을 생성하여 2차 해석하였다. 두께 비가 0, 1/8, 2/8, 3/8, 4/8인 5개의 모델을 해석한 결과를 도시하면 Fig. 9와 같다. 그림에서 두께 비가 1/8인 모델에서 목적함수의 값이 1.872 GPa로 가장 최소화되는 것을 확인할 수 있었다. Table 6에서 보이는 것과 같이 인장이나 압축 응력이 작용할 때 최대 강도를 초과하는 노드도 존재하지 않아서 유효한 모델이라는 것을 확인하였다. 2차 치수 최적화 결과 두께 비가 1/8에서 최소의 목적함수 값을 가지므로 두께 비가 1/8 근처에서 최적의 결과를 가지는 치수가 존재할 것으로 예상되어 마지막으로 세분화하고 해

석하였다.

두께 비가 1/16과 3/16의 모델을 추가하여 해석하고 결과를 비교하였다. Fig. 10와 같이 3차 치수 최적화 결과를 도시하였고, 두께 비가 1/16일 때 가장 낮은 목적함수 값이 계산되었다. Table 7에 3차 치수 최적화 결과를 정리하였다. 표에서 목적함수 값이 최소가 되는 두께 비가 1/16인 모델은 인장강도를 초과하는 노드가 발생하는 것을 알 수 있다. 따라서 제한조건을 만족시키지 못해 최적의 두께

비는 1/8임을 알 수 있다.

4.3 일반적인 저작운동

위의 결과는 특발성 교합에 의한 영향을 고려하여 500 N의 힘을 적용하였다. 일반적인 저작운동에는 그보다 작은 170 N의 힘이 걸린다.^{13, 14} 최적화를 통해 얻은 모델이 일반적인 저작운동에서 어떠한 결과를 가지는지 알아보기 위해 170 N의 힘을 가하여 해석하고 결과를 비교해 보았다. Table 8에

Table 8 Number of critical nodes in common chewing movement

Model	Objective function (MPa)	Load A (compression)		Load B (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

Table 6 Simulated results in the second step

T-Z model	Objective function (GPa)	Load A (compression)		Load B (tension)	
		Upper limit	Lower limit	Upper limit	Lower limit
0	2.064	0	0	2	73
1/8	1.872	0	0	0	69
2/8	2.058	0	0	0	73
3/8	2.189	0	0	0	73
4/8	2.276	0	0	0	73

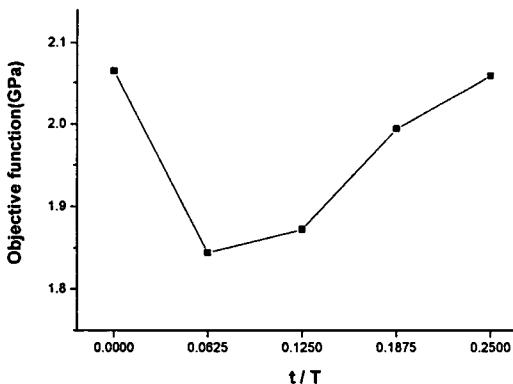


Fig. 10 Size optimization in the third step

Table 7 Simulated results in the third step

T-Z model	Objective function (GPa)	Load A (compression)		Load B (tension)	
		Upper limit	Lower limit	Upper limit	Lower limit
0	2.064	0	0	2	73
1/16	1.844	0	0	1	71
2/16	1.872	0	0	0	69
3/16	1.994	0	0	0	72
4/16	2.058	0	0	0	73

단일수복 모델과 비교한 최적 수복 모델의 목적함수 값과 최대강도를 초과하는 노드의 수를 나타내었다. 최적 모델은 Z100을 수복한 모델의 90%, TetricFlow를 수복한 모델의 70% 정도의 응력이 집중하였다. 또한 인장강도를 초과하지 않는 작은 응력이 발생하는 것을 알 수 있다.

5. 결론

본 논문에서는 임상의들의 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 해석 한 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 두께 비가 1/8일 때 제한조건을 만족하고 목적함수의 값이 최소가 된다. 이는 목적함수의 근사화를 통해서도 비슷한 결과를 확인하였다.
- (3) 최적화에 의해 얻은 모델은 일반적인 저작운동에서도 응력집중이 적고 인장강도 범위의 하한 값을 초과하는 노드도 존재하지 않아 안전함을 확인하였다.
- (4) 임상의들의 주관적인 기준에 의해 결정하였던 치료 방법의 선택에 객관적이고 정량적인 기준을 제시하였다.

참고문헌

1. Grippo, J. O., Simring, M. and Schreiner, S., "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, 2004.
2. Litonjua, L. A., Bush, P. J., Andreana, S., Tobias, T. S. and Cohen, R. E., "Effects of Occlusal Load on Cervical Lesions," *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 31, No. 3, pp. 225-232, 2004.
3. Grippo, J. O., "Non-cariou Cervical Lesions: The Decision to Ignore or Restore," *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, Vol. 4, pp. 55-64, 1992.
4. Rees, J. S., "The Role of Cuspal Flexure in the Development of Abfraction Lesions: A Finite Element Study," *European Journal of Oral Sciences*, Vol. 106, No. 4, pp. 1028-1032, 1998.
5. Chon, C. S., Kim, H. S., Lee, S. U. and Lee, K. J., "Effects of Tabecular Bone Microstructure on Stress Distribution within Premolar Tooth and Implant," *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, Vol. 22, No. 10, pp. 210-217, 2005.
6. Lindehe, J. and Karring, T., "The Anatomy of the Periodontium," In: Schluger, S., Yuodelis, R., Page, R. C. and Johnson, R. H., eds. *Textbook of Clinical Periodontology*, 2nd edition, Copenhagen: Munksgaard, pp. 19-69, 1989.
7. Schroeder, H. E. and Page, R. C., "The Normal Eriodontium," In: Schluger, S., Yuodelis, R., Page, R. C., Johnson, R. H., des. *Periodontal Diseases*, 2nd edition, Philadelphia: Lea & Fabiger, pp. 3-52, 1990.
8. Polgar, K., Viceconti, M. and O'Connor, J. J., "A Comparison Between Automatically Generated Linear and Parabolic Tetrahedral When Used to Mesh a Human Femur," *Proceedings of the Institute of Mechanical Engineering*, Vol. 215, pp. 85-94, 2001.
9. Rees, J. S., "The Effect of Variation in Occlusal Loading on the Development of Abfraction Lesions: a Finite Element Study," *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 29, No. 2, pp. 188-193, 2002.
10. Katona, T. R. and Winkler, M. M., "Stress Analysis of a Bulk-filled Class V Light-cured Composite Restoration," *Journal of Dental Research*, Vol. 73, No. 8, pp. 1470-1477, 1994.
11. Geramy, A. and Sharafoddin, F., "Abfraction: 3D Analysis by Means of the Finite Element Method," *Quintessence International*, Vol. 34, No. 7, pp. 526-533, 2003.
12. Gallien, G. S., Kaplan, I. and Owen, B. M., "A Review of Noncarious Dental Cervical Lesions," *Compendium*, Vol. 15, No. 11, pp. 1366-1374, 1994.
13. 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, 1982.
14. Bibbs, C. H., Mahan, P. E., Lundeen, H. C., Brehnan, K., Walsh, E. K. and Holbrook, W. B., "Occlusal Forces During Chewing and Swallowing as Measured by Sound Transmission," *Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 46, No. 4, pp. 443-449, 1981.