

# 접시형 치경부 병소에서 수복물의 강성에 따른 수복성능 평가 The Effect of Restorative Material Stiffness on a Saucer-Shaped NCCL

\*권욱<sup>1</sup>, #손권<sup>1</sup>, 김광훈<sup>1</sup>, 박정길<sup>2</sup>

\*W. Kwon<sup>1</sup>, #K. Son(kson@pusan.ac.kr)<sup>1</sup>, K. H. Kim<sup>1</sup>, J. K. Park<sup>2</sup>

<sup>1</sup> 부산대학교 공과대학 기계설계공학과, <sup>2</sup> 부산대학교 치과대학 치과보존학교실

Key words : Non-carious cervical lesion, Restoration, Finite Element Analysis, Stiffness, Stress

## 1. 서론

치의학에서는 충치라고도 불리는 치아우식증과 상관없이 치경부의 백악법랑경계에서 치아구조의 상실이 일어나는 증상을 가리켜 비우식성 치경부 병소(non-carious cervical lesions: NCCLs)라고 한다.<sup>1</sup> 여러가지 물질로 이루어진 복합구조의 치아에 특발성 교합력과 같은 하중이 가해질 때 과도한 응력에 의해 치아 경조직의 상실이 일어나게 된다. 한번 발생된 병소는 그 형상으로 인해 치경부에 응력집중을 야기하게 되며 일상적인 저작운동에 의해 가해지는 하중에 따라 점차 성장하게 된다.

비우식성 병소의 치료에는 응력집중에 의한 병소의 확대를 방지하기 위해 와동 부분에 수복재료를 채워 응력을 분산시키는 방법이 주로 사용된다.<sup>2</sup> 치료된 치아 수복물의 수명은 평균 4 ~ 5 년으로 반복적인 치료로 인한 번거로움과 경제적 부담이 있기에 치료의 수명을 연장시키기 위한 연구가 필요하다. 본 연구에서는 3 차원 치아유한요소 모델을 이용하여 각기 다른 탄성계수의 수복물로 수복된 병소 부위에 발생하는 응력을 비교함으로써 수복물의 탄성계수에 따른 수복효과를 분석하였다.

## 2. 치아 유한요소 모델

### 2.1 치아와 병소의 구조

치아는 부위에 따라 여러가지 물질로 구성된다.(Fig. 1) 치아의 중심부에는 혈관과 신경이 있는 치수(pulp)가 있다. 대부분의 치아부피를 차지하는 상아질(dentin)은 치근(root)과 치관(crown)일부를 구성한다. 상아질의 윗부분인 치관부는 가장 단단한 조직인 법랑질(enamel)로 둘러싸여 있다. 치아의 치근은 얇은 막 형태의 치주인대(periodontal ligament: PDL)에 의해 턱뼈에 고정된다. 비우식성 병소는 법랑질과 상아질이 만나는 부분인 치경부의 백악법랑경계에서 발생한다. 대부분 협측에서 관찰되며, 발생된 병소는 경계선을 따라 점차 성장한다고 알려져있다. 병소로 인해 나타나는 응력집중과 추가적인 병소의 확대를 방지하기 위해 수복이 행해진다.

### 2.2 유한요소 모델

치아의 기하학적 형상데이터로부터 해석에 수행될 3 차원 유한요소 모델을 만들기 위해 상용 유한요소 전처리 프로그램인 HyperMesh (Altair Engineering Inc., Troy, MI, USA)를 사용하였다. 병소와 그 주변 부분은 응력을 비교하기 위해 조밀한 요소(0.05 mm)로 구성되었다. 치조골 부분은 요소크기에 차등을 두어 치주인대와 접하는 내측부분은 높은 요소밀도(0.3 mm)로, 비교적 균일한 형상을 보이는 외측 경계면 부분은 낮은 요소밀도(0.67 ~ 1.76 mm)로 만들었다. Fig. 1은 각 성분별 치아요소들을 보여준다. 수복재료와 치아의 성분별 물성치는 문헌을 참고하여 Table 1에 나타내었다.<sup>3,4</sup>

유한요소 해석에서는 실제 치아와 동일한 구속조건을 주었다. 본 연구에서 사용된 상악 제 2 소구치는 제 1 소구치와 제 1 대구치 사이에 있으며 상악골에 결합되어 있다. Fig. 2와 같이 인접치아와 접하는 방향의 치조골은 y 축방향으로 변위가 발생하지 않도록 구속하였다. 치조골 하부는 상악골로 인해 완전구속되므로 모든 방향의 변위와 회전이 발생하지 않

도록 했다. 저작운동시 제 2 소구치에 걸리는 힘은 연구자들에 따라 31 ~ 453 N 이라는 큰 편차가 있으나 특발성 교합력과 같은 극단적인 하중을 제외한 일상적인 저작운동 경우를 가정하여 150 N 의 하중을 협측(A)과 설측(B) 교두정 빗면 부위에 각각 45° 기울기로 인가하였다.

### 2.3 검증 및 목적함수

구성된 유한요소모델을 사용하기 위해 먼저 모델의 타당성을 검증하였다. 동일한 해석조건에서 병소부위의 요소크기만을 변화시키며 해석결과와 수렴성을 알아보았다.<sup>5</sup> 병소부분 요소의 길이를 0.05 mm 부터 0.3 mm 까지 등간격으로 나눈 6 개의 모델을 만들었다. 해석 결과 병소 정점부분의 응력 평균값을 비교하였을 때 요소 길이가 0.05 mm 모델을 기준으로 0.1 mm 인 모델과 0.15 mm, 0.20 mm 인 모델은 각각 0.05, 0.03, 0.41% 의 상대오차를 보였다. 이로부터 요소의 길이가 작아질수록 응력이 수렴하는 결과를 확인할 수 있었다.

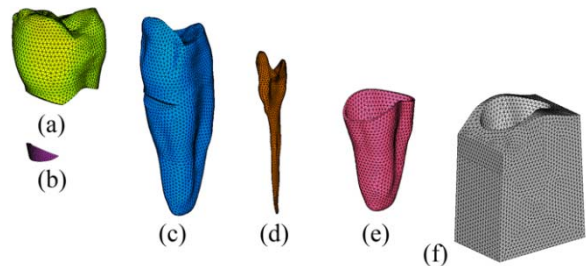


Fig. 1 A finite element tooth model: (a) Enamel, (b) Restoration, (c) Dentin, (d) Pulp, (e) PDL, and (f) Bone

Table 1 Mechanical elastic properties of the materials<sup>3,4</sup>

Materials	Elastic modulus (MPa)	Poisson ratio
Enamel	69,000	0.3
Dentin	16,700	0.3
PDL	12	0.45
Bone	14,700	0.3
Tetric Flow	5,300	0.28
GIC	10,800	0.3
Z100	15,200	0.28
Amalgam	50,000	0.24
Gold Alloy	89,500	0.33

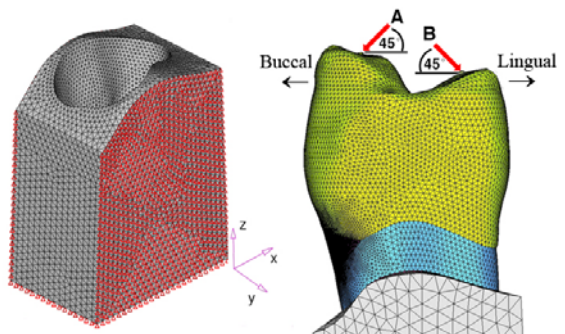


Fig. 2 Scheme of loading condition

수복효과를 평가하기 위한 기준으로 각각의 수복물과 치아 경계면에서의 응력합을 구하여 비교하였다. 수복물의 분리는 치아조직과 수복물의 경계면에서 발생하는 높은 응력으로 인해 나타난다. 수복물의 수명을 길게 하기 위해서는 수복부위에 응력이 적게 걸리도록 치료하는 것이 필요하다. 따라서 응력이 집중되는 병소부위의 노드에 걸리는 von Mises 응력의 합이 최소화 되는 것을 목적함수로 정의하였다.<sup>6</sup>

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

$\sum S_1 =$  tensile stress

$\sum S_2 =$  compressive stress

실험적으로 구해진 치아물질의 최대 인장/압축 강도는 치아 시편에 따라 차이가 크기 때문에 Table 2 에 그 범위를 나타내었다.<sup>7</sup> 최대강도 범위의 상한값을 초과할 경우에는 모든 치아에서 파단이 일어나며, 하한값과 상한값 사이의 범위에서는 파단 가능성이 존재하는 것으로 가정하였다. 그리고 그 구간을 각각 위험, 준위험 수준이라 정의하였다.

### 3. 결과

병소주변의 응력분포를 비교하기 위해 교합면, 병소정점, 치경부선상의 노드를 선택하여 von Mises 응력값을 추출하였다. 병소 위치별 응력합과 최대 인장/압축강도와의 노드별 비교를 Table 3 과 Table 4 에 첨부하였다. 교합면과 치경부에서는 탄성계수가 가장 낮은 TF 수복모델의 응력합이 1.790 GPa 와 2.782 GPa 로 가장 낮게 나타났고, 그 밖의 수복재료들은 탄성계수에 비례하는 순서로 높은 응력합을 보였다. 반대로 병소정점에서는 탄성계수가 가장 높은 금을 사용한 수복모델에서 1.273 GPa 의 응력합이 발생했고, 나머지 수복재료들은 대체로 탄성계수의 크기에 반비례하는 응력합을 나타냈다. 부분별 응력합을 종합적으로 고려했을 때 TF 모델이 6.603 GPa 로 가장 낮은 값을 보였다.

노드별 분석에서도 TF 수복모델이 양호한 결과를 보였다. 218 개의 교합면 노드 중 6 개 노드가 법랑질의 최대 인장/압축강도를 넘는 위험수준에 속했으며, 병소 정점과 치경부에서는 각각 130 개, 194 개 중 상아질의 위험강도를 초과하는 노드가 발견되지 않았고 준위험 수준의 노드는 각각 3 개씩 나타났다. 그 밖의 수복모델에서는 병소 부위에 따라 최대 53 개의 위험 노드와 185 개의 준위험노드가 관찰되었다.

### 4. 결론

수복재료의 탄성계수에 따른 수복효과를 비교하기 위해 치아의 3 차원 유한요소 모델을 만들었다. 해석 결과 수복부위에 발생하는 응력수준은 수복재료의 탄성계수에 따라 결정되었으나 그 양상은 부위별로 상이한 것으로 나타났다. 교합면과 치경부에서는 탄성계수가 낮은 수복재료일수록 낮은 응력을 발생시켰지만 병소 정점에서는 탄성계수가 높은 수복재료일수록 낮은 응력을 나타냈다. 따라서 단일 수복의 경우에는 탄성계수가 가장 낮은 TF 의 수명이 가장 길지만 병소 내측과 외측을 각각 탄성계수가 다른 물질로 복합수복하는 경우에는 더 긴 수명이 유지될 것으로 예상된다.

### References

1. Levich, L. C., Bader, J. D., Shugars, D. A. and Heymann, H. O., "Non-cariou cervical lesion," J Dent, Vol. 22, Issue 4, pp. 195-207, 1994.
2. Grippo, J. O., Simring, M. and Schreiner, S., "Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited - A new perspective on tooth surface lesions," J Am Dent Assoc, Vol. 135, No. 8, pp. 1109-1118, 2004.
3. Ichim, I., Schmidlin, P. R., Li Q, Kieser, J. and Swain, M. V.,

"Restoration of non-cariou cervical lesions part II restorative material selection to minimize fracture," Dental Materials, Vol. 23, pp. 1562-1569, 2007.

4. 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.
5. Kim, K. H., Park, J. K. and Son, K., "Relationship between stiffness of restorative material and stress distribution for notch shaped non-cariou cervical lesion," International Journal of Precision Engineering and Manufacturing, Vol. 9, No. 3, pp. 64 - 67, 2008.
6. Woo, S. G., Kim, K. H., Son, K., Park, J. K. and Hur, B., "An optimal restoration method of noncariou cervical lesions using three-dimensional finite element analysis," Journal of the Korean Society for Precision Engineering, Vol. 24, No. 7, pp. 112 - 119, 2007.
7. Gallien, G. S., Kaplan, I. and Owen, B. M., "A review of noncariou dental cervical lesions," Compendium, Vol. 15, No. 11, pp 1366 - 1374, 1994.

Table 2 Mechanical properties of teeth (MPa)<sup>6</sup>

Tensile strength of enamel	10 - 24
Tensile strength of dentin	32 - 103

Table 3 Summation of stresses in three regions of five models

Restorative material	Region	Objective function (GPa)		
		S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	Sum
Tetric Flow	Occlusal	1.192	0.598	1.790
	Apex	1.234	0.797	2.031
	Cervical	1.617	1.165	2.782
	Sub total			6.603
GIC	Occlusal	1.440	0.772	2.212
	Apex	0.837	0.703	1.540
	Cervical	2.202	1.599	3.801
	Sub total			7.553
Z100	Occlusal	1.561	0.845	2.406
	Apex	0.989	0.662	1.651
	Cervical	2.541	1.853	4.394
	Sub total			8.451
Amalgam	Occlusal	2.397	1.312	3.709
	Apex	0.773	0.578	1.351
	Cervical	4.140	3.041	7.181
	Sub total			12.241
Gold Alloy	Occlusal	3.140	1.747	4.887
	Apex	0.708	0.565	1.273
	Cervical	4.934	4.409	9.343
	Sub total			15.503

Table 4 Number of critical nodes in five models

Restorative material	Region	Critical nodes	Semi-critical nodes
Tetric Flow	Occlusal	6	37
	Apex	0	3
	Cervical	0	3
GIC	Occlusal	3	64
	Apex	0	2
	Cervical	0	3
Z100	Occlusal	3	72
	Apex	0	3
	Cervical	0	28
Amalgam	Occlusal	48	164
	Apex	0	2
	Cervical	0	124
Gold Alloy	Occlusal	53	185
	Apex	0	3
	Cervical	0	138