# 유한요소법을 이용한 심미치관보철의 설계에 따른 치아와 보철물의 응력분산에 관한 연구

지산대학 치기공과 · 고려대학교 보건대학 치기공과
이명곤 · 정인성 · 김지환

*=Abstract=*

**A Finite Element Analysis of Stress Distribution in the Tooth and Crown According to Design of Esthetic Crown**

Lee, Myung Kon · Chung, In Sung · Kim, Ji Hwan

*Dept. of Dental technology, Jisan College*
*Dept. of Dental technology, College of Health Sciences, Korea University*

This investing was carried out to evaluate the alteration of stress distribution on teeth and esthetic crowns. Analyzing the stress distribution by the two-dimensional finite element methods, a model of lower 1st molar according to the porcelain fused metal crown an the porcelain fused glass ceramic core crown and the all glass ceramic crown.

1. The pattern of stress distribution showed no apparent differences.

2. The greatest von Mises values were concentrated around the central fossa of all esthetic crowns. The greatest Maximum principle value were concentrated around the interface between the base of esthetic crown and the abutment tooth. It was found that the apatite glass ceramic could be applicable for use in dental crown prosthesis.

## Ⅰ. 서 론

심미보철인 도재용착주조관과 전부도재관에 사용되는 세라믹 또는 글라스 세라믹은 부서지기 쉬운 성질이 있는 재료이므로 파절과 파괴의 위험이 항상 존재한다. 따라서 이와 같은 심미보철물의 제작시는 역학적으로 구강내 조건에서 파괴를 일으키지 않는 재료와 구조에

대한 설계가 요구된다. 저작력 등의 외부하중에 의해 보철물에 발생되는 응력은 보철물 자체의 변형이나 파절 뿐만 아니라 지대치의 건강에도 큰 영향을 끼치게 되므로, 보철물의 설계시에는 보철물이 변형 또는 파절되지 않고 제 기능을 수행할 수 있도록, 또한 보철물과 연결된 지대치 및 치아주위조직에 발생되는 응력이 이들의 지지범위 능력내에 있도록 보철물을 설계하여야 한다.

외력으로 인해 보철물과 지대치에 발생되는 응력을 측정하는 방법으로는 광탄성법, 과 strain gauge법, 유한요소법이 많이 사용되고 있으나, 이중 유한요소 분석법이 다른 방법에 비해 발생되는 응력의 크기 및 분포를 비교적 쉽게 알아볼 수 있는 장점이 있기 때문에 여러 가지 재료로 구성된 구조물의 경우에서도 마찬가지로 각각의 재료에 대해 물성치를 적용하고 설계의 수정 및 변환, 비교해석이 다른 방법에서 보다 적용하기 쉽기 때문에 유한 요소법이 응력분토 및 변화 양상, 변위량 등을 측정하는데 있어서 매우 효과적이다.

본 실험에서는 도재용착주조관과 SC2Z2 글라스 세라믹을 사용하여 제작한 전부도재관, SC2Z2 글라스 세라믹 core 도재용착관을 설계한 후 교합압을 적용하여 설계에 따른 응력 발생 크기와 보철물 직하의 지대치에서 발생되는 응력의 변화 양상을 분석하여 임상에서의 활용가능성을 알아보고자 하였다.

## II. 연구재료 및 방법

이차원 유한 요소 방법을 사용한 실험에서는 실제 자연 치아에서 가해지게 되는 삼차원적인 외력의 양상을 모두 재현하여 분석할 수 없다는 한계성이 있다. 이차원 유한 요소 분석법의 이러한 한계성을 고려하여 본 연구에서는 지대치의 형태를 제 1대구치의 협설적 단면을 갖는 치아모형을 구성하고, 지대치에 가해지는 외력의 방향을 Z축(치아 장축)방향으로 일치하도록 설정한 후 치아에 가해지는 외력의 크기에 따라 치아 및 금합금관에 발생되는 응력의 변화 양상을 관찰하는 방법으로 시행하였다.

지대치 모형은 ALGOR 사의 SUPER SAP program을 이용하여, 1.0mm의 균일한 교합면 삭제가 이루어진 상태에서 도재용착주조관과 전부도재관을 장착한 것으로 가정하여 모델링하였는데, 지대치, 코어(core) 및 도재층은 각각 색을 다르게 부여하여 가시적으로 구분할 수 있도록 하였다. 모델링 시에 사용한 절점 및 요소수는 Fig. 1과 같이 243개와 336개였다.

치아의 각 층 및 도재용착주조관 제작시 사용되는 금합금과 도재분말, 그리고 전부도재관 제작에 사용되는 글라스 세라믹의 물리적 성질은 문헌의복와 실험을 통해 얻은 Table 1과 같은 수치를 사용하였다. 합착을 위한 접착제층은 실험의 단순화를 위해 편의상 제외하였다.

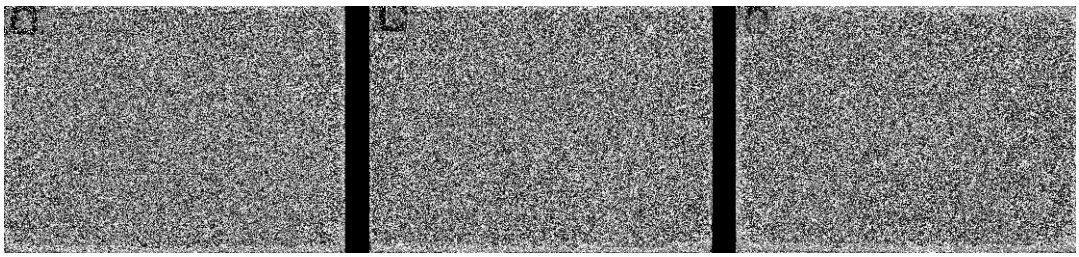

Fig 1. Finite element model of the esthetic crown.
(a) Porcelain fused to gold crown(core:0.3mm)
(b) All apatite glass ceramic crown
(c) Porcelain fused to apatite crown(core:0.5mm)

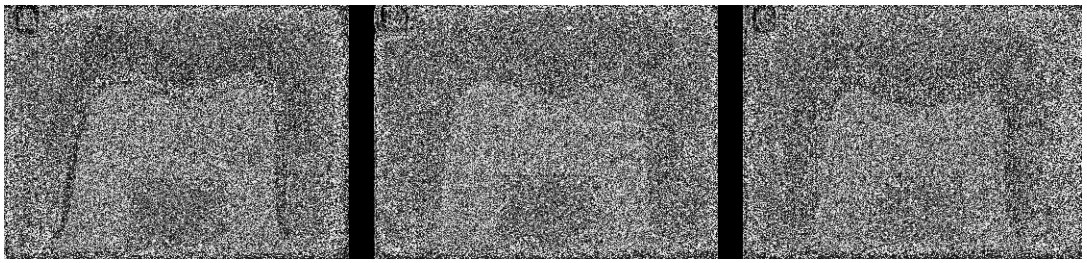

Fig 2. Types of designed esthetic crown.
(a) Porcelain fused to gold crown(core:0.3mm)
(b) All apatite glass ceramic crown
(c) Porcelain fused to apatite crown(core:0.5mm)

Table 1. Material properties

| Material type | Young's Modulus ($kgmm^{-2}$) | Poisson's Ratio |
|---|---|---|
| Porcelain | 6.4 E + 04 | 0.28 |
| Dentin | 1.9 E + 04 | 0.31 |
| Enamel | 8.6 E + 04 | 0.30 |
| Ceramic Gold | 6.6 E + 04 | 0.32 |
| SC2Z2 G-C | 9.8 E + 04 | 0.26 |

심미보철물의 설계형태는 Fig. 2와 같이 도재용 금합금으로 0.3mm 두께의 코어를 제작하고 그 위에 도재 분말을 축성하여 제작한 도재용착주조관인 A형, SC2Z2 글라스 세라믹을 사용하여 치관 전부를 회복해주는 전부도재관인 B형 및 SC2Z2 글라스 세라믹을 사용하여 0.5mm 두께의 core를 제작하고 그 위에 도재분말을 축성하여 제작한 전부도재관인 C형의 3가지로 구분하였다.

실험은 이들 각 군에 협측교두와 중심와 부위에 25kg의 수직 점하중을 가한 후 Y-Z 축 평면에서지대치와 치관보철물에 나타나는 Maximum principal value의 최대 응력값과 von Mises stress의 최대 응력값의 발생 양상을 관찰, 비교하는 방법으로 시행하였다.

응력값의 발생양상은 1) 협면 치경부 2) 협면 교합측 3) 중심와 부위 4) 설면 교합측 5) 설면 치경부로 임의로 구분된 5개의 부위에서 관찰하였다.

## Ⅲ. 결과 및 고찰

일반적으로 구조물의 변형이나 파절에 대한 저항성을 분석하기 위해서는 Tresca stress값, von Mises stress값 및 Maximum normal stress 값을 측정하게 되는데, 이들 중 Tresca stress 값과 von Mises stress 값은 주로 연성이 높은 구조물에서의 탄성변형을 측정하기 위해, Maximum normal stress값은 경도가 높은 구조물에서의 파절 강도를 측정하기 위해 사용하는 것으로 알려져 있다.

탄성변형이나 파절의 관점에서 볼 때 도재용착주조관과 전부도재관이 장착된 지대치에서 예상되는 문제점은 반복되는 저작력에 의해 도재용착주조관과 전부도재관에서 발생되는 변형의 위험성과 지대치에서 발생되는 파절의 위험성이라고 할 수 있다.

본 실험에서는 외력에 의해 발생된 응력 중에서 도재용착주조관과 전부도재관 부위에서

Table 2. Maximum value of von Mises stress on the esthetic crown

| Design | von Mises stress($kgmm^{-2}$) | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | Cervico -Buccal | Occluso -Buccal | Central -Fossa | Occluso -Lingual | Cervico -Lingual |
| A | 33.5514 | 24.6560 | 36.5166 | 0.9350 | 30.5863 |
| B | 38.1365 | 28.1419 | 41.4681 | 1.4894 | 34.8050 |
| C | 35.7751 | 26.2666 | 38.9447 | 0.9105 | 32.6056 |

A : Porcelain fused to gold crown(core : 0.3 mm)
B : All apatite glass ceramic crown
C : Porcelain fused to apatite crown(core : 0.5 mm)

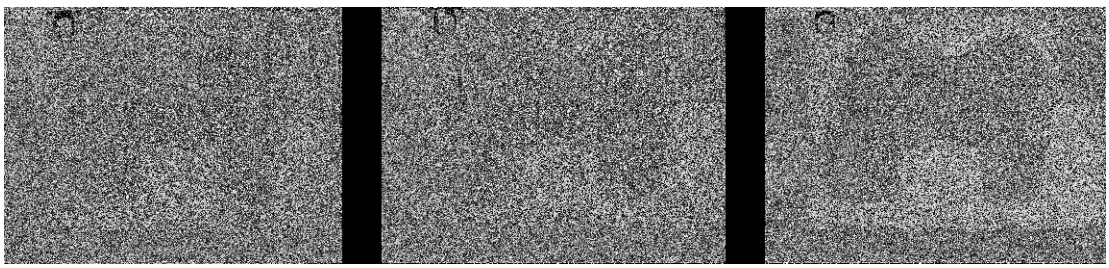

Fig 3. Appearance of von Mises stress on the esthetic crown.
(a) Porcelain fused to gold crown(core : 0.3mm)
(b) All apatite glass ceramic crown
(c) Porcelain fused to apatite crown(core : 0.5mm)

는 von Mises 최대 응력값을 중심으로, 그리고 지대치 부위에서는 Maximum principal stress 값을 중심으로 하여 심미보철물의 설계방법에 따른 응력의 변화 양상을 비교, 분석하여 보았다.

응력의 변화를 실험관찰한 결과 심미보철물에 발생된 von Mises stress의 양상은 Table 2와 Fig. 3에 나타내었다. 지대치에 발생된 Maximum principal stress의 양상은 Table 3과 Fig. 4에 나타내었다.

Table 2와 Fig. 3을 보면 심미보철물에서의 응력의 발생 양상은 도재용 금합금과 도재분말로 제작한 도재용착주조관의 경우에는 중심와 부위(36.5166$kgmm^{-2}$), 협면 치경부(33.5514$kgmm^{-2}$), 설면 치경부(30.5863$kgmm^{-2}$), 그리고 설면 교합측(0.9350$kgmm^{-2}$) 순으로 나타났다. SC2Z2 글라스 세라믹을 이용하여 치관 전체를 회복해 준 전부도재관의 경우에는 중심와 부위(41.4681$kgmm^{-2}$), 협면 치경부(38.1305$kgmm^{-2}$), 설면 치경부(34.8050$kgmm^{-2}$), 협면교합측(28.1419$kgmm^{-2}$), 그리고 설면 교합측(1.4894$kgmm^{-2}$) 순으로 나타났다. SC2Z2 글라스 세라믹을 사용하여 0.5mm 두께의 코어를 제작하고 그 위에 도재분말을 축성하여 제작한 전부도재관의 경우에는 중심와 부위(38.9447$kgmm^{-2}$), 협면 치경부(35.7751$kgmm^{-2}$), 설면 치경부(32.6065$kgmm^{-2}$), 협면교합측(26.2666$kgmm^{-2}$), 그리고 설면 교합측(0.9105$kgmm^{-2}$) 순으로 나타났다. 전체적으로 볼 때 설계방법에 따라 최대응력값의 크기가 달라지는 것을 관찰할 수 있었다. 즉, 최대응력값은 금합금과 도재분말로 제작한 도재용착주

Table 3. Maximum value of Maximum principal stress on the abutment teeth

| Design | Maximum principal stress($kgmm^{-2}$) | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | Cervico -Buccal | Occluso -Buccal | Centural -Fossa | Occluso -Lingual | Cervico -Lingual |
| A | 0.65012 | 1.30024 | 7.80146 | 1.30024 | 0.65012 |
| B | 0.73295 | 1.46591 | 8.79548 | 1.46591 | 0.73295 |
| C | 0.78498 | 1.56996 | 9.41979 | 1.56996 | 0.78498 |

A : Porcelain fused to gold crown(core : 0.3 mm)
B : All apatite glass ceramic crown
C : Porcelain fused to apatite crown(core : 0.5 mm)

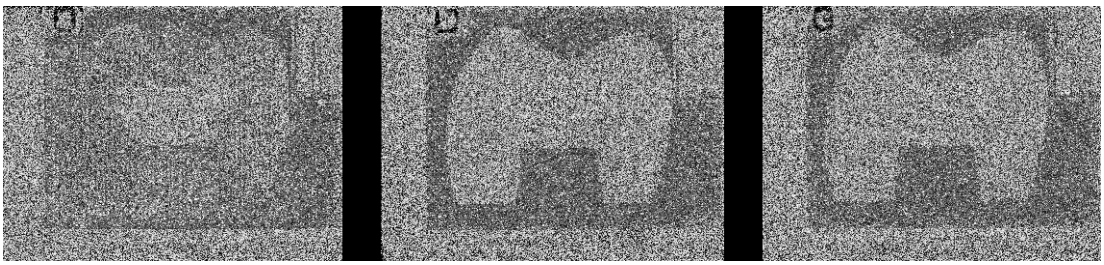

Fig 4. Appearance of Maximum principal stress on the abutment teeth.
A: Porcelain fused to gold crown(core: 0.3mm)
B: All apatite glass ceramic crown
C: Porcelain fused to apatite crown(core : 0.5mm)

조관(36.5166)이 가장 작았고, SC2Z2 글라스 세라믹을 사용하여 0.5mm 두께의 core를 제작하고 그 위에 도재분말을 축성하여 제작한 전부도재관(38.9447$kgmm^{-2}$), SC2Z2 글라스 세라믹을 이용하여 치관 전체를 회복해준 전부도재관(41.4681$kgmm^{-2}$) 순으로 최대응력값이 증가하는 양상을 보였으나 증가량은 극히 적은 정도였다.

Table 3과 Fig. 4를 보면, 설계형태 모두 중심와 부위, 협면 교합측 순으로 큰 응력이 발생되었고, 협·설면 치경부측에 가장 적은 응력이 발생되었다. 전체적으로 볼 때 금합금과 도재분말로 제작한 도재용착주조관(7.80146$kgmm^{-2}$)이 가장 적었고, SC2Z2 글라스 세라믹을 사용하여 치관 전체를 회복해 준 전부도재관(8.79548$kgmm^{-2}$), SC2Z2 글라스 세라믹을 사용하여 0.5mm두께의 코어를 제작하고 그 위에 도재 분말을 측성하여 제작한 전부도재관(9.41979$kgmm^{-2}$) 순으로 최대응력값이 증가하는 양상을 보였으나 증가량은 극히 적었다. 이 결과, SC2Z2 글라스 세라믹을 사용한 전부도재관의 최대응력값이 금합금을 사용한 도재용착주조관의 최대응력값보다 높았으나 그 차이가 극히 적은 것으로 보아 임상에서의 사용 가능성이 높다고 생각된다.

그리고 본 실험에서 고안하였던 심미보철 설계방법은 자연치열에서 나타나는 대부분의 교합관계는 견치유도교합이나 group function 교합형태라고 알려져 있으며, 자연치열에서의 모든 보철물의 설계는 이 원칙에 의해 설계되고 있는 만큼 심미보철물에 나타나는 거의 대부분의 응력이 중심교합위와 중심위 사이에서

발생되도록 설계된다는 점과 SC2Z2 글라스 세라믹을 사용하여 전부도재관 제작시는 재료의 물성과 열팽창률이 같은 동일한 재료로 제작하게되므로 열팽창률 차이에 의한 파절을 줄일 수 있고, 보철물 두께를 변위나 파절저항을 위한 충분한 두께 즉 1.0mm이상으로 유지할 수 있다는 점과 SC2Z2의 곡강도가 284.2~406.7MPa로 주조용 세라믹인 Dicor(135Mpa)와 A-W-CP 결정을 갖는 글라스 세라믹(213Mpa)보다 높게 나타난 결과에 따라 실제 임상에서의 작용 가능성이 높다고 생각된다.

그러나 지대치의 파절저항성에 미치는 영향은 지대치의 형태, 크기, 폭과 형성각도 및 보철재료들의 물성들과 같은 여러 가지 요인들의 복합적인 영향을 받게 되는 만큼, 본 실험에서의 결과는 2차원 유한 요소법을 이용하여 분석한 결과로 컴퓨터 시뮬레이션의 일차적 시도라 생각하며, 앞으로 보다 체계적인 연구가 있어야 할 것으로 생각된다.

## Ⅳ. 결 론

SC2Z2 글라스 세라믹의 임상에서의 사용가능성을 알아보기 위해 금합금을 사용한 도재용 착주조관과 SC2Z2 글라스 세라믹을 사용한 전부도재관 사이에서 심미보철물 및 지대치에 발생하는 응력의 발생 양상을 이차원 유한요소 분석법으로 비교·관찰하였고, 이에 대한 결과는 다음과 같다.

1. 설계방법에 따라 최대응력값의 크기가 달라지는 것을 관찰할 수 있었다.
2. SC2Z2 글라스 세라믹을 사용하여 0.5mm 두께의 코어를 제작하고 그 위에 도재분말을 축성하여 제작한 전부도재관의 최대응력값(38.9447kgmm$^{-2}$)이 금합금을 사용한 도재용 착주조관의 최대응력값(36.5166kgmm$^{-2}$)과 유사한 것으로 나타난 것으로 보아 SC2Z2 글라스 세라믹의 임상에서의 상요가능성이 높다고 생각된다.

## 참 고 문 헌


1. R. W. Phillips, Science of dental materials, 8th ed., W. B. Saunders Co., 1982.
2. R. G. Craig, Restorative dental materials, 7th ed., C. V. Mosby Co. 1985.
3. J. P. Standlee, A. A. Caputo and J. P. Ralph, Stress trajectories within the mandible under occlusal loads, J. Dent. Res., 56, 1297-1302, 1977.
4. J. W. Farah, R. G. Craig, Reflection photoelastic stress analysis of a dental bridge, J. Dent. Res., 50, 1253-1259, 1971.
5. J. Yamasita, I. Shiozawa and K. Takakuda, A comparison of *in vivo* and *in vitro* strain with posterior fixed partial dentures, J. Pros. Dent., 77(3), 250-255, 1997.
6. H. S. Yang, H. J. Chung and Y. J. Park, Stress analysis of a cantilevered fixed partial denture with normal and reduced bone support, J. Pros. Dent., 76(4), 424-430, 1996
7. K. J. Anusavice, B. Hojjatie and P. H. DeHoff, Influence of metal thickness on stress distribution in metal-ceramic crowns, J. Dent. Res., 65(9), 1173-1178, 1986.
8. K. J. Anusavice, B. Hojjatie, Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin, J. Dent. Res., 66(9), 1493-1498, 1987.
9. 鈴木基, 畑好昭, 小臼歯セラミックスクラウン修復の有限要素法による応力解析, 補綴誌, 33, 283-293, 1989.
10. 篠原直幸, 嶺崎良人, 自見忠, 3/4冠・陶材焼付冠支台の補綴物が歯牙の動揺度と支持組織の負担力に与える影響, 補綴誌, 33, 991-999, 1989.

11. O. C. Zienkiewicz, The finite element method, 3rd ed., London, McGraw-Hill Co., 1977.
12. 정인성, 김형일, 박성수, 박희찬, 치관보철용 글라스 세라믹재료에서 $ZrO_2$ 첨가에 따른 생체적합성에 관한 연구, 대한치과기재학회지 25(3), 283-291, 1988.
13. C. C. Spyrakos, Finite element modelling, West Virginia University Press, 31, 1994.
14. R. R. Scaife, J. E. Holt, Natural occurrence of cuspid guidance, J. Prosth. Dent., 22, 225-22, 1969.
15. F. M. Gardner, K. W. Tillman-McCombs, M. L. Gaston and D. A. Runyan, In vitro failure load of metal-collar margins compared with porcelain facial margins of metal-ceramic crowns, J. Prosth. Dent., 78, 1-4, 1997.
16. M. L. Myers, J. W. Ergle, C. W. Fairhurst and R. D. Ringle, Fatigue characteristics of a high-strength porcelain, Int. J. Prosthodont, 7, 253-257, 1994.
17. K. J. Ferro, M. L. Myers and G. N. Graser, Fracture strength of full-contoured ceramic crowns and porcelain-veneered crowns of ceramic copings, J. Prosth. Dent., 71, 462-467, 1994.