

## 치주 지지가 감소된 소구치에서 포스트가 치근 응력 분포에 미치는 영향에 대한 3차원 유한요소법적 연구

인하대학교 의과대학 치과학교실, \*연세대학교 보건과학대학 의공학부

정혜진 · 유재흥 · 오남식 · 김한성\*

### 1. 서 론

근관치료 후 포스트(post)와 코어(core) 수복이 행해진 치아에 대해서는 치근 및 치관 파절, 포스트와 코어의 탈락, 치질과 보철물 변연부의 적합 불량, 시멘트 층의 파괴, 보철물의 탈락등과 같은 임상적 실패 사례가 많아 포스트와 코어를 이용하여 치아를 수복 할 경우 저작 하중 하에서 충분히 유지되며 지대치, 치주인대, 치조골에 균등하게 응력이 분산되어 치근의 파절을 초래하지 않도록 설계하여야 한다. 포스트와 코어로 수복된 치아의 응력분산 양상은 포스트의 형태, 길이, 직경, 표면상의 특성,<sup>1,2</sup> 포스트의 적합 정도, 포스트와 코어의 재료,<sup>3,7</sup> 그리고 최종 보철물의 장착<sup>5,7,8</sup> 등에 영향을 받는다고 보고되었다. Mattison 등<sup>1</sup>은 광탄성 응력분석을 통해 직경이 작은 포스트가 치아와 지지조직에 적은 응력을 가하므로 과도하게 치질을 제거하는 경우 응력의 증가로 인하여 파절이 발생하기 쉽다고 보고하였다. 포스트와 코어 재료의 종류에 따른 응력분산 양상에 대해서도 여러 광탄성 응력분산 연구<sup>8</sup>와 파절 시험법<sup>3,8</sup>이 시행되어 왔는데 결과에 있어서는 차이를 보이고 있다. Plasmans 등<sup>10</sup>은 플라스틱(plastic) 코어에 의한 수복보다 주조 포스트와 코어가 높은 파절(fracture) 저항성을 보인다고 하였고, H. Lambjerg 등<sup>11</sup>은 포스트의 물성은 지름에 의해 좌우되며, 같은 지름을 가질 경우에도 포스트의 디자인에 따라 물성이 달라진다고 하였다. 유한요소법적 연구를 살펴보면 Cailleteau 등<sup>12</sup>

은 포스트와 코어 수복으로 응력 분포가 균일해짐을 보고하였고, Davy 등<sup>2</sup>은 다양한 포스트로 수복된 치아의 응력 분석을 통해 포스트로 수복된 치아의 상아질 응력이 감소함을 보고하였다. Yaman 등<sup>13</sup>은 여러 조합의 포스트와 코어가 적용된 상악 중절치의 응력 분포에 대한 3차원적 유한 요소법적 연구에서 급 구조 포스트와 코어에서 가장 낮은 스트레스 값(stress value)을 보이며 다른 기성 포스트는 재료의 변화에도 측정값이 유사함을 보였다.

치주 지지가 감소된 치아에 대해 포스트와 코어 수복에 대해서도 연구되어 왔는데, Reinhardt 등<sup>14</sup>은 치조골 높이가 감소할수록 포스트 근단 주변으로 응력의 극적인 증가와 집중을 보인다고 하였다. Nyman 등<sup>15</sup>과 Langer 등<sup>18</sup>은 치조골이 흡수된 치아를 포스트로 수복할 경우 치근 파절은 중요한 임상적인 문제라고 보고한 바 있다.

이에 본 연구에서는 치아의 응력 분포에 영향을 미치는 여러 요소들 중 포스트의 재료 변화에 따라 치아에 발생하는 응력의 분포 양상과 크기가 달라지고, 이로 인해 치아의 파절에 영향이 미칠 것으로 생각하여 포스트의 재료에 따른 응력 분포 및 응력 크기 변화 여부를 알아보고자 하였다. 아울러 같은 조건에서 치조골 감소가 포스트를 이용한 치아의 치근 파절 가능성을 증가시키는 요소로 작용하는지 알아보고자 치조골 지지가 상실된 상태의 모델도 함께 삼차원 유한 요소 연구를 사용하여 실험하였다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1. 삼차원 유한 요소 모델 제작

탈치하지 않은 소구치부 하악골을 한 덩어리로 채취하여 미세 컴퓨터 단층 촬영을 시행하였다. 이 과정을 통해 얻어낸 영상을 조합하여 3차원 유한 요소 분석을 위한 모델을 형성한 후(Fig. 1) 치아의 치근부에 포스트를 형성하고 치관부는 코어 및 보철물을 형성하였다. 포스트 길이는 근관장 길이에서 근단 폐쇄를 위해 필요한 최소 4 mm의 근관 충전재를 남긴 길이로 설정하였고, 포스트의 굵기는 기성품의 규격을 참고로 하여 1.2 mm로 설정하였다. 모든 모델의 치관부는 주조 금관을 장착한 상태를 재현하였다.

### 2. 삼차원 유한 요소 모델 설정과 환경 설정

형성된 모델(model) 중 치아의 포스트와 코어 부분을 다음과 같이 3종류로 설정하였다(Fig. 2, Table I).

1. 기성 타이타늄(titanium)포스트가 장착되고 아말감(amalgam)코어를 형성한 치아
2. 기성 스테인레스-스틸(stainless-steel)포스트

가 장착되고 아말감(amalgam) 코어를 형성한 치아

3. 금 합금 주조 포스트와 코어(cast gold post & core)가 장착된 치아 형성된 모든 치아에 대하여 금관(gold crown)으로 수복하였고, 포스트 장착을 위한 근관 내 시멘트 층은 200  $\mu$ m, 치주인대는 0.3 mm<sup>17</sup>로 설정하였다(Fig. 2).

치조골의 상태에 따른 응력 분포 양상의 변화를 보기 위해 백악법랑질경계 경계 하방 1 mm의 높이를 갖는 정상 치조골의 상태와 치주염으로 치조골이 소실되어 백악법랑질경계 하방 4 mm로 흡수된 치조골의 높이를 갖는 상태, 두 가지를 재현한 경우로 설정하였다(Fig. 3. a, b).

포스트와 코어의 종류, 설정된 환경에 따라 6개의 모델을 형성하였다(Table I). 타이타늄 포스트와 아말감 코어를 형성한 치아 모델 중 정상 치조골 상태로 설정한 모델은 NTi, 흡수된 치조골 높이를 가지는 모델은 RTi로 표시하였다. 또한 스테인레스-스틸 포스트를 형성한 치아 모델에서 정상 치조골 상태로 설정한 것은 NSs, 흡수된 치조골 높이로 설정한 것은 RSs로 표기하였고, 금 합금 주조 포스트와 코어를 형성해 준 치아 모델 중 정상 치조골 높이를 설정한 모델은 NCp, 흡수된 치조골을 설정한 모델은 RCp로 표기하였다.

**Table I.** Model structures

Model	Description
NTi	Pulpless tooth with normal alveolar bone level restored with a titanium post, an amalgam core and completed with gold crown.
NSs	Pulpless tooth with normal alveolar bone level restored with a stainless steel post, an amalgam core and completed gold crown.
NCp	Pulpless tooth with normal alveolar bone level restored with a gold alloy cast post and core, made of gold alloys and completed with gold crown.
RTi	Pulpless tooth with reduced alveolar bone level restored with a titanium post, an amalgam core and completed with gold crown.
RSs	Pulpless tooth with reduced alveolar bone level restored with a stainless steel post, an amalgam core and completed with gold crown.
RCp	Pulpless tooth with reduced alveolar bone level restored with a gold alloy cast post and core, made of gold alloys and completed with gold crown.

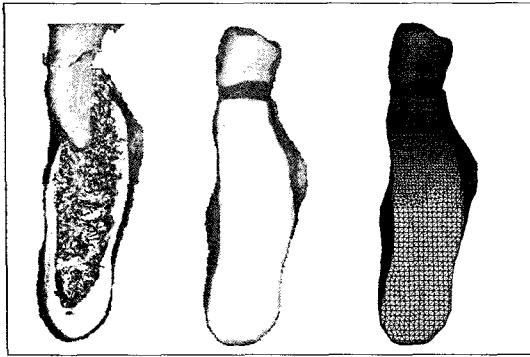


Fig. 1. Finite element models reconstruction using Micro CT image.

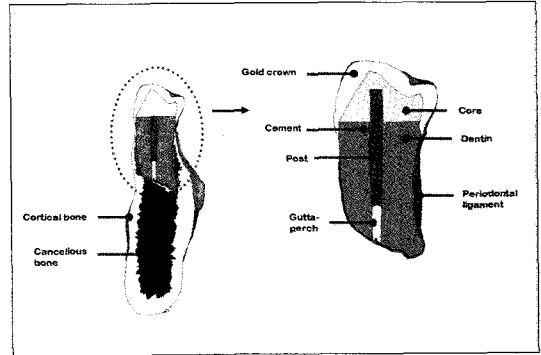
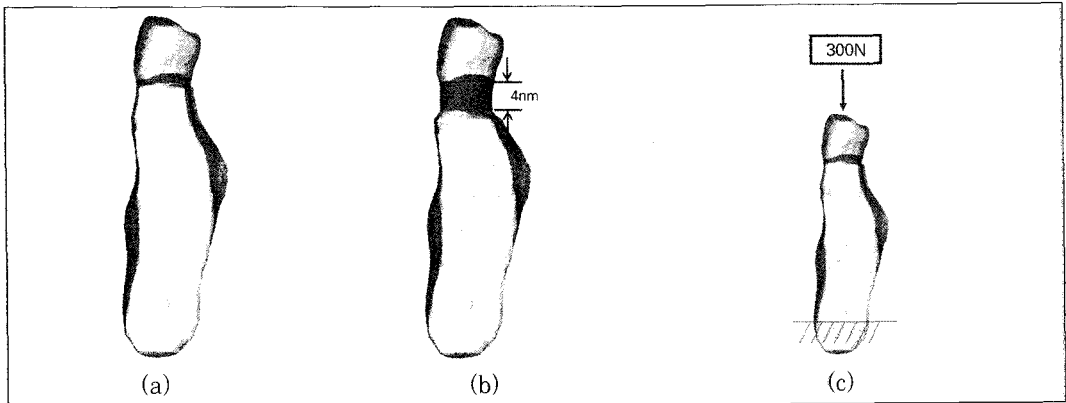


Fig. 2. Finite element model.



(a) Normal alveolar bone level (b) Reduced alveolar bone level  
 (c) Loading condition: Crown received vertical load on the functional buccal cusp.  
 The force of 300 N was applied to the modeled crown.

Fig. 3. Finite element models according to the alveolar bone level.

### 3. 재료 성능 부여

유한요소 분석을 위해 필요한 구성 성분의 물리적 특성은 문헌<sup>2</sup>을 참고하여 Table II, III과 같이 부여하였다.

### 4. Mesh의 생성(요소망)

선정된 요소의 형태에 따라 메쉬(mesh)가 자동적

으로 생성되어 부품의 형상을 미세 요소로 다시 쪼갬다. 부품의 각 부분 요소의 밀도는 미정하든가 자동적으로 결정되어있다. 구조물의 기하학적 형상을 정의하는 노드(node)와 요소는 메쉬를 구성시킨다 (Fig. 1). 미세요소 프로그램은 각 요소의 노드의 불균성(Nodal Stiffness)을 계산하고 그 결과를 행렬수식화 한다. 행렬화가 적절하게 되면 이미 있는 요소 행렬식으로부터 Global Stiffness Matrix를 생성한다.

**Table II.** Mechanical properties of dental and supporting tissue used for the 3-dimensional FEA study

Materials	Young's modulus(N/mm <sup>2</sup> )	Poisson's ratio
Cortical bone	15000	0.30
Cancellous bone	500	0.30
Periodontal ligament	7	0.45
Dentin	15000	0.31

**Table III.** Mechanical properties of posts, core and prosthetic materials

Materials	Young's modulus(N/mm <sup>2</sup> )	Poisson's ratio
Stainless steel post	185050	0.27
Titanium post	105000	0.33
Type II gold(Cast post)	102000	0.33
Amalgam core	53100	0.35
Zinc phosphate cement	14000	0.35
Gutta-percha	190	0.45

### 5. 하중의 적용

소구치의 평균 교합력인 300N<sup>21</sup>의 힘을 치축에 평행하게 기능 교두에 가하였다(Fig. 3. c).

### 6. 부하 시험 해석

이 연구에서는 유한요소 프로그램인 ANSYS (Swanson Analysis System, Inc, Houston, Pa, U.S.A)를 이용해서 그 결과를 von Mises equivalent로 분석하였다.

## III. 결 과

### 1. 정상 치조골의 상태의 응력 분포

소구치의 협측 교두에 300 N의 하중 적용 시 전체적인 응력 집중 양상은 재료에 따른 차이를 보이지 않았다. 금관의 협측 변연 직하방 부위에 응력이 집중되는 양상은 포스트의 재료와 관련이 없었으며, 정상 치조골 모든 모델에서 비슷한 양상을 보였다(Fig. 4). 치아 전체에서 가장 높은 최대 응력 값을 보이는 부위는 협측 기능 교두 부위로, 이는 응력이

직접적으로 가해지는 부위였다. 한편, 포스트와 코어의 응력 분포 양상을 자세히 알아보하고자, 주조 금관을 제외한 모델의 응력 분포 양상을 살펴보았다(Fig. 5, Table IV). 주조 금관을 제외한 모델을 살펴보면, 타이타늄 포스트와 주조 포스트를 사용한 경우는 가장 높은 최대 응력 값이 치아의 주조 금관의 변연부에서 나타났고, 스테인레스 스틸 포스트의 경우는 주조 금관의 변연부보다 포스트 내부에서 가장 높은 최대 응력 값이 나타났다(Table IV).

포스트와 코어 내부의 응력은 비슷한 분포 양상을 보였지만, 코어 부분의 응력 분포 양상은 재료에 따른 차이가 나타났으나 포스트 부분에서는 재료에 따른 차이가 나타나지 않았다(Fig. 5, 6). 아말감 코어에서는 응력이 직접 가해진 부위에서만 응력 분포가 나타나며 코어의 전체적으로는 응력이 전달되지 않는 양상이었다(Fig. 5. a, b). 반면에 금 합금 주조 포스트와 코어에서는 응력이 코어 협측 부위 전체로 전달되는 양상을 보였다(Fig. 5. c).

포스트는 모두 중간 부위에 최대 응력 집중을 보여 재료에 따른 차이가 나타나지 않았으나(Fig. 6), 포스트 내부의 응력 분포 양상과 최대 응력 값에서는 재료에 따른 차이가 나타났다. 타이타늄 포스트와 주조 포스트 보다 스테인레스 스틸 포스트에서 응력

**Table IV.** Maximum von Mises stress of each model in normal alveolar bone level

	Model NTi	Model NSs	Model NCp
Whole model	204.174	204.271	204.825
Model after removing gold crown portion	46.024	63.999	45.854
Post	42.239	63.999	41.775

**Table V.** Maximum von Mises stress of each model in reduced alveolar bone level

	Model RTi	Model RSs	Model RCp
Whole model	232.533	232.647	232.455
Model after removing gold crown portion	72.27	110.329	71.259
Post	72.27	110.329	71.259

분포 양상이 전체적으로 고른 분포를 나타냈으나 (Fig. 6), 최대 응력 값의 크기는 스테인레스 스틸 포스트, 타이타늄 포스트, 금 합금 주조 포스트의 순으로 낮았다(Table IV).

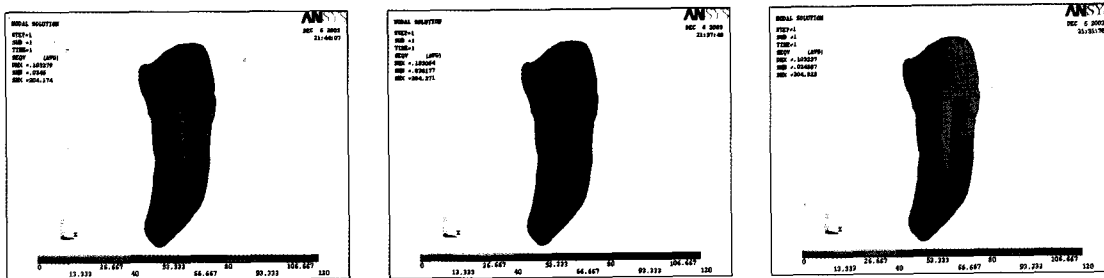
## 2. 백악법랑질경계 하방 4 mm로 치조골이 흡수된 경우의 응력 분포

소구치의 협측 교두에 300 N의 하중 적용 시 금관의 협측 변연 직하방 부위에 응력이 집중되었고, 특히 치조골이 소실되어 지지 조직이 사라진 협측 치근면에서 응력이 집중되는 양상을 보였다(Fig. 7). 이러한 응력 분포 양상은 포스트의 재료에 따른 차이를 보이지 않았고, 포스트에서 나타난 최대 응력 값보다 작았다(Fig. 8). 치아 전체에서 가장 높은 최대 응력 값을 보이는 부위는 협측 기능 교두 부위였으며 이 부위는 응력이 직접 가해지는 부분이었다. 따라서 정상 치조골 모델과 마찬가지로 포스트와 코어 부분의 응력 분포 양상을 알아보고자 주조 금관을 제외한 모델의 응력 분포 양상을 살펴보았다(Table V, Fig. 8). 주조 금관을 제외한 모델에서는 정상 치조골의 모델과 달리, 가장 높은 최대 응력 값이 모든 포스트에서, 주조 금관의 변연부 치근 상아질 보다 포스트에서 나타나는 양상을 보였다(Table V).

포스트와 코어의 재료에 따른 응력 분포 양상을 살

펴보면, 코어 부분의 응력분포 양상은 아말감 코어를 사용한 모델에서는 응력이 직접 가해진 부위에서만 응력 분포가 나타났으며 코어의 다른 부위로는 응력이 전달되지 않는 양상이었고(Fig. 8. a, b), 금 합금 주조 포스트와 코어에서는 응력이 코어 협측 부위로 전달되는 양상을 보여(Fig. 8. c), 코어에서의 응력 분포 양상은 정상 치조골 모델과 비슷하였다. 포스트에서의 최대 응력집중은 중간 부위에서 보였고, 흡수된 치조골 변연부에 해당하는 부위까지 넓은 응력 분포를 보였다(Fig. 9). 이러한 응력 분포 양상은 포스트 재료에 따른 차이가 없었으나, 최대 응력 값에서는 재료의 차이를 나타냈다. 즉, 스테인레스 스틸 포스트, 타이타늄 포스트, 그리고 금 합금 주조 포스트의 순으로 낮은 최대 응력 값을 보였다(Table V).

전체적인 결과를 살펴보면, 전체적으로 백악-법랑경계 하방 4 mm로 치조골이 흡수된 모델에서 정상 치조골 모델보다 치아와 포스트에서 약 1.5-2배 높은 최대 응력 값을 보였고(Fig. 10, 11, 12), 정상치조골 모델과 비교할 때, 포스트에서 넓은 응력 분포 양상을 보이고 높은 응력 집중을 보였다(Fig. 6, 9, 12). 또한 치조골의 높이가 감소하여 치조골 지지를 받지 못하는 치근 부위에 응력이 더 넓게 분포하고 집중되는 양상을 보였다(Fig. 5, 8, 11).

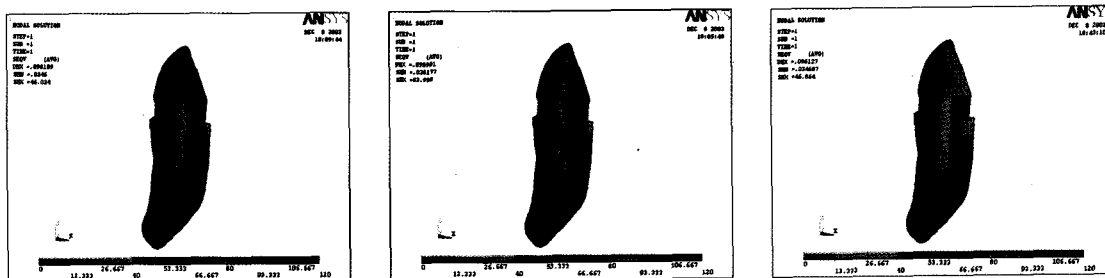


(a) Model NTi

(b) Model NSs

(c) Model NCp

**Fig. 4.** Contour maps of the von Mises stress in the case of normal alveolar bone model. Magnitudes of von Mises stress are indicated with color code.

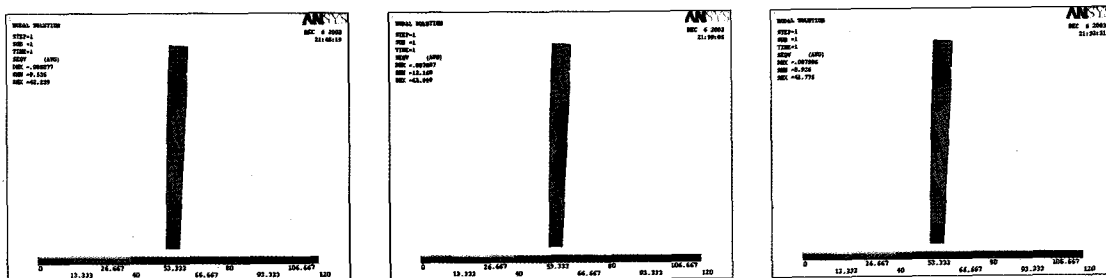


(a) Model NTi

(b) Model NSs

(c) Model NCp

**Fig. 5.** Contour maps of the von Mises stress in the normal bone model of a removing gold crown portion.

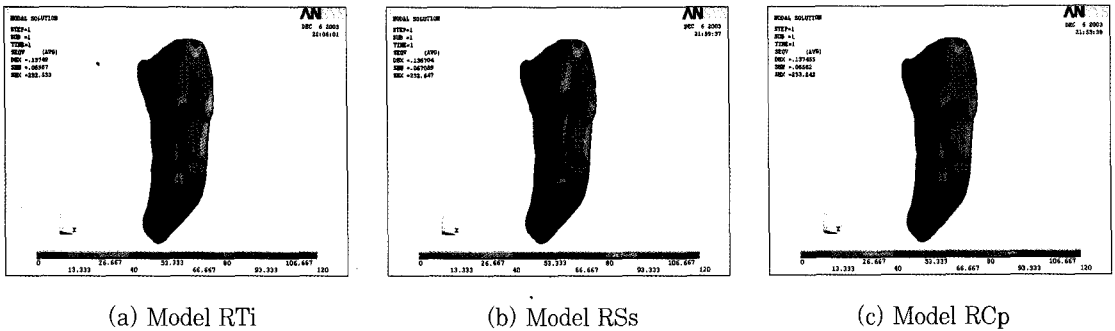


(a) Model NTi

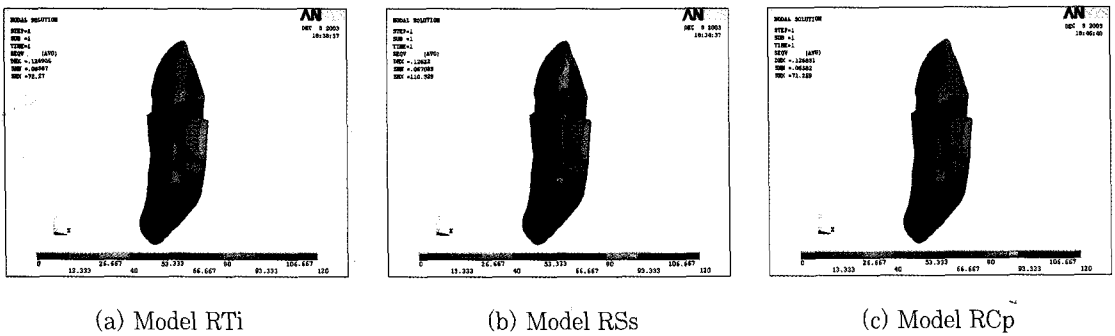
(b) Model NSs

(c) Model NPc

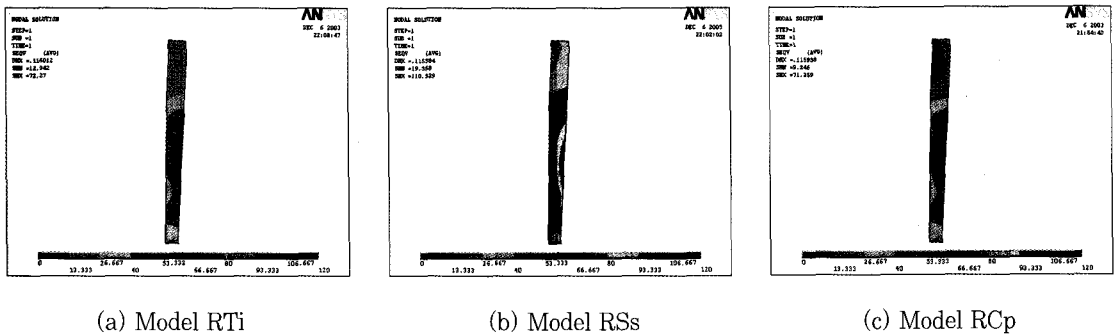
**Fig. 6.** Contour maps of the von Mises stress in the post. Similar stress patterns were revealed when compared with 3 different posts. However, the greatest von Mises stress was observed at the stainless-steel post.



**Fig. 7.** Contour map of the von Mises stress in the case of reduced alveolar bone model. Magnitudes of von Mises stress are indicated with color code.



**Fig. 8.** Contour maps of the von Mises stress in the reduced alveolar bone model of a removing gold crown portion.



**Fig. 9.** Contour maps of the von Mises stress in the post. Similar stress patterns were revealed when compared with 3 different posts. However, the greatest von Mises stress was observed at the stainless-steel post, and magnitude of stresses in the post was greater 1.5 times than normal alveolar bone models.

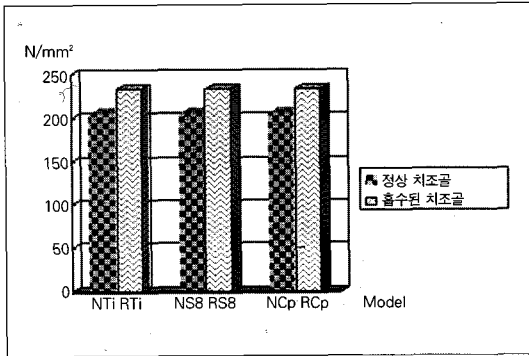


Fig. 10. Maximum von Mises stress reported in the whole model.

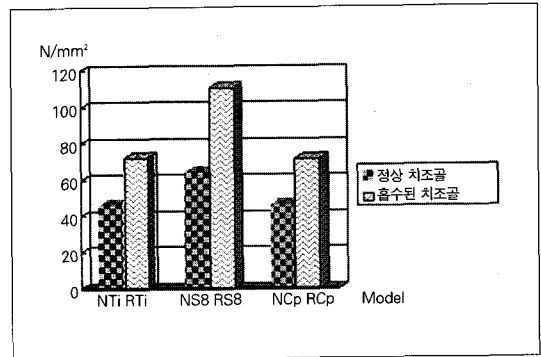


Fig. 11. Maximum von Mises stress reported in the model removing gold crown portion.

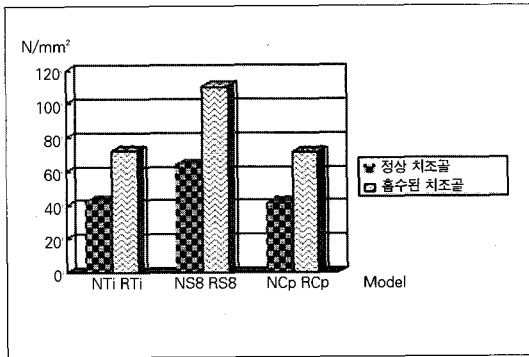


Fig. 12. Maximum von Mises stress reported in the post.

#### IV. 고 찰

치과 수복물은 지대치, 치근막, 치조골 등에 저작력을 비롯한 외력에 의해 생리적인 한계를 넘는 과다한 하중이 전달되지 않도록 해야 하고, 균등한 응력 분산을 고려한 보철 설계가 이루어져야 한다. 구강과 같은 복잡한 환경에서 발생하는 역학적 문제를 조사하기 위해 입체 영상(holography)법, 광탄성법, 유한요소 분석법 등의 여러 가지 응력분석법들이 이용되어 왔다. 최근에는 컴퓨터의 발달에 힘입어 공학적 수치해석법인 유한요소 분석법이 많은 장점으로 인해 널리 이용되고 있다. 유한요소 분석 모형은 여러 상황에서 다양한 하중으로 이야기되는 치아 내 외부의 응력량과 응력 분산을 자세히 연구할 수 있

고 주어진 상황에서 파절의 가능성에 관하여 예견할 수 있게 한다.<sup>4</sup>

치의학 분야에서는 단순화시킨 모형으로 다양한 종류의 2차원 유한 요소법적 분석을 시행하였으나,<sup>4</sup> 이는 치아의 모양이 대칭적이지 않다는 점과 입체적인 구조물의 응력이나 변위가 평면으로 표현된다는 점에서 한계가 있다. 3차원 유한요소법도 오차의 가능성은 있지만 치아의 복잡한 응력 상태를 더 사실적으로 나타내리라 기대할 수 있다. 본 연구에서 사용된 모델은 실제 소구치와 그 부위의 하악골에 대한 미세 컴퓨터 단층 촬영을 통해 3차원 입체 모델을 재구성 하였고, 300 N의 하중은 선현들의 연구에 의한 소구치의 평균 교합력을 가정한 것이다.<sup>2</sup>

근래에 미국에서 조사된 치과의사들의 포스트에 대한 인식에 관한 설문조사<sup>18</sup>에서 50%에 해당하는 응답자들이 포스트가 근관 치료된 치아를 강화(reinforce)시킨다고 인식하고 있었고, Morgano<sup>16</sup>등은 미국에서 행해지는 근관 치료 된 치아의 수복 방법에 대한 추세를 조사한 연구에서 미국 치과의사의 대부분은 주조 포스트와 코어를 임상에 많이 사용하며 40%의 일반 치과 의사는 기성 포스트를 사용한다고 하였다. 우리나라의 연구를 살펴보면, 이<sup>19</sup>등에 의해 시행된 고정성 치아보철에 관한 연구에서 보철 수복된 상악 치아의 70.5%에서 주조 포스트와 코어를 사용하였음을 보고하였다. 임상적 한계점에도 불구하고 포스트와 코어 수복은 치관부 상실이 큰 치아를 수복하거나, 건전한 잔존 치근을 이용한 보철적 수복을 위해 가장 먼저 고려하게 되는 수복 방법이다.



이러한 이유로 포스트와 코어의 성공에 영향을 미치는 요인에 대한 연구가 다른 분야와 더불어 계속적으로 이루어져야 할 것으로 보인다.

포스트 코어의 유지는 설계, 길이, 표면형태, 직경에 의해 좌우되고 그 밖에도 잔존치질의 양이나 기포 없이 접착하는 기술 등에 의해 좌우되기도 한다.<sup>1</sup> 포스트는 그 모양에 따라 각각의 장단점을 가진다. 첨형(tapered) 포스트는 치근에 썸기와 같은 스트레스를 일으켜 치근 파절을 일으킬 수 있다. 그러나 치근부에서 삭제량을 줄일 수 있는 장점이 있다. Pao<sup>20</sup> 등은 치주 질환에 이환된 치아에 첨형 포스트를 수복한 치아에 대한 2차원 유한요소 분석에서 평행형(parallel-side)포스트 보다 적은 응력을 보이며 근단부 치질 보존에 유리하다고 보고하였다. 한편, 평행형 포스트는 원치 않는 스트레스의 감소를 위해서 제안되어 왔고,<sup>21</sup> 유지력(retention)이 증가하여 쉽게 빠지지 않는 장점이 있다.<sup>22</sup> 본 연구에 사용된 평행형 포스트는 여러 연구에서 유지력이 우수하고 응력을 분산시키는 효과를 보인다고 하여<sup>8,22</sup> 사용되었다. 본 연구에서는 포스트의 재료에 따른 응력 분포의 변화만을 살펴 본 것으로 주조 포스트의 모양도 평행형 포스트와 같은 형태로 부여하였다.

최적의 포스트 길이에 관한 지침으로는 잔근 전장의 절반 길이, 임상 치관과 동일한 길이, 치근 길이의 1/2이나 2/3 또는 4/5, 치근첨부 밀봉을 위한 3-5 mm의 근관 충전재(gutta-percha)를 남기는 길이, 치조골의 절반 길이 등 다양하다.<sup>23</sup> 그러나 최적의 포스트 길이를 항상 얻을 수 있는 것은 아니며 잔존치질의 양이나 근관과 치근의 형태, 천공의 위험 등의 이유로 절충해야 하는 경우도 있다.<sup>1</sup> 본 연구에 사용된 포스트(post)는 근첨부 밀봉을 위한 근관 충전재(gutta-percha cone)를 4 mm 남겨둔 상태의 길이<sup>24</sup>를 사용하였다.

이 실험의 경우에서 포스트 중간부의 치근 상아질은 상아질 두께가 근, 원심으로 얇아 가장 취약한 부분으로 생각되며 이로 인해 응력의 집중을 보이고, 따라서 이 부위에서 치근 파절의 가능성을 시사한다고 할 수 있다. 이 연구에서는 포스트와 완전 금관으로 수복된 경우 최대응력이 포스트의 중간부로 이동되었다. 이는 치근의 모양과 연관이 있을 것으로 보이는데, 치근이 설측으로 휘어있는 양상에 의해 적

용된 하중이 치근 방향으로 전달되어 응력이 중간부로 집중되었을 것으로 보인다. 또 한 가지 원인은 모델링 과정에서 찾아 볼 수 있다. 다른 논문들과 달리 본 연구에서는 실제 소구치와 그 부위의 하악골을 한 덩어리로 미세 컴퓨터 단층 촬영을 하여 3차원 모델을 구성하였기 때문에 의도적으로 이상적인 치조골 두께를 부여하여 형성 해준 모델이나, 2차원 모델의 대칭적인 모양으로 형성한 모델과 비교하여 협측 치조골 두께가 얇아져 응력의 협측 집중 양상에 영향을 주었을 것으로 생각할 수 있다.

포스트 재료의 종류에 따른 상아질 내에서의 응력 분산 양상은 포스트의 중간 부위에서 집중되는 양상으로 유사하게 나타났지만, 최대 응력 값의 크기에서는 다소 차이를 보였다. 기성 포스트(스테인레스 스틸과 타이타늄 포스트)를 사용하면 금 합금 주조 포스트의 경우보다 포스트와 치아에서 높은 응력이 나타났다. 즉 금 주조 포스트와 코어로 수복된 경우가 스테인레스 스틸 포스트와 타이타늄 포스트에 아말감 코어로 수복된 경우와 비교하여 가장 낮은 최대 응력 값을 보였고, 스테인레스 스틸 포스트인 경우 가장 높은 최대 응력 값을 보여 포스트 중에서 파절 가능성이 가장 높은 것으로 나타났다. 한편으로, 금 합금 주조 포스트와 코어에서 가장 낮은 최대 응력 값을 보인 결과는 주조 포스트와 코어의 재료로 금이 가장 우수한 결과를 나타낸다고 한 Yaman SD 등<sup>13</sup>에 의한 연구 결과와도 일치하여 금 합금이 응력 분포에 유리한 재료임을 알 수 있었다.

치주치료 및 근관 치료의 발달로 인하여 과거보다 더 많은 치아를 보존할 수 있게 되었고 평균 수명의 연장과 구강 건강에 대한 관심이 증가함에 따라 잔존 치아를 이용한 보철 수복이 증가하는 추세이다. 치주질환으로 치조골 지지가 감소한 치아에 포스트 수복물의 예후에 대해서 Nyman<sup>15</sup>과 Langer<sup>16</sup>등은 치조골이 흡수된 치아를 포스트로 수복할 경우 치근 파절은 중요한 임상적인 문제라고 보고한 바 있다. Reinhardt<sup>14</sup>등은 치조골의 흡수 정도에 따라 포스트로 수복한 치아의 상아질 내의 응력 분포를 2차원 유한요소 법으로 분석하여 치조골의 높이가 감소함에 따라서 포스트 침부 주변에 과도한 응력 증가와 집중을 보인다고 하였다. 본 연구에서 사용한 4 mm 골 흡수는 1/3정도(백악법량질경계 하방 약 4 mm의

치조골이 흡수된 경우로 같은 길이의 포스트에 대하여 정상 치조골의 경우보다 포스트의 협측 치근부 상아질에 약 1.5 배, 포스트 내부에 약 1.5 배의 증가된 응력을 보였다. 이러한 결과를 볼 때 치주염에 의해 지지 조직이 상실된 치아에서 치근 파절 가능성이 더 커질 것으로 예상할 수 있다.

## V. 결 론

포스트의 재료와 치조골의 상태에 따라 6개의 모델을 만들고, 응력 분포 양상과 최대 응력 값을 삼차원 유한요소 프로그램으로 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 정상 치조골 상태와 백악법랑질경계 하방 4 mm로 흡수된 상태 모두에서 비슷한 응력 분포 양상을 보였다.
2. 아말감 코어보다 금 합금 주조 포스트의 코어에서 균일한 응력 분포 양상을 보여 응력 분산에 유리한 결과를 보였다.
3. 포스트 재료에 따른 차이를 살펴 볼 때, 모든 모델에서 금 합금 주조 포스트에서 가장 낮은 최대 응력 값을 보이고 스테인레스 스틸 포스트에서 가장 높은 최대 응력 값을 보였다.
4. 정상 치조골 상태의 모델과 비교할 때, 백악법랑질경계 하방 4 mm 흡수된 치조골 모델에서 약 1.5배 높은 최대 응력 값을 보였다.

이상의 결과를 고려할 때, 응력의 집중을 최소화하는 포스트의 설계가 요구되며, 치조골이 흡수된 경우는 근단 봉쇄를 파괴하지 않는 한도 내에서 포스트를 길게 제작하여 흡수된 치조골 변연부 치근 상아질에 집중되는 응력을 감소시키고, 파절 방지를 위해 응력 분산에 유리한 재료인 금 합금을 포스트 재료로 사용하는 것이 합리적일 것이다.

## 참고문헌

1. Mattison GD. Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1982;48:407-411.
2. Davy DT, Dilley GL, Krejci RF. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *J Dent Res* 1981;60:1301-1310.
3. Lovdahl PE, Nicholls JI. Pin-retained amalgam cores vs. cast-gold dowel-cores. *J Prosthet Dent* 1977;38:507-514.
4. Kantor ME, Pines MS. A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1977;38:405-412.
5. Hoag EP, Dwyer TG. A comparative evaluation of three post and core techniques. *J Prosthet Dent* 1982;47:177-181.
6. Chan RW, Bryant RW. Post-core foundations for endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent* 1982;48:401-406.
7. Nayyar A, Walton RE, Leonard LA. An amalgam coronal-radicular dowel and core technique for endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent* 1980;43:511-515.
8. Loney RW, Kotowicz WE, McDowell GC. Three-dimensional photoelastic stress analysis of the ferrule effect in cast post and cores. *J Prosthet Dent* 1990;63:506-512.
9. Assif D, Oren E, Marshak BL, Aviv I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. *J Prosthet Dent* 1989;61:535-543.
10. Plasmans PJ, Visseren LG, Vrijhoef MM, Kayser AF. *In vitro* comparison of dowel and core techniques for endodontically treated molars. *J Endod* 1986;12:382-387.
11. Lambjerg-Hansen H, Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehabil* 1997;24:882-887.
12. Cailleateau JG, Rieger MR, Akin JE. A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Endod* 1992;18:540-544.

13. Yaman SD, Alacam T, Yaman Y. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. *J Endod* 1998;24:107-111.
14. Reinhardt RA, Krejci RF, Pao YC, Stannard JG. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res* 1983;62:1002-1008.
15. Nyman S, Lindhe J. A longitudinal study of combined periodontal and prosthetic treatment of patients with advanced periodontal disease. *J Periodontol* 1979;50:163-169.
16. Langer B, Stein SD, Wagenberg B. An evaluation of root resections. A ten-year study. *J Periodontol* 1981;52:719-722.
17. Yang HS, Lang LA, Molina A, Felton DA. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. *J Prosthet Dent* 2001;85:558-567.
18. Morgano SM, Hashem AF, Fotoohi K, Rose L. A nationwide survey of contemporary philosophies and techniques of restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994;72:259-267.
19. Sun-Hyung Lee. D.D.S H-YCDDS, Soo-Young Choi.D.D.S. A survey of the fixed restorations. *J Korean Acad Prosthodont* 1994;32:359-367.
20. Pao YC, Reinhardt RA, Krejci RF. Root stresses with tapered-end post design in periodontally compromised teeth. *J Prosthet Dent* 1987;57:281-286.
21. Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack MH. Analysis of stress distribution by endodontic posts. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1972;33:952-960.
22. Johnson JK, Sakumura JS. Dowel form and tensile force. *J Prosthet Dent* 1978;40:645-649.
23. Perel ML, Muroff FI. Clinical criteria for posts and cores. *J Prosthet Dent* 1972;28:405-411.
24. Goodacre CJ, Spolnik KJ. The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part I. Success and failure data, treatment concepts. *J Prosthodont* 1994;3:243-250.

---

**Reprint request to:**

**Nam-Sik Oh**, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Dentistry, College of Medicine, Inha University  
Shinheung-dong 3ga, Jung-gu, Incheon, 400-711, Korea  
onsdo@inha.ac.kr

ABSTRACT

STRESS DISTRIBUTION OF PERIODONTALLY INVOLVED  
TEETH RESTORED WITH VARIOUS POSTS  
-THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT STUDY-

Hye-Jin Jeong, D.D.S, Jae-heung Yoo, D.D.S.,  
Nam-Sik Oh, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Han-Sung Kim\*

*Department of Dentistry, College of Medicine, Inha University*

*\*Institute of Medical Engineering, Yonsei University*

**Statement of problem:** The endodontically treated tooth is generally restored with post and core, owing to the brittle and the loss of large amount of tooth structure. As periodontal treatment was developed, there are many cases that periodontally involved teeth used in prosthetic treatment.

**Purpose:** The purpose of this study was to analyze the stress distribution in the dentin and post structures by the various post materials and the amount of remaining alveolar bone height.

**Material and method:** The 3-dimensional finite element models of mandible 1st premolars were divided into six types according to the various amount of remaining alveolar bone and post type.

All types were modeled using equal length, diameter and shape of the post. Three types of post and core materials were used: prefabricated titanium post and amalgam core, prefabricated stainless steel post and amalgam core, and cast gold post and core. 300 Newton force was applied to functional cusp of mandible 1st premolar.

**Results:** The results were as follows: First, there was no apparent difference in the pattern of stress distribution according to the alveolar bone condition concentrate on the post middle area. Second, there was difference in pattern of stress distribution according to the core materials, gold post and core generated same than amalgam core. Third, there was no apparent difference in the pattern of stress distribution within the dentin according to the post and core materials. But a cast gold post and core generated the lowest maximum stress value, a stainless steel post generated the highest maximum stress value. Fourth, in the reduced alveolar bone model, maximum stress value is 1.5 times than that of the normal alveolar bone model.

**Conclusion:** Within the limitations of this study, to provide minimal stress to the root with alveolar bone reduced, the post length may be as long as apical seal was not destroyed. To prevent fracture of tooth, it is rational to use gold alloy which material was good for stress distribution for post materials.

---

**Key words :** Cast post and core, Alveolar bone support, 3-dimensional finite element study, Stress distribution