유한요소법을 이용한 비귀금속-도재관 변연부 형태에 따른 응력 분포 분석

지산대학 치기공과* · 인제대학교 의생명공학대학 의용공학과**
인제대학교 의용공학과 생체역학교실***
이명곤*; 신정욱**; 김명덕*

=*Abstract*=

Finite Element Analysis on Stress Distribution in Base Metal-Ceramic Crown Margin Designs

Myung-Kon Lee, Jung-Woog Shin, Myung-Duk Kim

Dept. of Dental Laboratory Technology, Jisan College
Dept, of Biomedical Engineering, College of Biomedical Science and Engineering, Inje University
Biomechanics Lab. Dept. of Biomedical Engineering, Inje University

The objective of this finite element method study was to analyze the stress distribution induced in a maxillary central incisor Ni-Cr base metal coping ceramic crowns with various margin design. Margin designs of crown in this experiment were knife-edge metal margin on chamfer finishing line of tooth preparation(M1), butt metal margin on shoulder finishing line(M2), reinforced butt metal margin on shoulder finishing line(M3), beveled metal margin on bevelde shoulder finishing line(M4).

Two- dimensional finite element models of crown designs were subjected to a simulated biting force of 100N which was forced over porcelain near the lingual incisal edge.

Base on plane stress analysis, the maxium von Miss stresses(Mpa) in porcelain venner was 0.432, in metal coping was 0.579, in dentin abutment was 0.324 for M1 model, and M2 model revealed in porcelain was 0.556, in metal coping was 0.511, in dentin was 0.339, and M3 model revealed in porcelain was 0.556, in metal coping was 0.794, in dentin was 0.383 for M4 model.

All values of each material in metal-ceramic crown were much below the critical failure values.

Ⅰ. 서 론

치과용 도재 재료는 자연감을 부여하는 색조의 재현에 있어 타 보철물에 비하여 매우 뛰어난 특성을 갖고 있으며, 비흡수성과 비열전도성, 생체적합성이 우수하여 치과보철 영역에서 폭넓게 사용되고 있다.

그러나 치과용 도재는 무기재료로서 인장력과 충격력에는 약한 취약성을 가지고 있어 이를 보강하기 위하여 강도가 높은 금속주조체에 소부 용착하여 사용하는 금속-도재 수복물에게 요구되는 주 기능상항으로 타 치과보철물과 같이 자연감을 재현하는 심미성과 2차 우식증의 발생을 제어할 수 있는 정밀한 적합성, 저작기능을 수행하기 위한 충분한 강도 등을 들 수 있다.

보철물의 기능사항 중 내구성에 직접적인 영향을 미치는 강도 형성에 있어 도재의 강도 취약성을 내부 금속의 높은 강도로 상응 보완하므로서 외력에 대한 보철물 전체의 강도를 유지하게 되지만 금속 구조물의 변형에 의해 발생되는 도재 부분의 응력은 용착된 도재를 쉽게 파괴할 수 있다. 따라서 금속-도재 수복물의 강도는 금속 구조물의 강도에 직접적으로 의존되어 있다고 생각되며, 금속 구조물의 강도와 관련된 요소는 사용 합금의 종류, 금속관의 두께, 금속관의 형태, 금속 변연부의 형태 등이 영향을 미치고 있다고 할 수 있다.

금속-도재관의 강도에 영향을 미치는 금속관 변연부의 임상적 구조형태로는 knife-edge 금속 변연, butt 금속변연(도재변연), reinforced butt 금속변연(도재변연), beveled 금속변연 등이 주로 이용되고 있으나, 이들의 전체적 강도 구성이나 각 구성부분간의 상호관계, 요인별 강도의 차이점에 대한 자료가 거의 없는 실정이다. 그 이유로는 금속-도재관 시편의 제작이 수작업으로 이루어질 수밖에 없어 제작의 균질성이 항상 문제가 되고 있으며, 또한 실험결과의 원인 분석에 있어 여러 요인의 복합적인 결과가 이루어져 요인별 분석이 곤란한 경우가 많이 발생되고 있기 때문이라고 생각된다.

이러한 문제점을 극복하기 위한 방법으로써 유한요소 분석법이 많이 이용되고 있다. 유한요소분석은 실험 구조물을 각 구성부분이 포함된 모델로 제작하고, 이를 유한개의 요소로 분할하고 이 모델에 하중조건과 구속조건을 적용하여 근사적인 방법으로 엄밀해에 가까운 수치해석 결과값을 구하는 분석방법이다. 유한요소 분석법이 갖는 장점은 실물실험의 시편제작에서 발생될 수 있는 시편간 오차를 제거할 수 있으며, 실험의 타당성을 증명하기 위한 반복실험의 시간과 경제적인 문제점을 효과적으로 줄일 수 있으며, 발생되는 응력의 크기 및 분포를 전체적으로나 구성부분 개별적으로 비교적 쉽게 파악할 수 있는 장점이 있어 여러 재료로 구성된 구조물의 경우에 각 구조물의 응력분포와 변화양상, 변위량 등을 측정하는 데 있어서 매우 효과적이라고 할 수 있다.

관련 선험연구로는 Anusavice등이 유한요소법을 이용하여 금속관의 두께에 따른 응력 분포를 조사한 바 있으며, Anusavice와 Hojjatie의 butt 금속변연(도재변연)의 유한요소 응력분석, 그리고 Gardner 등의 금속변연과 도재변연의 금속-도재관의 최대 파괴 응력 실험등이 있으나 임상적으로 이용되고 있는 다양한 변연부 형태에 따른 금속-도재관과 구성부분별 응력분포에 대한 자료가 제시된 바 없다.

따라서 본 연구는 사악 중절치 형태의 금속-도재관을 대상으로 임상적으로 이용되고 있는 4종의 금속관 변연 형태에 대한 Ni-Cr 비귀금속-도재관의 응력분포를 유한요소법을 이용하여 조사하였다.

II. 재료 및 방법

1. 유한요소 모델

본 연구에서는 표준적 상악 중절치 치아 형태를 이용하여 상악 중절치의 순설적 중앙부 단면을 갖는 치아모형과 길이 2mm의 치근부를 구성하고, 이를 토대로 금속-도재관과 지대치의 형태를 이차원 유한요소 실험 모형으로 자료 입력하였다.

실험 모델은 정상적 금속-도재관을 제작할 때와 같이 순면 삭제량은 심미성을 충분히 재현할 수 있는 1.2mm 두께의 도재와 금속관의 최소 두께로 요구되는 0.3mm의 금속 두께를 형성할 수 있도록 모형의 순면 전체 삭제량은 1.5mm로 지대치 모델을 형성하였고, 순측 치경부 마무리선(finishing line) 부위는 금속 두께는 고정하고 자연치 형태와 동일한 형태가 되도록 도재부를 축소하여 순측 마무리선 두께는 1.0mm가 되게 하였으며, 설측은 도재와 금속의 연접부에 0.7mm의 삭제량을 설정하였으며 치경부의 knife-edge 변연으로 자연스럽게 연결되도록 삭제량을 설정하였다. 절단연은 도재부를 2mm 두께가 되도록 삭제량을 정하였고, 치수강(pulp cavity)은 공간으로 처리하였다.

임상적 4 종의 금속관 변연부의 형태를 재현하기 위하여 지대치 모형의 순측 치경부 마무리선을 chamfer 형태, shoulder 형태, beveled shoulder 형태로 형성하고, 금속관 변연부의 형태는 chamfer 형태의 지대치 마무리선에는 knife-edege 금속변연(M1), shoulder 마무리선에는 butt 금속변연(M2)과 reinforced butt 금속변연(M3), bevelded 금속변연(M4) 형태를 제작하였으며, 이 중 butt 금속변연과 reinforced butt 금속변연에서는 도재가 직접 지대치에 접촉하은 형태가 된다(Fig. 1)

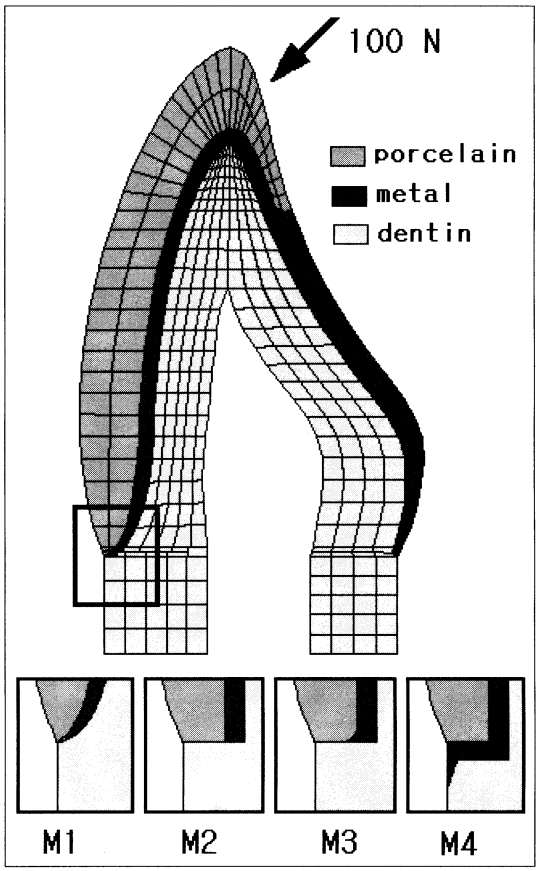

Fig. 1 A 20D finite element model with loading condition for the typical maxillary central incisor metal-ceramic crown with margin designs.

M1 : knife-edge metal margin on chamfer finishing line.
M2 : butt metal margin on shoulder finishing line.
M3 : reinforced butt metal margin on shoulder finishing line.
M4 : beveled metal margin on beveled shoulder finishing line.

Knife-edge 금속변연의 형태는 통상적인 제작형태로서 금속-도재관의 순측 치경부 변연에서 도재와 금속관이 접합하는 형태이며, butt 금속변연은 금속관의 변연이 수직으로 지대치의 shoulder 마무리선에 접촉하는 형태이

며 그 두께는 0.3mm., 도재부 0.7mm로 구성하였다. Reinforced butt 금속변연은 butt 금속변연에서 높이 0.3mm, 폭 0.2mm의 곡선형태로 금속부분을 추가하여 금속관의 변연을 보강하는 형태로 형성하여 마무리선에는 금속관 0.5mm, 도재부 0.5mm폭이 되도록 하였다. Bevelde 금속변연은 심미성을 고려하여 정상적 shoulder 마무리선보다 0.3mm(금속관의 두께) 아래에 shoulder를 형성하여 금속이 순측에서 보이는 것을 피하였으며 bevel 부위는 깊이 0.5mm, 각도 20°(지대치 마무리선 각도 70°)로 형성하였다. 이는 선험연구에서 심미성과 효율적 변연적합성을 얻을 수 있다고 제시한 결과를 이용한 것이었다.

이와 같은 상악 중절치 모형의 모델링 시에 사용된 절점 수는 모델에 따라 총 564~641개 이었으며, 각 구성부분의 요소는 이차원 4절점 사각형 요소로써 각 모델의 절점과 요소 수는 <Table 1>과 같다.

Table 1. Node and element numbers of each model

	Node	Element			
		Porcelain	Metal	Dentin	Total
M1	564	78	154	275	507
M2	589	148	126	256	530
M3	589	148	126	256	530
M4	641	148	150	281	579

유한요소 분석을 위해 도재 소부 주조관을 구성하는 도재 및 금속, 지대치의 상아질 부분은 등방성이고 균질하며 선형 탄성인 물질로 가정하였으며, 모델링과 유한요소 응력 분석은 유한 요소해석 범용 프로그램인 ANSYS (Swanson Analysis System Inc., U.S.A. Ver 5.3)를 사용하였다.

또한 금속-도재관을 구성하는 도재와 Ni-Cr 비귀금속 합금과 지대치 상아질의 탄성계수(Elastic modulus)와 포와송비(Poisson's ratio)의 물성적 자료는 문헌의 보고에서 제시된 자료를 이용하였으며 이를 <Table 2>에 나타내었다. 도재와 금속관, 금속관과 지대치는 완전 결합한 것으로 취급하였으며, 금속-도재관 제작시의 소성에 따른 금속과 도재의 열수축율 차이에 의한 잔류응력은 실험의 편의상 무시하였다.

Table 2. Elastic properties of materials

年 齡	實教(名)	百分率(%)
만30歲以下		
31~35세	6	12.24
36~40	9	18.36
41~45세	13	26.53
46~50세	11	22.45
51~55세	4	8.16
56~60세	4	8.16
60세이상	2	4.08

2. 하중조건 및 구속조건

본 연구에서의 금속-도재관의 응력 분포를 파악하기 위한 하중조건은 실험모형이 전치부인 상악 중절치 모형이므로 임상상황과 유사한 교합점의 하중과 위치와 방향은 교합점은 100~200N의 하중을 설측 절단부 1/3부위에 치아 장축의 135°로 전달하는 것인데, 본 연구에서는 임상적 금속-도재관 제작시 중심교합에서는 교합점을 형성하지 않고 있으며 하악골의 전방운동시에만 교합점이 형성되므로 하

악골의 전방운동시에 이루어지는 교합점의 위치와 방향을 모방하여 중절치 모형의 설측 절단부에서 1mm 하방에 135° 각도로 100N의 하중을 주었다.

본 연구의 모델은 치관부와 일부 치근부 만을 제작하였으므로 모델의 최하부가 치근과 연결되어 있는 것을 상정하여 모델의 최하부를 x, y축으로 완전히 고정하였다.(Fig. 1)

금속-도재관의 응력 분포에 대한 해석방법은 각 금속변연 형태에 따른 Ni-Cr 비귀금속-도재관으로 구분하여 von Mises 응력값을 이용하여 응력 분포 형태와 크기를 파악하였다.

III. 결과 및 고찰

자연치 결손을 회복하기 위한 치과보철물 중 뛰어난 심미성으로 가장 많이 이용되고 있는 치과용 도재는 취약한 강도를 보강하기 위하여 금속주조체에 소부 용착하여 사용하는 금속-도재 수복물의 복합재료 보철방법이 많이 이용되고 있다.

이러한 금속-도재 수복물의 저작기능 수행과 충격에 견딜 수 있는 강도 형성은 보철물의 내구성에 직접적인 영향을 미치는 주요한 요구사항으로 이에 영향을 미치는 요인의 하나인금속관 변연부의 형태에 따른 금속-도재관의 응력 분포를 비교 분석하였다.

분석 대상으로 상악 중절치의 순설적 중심면 형태를 외형으로 2차원 평면 금속-도재관을 기준으로 임상적 금속-도재관의 제작시 제시되고 있는 금쇽관 변연부 형태로 knife-edge 금속변연, butt 금속변연, reinforced butt 금속변연, beveled 금속변연의 4종의 금속-도재관을 모델링하여 유한요소법을 이용하여 응력 분포를 조사하였다.

지대치의 순측 치경부 chamfer 마무리선 형태를 이용하여 제작된 knife-edge 금속변연을 가진 금속-도재관의 최대 von Mises 응력값은 도재층부 MPa, 금속관부 0.579MPa, 지대치 상아질부 0.324 MPa로 나타났으며, 금속관의 최대 응력부위는 설측 치경부로 나타났으며 순면 부위에도 많은 응력이 집중되는 결과를 보였다. 도재부는 하중 전달부위에서 최대 응력값을 보였으며, 지대치 상아질부의 최하단의 응력 집중은 고정부로 설정하여 발생된 것으로 전체적인 구조를 모데링하였을 때와 다른 양상을 보일 것으로 추측된다(Fig. 2).

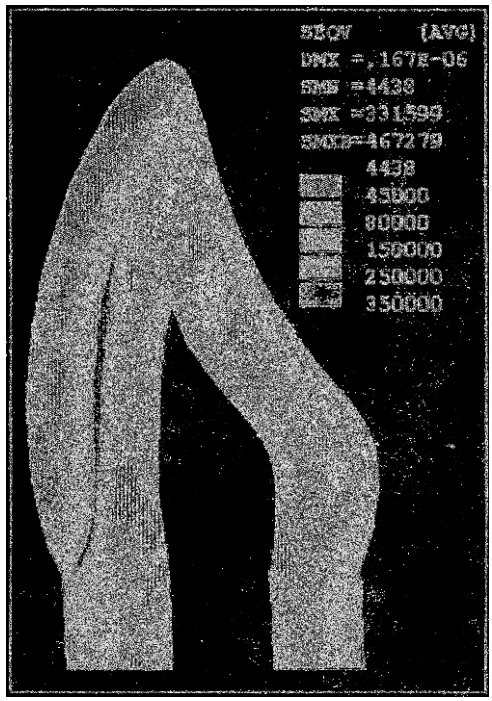

Fig. 2. Distribution of the von Mises stress on metal-ceramic crown with knife-edge metal margin(Model M1)

최근 순측 치경부의 심미성 증대를 목적으로 많이 제작되고 있는 형태로 지대치에 shoulder 마무리선을 형성하여 외부로 도재변연이 되도록 제작하는 butt 금속변연을 가진 금속-도재관의 최대 von Mises 응력값은 도재부

0.556MPa, 금속관부 0.511MPa, 지대치 부 0.339 MPa로 나타났으며, 금속관에서의 최대 응력부위는 순면 중앙부로 나타났으며, 도재부는 하중 전달부위, 지대치는 치근 하단부위에서 최대 응력값을 보였다(FIg. 3).

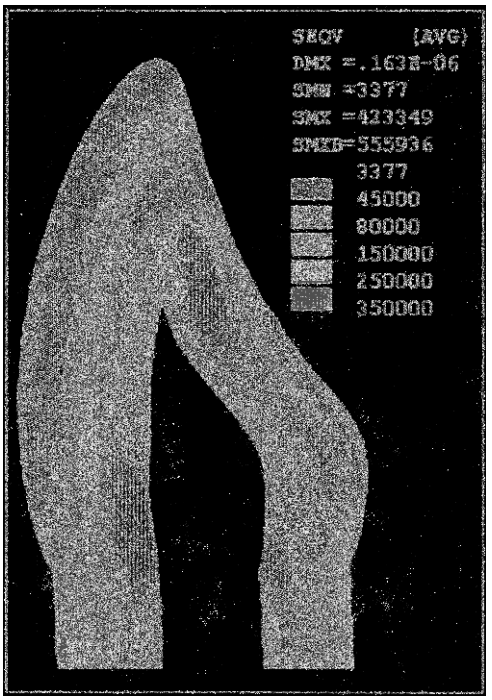

Fig. 3. Distribution of the von Mises stress on metal-ceramic crown with butt metal margin.(Model M2)

Butt 금속변연의 금속-도재관의 금속관 변연부 강도를 증가시키기 위하여 shoulder 마무리선 지대치에 butt 금속변연의 종단부 금속두께를 증가시키는 형태를 가진 reinforced butt 금속변연이 형성된 금속-도재관의 최대 von Mises 응력값은 도재부 0.556MPa, 금속관부 0.551MPa, 지대치부 0.342 MPa이었으며, 금속관에서의 최대 응력부위는 역시 순면 중앙부로 나타났으며, 도재부는 하중 전달부위, 지대치부는 치근 하단부위에서 최대 응력값을 보였으며 butt 금속변연과 유사한 값을 나타내었다. 지대치에 접촉하는 금속관 부위의 증가로 지대치에 하중 전달이 약간 증가하는 양상을 나타내었다(Fig. 4).

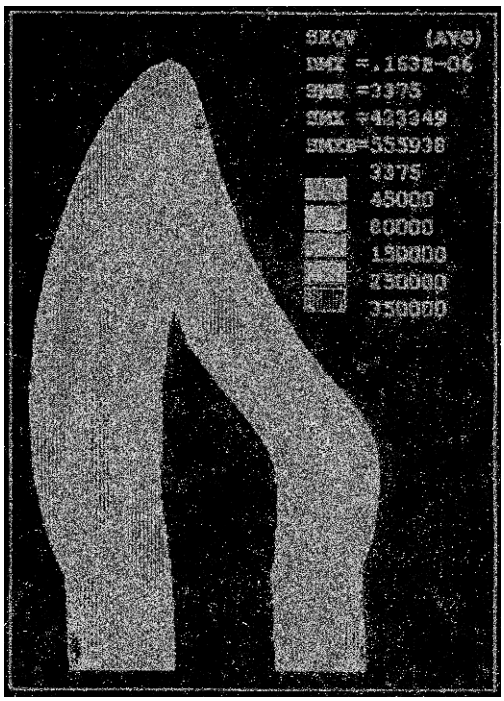

Fig. 4. Distribution of the von Mises stress on metal-ceramic crown with reinforced butt metal margin.(Model M3)

치은 퇴축 시 심미성에 손상을 줄 수 있어 귀금속관의 사용이 많이 요구되는 형태이나 변연적합성이 뛰어나 제 2차 우식증의 발생을 대폭 축소시킬 수 있는 형태인 beveled 금속변연은 지대치의 shoulder 마무리선을 보다 깊게 하고 bevel을 형성한 후 제작하게 되는데 이 금속-도재관의 최대 von Mises 응력값은 도재부 0.556 MPa, 금속관부 0.794MPa, 지대치 상아질부 0.383 MPa로 나타났으며, 이 응력값은 타 금속-도재관보다 금속부와 지대치부에서 가장 높은 값을 나타낸 것이다. 최대 응력 집

중 부위는 금속관에서는 순측 변연부 최하단으로 나타났으며, 도재부는 하중 전달부위에서, 지대치 상아질부의 최하단에서 발생하였다 (Fig. 5).

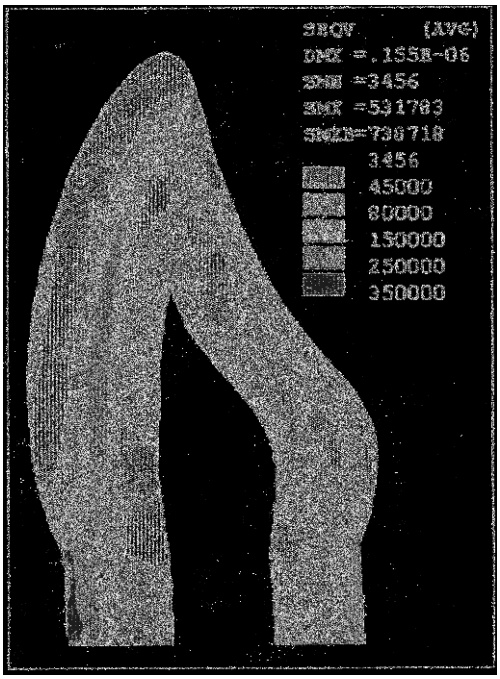

Fig. 5. Distribution of the von Mises stress on metal-ceramic crown with beveled metal margin(Model M4)

4종의 순측 금속 변연부 형태에 따른 금속-도재관의 응력 분포를 유한요소 분석한 결과로 나타난 최대 von Mises 응력값은 <Table 3>으로 제시하였으며, 각 모델의 구성 물질에서 나타난 응력값은 상아질의 항복강도 165 MPa, Ni-Cr 비귀금속합금의 359 MPa, 도재의 극한 인장 강도 40MPa과 비교하면 정상적 형태의 금속- 도재관은 매우 안정적인 강도를 갖고 있는 것으로 판단된다.

Anusavice 등은 유한요소 분석을 이용하여 상악 중절치 금속-도재관 모형에 금속관을 Ni-Cr, Au-Pd 합금의 물리적 특성과 금속의 두께를 0.1. 0.3mm로 달리하여 응력 분포를 분석한 바 금속의 두께에 따라 stress와 strain의 차이는 없었다고 보고하였으며 또한 0.3mm의 금속관 도재부위 Maximum pirncipal 응력값이 Ni-Cr 합금 금속-도재관이 29.5MPa , Au-Pd 합금 금속-도재관 26.0MPa로 보고한 바 있다. 본 실험의 결과치와는 적용 하중과 하중부위와 방향에 차이가 있어 단순 비교는 할 수 없었다.

Table 3. Maimum value of von Mises stress on each material of Model(MPa).

Mat. / Model	Porcelain	Metal	Dentin
M1	0.432	0.579	0.324
M2	0.556	0.511	0.339
M3	0.556	0.511	0.342
M4	0.556	0.794	0.383

Anusavice와 Hojjatie는 도재변연 금속-도재관 유한요소 모형에 0.1, 0.3mm 금속의 두께와 Ni-Cr, Au-Pd 합금, 금속관의 변연부 길이를 지대치의 변연에서 4.2mm 상방의 3단계로 하고 하중을 3부위에 가하여 응력 분포를 조사하였다. 결과는 금속 두께, 변연부위 위치, 금속의 종류에 따라 차이가 없다는 보고를 하였다.

Gardner등은 상악 견치 금속-도재관 변연부의 형태를 beveled shoulder 금속변연과 도재변연으로 각각 제작하여 최대 파절강도를 조사한 바 금속변연 금속-도재관은 1350±93 N, 도재변연은 1890±18 N으로 보고한 바 있다. 이는 일반적 통념과 같이 도재변연 금속-도재관

의 강도가 금속변연 수복물보다 약하다는 인식과 반대의 결과인데, 이는 본 실험에서도 beveled 금속변연에서 보다 높은 응력값이 발생된 것과 유사한 결과라고 생각된다.

현재 임상적으로 사용되고 있는 금속-도재관은 재료 및 기술개발로 안정적인 기능을 보유하고 있다고 할 수 있으며 이는 금속-도잭관의 높은 사용 비중으로 인정되고 있다. 그러나 금속-도재 수복물이 일반적으로 임상적으로 충분한 강도를 가지고 있음에도 불구하고 수복물의 파절과 도재의 금속구조에서의 박리·균열 등의 문제로 구강 내에서 균열되거난 파손되는 문제가 발생하고 있으며 이로 인하여 보철물을 재 제작을 하는 경우가 자주 발생하고 있다.

이는 치과용 도재는 장석질(feldspar)이 대단히 많은 도재로서 점도(kaolin)의 함유량이 적어 유리의 성질을 많이 갖고 있으며, 이러한 조성으로 치과용 도재는 강도를 저하시키는 미세 균열(Griffith's flaw)을 갖느 경우가 많으며, 이의 선단부에서의 집중 응력은 균열을 전파, 확대시켜 파괴강도가 현저하게 저하하게 된다.

금속-도재관의 도재와 금속의 판상 구조에서는 도재는 단단하지만 응력에 약한 성질을 고려할 때 금속-도재관의 강도는 교합압, 충격력 등의 부하 대부분이 금속 구조물에 의해 지지되고 있다고 할 수 있다. 따라서 금속관의 응력 집중을 피할 수 있는 구조 설계가 필요하며 이에 대한 오랜 경험과 연구로 안정적인 구조모델이 제시되고 있으나, 금속관의 순측 변연부의 구조 설계에 있어서는 심미성과 적합성만을 고려하여 선택하고 있는 실정이다.

본 연구의 결과를 볼 때 금속관의 변연부 형태에 따른 응력값 비교에서는 beveled 금속변연에서 가장 높은 값이 발생하였으며, butt 금속변연과 reinforced butt 금속변연에서 가장 낮은 값을 보이고 있어 도재변연 금속-도재관이 금속관의 응력 분산에 효과적인 것으로 나타났다.

그러나 보다 정확한 금속-도재관의 강도 비교를 분석하기 위해서는 도재 소성시 발생하는 금속관의 냉각 수축 변형으로 인한 발생 응력과 도재와 금속의 열수축량의 차이에 따른 잔류응력의 조건이 포함되는 것이 필요하다고 생각된다.

Ⅳ. 결 론

본 연구는 유한요소법을 이용하여 다양한 변연부 형태를 가진 상악 중절치 Ni-Cr 비귀금속-도재관의 응력 분포를 분석하였다. 실험에서 사용한 변연부 형태는 chamfer형 치아 무리선의 knife-edge 금속변연(M1), shoulder 형 치아마무리선의 butt 금속변연(M2) , shoulder 형 치아마무리선의 reinforced butt 금속변연(M3), beveled shoulder 형 치아마무리선의 beveled 금속변연(M4)의 4종으로 구성하였다.

이차원 유한요소 모델에 설측 절단연 도재부에 100N의 저작 경사 하중을 가하여 변연부 형태에 따른 금속-도재관의 응력 분포를 분석하였다.

M1형의 금속-ehow관 모델에서의 최대 von Mises 응력값은 도재부 0.432 MPa, 금속부 0.579 MPa, 상아질부 0.324 MPa이었으며, M2 모델에서는 도재부 0.556 MPa, 금속부 0.511 MPa, 상아질부 0.339MPa, M3 모델에서는 도재부 0.556 MPa, 금속부 0.511 MPa, 상아질부 0.341MPa, M4 모델에서는 도재부 0.556 MPa, 금속부 0.794 MPa, 상아질부 0.383MPa으로 나타났으며, 모든 응력값은 매우 낮은 값을 보였다.

참고문헌

1. 곽동주, 노재경, 문희경 외. 치과도재기공학. 정문각, 200-209, 1996.
2. Yamamoto M. The metal ceramics, 남상국 역, Metal-Ceramics 이론과 실제 지성출판사, 15-60, 1997.
3. Craig RG, O'Brien WJ, Powers JM. Dental materials. Properties and manipulation, 고영무 외 역, 치과재료학 : 특성 및 사용법. 나래출판사, 266-277, 1998.
4. 이명곤, 정인성, 김지환. 유한요소법을 이용한 심미치관보철의 설계에 따른 치아와 보철물의 응력분산에 관한 연구. 대한치과기공학회지, 21(1), 111-117, 1999.
5. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. J Dent Res, 66(9), 1493-1498, 1987.
6. Anusavice KJ, Hojjatie B, DeHoff PH. Influence of metal thickness on stress distribution in metal-ceramic crowns. J Dent Res, 65(9), 1173-1178, 1986.
7. Shillingburg HT, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of tooth Preparations, 이선형 외 역, 지대치 형성의 기본. 명문출판사, 259-276, 1996.
8. Donovan T, Prince J. An analysis of margin configurations for metal-ceramic crowns J Prosthet Dent, 53(2), 153-157, 1985.
9. Faucher RR, Nicholls JI. Distortion related to margin design in porcelain-fused-to-metal restorations. J Prosthet Dent, 43(2), 149-155, 1980.
10. Gardner FM, Tillman-McCombs KW, Gaston ML, et al. In vitro failure load of metal-collar margins compared with porcelain facial margins of metal-ceramic crowns. J Prosthet Dent, 78(1), 1-4, 1997.
11. 유종덕. 치아형태학. 남영문화사, 35-43, 1982.
12. Brand RW, Isselhard DE. Anatomy of orofacial structures, 2nd ed. The C.V. Mosby Co. 77, 94-99, 1982.
13. Besler UC, MacEntee MI, Richter WA. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo : A scanning electron microscope study. J Prosthet Dent, 53(1), 24-29, 1985.
14. DeHoff PH, Anusavice KJ. Analysis of alloy-porcelain compatibility using a multi-component material strip equation. J Dent Res, 64(11), 1337-1344, 1985.
15. DeHoff PH, Anusavice KJ. Analysis of tempering stresses in bilayered porcelain discs J Dent Res, 71(5), 1139-1144, 1992.
16. 加藤一男, 加賀谷忠樹, 陶材燒付鑄造冠用ポーセレンの諸問題. 齒科ジャーナル, 7(5), 545-558, 1978.
17. DeHoff PH, Anusavice KJ, Boyce RJ. Analysis of Thermally-induced stresses in porcelain-metal systems. J Dent Res, 62(5), 593-597, 1983.
18. Berkovitz BKB, Holland GR, Moxham BJ. A colour atlas & textbook of oral anatomy. Wolfe medical Publications Ltd., 36, 1984.
19. O'brien WJ, Ryge G. An outline of dental materials and their selection, 397, 1978.
20. Craig RG, O'Brien WJ, Powers JM. Dental materials : Properties and mani-

pulation, 고영무 외 역, 치과재료학 : 특성 및 사용법. 나래출판사, 21, 1998.
21. 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 :セラミックス材料と支台構成材料の關係, 補綴誌, 33(2), 283-293, 1989.
22. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture faiures : Length of service and reasons for replacement. J Prosthet Dent, 56(4), 416-421, 1986.