금속 슬롯을 가진 교정용 컴포짓 및 세라믹 브라켓의 구조와 응력분포에 대한 유한요소 분석

연세대학교 대학원

치의학과

임 재 중

금속 슬롯을 가진 교정용 컴포짓 및 세라믹 브라켓의 구조와 응력분포에 관한 유한요소 분석

지도 김 광 만 교수

이 논문을 석사학위 논문으로 제출함

2000년 12월 일

연세대학교 대학원

치의학과

임 재 중

임재중의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2000년 12월 일

감사의 글

본 논문을 완성하기까지 부족한 제자에게 세심한 지도와 가르침을 주신 김광만 교수님께 진심으로 감사드리오며 논문지도에 많은 지도를 가르쳐 주신 김경남 교수님, 이원유 교수님, 이용근 교수님에게 감사를 드립니다.

또한, 유한요소분석에 도움을 주신 명지대학교 기계공학부 박명균 교수님과 같이 연구를 함께 했던 지용환 대학원생에게 깊은 감사를 드리며 본 연구에 협조해 주신 치과재료학교실 의국원들에게도 감사합니다.

마지막으로 지금까지 저를 묵묵히 뒤에서 사랑해주시고 아낌없는 사랑을 주신 부모님에게 감사를 드립니다.

2000년 12월

저 자 씀

차 례

그림 및 표 차례 v
국문 요약 vi
Ⅰ. 서론 1
Ⅱ. 연구재료 및 방법 3
가. 연구재료 3
나. 연구방법 4
1. 모델링 4
2. 가상응력의 부여 7
(1) 컴포짓 레진내의 필러 함량 7
(2) 가상응력의 부여 8
Ⅲ. 연구성적 10
가. 금속슬롯의 형태 비교 10
나. 응력분석 11
1. Tipping 11
2. Torque 11
Ⅳ. 총괄 및 고찰 13
Ⅴ. 결 론 17
참고문헌 19
논문사진부도 22
영문 요약 25

그림 및 표 차례

Fig. 1. Metal-slot photograph in the bracket 5
Fig. 2. Bracket modeling by finite element method 6
Fig. 3. The landmark on a specific bracket modeling 7
Fig. 4. Metal slot modeling by finite element method 10
Fig. 5. Stress distribution when distal tipping force was applied to each bracket 22
Fig. 6. Stress distribution when torque force in the gingival direction was applied to each bracket 23
Fig. 7. Stress distribution when torque force in the incisal direction was applied to each bracket 24

Table 1. Materials used in this study 3
Table 2. Mechanical properties of the bracket material in the finite element model 8
Table 3. Von Mises stress when tipping and torquing force were applied 11

국문 요약

금속 슬롯을 가진 교정용 컴포짓 및 세라믹 브라켓에 대한 구조와 응력분포에 대한 유한요소 분석

현재까지 컴포짓 및 세라믹 등 심미적인 브라켓들이 많이 소개되고 있지만 아직도 물리적으로 취약한 단점이 있다. 브라켓 슬롯 내에 가해진 교정력은 치아에 전달되게 되는데 이를 위해서는 브라켓이 힘에 견딜 수 있어야 한다. 따라서, 이를 보완하기 위해 응력의 지지대로 사용될 수 있는 금속 슬롯을 삽입하여 브라켓을 제작하였으나 이러한 형태에 대해 응력 분석을 한 연구는 미미한 편이다. 본 연구는 금속 슬롯을 갖는 심미 브라켓에 tipping force, torque force를 가했을 때 슬롯 형태와 브라켓 재질에 따라 어떤 응력 분포를 나타내는 가를 유한요소법을 통해 알아보고자 .022×.028 inch의 상악 중절치 straight wire appliance(SWA) 브라켓으로 3종의 컴포짓 레진 브라켓(SM: Spirit MB-Ormco, FR: Formula R-Tomy, MW: Midwest bracket-Sankin)과 1종의 세라믹 브라켓(CL: Clarity-3M)을 선정하였고, 힘을 주는 교정선재는 .019×.025 inch의 스테인리스강으로 가정하였다. 유한요소 프로그램인 ANSYS(ver 5.5, Swanson Analysis System, U.S.A)로 브라켓과 금속 슬롯을 3차원 모델링하였고 물리적인 특성을 각 유한요소 모델에 부여하였으며 이 때 컴포짓 레진 브라켓 내의 물성을 알기 위해 연소법을 통해 필러 함량을 측정하였다. 가상의 tipping force(4.27N · ㎜)와 torque force(32.858N · ㎜)를 가해 유한요소 분석을 시행하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 슬롯 형태를 비교한 결과 FR은 다른 브라켓에 존재하는 isthmus가 없었고, MW에선 슬롯바닥이 계단형으로 생겼으며, CL은 얇고 긴 금속 슬롯을 가지고

있었다.

2. 원심 tipping force를 주었을 때 최대상당응력은 4종의 브라켓 중 FR이 가장 높았고(181.2㎫), CL이 가장 낮았다(23.5㎫).

3. 원심 tipping force를 주었을 때 응력 분포 양상은 모든 브라켓에서 금속 슬롯의 치은 수직벽, 원심면 그리고 슬롯바닥이 만나는 부위와 절단면 수직벽, 근심면 그리고 슬롯 바닥이 만나는 부위에서 응력이 가장 집중되었다.

4. Torque force를 주었을 때 최대상당응력은 절단면 방향에서는 FR이 가장 높았고(1144㎫) SM이 가장 낮았다(298.9㎫). 잇몸면 방향에서는 FR이 가장 높았고(1176㎫) CL이 가장 낮았다(315.6㎫). 회전방향에 의한 브라켓 슬롯에서의 응력값의 차이는 미미한 경향을 보였다

5. 절단면 방향으로 torque force를 주었을 때 응력 분포 양상은 절단면 수직벽의 상단, 잇몸면 수직벽의 하단 그리고 절단면 방향의 슬롯 바닥에서 집중적으로 나타났다. 잇몸면 방향으로 torque force를 주었을 때 응력 분포 양상은 잇몸면 수직벽의 상단, 절단면 수직벽의 하단 그리고 잇몸면 슬롯 바닥에서 집중적으로 나타났다. 위의 두가지 방향 모두에서 슬롯의 길이 방향을 따라 응력이 분포함을 보였다.

이상의 결과로 금속 슬롯설계시 슬롯 전면을 따라서 강화된 형태로 만드는 것이 응력분산에 있어서 더 유리하고, tipping보다는 torque force를 주었을 때 더 높은 응력이 야기되므로 torque force에 견딜 수 있는 형태로 브라켓을 디자인해야 할 필요가 있다.

핵심되는 말 : 컴포짓 레진 브라켓, 세라믹 브라켓, 금속슬롯, 유한요소법, 응력분포

금속슬롯을 가진 교정용 컴포짓 및 세라믹 브라켓의 구조와 응력분포에 대한 유한요소 분석

연세대학교 대학원 치의학과
(지도교수 김 광 만)
임 재 중

I. 서 론

기존의 금속 교정 장치에서 심미적인 단점을 개선하기 위해 예전부터 여러가지 시도가 있어 왔다. 1960년대 초에는 polyacrylate 계통의 플라스틱 브라켓이 개발되었지만 강도가 낮고 변색이 있으며 체적 안정성이 우수하지 못했다(Dobrin등, 1975; Aird 등, 1987). 80년대 중반부터는 심미성이 우수한 세라믹 브라켓이 개발되었으나 취성이 있어서 파절이 잘되고 플라스틱 브라켓과 마찬가지로 치아 이동시에 교정용 호선과 세라믹의 마찰로 인해 치아 이동에 지장을 초래하였다(Scott, 1988; Storm, 1990; Viazis, 1990; Tanne 등, 1991). 브라켓의 재질에 따라 응력에 대한 반응에 차이가 있으며(Swartz, 1988) 과도한 tipping, torque force를 주었을 때 브라켓의 파절을 일으킬 수 있다(Holt, 1991; Rhodes, 1992). 컴포짓 브라켓과 세라믹 브라켓은 브라켓 구조에 따라 응력이 분포되는 양상이 다르며, 취약한 부분에 파절이 올 수 있다(Ghosh, 1995). 따라서 이러한 플라스틱과 세라믹 브라켓의 단점을 개선하고자 금속 슬롯을 삽입하게 되었는데 이로써 치아 이동시 마찰력을 줄임과 동시에 취성에 대한 단점을 보강할 수 있었다(Feldner 등; 1994).

외부의 힘에 의한 내부의 응력 분포 양상을 알기 위한 방법으로 holography법,

strain-gauge법, 광탄성법, 유한요소법 등이 있다. Holography법은 1947년 Danis Graber가 고안한 후 치과 분야에서도 사용되었지만(Burstone 등, 1980), 현재로서는 항복 응력 수준의 큰 응력 측정이 불가능하고 측정 장치와 데이터 처리가 매우 복잡하다는 단점이 있다. Strain-gauge법은 조사하고자 하는 부위에 gauge를 부착하여 그 곳의 응력의 양과 방향을 측정하는 방법이다. 미세 부분의 측정이 어렵고 내부 응력을 잘 파악하기 힘들다. 광탄성법(Burger, 1987)은 일단의 광탄성 재료로 실험용 모델을 만들고 여기에 외력을 가했을 때 내부 응력이 가시광선 패턴으로 표현되는 방법이며, 1816년 David Brewster가 유리에서 나타나는 변형에 대한 복굴절 광탄성 효과를 발견한 이래 많이 쓰이고 있지만 모형 형성, 결과 해석의 복잡성, 상대적 응력 차이만 관찰된다는 것이 단점이다. 반면, 유한요소법은 1940년대 초반 Hrennikoff와 McHenry가 간단한 1차원 요소를 이용해 시도한 이후 최근 컴퓨터의 발달로 급속히 발달하게 되었으며 제조생산업체, 구조역학연구소, 의료분야에서 많이 이용하게 되었다. 유한요소분석이란 컴퓨터를 통하여 물체를 잘게 모델링 한 후 여기에 다양한 힘을 주어서 잘게 나눈 개체에 가해지는 응력 분포를 분석하는 것이다. 이것의 장점은 복잡한 형상의 물체에서 역학분석이 가능하고, 하중 조건을 쉽게 변화시킬 수 있으며, 물체의 형태변형과 역학적 특성의 반복 재현이 가능하다는 점이다. 따라서, 유한요소법은 브라켓과 같은 작고 복잡한 디자인의 응력 분석에 매우 효과적이라 할 수 있다. 현재 제품화되어 있는 금속 슬롯으로 강화된 심미 브라켓은 여러 가지의 다양한 구조형태를 취하고 있다. 하지만 아직까지 금속 슬롯이 들어간 심미 브라켓에 대한 응력분석 및 평가가 미비한 편이며, 이에 대한 역학적인 해석이 필요한 시점에 있다.

따라서 본 연구는 임상에서 흔히 쓰이는 금속 슬롯이 삽입된 컴포짓 및 세라믹 브라켓을 대상으로 금속 슬롯을 관찰하고 tipping, torque force를 주었을 때의 응력 분포와 양상을 유한요소법으로 평가하였다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

가. 연구재료

본 연구에 사용된 브라켓은 스테인리스강으로 제조된 금속 슬롯이 포함되어 있는 3종의 컴포짓 브라켓과 1종의 세라믹 브라켓이었으며 모두 .022 ×.028 inch의 straight wire appliance(SWA)용 상악 중절치 브라켓이었다(Table 1). 응력분석에 사용할 교정용 선재는 .019×.025 inch의 스테인리스강으로 가정하였다.

Table 1. Materials used in this study

	Product	Code	Manufacture	Order number
Bracket	Spirit MB	SM*	Ormco(Orange, CA, USA)	495-0111
	Formula R	FR*	Tomy(Tokyo, Japan)	191-102L
	Midwest	MW*	Midwest(Columbus, ID, USA)	464-0002
	Clarity	CL**	3M(Monrovia, CA, USA)	6400-601

* : composite resin bracket with reinforced metal slot

** : ceramic bracket with reinforced metal slot

나. 연구방법

1. 모델링

브라켓의 유한요소 분석을 위해 모델링을 시행하였다. 먼저 브라켓과 금속 슬롯의 치수측정을 위해 교정용 절단기(Side cutter, Dentarum, Germany)를 이용해 브라켓에서 금속 슬롯을 분리하였으며 4종의 브라켓을 3가지 방향(slot방향, wing 방향, 순측방향)에서 Nikon 801 카메라로 찍은 후(Fig. 1), 이를 3차원 CAD 프로그램(Autocad 2000, U.S.A)으로 읽어들여 점과 라인을 생성하였다. 그 후, 생성된 점과 라인의 좌표 데이터를 유한요소 프로그램(ANSYS ver5.5, Swanson analysis system, U.S.A)에 제공하기 위해 Excel 2000(Microsoft, U.S.A) 프로그램에서 로그 파일로 만들었다. 제작된 로그파일을 이용하여 유한요소 프로그램에서 먼저 2차원으로 만들고 z축은 게이지를 이용하여 실제의 크기를 잰 후 이를 그림파일의 크기와 비율을 정해서 3차원 입체구조를 재현하였다. 실제로 브라켓의 바닥이 치아표면에 고정되어 있으므로 이를 재현하기 위해 브라켓 모델의 바닥에 있는 노드를 모두 고정하였다. 각각의 길이 단위는 ㎜로 하였고 응력의 단위는 ㎫로 하였다. 브라켓은 3차원 isoparametric solid element(tetrahedral)를 사용하였고 node수와 element수는 각각의 브라켓에 따라서 약간의 차이가 있지만, SM, FR, MW모델에서는 각각 14112, 13072로, CL모델에서는 16979, 15324로 적용하였다(Fig. 2). 모델링된 브라켓 각 부위의 명칭은 Fig. 3과 같다.

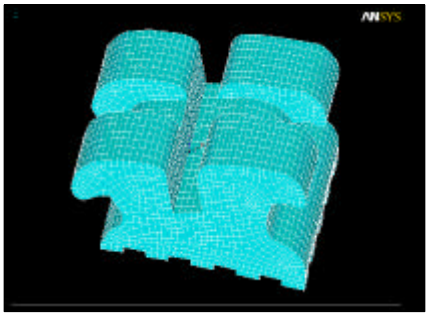
SM

FR

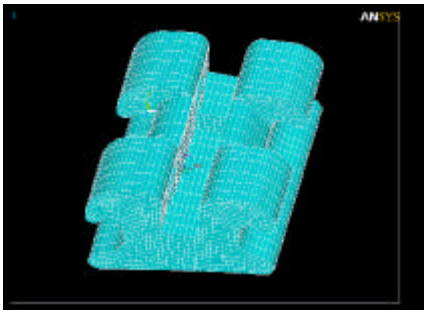
MW

CL

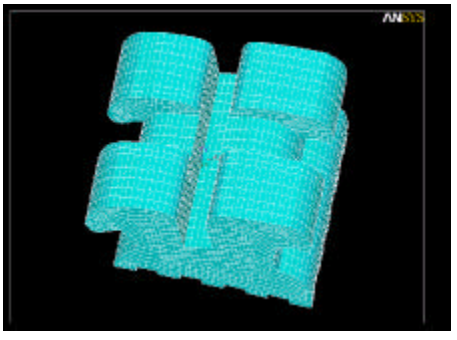
Fig. 1. The photographs of metal slot and bracket.



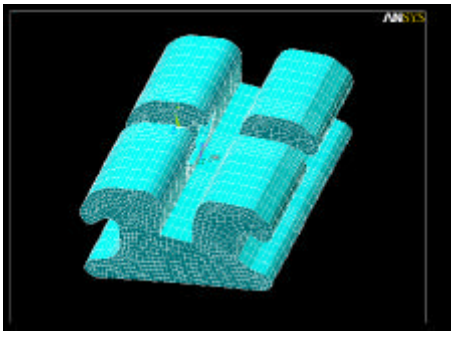
SM



FR



MW



CL

Fig. 2. Bracket modeling by finite element method.

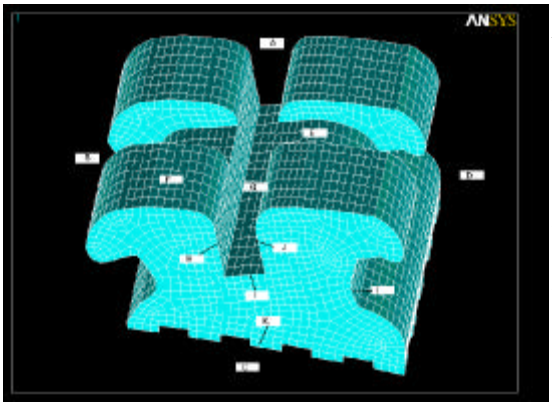


Fig. 3. The landmarks on a specific bracket modeling.

2. 가상응력의 부여

(1) 컴포짓 레진내의 filler 함량

유한요소분석을 위해 형상화한 모델에 물질적 특성을 부여해야 한다. 컴포짓 레진 브라켓의 물질특성을 산출하기 위해서는 filler의 함량 분석이 필요하다. Filler 함량의 조사를 위해 무기물 연소 잔량법을 이용하였으며, 각 브라켓을 500℃에서 4시간 연소한 후의 무게를 10^{-4}g까지 측정하고 다음과 같은 식에 의해 filler 함량을 계산하였다.

$$\frac{(\text{연소후의 } filler \text{ 무게})}{(\text{브라켓의 무게}) - (\text{금속슬롯의 무게})} \times 100\%$$

위의 컴포짓 브라켓마다 나온 filler 함량을 가지고 Halpin-Tsai equation를 이용해 브라켓의 물리적 특성을 규정하였으며 이 식에서는 E_f(filler의 탄성계수)와 E_m(polycarbonate의 탄성계수)를 각각 72.4GPa, 2.6GPa로 하였다. SM, FR, MW의 평균 filler 함량은 각각 19.95%, 9.95% 및 9.90%였으나 계산의 편의성을 위해 각각 20%, 10%, 10%로 적용해 물질 계수를 구했다(Table 2).

Table 2. Mechanical properties of the bracket material in the finite element model

	Elastic Modulus(E)	Poisson's ratio (ν)
Metal slot (stainless steel)	190㎬	0.28
Composite resin (20% filler)	4.66㎬	0.30
Composite resin (10% filler)	3.53㎬	0.30
Ceramic	380㎬	0.25

(2) **가상응력의 부여**

교정용 선재로 브라켓 모델에 가상의 힘을 주었을 때 응력은 모멘트의 형태로 슬롯에 전달된다. 본 연구는 Reitan(1957)**의 연구결과와 같이 보편적으로 치아에 가해지는 교정적인 힘을** tipping**에서** 4.27N·㎜, torque**에서** 32.858N·㎜**로 설정하였다.** Tipping**에서는 원심 경사를 주었으며** torque**를 줄 때는 잇몸과 절단면 방향으로 회전을 주었다. 가상의 힘이 브라켓 슬롯에 적용되기까지 교정용 선재와 금속 슬롯의 기울임을 계산하여 각각의 브라켓에 맞게 적용하였다. 적용된 하중은 한 점에 가해지는 것이 아니라 한 선상에 가해지는 것이므로 힘을 그 선상의 여러 노드에 나누어 적용하였다.** Tipping force**는 두 개의 선상에 가해지므로 두 개의 선상에 있는 노드 점에 각각 나누어 주었고** torque**는 세 개의 선상에 가해지므로 세 개의 선상에 있는 노드 점에 나누어 적용하였다. 모멘트 형태의 힘은 슬롯 접선력의 형태로 가해지므로 이를 정역학적인 개념을 사용하여 세 개의 힘으로 분리하고 이 각각의 힘들을** x, y**의 분력으로 입력파일에 입력하였다.** Torque**는** SWA**용 전치부 브라켓의 바닥 두께가 절단면과 잇몸면에서 서로 다른 것을 감안**

해 절단면과 잇몸 방향을 모두 회전시키는 것으로 하였다. 브라켓에 나타난 응력은 von Mises stress(최대 상당 응력) 기준에 의해서 측정하였다.

Ⅲ. 연구성적

가. 금속 슬롯의 형태 비교

4종의 브라켓에서 금속 슬롯만의 모델링을 보면 SM, MW, CL은 모두 브라켓 날개 부위 사이에 있는 isthmus에도 금속 슬롯이 있어 교정 선재를 면으로 접촉하는 모양이지만 FR에서는 단지 날개 부위 두 곳에 ㄩ 자형 슬롯이 있어 마치 교정 선재와 점 접촉하는 모양을 갖고 있었다. 그리고 MW에서는 SM과는 달리 금속 슬롯 바닥이 계단 형태로 굴곡이 존재하고 있으며 CL은 SM, MW 보다 더 얇지만 긴 슬롯을 가지고 있었다(Fig. 4).

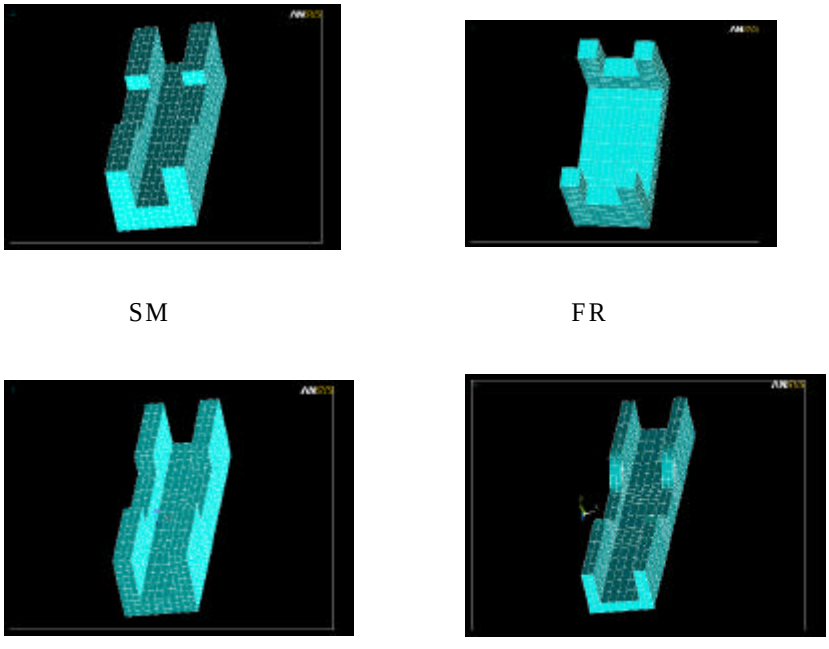


Fig. 4. Metal slot modeling in the bracket by finite element method.

나. 응력분석

1. Tipping

각 브라켓의 von Mises 최대상당응력(㎫)은 FR에서 가장 크게 나타났으며, MW, SM, CL 순으로 적게 나타났다(Table 3).

응력 분포 양상은 모든 브라켓에서 금속 슬롯의 치은 수직벽, 원심면 그리고 슬롯 바닥이 만나는 부위와 절단면 수직벽, 근심면 그리고 슬롯 바닥이 만나는 부위에서 가장 집중되어 나타났다. 또 이 부위를 중심으로 부채꼴 모양으로 응력이 낮아지는 양상이었다. 특히 FR브라켓의 응력 분포에서는 금속 슬롯 부위에 높은 응력값이 집중되었고 CL의 날개 부위 중 바깥 모서리 부위에서 다른 브라켓에서는 나타나지 않는 응력 집중 현상이 미약하게 나타났다(Fig. 5).

Table 3. Maximal von Mises stress(㎫)

Bracket	Tipping	Torque	
		Incisal	Gingival
SM	28.2	298.9	354.1
FR	181.2	1144.0	1176.0
MW	45.2	689.2	686.5
CL	23.5	318.7	315.6

2. Torque

절단면 회전 토오크를 준 경우 von Mises 최대상당응력(㎫)은 FR에서 가장 높았고 MW, CL, SM순으로 낮게 나타났다(Table 3).

응력 분포 양상은 SM, FR, MW의 금속 슬롯내 절단면 수직벽의 상단과 바닥

면 그리고 잇몸면 수직벽의 하단에서 길이 방향을 따라 응력이 넓게 분포하였고 SM이 가장 고른 응력 분포를 보였다. 하지만, FR에서는 금속 슬롯 내부에 높은 응력이 집중되어 전체적으로 응력분포 차이가 심하게 나타났다(Fig. 6).

잇몸면 회전 토오크를 준 경우 von Mises 최대상당응력(㎫)은 FR, MW, SM, CL순으로 FR이 가장 높았고 CL이 가장 낮았다(Table 3).

응력 분포 양상은 금속 슬롯 내 잇몸면 수직벽의 상단과 바닥면 그리고 절단면 수직벽의 하단에서 길이 방향을 따라 넓게 분포되어 나타났다. FR에서는 절단면 방향에서와 마찬가지로 금속 슬롯 내부에 높은 응력이 집중되어 전체적으로 응력분포 차이가 크게 나타났다(Fig. 7).

그리고 위 두 가지 방향 모두에서 슬롯의 길이 방향을 따라 선상으로 넓게 응력이 분포하는 양상을 보였고 절단면과 잇몸면 방향에서 최대응력값의 차이는 미미하였다.

Ⅳ. 총괄 및 고찰

교정장치에 대한 환자의 심미적인 개선 욕구는 매우 크며 지금도 계속되고 있다. 이러한 노력은 60년대초에 플라스틱 브라켓으로부터 시작되어 세라믹 브라켓, 금속 슬롯이 삽입된 컴포짓 레진 및 세라믹 브라켓, 투명성 플라스틱 치아배열장치(Invisalign system)등으로 발전하고 있다(Robert 등; 2000). 컴포짓 레진 브라켓과 세라믹브라켓의 물성에는 아직 미비한 점이 있다. 이런 브라켓에서 금속 브라켓과 같은 물성과 치아이동시 마찰력의 장점을 갖추기 위해 금속 슬롯을 삽입하게 되었다. 금속 슬롯은 torque force 적용시에 변형을 방지하며 브라켓 내에서 교정용 선재와의 마찰을 감소시킨다. Dobrin(1975)는 순수한 polycarbonate 재질로 만들어진 브라켓은 변형이 심하다고 하였으며, Feldner(1994)는 금속슬롯의 삽입한 플라스틱 브라켓에서 torque force에 대해 더 변형이 적었고, 세라믹 filler를 어느 정도 함유한 플라스틱 브라켓이 더 높은 torque에 대한 저항성과 낮은 변형을 나타낸다 하였다. 하지만, 금속 슬롯을 가진 심미 브라켓에 교정력이 가해졌을 때 브라켓의 구조와 삽입된 슬롯 형태에 따른 응력분석이 아직 미미하여, 본 연구에서는 유한요소법을 사용해 금속 슬롯이 삽입되어 제품화되고 있는 3종의 컴포짓 레진 브라켓과 1종의 세라믹 브라켓을 선정한 후 교정력 중에서 대표적인 tipping, torque force를 주었을 때 나타나는 응력 분포를 조사하였다.

치아이동을 위해 주어진 힘이 브라켓을 통해 치아에 전달되는데 크게 tipping force와 torque force로 구분할 수 있다. Tipping force는 치아가 근원심측으로 움직이기 위한 힘이며 torque force는 치아가 협설측으로 움직이기 위해 주어지는 힘이다. 임상적인 관점에서 치아이동에 최적의 힘이란 환자에게 불편감이 없고 빠른 속도로 치아를 이동시키며 치주인대에서 최적의 세포반응을 일으키는 것이므로 동적이고 다양한 생체구조와 반응을 수학적으로만 계산하는 것은 적절치 못하다.

적정한 torque force는 저자마다 다르지만 대개 2000 3500gm·㎜라고 알려져 있으며(Wainwright, 1973; Nikolai, 1985) 치체 이동은 치아의 뿌리 끝에서 약 130gm이 필요하며, 상악 중절치 브라켓에서 뿌리끝까지가 18.25mm이었을 때 치관 이동과 같이 하는데 필요한 반대 모멘트(anti-moment)는 2373gm·㎜가 필요하다고 한다(Reitan, 1957). 1975년 Nikolai는 적절한 torque force가 평균 상악 절치에 대해 3000 3500gm·㎜라고 하였다. 이렇게 볼 때 일반적으로 성공적인 토오크의 양은 2000 3500gm·㎜에 이른다고 볼 수 있지만 브라켓의 파절을 일으키지 않는 범위를 고려해야한다. 1988년의 Flores의 세라믹 브라켓에 대한 파절 강도를 실험한 결과를 보면 대개 5000 6000gm·㎜에 이르므로 위의 값은 적절하다고 보여진다.

이에 비해 tipping force는 1992년 Rhodes의 연구에 의하면 세라믹 브라켓에서 파절을 일으키는데 300 600gm·㎜까지 다양하게 하며 평균 450gm·㎜이었다. 따라서, 본 연구에서는 이전의 연구된 자료를 바탕으로 생체적으로 적절한 힘이면서 브라켓의 파절을 일으키지 않는 범위내에서 가상의 tipping force(4.27N·㎜)와 torque force(32.858N·㎜)를 임의적으로 설정하여 브라켓에 가하였다.

물체에 하중이 가해졌을 때 각 절점에서의 변위와 응력을 찾기 위해서는 대상 물체를 세분화하고 여기에 사용되는 적당한 요소를 선정하여야 한다. 즉 하중을 받는 물체의 거동과 가장 유사한 요소를 설정해야한다. 본 연구에서는 컴포짓 레진 브라켓의 물리적 성분을 확인하기 위해 filler 함량을 조사하였다. 연소후에 filler의 잔류량을 측정해 3가지 브라켓에서 filler 함량이 거의 20%와 10%인 것을 확인했다. 그리고, filler의 함량에 따라 주어진 polycarbonate와 filler의 탄성계수 값을 다음과 같은 Halpin-Tsai 식에서 계산하였다.

$$E_{random} = \frac{3}{8} E_L + \frac{5}{8} E_T$$

E_{random}은 복합재료내의 filler가 일정한 규칙에 의해 배열되기보다는 무작위로 섞여있는 양상을 나타낸 식으로 복합재료의 길이방향의 탄성계수(E_L)와 폭 방향의 탄성계수(E_T)의 조합에 의해 이루며 주어진 E_f(filler의 탄성계수)와 E_m(레진matrix의 탄성계수)의 비율에 의해 전체적인 탄성계수가 결정된다. 따라서, filler함량이

많을수록 전체적인 복합재료의 탄성계수는 filler의 탄성계수에 가깝게 된다.

금속 슬롯을 분석한 결과 4가지 브라켓마다 서로 다른 양상을 가지고 있었다. 이러한 형태의 다양성에 대한 이유는 잘 알 수 없으나 FR은 교정선재와 두 곳에서 ㄩ자형으로 접촉되는 형태로 isthmus에 수직 금속벽이 없고 금속 슬롯의 바닥면이 브라켓 레진속에 깊이 파묻혀 있는 양상으로 되어 있었다. MW에서의 상당히 슬롯 바닥면이 넓고 계단형태로 되어 있는 양상은 isthmus 부위의 바닥면이 SM, CL처럼 편평하지 않은 구조로 역학적으로 전체적인 힘에 대해 단위면적당 받는 힘이 더 높을 것으로 여겨지므로 저항성이 낮을 것으로 보인다. CL은 금속 슬롯 두께가 다른 슬롯 형태에 비해 얇은 편이고 SM과 비슷한 형태지만 날개 부위의 금속 슬롯이 넓고 isthmus는 notch 형태로 파여 있었다. 이는 세라믹 브라켓을 치아에서 제거시에 절단면과 잇몸면에서 힘을 가할 경우 치아에 해가 가지 않도록 중앙 슬롯이 구부러지도록 만들어져 있었다.

FR에서 최대상당응력이 높게 나온 것은 금속 슬롯의 형태가 힘을 분산하기엔 부적합함을 보여주며 이 부위에 있어서 브라켓의 파절 가능성이 가장 크다고 볼 수가 있는 반면, CL에서는 금속 슬롯의 두께가 얇지만 이를 싸고 있는 세라믹으로 인해 응력이 크지 않았다. 하지만, 날개 외곽 부위가 응력의 집중이 나타나 파절가능성이 있을 것으로 생각된다. MW에서는 응력 분포가 거의 비슷하게 나타나고 좀 더 높은 응력 분포가 보였다. Tipping force를 주었을 때 응력 분포 양상은 치은 수직벽, 원심면 그리고 슬롯 바닥이 만나는 부위와 절단면 수직벽, 근심면 그리고 슬롯 바닥이 만나는 부위에서 응력이 집중되었으며 이 부위를 중심으로 부채꼴 모양으로 응력이 낮아지는 양상이었다. 특히 CL에서는 응력 집중이 크지는 않지만 주로 기하학적 형태가 바뀌는 구석부위에서 취성이 약하므로 이 부위에서는 가급적 응력이 적게 모이는 각진 형태보다는 곡선 형태가 낫다고 하겠다 (Ghosh등, 1995). 결국 tipping에서는 CL이 가장 나은 응력 분포를 보이며 FR이 가장 취약한 결과를 보였다.

절단면 또는 잇몸면 방향의 토오크를 준 경우를 살펴보면 그 방향에 위치한 브라켓 날개 부위의 상단과 바닥면 그리고 반대 방향의 브라켓 날개 하단에서 응력이 집중적으로 나타나며 금속 슬롯의 길이 방향을 따라 넓게 분포하였다. 발생

위치는 결국 금속 슬롯 폭과 금속 호선의 크기 차이에 의해 torque force를 적용시 교정선재가 슬롯의 벽면에 물리게 되는(binding) 장소로 설명될 수 있다. 최대 상당 응력값은 FR이 가장 높게 나타났고 잇몸 방향에서는 SM이 절단면 방향에서는 CL이 낮게 나타났다. FR에서는 isthmus에 금속 슬롯이 없어서 응력 집중을 일으키므로 날개가 두개인 twin 브라켓에서는 이 부위에 응력 지지대가 필요하리라 본다. MW에서의 응력 분포는 전체적으로 CL, SM보다 더 높은 응력이 분산되는 형태이다. 같은 브라켓에서 두 방향으로의 회전을 비교해보면 금속 슬롯 아래 부위에 있는 레진 두께의 차이로 인해 응력 분포가 차이가 날 것 같지만 별 차이는 보이고 있지 않았다. 결국, torque force를 고려할 때 앞으로 브라켓의 고려해 볼 만한 디자인은 브라켓 슬롯내를 전체적으로 감싸는 SM, FR, CL과 같은 설계와 isthmus가 날개 부위로 이행되는 부분에 보강된 디자인이 필요하리라 생각된다.

본 실험에서 사용한 유한요소법은 일단 시편을 만들어서 직접 실험해보지 않았으므로 실제 분석이 아니라는 단점은 있지만 물질 성분과 구조를 단순화시켜 응력분석을 할 수 있다는 장점이 있다. 하지만, 유한요소법은 주어진 여러 요소 즉, 모델링의 정확성, element의 수, 배열 등에 의해 영향을 받는다. 또, 현실적으로는 표면의 상태 즉, 틈(crack), 거칠기(roughness)등에 의해서도 영향을 받을 수 있다는 것도 포함하여 앞으로 연구하는 것도 필요하리라 본다.

본 실험에서는 고려하지 않았으나 임상에서는 자주 tipping, torque force가 복합되어 나타나기 때문에 이에 대한 연구도 필요하리라 생각된다. 이번 연구는 상용화된 브라켓을 대상으로 힘에 대한 평가해 본 것이므로 향후 보다 나은 디자인을 가진 가상의 브라켓을 대상으로 응력분석을 해보는 것도 고려할 만하다.

Ⅴ. 결 론

본 연구에서는 금속 슬롯을 갖는 심미 브라켓에 tipping force, torque force를 가했을 때 슬롯 형태와 브라켓 재질에 따라 나타나는 응력 분포의 양상을 유한요소법으로 조사하였다. 이를 위해 .022×.028 inch 상악 중절치 straight wire appliance(SWA) 브라켓으로 3종의 컴포짓 레진 브라켓(SM: Spirit MB-Ormco, FR: Formula R-Tomy, MW: Midwest bracket-Sankin)과 1종의 세라믹 브라켓(CL: Clarity-3M)을 선정하였고, 힘을 주는 교정선재는 .019×.025 inch의 스테인리스강으로 가정하였다. 유한요소 프로그램인 ANSYS ver 5.5(Swanson analysis system, USA)로 브라켓과 금속 슬롯을 3차원 모델링하였고 물리적인 특성을 각 유한요소 모델에 부여한 후 가상의 tipping force(4.27N·㎜)와 torque force(32.858N·㎜)을 가해 유한요소 분석을 시행하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 슬롯 형태를 비교한 결과 FR은 다른 브라켓에 존재하는 isthmus가 없었고, MW에선 슬롯바닥이 계단형으로 생겼으며, CL은 얇고 긴 금속 슬롯을 가지고 있었다.

2. 원심 tipping force를 주었을 때 최대상당응력은 4종의 브라켓중 FR이 가장 높았고(181.2㎫), CL이 가장 낮았다(23.5㎫).

3. 원심 tipping force를 주었을 때 응력 분포 양상은 모든 브라켓에서 금속 슬롯의 치은 수직벽, 원심면 그리고 슬롯바닥이 만나는 부위와 절단면 수직벽, 근심면 그리고 슬롯 바닥이 만나는 부위에서 응력이 가장 집중되었다.

4. Torque force를 주었을 때 최대상당응력은 절단면 방향에서는 FR이 가장 높았고(1144㎫) SM이 가장 낮았다(298.9㎫). 잇몸면 방향에서는 FR이 가장 높았고(1176㎫) CL이 가장 낮았다(315.6㎫). 회전방향에 의한 브라켓 슬롯에서의 응력값의 차이는 미미한 경향을 보였다

5. 절단면 방향으로 torque force를 주었을 때 응력 분포 양상은 절단면 수직벽의 상단, 잇몸면 수직벽의 하단 그리고 절단면 방향의 슬롯 바닥에서 집중적으로 나타났다. 잇몸면 방향으로 torque force를 주었을 때 응력 분포 양상은 잇몸면 수직벽의 상단, 절단면 수직벽의 하단 그리고 잇몸면 슬롯 바닥에서 집중적으로 나타났다. 위의 두가지 방향 모두에서 슬롯의 길이 방향을 따라 응력이 분포함을 보였다.

이상의 결과로 금속 슬롯설계시 슬롯 전면을 따라서 강화된 형태로 만드는 것이 응력분산에 있어서 더 유리하고, tipping보다는 torque force를 주었을 때 더 높은 응력이 야기되므로 torque force에 견딜 수 있는 형태로 브라켓을 디자인해야 할 필요가 있다.

참 고 문 헌

이원유외 5인(1998). **유한요소분석을 통한 심미적 교정 브라켓의 응력 및 구조 및 분석에 관한 연구**. ***대한치과교정학회지*** 28: 43-49.

임문우(1992). **유한요소분석과 광탄성을 이용한 세라믹브라켓 디자인의 토오크의 효과에 대한 연구**. **연세대학교 치과대학원 박사학위논문**.

정철원 역(1992). **갤러거 유한요소해석의 기초**. **원장출판사**.

Aknin PC(1993). Fracture strength of ceramic brackets during archwire torsion. *[Master's thesis.] Oklahoma City: University of Oklahoma.*

ANSYS-Revision 4.3 Seminar Notes(1988): Introduction to finite element methods. *Swanson Analysis Systems. Inc., Houston,* 1988.

ANSYS-Revision 4.4 Tutorial: Solid Modeling, *Swanson Analysis System, Inc., Houston,* 1989.

Aird JC, Durning P(1987). Fracture of polycarbonate edgewise brackets : a clinical SEM study. *Br J Orthod* 14: 191-5.

Burger CP(1987). Photoelasticity. Handbook on experimental mechanics edited by Kobayashi AS, *Society for experimental mechanics, Inc., Prentice-Hall, Inc., New Jersey.*

Burstone CJ(1980). The mechanics of segmented arch techniques. *Am J Othod* 36:99-120.

Dobrin RJ, Kamel IL, Musich DR(1975). Load-deformation characteristics of polycarbonate orthodontic brackets. *Am J Orthod* 67: 24-33.

Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM(1994). In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 106: 265-72.

Flores DA, Caruso JM, Scott GE, Toufic Jeiroudi M(1990). The fracture

strength of ceramic brackets: a comparative study. *Angle Orthod* 60: 269-76.

Flores DA, Scott GE(1990). The fracturing strength of ceramic brackets: a comparative study. *Angle Orthod* 60: 269-276.

Freiman SW(1988). Brittle fracture behavior of ceramics. *Ceramic Bull* 67: 392-401.

Ghosh J, Nanda RS, Duncanson MG Jr, Currier GF(1995). Ceramic bracket design: An analysis using the finite element method. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 108:575-82.

Gunn S, Powers JM(1991). Strength of ceramic brackets in shear and torsion tests. *J Clin Orthod* 25: 355-8.

Holt MH, Nanda RS, Duncanson MG(1991). Fracture resistance of ceramic brackets during archwire torsion. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 99: 287-93.

Nikolai RJ(1985). Bioengineering analysis of orthodontic mechanics. *Philadelphia: Lea & Febiger* 299-305.

Reitan K(1957). Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod* 43: 32-45.

Rhodes RK, Duncanson MG Jr, Nanda RS, Currier GF(1992). Fracture strengths of ceramic brackets subjected to mesial distal arch wire tipping forces. *Angle Orthod* 62: 67-76.

Robert LB, Ross JM, Vicki Vlaskalic(2000). The invisalign system in adult orthodontics: Mild crowding and space closure cases. *J Clin Orthod* 34: 203-212.

Scott GE(1990). Fracture toughness and surface cracks-the key to understanding ceramic brackets. *Angle Orthod* 58: 5-8.

Storm ER(1990). Debonding ceramic brackets. *J Clin Orthod* 24: 91-94.

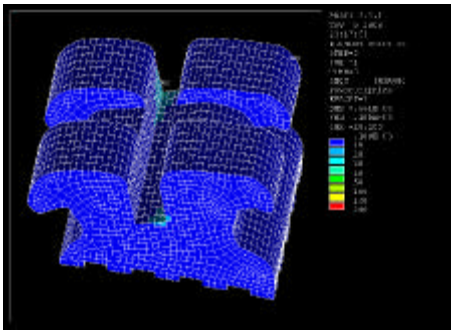
Swartz ML. Ceramic brackets(1988). *J Clin Orthod* 22: 82-8.

Tanne K, Matsubara S, Shibaguchi T, Sakuda M(1991). Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. *Angle Orthod* 61: 285-90.

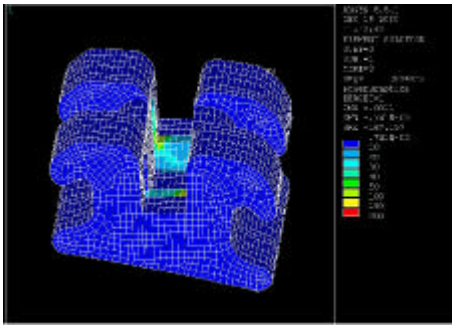
Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis RR(1990). Bond strength of ceramic brackets under shear stress: in vitro report. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 98: 215-221.

Wainwright WM(1973). Faciolingual tooth movement: its influence on the root and cortical plate. *Am J Orthod* 64:278-302.

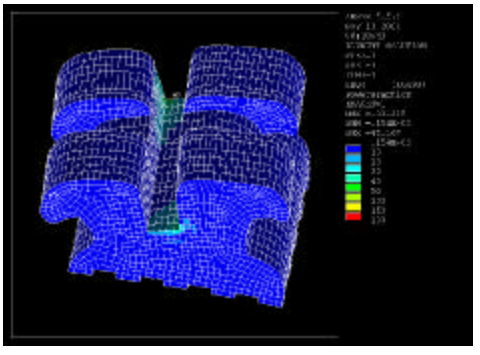
논문사진부도



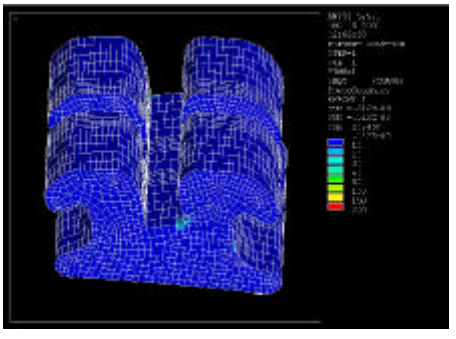
SM



FR

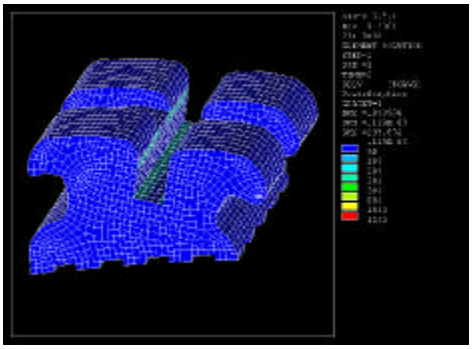


MW

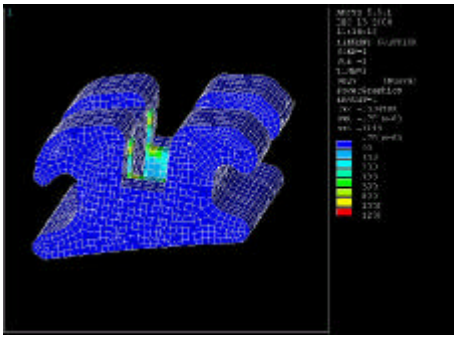


CL

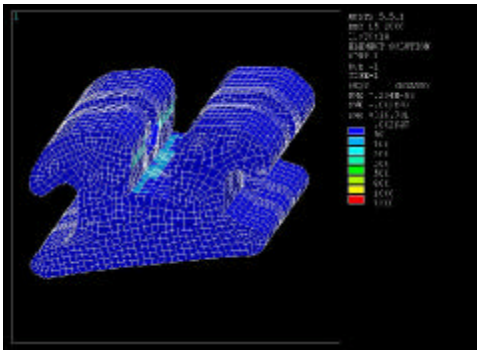
Fig. 5. Stress distribution when distal tipping force was applied to each bracket.



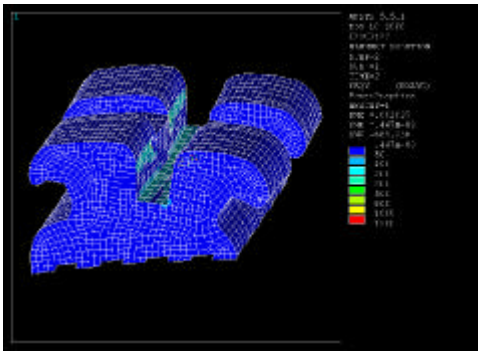
SM



FR

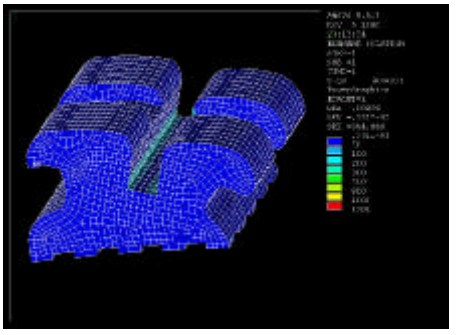


MW

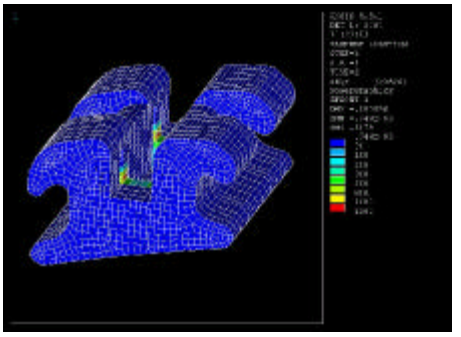


CL

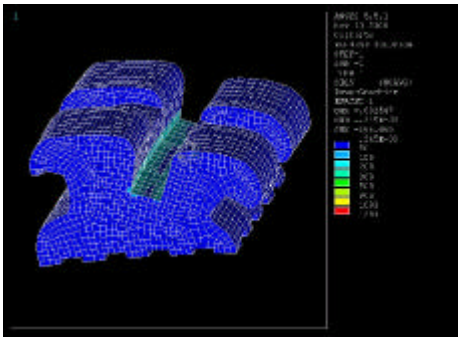
Fig. 6. Stress distribution when torque force in the gingival direction was applied to the each bracket.



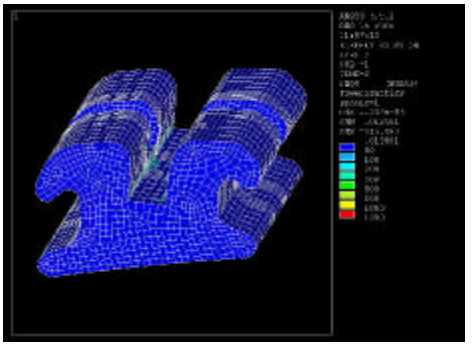
SM



FR



MW



CL

Fig. 7. Stress distribution when torque force in the incisal direction was applied to each bracket.

ABSTRACT

The finite element analysis of structure and stress distribution in orthodontic composite resin and ceramic brackets with metal slots.

Jae Jung Im
Department of Dentistry
The Graduate School
Yonsei University

When orthodontic forces are transmitted to teeth through the brackets, the brackets should able to resist the force. But, there are few study on mechanical analysis of these brackets although some esthetic brackets contain metal slot in order to tolerate the transmitted stress. The purpose of this study was to evaluate the stress distribution on the brackets according to the slot type and bracket material when the imaginary tipping and torque forces were applied to the metal slot - reinforced esthetic brackets using finite element analysis. The four brackets were selected: SM(Spirit MB-Ormco), FR(Formula R-Tomy), MW(Midwest bracket-Midwest) as composite resin brackets and CL(Clarity-3M) as ceramic bracket with SWA(straight wire appliance) .022 ×.028 inch in size. The orthodontic wire applying the force to bracket was .019×.025 inch stainless steel.

After the bracket models were constructed with FEM program(ANSYS ver 5.5, Swanson analysis system, USA), the physical properties were applied to the brackets and imaginary tipping(4.27N·mm) and torque forces(32.858N·mm) were applied to bracket models.

The following results were obtained;

1. In comparing the form of metal slot, FR had no the isthmus of metal slot which were present in other bracket and MW had a step like metal slot base and CL had a thin and long metal slot.

2. When distal tipping force was applied to bracket, FR showed the highest maximal von Mises stress(181㎫) and CL exhibited lowest one(23㎫). And stresses were concentrated on areas where gingival wall meets the distal and base wall of metal slot, where incisal wall meets the mesial and base wall of metal slot.

3. When torque force was applied to brackets, in case of incisal rotation, FR showed the highest maximal von Mises stress(1144㎫) and SM exhibited the lowest one(298.9㎫). In case of gingival rotation, FR showed the highest maximal von Mises stress(1176㎫) and CL exhibited the lowest one(315.6㎫). The difference of stress value between rotational direction tend to small.

4. When torque force was applied to bracket, in case of incisal rotation, stress was concentrated on upper of incisal wall, lower part of gingival wall and incisal part of base wall. In case of gingival rotation, stress was concentrated on upper part of gingival wall, lower part of incisal wall and gingival part of base wall. Stress was distributed along the mesiodistal line in both direction.

Keywords : composite resin bracket, ceramic bracket, metal slot, finite element method, stress distribution