전부피개관의 물성과 시멘트의 물성이 시멘트 내부의 응력에 미치는 영향

경북대학교 치과대학 치과보철학 교실

이준영·이규복·이청희·조광헌

이 논문의 목적은 시멘트 층 내의 응력분포에 대해 금관의 물성과 시멘트의 물성 및 교합력의 방향이 미치는 영향을 이차원 유한요소분석으로 조사하는 것이다. Chamfer 변연을 가지는 23개의 하악 제1대구치 모델을 상정하였다. 금관의 재질은 제 3형 금합금, Ni-Cr 합금, 세라믹, 복합레진 등 4가지이며, 시멘트의 재질은 인산 아연 시멘트와 글라스 아이오노머 시멘트 등 2가지이다. 치축과 평행하게 또는 경사지게 하여 1N 단위로 금관에 하중을 가했다.

시멘트층의 응력은 금관 변연이 다른 곳보다 더 높았다. 치축에 평행한 하중이 치축에 경사진 하중보다 더 높은 응력을 발생시켰다. 경도가 더 큰 금관은 시멘트 층 내에서 더 높은 응력을 나타냈으며, 더 높은 응력은 더 큰 Young's modulus을 나타냈다.

주요어: 금관, 유한요소분석, 하중방향, 시멘트, 응력 (대한치과턱관절기능교합학회지 2009:25(1):1~12)

서 론

전부피개관의 제작에는 금합금, 비귀금속합금, 치과용 세라믹 등이 사용되어 왔으며, 근래에는 섬유강화 복합재[1-3]에 이르기까지 매우 다양한 소재가 사용되고 있다. 또한 금관의 합착을 위한 시멘트의 종류도 다양하다.[4] 금관수복치아에 있어서 금관과 치과용 시멘트 소재의 특성은 수복치아의 수명에 중요한 영향을 미친다. 금관자체는 물론 치과용 시멘트의 파손 또는 소실 유무가 수복치아의 수명에 영향을 미치게 되며, 시멘트 층의 특성이 금관의 파손에 영향을 줄 수도 있다. 특히 금관이 취성소재인 세라믹으로 제작되는 경우, 시멘트의 물성이 금관강도에 민감하게 영향을 주는 것으로 보고되고 있다. 이 경우, 세라믹관과 시멘트 층 각각의 두께나 탄성계수의 상호관계가 금관의 국소적인 변형이나 파절 유무를 결정하게 된다. 그 결과 이것은 Hertzian cone cracking, 항복, 굽힘, 균열 등의 양상으로 진행된다.[5]

연성이 크고 충분히 두꺼운 금속이 금관의 소

교신저자 : 조광헌
경북대학교 치과대학 보철학교실, 700-412 대구 중구 삼덕동 1가 188-1,
이메일: khjo@knu.ac.kr
원고접수일: 2009년 01월 11일, 원고수정일: 2009년 03월 02일, 원고채택일: 2009년 03월 25일

재로 사용될 경우, 금관자체의 국소적 파손 보다는 시멘트 층의 파손이 수복치아의 수명에 더 큰 영향을 준다. 금관과 치아 사이의 시멘트 층에 과도한 응력이 장기적으로 반복되면 시멘트 내에 미세균열이 생긴다. 이것은 또한 미세누출을 야기하여[6,7] 생역학적으로 매우 불리한 환경을 만들게 되고, 그 부위에 2차 우식을 발생시킬 수 있다. 금관의 변연부에서 시멘트 층이 손실되면 금관의 변연부와 치질사이에 notch가 형성되어 부차적인 응력집중을 초래해서 역학적으로 더 불리해진다. 교합력에 의한 응력과 구강 내 화학적 원인이 중첩되어 응력부식환경이 조성되면 시멘트의 파손이 더욱 진전될 수 있다. 시멘트의 탄성계수가 클수록 시멘트 층의 응력은 증가하며, 특히 금관의 교합조정이 충분치 못하여 측방력이 치아에 가해지면 시멘트 층의 응력은 수직력이 작용하는 경우에 비해 10～150배까지 증가될 수 있다.[8,9]

인산아연 시멘트 등과 같은 비접착성 치과용 시멘트는 금관과 수복치아 표면 사이의 공간을 채우는 역할을 한다. 이 시멘트는 금관과 치아 표면의 미세 요철면을 메우는 기계적 체결을 통해 유지력을 발생시키며,[7] 전통적인 시멘트 소재로 성공적으로 사용되어 왔다.[11] 반면, 근래 개발된 글라스아이오노머 시멘트, 콤포머, 레진 시멘트 등은 종류에 따라 정도의 차이가 있으나 치면과 금관의 표면에 접착(bonding)을 이룸으로써 유지력을 증대시킨다.[12] 또한, 글라스아이오노머 혹은 레진 시멘트는 유지력이 발생하는 메카니즘의 차이 외에도 탄성계수나 자체 강도에 있어 큰 차이를 보이므로, 금관이나 시멘트 층 내 응력과 파손 특성에 차이가 클 것으로 예상된다.

여러 종류의 금관 소재와 시멘트 각각의 물성 차이가 크므로, 이들의 조합 방법에 따라 응력분포 특성에 많은 차이가 있을 것으로 예상된다. 응력은 금관/시멘트 복합체의 장기적인 수명을 좌우할 수 있다. 그러므로 수복치아의 수명예측 및 관리의 측면에서 이들 각각의 소재가 조합되어 사용될 경우에 대한 응력 분포의 분석이 필요하며, 이것을 토대로 해서 재료사용방침이 결정되어야 할 것으로 사료된다.

이에, 본 연구에서는 교합력에 의해 발생되는 시멘트 층 내의 응력분포에 대해 금관 재질의 물성과 시멘트의 물성이 미치는 영향에 대해 조사하였다. 즉, 금관 재질로서 탄성계수가 큰 Ni-Cr 합금(ticonium), 중등도의 탄성계수를 갖는 제 3형 금합금과 세라믹 소재, 탄성계수가 작은 복합레진 등의 4가지 금관 재료와 탄성계수가 큰 인산아연시멘트와 탄성계수가 작은 글라스아이오노머 등의 2가지 시멘트가 조합된 7가지의 경우(레진과 인산아연 시멘트의 조합은 제외)에 대해서 시멘트 층 내의 응력 분포를 분석하였다.

재료 및 방법

연구대상으로는 전부피개관 시술 빈도가 높은 하악 우측 제 1 대구치를 선정하였다. 금관의 소재로는 강성이 큰 비귀금속 소재인 Ni-Cr 합금, 제 3형 금합금, 세라믹 및 복합레진을 선정하였고, 치과용 시멘트로는 인산아연 시멘트 및 글라스아이오노머 시멘트를 선정하였다.

하중조건으로는 크기 1 N의 힘이 치축과 평행하게, 그리고 협측과 설측에서 각각 45도 각도로 경사지게 작용하는 3가지 경우를 상정하였다. 모델링에 포함된 금관 재질, 시멘트 종류 및 하중조건의 조합이 Table I에 나타나 있다.

치아형상, 금관 및 시멘트 소재의 물성이나 두께, 변연부 설계 등의 다양한 변수가 응력분포에 영향을 미치므로, 이러한 변수들의 조합을 포괄적으로 해석하기 위해서는 2D 모델링이 유리하다. 실제 이악물기나 이갈이 등의 구강악습관이나 조기접촉이 존재하는 경우를 제외한 정상적인 교합관계에서 하악 제 1 대구치에 작용하는 주하중(Principle stress)은 상악 제 1 대구치의 구개측 교두가 이 치아의 협측 교두 내사면에 저작압을 부과하는 기능력이다. 이 경우 치아의 근원심으로 중앙부위의 협설측 단면에 가장 큰 응력이 작용하게 되므로 이를 2D 모델을 이용하여

Table I. Combinations of the crown/cement materials

Crown material	Luting cement	Load conditions
Type III Gold	GIC, ZPC	수직하중 1N 협측 경사하중(45도) 1N 설측 경사하중(45도) 1N
Ni-Cr alloy	GCI, ZPC	
Ceramic	ZPC, GIC	
Composite resin	GIC	

Table II. Material properties

Material	Young Modulus (GPa)	Poisson ratio	Ultimate Strength (MPa)
Dentin	18.6	0.31	
Ni-Cr alloy	186	0.33	
Type III Gold	91	0.32	
Ceramic	69	0.27	
Composite resin	9	0.28	
ZPC	22	0.35	4 - 6
GI	7.6	0.35	9 - 12

효과적으로 모델링할 수 있다. 하악 제 1 대구치는 협설측보다 근원심 길이가 길어, 이를 2차원으로 모델링하는 경우 평면응력(plane stress) 조건보다는 평면변위도(plane strain) 조건의 적용이 타당할 것으로 사료된다.

Fig. 1에서 Fig. 5까지의 치아의 모양은 해부학적 형상을 기초로 하였다.[13] 치아형성은 교합면에서는 교합평면과 1-2 mm 간격이 되도록, 축면에서는 적절한 유지를 위해 6도의 수렴각이 되도록 삭제하였다. 금관 외형은 수복전 자연치의 법랑질 외형과 유사하게 제작하였다. 자연치의 법랑-백악 경계에서 샴퍼 변연을 부여하였으며, 모든 표면에서 예각의 돌출부분이 생기지 않도록 형성면으로 설계하였다. Fig. 1은 이상의 조건으로 형성된 치아와 금관에 대해 mesh작업이 실행되어진 2차원 유한요소 모델이다. 한편, 시멘트 층은 인산아연 시멘트와 글라스아이오노머 시멘트 모두 전 층에서 70 μm의 균일한 두께를 가지는 것으로 모델링하였다.

모든 모델링과 해석에서는 PC용으로 출시된 EMRC사의 상용 software인 NISA II/Display III를 사용하였다.[14] 모델은 NKTP type 2형 solid 요소(4각형 plane strain 요소, 요소당 절점수 8개)를 사용하였다. 수치해석의 오차를 감소시키기 위한 방안으로 대부분의 요소에 대해 종횡비(aspect ratio)는 5.0이내로, 요소의 corner 각은 45-135° 범위로 제한하였으나 응력치가 금관 변연 등 기하학적 변화가 심한 부위에서는 일부 이를 만족하지 못하였다. 직경변화에 따라 차이가 있으나 대체로 각각의 mesh 모델에는 4000개 내외의 요소와 약 10,000여개의 절점이 사용되었다.

시멘트 층 내 응력의 상호 비교를 용이하게 하

기 위해서, Fig. 1에서 대표적으로 보인 바와 같이 협측 및 설측 변연부에서 각각 6개와 5개, 총 11군데의 응력관찰점을 설정하여 응력크기 변화의 추이를 조사하였다. 응력관찰점은 시멘트 층의 중심면상에 있는 절점으로 협측 변연으로부터 각각 0, 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1 mm 떨어진 위치이며, 설측 변연으로부터 0, 0.25, 0.5, 0.75, 1 mm 떨어진 위치이다. 한편, 연구에 사용된 재료의 물성은 Table II에 나타나 있다.[15)]

결 과

Table I에 제시한 7가지의 금관-시멘트 재질 조합군 및 3가지 하중조건에 대해 응력을 측정하였다. 응력해석 결과는 von-Mises 등가응력으로 출력하여 Fig. 2 에서 Fig. 5에 나타내었다.

Fig. 1에서 보인 바와 같이, 본 연구에서는 해석의 편의를 위해 1 N의 unit 하중조건을 부과하여 해석하였다. 그러므로 실제의 치아의 응력분포는 Fig. 2에서 Fig. 5에 표시한 응력 결과치에 교합하중의 실제 값을 곱하여 산출할 수 있다. 예를 들어 교합력이 50 N이면 그림의 응력 값에 50을 곱하면 실제의 응력 값을 산출할 수 있다. 한편, Fig. 2에서 Fig. 5의 응력 plotting과는 별도로 금관 변연부 시멘트 층의 응력관찰점에서 산출된 von-Mises 응력 값을 직접 읽어서 Fig. 6에서 Fig. 8과 같이 비교하였다. 금관과 시멘트 물성 조합의 특성에 따라 시멘트 층 내 응력 변화의 추이를 용이하게 비교하기 위해 3가지 하중 조건에 대하여 응력해석 결과를 재정리하였다.

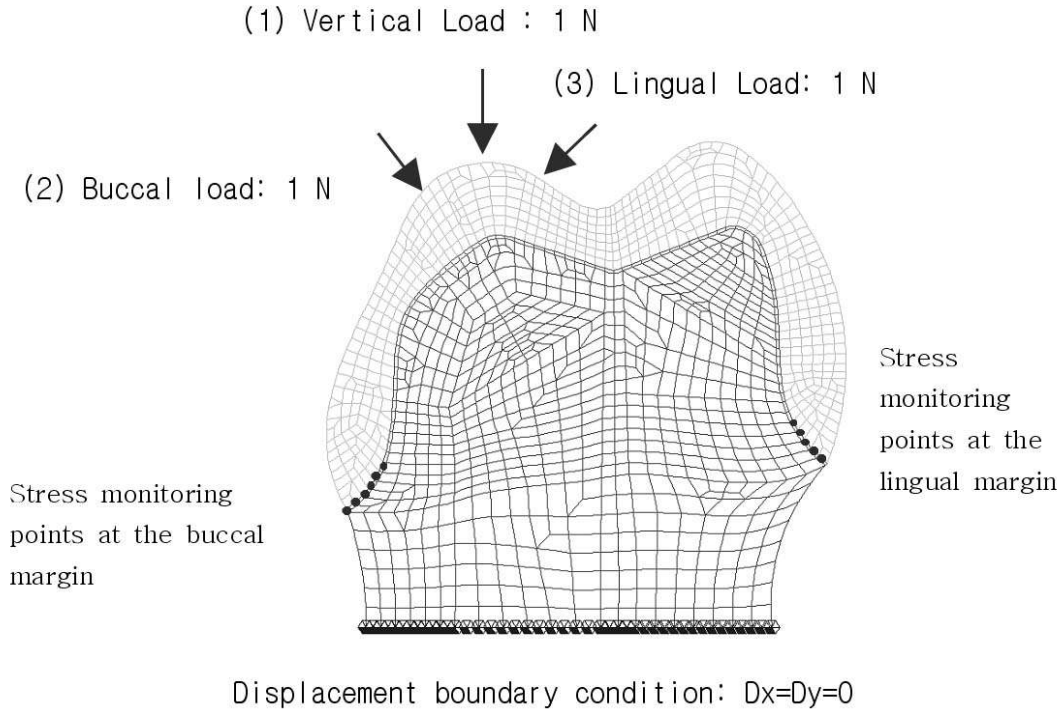
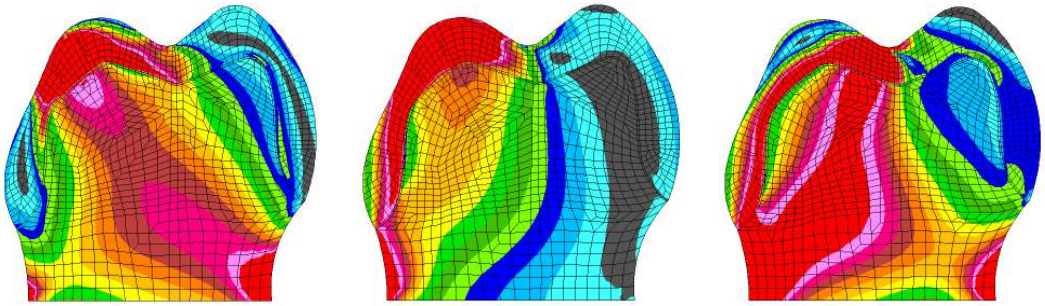


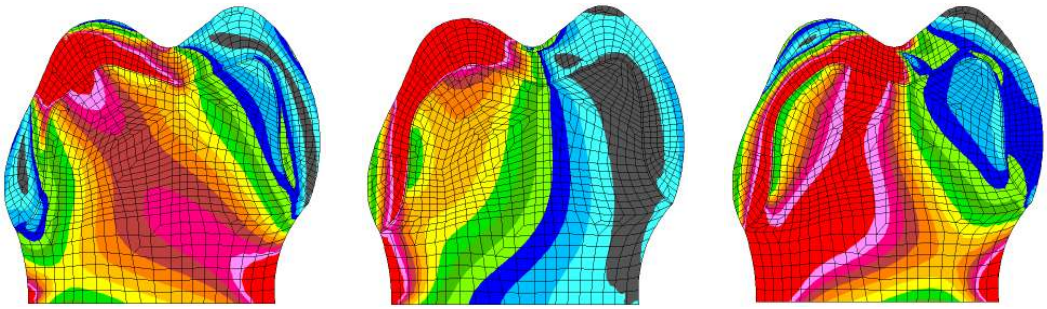
Fig. 1. Plain strain (2D) finite element mesh of the bucco-lingual section of the mandibular first molar including full veneer crown.

1) Combination of Type III gold / GI



(a) buccal load (45 deg.) (b) vertical load (c) lingual load (45 deg.)

2) Combination of Type III gold / ZPC



(a) buccal load (45 deg.) (b) vertical load (c) lingual load (45 deg.)

3) Scale of the von-Mises stress band

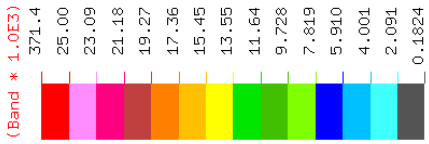
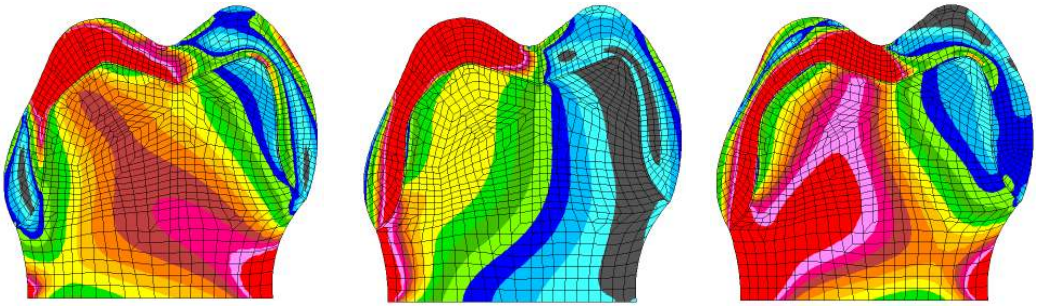


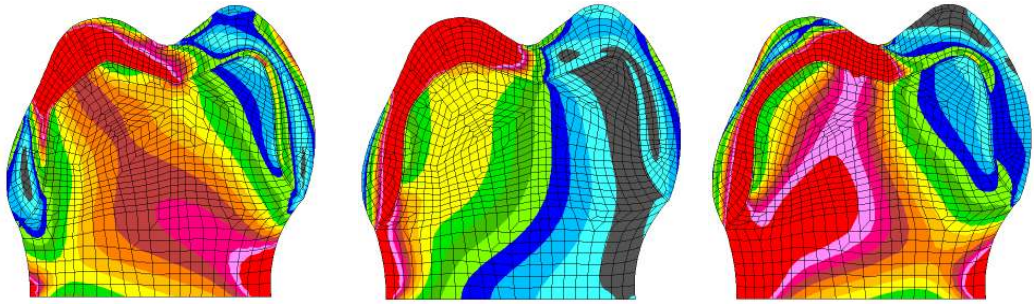
Fig. 2. Crown material: type III gold, The von-Mises stress distribution.

1) Combination of Ni-Cr alloy / GI



(a) buccal load (45 deg.) (b) vertical load (c) lingual load (45 deg.)

2) Combination of Ni-Cr alloy / ZPC



(a) buccal load (45 deg.) (b) vertical load (c) lingual load (45 deg.)

3) Scale of the von-Mises stress band

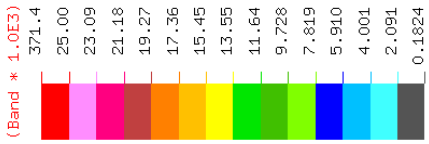
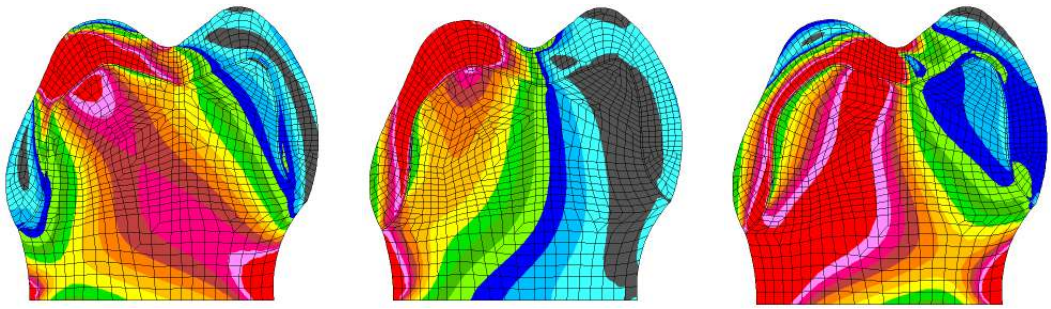


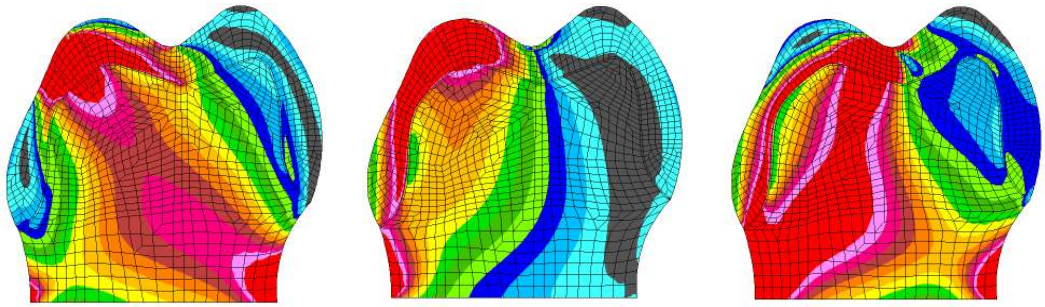
Fig. 3. Crown material: Ni-Cr alloy, The von-Mises stress distribution.

1) Combination of Ceramic / GI



(a) buccal load (45 deg.) (b) vertical load (c) lingual load (45 deg.)

2) Combination of Ceramic / ZPC



(a) buccal load (45 deg.) (b) vertical load (c) lingual load (45 deg.)

3) Scale of the von-Mises stress band

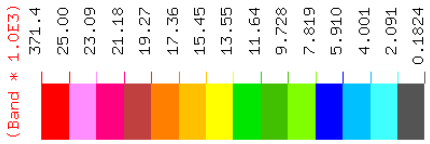
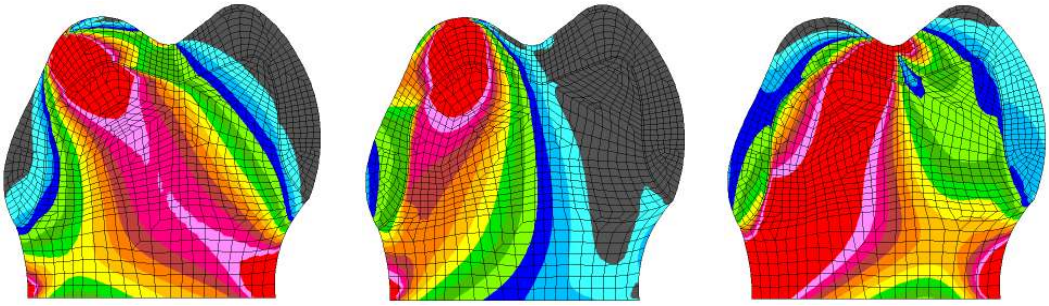


Fig. 4. Crown material: ceramics, The von-Mises stress distribution.

1) Combination of Composite resin/ GI



(a) buccal load (45 deg.) (b) vertical load (c) lingual load (45 deg.)

2) Scale of the von-Mises stress band

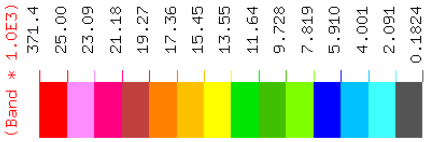


Fig. 5. Crown material: composite resin, The von-Mises stress distribution.

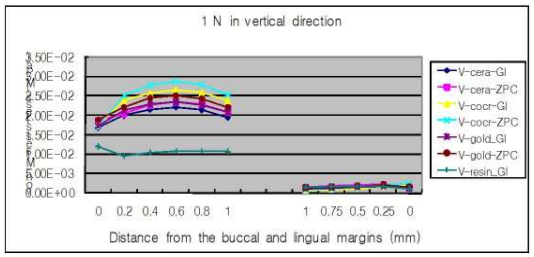


Fig. 6. The von-Mises stress distribution in the cement layer near the margin of full veneer crowns constructed with different dental materials. Load of 1N is acting vertically at the buccal cusp tip.

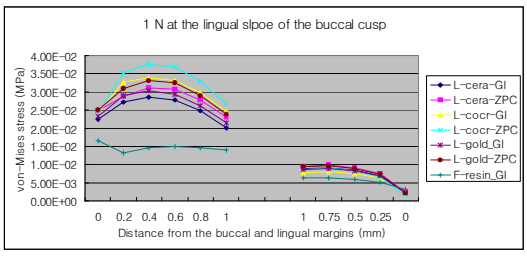


Fig. 7. The von-Mises stress distribution in the cement layer near the margin of full veneer crowns constructed with different dental materials. Load of 1 N is acting obliquely at the lingual slope of the functional cusp.

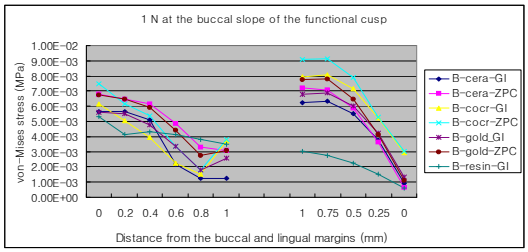


Fig. 8. The von-Mises stress distribution in the cement layer near the margin of full veneer crowns constructed with different dental materials. Load of 1 N is acting lingually at the buccal slope of the buccal cusp at 45 degree with the tooth axis.

고 찰

교합력에 의해 발생되는 시멘트 층 내 응력분포에 대해, 금관 재질의 물성과 시멘트의 물성이 미치는 영향에 대해 조사하였다. 탄성계수가 다른 Ni-Cr 합금, 제 3형 금합금, 세라믹, 복합레진 등 4가지 종류의 금관재료와 탄성계수가 다른 인산아연 시멘트와 글라스아이오노머 시멘트 등 2가지 시멘트 재료가 서로 조합된 7가지(레진과 인산아연 시멘트의 조합조건은 제외)의 조건에 대해서 하중 방향을 달리하며 응력해석을 수행하였다.

응력은 금관 소재나 시멘트의 물성 외에도 각각의 두께에 영향을 받는다. 특히 시멘트 층 내의 응력을 정량적으로 비교하기 위해서는 시멘트 층의 두께를 일정하게 관리하는 것이 필요하다. Tuntiprawon 등[16]과 Sugita 등[17]은 시멘트 층 두께가 70 μm 이상이 되면 시멘트 층의 파손가능성이 커지게 된다고 하였으며, 본 연구에서는 이를 참조하여 시멘트 층을 전 치아면에 걸쳐 70 μm로 일정하게 하였다.

협설측 변연부를 비교하면, 응력은 전반적으로 협측 변연부에서 더 컸다. Fig. 2에서 Fig. 5의 치관 내 stress band plotting에서 보는 바와 같이 하중 방향에 따라 확연히 다른 응력 분포를 가졌다. 협측 변연부의 응력은 협측경사, 수직, 설측경사의 순서로 더 컸다. 이러한 응력 분포 추이는 금관과 시멘트 재질의 모든 조합에서 동일하게 나타났다. 협측 경사하중 작용시 설측 변연부에서 협측과 유사한 수준의 응력이 관찰되지만 이 경우는 협설측 모두 응력 수준이 낮으므로 주목할 가치가 없어 보인다.

이상을 종합하면 금관이나 시멘트 소재의 물성에 무관하게 설측 경사하중, 즉 기능교두의 설측 경사면에 힘이 작용하는 경우 치관 및 시멘트층에 가장 불리한 응력분포 상태가 형성되는 것으로 나타났다. 이 같은 결과는 하악 구치부의 금관 수복시 그 설측 경사면보다는 가급적 협측 경사면에 교합점을 형성하는 것이 응력측면에서 유리함을 의미한다.

Fig. 6에서 Fig. 8의 하중 방향별 금관 변연부 시멘트 층 내의 응력 분포를 보면, 시멘트 층 내 응력은 변연에서 보다 내부로 일정 거리 떨어진 위치에서 최대값을 갖는 것을 알 수 있다. 즉, 협측에서는 변연에서 약 0.5 mm, 설측에서는 변연에서 약 1 mm 내부에서 von-Mises 응력이 최대치에 이르게 되며, 그 보다 더 내측에서는 응력이 감소되고 있다. 이것은 시멘트 층의 파손이 금관의 변연에서보다 그 내부에서 먼저 일어날 가능성이 큼을 시사하고 있다. 그러므로 임상적으로 변연부의 시멘트 파손이 관찰되면 이미 그 내부로 파손부가 더 깊이 연장되어 있을 가능성이 크다.

Fig. 6에서 Fig. 8에 나타난 바와 같이, 시멘트 층 내 응력은 금관 및 시멘트의 물성에 따라 차이가 크며, 금관과 시멘트의 탄성계수가 클수록 응력이 커졌다. 금관과 시멘트의 탄성계수가 가장 큰 조합인 Ni-Cr 합금 금관을 인산아연 시멘트로 합착시킨 경우, 협측 변연부의 최대응력은 1 N의 설측경사하중 조건에서 0.038 MPa에 이른다. 하악 제 1 대구치의 교합력을 100 N 정도로 가정하면 변연부 시멘트 층 내 최대응력은 3.8

MPa에 달하게 된다. 이것은 인산아연 시멘트의 극한강도에 거의 근접한 수치이므로, 이 치아의 교합력이 시멘트 층의 파손을 일으킬 수도 있다. 시멘트 층의 즉각적인 파손이 바로 생기지 않더라도 수차례의 반복하중이 작용하면 파손이 일어날 가능성이 커진다. 탄성계수가 높은 재질의 금관을 장착할 경우 시멘트는 인산아연 시멘트보다는 글라스아이오노머 시멘트를 적용하는 것이 응력면에서 바람직할 것이다.

반면, 금관 재질의 탄성계수가 낮으면 시멘트 층 내의 응력을 현저하게 감소시킬 수 있다. Fig. 7에서 보는 바와 같이 탄성계수가 낮은 복합레진/글라스아이오노머 시멘트 조합의 경우, 응력은 Ni-Cr alloy/ 인산아연 시멘트 조합의 경우에 비해 응력을 1/2～1/3 정도로 감소시킬 수 있으므로, 시멘트 층의 장기적 유지라는 측면에서 매우 유리할 것으로 사료된다.

결 론

금관 수복 치아의 치과용 시멘트 내의 응력에 대해, 금관 재질의 물성과 시멘트의 물성이 미치는 영향에 대해 조사하였다. 탄성계수가 각기 다른 Ni-Cr 합금, 제 3형 금합금, 세라믹, 복합레진 등의 4가지 금관재료와 인산아연 시멘트와 글라스아이오노머 시멘트 등의 2가지 시멘트 재질로 이루어지는 7가지 조합(복합레진과 인산아연시멘트의 조합조건은 제외)에 대해서 협측, 수직, 설측 등 3가지 하중 방향이 기능교두에 작용하는 경우에 대한 시멘트 층 내의 응력 분포를 분석하였다.

본 연구의 범위 내에서 결론은 다음과 같다.

1. 하중 방향에 따라 치관 내 응력분포가 현저히 달라지며, 전체적으로 설측 변연부에서보다 협측 변연부에서 더 큰 응력이 발생하였다.
2. 협측 변연부에서는 응력 크기가 설측경사, 수직, 협측경사 순서이며, 설측 변연부에서는 설측경사, 협측경사, 수직의 순서이다.
3. 금관/시멘트 소재에 무관하게 기능교두의 설측 경사면에 교합력이 작용하는 경우, 가장 불리한 응력조건이 치관 및 시멘트 층 내에 형성되었다.
4. 시멘트 층 내 응력은 변연에서 보다는 내부에서 일정 거리 떨어진 위치, 즉 협측에서는 변연으로부터 약 0.5 mm, 설측에서는 변연으로부터 약 1 mm 내측에서 최대값을 가졌다.
5. 금관과 시멘트의 탄성계수가 클수록 응력이 컸다. 반대로 두 재질의 탄성계수가 작으면 응력도 작아졌다. 탄성계수가 큰 Ni-Cr 합금/인산아연 시멘트 조합의 경우 100 N의 하중에서 시멘트 층의 극한강도에 근접한 응력이 발생할 수 있다.

참 고 문 헌

1. Vallittu PK. Can new materials replace metals? Crown and bridge restorations. *Academy of Dental Materials conference* October 2001, 25-27, Siena, Italy.
2. Na KH. A Study on the Conceptual Design of Three Unit Fixed Partial Denture with Glass Fiber Reinforced Hybrid Composites. MD thesis Department of Dentistry, Kyungpook Nat Univ 2002.
3. Jhung JM. A feasibility study on the application of the knitted glass fabric composites to fixed prosthodontic restoration in dentistry. MD thesis Department of Dentistry, Kyungpook Nat Univ 2002.
4. Blair FM, Wassell RW, Steele JG. Crowns and other extra-coronal restorations: Preparations for full veneer crowns. *British Dental Journl*. 2002, 192(10): 561-571.
5. Thompson, Van P, Rekow and Dianne E. Dental ceramics and the molar crown testing ground. *J. Appl. Oral Sci* 2004, 12:26-36.
6. Baldissara P, Comin G, Martone F, Scotti R. Comparative study of the marginal microleakage of six cements in fixed provisional crowns. *J Prosthet Dent* 1998, 80(4):417-22.
7. Yilmaz Y, Dalmis A, Gurbuz T, Simsek S. Retentive force and microleakage of stainless steel crowns

cemented with three different luting agents. *Dent Mater J* 2004, 23(4):577-584.
8. Kamposiora P, Papavasilious G, Bayne SC, Felton DA. Finite element analysis estimates of cement microfracture under complete veneer crowns. *J Prosthet Dent* 1994, 71(5):435-441.
9. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Predictions of cement microfracture under crowns using 3D-FEA. *J Prosthodont* 2000, 9(4):201-9.
10. Oilo G, Jorgensen KD. The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting agents. *J Oral Rehabil* 1978, 5(4):377-89.
11. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a eview of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998, 80:280–301.
12. Wilson AD, McLean JW. Glass-ionomer cement. *Chicago: Quintessence* 1989, 85-7.
13. Major MA Jr., Nelson SJ. Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion, 6th Edition, W.B. Saunders Co., 1984, 254.
14. NISA I1 "user's manual " EMRC Michigan, USA.
15. Wiskott HWA, Krebs C, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Compressive and Tensile Zones in the Cement Interface of Full Crowns: A Technical Note on the Concept of Resistance. *J Prosthodont* 1999, 18(2):80-91.
16. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J* 1995, 40(1):17-21.
17. Sugita T, Takakuda K, Miyairi H. Mechanical behavior of the cement layer of a cast crown - effect of the mechanical properties of casting alloy. *Kokubyo Gakkai Zasshi* 2000, 67(1):52-7.

Characterization of the Stress in the Luting Cement layer Influenced by Material Properties of Full Veneer Crown

Jun-Young Lee, Kyu-bok Lee, Chung-Hee Lee, Kwang-Hun Jo

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University

The objective of this study was to test the effects of crown material, cement type, the direction in which stress is applied and distribution of luting cement that might lead to cement microfracture using 2D Finite Element Method. Twenty three finite element models with a chamfer margin configuration were generated for a mandibular first molar. Crown models exhibited four crown materials: type 3 gold alloy, Ni-Cr alloy, ceramic and composite resin, and two luting cements: zinc phosphate and glass ionomer cements with a thicknesses of 70 μm. Modeled crowns were loaded axially or obliquely at unit load of 1 N. Areas and levels of stress concentrations within the cement were determined.

Stress in the cement layer at the margins of crowns were higher than those in the area away from the margin. Stress under oblique loads were much higher than under axial load. The stiffer crown material produced higher stress and similarly, higher stress were found in cements with the greater Young's modulus.

Key words : crown material, finite element, loading direction, luting cement, stress

Correspondence to : Kwang-Hun Jo, D.D.S, M.S.D, Ph.D.
Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyungbook National University
188-1 Samduk-Dong, Joong-Ku, Taegu, 700-412, Korea
E-mail: khjo@knu.ac.kr
Received: January 11, 2009, Last Revision: March 02, 2009, Accepted; March 25, 2009