

임플란트 상부보철물의 유지형태에 따른 3차원 유한요소 응력분석

이성천¹ · 김석규^{2*}

가톨릭대학교 의과대학 임상치과대학원 치과보철학과¹대학원생, ²조교수

연구목적: 임플란트 보철물의 유지형태 중 나사 및 시멘트 혼합 유지형의 경우 나사 풀림력 등에 영향을 주는 임플란트 구성 성분의 응력에 관한 연구가 부족하였다. 임플란트 상부 보철물의 유지형태, 즉, 시멘트 유지와 나사 유지, 그리고 이 두 가지 유지형태가 서로 연결된 혼합형의 임플란트 보철물의 응력분산의 특징들을 3차원 유한요소분석법을 이용하여 비교하고자 하였다.

연구재료 및 방법: 하악골에서 제1소구치 부위와 제1대구치 부위에 2개의 임플란트(SS II, Osstem Co. Ltd., Seoul, Korea)를 식립한 가상의 3본 계속가공의치를 모델화하였다. 지대주 종류와 그 위치에 따라, 4가지 모형 군으로 나누어 실험하였다. 모형 1은 제1대구치와 제1소구치 각각의 고정체에 모두 동일한 시멘트 유지형 지대주인 Comocta abutment (Osstem Co. Ltd)를 장착하여 3본 계속가공의치를 합착시킨 경우이고, 모형 2는 제1대구치와 제1소구치 각각의 고정체에 모두 나사 유지형 지대주인 Octa abutment (Osstem Co. Ltd)를 장착하여 3본 계속가공의치를 나사로 고정시킨 경우이며, 모형 3은 제1대구치의 고정체에는 시멘트 유지형 지대주인 Comocta abutment를 장착하고, 제1소구치에는 나사 유지형 지대주인 Octa abutment를 장착한 후 3본 계속가공의치를 각각 시멘트 합착 및 나사로 고정시킨 경우이다. 그리고 모형 4는 모형 3에서 각각 제1대구치 및 제1소구치의 지대주를 맞바꾼 후 3본 계속가공의치를 나사 및 시멘트로 고정시킨 경우로 나누었다. 평균저작압인 하중을 대구치 565 N과 소구치 288 N의 힘으로 설정하고 수직방향으로 중심와와 협측 교두정에, 그리고 30° 경사 하중을 협측 교두정 부위에 준 다음 골, 고정체, 지대주, 그리고 지대주 나사 등에 나타나는 von-Mises stress 양상을 평가하였다.

결과: 네 가지 모형 중 나사 유지형 지대주인 Octa abutment를 제1대구치와 제1소구치 부위에 사용한 모형 2가 전반적으로 가장 낮은 안정적인 응력 분포를 보였다. 네 가지 모형 모두 피질골 및 고정체에 미치는 응력 크기 및 분포는 거의 유사하며, 치조골에 작용하는 응력은 하중의 종류와 상관없이 주로 피질골에 집중되었다. 지대주, 지대주 나사, 그리고 보철물 나사 등에 미치는 응력 크기나 분포는 모형에 관계없이 나사 유지형인 경우가 시멘트 유지형인 경우에 비해 낮은 안정적인 값을 보였다. 제1대구치와 제1소구치의 상부 구조물의 차이에 의한 교호작용 (reciprocal action)은 상대적으로 약하였다. 모든 부위에서 중앙수직하중, 교두정 수직하중, 그리고 교두정 경사하중의 순으로 응력값이 증가하였다.

결론: 본 유한 요소실험의 한계내에서 나사 및 시멘트 혼합 유지형의 임플란트 보철물은 시멘트 유지형만 사용하는 경우와 비교하여 주위에 더 큰 응력을 나타내지는 않았다. 이상적인 passive fit의 가정하에서 나사 유지형의 임플란트 보철물이 본체와 주위에 가장 작은 응력을 나타내었다. (대한치과보철학회지 2009;47:365-75)

주요 단어 : 나사 유지형, 시멘트 유지형, 혼합 유지형, 3차원 유한요소 분석

서론

임플란트 상부 보철물의 형태는 크게 나사 유지형과 시멘트 유지형으로 나누어 진다. Brånemark 임플란트 시스템의 초기 보철물의 형태는 대부분 나사 유지형이었고, 현재까지도 많이 사용되고 있으나,^{1,2} 잦은 나사 풀림과 파절, 전치부에서의 비심미성, 제작의 복잡성과 고비용 등의 단점이 지적되어 이러한 문제점들을 해결하는 방법으로서 임상가들은 근래에 시멘트에 의해 유지되는 임플란트 보철물을 제안하여 비교적 성공적인 결과를 보이고 있다.^{3,4}

Misch는 시멘트 유지형과 나사 유지형의 임플란트 보철치료를 비교하면서 passive fit에 있어서 시멘트 유지형이 장점이 있음을 언급하였고,⁵ Clelland 등은 임플란트에

가해지는 stress 정도에 있어서 나사 유지형과 시멘트 유지형 사이에 유의한 차이가 있다고 주장하였다.⁶ English는 시멘트 유지형 보철물은 시멘트의 중간 매개체 역할로 인해 교합력이 보다 균일하게 분포된다고 보고하였다.⁷ Khraisat 등은 시멘트의 wash-out이 없다면 단일 치아 수복 임플란트에 가해지는 측방력에는 시멘트 유지형이 유리하다 하였고,⁸ Lee 등의 연구에서는 인산아연 시멘트를 이용한 실험에서 시멘트 유지형에 비해, 나사 유지형 지대주에서 더욱 높은 응력집중이 보인다고 하였다.⁹ Guichet 등은 광탄성법을 이용한 실험에서 시멘트 유지형 보철물이 나사 유지형에 비해 고른 스트레스 분산이 있었으며 나사 유지형에 비해 20%정도의 스트레스 감소 효과가 나타났다고 보고하였다.¹⁰

이와 같이 시멘트 유지형은 시멘트 층에 의해 만들어

*교신저자: 김석규

137-701 서울시 서초구 반포동 505 가톨릭대학교 의과대학 임상치과대학원 치과보철학과 02-2258-1795: e-mail, seokgyuk@paran.com

원고접수일: 2009년 6월 19일 / 원고최종수정일: 2009년 10월 9일 / 원고채택일: 2009년 10월 12일

지는 passive fit으로 인해 응력분포에 있어서 나사 유지형에 비해 유리하다. 또한, 가공과정이 일반 보철만큼 단순하여 제작비용이 나사 유지형에 비해 상대적으로 낮으며, 교합면에 나사 구멍이 없으므로 심미와 교합의 안정이란 측면에서도 유리하다고 할 수 있다.¹¹ 그러나, 보철물의 파손된 도재 수리를 위해서 혹은 인접면 접촉의 상실시 필요한 임플란트 보철물의 착탈이 나사 유지형만큼 용이하지 못하고, 임시 합착제로 합착한 경우 원하지 않은 경우에 탈락하는 우연 탈락의 가능성이 높은 것이 시멘트 유지형의 단점으로 지적되어 왔다. 그러므로, 시멘트 유지형의 장점인 passive fit이 좋으면서 또한 우연 탈락의 가능성이 적고, 필요한 경우 비교적 쉽게 보철물 착탈을 시도할 수 있는 혼합유지형의 보철물에 대한 연구가 진행되어 왔다.¹²⁻¹⁴ 그러나, 나사 유지형과 시멘트 유지형의 혼합형 보철물의 경우 교합력이 작용할 시 임플란트 보철물 주변에서 나타나는 그 응력 분포 양상에 대한 연구는 거의 없는 상황이다. 본 연구에서는 3차원 유한요소분석법을 이용하여 가운데 pontic이 있는 3본 금합금 계속가공의치를 설계하고 나사 유지형과 시멘트 유지형 그리고 나사 유지형과 시멘트 유지형이 혼합된 상태에서의 임플란트 보철물들의 응력분포양상을 비교해 보고자 하였다.

연구재료 및 방법

1. 하악골 모형화

본 연구에서는 하악 우측 제1소구치에서 제1대구치까지의 하악골을 모형화하였다. 제1소구치에서부터 제1대구치까지 세 개의 치아를 이용하게 되므로 중간지점인 제2소구치부의 골을 전산 단층 촬영하고 이 형태를 단면 방향으로 연장하여 균일한 외형과 피질골 두께를 갖는

하악골 블록 모델을 완성하였다. 하악골은 피질골 및 해면골로 나누고 피질골의 두께를 균일하게 2 mm로 하는 단순한 형태로 모델링 하였다 (Fig. 1).

2. 실험 모형

본 연구에서는 하악 우측 제1소구치, 제2소구치 그리고 제1대구치가 상실된 부분 무치악 부위에서 제1소구치와 제1대구치에 해당하는 부위에 두 개의 임플란트가 식립된 모형을 형상화 하였다.

상부 보철물의 크기는 제 1, 2소구치의 근원심 폭경은 7.0 mm, 협설 폭경은 7.5 mm로 하였으며, 높이는 제1소구치는 9.0 mm, 제2소구치는 12.0 mm로 하였고, 제1대구치의 근원심 폭경은 10.5 mm, 협설 폭경은 7.5 mm, 높이는 9.0 mm의 블록으로 형성했다. 교합면의 형태는 유한요소해석을 위하여 단순화 시켰고 금관간 연결부는 높이가 2 mm이고, 협설폭경이 4 mm가 되도록 설계하였다 (Fig. 1). 연구에 사용된 임플란트는 모두 오스템 임플란트 시스템 SS II (Osstem Co. Ltd., Seoul, Korea)를 사용하였으며, 고정체는 SS II의 표준형 (직경 4.1 mm, 길이 11.5 mm)을 이용했고, 상부 보철물을 연결하기 위한 지대주로는 나사 유지형 지대주로 Octa abutment (Osstem Co. Ltd.)와 시멘트 유지형 지대주는 Comocta abutment (Osstem Co. Ltd.)를 사용했다 (Fig. 2). 보철물에 이용되는 재료로는 미국 치과 의사회 (ADA) 규격 제3형 금 합금의 물성치를 이용하였다. 또한, 지대주 나사 구멍의 빈 공간은 레진으로 채우는 것으로 모델링 하였다.

본 연구에 사용하기 위해 4가지의 보철물 모형을 만들었으며 각각의 모델은 제1대구치와 제1소구치의 상부 구조물의 형태가 나사 유지형 지대주와 시멘트 유지형 지대주 중 어느 것을 사용하느냐에 따라 다음과 같이 분류하였다.

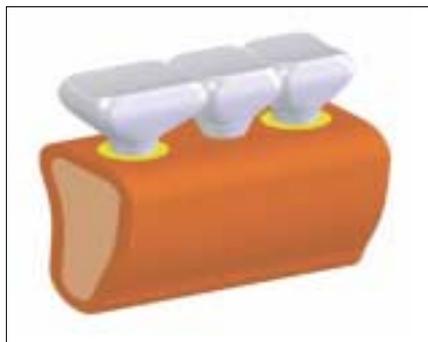


Fig. 1. 3-dimensional experimental model of mandible.



Fig. 2. Implant components of Osstem SS II system.

A: Implant body (SS2R2811), B: Comocta abutment (SSCA485), C: Comocta abutment screw (ASR200), D: Octa abutment (SSOA480), E: Octa abutment screw (SSFS), F: Gold cylinder (SSGCN480)

- 모형1: 제1대구치와 제1소구치 각각의 고정체에 모두 동일한 시멘트 유지형 지대주인 Comoccta abutment를 장착하여 3본 계속 가공의치를 합착시킨 경우.
- 모형2: 제1대구치와 제1소구치 각각의 고정체에 모두 나사 유지형 지대주인 Octa abutment를 장착하여 3본 계속 가공의치를 나사로 고정시킨 경우.
- 모형3: 제1대구치의 고정체에는 시멘트 유지형 지대주인 Comoccta abutment를 장착하고, 제1소구치에는 나사 유지형 지대주인 Octa abutment를 장착한 후 3본 계속 가공의치를 각각 시멘트로 합착 및 나사로 고정시킨 경우.
- 모형4: 제1대구치의 고정체에는 나사 유지형 지대주인 Octa abutment를 장착하고, 제1소구치에는 시멘트 유지형 지대주인 Comoccta abutment를 장착하여 3본 계속 가공의치를 각각 나사로 고정 및 시멘트로 합착시킨 경우 (Fig. 3).

모든 임플란트 보철물들간의 fit은 ideal passive fit으로 가정된 상황을 설정하였다

3. 합착조건

각각의 모형에서 시멘트 유지형 지대주를 사용하는 경우 인산 아연 시멘트로 합착하는 것과 40 μ m의 시멘트 공간을 부여하는 것으로 설정하였다.

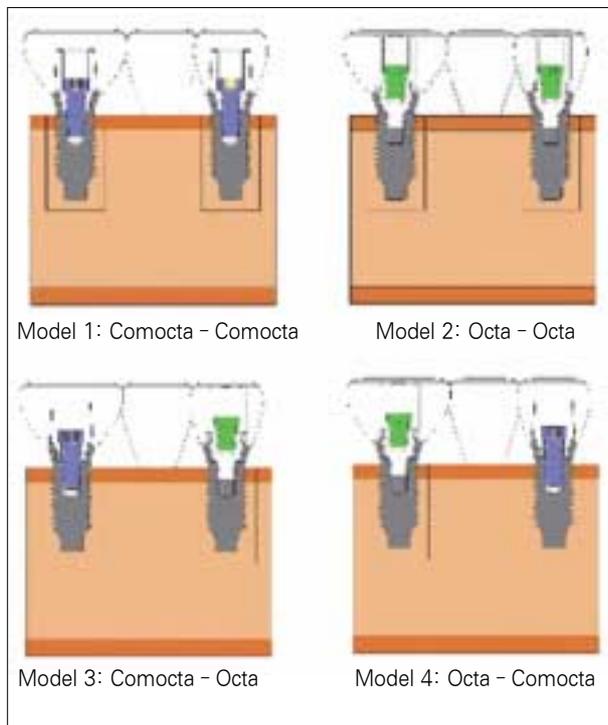


Fig. 3. Schematic representation of 4 different experimental models.

4. 하중 및 경계조건

하중은 제1대구치 부위에서 평균 교합력인 565 N을 제 1, 2소구치에서는 288 N을 동시에 3개의 치아 교합면에 부가하는 것으로 설정했다.¹⁵⁻¹⁷ 아래 그림과 같이 하중의 방향은 각 치아의 중심에서 수직하중인 경우, 각 치아의 협측 교두정 부위에서 수직하중인 경우, 그리고 협측 교두정 부위에 설측에서 협측방향으로 30° 경사하중을 부가하는 경우의 총 3가지로 구분하였다.

저작력은 기본적으로 수직방향의 힘이긴 하나 하악의 측방운동이나 치아 교두의 사면에 의하여 힘의 수평요소가 발생하게 되므로 힘의 수평요소가 부분적으로 존재하는 30° 경사하중을 고려하였다. 또한, 기존의 연구는 주로 집중 하중을 부가하여 하중이 가해지는 절정부위에 비정상적인 매우 큰 응력이 집중되는 특이한 점이 발생하므로 보다 현실적인 하중조건인 분포하중을 각각 직경 1 mm의 원형 영역에 작용하도록 하였다.

경계조건으로는 유한요소해석 하악골의 양단 모서리 부분 (절단부)를 U_x , U_y , U_z 방향의 자유도 (Degree of Freedom) 로 구속하였다.

5. 물성치

본 유한요소분석을 수행하는데 필요한 물성치인 탄성계수 (E, Young's modulus)와 포와송비 (Poisson's ratio)는 선학들의 자료를 참조하여 이용하였다 (Table I).¹⁸⁻²¹ 그리고 재료의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성 (homogeneity), 재료의 특성이 세방향으로 모두 동일하다는 등방성 (isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 선형 비례하고 변위 정도에는 무관하다는 조건하에 선형탄성 (linear elasticity)을 갖는 것으로 가정했다.

6. 유한요소 모델의 설계

각 모델을 구성하는 계면은 서로 붙어있다는 가정 하에 절점의 연결성 (Continuity)을 유지하였고, 여기서 유한요소는 사면체 2차 솔리드 요소 (Tetrahedral quadratic solid element) 를 사용했으며, 고정체, 지대주 및 지대주 나사의 나사산 부분과 같이 불규칙성과 예리함이 발생하거나 정밀한 응력의 관찰이 필요한 부분은 보다 정밀한 요소망을 사용하였다. 개개 모형의 요소 (element) 및 절점 (node)의 수를 Table II에 정리하였다. 유한요소 모델의 생성 및 해석에는 COSMOSWorks 2007 (Solidworks Inc., Concord, MA, USA)을 사용하였다.

Table I. Material properties: Young's modulus and Poisson's ratio

	Material property		
	Young's modulus (GPa)	Poisson's ratio	
Ti-6Al-4V	105.00	0.30	Implant body, Abutment, Screw Crown, Gold Cylinder
Type III Gold alloy	66.00	0.33	
Cortical bone	14.70	0.32	
Cancellous bone	0.49	0.30	
Zinc phosphate cement	13.70	0.35	Cement
Composite resin	1.63	0.35	Resin

Table II. Number of nodes and elements

	Node	Element	
Model 1	418,493	299,483	Comocta-Comocta
Model 2	442,532	318,576	Octa-Octa
Model 3	430,716	309,186	Comocta-Octa
Model 4	430,472	308,994	Octa-Com

7. 응력 분석

본 연구에서 사용한 COSMOSWorks 2007 (Solidworks Inc.)에서 산출되는 여러가지 응력값 중에서 주로 von-Mises stress를 기준으로 각 모형에 대하여 3가지 하중 경우에 대해, 골, 고정체, 지대주, 지대주 나사 등의 응력분포를 비교 분석하였다. 이것은 주로 티타늄 합금으로 만들어진 임플란트 구성요소의 파손을 평가하기에 가장 적합한 대표응력 값으로 판단되며 기존 연구에서도 주로 응력값을 표현할 때 von Mises stress를 사용한다. 단, 임플란트 구성요소의 상세 응력 분석을 위해서는 인장응력 (tensile stress)과 압축응력 (compressive stress)에 대한 식별이 필요하므로 이를 위해 일부 최대 주응력 (maximum principal stress)을 활용한다. 결과는 전체 응력의 분포와 최대응력 집중부를 식별하기 위해 응력 등고선식 (stress contour plot)을 이용하여 결과를 표시하였다.

결과

1. 작용하는 하중의 조건 별 응력 분석

중앙 수직 하중을 가한 경우에는 주로 임플란트 component 에 협설 양측에 좌우 대칭적인 응력분포가 나타났으며, 피질골 상단에 압축응력이 발생했다. 또한, Comocta 방식의 임플란트에는 금관이 직접 수직 압축 하중을 받게 되고, Octa 방식의 경우에는 screw hole 상단을 채운 레진이 하중을 받게 되어 서로 다른 형태의 응력 분포를 나타내고 있다.

교두정 수직하중을 가한 경우 중앙 수직 하중을 가했을 때 보다 모든 임플란트 component 에서 약 2-3배 큰 응력이 발생하게 된다 (Fig. 4-7). 또한, 하중이 가해진 협측의 교두정 부의 임플란트 component에는 주로 압축 응력이 발생하고, 설측에는 강한 인장응력이 발생한다. 피질골에서도 이와 유사한 응력 패턴이 나타나게 된다.

협측 교두정 경사하중을 가한 경우는 중앙 수직하중 및 교두정 경사하중의 경우보다 더 높은 응력이 발생하였으며, 협측의 교두정부의 임플란트 component에는 압축 응력과 인장응력이 동시에 발생하고, 설측에는 주로 인장응력이 발생된다. 특히 이때는 피질골에도 설측에는 굽힘 모우멘트에 의한 비교적 큰 인장응력이 발생하고, 협측에는 굽힘에 의한 강한 압축이 표면에 나타나게 되어 그 주변에는 이에 상응하는 인장응력이 분포하게 됨을 알 수 있다.

2. 모형 별 응력 분석

각 모형 별 응력 분포는 치조골과 고정체에서는 유의차 없이 유사한 결과를 나타내었다. 그러나 지대주 나사와 지대주, 그리고 보철물 나사 등에 나타나는 응력의 크기와 분포는 사용하는 지대주 종류에 따라서 서로 상이한 결과를 나타내었다. 즉, 나사 유지형 지대주를 사용한 경우는 시멘트 유지형 지대주를 사용한 경우에 비해 낮은 안정적인 응력을 보였다. 또한, 모형과 상관없이 제1대구치 또는 제1소구치 부에 같은 방식의 지대주를 사용하면 거의 동일한 최대 응력값 및 응력분포가 나타났다. 즉, 모형 1과 같이 제1대구치 및 제1소구치에 Comocta abutment를 사용한 경우와 모형 3과 같이 제1대구치에는 Comocta abutment를 사용하고, 제1소구치에 Octa abutment를 사용한 경우에 동일한 방식을 사용한 제1대구치부에는 거의 유의차 없는 최대응력값과 분포가 얻어짐을 알 수 있었다 (Fig. 4-11).

· 모형 1: 제1대구치와 제1소구치 부에 모두 시멘트 유지

형 지대주인 Comocta abutment 시스템을 사용한 경우로서, 제1 소구치에 가해진 288 N의 두 배에 해당하는 565 N의 하중이 제1대구치에 가해졌고, 중앙 수직하중이 가해진 경우에는 골과 임플란트 component의 최대응력도 대구치 부위에서 약 2배 정도 크게 나타났다. 하지만 교두정에 하중이 가해진 경우에는 제1대구치부의 최대응력이 제1 소구치부에 비해 약 20 - 30%만 크게 나타났다. 이는 다른 모형에서도 모두 동일한 현상이다. 하중의 종류에 따른 응력 분포는 제1대구치와 제1소구치에서 동일

한 패턴으로 나타났다.

· 모형 2: 제1대구치와 제1소구치부에 모두 나사 유지형 지대주인 Octa abutment 시스템을 사용한 경우로서, 하중의 종류와 상관없이 임플란트 component에서 네가지 모형 중 가장 양호한 응력 분포를 나타내었다. 모형 1과 마찬가지로 교두정 하중이 가해진 경우 제1대구치의 최대응력이 제1소구치에 비해 약 20 - 30% 크게 나타났고, 제1대구치와 제 1소구치간에 하중의 패턴은 거의 동일하게 나타났다.

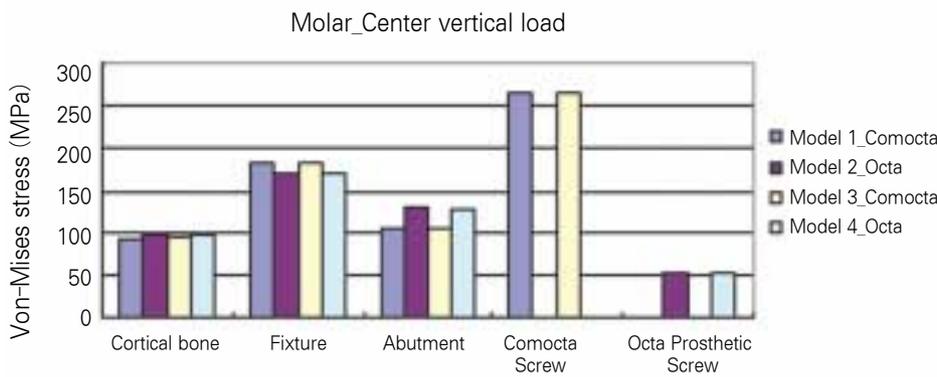


Fig. 4. Maximum stress of molar implant components under center vertical load.

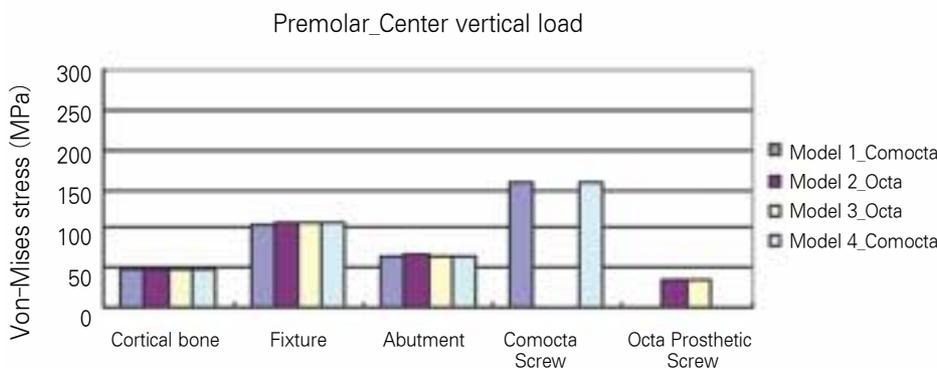


Fig. 5. Maximum stress of premolar implant components under center vertical load.

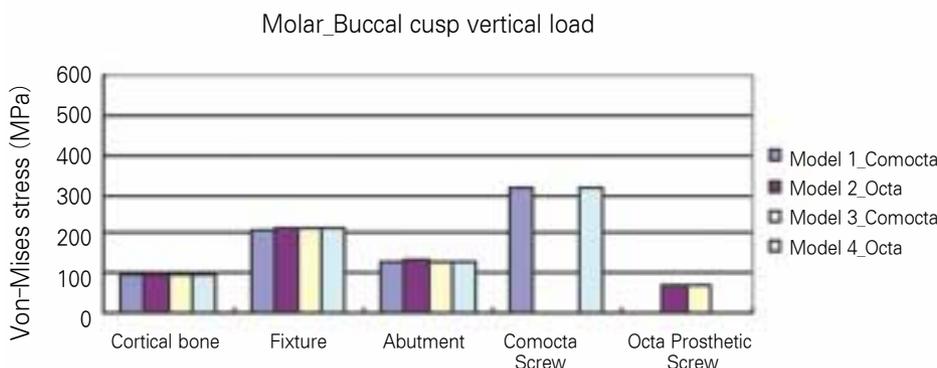


Fig. 6. Maximum stress of molar implant components under buccal cusp vertical load.

· 모형 3: 제1대구치는 시멘트 유지형 지대주인 Comocta abutment를 사용하고 제1소구치에는 나사 유지형 지대주인 Octa abutment 시스템을 이용한 경우로서, 모형 1의 제1대구치 부와 모형 2의 제1소구치 부를 합쳐놓은 결과와 동일한 응력분포가 나타났고, 제1대구치의 최대응력 크기는 모형 1과 비교했을 때 중앙 수직하중의 경우에는 약 1-3% 증가했고, 교두정부에 하중이 가해진 경우에는 약 1-3% 감소했다. 제1소구치의 최대응력 크기는 모형 2와

비교했을 때 1-3% 증가되었다.

· 모형 4: 모형 3과는 정반대로 제1대구치는 나사 유지형 지대주인 Octa abutment 시스템을 사용하고, 제1소구치는 시멘트 유지형이 Comocta abutment 시스템을 이용한 경우로서 모형 3에서 나타난 경향과 같이 모형 2의 제1대구치부와 모형1의 제1소구치 부를 합쳐놓은 결과와 동일한 응력 분포와 최대응력 크기가 나타났다.

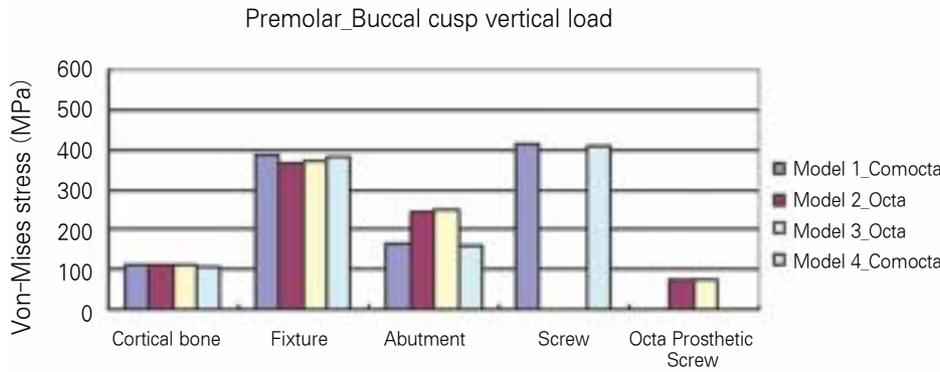


Fig. 7. Maximum stress of premolar implant components under buccal cusp vertical load.

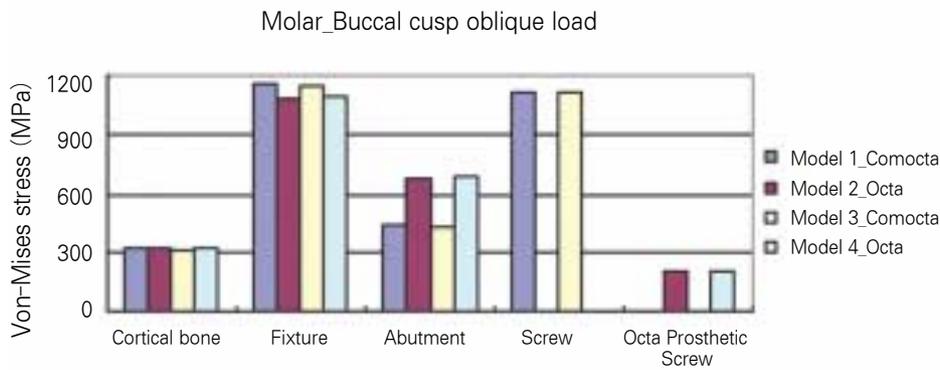


Fig. 8. Maximum stress of molar implant components under buccal cusp oblique load.

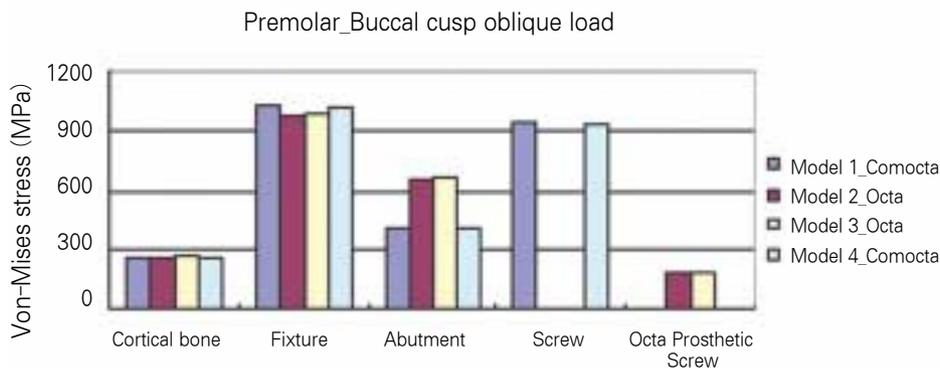


Fig. 9. Maximum stress of premolar implant components under buccal cusp oblique load.

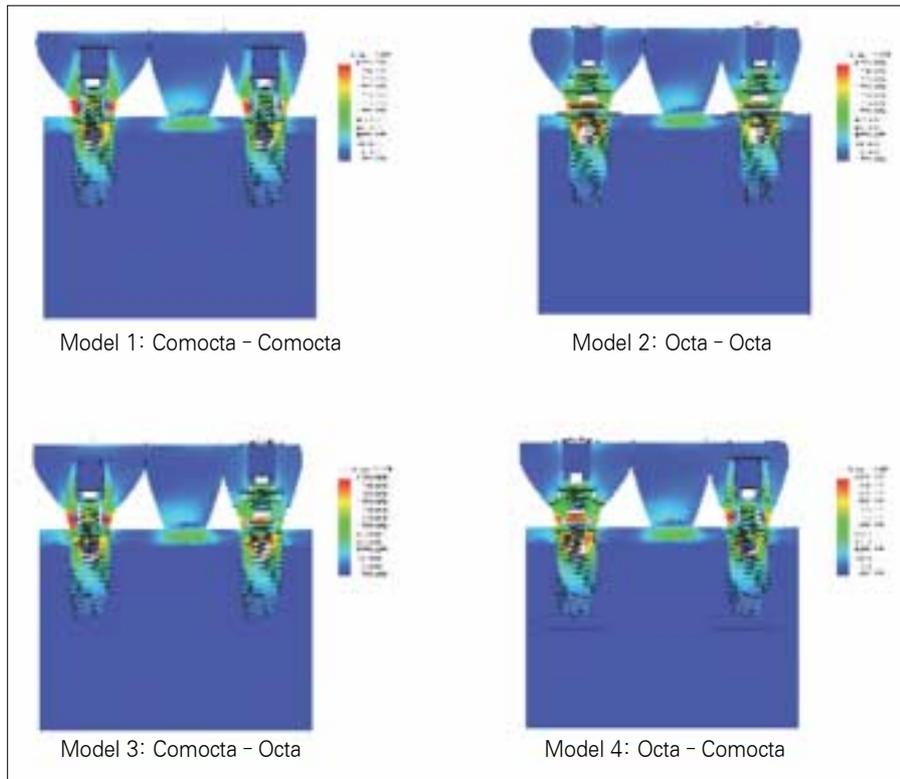


Fig. 10. Stress distribution of 4 models under buccal cusp oblique load.

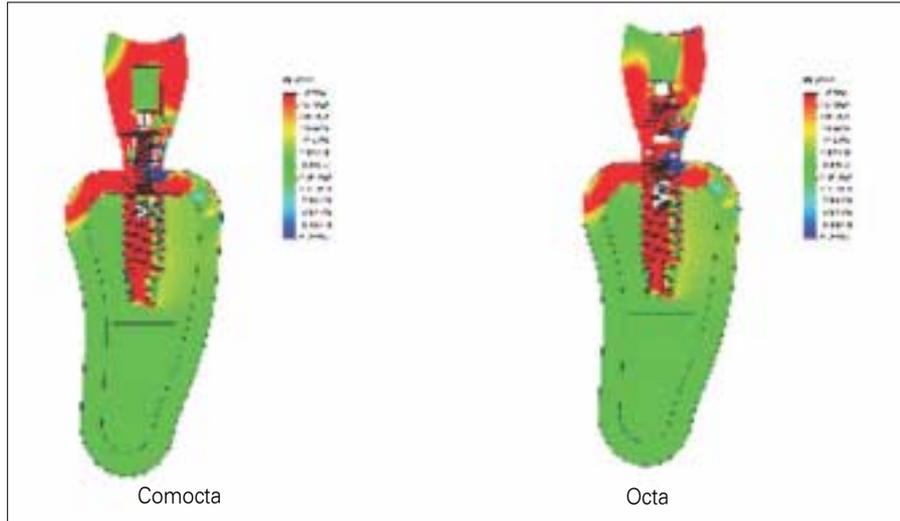


Fig. 11. Sectional maximum principle stress distribution under buccal cusp oblique load.

고찰

본 연구에 이용한 Osstem사의 Comocta abutment는 Synocta 지대주와 유사한 원리와 형태를 갖는 시멘트 유지형으로 Morse taper의 표면적이 14.18 mm² 이고 나사와 지대주가 분리되어있는 구조로 나사를 회전시켜 나사의 head가 연결부위에 닿는 순간 발생하는 나사의 인장력에

의하여 지대주의 사면이 고정체 내사면의 수직방향으로 접촉되면서 계면의 마찰력이 발생하여 연결이 유지되는 특징이 있고,²² 나사 유지형인 Octa abutment는 지대주가 회전하여 지대주의 사면과 고정체의 내부 사면부가 서로 맞닿는 순간부터 torque force 상당량이 계면의 표면마찰력으로 전환되어 두 물체를 유지하는 형태로 Morse taper 표면적은 23.93 mm² 이다.

지대주의 형태에 따라 임플란트 내부의 하중전달기전은 변하게 되고 악골에 발생하는 응력 분포 역시 변하게 되므로 본 연구에서는 Osstem사의 SS II 임플란트를 이용하여 나사 유지형인 Octa abutment와 시멘트 유지형인 Comocta abutment를 이용하여 임플란트 수복물의 유지형태에 따라 주위에 발생하는 응력을 비교하였다. 본 연구를 위해 설정한 4가지 모형의 최대 응력은 주로 Comocta abutment 시스템과 Octa abutment 시스템 자체의 특성에 따라 차이를 나타내고 있으므로, 하중의 종류에 따른 임플란트 component 별 상세 응력 분석도 상부구조물의 방식 별로 구분하여 수행하였다.

지지골의 응력분포는 Comocta abutment와 Octa abutment에서 거의 유사한 최대 응력값과 분포가 나타났다 (Fig. 4-11). 그러나 하중의 종류에 따라서는 상당히 다른 양상의 응력 분포를 보이게 된다. 즉, 중앙 수직하중인 경우에는 제1대구치부의 경우 약 93 - 96 MPa 정도의 최대응력이 피질골 상부에 발생하게 되고, 교두정 수직하중의 경우에는 약 143 - 145 MPa 정도의 응력이 발생하며, 굽힘 모우멘트의 효과에 의해 피질부 표면에는 압축응력 및 이에 상응하는 강한 인장응력이 나타나게 된다. 또한 교두정 경사하중의 경우에는 약 300 MPa 이상의 응력이 발생하며 피질골 전체에 보다 확연한 인장응력을 나타낸다. 기존 연구에서와 같이 해면골과 피질골의 응력 크기는 10배 이상 차이가 나고 있으며 특히, 교두정 경사하중으로 갈수록 그 차이는 증가한다.

피질골에 응력이 주로 집중되는 현상은 피질골과 해면골의 물성치 특히, 탄성계수의 차이 (본 연구에서는 약 30 배정도 피질골의 탄성 계수 값이 큰 것을 사용)와 고정체에 작용하는 굽힘 모우멘트가 그 주된 원인으로 생각된다. 이는 Lum 등의 연구와 같은 결과를 보여주었다.^{23,24} Clelland 등도 피질골 치조정에서 응력이 최대로 집중되며 피질골층이 두꺼울 수록 응력이 감소된다고 하였다.²⁵

고정체의 응력분포도 지지골의 응력과 마찬가지로 Comocta abutment와 Octa abutment에서 거의 유사한 최대 응력값과 분포가 나타난다. 중앙 수직하중이 작용하는 경우에는 고정체 collar 부분에 압축응력이 발생하게 되며, 교두정 수직하중 및 경사하중이 작용하는 경우에는 굽힘 모우멘트의 영향으로 골과 결합되는 부위의 설측에 인장응력이 발생을 하고, 협측에는 강한 압축응력이 발생하게 된다. 최대응력의 크기는 중앙 수직하중이 작용할 때의 응력과 비교해서 교두정 수직하중이 작용하는 경우에는 약 2배 정도 큰 응력이 발생하고, 교두정 경사하중이 작용하는 경우에는 약 6 배정도 큰 응력이 나타나게 되며, 이는 외부에서 가해지는 하중의 대부분을 고

정체에서 받게 되기 때문이다.

지대주의 응력분포는 Comocta abutment와 Octa abutment에서 다른 경향을 보이고 있는데 Comocta abutment는 morse taper 부 (고정체의 collar 내부와 지대주 하단의 원형 taper 된 부분)의 마찰 접촉과 지대주 나사에 의해서 고정체와 연결되나, Octa abutment는 morse taper 부의 마찰 접촉과 지대주 하단부 연결나사에 의해 고정체에 연결되기 때문이다. 즉, 상대적으로 작은 morse taper 접촉 면적 (14.18 mm²)을 갖는 Comocta abutment는 보다 큰 morse taper 접촉 면적 (23.93 mm²)과 지대주 하단 연결나사로 체결되는 Octa abutment에 비하여 연결부위가 작으므로 상대적으로 작은 응력이 발생하게 된다. 중앙 수직 하중이 작용할 경우에는 Comocta abutment에서 응력이 Octa abutment에 비해 약간 작게 나타났으나, 교두정 부위에 수직 또는 경사하중이 가해질 경우에는 약 30% 이상 작게 나타난다.

Comocta abutment의 경우에는 최대 응력이 주로 고정체와 마찰 접촉하는 하단부에서 발생을 하며, Octa abutment는 고정체와 나사로 체결되는 부위에서 응력이 발생한다. 이러한 것은 고정체와 지대주의 접촉면적과 길이에서 큰 차이를 보여주기 때문이다. Mollersten 등은 임플란트에서 내부 연결길이와 접촉길이가 굴곡력에 저항하는데 제일 중요하다 하였으며,²⁶ Norton는 나사풀림에 대한 저항에 영향을 미치는 또 다른 중요한 요소로써 계면의 접촉면적으로써 접촉면적이 증가하면 이러한 저항이 증가된다 하였다.²⁷

지대주 나사의 응력분포양상을 보면 과거 외측 연결 형태 임플란트 시스템에서 주로 파손이 발생했던 부위가 지대주 나사였으며 내측 연결 형태 임플란트 시스템에서는 지대주와 고정체의 morse taper 접촉영역에 의해 응력이 분산되므로 지대주 나사에 대한 응력은 상대적으로 작을 것으로 예측되었다. Comocta abutment의 지대주 나사의 경우 Octa abutment의 prosthetic screw에 비해 상대적으로 길이가 길어 굽힘 모멘트의 영향을 많이 받게 되므로 약 5배 정도의 큰 응력이 발생했다. 이것은 Comocta abutment는 Octa abutment에 비해 지대주와 고정체 사이의 접촉면적이 상대적으로 작고 나사에 의한 tension mechanism이 상대적으로 커서 지대주 나사에 상대적으로 큰 응력이 발생하는 것으로 보인다. 특히, 교두정 부위에 작용하는 하중을 받을 경우 Comocta abutment 시스템에서 사용된 지대주 나사의 경우 고정체의 내측면과 체결이 되는 중간부와 나사 끝단의 협측에서 큰 응력이 나타났다. 이는 굽힘 모멘트에 의한 영향에 의한 것으로 생각되나, 고정체와 지대주 나사 연결부를 접촉

(contact) 처리를 하지 않고, bonding 된 것으로 간략화하여 해석을 수행했고, 나사 연결부 자체가 워낙 작고, 정밀한 나사산으로 이루어져 있으므로 해당 부위에 메시 조밀도에 의한 error의 가능성을 포함하고 있다. 이에 반해 Octa abutment의 보철물 나사는 상대적으로 작은 길이와 굽힘 모우멘트를 많이 받지 않는 위치에 구성되어 있으므로 낮은 응력값을 나타내었다.

4가지 모델 중 나사 유지형인 Octa abutment를 사용한 모형 2에서 전반적으로 안정된 응력 분포를 보였다. 모형의 종류에 따라서 지지골과 고정체에 걸리는 최대 응력치의 크기는 거의 비슷하였다. 그러나, 교두정 수직하중과 교두정 경사하중의 경우 모형 1과 모형 2에서는 지대주와 지대주 나사, 그리고 보철물 나사에 걸리는 응력은 서로 다른 양상을 보여준다. 모형 1에서는 지대주 나사에 응력집중이 보이고 모형 2에서는 지대주와 고정체가 접촉되는 부위에서 지대주의 응력이 집중되어 보인다. Boggan 등은 내측연결 형태 임플란트에서 지대주가 고정체 내로 깊이 들어갈수록 지대주 나사에 가해지는 하중은 감소하게 되었다고 하였는데,²⁸ 이런 이유로 고정체와 지대주의 결합길이가 깊고 접촉면적이 큰 Octa abutment에서는 지대주의 응력이 상대적으로 크게 발생되나, 지대주 나사의 tension force에 좀 더 의존하며 고정체와 지대주의 접촉면적이 더 감소된 Comocta abutment에서는 상대적으로 지대주 나사의 응력이 크게 나타난다. 모형 3과 모형 4에서는 하중의 크기에 따라서 Octa abutment와 Comocta abutment를 바꾸어서 비교해 봤으나 유의한 차이가 없는 것으로 보이는데 어떤 유지형태의 지대주 시스템을 사용하였는지가 해당 부위의 응력을 결정하는 중요 요인이라고 생각된다.

본 실험에서 모형 3과 4는 일반적인 임플란트 보철물에서는 흔하지 않은 나사 유지형과 시멘트 유지형의 혼합 형태인데, 이번 실험의 한계 내에서 시멘트 유지형만을 연결한 경우인 모형 1과 비교하여 보았을 때 임플란트 보철물 성분들에 더 응력이 나타나지는 않았음을 볼 수 있었다. 이 결과는 나사나 지대주의 파절 및 나사의 풀림 등의 보철물 후유증과도 연관이 깊은 부분인데, 실제 이런 혼합 유지 형태의 임플란트 보철물에서의 10년 임상 보고가 이를 뒷받침 해 주고 있었다. Preiskel 등은 286개의 식립된 임플란트 위에 제작된 78개의 혼합 유지형 임플란트 보철물(screw- and cement-retained implant prosthesis)에 대해서 10년에 걸친 후향적 임상 보고를 하였는데, 1.4%의 부하 후 임플란트 실패와 2.8%의 지대주 나사 풀림 현상을 보고하였다. 반면, 임시 접착체로 합착한 시멘트 유지형 보철물에서 관찰될 수 있는 우연 탈락

(accidental dislodgement) 현상은 관찰되지 않았다.¹⁴

나사 유지형 임플란트 보철물에서 보철물 구성 성분에 발생하는 응력이 시멘트 유지형의 경우보다 더 작게 나온 것은 이상적인 passive fit이란 전제 조건이 현실적으로는 불가능함에도 불구하고, 실제 임상적으로는 passive fit에서 다소 불리한 나사 유지형이 유한 요소 실험이라는 가상 실험에서 잇점을 얻었기 때문이라고 생각되었다. 유한요소분석법을 이용한 결과는 임상에서 적용하는데에는 여러 가지 한계를 가지고 있는데, 그 중 하나가 실제 골에서 발생하는 생리적인 변화 등이 야기하는 응력의 수치와 일치하지는 않는다는 점이다.²⁹ 그리고 완전한 passive fit은 실제 임상에서는 실현하기 어려운 조건인데도 이번 실험에서는 이상적으로 이뤄진 것으로 가정하였고, 나사에 torque를 가해 고정체에 연결할 때 발생하는 응력을 재현하는 것은 아직까지는 불가능하다고 보고되고 있다.³⁰

결론

내측연결구조를 갖는 Osstem SS II 임플란트에서 지대주 연결형태 중 나사 유지형 지대주와 시멘트 유지형 지대주를 이용할 경우 이들 간에 지지골 및 고정체에서의 응력 발생 양상은 서로 비슷하였다. 그러나, 지대주와 지대주 나사, 그리고 보철물 나사에 발생하는 응력 발생 양상은 지대주 종류에 따라 차이가 있었으며, 응력 분포 양상은 지대주와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 분산되는 경향을 보였다. 본 유한 요소 실험의 한계내에서 네 가지 보철물 모형 중 나사 유지형 지대주만으로 제작된 모형이 가장 낮은 최대 응력값과 응력 분포를 보였으며 모형 종류와 상관없이 같은 유지형태의 지대주를 사용하는 부위에서는 거의 동일한 최대 응력값 및 응력분포가 나타났다. 혼합 유지형의 임플란트 보철물 모형에서는 시멘트 유지형의 경우와 비교하여 더 큰 응력이 관찰되지 않았다.

참고문헌

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:347-59.
2. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1988;60:75-84.
3. Preiskel HW, Tsolka P. The DIA anatomic abutment system and telescopic prostheses: a clinical report. *Int J Oral*

- Maxillofac Implants 1997;12:628-33.
4. Singer A, Serfaty V. Cement-retained implant-supported fixed partial dentures: a 6-month to 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:645-9.
 5. Misch CE. Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1995;7:15-8.
 6. Clelland NL, Carr AB, Gilat A. Comparison of strains transferred to a bone simulant between as-cast and postsoldered implant frameworks for a five-implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthodont* 1996;5:193-200.
 7. English CE. Implant-supported versus implant-natural tooth-supported fixed partial dentures. *J Dent Symp* 1993;1:10-5.
 8. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604-10.
 9. Lee JM, Kim YS, Kim CW, Kim YH. 3-D FEA of three different single tooth abutments : Cement-retained vs screw-retained. *J Korean Acad Prosthodont* 1999;37:269-88.
 10. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:239-46.
 11. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997;77:28-35.
 12. Preiskel HW, Tsolka P. Telescopic prostheses for implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:352-7.
 13. Lindstrom H, Preiskel H. The implant-supported telescopic prosthesis: a biomechanical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:34-42.
 14. Preiskel H, Tsolka P. Cement-and screw-retained implant-supported prostheses: up to 10 years of follow-up of a new design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:87-91.
 15. Robert G. Restorative dental materials, 9th ed: Mosby, 1993, p54.
 16. Phillips RW. Skinner's science of dental materials, 8th ed: WB Saunders, 1982, p55.
 17. Kenneth AJ. Phillips' science of dental materials, 10th ed: WB Saunders, 1996, p66.
 18. Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J Dent Res* 1982;61:25-9.
 19. Katona TR, Winkler MM. Stress analysis of a bulk-filled Class V light-cured composite restoration. *J Dent Res* 1994;73:1470-7.
 20. Ko HJ, Chung CH. Finite element analysis of stresses induced by osseointegrated prostheses with or without connection between natural tooth and osseointegrated abutments. *J Korean Acad Prosthodont* 1991;29:147-60.
 21. Kim DW, Kim YS. A study on the osseointegrated prosthesis using three dimensional finite element method. *J Korean Acad Prosthodont* 1991;29:167-214.
 22. Squier RS, Psoter WJ, Taylor TD. Removal torques of conical, tapered implant abutments: the effects of anodization and reduction of surface area. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:24-7.
 23. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *J Oral Implantol* 1992;18:343-8.
 24. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part two: Axial loading. *J Oral Implantol* 1992;18:349-53.
 25. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Gilat A. Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *J Prosthodont* 1993;2:183-9.
 26. Möllersten L, Lockowandt P, Lindén LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an *in vitro* test. *J Prosthet Dent* 1997;78:582-91.
 27. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 1999;81:159-66.
 28. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82:436-40.
 29. Holmes DC, Grigsby WR, Goel VK, Keller JC. Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: a finite element stress analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:450-8.
 30. Kwon JH, Choi MH, Kim YL, Cho HW. Three-dimensional finite element stress analysis of single implant restoration using different fixture and abutment screw diameters. *J Korean Acad Prosthodont* 2005;43:105-19.

3-D Finite element stress analysis in screw-type, cement-type, and combined-type implant fixed partial denture designs

Sung-Chun Lee¹, DDS, MSD, Seok-Gyu Kim^{2*}, DDS, PhD

¹Graduate Student, ²Assistant Professor, Department of Prosthodontics, Graduate School of Clinical Dental Science, The Catholic University of Korea

Statement of problems: Stress analysis on implant components of the combined screw- and cement-retained implant prosthesis has not investigated yet. **Purpose:** The purpose of this study was to assess the load distribution characteristics of implant prostheses with the different prosthodontic retention types, such as cement-type, screw-type and combined type by using 3-dimensional finite element analysis. **Material and methods:** A 3-dimensional finite element model was created in which two SS II implants (Osstem Co. Ltd.) were placed in the areas of the first premolar and the first molar in the mandible, and three-unit fixed partial dentures with four different retention types were fabricated on the two SS II implants. Model 1 was a cement-retained implant restoration made on two cement-retained type abutments (Comocta abutment; Osstem Co. Ltd.), and Model 2 was a screw-retained implant restoration made on the screw-retained type abutments (Octa abutment; Osstem Co. Ltd.). Model 3 was a combined type implant restoration made on the cement-retained type abutment (Comocta abutment) for the first molar and the screw-retained type abutment (Octa abutment) for the first premolar. Lastly, Model 4 was a combined type implant restoration made on the screw-retained type abutment (Octa abutment) for the first molar and the cement-retained type abutment (Comocta abutment) for the first premolar. Average masticatory force was applied on the central fossa in a vertical direction, and on the buccal cusp in a vertical and oblique direction for each model. Von-Mises stress patterns on alveolar bone, implant body, abutment, abutment screw, and prosthetic screw around implant prostheses were evaluated through 3-dimensional finite element analysis. **Results:** Model 2 showed the lowest von Mises stress. In all models, the von Mises stress distribution of cortical bone, cancellous bone and implant body showed the similar pattern. Regardless of loading conditions and type of abutment system, the stress of bone was concentrated on the cortical bone. The von-Mises stress on abutment, abutment screw, and prosthetic screw showed the lower values for the screw-retained type abutment than for the cement-retained type abutment regardless of the model type. There was little reciprocal effect of the abutment system between the molar and the premolar position. For all models, buccal cusp oblique loading caused the largest stress, followed by buccal cusp vertical loading and center vertical loading. **Conclusion:** Within the limitation of the FEA study, the combined type implant prosthesis did not demonstrate more stress around implant components than the cement type implant prosthesis. Under the assumption of ideal passive fit, the screw-type implant prosthesis showed the least stress around implant components. (*J Korean Acad Prosthodont* 2009;47:365-75)

Key words: Screw-type, Cement-type, Combined type, 3-dimensional finite element analysis

*Corresponding Author: **Seok-Gyu Kim**

Department of Prosthodontics, Graduate School of Clinical Dental Science, The Catholic University of Korea, #505 Banpo-Dong, Seocho-Gu, Seoul, 137-701, Korea
+82 2 2258 1795: e-mail, seokgyuk@paran.com

Article history

Revised June 19, 2009/ Last Revision October 9, 2009/ Accepted October 12, 2009