

국산 내부연결형 임플란트시스템(GS II[®])에서 지대주 연결방식에 따른 응력분석에 관한 연구

¹이화여자대학교 임상치의학대학원 임플란트치의학전공

²이화여자대학교 의학전문대학원 치과학교실

장미라¹ · 곽주희^{1,2} · 김명래^{1,2} · 박은진² · 박지민² · 김선종^{1,2}

임플란트 보철물에 저작력 등 외부 하중이 작용하면 내부 반응으로 응력이 발생되는데 지지골에 나타난 응력은 골재생 및 흡수 파괴, 임플란트에 나타난 응력은 임플란트 자체의 파절이나 나사의 풀림현상 및 파절, 상부 구조물에 나타난 응력은 보철물의 파절 등을 예견하는 지침이 될 수 있을 것이다. 지대주의 형상과 재질에 따라 연결 방법과 보철방법이 달라지고 임플란트 내부의 하중전달 기전이 변하게 되고 이에 따라 악골에 발생하는 응력분포 역시 달라질 수 있다. 본 연구에서는 하악 제 1대구치 부위에 이중나사 구조를 갖고 원추형 내측연결 임플란트 시스템인 GSII[®] (Osstem, Korea) 임플란트를 이용해 지대주의 종류를 티타늄 소재의 2-piece Transfer[™] abutment (GST), 금합금 소재의 2-piece GoldCast[™] abutment(GSG), 외부 연결형태를 가진 3-piece Convertible[™] abutment (GSC) 로 분류하여 이에 따른 응력분포 양상을 비교 분석하여 보았다. 결과 하중조건에 관계없이 응력은 주로 지대주와 고정체가 접촉하는 경부에 집중되었다. 또한 하중조건에 관계없이 임플란트의 고정체 상부와 접촉하는 치밀골에 높은 응력이 나타나고 해면골에는 아주 작은 응력이 나타났다. 축하중보다는 중심축을 벗어난 하중조건에서 더 높은 응력이 발생되었고 수직하중보다 경사하중에서 더 높은 응력이 발생되었다. 전체에 걸친 최대응력은 GSG에서는 지대주, 치관 및 고정체에 고르게 분포되었고 GST는 주로 고정체와 지대주 나사에, GSC는 고정체와 지대주에 집중되었다. 세 지대주 간 골내의 최대응력에는 유의한 차이가 없었고 GSG가 전체 구성부의 응력 분포에 있어 유리한 것으로 나타났다.

주요어: 내부연결형, 지대주, 유한요소, 응력 (구강회복응용과학지 2010;26(2):179~195)

서 론

치과 임플란트는 장기간의 임상적 성공률과 치료 영역의 확대로 보편적 치료 방법의 하나로 자리 잡아가고 있다. 골유착이라는 관점에서는 대부분 높은 성공률을 보이고 있으나 골유착이 성공된 이후에도 기계적인 문제점이 빈번한 실

패 요인으로 나타나고 있다.¹⁻⁶⁾ 보철물이 외부 하중을 받게 되면 내부 반응으로 응력이 발생되는데 이때 응력은 하중이 가해진 해당 부위에 분산되므로 임플란트에 가해진 하중도 결과적으로 지지조직에 응력으로 나타나게 된다. 자연치에서는 치주인대의 완압효과로 인해 주로 치관부에 응력이 집중되나 임플란트는 결체조직의 개

교신저자: 김선종

이화여자대학교 의학전문대학원 치과학교실, 서울특별시 양천구 목동 911번지, 158-050, 대한민국.

Fax: +82-2-2650-5764, E-mail: sjsj7777@ewha.ac.kr

원고접수일: 2010년 03월 05일, 원고수정일: 2010년 05월 21일, 원고채택일: 2010년 06월 25일

재없이 골과 유착되므로 가해진 하중의 완화작용없이 임플란트의 장축을 따라 분산되기 때문인 것으로 사료된다.

따라서 하중과 생체 역학적인 관계가 조화를 이루지 못하면 임플란트와 악골간의 결합 파괴, 보철물 자체의 손상, 변연 지지골의 흡수 등의 문제를 야기하게 되므로 임플란트 보철물이 성공적으로 유지되기 위해서는 생체의 하중 부담한계를 넘지 않는 범위 내에서 응력이 적절히 분산될 수 있도록 설계해야 한다. 그리고 이러한 하중의 분산요인으로 임플란트 자체의 형태와 재료, 개수, 위치, 각도, 그리고 상부 보철물의 재료와 형태 등이 있으며, 임플란트와 상부 보철물의 연결구조 또한 악골에서의 응력 분산에 영향을 끼친다.^{7,8)}

임플란트와 지대주의 접촉 연결은 외측연결과 내측연결로 구분된다. 외측연결 시스템은 임플란트 고정체의 상부에 존재하는 육각부위에 지대주를 연결하고 나사로 고정하는 방식이다. 내측연결 시스템은 임플란트 고정체 내부로 지대주의 일부가 들어가서 연결되는 방식으로 연결 접촉부 사이에 약간의 공간이 존재하고 연결이 수동적인 방식(slip-fit joint)과 연결 접촉부 사이에 공간이 없는 능동적인 방식(friction-fit joint)가 있다.⁹⁾

전통적인 외측연결 시스템은 장기 임상 연구결과 나사의 풀림이나 파절 등 보철적 문제점들이 보고 되고 있다.^{9,10)} Jemt 등은 임플란트를 이용해 단일치를 수복한 후 3년간의 관찰 결과 약 65%의 나사 풀림 현상을 보고하였고, Walton 들은 22개월간 외부 육각 계면을 갖는 임플란트를 임상적으로 관찰한 결과 20%-32%의 나사 풀림을 보고하면서 이와 같은 보철적 문제점으로 인한 유지관리의 어려움이나 비용 문제가 발생함을 보고하였다.^{11,12)}

이에 내부 연결형태의 다양한 연결방식이 개발되고 있는데 특히 내부 원추형의 연결방식은 외부 육각형태의 연결방식에 비해 60%정도 굽힘 강도가 증가하는 것으로 보고되어 있다. Levine 등¹³⁾은 내부 원추형 연결방식의 임플란트

를 이용해 단일치를 수복한 후 21.3개월의 기간 동안 합착형 수복물로 수복한 경우 1.8%의 보철적 문제점이 발생했음을 보고하였다. 내측 연결 형태에서도 지대주의 형상과 재질에 따라 연결 방법과 보철방법이 달라지게 된다. 지금까지의 연구 대부분이 임플란트와 지대주의 연결부분과 임플란트와 주위골과의 관계에 집중되어 있으며, 상부 보철물을 달리할 때의 연구는 드문 편이다. 이에 본 연구에서는 이중 나사 구조의 원추형 내측 연결 임플란트인 GS II[®](Osstem, Korea)에서 지대주의 연결방식과 재질을 달리했을 때 지지골, 임플란트, 상부 보철물에 나타나는 응력분포 양상을 삼차원 유한요소 분석법을 통해 비교분석하였다.

연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

1) 고정체

내측 연결 형태이며 이중 나사 구조를 갖는 직경 4.0mm, 길이 11.5mm의 GS II[®](Osstem, Korea)를 고정체로 설정하였다.

2) 지대주

재질과 연결 방식이 다른 세 종류의 지대주를 선택하여 유한요소 모형화 하였다. 5.5mm 높이의 순수 티타늄 소재의 Transfer[™] 지대주에 금 합금 크라운을 합착한 형태(GST), 금 합금 소재의 GoldCast[™] 지대주에 금 합금 크라운을 나사 유지형으로 한 형태(GSG), 티타늄 합금 소재의 Convertible[™] 지대주에 금 합금 실린더와 금 합금 크라운을 나사 유지형으로 한 형태(GSC)를 설계하였다.(Table I, Fig. 1)

3) 지대주 나사

GST와 GSG는 티타늄 합금 소재의 지대주 나사를 사용하였고 GSC는 티타늄 합금 소재의 cylinder 나사를 사용하였다.

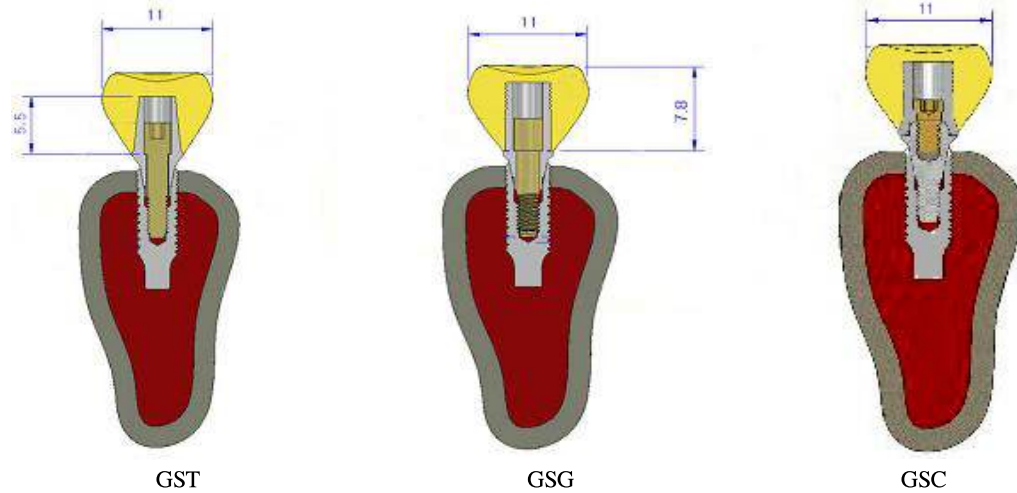


Fig. 1. Schematic representation of experimental model (Unit: mm).

4) 인공치관

인공치관은 금합금 치관으로 하였으며 나사 유지형과 시멘트 합착형의 영향을 배제하기 위해 모두 hole이 없도록 설계하고 시멘트의 공간도 부여하지 않았다.

시 레진에 매몰한 후 1mm 간격의 절단두께로 자른 다음 전산화 단층 촬영하여 실제와 같은 삼차원적 구조재현을 위한 기초 자료로 삼았다. 촬영된 단면의 수는 20개였으며 이 절단면들의 평면 형태를 환등기로 비추어 모눈종이 상에서 트레이싱하여 균일한 외형과 피질골 두께를 갖는 하악골 모형을 완성하였다.

2. 연구 방법

1) 하악골 모형화

본 연구의 모델은 하악골의 제 1대구치 부분을 제거하고 이 부위에 임플란트를 식립하여 수복하는 것을 대상으로 하였다. 하악 제 1대구치를 포함한 전체 20mm의 절편을 채득하여 에폭

2) 모델 형성

하악 제 1대구치 부위에 직경 4mm의 나사형 임플란트 1개가 식립된 모형에 그 위에 연결되는 지대주, 보철물 및 주변 악골을 3차원 형상으로 제작하였다. 하악골의 외측은 피질골, 내측은

Table I. Abutment Types

종 류	Abutment소재	Abutment Type	Abutment 구성
Transfer TM Abutment(GST)	pure titanium	cement-retained	2 pieces
GoldCast TM Abutment(GSG)	gold alloy	screw-retained	2 pieces
Convertible TM Abutment(GSC)	titanium alloy	screw-retained	3 pieces

해면골로 구분하였으며 치밀골의 두께는 2mm로 하였다. 임플란트 나사의 단면은 일반적인 삼각형 모양으로 하였다.

3) 구속 및 하중조건

경계조건으로 하악 치조골의 내부 경계선은 움직임이 전혀 발생하지 않도록 하기 위해 하악골 양쪽 모서리 부분의 절단면부분을 U_x , U_y , U_z 방향으로 모두 구속하였고, 총 4가지 하중조건을 적용하였다(Fig. 2).

하중조건 1: 치관 중심좌에 고정체의 장축과 평행하게 점하중으로 100N의 수직하중

하중조건 2: 치관 협측교두정에 고정체의 장축과 평행하게 점하중으로 100N의 수직하중

하중조건 3: 치관 중심좌에 치아 바깥쪽에서 치아중심으로 100N의 30° 경사하중

하중조건 4: 치관 협측교두정에 치아 바깥쪽에서 치아중심으로 100N의 30° 경사하중

4) 경계조건과 물성치

유한요소를 이용한 응력분석법은 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모형의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(homogeneity), 재료의 특성은 세 방향으로 동

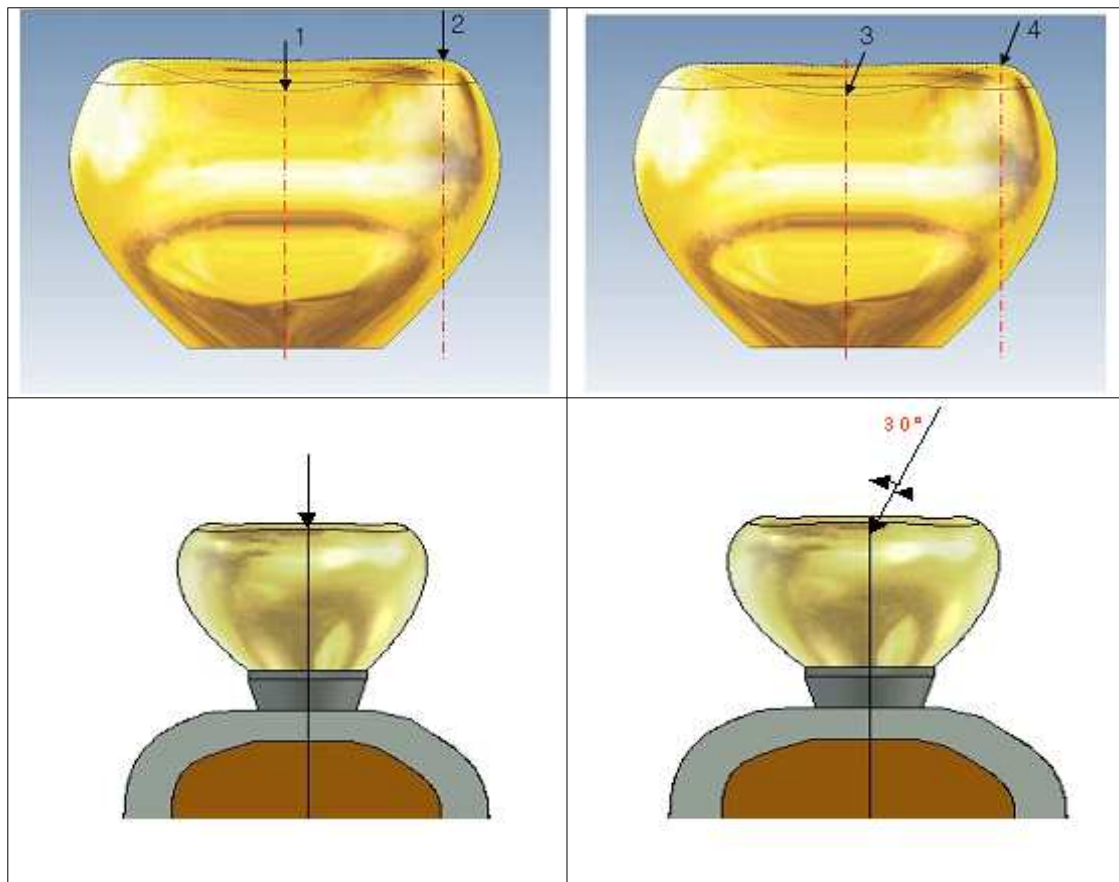


Fig. 2. Loading condition 1, 2, 3, 4.

Table II. Material Properties

Materials	Young's Modulus (Gpa)	Poisson's Ratio
Cortical bone	13.7	0.30
Cancellous bone	1.37	0.30
Pure Titanium	110	0.33
Ti-Alloy	117	0.33
Gold Alloy	136	0.42
Crown	99.3	0.35

일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위정도에는 무관하다는 선형 탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다. 각 재료의 물성치는 오스텝사의 Instron machine을 이용한 수치와 다른 연구 자료를 참고하였다.⁶⁾(Table II)

5) 응력분석

본 연구에서 삼차원 유한요소모형의 초기 모델링은 모델링 전문기구인 Iron CAD를 사용하여 표면작업을 하였다. 상업용 유한요소 코드인 3G.Author(PlasoTech Corporation, USA)를 사용하여 유한요소 격자(mesh)작업과 선형적 구조해석을 하여 각 모형의 응력 분포 양상을 비교하고 각 구성 성분별로 유효 응력값을 비교하였다.

결 과

1. 모형 전체의 응력 분석

중심좌에 수직하중이 가해진 하중조건 1의 경우 모형 전체에 걸쳐 임플란트의 장축으로 응력이 고르게 분산되는 양상을 보이며, 편측 수직하중(하중조건 2)의 경우 하중이 가해진 편측으로 치경부에 높은 응력이 집중되고, 중심좌에 경사하중이 가해진 하중조건 3의 경우 하중이 가는

방향으로 치경부에 응력이 집중되었고 협측교두정에 경사하중이 가해진 하중조건 4의 경우도 하중조건 3과 유사한 양상을 보였다. 지대주별로는 GSG에서 전체적으로 작은 응력을 보였다.

2. 각 구성부의 응력 분석

1) 치관부에서의 응력

하중조건에 상관없이 각 지대주 모두에서 하중이 가해진 부위에 가장 큰 응력이 집중되며 다음으로 경부에 응력이 나타나고 있다.

2) 지지골에서의 응력(Fig. 4)

지대주 종류나 하중조건에 관계없이 모두 지지골 상부인 치밀골 부위에 응력이 집중되는 양상을 보이며 하중조건별로 수직하중보다 굽힘력이 걸리는 경사하중이 가해졌을 때 편측으로 큰 응력이 집중되었다. 경사하중의 경우 하중이 가는 방향(설측)에 큰 응력이 집중되고 협측 교두정 수직하중(하중조건 2)의 경우 협측에 더 큰 응력을 보였다.

골과 임플란트가 접하는 부위를 치조정에서부터 0, 2, 4, 6, 8, 10mm지점으로 나누어 각 부위에서의 등가응력을 Fig. 5~8에 나타내었다. 치밀골 부위인 0, 2mm에서 응력이 집중되고 해면골에는 (4, 6, 8, 10mm) 아주 작은 응력이 나타났다. 응력이 집중된 치밀골 위치에서의 응력을 비교해보면 지대주 별로는 GSG에서 가장 작은 응력을 보였다.

골에 발생된 최대응력을 비교해 보면 하중조건 1과 하중조건 2에서는 세 지대주 모두 비슷하고 하중조건 3과 하중조건 4는 GSG에서 더 작은 응력을 보였다.(Fig. 12~15)

3) 지대주 및 나사에서의 응력(Fig. 9, 10)

GST에서는 하중조건 1의 경우 지대주 상단에 응력이 집중되었고 하중조건 2, 하중조건 3, 하중조건 4에서는 지대주 경부 즉 고정체와 접촉하는 부위에 응력이 집중되었다. GSG에서는 지

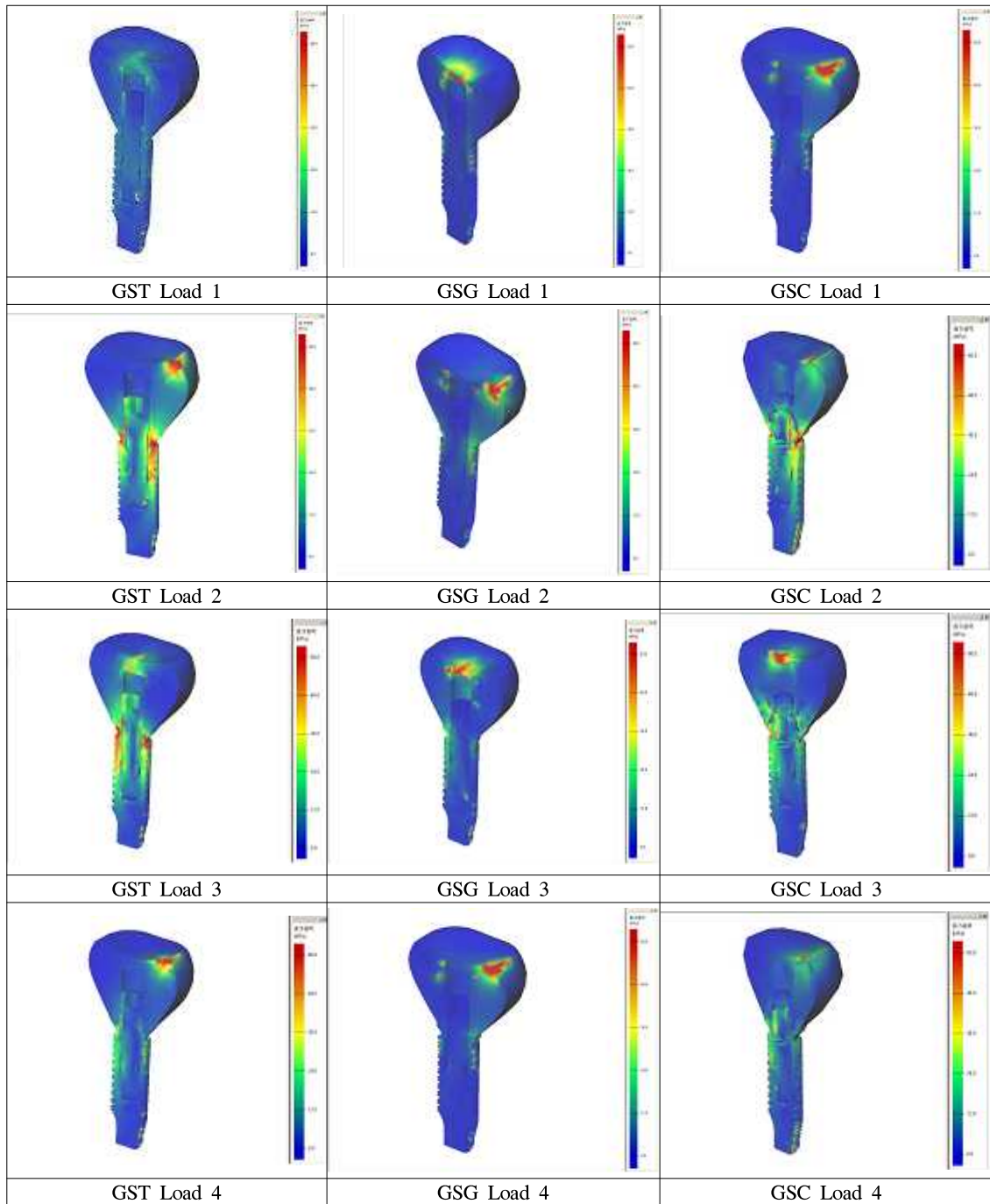


Fig. 3. The stress contours of model without bone under loading condition 1, 2, 3, 4.

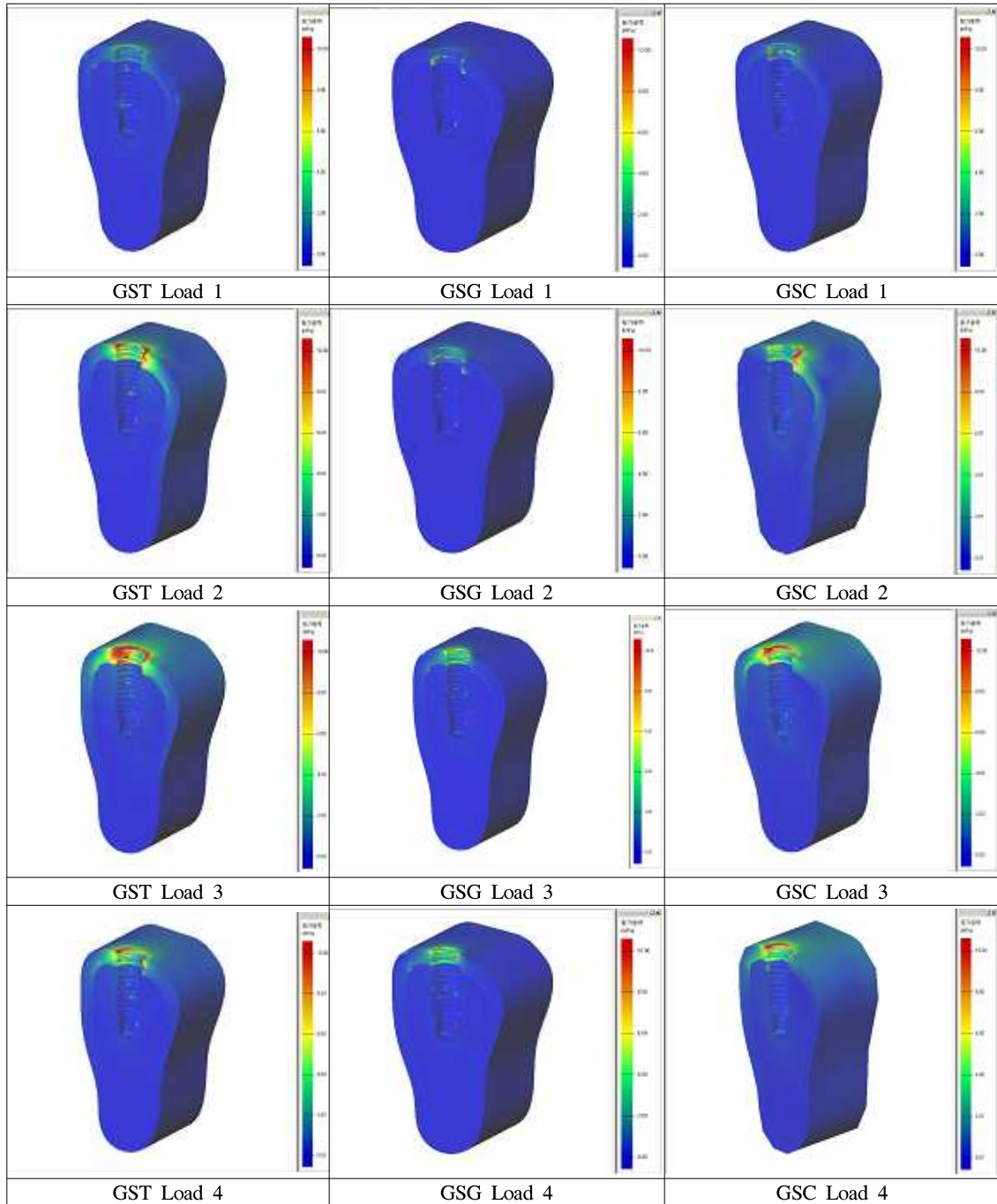


Fig. 4. The stress contours of bone in model under loading condition 1, 2, 3, 4.

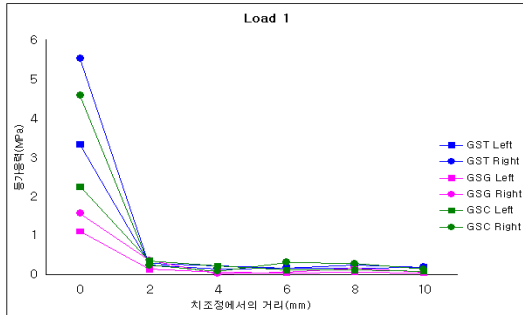


Fig. 5. Von Mises stresses on the points of bone contacting with fixture under loading condition 1.

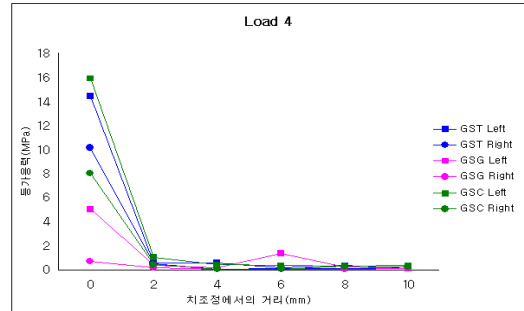


Fig. 8. Von Mises stresses on the points of bone contacting with fixture under loading condition 4.

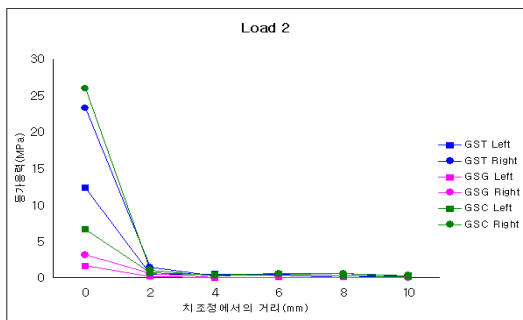


Fig. 6. Von Mises stresses on the points of bone contacting with fixture under loading condition 2.

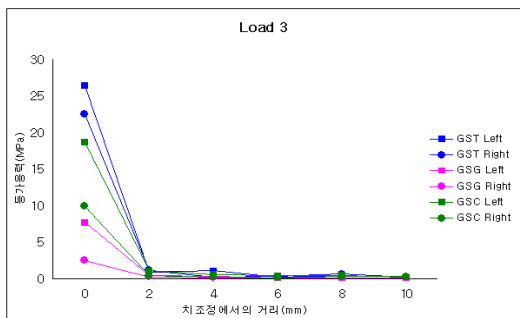


Fig. 7. Von Mises stresses on the points of bone contacting with fixture under loading condition 3.

대주 상단과 경부에 응력이 집중되었는데 특히 지대주 상단에 큰 응력 집중을 보였다. GST, GSG에서는 지대주의 상단과 경부에 응력이 집중되었고, GSC에서는 지대주에 금합금 cylinder가 올라가는 butt joint 부위에 큰 응력이 나타났다.

지대주 나사에서는 GST에서 가장 큰 응력이 집중되었는데 하중조건 2와 하중조건 3에서 나사의 몸체와 두부에 매우 큰 응력이 나타났고 GSG는 나사에는 별로 응력이 집중되지 않았다. GSC의 cylinder 나사에는 경사하중시 나사의 목과 나나산 부위에 큰 응력을 보였다.

4) 고정체에서의 응력 (Fig. 11)

치밀골과 접촉하는 고정체 상단부에 응력이 집중되었고 고정체의 근침부에도 응력이 나타났다. 하중조건 2와 하중조건 3의 경우 더 큰 응력이 집중되었는데 하중조건 2의 경우 하중이 가해진 쪽으로, 경사하중의 경우 하중이 가해지는 방향(설측)으로 큰 응력이 나타났다.

최대하중은 하중 조건에 관계없이 GSG에서 가장 작은 응력 분포를 보였다.(Fig. 12~15)

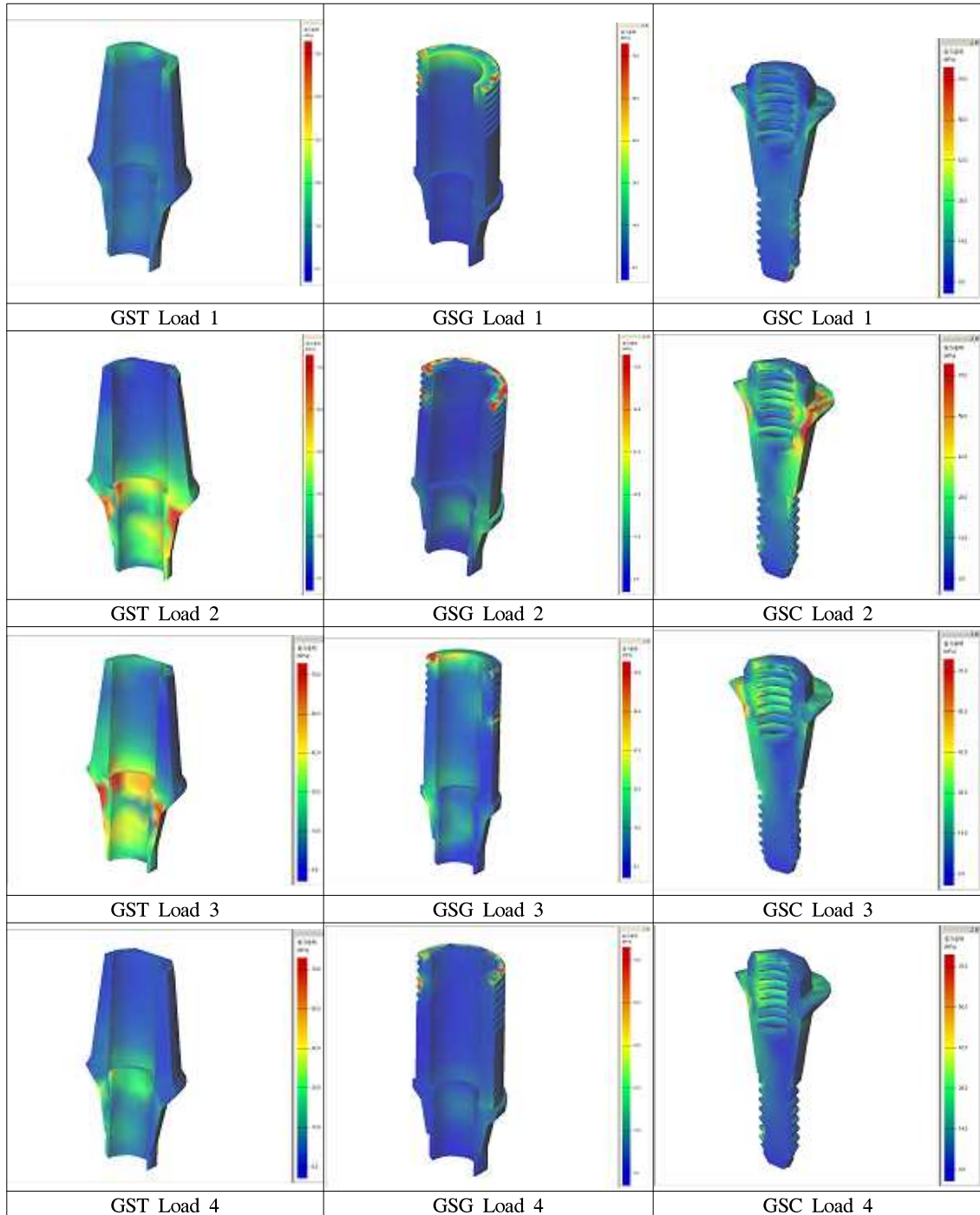


Fig. 9. The stress contours of the abutment in model under loading condition 1, 2, 3, 4.

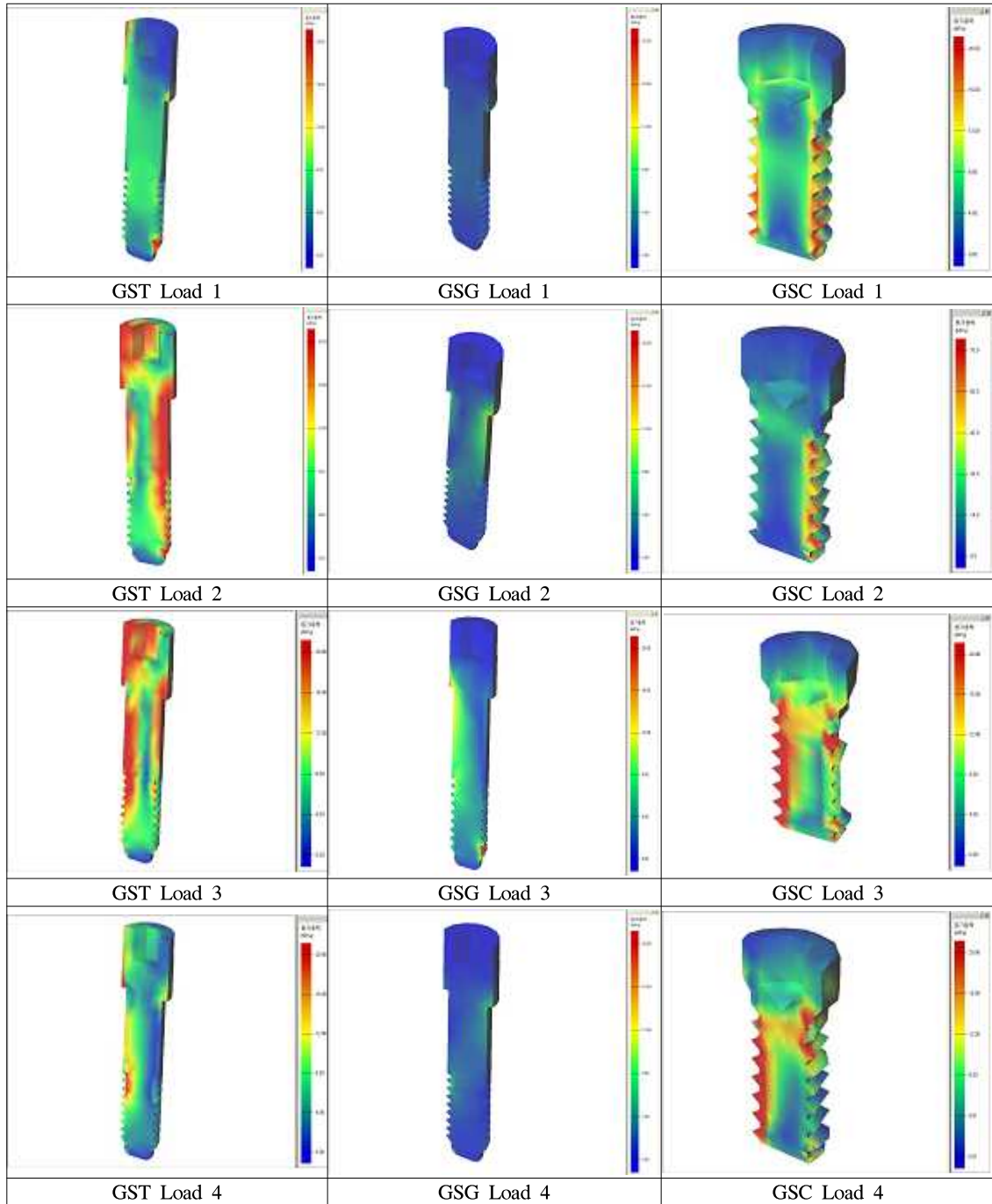


Fig. 10. The stress contours of the abutment screw(GST, GSG) and the cylinder screw(GSC) in model under loading condition 1, 2, 3, 4.

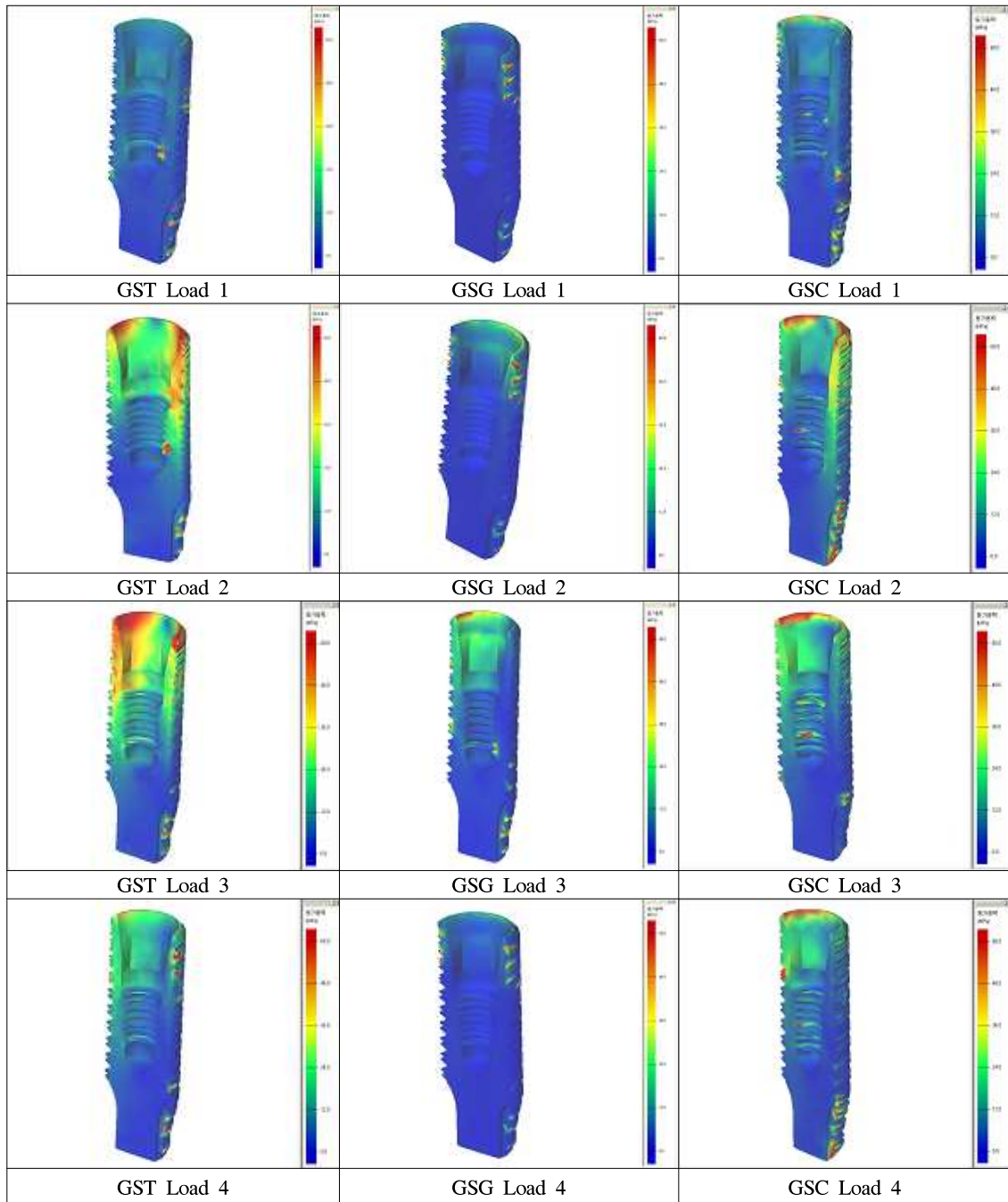


Fig. 11. The stress contours of the fixture in model under loading condition 1, 2, 3, 4.

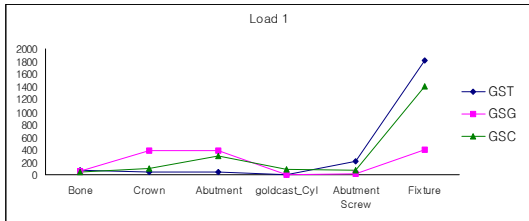


Fig. 12. Maximum von Mises stresses under loading condition 1(Unit: MPa)

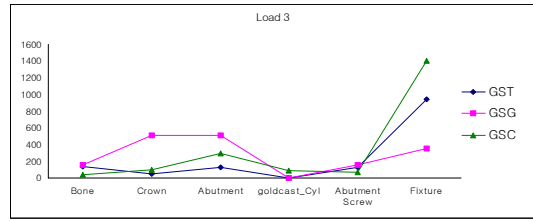


Fig. 14. Maximum von Mises stresses under loading condition 3(Unit: MPa)

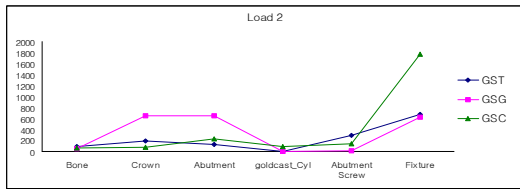


Fig. 13. Maximum von Mises stresses under loading condition 2(Unit: MPa)

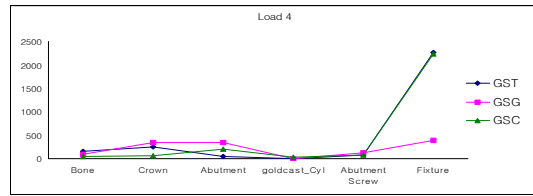


Fig. 15. Maximum von Mises stresses under loading condition 4(Unit: MPa)

3. 각 구성부의 최대 응력(Fig. 12~15)

GSG의 경우 하중조건에 무관하게 치관, 지대주, 고정체에 비교적 고르게 응력이 분포되었다. GST의 경우 고정체에 응력이 매우 크게 나타났고 그 다음으로 지대주 나사에도 응력이 집중되었다. GSC의 경우도 고정체에 가장 큰 응력이 나타났고 그 다음으로 지대주에 응력이 집중됨을 보였다.

총괄 및 고안

치아나 보철물에 가해지는 저작력은 수직하중과 수평하중으로 구분할 수 있는데 Craig¹⁴⁾는 자연치에서의 최대 교합력이 구치부에서 390-880N이고 측방력은 20N이라 하였다. Richter¹⁵⁾ 등은 구치부 임플란트의 기능시 최대 교합력을 121.1 ±69.6N으로 보고하였다.

저작력등의 하중이 구강내에 작용하면 그 하

중이 지지골, 임플란트 및 상부구조물에 응력으로 나타나게 되는데 지지골에 나타난 응력은 골재생 및 흡수 파괴, 임플란트에 나타난 응력은 임플란트 자체의 파절이나 나사의 풀림현상 및 파절, 상부 구조물에 나타난 응력은 보철물의 파절 등을 예견하는 지침이 될 수 있을 것이다. 응력 분포는 지대주의 연결 방식에 따라서도 달라지게 된다. 전통적인 연결방식인 외부 육각 연결계면은 임플란트의 식립 과정에서 회전력을 전달하는 역할이 주목적이었지만 점차 상부 보철물의 장착을 용이하게 하고 회전을 방지하는 역할에 더 많은 관심을 갖게 되었다.^{16,17)} 특히 단일치아를 임플란트로 수복하는 치료에 대한 요구가 증가하고 있으며 시술 또한 증가하고 있으나 외부 육각의 연결 계면을 갖는 상부 보철물에서 장기적 임상 연구 결과 나사의 풀림이나 파절 등 보철적 문제점이 보고 되고 있다.^{11,12)} 이에 비해 Merz 등¹⁸⁾은 내부 원추형 연결방식은 잠금 장치의 형태와 마찰력이 연결부의 안정성을 결정하

며 외부의 기능적 부하에 주로 원추형 연결부가 저항을 하며 나사에 가해지는 전하중은 외부 육각 형태에 비해 낮지만 원추형 연결부의 마찰력으로 연결부의 안정성을 유지하고, 전하중이 낮기 때문에 외력에 의해 항복강도를 초과할 위험이 크게 줄어든다고 하였다. 또한 Norton^{19,21)}은 외부 육각형태 시스템보다 원추형태의 내부연결형태의 지대주를 가진 시스템이 굽힘모멘트에 대한 저항성에 있어서도 우수하다고 하였으며, Sutter^{23,24)}도 원추형태의 내부연결형태의 지대주를 가지는 경우 풀림에 대한 저항성이 우수하고 동적하중하에서도 우수한 결과를 보인다고 보고하였다.

GS II(Osstem, Korea) 임플란트는 고정체가 micro thread와 macro thread로 이루어진 이중나사(dual thread) 구조를 갖고 고정체와 지대주가 11° 원추형 연결형태를 갖는다. 본 연구에서는 티타늄 소재의 2-piece TransferTM abutment, 금합금 소재의 2-piece GoldCastTM abutment, 그리고 외부연결형태를 가진 3-piece ConvertibleTM abutment 이 세 가지 지대주가 재질과 연결 형태가 달라 이에 따른 응력 분포가 어떻게 다른지 유한 요소 분석법을 통해 알아보았다. 하중에 대한 응력과 변위를 연구하는 방법에는 스트레인 게이지법, 브리틀 코팅법, 홀로그래피, m와래 분석법, 광탄성 분석법, 그리고 유한요소법이 있다. 이중 유한요소법은 해석하려는 구조체를 물리적 성질이 유사한 유한개의 작은 요소로 분할하고 각 요소의 물성치와 하중조건을 구조물 해석에 적절한 프로그램에 입력시킨 후 주어진 문제에 맞는 어떤 적분형의 원리를 통해 연속체 문제를 유한 차원 문제로 수식화하는 하나의 수치 기법이다. 동적 하중 실험이 연결계면에서 파절이나 변위값에 대한 정보를 제공하는 반면 유한 요소 분석법은 위의 연결방식들이 어떤 기계 역학적인 특징을 갖고 있는지에 대한 정보를 제공해 줄 수 있다.¹⁸⁾ 시스템 내부의 응력 분포 양상을 알 수 있고 어떤 부분이 응력 분포에 취약한 부분인지도 알 수 있다.^{5,25)}

GST, GSG, GSC 세 가지 지대주를 유한요소 분석한 결과 하중조건에 관계 없이 치조정 부위 치밀골에 응력이 집중되었는데 이는 이전의 다른 연구 결과와도 유사하다.^{7,26)} Borches와 Reichart⁷⁾는 삼차원 유한요소법을 이용하여 수직 및 측방하중이 임플란트에 미치는 영향을 평가한 결과 주로 치조골에서 높은 응력이 발생했으며 특히 측방력이 가해졌을 때 응력집중이 가중됨을 보고했다. Clelland 등⁸⁾은 응력은 탄성계수가 높은 치조골에 주로 발생하는 반면, 탄성계수가 낮은 해면골에는 스트레인이 주로 발생한다고 하였다. 또한 Weinberg는 골유착된 임플란트에서는 치주인대에서 허용되는 그러한 미세운동이 없으므로 치조정 높이에 회전중심을 가지며, 대부분의 힘의 분산은 임플란트면을 따라서 분산되기보다 치조정에서 집중된다 하였다.²⁶⁾ 이는 임상에서 임플란트에서 발견되는 골흡수가 항상 치조정에서 시작되는 것파도 일치한다.

치관의 중심축에 수직하중을 가한 경우 치관부, 지대주, 고정체, 치조골의 양쪽에 고르게 응력이 고르게 분산되는 양상을 보였으나 중심축을 벗어난 하중과 경사하중에서는 굽힘력이 걸려 편측으로 높은 응력이 집중되었다. Rangert 등²⁷⁻²⁹⁾ 임플란트 지지 보철물에 비수직하중으로 교합력이 작용하면 굽힘 모멘트를 야기하여 임플란트에 높은 응력을 발생시킨다고 하였다. 따라서 임상에서는 이러한 위해로운 굽힘모멘트를 줄여 줄 수 있도록 교합의 접촉점 및 교두 경사 등을 고려해서 보철물의 형태를 디자인해야 할 것으로 사료된다.

각 지대주 별 결과를 보면 내측연결 형태의 기본이라 할 수 있는 GST의 경우 지대주와 지대주나사, 고정체의 긴밀한 접촉으로 응력이 지대주 경부와와 지대주 나사에 접촉하는 고정체 내부를 따라 분포되고 있는데 이는 다른 내측연결 임플란트와도 유사하며,^{6,30)} Norton은 내측 원추형 연결부의 감소된 미세진동(micromovement)이 우수한 강도와 안정성을 제공한다고 하였다.¹⁹⁻²²⁾ 그러나 고정체에 큰 응력이 집중되므로 이 부위

의 충분한 강도가 요구된다고 사료된다. 특히 내부연결 형태에서는 지대주에 접촉하는 고정체 부위의 두께가 얇아 취약하므로 충분한 강도가 필수적일 것이다. 또한 지대주 나사에도 응력이 집중되므로 시멘트 접합 후의 나사 풀림이나 파절에 대비해야 할 것이다.

GSG에서는 응력이 지대주, 치관 및 고정체에 고르게 분포되었다. 이는 크라운과 지대주의 재질이 동일하고 그 연결이 긴밀하여 하중이 바로 전달된 결과가 아니라고 생각되며, 응력이 고르게 분포는 되었으나 GST나 GSC에 비해 상대적으로 치관과 지대주에 나타난 응력이 크므로 보철물의 재료 선택시 이 부위의 강도 보강을 고려해야 할 것으로 사료된다. 또 지대주의 상단에 큰 응력이 나타나는데 원래 GSG는 나사 유지형으로 access hole을 레진으로 채우게 되면 이 부위에 응력이 집중되어 레진이 깨지는 결과를 초래할 수도 있어 유의해야 할 것이다.

GSC는 외부연결 방식으로 전환하여 다양한 보철을 할 수 있게 한 지대주로 응력은 주로 고정체와 지대주에 집중되었는데 특히 지대주의 cylinder 연결부위에 집중되었다. 응력 분포의 특성상 계면 부위에 응력이 집중된 결과라 생각된다. cylinder 나사에도 응력이 집중되어 나사의 풀림이나 파절을 예상할 수 있다.

응력이 가장 많이 걸리는 치밀골에서의 등가 응력을 비교했을 때 GSG에서의 응력이 가장 작았는데 이는 치관, 지대주, 및 고정체에 응력이 고르게 분포되어 골에는 작은 응력이 걸린 것이라 생각된다. 골내의 최대응력은 수직 하중에서는 세 지대주 모두 비슷하고, 경사 하중시에는 다른 두 지대주에 비해 GSC에서 응력이 약간 적었다. 그러나 이 결과만으로 세 지대주 중 특정 지대주가 악골내 응력 분포에 유리하다고 단정 짓기는 힘들고 다만 GSG가 전체적인 응력 분포에는 더 유리한 것으로 나타났다.

임상에서 임플란트 보철시 지대주 선택에는 약간 거리, 고정체의 식립 각도, 심미성, 유지관리의 용이함, 술자의 편의성 등이 고려되고 있다. 이와

더불어 전체 보철물과 고정체의 응력 분포와 치조골의 하중 반응을 고려해야 할 것이다. 본 연구 결과를 임상에서 그대로 적용하기에는 유한요소 응력분석의 한계가 있다. 환자마다 교합관계와 악골의 형태가 다양해서 본 연구결과를 일률적으로 적용시키기는 어렵고 현재 모형은 완전한 골유착을 가정하였으나 실제 임상에서 골유착의 정도는 다양하며 골유착의 정도가 낮으면 응력은 커진다. 또한 골의 흡수와 개조 등 하중에 따른 동적인 골재형성도 수학적 재현이 어렵고 유한요소 응력분석을 이용해 계산된 응력 수치는 반드시 실제 수치와 일치하지 않는다.³¹⁾ 이런 유한요소 분석법의 한계 외에도 본 연구에서는 시멘트 합착형과 나사유지형의 영향을 배제했는데 실제 임상에서는 지대주의 형태, 연결방식, 재질뿐 아니라 access hole에 따른 영향이 있을 것이다. 따라서 실제 임상에서 어떻게 영향을 줄 수 있는지 더 연구가 필요하리라 사료된다.

결론

본 연구는 하악 구치부에서 이중나사 구조를 갖고 내측연결 시스템인 GSII(Osstem, Korea) 임플란트의 세 가지 지대주 종류에 따른 유한요소 응력분석 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 하중조건에 관계없이 응력은 주로 지대주와 고정체가 접촉하는 경부에 집중되었다.
2. 하중조건에 관계없이 치밀골에 큰 응력이 집중되고 해면골에는 매우 작은 응력이 나타났다.
3. 축하중보다 중심축을 벗어난 하중조건에서 더 높은 응력이 발생되었고 경사하중에서 수직하중보다 더 높은 응력이 발생되었다.
4. 전체에 걸친 최대응력은 GSG에서는 지대주, 치관 및 고정체에 고르게 분포되었고 GST는 주로 고정체와 지대주 나사에, GSC는 고정체와 지대주에 집중되었다.
5. 지대주 간 골내의 최대응력에는 유의한 차이가 없었다.

참 고 문 헌

1. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989;62:582-585.
2. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants for 5years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-178.
3. Dan ET, William RL. Tissue-integrated prostheses complication. *Int J OralMaxillofac Implants* 1992;7: 477-484.
4. Zarb HA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part 111: Problems and complications and encountered. *J Prosthet Dent* 1990;64:185-194.
5. Oh SW, Yang JH. Influence of implant-abutment interface design, implant diameter and prosthetic table width on strength of implant-abutment interface : Three dimensional finite element analysis. *J Korean Acad Prosthodont* 2003;41:393-404.
6. Ahn JK, Kay KS, Chung CH. Finite element stress analysis of implant prosthesis with internal connection between the implant and the abutment. *J Korean Acad Prosthodont* 2004;42:356-372.
7. Borchers L, Reichart P. Three dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983;62: 155.
8. Clelland, N.L. Lee, J.K., Bimbenet, O.C., Gilat, A.. Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *J Prosthodont* 1993;2:183-189.
9. Levine RA, et al. A multicenter retrospective analysis of ITI implant system used for single-tooth replacements: Preliminary results at six or more months of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:237-242.
10. Jemt T et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement, A 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:29-36.
11. Jemtp T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent* 1993;21:203-298.
12. Walton JN, Macentee MI. A prospective study on the maintenance of implant prostheses in private practice. *Int J Prosthodont* 1997;10:453-458.
13. Levine R, Cleim D, Beagle J, Ganeles J, Johnson P, Sonit G, Keller G. Multicenter Retrospective Analysis of the Solid-screw ITI Implant for Posterior Single-Tooth Replacements. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:550-556.
14. Michael R Norton. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface in implant design. *Clin Oral Impl Res* 1997;8:290-298.
15. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:99-108.
16. Beaty K. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(suppl):52-54.
17. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments and laboratory analog. *Int J Prosthodont* 1995;8:162-178.
18. Merz BR, hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection : An 8-degree taper compared to a bitt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519-526.
19. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Impl Res* 1997;8:290-298.
20. Norton MR. Assessment of cold welding properties of internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 1999;81: 159-166.
21. Norton MR. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;83:567-571.
22. Jang JS, Jeong YT, Chung CH. Finite element tress analysis of implant prosthesis of internal connection system according to position and direction of load. *J Korean Acad Stomatog Func Occ* 2005;21:1-14.
23. Sutter F. et al. The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants : Part 1. Engineering and design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;3:161-171.

24. Sutter F, Webber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Perodont Rest Dent* 1993;13:409-431.
25. Kim JH, Jo KH, Lee CH, A study of the stress distribution on the second abutment and supporting tissues in fixed partial denture using three dimensional finite element analysis method. *J Korean Acad Prosthodont* 2000;38:675-694.
26. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:19-31.
27. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247.
28. Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, van Roekel NB. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326-334.
29. Rangert B, Enouard F, Arnoux JP, Sarment DP. Load factor control for implants in posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:360-370.
30. Beat R. Mechanics of the implant-abutment connection. An 8-degree taper compared to a butt connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15: 519-526.
31. Hoimes DC, Grigsby WR, Goel VK, Keller JC. Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polymethylene or titanium intramobile element: A finite element stress analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:450-458.

Three-Dimensional Finite Element Analysis of Internal Connection Implant System (Gsii[®]) According to Three Different Abutments and Prosthetic Design

¹Department of Implant Dentistry, Graduate School of Clinical Dentistry, Ewha Womans University

²Department of Dentistry, School of Medicine, Ewha Womans University

Mi-ra Jang¹, Ju-Hee Kwak^{1,2}, Myung-Rae Kim^{1,2}, Eun-Jin Park², Ji-Marn Park², Sun-Jong Kim^{1,2}

In the internal connection system, the loading transfer mechanism within the inner surface of the implant and also the stress distribution occurring to the mandible can be changed according to the abutment form. Therefore it is thought to be imperative to study the difference of the stress distribution occurring at the mandible according to the abutment form. The purpose of this study was to assess the loading distributing characteristics of three different abutments for GS II[®] implant fixture (Osstem, Korea) under vertical and inclined loading using finite element analysis. Three finite element models were designed according to three abutments; 2-piece Transfer[™] abutment made of pure titanium (GST), 2-piece GoldCast[™] abutment made of gold alloy (GSG), 3-piece Convertible[™] abutment with external connection (GSC). This study simulated loads of 100N in a vertical direction on the central pit (load 1), on the buccal cusp tip (load 2) and 30° inward inclined direction on the central pit (load 3), and on the buccal cusp tip (load 4). The following results were obtained.

1. Without regard to the loading condition, greater stress was concentrated at the cortical bone contacting the upper part of the implant fixture and lower stress was taken at the cancellous bone.
2. When off-axis loading was applied, high stress concentration observed in cervical area.
3. GSG showed even stress distribution in crown, abutment and fixture.
GST showed high stress concentration in fixture and abutment screw.
GSC showed high stress concentration in fixture and abutment.
4. Maximum von Mises stress in the surrounding bone had no difference among three abutment type.

In GS II[®] conical implant system, different stress distribution pattern was showed according to the abutment type and the stress-induced pattern at the supporting bone according to the abutment type had no difference among them.

Key words: Internal connection, abutment type, FEA (finite element analysis), stress distribution

Correspondence to : Prof. Sun-Jong Kim

Department of Oral and Maxillofacial Surgery, School of Medicine,
Ewha Womans University, 911 Mok-dong, Yangcheon-Gu, Seoul, 158-050, Korea.
Fax: +82-2-2650-5764. E-mail: sjsj7777@ewha.ac.kr

Received: March 05, 2010, Last Revision: May 21, 2010, Accepted: June 25, 2010