

경사형 내부연결 임플란트 시스템 (SS III[®])에서 지대주 형태에 따른 응력분포의 3차원 유한요소 분석

이혜승¹ · 김명래^{1,3} · 박지만^{2,3} · 김선중^{1,3*}

이화여자대학교 ¹임상치의학대학원 임플란트치의학과, ²임상치의학대학원 심미수복치의학과, ³의학전문대학원 치과학교실

연구 목적: 내부연결형 임플란트 고정체에 연결 방식이 다른 4종류의 지대주를 연결하여 교합력을 가하였을 때 각 구조에 발생하는 응력의 차이를 비교하고, 이들 연결방식이 임플란트 주위조직의 응력분포에 미치는 영향을 3차원 유한요소법을 통하여 알아보고, 지대주의 선택 기준을 마련하고자 하였다.

연구 재료 및 방법: 고정체로는 직경 4 mm, 길이 11.5 mm의 SS-III[®] (Osstem, Korea)를 사용하였으며, 사용된 지대주는 각각, 모델 1에서 Solid abutment, 모델 2에서 Com-Octa abutment, 모델 3에서 ComOcta Gold abutment, 모델 4에서 Octa abutment를 사용하였고, 네 가지 하중조건으로 치관중심와 (central fossa)에 fixture 장축에 평행하게 점하중으로 100 N의 수직하중, 협측교두에 대하여 fixture 장축에 평행하게 점하중으로 100 N 수직하중, 치관중심와에서 설측으로 100 N의 30° 경사하중, 협측교두 (buccal cusp)에 치아의 바깥 쪽에서 내측으로 100 N의 30° 경사하중을 주었고 3G.Author (Plasso Tech, USA)를 이용하여 분석하였다.

결과: 1. 골조직에서는 모든 모델에서 하중조건에 관계없이 가장 큰 응력이 고정체 상부에 집중되었고, 고정체 하부에서는 근단 부위에서 응력 집중을 보였으며, 그 외의 부위에서는 큰 응력 집중은 보이지 않았다. 2. 고정체에서의 응력은 모든 모델에서 하중조건에 관계없이 neck 부위에서 최대의 양상을 보였다. 3. 응력은 골에서보다 임플란트 내부에서 훨씬 높았다. 4. 중심와에 수직하중인 하중조건 1에서 가장 낮은 응력이 관찰되었으며, 이 때의 응력집중 현상도 가장 적게 나타났다. 서로 다른 지대주에서 응력분포 양상을 살펴본 결과, 같은 고정체를 사용한 경우에 지대주의 연결 형태에 따른 골조직에서의 응력 분포의 차이는 없었다. (*대한치과보철학회지* 2010;48:181-8)

주요 단어: 3차원 유한요소법, 내부 연결형 임플란트, 지대주, 응력분산

서론

임플란트 보철물이 장기적으로 성공하려면, 조성 물질의 생체 친화성과 더불어 구강 내에서 교합 시에 발생하는 응력이 생체 허용 범위 내에 있도록 보철물 설계를 하는 것이 생역학적 측면에서 중요하다고 하였다.^{1,2}

임플란트와 지대주의 연결에는 다양한 형태가 이용되고 있는데 기하학적인 형태는 결합의 안정성, 결합강도, 회전 안정성 등을 결정하는 중요한 요소의 하나이며, 동시에 보철물의 안정성에도 중요하다.³ 고정체/지대주의 연결 형태에 대한 기계적인 성질에 관해 Lee 등⁴은 시멘트 유지형에 비해 나사 유지형 지대주에서 더욱 높은 응력집중이 보인다고 하였고, Khraisat 등⁵은 시멘트의 실패가 없다면 단일치아수복 임플란트에 가해지는 측방력에는 시멘트 유지형이 용이하다고 하였다. Naert 등⁶은 지대주 재질로 탄성이 높은 재료를 제안하였고, Rangert 등⁷은 고정체와 지대주의 계면 디자인이 연결체의 강성에 영향을 주며, 나사 연결부의 높은 휨 탄성이 응력을 감소시킬 수도 있다고 하였다. 지대주의 형상이나 연결방식에 따라 임플란트 내부의 하중전달 기전이 변할 수 있으며, 악골에 발생하는 응력에 영향을 미칠 수 있을 것이다. 그러므로 지대주의 형

태나 연결 구조에 따른 응력 분포의 연구는 필수적이라 하겠다. 본 연구의 목적은 한 종류의 고정체에, 연결 방식이 다른 여러 종류의 지대주를 연결하여 교합력을 가하였을 때 각 구조에 발생하는 응력의 차이를 비교하며, 또 이들 연결방식이 임플란트 주위조직의 응력분포에 미치는 영향을 3차원 유한요소법을 통하여 알아보고, 지대주의 선택 기준을 마련하고자 하였다. 본 연구에서는 내부연결 시스템이면서 8° 내부 원추형 구조를 가진 경사형 (tapered type) 임플란트 시스템인 Osstem의 Avana SS III[®]를 고정체로 이용하였으며, 대상물의 응력분포의 방향과 크기를 비교분석할 수 있는 수리적 해석방법인 3차원 유한요소 방법을 통하여 실험하였다.

연구 재료 및 방법

1. 유한요소 모델형성

본 연구에 사용한 모델은 하악골의 제1대구치 부분에 임플란트를 식립하는 것을 대상으로 하였다. 제1대구치를 포함한 전체 20 mm의 section을 채득하여 에폭시 레진에 매몰한 후 1 mm 두께로 자르고 전산화 단층 촬영으로 실제와 같은 삼차원적

*교신저자: 김선중

158-050 서울시 양천구 목동 911 이화여자대학교 임상치의학대학원 임플란트치의학과 02-2650-5631; e-mail, sjsj7777@ewha.ac.kr

원고접수일: 2010년 2월 3일 / 원고최종수정일: 2010년 3월 23일 / 원고채택일: 2010년 3월 31일

구조를 재현 하였다. 촬영된 단면의 수는 20개였으며, 이 절단면들의 평면형태를 환등기로 비추어 모눈종이 상에서 트레이싱하여 균일한 외형과 피질골 두께를 갖는 상하악골 모형을 완성하였다. 골 구조 중 외부는 하악골의 평균 치밀골 두께인 2 mm로 처리하였고, 그 내부는 해면골로 처리하였다.

본 연구에서 하악골 제1대구치 부위에 각각 직경 4 mm의 나사형 임플란트 1개가 식립된 모형과 그 위에 연결되는 지대주, 보철물 및 주변 악골을 3차원 형상으로 제작하였다. 또한 임플란트 나사 단면은 일반적인 삼각형 모양으로 하였으며 교합면의 형태는 유한요소 모델의 특성상 단순화 시켰다. 총 4가지의 모델을 기준으로 하였고, 각각의 모델에 대하여 3차원적 유한요소 모델을 형성하였다.

2. 모델의 분류

본 연구에서 고정체로는 직경 4 mm, 길이 11.5 mm의 SS-III® (Osstem, Korea)를 사용하였으며, 사용된 지대주는 각각, 모델 1에서 Solid abutment, 모델 2에서 Com-Octa abutment, 모델 3에서 ComOcta Gold abutment, 모델 4에서 Octa abutment를 사용하였다. 본 연구에서 사용된 4가지 실험모형의 재현된 형상은 Fig. 1과 같았다.

3. 경계조건과 물성치

1) 경계조건

유한요소를 이용한 응력분석법은 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모형의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성 (homogeneity), 재료의 특성이 3방향으

로 동일하다는 등방성 (isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위정도에는 무관하다는 선형 탄성 (linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다. 경계조건 (Boundary Condition)은 하악골의 내부경계선은 움직임이 전혀 발생하지 않도록 하기 위해 하악골의 양쪽 모서리 부분의 절단면 부분을 U_x, U_y, U_z 방향의 자유도 (degree of freedom)을 모두 구속하였다.

유한요소 (Element)는 4절점 (Node)의 삼각뿔형태인 Tetra Heron Element를 사용하였으며 삼차원 유한요소모형의 초기 모델링은 모델링 전문기구인 Iron CAD를 사용하여 표면작업을 하였다.

2) 물성치

재료의 물성치인 탄성계수 (Young's modulus: E) 포와송의 비 (Poisson's ratio: ν)는 선학들의 자료와¹⁵ Instron 8516 만능시험기 (Instron, USA)을 이용하여 측정 한 Osstem 자료를 참고하였다 (Table 1).

Table 1. Material Property

Material	Young's modulus GPa	Poisson's ratio
Cortical Bone	13.7	0.3
Cancellous Bone	1.37	0.3
Pure Titanium	110	0.33
Titanium Alloy	117	0.33
Gold Alloy	136	0.42
Gold Alloy (Crown)	99.3	0.35

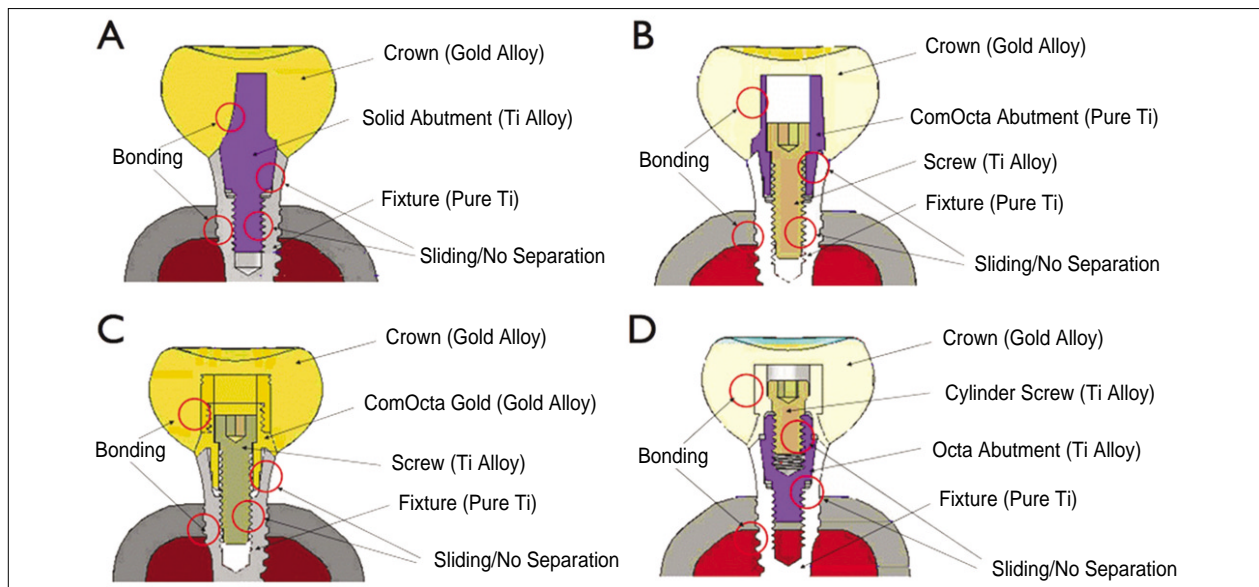


Fig. 1. Boundary conditions and materials of Model 1 (A: Solid abutment), Model 2 (B: ComOcta abutment), Model 3 (C: ComOcta Gold abutment) and Model 4 (D: Octa abutment).

4. 하중조건

저작은 수직력과 경사력이 발생되므로 총 4가지의 하중조건을 적용하였다 (Fig. 2).

- ① 하중조건 1: 치관중심와 (central fossa)에 fixture와 평행하게 점하중으로 100 N의 수직하중
- ② 하중조건 2: 협측교두에서 fixture에 평행하게 점하중으로 100 N 수직하중
- ③ 하중조건 3: 치관중심와에서 설측으로 100 N의 30° 경사하중
- ④ 하중조건 4: 협측교두 (buccal cusp)에 치아의 바깥쪽에서 내측으로 100 N의 30° 경사하중

5. 응력 분석

유한요소격자 (mesh)의 작업과 선형적 구조해석은 상업용 유한요소 분석 프로그램인 3G.Author (Plaso Tech, USA)를 이용하여 해석 (solving)과 후처리 (Post processing)작업을 수행하였고, 나

타난 여러 가지 응력값 중에서 유효응력 (von-Mises stress)을 취하여 각 모형에서의 응력분포와 변형을 비교 분석하였다.

결과

1. 보철물에서의 응력

치관부에서의 응력은 하중조건에 관계없이, 하중이 가해진 부위에 가장 큰 응력이 집중되었으며, 고정체와 연결되는 치관부의 경부에도 응력이 관찰되었다. Solid (Model 1)에서는 치관부와 지대주의 설측 경계면을 따라서, 하중 1을 제외한 나머지의 하중조건에서 인장하중이 나타난 것으로 판단된다 (Fig. 3, 4).

2. 지대주 나사에서의 응력

고정체 나사부분의 최상부와 접촉하는 부위의 지대주 나사에서 높은 응력이 발생되었다 (Fig. 5).

하중조건의 변화에 따라서는 중심와에 경사하중을 가한 하

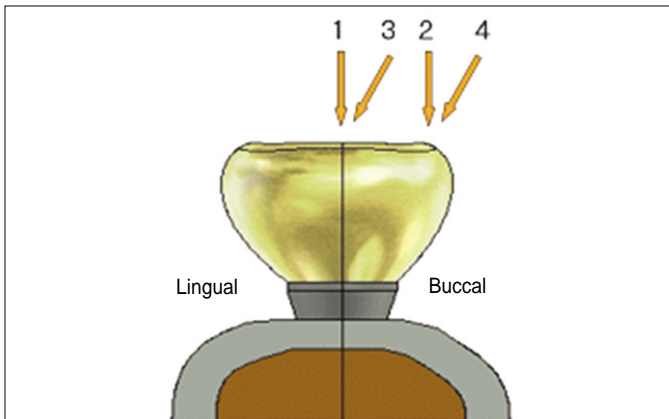


Fig. 2. Locations and directions of loadings.

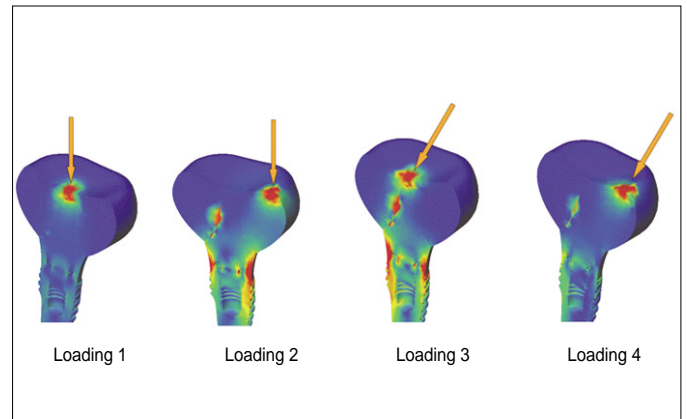


Fig. 3. Stress concentration in superstructure (Model 1).

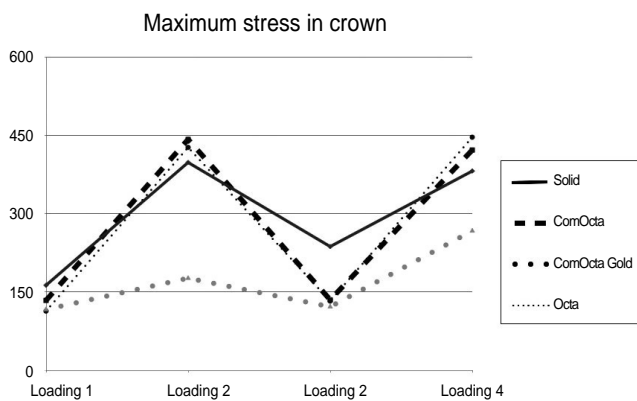


Fig. 4. Maximum von-Mises stress in crown.

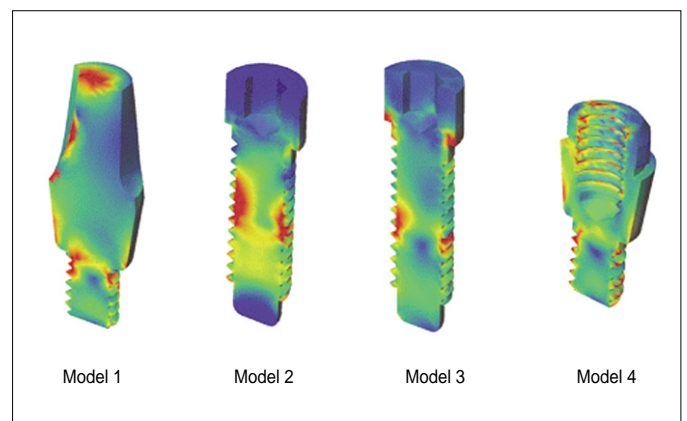


Fig. 5. Stress concentration in abutment screws (Load 3).

중조건 3에서 가장 높은 응력분포를 보였으며, 4가지 모델에서는 ComOcta (Model 2)의 지대주에서 가장 높은 응력을 보였다 (Fig. 6).

3. 고정체에서의 응력

최대응력은 모든 경우 고정체에 걸리는 것으로 나타났으며 고정체에서의 응력은 하중조건에 관계없이 고정체 상부에 응력이 집중되는 양상을 보였다. 수직하중이 가해진 하중조건 1에서는 고정체의 장축을 따라 응력이 고르게 분산되는 양상을 보였으며 각각의 지대주에서 하중조건에 따른 고정체에서의 응력분포는 협측교두에서 수직하중을 가한 하중조건 2에서 가장 높은 분포를 보였고 이때 주로 고정체의 협측에 응력이 집중되어 나타났다. 하중조건 3에서는 협측 설측으로 응력이 전달되거나 설측면에 더 높은 응력집중을 보였다. 하중조건 4에서는 하중조건 3과 유사한 양상을 띄었으나 전체적으로 응력 양은 감소하였다 (Fig. 7, 8).

4. 지지골에서의 응력

지지골에서의 응력 양상은, 모든 지대주에서 하중조건에 관계없이, 지지골 상부 즉 임플란트 고정체 상부의 골 접촉부인, 치밀골에 응력이 집중되는 양상을 보였다 (Fig. 9).

하중에 따른 피질골에서의 응력분포를 보면, 중심와에 수직력을 가한 하중조건 1에서의 응력은 피질골에서 협측 설측으로 균일한 분포를 보였다. 협측 교두에서 수직력을 가한 하중조건 2에서의 응력은 협측 설측에 응력이 모였고, 협측 피질골에서 더 많은 응력이 집중된 양상을 보였다. 중심와에서 30도 경사하중을 가한 하중조건 3에서 가장 높은 응력분포를 보였으며, 협측과 설측에 집중되어있고 특히 설측에서 더 크게 나타났다. 협측 교두에서 30도의 측방력을 가한 하중조건 4에서의 응력은 협측에 비해 설측 피질골에 집중되어 나타났다 (Fig. 10).

각 지대주별로 비교해 보면, 골조직에서의 응력 분포는 모델 3 (ComOcta Gold)에서 낮은 경향은 보였으나 전체적인 분포 범위를 고려하여 볼 때 큰 차이를 보이지 않는 것으로 나타났다 (Fig. 11).

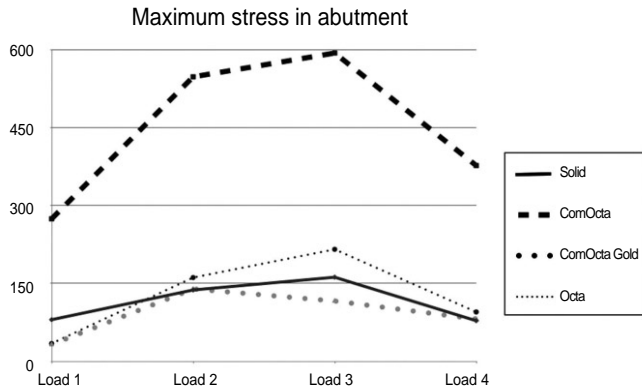


Fig. 6. Maximum von-Mises stress in abutment screw.

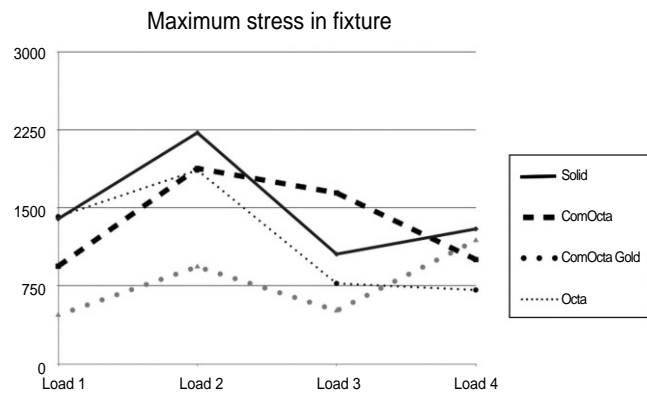


Fig. 8. Maximum von-Mises stress in fixture.

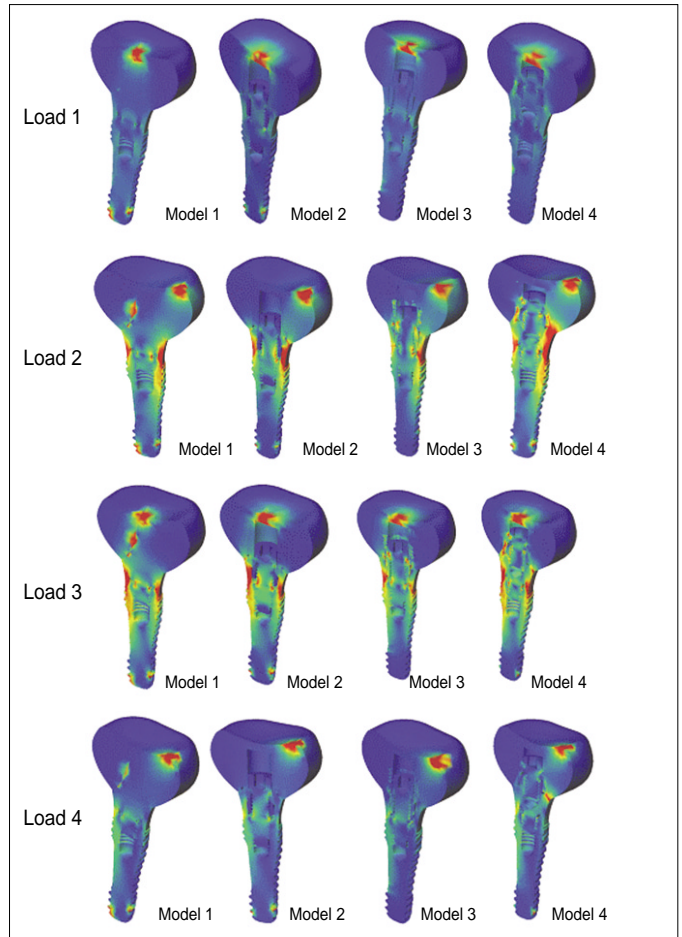


Fig. 7. Stress distribution in fixture.

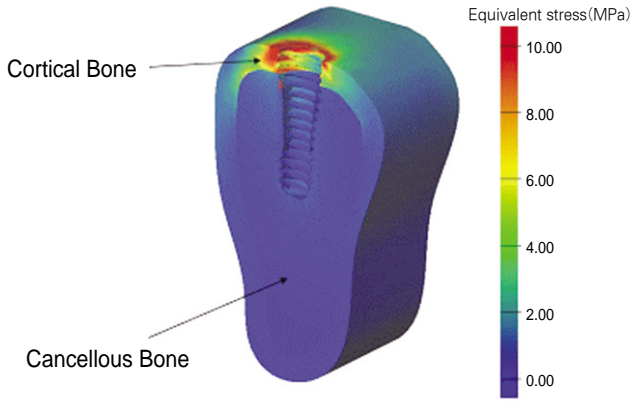


Fig. 9. Stress distributions in bone.

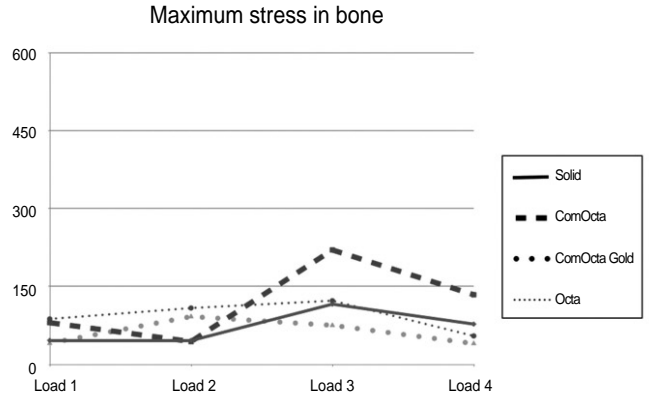


Fig. 11. Maximum von-Mises stress in bone.

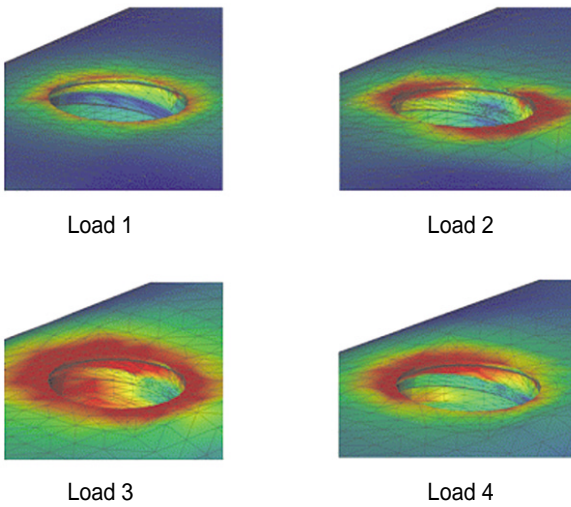


Fig. 10. Stress distribution in cortical bone under loading conditions (Model 4).

고찰

임플란트 수복 후 골조직의 안정성은 시술 후 성공여부의 중요한 기준이라 할 수 있다. 지대주의 형상에 따라 임플란트의 내부의 하중전달기전이 변하게 되고, 이에 따라 악골에 발생하는 응력분포가 영향 받을 수 있으므로 지대주의 연결 형태에 따른 응력을 분석하고자 하였다. Shin 등⁸은 지대주의 형상에 따라 지대주와 고정체의 결합부에서 지대주와 고정체가 접촉하는 면적이 넓어질수록 임플란트 내에서 적절한 응력분산이 이루어 졌다고 보고하였다. Norton은 고정체와 지대주 사이의 원추형태의 연결구조가 굽힘력에 대한 저항에 유리함을 보여주었고, Brånemark 시스템과 Astra Tech 임플란트의 두 가지 고정

체/지대주의 조합 (combination) 사이의 정적인 굽힘력 (static bending strength)을 비교하여 후자의 조합이 더 높은 강도를 보인다고 결론지었다.^{9,11} 또한 Ahn 등¹²은 3차원 유한요소법을 이용한 연구에서, 내측 연결 임플란트 시스템에선 지대주의 연결 형태에 따른 지지골, 고정체 지대주에 응력이 발생하는 양상은 차이를 보인다고 하였다.

외부육각 형태를 가진 시스템에 비해 내부연결 형태의 지대주를 가진 시스템이 굽힘 모멘트 (bending moment)나 폴림에 대한 저항성이 우수하고 동적 하중에서도 우수하다는 결과들이 보고 되었고, 8° 내부 원추형 구조가 굽힘 저항력을 향상 시키고, 지대주와 고정체 사이에서 자가 잠금성의 특성을 부여한다는 보고가 있다.^{9,11,13,14} 교합력은 개인 간에도 큰 차이를 나타내며 한 개인에서도 위치에 따라 큰 차이를 보이기 때문에 본 연구에서는 구치부 임플란트가 기능시의 최대 교합력이 121.1 ± 69.9 N이라는 Richter 등의 보고에 근거하여 100 N의 하중을 가하였다.^{2,15,16} 본 연구의 모형 전체의 응력 분석을 보면 수직하중이 중심외에 가해진 하중조건 1에서는 지대주, 고정체, 치조골의 장축을 따라 응력이 좌우대칭으로 분산되는 양상을 보였으며, 인장력이 걸리는 경사하중의 하중조건 3, 4에서는 하중이 가해진 편측으로 응력이 치우치는 양상을 보였다. 하중조건 2에서는 하중이 가해진 쪽으로 응력이 집중되어 나타났다. Rangert 등이 임플란트지지 보철물에 작용하는 교합력이 비수직 하중으로 작용하면 굽힘 모멘트를 야기하여 임플란트에 높은 응력을 발생시킨다고 하였는데,^{7,12,17} 본 연구에서도 수직하중을 중심외에 가한 경우에는 응력이 임플란트 보철의 장축에 따라 고르게 분산되는 경향을 보이나, 수직하중이 협측교두에 가해진 경우에는 약간의 굽힘력이 걸렸으며, 중심외에 경사하중이 가해진 경우에는 더 높은 굽힘력이 걸려 높은 인장과 압축력이 양측에 치우쳐 걸려있는 양상을 보여주었다. 이는 임플란트 보철에서 교합하중이 고정체의 장축을 향하도록 유도하는 것이 생역학적으로 유리하다는 것을 확인하여 주고 있다. 각 모델에서의 응력값은 중심외에 30도 경사 하중을 가한 하중조건

3에서 가장 높은 응력분포를 보였고 경사하중이 걸리는 하중 조건 3, 4의 경우에는 피질골과 접촉된 고정체 상단부위에 하중이 가해진 편측으로 높은 응력이 집중되는 양상을 보였으며 하중조건 4에서는 3의 경우에 비해 전반적으로 응력이 감소하여 나타났다. Lum 등과 Matusushita 등의 유한요소법 연구에서도 응력이 일반적으로 피질골에서 나타나며 특히 임플란트의 주위의 피질골에서 집중됨을 보여주었는데,^{18,20} 이는 본 연구의 결과와 유사하며, 이는 임플란트에서의 골 흡수가 거의 치조 정에서 시작되는 것을 설명해 준다고 할 수 있겠다. 본 연구에서의 응력분석 결과, 같은 고정체에 연결되었어도 지대주의 종류가 다르면, 고정체에 전해지는 응력분포 양상이나 보철물과의 계면에 걸리는 응력분포 양상은 서로 다르게 나타날 수 있음을 보여주었다. 그러나 고정체가 동일한 경우 지대주가 달라져도 골조직에 걸리는 응력의 수치나 응력분포 양상은 크게 차이를 보인다고 하기 어려웠다. 고정체에서는 협측 교두에 수직의 하중을 가한 경우에서 가장 높은 응력을 나타내었다. 응력이 집중되는 곳은 피질골과의 연계면이나 지대주와의 연결 계면에서도 높은 응력을 보였다. Andersson 등²¹은 Brånemark 임플란트 시스템에서 가장 취약한 부분이 지대주 나사였다고 보고하였으나, 내측연결 시스템을 이용한 본 실험결과에 따르면 지대주 나사와 연결되는 부위의 고정체 부분도 취약한 지역이 될 수 있으므로 사료된다.

상부 보철물에서의 응력은 하중의 각도에 상관없이 점하중이 가해지는 부위에 가장 큰 응력이 집중되었으며, 하중이 가해지는 쪽의 하단경부에서도 응력이 관찰되었다. 하중조건 1에서는 중앙부에 하중이 가해져서, 이 경계면을 따라서 압축응력이 발생하게 되지만, 하중조건 2에서는 같은 수직하중임에도 불구하고, 협측에서 발생하는 모멘트에 의하여 설측 경계면에 인장이 발생하게 된다. 또한 하중조건 3과 4의 경우에는 경사하중의 방향이 설측 경계면과 거의 평행을 이루게 되어 실질적으로는 경계면을 따라 인장력이 발생하여, 시멘트가 부착된 부분이 취약하게 될 수 있다고 사료된다. Park 등과 Rangert 등은 임플란트 지지 보철물에서는 수직력보다 측방력이 가해졌을 때 지지 조직과 보철물에 응력이 증가된다고 하였고,^{3,17,22} 본 연구에서도 같은 결과를 보여주었고, 측방력이 많이 발생하는 경사 하중 조건 하에서 응력이 감소되도록 임플란트 보철을 디자인 하는 것이 중요하다고 할 수 있겠다.

결론

1. 골조직에서는 모든 모델에서 하중조건에 관계없이 가장 큰 응력이 고정체 상부에 집중되었고, 고정체 하부에서는 근단 부위에서 응력 집중을 보였으며, 그 외의 부위에서는 큰 응력 집중은 보이지 않았다.
2. 고정체에서의 응력은, 모든 모델에서, 하중조건에 관계없이 neck 부위에서 최대의 양상을 보였다.
3. 응력은 골에서보다 임플란트 내부에서 훨씬 높았다.

4. 중심외에 수직하중인 하중조건 1에서 가장 낮은 응력이 관찰되었으며, 이 때의 응력집중 현상도 가장 적게 나타났다.
5. 서로 다른 지대주에서 응력분포 양상을 살펴본 결과, 같은 고정체를 사용한 경우에 지대주의 연결 형태에 따른 골조직에서의 응력 분포의 차이는 없었다.

참고문헌

1. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, Rosen H. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. *Plast Reconstr Surg* 1986;77:496-7.
2. Han SU, Park HO, Yang HS. Stress analysis of supporting tissues and implants according to implant fixture shapes and implant-abutment connections. *J Korean Acad Prosthodont* 2004;42:226-37.
3. Park WH, Lee YS. Three dimensional finite element stress analysis of implant prosthesis according to the different fixture locations and angulations. *J Korean Acad Prosthodont* 2005;43:61-77.
4. Lee JM, Kim YS, Kim CH, Kim YH. 3-D FEA of three different single tooth abutments : Cement-retained vs Screw-retained. *J Korean Acad Prosthodont* 1999;37:269-88.
5. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604-10.
6. Naert IE, Duyck JA, Hosny MM, van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part 1: An up to 15-years clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:237-44.
7. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326-34.
8. Shin HS, Chun HJ, Han CH, Lee SH. Three-dimensional stress analysis of implant systems in the mandibular bone with various abutment types and loading conditions. *J Korean Acad Prosthodont* 2003;41:617-25.
9. 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 Implants Res* 1997;8:290-8.
10. 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.
11. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:458-64.
12. 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;42:356-72.
13. Sutter F, Schroeder A, Buser DA. The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 1. Engineering and design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:161-72.
14. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI Dental Implant System: design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993;13:409-31.
15. Moon BH, Yang JH. A study on the stress analysis of three root-

- form implants with finite element analysis. *J Korean Acad Prosthodont* 1993;31:129-50.
16. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:99-108.
 17. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:360-70.
 18. Matsushita Y, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *J Oral Implantol* 1990;16:6-11.
 19. 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.
 20. Chung KM, Chung CH, Jeong SM. Finite element stress analysis of implant prosthesis according to platform width of fixture. *J Korean Acad Prosthodont* 2003;41:674-88.
 21. Andersson B, Ödman P, Boss A, Jönéus L. Mechanical testing of superstructures on the CeraOne abutment in the Brånemark system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:665-72.
 22. 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.

A 3-dimensional finite element analysis of tapered internal connection implant system (Avana SS III®) on different abutment connections

Hye-Sung Lee¹, DDS, MSD, Myung-Rae Kim^{1,3}, DDS, MSD, PhD, Ji-Man Park^{2,3}, DDS, MSD, Sun-Jong Kim^{1,3*}, DDS, MSD, PhD

¹Department of Implant Dentistry, Graduate School of Clinical Dentistry, ²Department of Esthetic Restorative Dentistry, Graduate School of Clinical Dentistry, ³Department of Dentistry, School of Medicine, Ewha Womans University, Seoul, Korea

Purpose: The purpose of this study was to compare the stress distribution characteristics of four different abutment connections on SS-III® fixture under occlusal loading, using 3-dimensional finite element method. **Materials and methods:** The fixture of SS-III® (Osstem, Korea) with 4 mm diameter and 11.5 mm length and 4 types of abutments were analyzed; Solid, Com-Octa, ComOcta Gold, and Octa abutment. The models were placed in the area of first molar in the mandible. The 4 loading conditions were; (1) the vertical loading of 100 N on the central fossa, (2) the vertical loading of 100 N on the buccal cusp, (3) the 30° inclined loading of 100 N to lingual side on the central fossa, and (4) the 30° inclined loading of 100 N to the lingual side on the buccal cusp. The 3G.Author program was used, the von-Mises stress was calculated and the stress contours were plotted on each part of the implant systems and the surrounding bone structures. **Results:** Regardless of abutment types and loading conditions, higher stress concentration was observed at the cortical bone. In cancellous bone, the highest stress was observed at apical portion and the maximum stress occurred at the implant neck. The higher internal stress was observed in the fixtures than in the bone. The lowest stress was observed at loading condition 1 and the stress concentration was also lower than any other loading conditions. **Conclusion:** Within the limitation of the result of this study, it seems that the abutment connection type does not affect much on the stress distribution of bone structure. (*J Korean Acad Prosthodont 2010;48:181-8*)

Key words: Three-dimensional FEA, SS-III® implant, Implant abutment, Stress distribution

*Corresponding Author: **Sun-Jong Kim**

Department of Implant Dentistry, Graduate School of Clinical Dentistry, Ewha Womans University, 911 Mok-dong, Yangcheon-gu, Seoul, 158-710, Korea

+82 2 2650 5631: e-mail, sjsj7777@ewha.ac.kr

Article history

Received February 3, 2010/ Last Revision March 23, 2010/ Accepted March 31, 2010