- 대한치과턱관절기능교합학회지 22권 1호, 2006 -

내측연결 시스템에서 임플란트 고정체의 경부 형태에 따른 지지골에서의 유한요소 응력분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

박영남·김희중·오상호·정재헌

Ⅰ. 서 론

기술의 진전, 증가된 환자의 욕구, 임상적 경험의 축적 등으로 인하여 사용되고 있는 임플란트 디자인은 끊임없이 심미적 그리고 기능적 요구를 이루기 위해서 발전되고 왔다. 사실 임플란트는 구강 내에 식립되어 정적인 상태로 남아 있는 것이 아니라 치아의 역할을 대신하여 정하중 및 동하중을 복합적으로, 계속하여 받게 되므로 임플란트는 생리적 한계 내에서 골 내에 기능력을 전달할 수 있어야 한다. 따라서 임플란트가 장기간 손상을 받지 않고 기능하는데 영향을 미치는 중요한 요소중의 하나는 디자인이다.

골내 임플란트를 디자인하는 원칙은 생체친화성과 향상된 조직 치유가 주된 목표인 생리적 요구 그리고 임플란트의 주변에 국소적 조직 응력(strain)의 조절과 관련된 생역학적 필요성 등이다.[10] 그러나 비록 생역학적 요소가 임플란트 생존에 중요하다고 인식되지만 대체로 지금까진 단지 생물학적 관점에서 임플란트 디자인에 대하여 강조가 이루어져 온 것이 현실이다.[1]

치과 임플란트 디자인에 있어서 중요한 문제는 골에 결합강도를 최대화 시키는 임플란트 형태를 찾아내는 것으로서, 일반 공학적 사고에 의하면 이것은 임플란트에 표준하중이 가해질 때 야기되는 최대 골 응력을 최소화하는 기하학적 형태를 임플란트에 부여하므로서 이루어질 수 있다.[1] 따라서 임플란트에 가해지는 과부하의 위험을 줄이고, 임플란트 주위골의 양호한 반응을 유도하여 장기간 동안 골유착을 보전하기 위해서는 임플란트에 가해지는 저작력과 임플란트 주위의 골반응에 대한 이해가 중요하다. 임플란트 주위의 골 반응에 대한 생역학적 관심은 크게 치조정골에서의 초기 골 흡수와 임플란트 표면과 접촉하는 계면골에서의 반응으로 나누어 볼 수 있는데, 치과 임플란트를 지지하는 골 내에 최대 응력(peak stress)은 임플란트가 골에 접촉하기 시작하는 부위에 근접한 치조정(crestal region)에서 나타난다.

치과 임플란트는 다양한 저작압을 받게 되고 따라서 그 저작압에 견딜 수 있는 연결구조를 임플란트 시스템에 적용하는 것이 중요하다. 현재 임플란트/지대주(implant/abutment)의 결합에는 다양한 형태가 이용되고 있는데, 기하학적인 형태는 결합 강도, 결합 안정성, 위치나 회전 안정성을 결정하는 중요한 요소중의 하나이며, 동시에 보철물의 안정성에도 중요하다. 임플란트/지대주 접촉연결은 외측연결(external connection)과 내측연결(internal connection)로 구분된다. 두가지 연결을 구분하는 명확한 요소로는 임플란트의 상부 위에 확장되는 형태의 유무이다. 즉 외측연결 시스템은 임플란트 고정체의 상부에 존재하는 hex top에 지대주를 연결하고 나사로 고정하는 방식이다. 이에 비해 내측연결 시스템은 임플란트 고정체 내부로 지대주의 일부가 들어가서 연결되는 방식이다. 또한 연결 접촉부 사이에 약간의 공간이 존재하고 연결이 수동적인 slip-fit joint 또는 연결 접촉부 사이에 공간이 없는 능동

적인 friction-fit joint로 특징을 지울 수 있다.

Brånemark system이 주도하는 전통적인 외측연결 임플란트 시스템들은 고정체와 지대주 간에 외부육각나사(external hexa) 형태를 취하고 있으나, 많은 문헌상에서 지대주의 풀림이나 이를 고정시키는 나사의 문제 등이 보고되어 왔다.[10,12] 따라서 최근들어서, 임상가들이 선호하는 대안적인 임플란트/지대주 접촉 연결은 내측연결의 방식으로 옮겨가고 있는 추세이다. Beat[4]은 유한요소실험에서 외측연결 시스템의 경우는 모든 응력이 나사에 집중되는데 반해, 내측연결 시스템의 경우는 지대주 벽면으로 응력이 골고루 분포하게 되어 나사의 풀림이나 파절 등이 발생되지 않는다고 하였다.

따라서 임플란트와 지대주의 연결방식 중 내측연결 시스템에서 고정체의 경부형태에 따라 임플란트 내부의 하중전달 기전은 변하게 되고, 악골에 발생하는 응력분포 역시 변하게 되리라고 예측되지만 이에 관한 응력의 분석은 미비한 실정이므로, 본 연구에서는 내측연결 시스템에서 고정체의 경부 디자인에 따른 지지골에서의 응력을 3차원 유한요소분석법을 이용하여 비교, 분석하므로서 추후 임플란트의 임상적 선택에 기준을 마련하고자 하였다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

1) 실험모형

본 연구에선 내측연결 형태의 임플란트 중 Model 1은 friction-fit joint로 8°의 morse taper를 갖는 ITI system, Model 2은 friction-fit joint로 11°의 morse taper를 갖는 Astra 시스템, Model 3은 1.5° rounded channel을 갖는 Bicon 시스템, Model 4 및 Model 5은 slip-fit joint로 6각의 antirotation 구조를 가지고 있으며 수동적인 상태로 지대주를 임플란트 속에 재위치 시킬 수 있는 Friadent 시스템 및 Paragon 시스템 등 각 실제모형의 단면을 잘라서 (Fig. 1), 이것을 근거로하여 유한요소 모형화 하였으며 (Fig. 2), 하악골의 제1대구치 부분에 임플란트를 식립하여 보철 수복한 경우를 연구모델로 하였고, 하악 제1대구치를 중심으로 하악골을 근원심으로 2cm 폭경을 갖도록 하였다.

본 모델링에서는 지지골, 해면골, 임플란트 고정체, 지대주, 나사, 상부치관, 나사 입구를 채운 콤포지트 레진으로 나누어 구성하였다. 골 구조 중 외부는 2mm의 두께를 갖는 치밀골로 처리하였고,[7,21,23] 그 내부는 모두 해면골로 처리하였다. 본 연구에서 사용된 5가지 유한요소실험모형은 실제 각 모형의 고정체와 지대주를 연결한 후 단면을 잘라서 그 형태와 수치 및 고정체-지대주-나사의 접촉과 틈의 정도를 재현하였다. 특히 나사산과 그에 대응되는 고정체 사이에 접촉은 나사산의 상단 경사면은 접촉시켰고 하단 경사면은 접촉하지 않는 것으로 처리하였다.[16] 실험모형의 재현된 형상 및 그 수치는 Fig. 2와 같았다.

2) 유한요소 모델의 설계

실험모형의 정확한 비교를 위하여 유한요소의 특성상 중요시하는 부분에는 좀더 정확한 응력분포를 알아내기 위하여 가급적 작은 유한요소 격자(mesh)를 생성하였다.

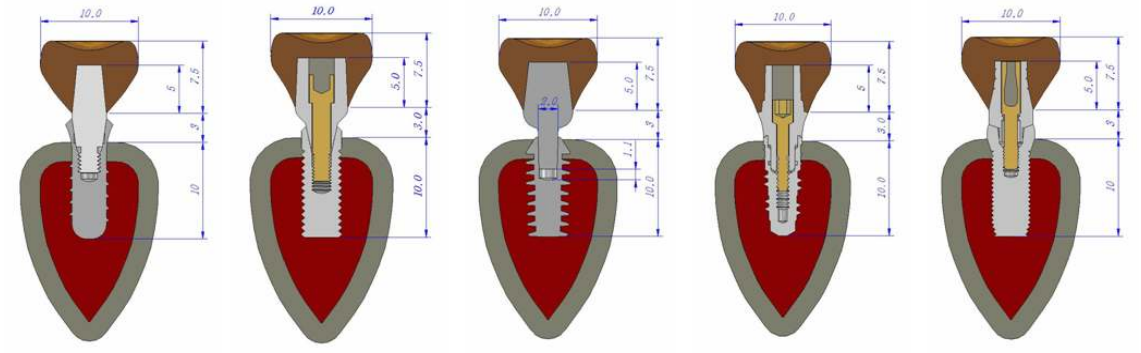
임플란트 고정체는 골과 완전히 골 유착된 것으로 가정하였다. 실제로는 치밀골 및 해면골은 이방성이나 유한 요소법(Finite Element Method)을 이용한 응력 분석법은 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모형의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(homogenecity), 재료의 특성이 3방향으로 모두 동일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위 정도에는 무관심하다는 선형탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다. 그리고 실험은 단일치아 임플란트 수복물 모형에서 행한 것으로 하였다.

Fig.1 은 각 모형의 고정체와 지대주의 연결구조의 단면을 보여주고 있으며 Fig.2 는 재현된 3차원 형상의 수치를 보여주고 있으며, Fig.3 은 그 유한요소 모형을 보여주고 있다.



Model1 (ITI), Model2 (Astra), Model3 (Bicon), Model4 (Friadent), Model5 (Paragon)

Fig. 1. Sectioned representation of each experimental model.



Model1 (ITI), Model2 (Astra), Model3 (Bicon), Model4 (Friadent), Model5(Paragon)

Fig. 2. Schematic representation of each experimental model(Unit; mm).

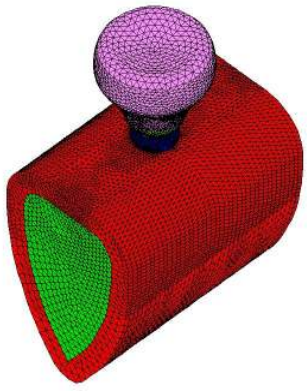


Fig. 3. Three-dimensional finite element model of full body.

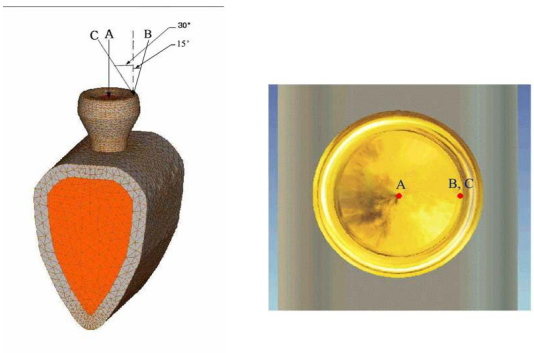


Fig. 4. Three loading directions of loading condition A, B, C.

3) 하중조건 및 경계조건

저작은 수직력과 경사력을 발생시키므로 본 연구에서는 하중조건 A는 치관 중심와(central fossa)에 200N[11,20]의 수직 하중이 작용하도록 하였고, 하중조건 B는 협측교두에 바깥쪽에서 치아 중심쪽으로 200N의 15° 경사 하중이 작용되도록 하였으며, 하중조건 C는 협측교두(buccal cusp)에 치아의 중심에서 바깥쪽으로 200N의 30° 경사하중이 작용되도록 하였다 (Fig. 4)

경계조건 (boundary condition)으로는 하악골의 양쪽 모서리 부분의 절단면부분을 U_X, U_Y, U_Z 방향을 모두 구속하였고, 보철물과 임플란트 및 주변 골 조직에서 변형이 허용되도록 하였다.

4) 물성치

설계된 모형의 유한요소해석(finite element analysis)을 수행하는데 필요한 재료의 물성치인 탄성계수(Young's modulus; E)와 포와송의 비(Poisson's ratio; υ)는 선학들의 자료를 참고하여 이용하였다(Table 2)[12].

2. 연구방법

1) 유한요소 응력분석

본 연구에서 삼차원 유한요소분석 프로그램인 NISA / DISPLAY Ⅳ (Version 10.0, Engineering Mechanics Research Corporation, USA)을 이용하여 산출되는 여러 가지 응력값 중에서 등가응력(von Mises stress)을 기준으로 각 실험군에서의 응력 분포를 비교 분석하였다. 결과는 전체응력의 분포상태와 최대응력 집중부를 식별하기 위해 등가응력을 기준으로 응력의 크기에 따라 색도로 표시하였다. 각 하중조건 간의 비교를 위해 좌우 각각에 7개씩의 참고점(reference point)을 치밀골 부위에서 임플란트와 가장 인접하여 접하는 Node에 상단에서부터 하단으로 차례로 참고점을 정하고 (Fig. 5), 각 하중조건 하에서 실험모형에 발생되는 등가응력을 비교 분석하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 지대주와 고정체의 연결부에서의 응력

실험모형의 각 하중조건 및 모형조건 하에서의 협설로 절단한 지대주와 고정체의 연결부에 발생한 등가응력의 양상은 Fig. 6. 과 같았다.

1) 하중조건에 따른 응력분석

Model 1, 2, 3, 4, 5의 경우 모두에서, 수직하중이 중심와에 가해진 하중조건 A에선 임플란트 보철의 장축에 응력이 고르게 분산되는 양상을 보였으며, 안쪽으로 15° 경사하중이 가해진 하중조건 B의 경우에는 굽힘력이 걸려 약간 편측으로 치우치며 하중이 가해진 쪽의 치경부위에

Table 1. Material properties in this study

Materials	Properties	
	Young's Modulus ; E (MPa)	Poisson's Ratio ; υ
Cortical bone	13,700	0.30
Cancellous bone	1,370	0.30
Titanium (Implant, Abutment)	115,000	0.35
Composite resin	9,700	0.35
Gold crown	96,600	0.35
Titanium screw	115,000	0.35

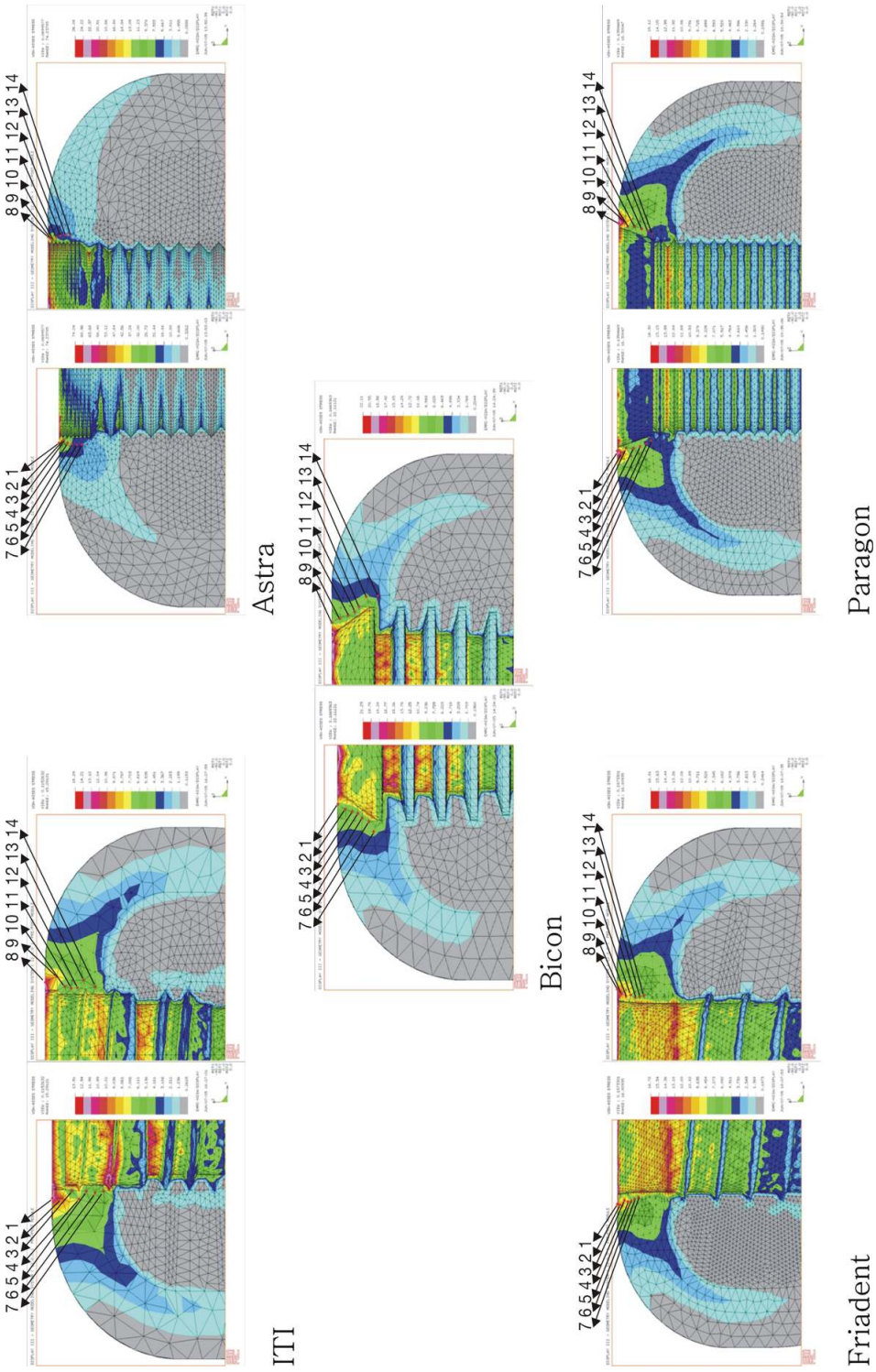


Fig. 5. The reference points in cortical bone in each model.

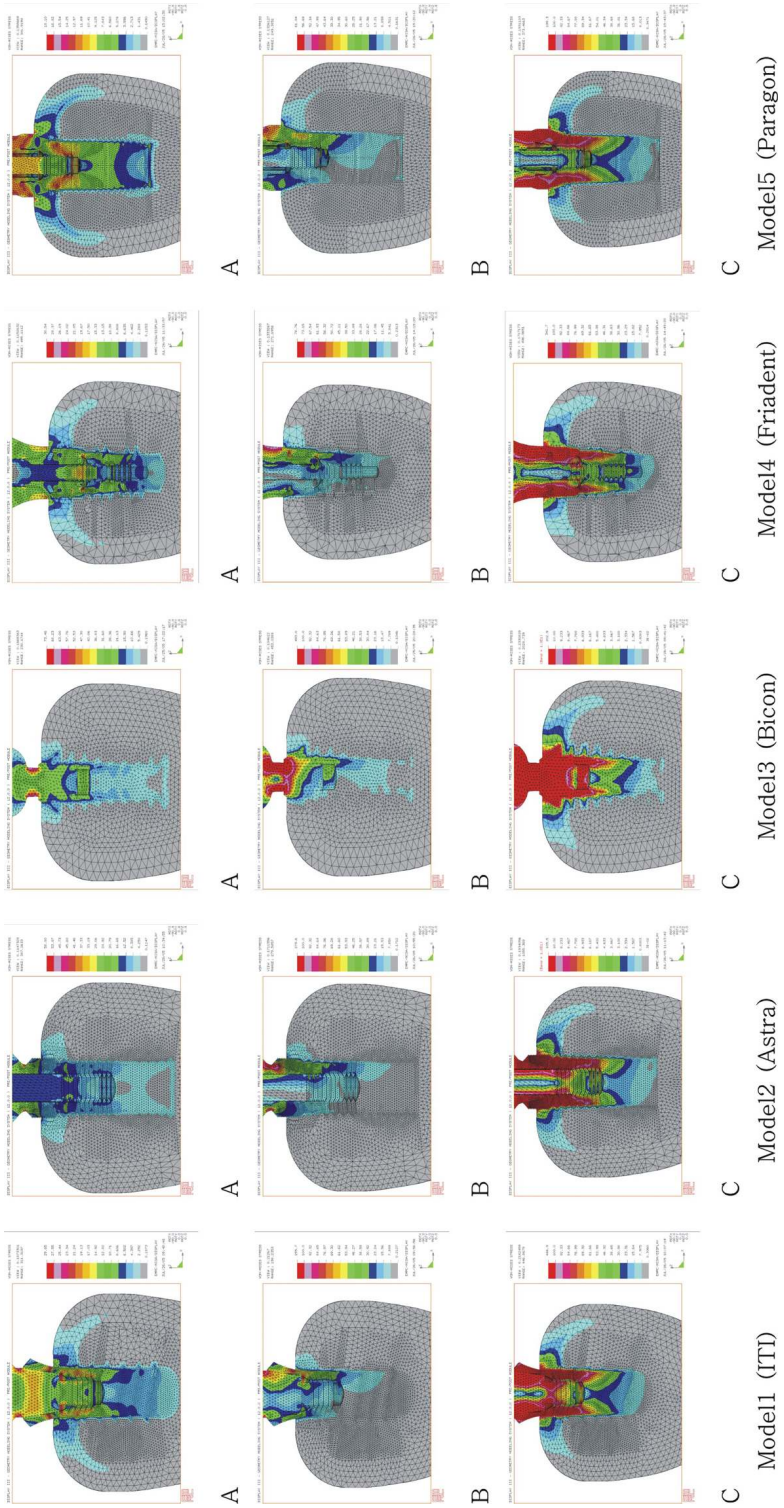


Fig. 6. The stress contour of abutment and fixture in each model under loading condition A, B, C.

높은 집중응력이 걸리고 있었고, 바깥쪽으로 30° 경사하중이 가해진 하중조건 C의 경우에서는 더 큰 굽힘력이 걸려, 좌우측 치경부에 인장력과 압축력이 많이 걸리므로서 좌우측 치경부에 높은 등가응력이 걸려 있는 양상을 보였으며 또한 치경부에서 대체로 다른 하중 조건에 비해 가장 높은 응력이 걸려 있음을 볼 수 있었다.

2) 모형조건에 따른 응력분석

하중조건 A의 경우엔 Model 1, 2, 3, 4, 5의 모두에서 지대주 및 고정체의 긴밀한 접촉으로 응력이 지대주 post에 접촉하는 고정체 내부를 따라서 응력이 고르게 상부에서부터 하부로 전달되고 있었다. 15° 경사하중이 가해진 하중조건 B의 경우에서는 하중이 가해진 쪽의 치경부의 지대주와 고정체의 접촉부위에 가장 높은 응력이 발생되나 대체로 고정체의 내부 벽을 따라 응력이 아래로 전달되고 있었는데, 특히 Model 3(Bicon)의 경우에는 경부의 지대주 post에 좌우로 높은 응력이 걸려 있었다. 30° 바깥쪽으로 경사하중이 가해지는 하중조건 C의 경우에는 고정체의 양측벽 및 지대주 경부에 아주 높은 응력이 걸려있으며, 응력은 접촉하는 지대주 post 및 고정체 내부 벽을 따라 하방으로 분산되고 있었다. 특히 지대주와 고정체가 긴밀히 접촉하는 Model 3(Bicon)의 경우에는 가장 높은 응력이 지대주와 고정체에 걸려 있었다.

2. 지지골에서의 응력

실험모형의 각 하중조건 하에서의 지지골에 나타나는 각각의 응력은 Fig. 7-11과 같았다.

1) 지지골 전체에서의 응력

Fig. 7-11에서 보는 바와 같이 지지골에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 Model 1, 2, 3, 4, 5 모두에서 지지골 상부 즉 임플란트 고정체 상부의 골 접촉부인 치밀골에 응력이 집중되는 양상을 보이며 그 하부 해면골에서는 그리 큰 응력이 걸리지 않음을 알 수 있었다. 또한 수직력이 걸리는 하중조건 A의 경우에 비해서 굽힘력이 걸리는 하중조건 B의 경우에는 편측으로 높은 응력이 집중되고 있었으며 하중조건 C의 경우에는 양측으로 높은 응력이 집중되고 있었다.

2) 치밀골의 참고점에서의 응력

Fig. 12, 13, 14에서 보는 바와 같이 치밀골 최상단(참고점 1 및 참고점 7)에 걸리는 응력의 크기를 보며는 대체로 수직하중인 하중조건 A에서는 Astra, ITI, Paragon, Friadent, Bicon의 크기 순이었으며, 경사하중인 하중조건 B 및 하중조건 C에서는 치밀골 최상단(참고점 1 및 참고점 7)에 걸리는 응력의 크기를 보며는 대체로 Astra, ITI, Bicon, Paragon, Friadent의 크기 순이었다. 따라서 대체로 경사하중에서는 Friction fit joint의 경우가 slip fit joint의 경우보다 응력이 더 크게 걸리는 경향을 보여 주었으며, 수직하중 조건하에서도 Friction fit joint의 경우가 slip fit joint의 경우보다 응력이 대체로 더 크게 걸리는 경향을 보여주고는 있으나 임플란트의 경부가 수렴되는 Friction fit joint인 Bicon의 경우는 예외적으로 응력이 적게 걸렸다.

Friction fit joint 경우에선 Astra, ITI, Bicon의 크기 순으로 응력이 걸렸으며, slip fit joint의 경우에선 Paragon, Friadent의 크기 순으로 응력이 걸렸다.

결국 전체적으로 보면 고정체의 경부 형태에 따른 임플란트 고정체 상부와 접촉하는 치밀골에서의 발생되는 응력의 크기에는 약간의 차이를 보였으며, 고정체의 치경부 형태가 수렴되는 형태가 임플란트 고정체 상부와 접촉하는 치밀골에서 응력이 비교적 적게 걸리는 경향을 보여주었다.

Ⅳ. 총괄 및 고안

임플란트 보철물이 성공적이기 위해서는 교합압으로 인한 임플란트 지지골에 가해지는 압력이 생체의 지지능력 이내에서 가해지도록 임플란트의 기계적 및 물리적 요건을 중요한 요소로 고려해야 한다. 교합으로부터 발생되는 어떤 응력은 임플란트 고정체(implant fixture)와 치경부

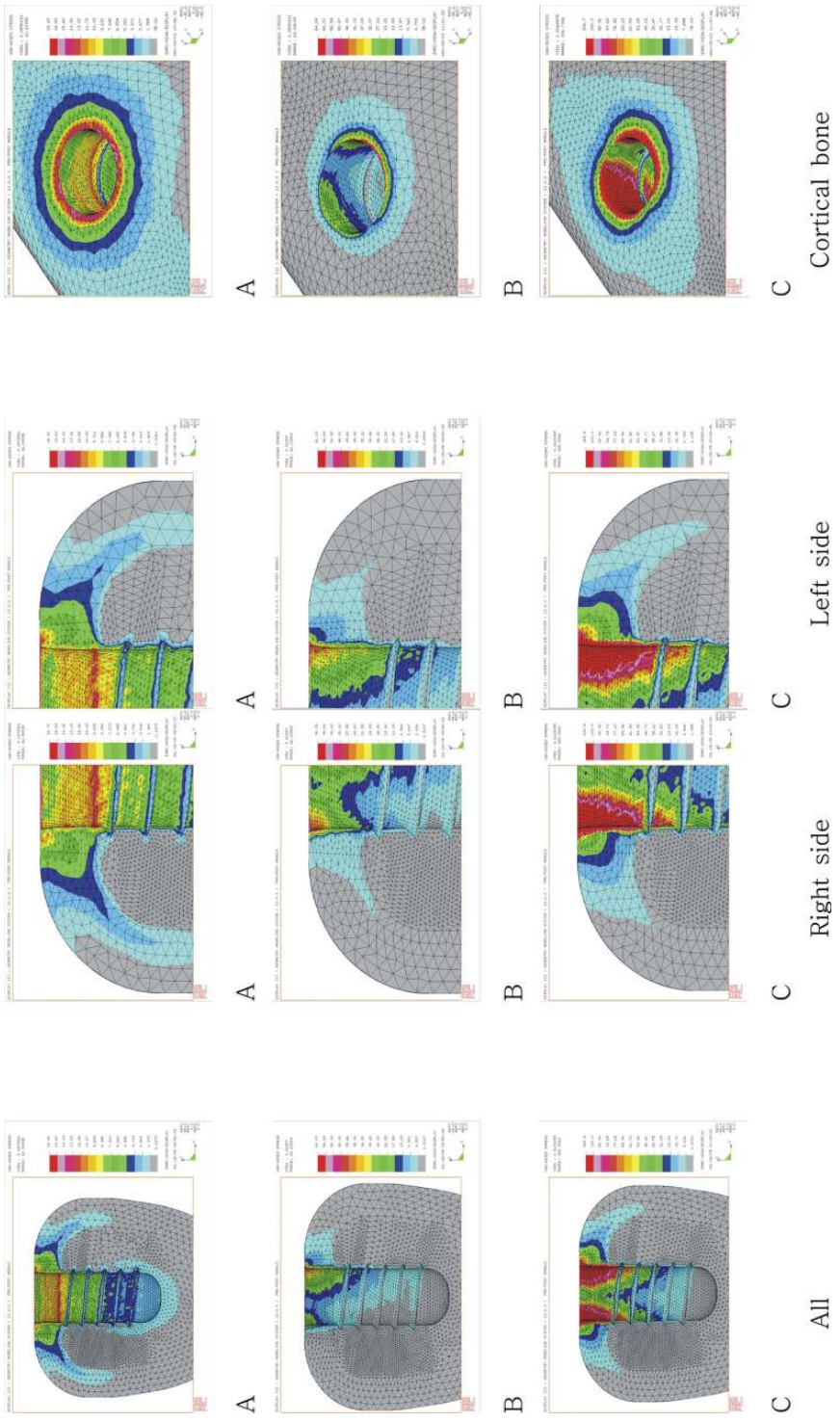


Fig. 7. The stress contours in supporting bone around fixture of Model 1 (ITI) under loading condition A, B, C.

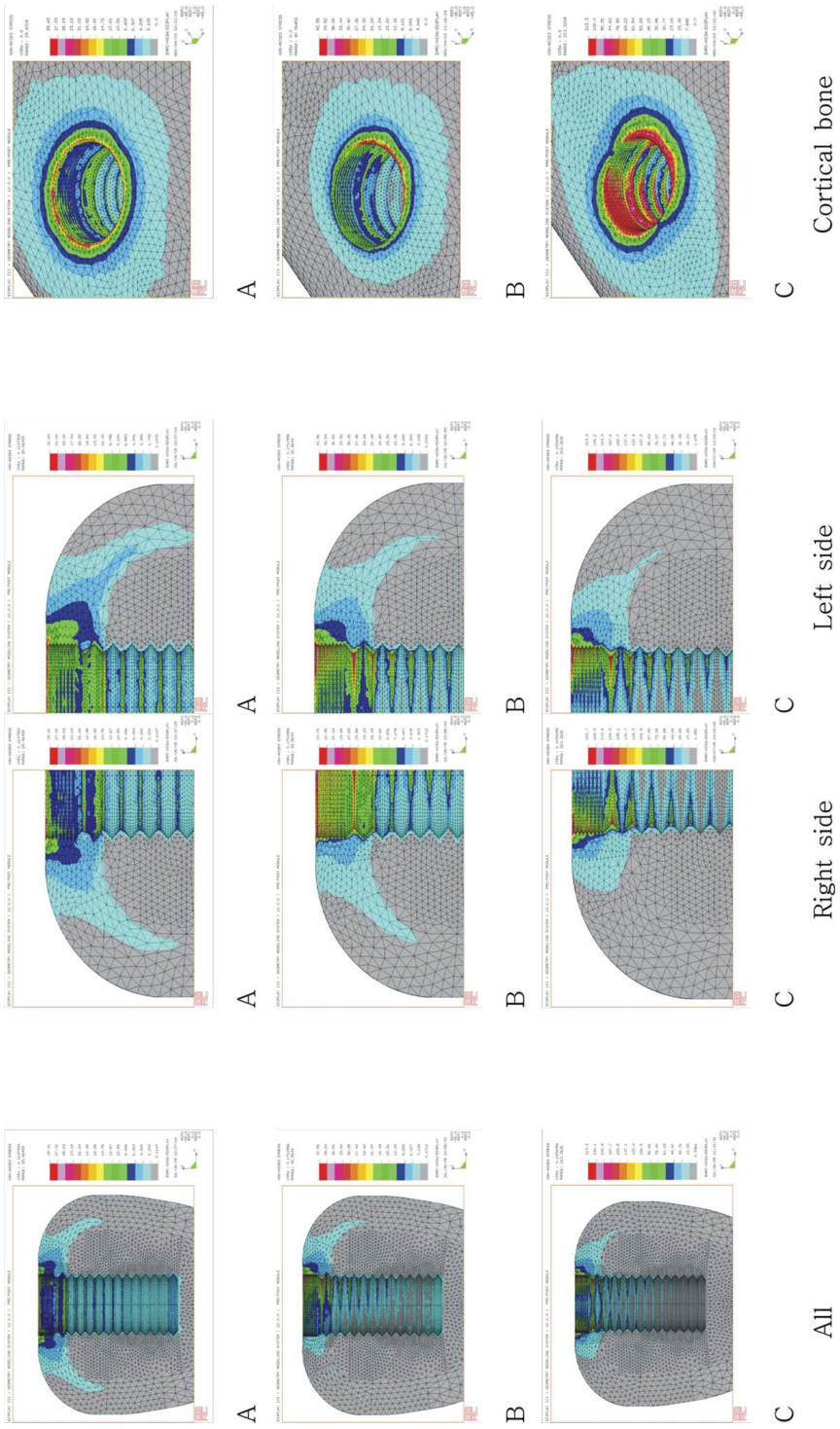


Fig. 8. The stress contours in supporting bone around fixture of Model 2 (Astra) under loading condition A, B, C.

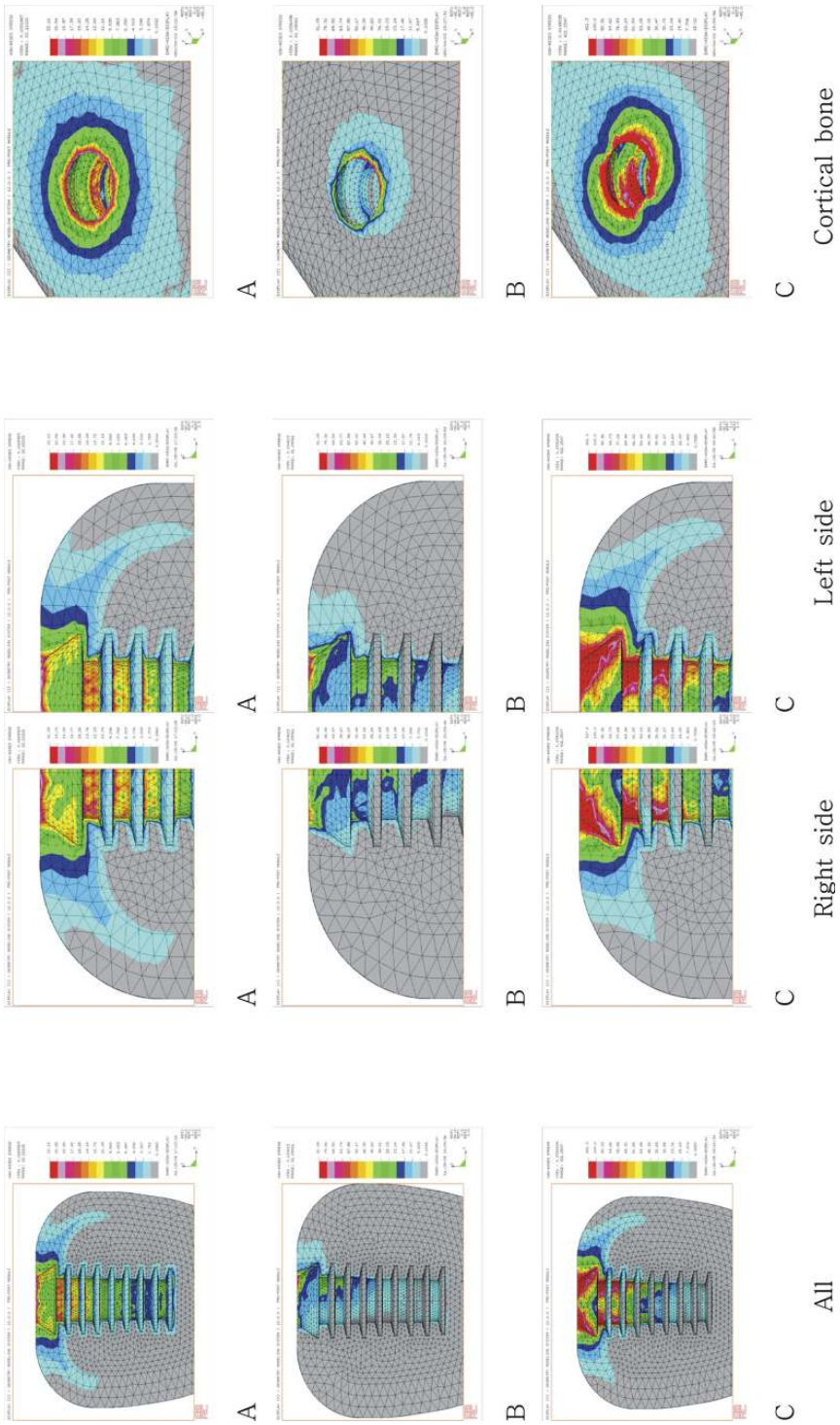


Fig. 9. The stress contours in supporting bone around fixture of Model 3 (Bicon) under loading condition A, B, C.

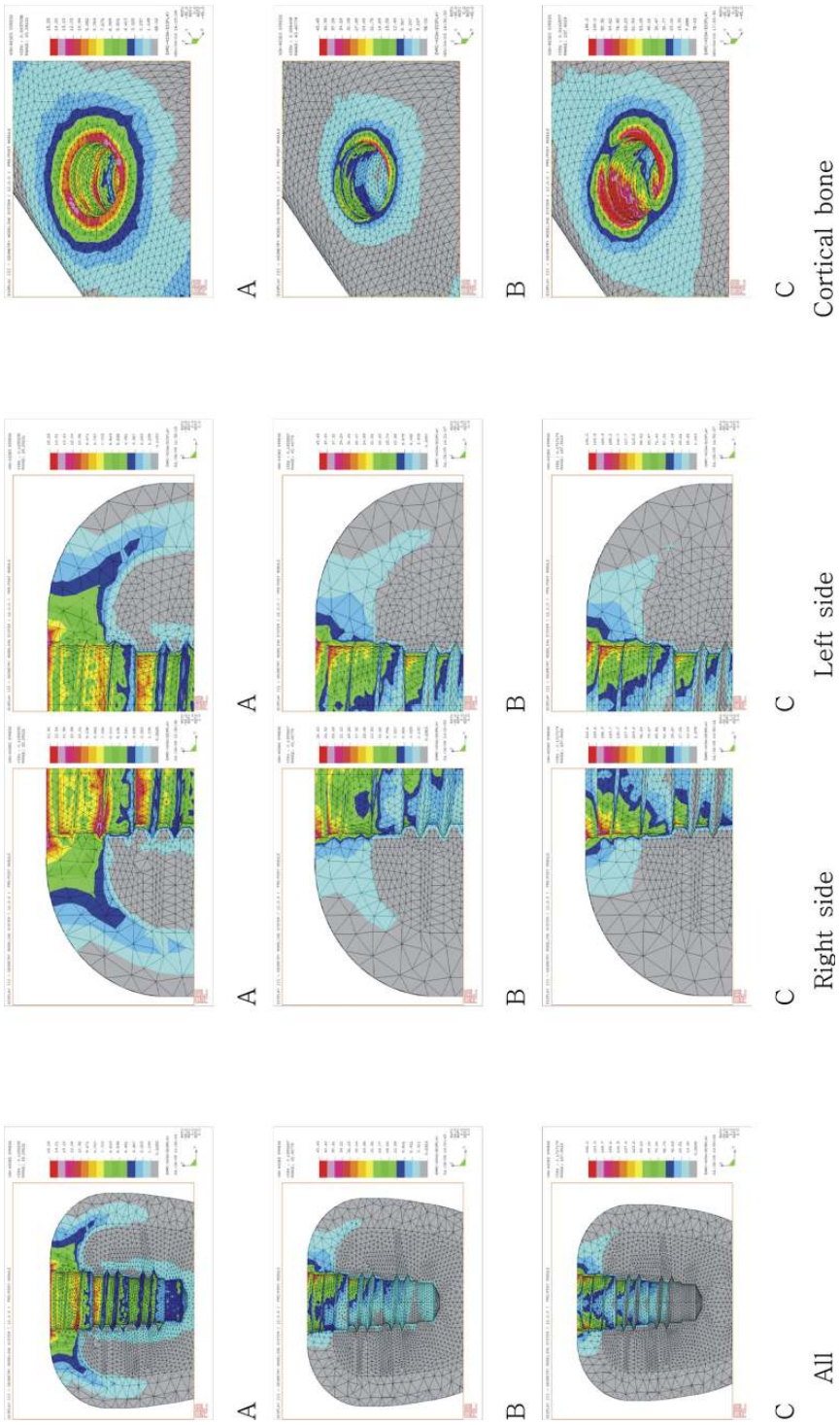


Fig. 10. The stress contours in supporting bone around fixture of Model 4 (Friadent) under loading condition A, B, C.

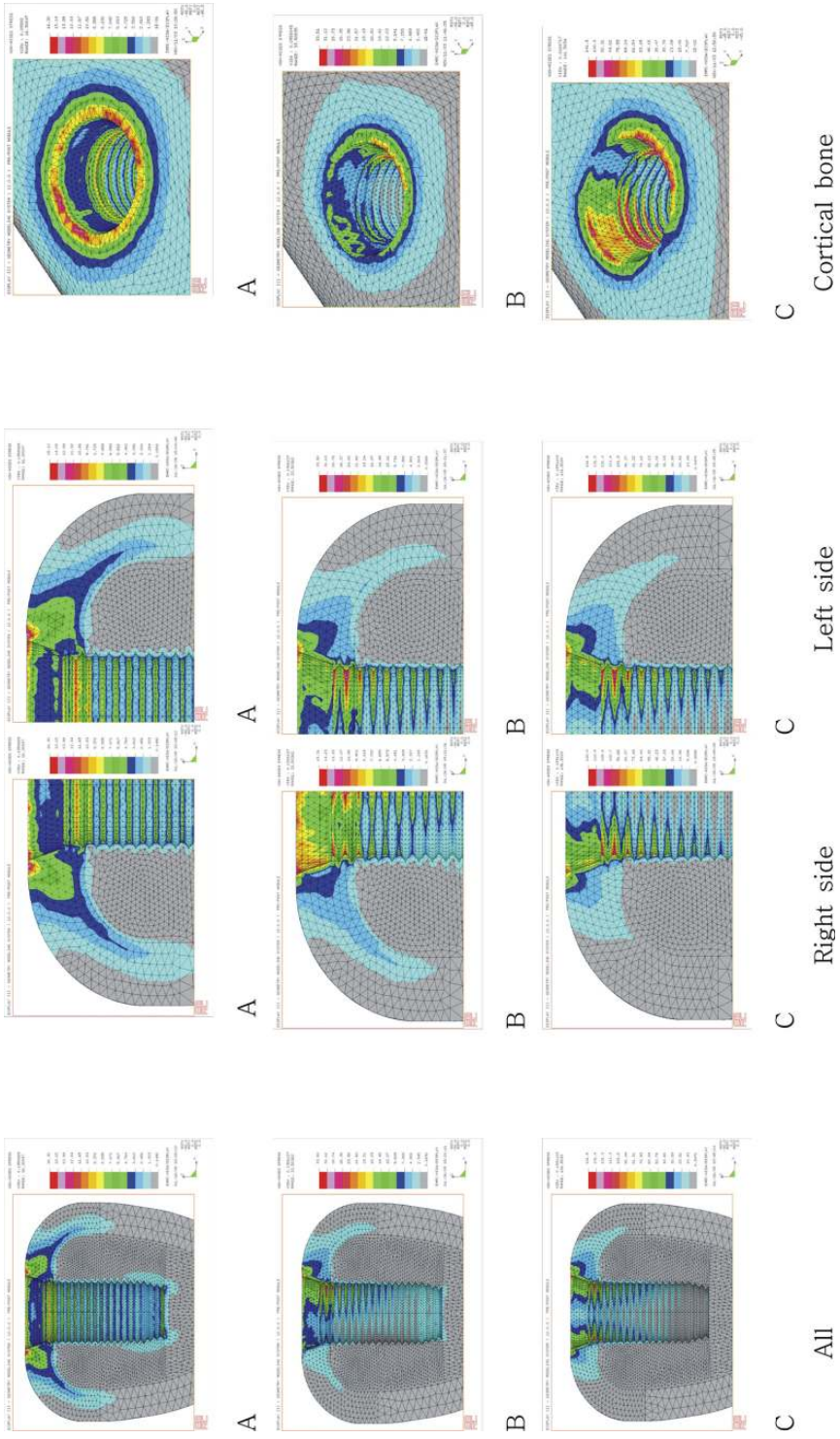


Fig. 11. The stress contours in supporting bone around fixture of Model 5 (Paragon) under loading condition A, B, C

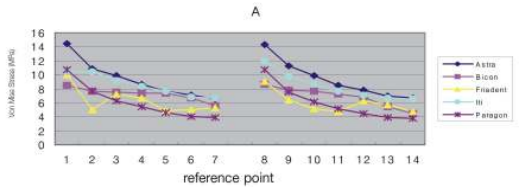


Fig. 12. Von Mises stress in each reference point under loading condition A

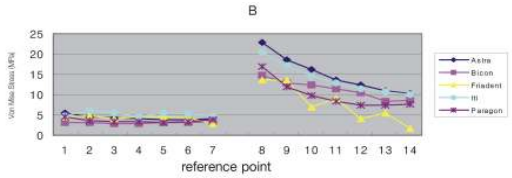


Fig. 13. Von Mises stress in each reference point under loading condition B

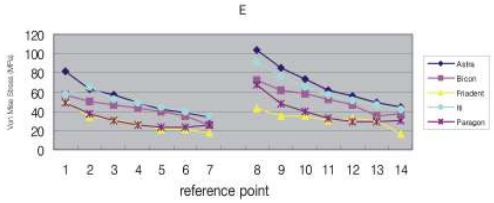


Fig. 14. Von Mises stress in each reference point under loading condition C

에 있는 변연골 주위에 특히 집중됨으로써 응력의 크기에 따라서 골 미세파절이나 보철물 또는 임플란트에 기계적인 문제점을 야기시킬 수 있다. 대부분의 임플란트 실패는 보철적 실패(기능적 또는 기계적 실패)에기인된다고 할 수 있다. 따라서 외과적 시술이 적절히 이루어져 임플란트와 지지골 사이에서 골유착이 얻어졌다 하더라도 장기적인 성공을 얻기 위해서는 임플란트 보철의 생역학적 고려와 적절한 교합의 형성이 무엇보다 중요하다할 수 있다.

임플란트와 지대주 그리고 상부 보철물의 연결에는 다양한 연결 방법이 적용되고 있다. 현재 지대주가 임플란트 내부로 함입되어 있고 지대주에 원추형태 또는 육각이나 팔각 형태의 회전방지를 위한 형태를 가진 임플란트들이 개발되어 사용되고 있으며, 이것이 통상의 외부육각(external hexa) 형태의 임플란트에 비해 다소 유리한 기계적 성질을 가지고 있다고 보고 되어 왔다.[2,24-26] Norton[24-26] 은 외부육각 형태를 가지고 있는 시스템 보다 원추형태의 내측연결 형태의 지대주를 가지고 있는 시스템이 굽힘모멘트에 대한 저항성에 있어서도 우수하다고 하였으며, Sutter 등[32,33]도 원추형태의 내측연결 형태를 갖는 지대주를 이용하는 경우에 풀림에 대한 저항성이 우수하고 동적 하중 하에서도 우수한 결과를 보였다고 보고한 바 있다. 이런 이유 등으로 시중에 시판되고 있는 각 임플란트는 종류별로 기계적인 이점을 고려하여 고정체와 지대주를 연결하는 연결부의 형태 및 결합부의 깊이와 모양도 다양하게 적용되고 있다.[14]

임플란트에 부하를 가한 후 나타나는 적은 양의골 소실은 생역학적인 요인이 관련되어 있음을 시사하며, 부하를 가한 뒤의 골 소실의 뚜렷한 감소는 부하와 관련된 골 개조로 이해할 수 있다고 하였으며,[17] 이러한 개념은 기능적 응력에 대한 골 반응으로 Adell 등[1]에 의해 제시 되었고, 수용 가능한 역치 이상의 응력은 골 소실을 야기한다고 하였다.임플란트 장축에 수직인 과도한 동적인 부하는 분화구 모양의 골 소실을 야기하는데 비해 중증도의 정적인 부하는 골 변화를 일으키지 않았다고 하였으며,[9] 장축방향의 부하보다 장축방향이 아닌 부하를 가했을 때 유한요소분석 연구에서 더욱 높은 등가응력과 관련이 있는 것으로 나타났다고 하였다.[3] 또한 최대골 하중(ultimated bone stress)보다 낮은 하중일지라도, 골의 미세손상으로 더 이상 치유되지 않는 골의 실패를 가져올 수 있으며 누적된 미세손상은 골흡수를 가져올지도 모른다 하였다.[6]

Misch 등[22]은 임플란트의 골 관통 부위(transosteal region)를 "crest module"이라고 정의하였으며, 임플란트의 경부 디자인은 평행하거나, 벌어지거나, 수렴되는 형태를 갖는다 하였고, 임플란트 디자인, 특히 임플란트 하중 후 발생하

는 crestal stress를 받는 골과 처음 접촉하는 부위의 crest module 디자인에 따라 골 흡수가 발생할 수 있다하였다. Weinberg[34-36]는 골유착된 임플란트는 치주인대에서 허용되는 그러한 미세운동이 없으므로 치조정 높이에 회전중심을 가지며, 대부분의 힘의 분산은 임플란트의 면을 따라서 분산되기 보다는 치조정에서 집중된다 하였고, Clelland 등[8]도 피질골 치조정에서 응력이 최대로 집중된다 하였다. 따라서 crest module 디자인에 따른 임플란트 주변 치조정의 피질골층에 나타나는 응력의 분석은 임상적으로 중요하리라고 사료되어 본 연구에서는 내측연결 형태에서 고정체의 형태에 따른 즉 ITI, Astra, Bicon, Friadent, Paragon의 각 시스템을 3차원 유한요소모형화하여 하중방향 및 하중위치의 조건에 따라 지지골에 발생되는 응력을 비교, 분석하였다.

1. 지대주와 고정체의 연결부에서의 응력(Fig. 6)

하중조건에 따른 응력분석 에선 Model 1, 2, 3, 4, 5의 경우 모두에서, 수직하중이 중심와에 가해진 하중조건 A에선 임플란트 보철의 장축에 응력이 고르게 분산되는 양상을 보였으며, 안쪽으로 15° 경사하중이 가해진 하중조건 B의 경우에는 굽힘력이 걸려 약간 편측으로 치우치며 하중이 가해진 쪽의 치경부위에 높은 집중응력이 걸리고 있었고, 바깥쪽으로 30° 경사하중이 가해진 하중조건 C의 경우에서는 더 큰 굽힘력이 걸려, 좌우측 치경부에 인장력과 압축력이 많이 걸리므로서 좌우측 치경부에 높은 등가응력이 걸려 있는 양상을 보였으며 또한 치경부에서 대체로 다른 하중 조건에 비해 가장 높은 응력이 걸려 있음을 볼 수 있었다.

모형조건에 따른 응력분석에서는 하중조건 A의 경우엔 Model 1, 2, 3, 4, 5 의 모두에서 지대주 및 고정체의 긴밀한 접촉으로 응력이 지대주 post에 접촉하는 고정체 내부를 따라서 응력이 고르게 상부에서부터 하부로 전달되고 있었다. 15° 경사하중이 가해진 하중조건 B의 경우에서는 하중이 가해진 쪽의 치경부의 지대주와 고정체의 접촉부위에 가장 높은 응력이 발생되나 대체로 고정체의 내부 벽을 따라 응력이 아래로 전달되고 있었는데, 특히 Model 3의 경우에는 경부의 지대주 post에 좌우로 높은 응력이 걸려 있었다. 30° 바깥쪽으로 경사하중이 가해지는 하중조건 C의 경우에는 고정체의 양측벽 및 지대주 경부에 아주 높은 응력이 걸려있으며, 응력은 접촉하는 지대주 post 및 고정체 내부 벽을 따라 하방으로 분산되고 있었다. 특히 지대주와 고정체가 긴밀히 접촉하는 Model 3(Bicon)의 경우에는 가장 높은 응력이 지대주와 고정체에 걸려 있었다. 이는 Bicon system의 abutment는 1.5° 경사를 갖는 tapered post를 가지며 임플란트내에 들어가 긴밀한 접촉을 이루고 있으므로서 나사가 없는 진정한 morse tapered implant interface connection을 이루고 있고 abutment post는 기저부에 틈을 제외하고는 그 접촉은 아주 치밀하므로 마찰저항으로 적합되고 탈락되려는 힘에 적절한 저항력을 제공한다하였다. 따라서 지대주와 고정체간의 아주 긴밀한 접촉은 직접 응력이 이 접촉부를 통해서 전달되고 있음으로 대체로 다른 내측연결 시스템에 비해 지지골, 고정체, 지대주에 더 높은 응력이 발생됨을 알 수 있다. 특히 지대주와 고정체에는 가장 높은 응력이 걸리고 있으므로 이 부위의 충분한 강도가 요구된다고 사료된다.

대체로 모든 내측연결 시스템에선 교합력이 지대주에서 임플란트로 직접 전달되는 경향을 가지고 있는데, 대체로 경사하중인 B, C의 경우엔 지대주에서 응력의 분포 양상은 응력이 지대주의 경부 및 지대주 post 부위에 큰 응력이 집중되는 양상을 보이며 지대주의 post 하부 쪽으로 응력이 분산되고 있으며, 고정체에서 응력의 분포 양상은 대체로 지대주 post와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 분산되어 있음을 알수 있었다.

Norton[24-26]은 내측 conical joint는 굴곡모멘트에 저항하는데 있어서 외측 육각 joint와 비교해서 보다 더 안정되며, 내측 conical joint의 감소된 micromovement는 우수한 강도와 안정을 제공한다 하였고, ITI conical abutment는 임상적 상황에서 기대되는 것보다 더 큰 굴곡 모멘트에서도 잘 저항할 수 있다고 보고한 바 있다.

2. 지지골에서의 응력(Fig. 7-11)

임플란트와 골이 접촉하는 경계부(interface)에서 임플란트 디자인과 응력 분산 사이에 관계는 임상적으로 중요하다 하였으며, 생역학적 관점에서 표준 하중 하에서 야기되는 최대 골 응력(peak bone stress)을 최소화하는 기하학적 형태(gepmetry)를 갖는 임플란트 디자인이 중요하다고 하였는데[5] 본 실험모형의 각 하중조건 하에서의 지지골에 나타나는 각각의 응력은 다음과 같았다.

1) 지지골 전체에서의 응력

Fig. 7-11에서 보는 바와 같이 지지골에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 Model 1, 2, 3, 4, 5 모두에서 지지골 상부 즉 임플란트 고정체 상부의 골 접촉부인 치밀골에 응력이 집중되는 양상을 보이며 그 하부 해면골에서는 그리 큰 응력이 걸리지 않음을 알 수 있었다.

또한 하중위치가 중심와에서 벗어나 경사하중인 하중조건 B, C의 경우에 응력이 대체로 증가되며 특히 교두정에 바깥쪽으로 경사하중이 걸리는 하중조건 C의 경우에 가장 높은 응력이 발생됨을 볼 수 있었다.

Kitamura 등[17]은 모든 모델에서 수직적 하중조건에서는, 임플란트 경부 주위의 피질골에서 가장 높은 등가 응력이 관찰되고 압축과 인장력은 임플란트 경부 주위의 골 상, 하연에 각각 집중되고, 골 계면에 대해 수직적으로 발생하였다고 하였으며, 협설적인 하중조건에서는 가장 큰 등가응력은 임플란트 경부 주위의 협설측에서 나타났다고 하여 본 연구의 결과와 유사하였다.

Chung 등[7], Lum 등[19,20], Matsushita 등[21]의 유한요소법 연구에서도 수직 및 측방 하중 시에 치밀골에서의 응력이 해면골에서의 응력 보다 일반적으로 더 크게 나타나며 또한 임플란트의 경부 주위의 치밀골에 주로 응력 집중이 나타남을 보여주어 본 연구의 결과와 유사하였다. 이러한 결과들은 임플란트에서 발견되는 골흡수가 치조정에서 거의 항상 기시되는 것을 설명해준다고 사료된다.

Rangert 등[28-30] 도 임플란트 지지 보철물에 작용되는 교합력이 비수직 하중으로 작용하면 굽힘 모멘트(bending moment)를 야기하여 임플란트에 높은 응력을 발생시키며 생물학적으로 불리한 반응을 야기한다고 하였으며 특히 후방 임플란트 지지 보철물은 하악의 기능과 비기능 운동양상에 의해 발생되는 굽힘 모멘트에 노출되기 쉬우며 이러한 굽힘 모멘트는 임플란트 구성부나 지지골에 더 높은 응력수준을 유도한다고 하였고, 과도한 굽힘 모멘트는 임플란트 파절을 포함해서 여러가지 형태의 실패를 야기할 수 있다 하였다. 따라서 임상에선 이러한 위해로운 굽힘 모멘트를 줄여줄 수 있도록 교합의 접촉점 및 교두 경사 등을 고려해야할 것으로 사료된다.

2) 치밀골의 참고점에서의 응력

Siegele 등[31]은 수직력이나 측방력은 직접적인 임플란트-골 접촉 부위에 최대 응력 집중을 야기하며 screw-type 임플란트에서 최상단 나사산(thread) 하방에 최대집중 응력을 발생시킨다 하였고, Holmgren 등,[13] Bozkaya 등[5]도 실제 교합시에 작용되는 하중 방향인 경사하중(oblique load)에 치밀골에 가장 높은 국소적 응력을 야기시킨다 하였는데, 본 연구에서도 보면 수직하중 또는 경사하중 시에 모두에서 임플란트 고정체 경부 주위의 치밀골 최상단 부위에 가장 높은 응력들이 걸려 있음을 알 수 있었다.

그리고 Fig. 12, 13, 14에서 보는 바와 같이 치밀골 최상단(참고점 1 및 참고점 7)에 걸리는 응력의 크기를 보며는 대체로 수직하중인 하중조건 A에서는 Astra, ITI, Paragon, Friadent, Bicon의 크기 순이었으며, 경사하중인 하중조건 B 및 하중조건 C에서는 치밀골 최상단(참고점 1 및 참고점 7)에 걸리는 응력의 크기를 보며는 대체로 Astra, ITI, Bicon, Paragon, Friadent의 크기 순이었다. 따라서 경사하중에서는 Friction fit joint의 경우가 slip fit joint의 경우보다 응력이 더 크게 걸리는 경향을 보여 주었으며, 수직하중 조건하에서는 Friction fit joint의 경우가 slip fit joint의 경우보다 응력이 대체로 더 크게 걸리는 경향을 보여 주고는 있으나 임플란트의 경부가 수렴되는

Friction fit joint인 Bicon의 경우는 예외적으로 응력이 적게 걸렸다. 따라서 수직하중시의 임플란트의 경부가 수렴되는 Friction fit joint인 Bicon의 경우에서만 제외하곤 대체로 지대주와 고정체가 긴밀히 접촉하는 friction-fit joint (Astra, ITI)의 경우가 slip-fit joint (Paragon, Friadent)의 경우보다 더 큰 응력이 치밀골 최상단에 걸려 있음을 알 수 있었는데(Fig.12, 13, 14). 이는 friction-fit joint의 경우는 conical 지대주가 고정체 내에 들어가 아주 긴밀한 접촉 (friction joint)을 이루므로서 이러한 응력이 이 접촉부를 통해서 직접 전달되고 있음이 추정되는 반면, slip-fit joint의 경우에는 이러한 접촉부에 약간의 공간이 허용되므로서 응력 분산이 더 유리하기 때문이라고 사료된다.

Friction fit joint 경우에선 Astra, ITI, Bicon의 크기 순으로 응력이 걸렸으며 slip fit joint의 경우에선 Paragon, Friadent의 크기 순으로 응력이 걸렸다. Patra 등[27]은 첨형(tapered thread design) 임플란트가 평행인 임플란트(parallel profile thread)보다 골에서 더 높은 응력 레벨을 보였다고 하였으며, Bozkaya 등[5]도 수직하중 및 경사하중 시에 상업적으로 이용할 수 있는 5종류의 임플란트 시스템에 관한 crestal module 의 상부 근처에 압축응력을 비교해 봤을 때 고정체의 치경부 형태가 평행이거나 퍼지는 형태(Astra, ITI, Novel Biocare)보다는 수렴되는 형태인 Bicon, Ankylosis에서 과도한 응력 집중을 볼 수 없었다고 하여, 치밀골의 상부에서 좁은 절단면을 갖는 임플란트가 단일 치아 임플란트에서 보다 더 바람직한 하중 분산의 특성을 갖는다고 제시였는데, 본 연구에서도 고정체의 경부 형태에 따른 임플란트 고정체 상부와 접촉하는 치밀골에서의 발생되는 응력의 크기에는 약간의 차이를 보였으며, 치밀골 최상단 (참고점 1 및 참고점 7)에 걸리는 응력의 크기를 보며는 대체로 수직하중인 하중조건 A에서는 Astra, ITI, Paragon, Friadent, Bicon의 크기 순으로 고정체의 치경부 형태가 평행이거나 퍼지는 형태(ITI, Astra, Friadent, Paragon)보다는 수렴되는 형태(Bicon)가 임플란트 고정체 상부와 접촉하는 치밀골에서 응력이 비교적 적게 걸리는 경향을 보여 주었다. 경사하중조건에서는 치밀골 최상단 (참고점 1 및 참고점 7)에 걸리는 응력의 크기를 보며는 대체로 Astra, ITI, Bicon, Paragon, Friadent의 크기 순으로서 Friction fit joint의 경우(Astra, ITI, Bicon)가 slip fit joint의 경우(Paragon, Friadent)보다 응력이 더 크게 걸리는 경향을 보여 주었으며, Friction fit joint 경우에선 Astra, ITI, Bicon의 크기 순으로 응력이 걸리므로서 friction fit joint에서 비교하여 본다면 경부 형태가 수렴되는 Bicon의 경우가 그렇치 않은 경우인 Astra, ITI의 경우에 비해 응력이 더 적게 걸리는 경향을 보여 주었고, slip fit joint의 경우에서도 경부 형태가 넓은 Paragon의 경우가 경부 형태가 평행인 Friadent의 경우보다 크게 걸려 있음을 알 수 있었다. Misch 등[22]은 넓은 crestal module 절단을 갖는 임플란트에서 치밀골의 상단부에 압축응력이 존재한다고 지적한 바 있다.

결론적으로, 임플란트와 지대주의 연결방식 중 내측연결 시스템에서 고정체의 경부 형태에 따른 임플란트 고정체 상부와 접촉하는 치밀골에서의 발생되는 응력의 크기에는 약간의 차이를 보였으며 대체로 고정체의 치경부 형태가 수렴되는 형태가 평행이거나 퍼지는 형태보다는 임플란트 고정체 상부와 접촉하는 치밀골에서 응력이 비교적 적게 걸리는 경향을 보여 주었다. 하지만 유한요소응력분석법은 제한을 가지고 있으며 실제로 골에서 발생되는 골 흡수, 골 개조 등의 생리적 변화를 야기하는 응력의 수치는 잘 확립되어 있지 않으므로 이러한 응력양상이 실제 임상에서 어떻게 영향을 미칠 수 있는지는 앞으로 계속적인 더 많은 연구가 필요하리라고 사료된다.

Ⅴ. 결 론

임플란트와 지대주의 연결방식 중 내측연결 시스템에서 고정체의 경부 형태가 다른 5종의 임플란트 시스템 [Model 1 (ITI), Model 2 (Astra), Model 3 (Bicon), Model 4 (Friadent), Model 5 (Paragon)]에 따른 3차원 유한요소분석법을 통하여 중심와에 수직방향의 하중(하중조건 A), 중심교두정에 15° 내측경사 방향의 하중(하중조건

B), 중심교두정에 30° 외측경사 방향의 하중(하중조건 C)을 각각 부여시에 지지골에 발생하는 응력을 분석하므로서 다음과 같은 결과들을 얻었다.

1. 하중조건에 관계없이 내측연결 시스템 모두에서 응력이 지대주 post를 통하여 임플란트로 직접 전달되는 경향을 가졌다.
2. 하중조건에 관계없이 임플란트 고정체 상부와 접촉하는 치밀골에 높은 하중이 걸리고 있으며, 해면골에는 아주 작은 하중이 걸렸다.
3. 경사하중인 하중조건 B, C의 경우가 수직하중조건 A의 경우보다 치밀골에서 응력이 대체로 증가되며 특히 교두정에 바깥쪽으로 경사하중이 걸리는 하중조건 C의 경우에 가장 높은 응력이 발생되었다.
4. 수직하중인 하중조건 A에서 임플란트 고정체 상부와 접촉하는 치밀골의 최상단에 걸리는 응력의 크기 순을 보면 대체로 Astra, ITI, Paragon, Friadent, Bicon의 크기 순이었다.
5. 경사하중인 하중조건 B 및 하중조건 C에서는 임플란트 고정체 상부와 접촉하는 치밀골의 최상단에 걸리는 응력의 크기 순을 보면 대체로 Astra, ITI, Bicon, Paragon, Friadent의 순이었다.
6. 하중조건에 관계없이 Friction fit joint의 경우에선, 임플란트 고정체 상부와 접촉하는 치밀골의 최상단에 걸리는 응력은 Astra, ITI, Bicon의 크기 순이었다.
7. 하중조건에 관계없이 Slip fit joint의 경우에선, 임플란트 고정체 상부와 접촉하는 치밀골의 최상단에 걸리는 응력은 Paragon, Friadent의 크기 순이었다.
8. 고정체의 치경부 형태가 수렴되는 형태가 임플란트 고정체 상부와 접촉하는 치밀골에서 응력이 비교적 적게 걸리는 경향을 보여 주었다.

결론적으로, 임플란트와 지대주의 연결방식 중 내측연결 시스템에서 고정체의 경부 형태에 따른 임플란트 고정체 상부와 접촉하는 치밀골에서의 발생되는 응력의 크기에는 약간의 차이를 보였으나 이러한 응력양상이 실제 임상에서 어떻게 영향을 미칠 수 있는지는 계속적인 더 많은 연구가 필요하리라고 사료된다.

참 고 문 헌

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI, Lindhe J, Eriksson B, Sbordone L. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures(1). A 3-year longitudinal prospective study. Int J Oral Maxillofac Surg. 1986; 15: 39-52.
2. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. J Prosthet Dent 1995; 73:36-43.
3. Barbier L, Vander SJ , Krzesinski G, Shepers E, Van Der Perre G. Finite element analysis of non axial vs. axial loading of oral implants in the mandible of dog. J Oral Rehabil 1998;25:847-858.
4. Beat R. Mechanics of the implant-abutment connection. An 8-degree taper compared to a butt joint connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 519-526.
5. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characte- ristics of five implant in compact bone at different load levels by finite element analysis. J Prosthet Dent 2004; 92:523-530.
6. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 15-46.
7. Chung KM, Chung CH, Jeong SM. Finite element analysis of implant prostheis according to platform width of fixture. J Korean Acad Prosthodont 2003; 41:674-688.
8. Clelland, N.L., Lee, J.K., Bimbenet, O.C., Gilat, A.. Use of an axisym- metric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. J Prosthodont 1993; 2:183-189.
9. Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. Clin Oral Implants Res 2001; 12:207-218.

10. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. Clin Oral Imp Rec 1999;10:394-405.
11. Haraldson T, Zarb GA. A 10-year follow-up study of the masticatory system after treatment with osseointegrated implant bridges. Scand J Dent Rec 1988; 96:243-252.
12. 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; 7:450-458.
13. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-a two-dimentional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol 1998; 24:80-88.
14. Im TW, Cho IH, Lim JH, Lim HS. Fatigue strength of dental implants with different types of connection between fixture and abutment cylinder. J Korean Acad Stomatog Function & Occlu 2002; 18:1-19.
15. 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.
16. Kim NH, Chung CH, Son MK, Back DH. A study on the fit of the implant- abutment-screw interface. J Korean Acad Prosthodont 2003; 41:503-518.
17. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimentional finite element analysis. Clin Oral Implants Res 2004; 15:401-412.
18. 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 Maxillofacial Implants 1997; 12: 237-242.
19. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. J. Oral Implantol 1991; 17:126-131.
20. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: An analysis using statics. Part one: Horizontal loading. J Oral Implantol 1992; 18:343-348.
21. Matsushita Y, Kithoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two- dimentional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. J Oral Implantol 1990; 16:6-11.
22. Misch CE, Bidez MW. A scientific rationale for dental implant design. In:Misch CE, editor. Contemporary implant dentistry. 2nd ed. St. Louis:Mosby; 1999. p. 329-343.
23. Morimoto K, Kihara A, Takeshita F, Suetsugu T. An experimental study on the tissue compatibility of the titanium blade-vent implant coated with HAP-alumina in the semi-functional state. J Oral Implantol 1987; 13:387-401.
24. 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; 8:290-298.
25. Norton MR. Assessment of cold welding properties of internal conical interface two commercially available implant system. J Prosthet Dent 1999; 81:159-166.
26. Norton M. 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.
27. Patra AK, DePaolo JM, D'Souza KS, DeTolla D, Meenaghan MA. Guidlines for analysis and redesign of dental implants. Implant Dent 1998; 7:355- 368.
28. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1989; 4:241-247.
29. 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.
30. Rangert B, Enouard F, Arnoux JP, Sarment DP. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. Int J Oral Maxillofac Implants 1997; 12:360-370.
31. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. Int J Oral Maxillofac Implant 1989; 4:333-340.
32. Sutter F, et al. The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow- screw implants : Part 1. Engineering and design. Int J Oral Maxillofac Implant 1988; 3:161-172.
33. 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.
34. Weinberg LA. Force distribution in splinted anterior teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1957; 10:484-494, 1957.
35. Weinberg LA. Force distribution in splinted posterior teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1957; 10:1268-1276.
36. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8:19-31.

Reprint request to: Prof. Chae-Heon Chung
Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University 421, Seosuk-Dong, Dong-Gu, Gwangju 501-825, Korea. E-mail;jhajung@mail.chosun.ac. kr

ABSTRACT

Finite Element Stress Analysis in Supporting Bone according to Crest Module Shape of Fixture in Internal Connection System

Young-Nam Park, Hee-Jung Kim, Sang-Ho Oh, Chae-Heon Chung

Dept of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University

The external contour of an implant can have significant effects on the load transfer characteristics and may result in different bone failure rates for different implant system. The purpose of this study was to investigate the effects of crest module shape and occlusal load direction on bone failure modes of five commercially available dental implant systems. Five different implant systems with internal connection; ITI (Model 1), Astra (Model 2), Bicon (Model 3), Friadent (Model 4), and Paragon (Model 5), comparable in size, but different in thread profile and cest module shapes, were compared using the finite element method.

Conclusively, in the internal connection system of the implant-abutment connection methods, the stress-induced pattern at the supporting bone according to the abutment connection form had differenence among them, and implants with narrowing crestal module cross-sections at the top of the cortical bone created more favorable load transfer characteristics in this region.

But it is considered that the future study is necessary about how this difference in the magnitude of the stress have an effect on the practical clinic.