임플란트 매식 시 수직골 높이에 따른 응력분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

김민호·박영록·계기성

Stress analysis according to the vertical bone level in the implant placement

Min-Ho Kim, D.D.S, M.S.D.. Young-rok Park, D.D.S., Kee-Sung Kay, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University

The purpose of this study was to compare the distributing pattern of stress on the finite element models with the different vertical bone level of implant fixture. The two kinds of finite element models were designed according to vertical bone level around fixture (4.0mm x 11.5mm). The cemented crowns for mandibular first and second molars were made. Three- dimensional finite element model was created with the components of the implant and surrounding bone. Vertical loads were applied with force of 200N distributed within 0.5㎜ radius circle from the center of central fossa and distance 2mm and 4 mm apart from the center of central fossa. Von-Mises stresses were recorded and compared in the supporting bone, fixtures, abutment screws, and crown. The results were as following : (1) In vertical loading at the center circle of central fossa on model 1 and 2, the difference from vertical bone in implant placement did not affect the stress pattern on all components of implant except for crown. (2) With offset distance incerasing and the bone level of implant decreasing, the concentration of stress occured in the buccal side of long crown, around the buccal crestal bone, and on the fixture- abutment interface. As a conclusion, the research showed a tendency to increase the stress on the supporting bone, fixture and screw under the offset loads when the vertical level of bone around fixture was different. Since the same vertical bone bed has more benefits than the different bone bed around fixtures, it is important to prepare a same vertical level of bone bed for the success of implants under occlusal loads.

임플란트 매식 시 수직골 높이에 따른 응력분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

김민호·박영록·계기성

Ⅰ. 서 론

임플란트의 매식 후 실패는 골유착 전, 골유착중과 골유착 후로 나눌 수 있다. 골유착 전에는 매식 후 초기안정이 중요하기 때문에 초기 안정을 높여 임플란트 매식체와 골과의 유착을 증진시키기 위한 방법으로 나산의 형태를 변경하거나 수를 증가시키고, 고정체면을 다양한 방법으로 표면 처리하고 넓은 직경의 임플란트를 활용하여 왔다.

골유착 단계에서 골유착이 충분히 이루어지지 않은 시점에서 조기에 하중에 노출시켜 임플란트에서의 교합력이 골조직과 임플란트 계면을 거쳐 직접 골조직으로 전달되기 때문에 골유착이 실패할 가능성이 있다.

또한 일단 골유착이 이루어지면 비생리적인 과도한 외력이 작용하지 않는 한, 충분히 골유착은 장기간 동안 그대로 유지되지만 골유착 후 임플란트를 이용한 보철물에 저작기능 시 정하중 및 동하중을 복합적으로 받아 국소적 응력이 집중된다면 임플란트의 구성성분의 파괴, 임플란트 주위 지지골의 흡수, 임플란트와 보철물 연결부의 손상, 유지나사의 이완 및 파절, 시멘트의 파괴를 야기시킬 수 있다[4,11,18].

이러한 점에서 임플란트 지지형 보철물은 구강내에서 수시로 다양한 하중조건에 놓이게 되므로 골유착과 일플란트 구성성분은 교합 하중을 견딜 수 있을 정도로 충분해야 하며 하중을 효과적으로 분산시켜야 한다.

그러나 하중이 적용된 때에 임플란트의 구성성분과 지지골에 어떠한 반응이 나타나는가에 대해 임상적으로 관찰하기 어려워 여러 가지 임플란트 설계 시 기계적으로 어떠한 역학반응이 일어나는가에 대해 유한요소법을 활용하여 왔다. 유한요소법은 적절한 조건이 설정된다면 실험과 관계없는 외적 요인에 영향을 받지 않으면서 매우 복잡한 기하학적 구조나 다양한 물성치를 갖는 재료로 구성 유한요소 모델에서 응력의 분포, 방향, 크기 및 변위 여부를 알 수 있다는 장점을 지니고 있다. 1973년 Tesk 등[21]이 2개의 블레이드형과 하나의 포스트형 치과용 임플란트에 대해 응력분석을 시도한 이래 현재까지 유한요소법 등을 이용하여 여러 가지 임플란트 디자인에 대해 하중이 작용할 때 임플란트 구성성분 및 지지골에 대한 영향을 분석해 왔으나, 2개의 임플란트를 매식후 지지골량의 수직적 높이가 다른 경우에 대한 고정체와 골 계면 및 임플란트와 지대주간 접촉면에서의 응력 발생 및 분포에 관한 연구는 미비하였다[2-5].

따라서 본 연구에서는 표준형 임플란트를 지지하는 골량의 높이를 다르게 하여매식한 후 금관을 서로 연결하여 제작된 금관에 여러가지의 하중 조건을 부여했을 때 나타나는 응력의 발생을 분석하고자 하였다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

1. 유한요소 모델의 설계

하악골 우측 제1, 2 대구치 부분에 임플란트를 식립하여 시멘트 유지형 교의치를 제작한 경우를 연구모델로 하였다.

본 모델링에서는 치밀골, 해면골, 임플란트 고정

체, 지대주, 나사, 나사선 입구를 콤포지트 레진, 상부치관으로 나누어 구성하였다. 골구조 중 외부의 상부는 1.5mm, 하부는 2mm의 두께를 갖는 치밀골로 처리하였고, 그 내부는 모두 해면골로 처리하였다. 임플란트 고정체는 직경 4.0mm, 길이 11.5mm의 표준형을 사용하였으며 매식 깊이는 첫 번째 나사산이 상단 피질골과 해면골의 경계 부위에 위치하도록 하였다. 또한 모형화에 사용된 임플란트 고정체 및 지대주 나사의 나사산은 수직축에 대칭으로 처리하였고, 모든 경우에 대하여 동일한 지대나사를 사용하였으며, 임플란트 고정체는 골과 완전히 유착된 것으로 가정하였다. 실험1군 모형은 요소 124,353, Node 23,672, 실험2군 모형은 요소 99675, Node 19,347 개로 구성되고 유한요소는 4절점의 삼각뿔 형태인 Tetra Heron element를 사용하였다. Fig.1은 설계된 유한요소 모형을 보여주고 있다.

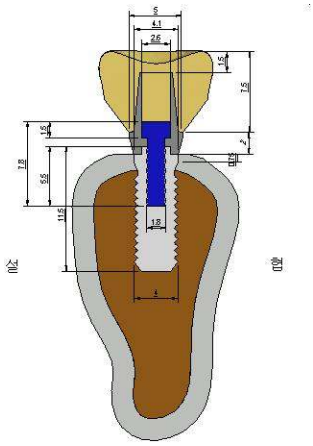


Fig. 1. Schematic representation of model

2. 실험모형

본 연구에서 실험 Model 1은 고정체를 지지하는 골의 양이 수직적으로 동일하게 설계한 반면, 실험 Model 2는 고정체를 지지하는 수직적인 골량의 높이를 2mm 다르게 하여 제작하였다(Fig.2).

3. 하중조건 및 경계조건

하중조건 A는 치관의 중심와 중앙 부위에 직경 1mm 원에 200N의 수직방향의 분산하중이 작용하도록 하였고, 하중조건 B는 치관 중심와로 부터 2mm 바깥쪽으로 빗김하중, 하중조건 C는 4mm 바깥쪽으로 200 N의 수직방향의 빗김하중이 작용하도록 하였다. 경계 조건으로는 하악골의 양쪽 모서리 부분의 절단면 부분을 Ux, Uy, Uz 방향을 모두

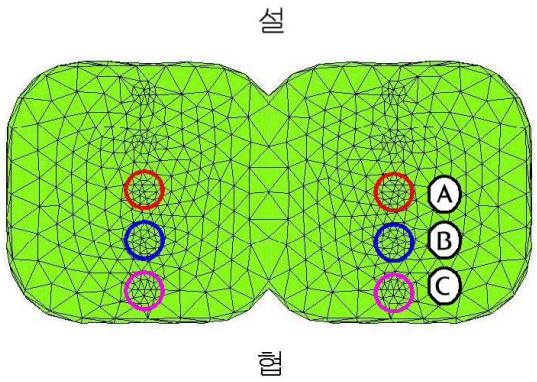


Fig. 3. Three loading conditions, A(center), B(2mm offset) and C(4mm offset)

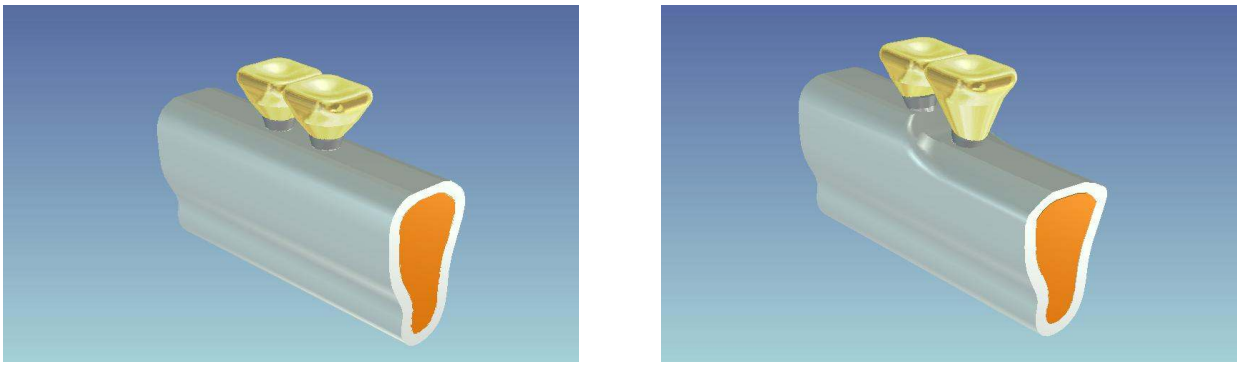


Fig. 2. Showing of different vertical bone level on Model 1 and Model 2

구속하였고, 임플란트 구성성분과 및 지지 골조직에서 변형이 허용되도록 하였다.

4. 물성치

설계된 모형의 유한요소 해석을 수행하는데 필요한 재료의 물성치인 탄성계수(Young's modulus; E)와 포와송 비(Poisson's ratio; υ)는 선학들의 자료를 참고하여 이용하였다.

5. 응력분석

삼차원 유한요소분석 프로그램인 NISA/DISPLAY Ⅳ(Version 10.0, Engineering Mechanics Research Corporation, USA)을 이용하여 산출되는 여러 가지 응력 값 중에서 유효응력(Von-Mises stress)을 기준으로 각 실험군에서의 응력 분포를 비교 분석하였다. 결과는 전체응력의 분포상태와 최대응력 집중부를 식별하기 위해 유효응력을 기준으로 응력의 크기에 따라 색도로 표시하고 여러 가지 하중조건하에서 각 실험 모형별로 발생되는 유효응력을 비교 분석하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 치조골 없는 전 구성성분에서 응력

Fig. 4에서 보는 바와 같이 모델1은 하중조건 A에서 응력이 중심와에 균일하게 분포하며 하중조건 B에서는 B점 주위와 협측의 금관 하방 지대주의 협측, 그리고 고정체의 협측에 응력이 분포하고 설측에서는 지대주 하방 부위와 약간의 고정체 상단에 응력이 분포하였다. 하중조건 C에서는 금관의 협측을 따라서 응력이 지대주 하방과 고정체 상단, 중간까지 연결되어 분포하였다. 응력의 최대치는 지대주의 하단부위에 집중되었다.

모델 2는 하중조건 A 점에서는 긴 금관부의 중심와에 응력의 분포영역이 짧은 금관보다 좁게 나타나며 응력의 최대치도 짧은 금관에서 나타났다. 하중조건 B 에서는 모델 1과 양상이 유사하나 다소 긴 금관에서 그 응력 범위가 더 넓게 협측에 나타났으며, 응력의 최대치는 협측의 지대주 하방에 위치하였다. 하중조건 C 에서도 긴 금관에서 응력이 협측 금관과 지대주에 넓게 분포하였으며 설측에도 다소 분포하였다.

Table 1. Material properties in this study

Material	Property	
	Young's Modulus ; E (GPa)	Poisson's Ratio ; υ
Cortical bone	14,700	0.32
Cancellous bone	4.900	0.30
Titanium (Implant)	105,000	0.30
Composite resin	16,300	0.35
Gold crown (Type III)	66,000	0.33
Gold screw	98.000	0.45

2. 각 구성부의 응력 분석

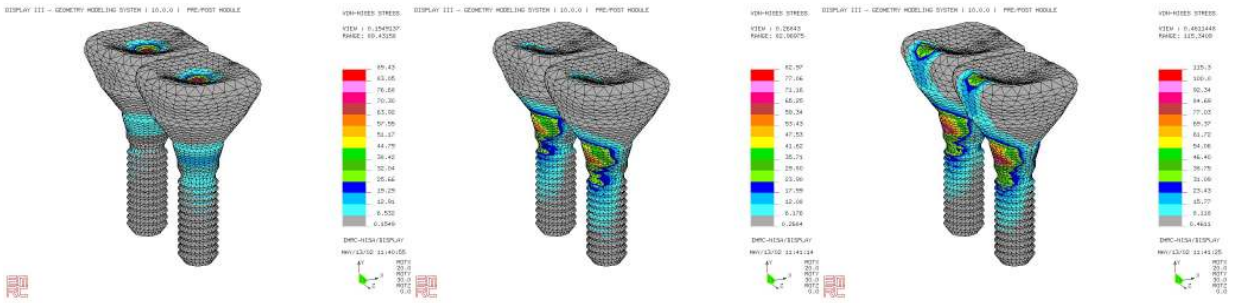
임플란트를 지지하고 있는 지지골의 높이 변화에 따른 각 실험 모형의 하중조건 하에서의 지지골, 지대나사, 고정체, 지대주, 금관 및 임플란트에 나타나는 응력 분포는 다음과 같다.

1) 지지골에서의 응력

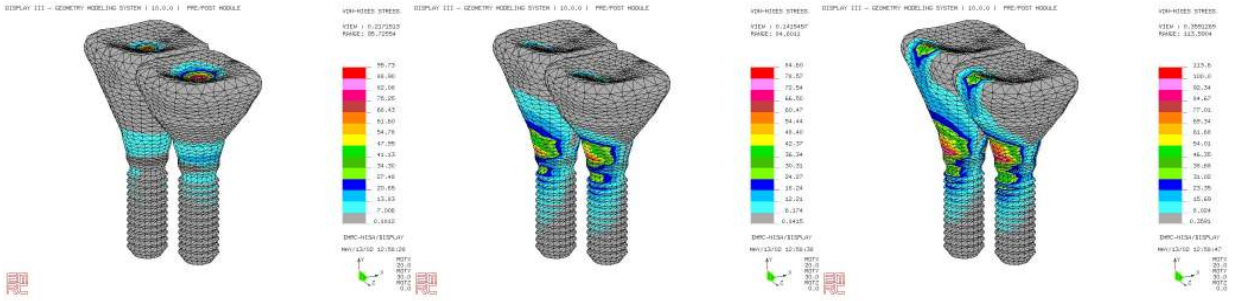
Fig. 5에서 보는 바와 같이 지지골에서의 응력 양상은 하중조건이 중심부인 부위에서 모델 1과 모델 2 모두 고정체 상부와 골접촉부인 치밀골에 응력이 분포하였으며, 그 하부 해면골에서는 그리 크지 않은 응력이 분포하였다. 그리고 하중 조건 B, C에서는 편측에 높은 응력이 분포하고 A에 비해 응력의 최대치가 3배 ~ 5배 정도이며 특히 모델 2의 협측에 응력 분포가 상대적으로 모델 1보다 넓게 분포하고 모델 2에서 금관 길이가 짧은 부위의 협측에 응력의 분포가 보다 넓었다.

2) 지대나사의 응력

Fig. 6에서 보는 바와 같이 지대나사의 응력 양상은 하중 조건에 관계없이 모두 나사의 하단 중앙 부위에 응력의 최대치가 분포하였으며, 각 모델 A, B, C에서 응력이 증가되는 양상이 기하급수적으로 증

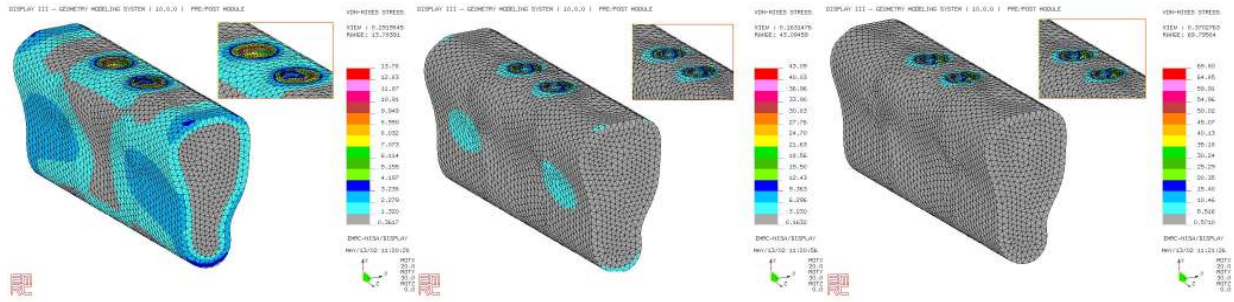


Model 1−Load A　　Model 1−Load B　　Model 1−Load C

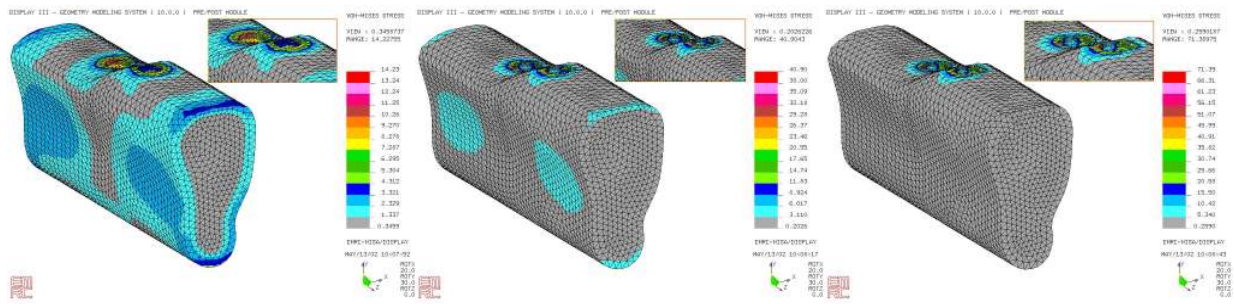


Model 2−Load A　　Model 2−Load B　　Model 1−Load C

Fig. 4. The stress contour on implants of Model 1, 2 under loading condition A, B, C

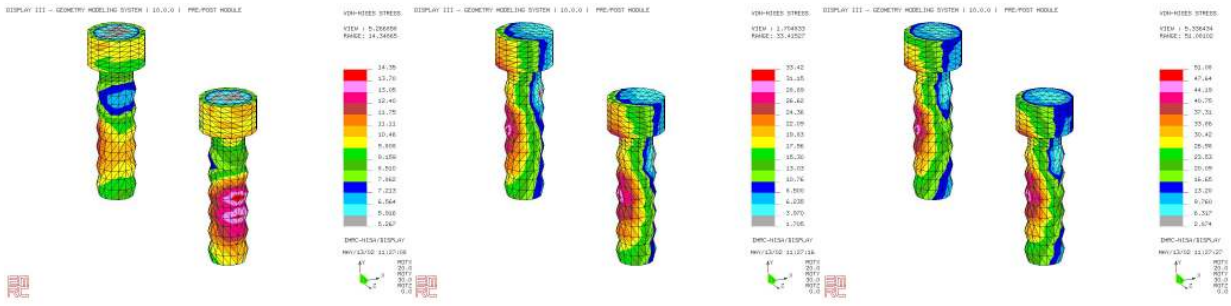


Model 1−Load A　　Model 1−Load B　　Model 1−Load C

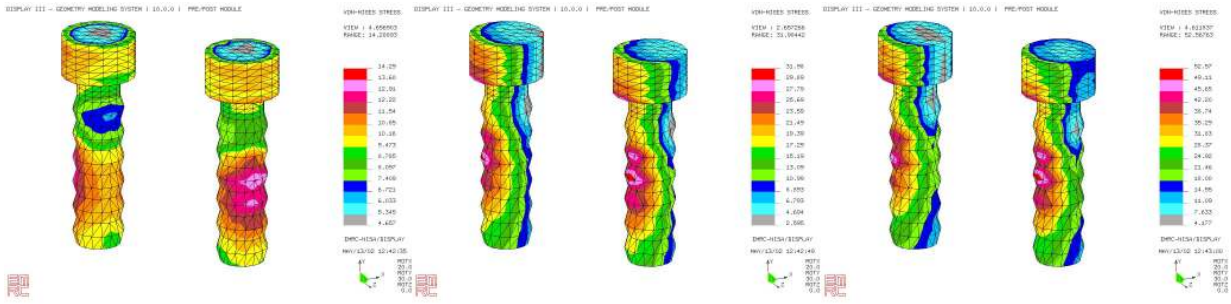


Model 2−Load A　　Model 2−Load B　　Model 2−Load C

Fig. 5. The stress contour on bone of Model 1, 2 under loading condition A, B, C

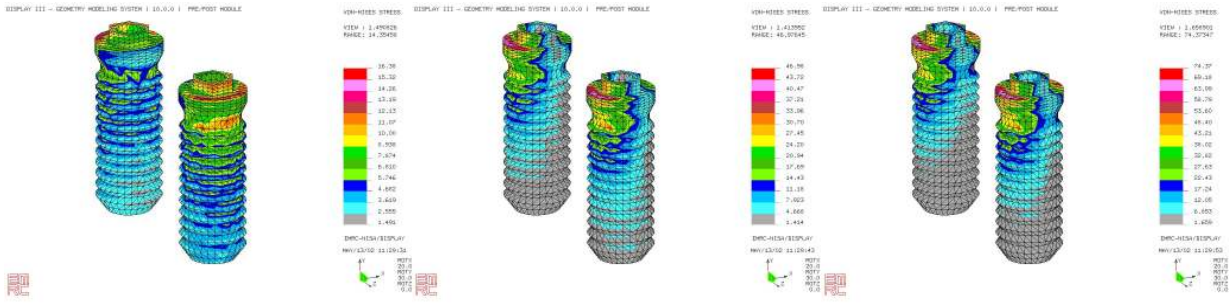


Model 1−Load A Model 1−Load B Model 1−Load C

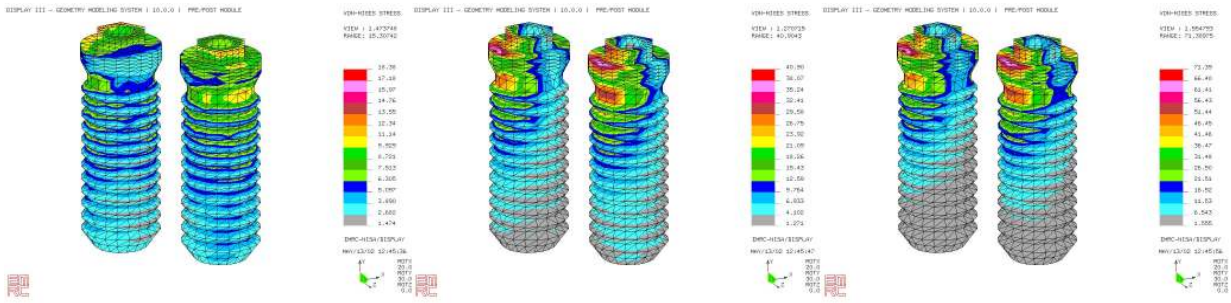


Model 2−Load A Model 2−Load B Model 2−Load C

Fig. 6. The stress contour on screw of Model 1, 2 under loading condition A, B, C

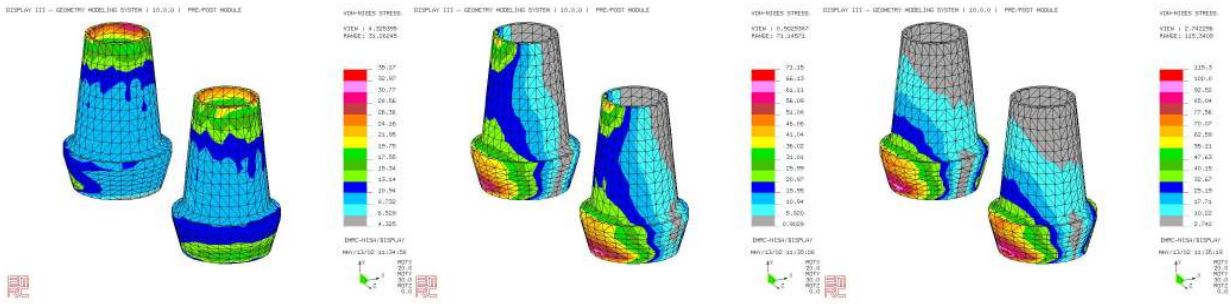


Model 1−Load A Model 1−Load B Model 1−Load C

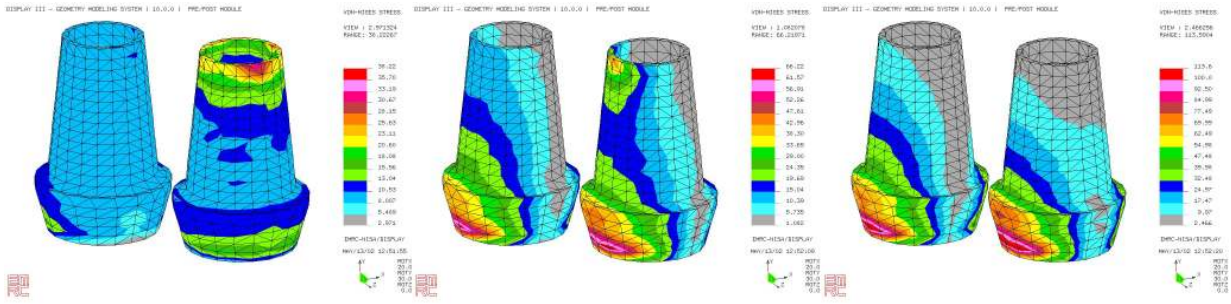


Model 2−Load A Model 2−Load B Model 2−Load C

Fig. 7. The stress contour on fixture of Model 1, 2 under loading condition A, B, C

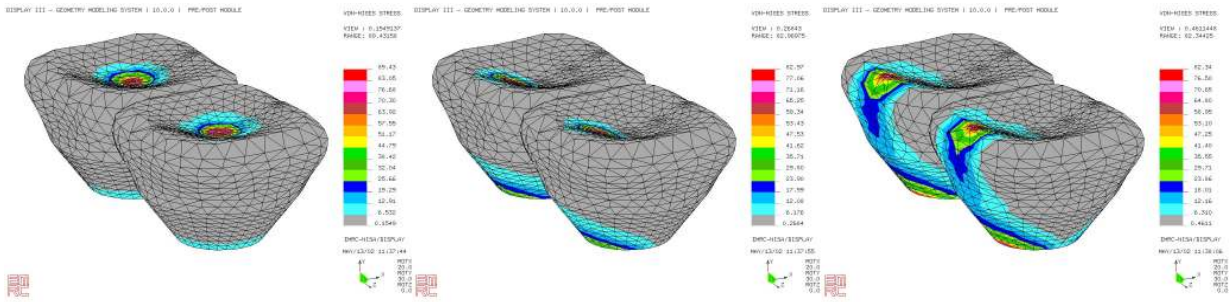


Model 1-Load A　　Model 1-Load B　　Model 1-Load C

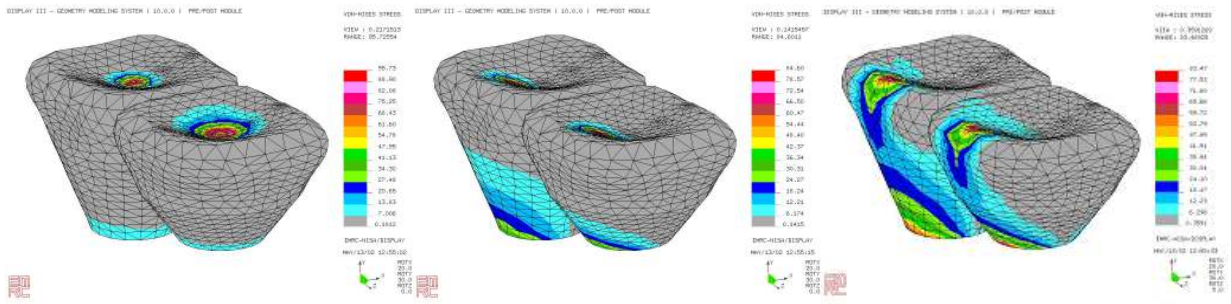


Model 2-Load A　　Model 2-Load B　　Model 2-Load C

Fig. 8. The stress contour on abutment of Model 1, 2 under loading condition A, B, C



Model 1-Load A　　Model 1-Load B　　Model 1-Load C



Model 2-Load A　　Model 2-Load B　　Model 2-Load C

Fig. 9. The stress contour on crown of Model 1, 2 under loading condition A, B, C

가하는 것이 아니고 배수로 증가하였다. A 점에서 모델 2의 응력 분포와 최대치가 모델 1과 비교하여 더 넓고 더 높게 나타났다.

3) 고정체의 응력

Fig. 7에서 보는 바와 같이 고정체에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 모델 1, 2에서 응력의 분포양상이 치밀골과 접촉되는 고정체 상단에 응력이 분포하며 모델 1, 2 모두 B, C점에서 응력분포 양상이 중심을 기준으로 해서 바깥쪽으로 응력의 분포가 커지는 양상을 보였다. 모델 1, 2의 A, B, C 점에서의 응력의 최대치는 서로 유사하였다(Fig. 7).

4) 지대주의 응력

Fig. 8에서 지대주의 응력 양상은 하중조건 A의 모델 1에서는 모두 응력의 분포가 지대주 상단에 집중되고 응력 최대치가 나타나며 상당한 응력이 지대주의 하방에 분포되고 지대주의 중간에는 중간치의 응력이 분포하였다. 모델 2의 하중조건 A에서는 특이한 응력의 분포가 긴 금관의 지대주에서 보이는데 그 응력 최대치가 균일하게 지대주 전체에서 나타났다. 그리고 짧은 금관의 지대주는 모델 1과 같은 응력의 분포를 보였다. 하중조건 B에서는 모델 1과 2에서 지대주 상단 협측에 응력이 집중되고, 지대주 하단 협측에 최대치가 보이며 하단 설측에 응력의 분산 정도가 협측에 비해 다소 면적이 적지만 약간의 응력 분포가 설측 하단에 분포하였다. 하중조건 C에서는 응력의 분포가 상단에는 거의 분포하지 않고, 주로 중간과 하단에 분포하는데 모델 1과 2에서 모두 응력의 최대치가 협측 지대주 최하단에 위치하였다. 설측의 지대주에도 응력이 다소 하단에 분포하였다.

5) 금관의 응력

Fig. 9에서 보는 바와 같이 금관의 응력 양상은 모델 2가 모델 1보다 응력의 최대치가 A, B, C 점 모두에서 더 높았으며, 모델 2의 짧은 금관의 응력의 넓이가 긴 금관보다 넓고 최대치의 응력이 짧은 금관에 위치하고 B, C점에서는 긴 금관과 고정체 연결 부위에 응력이 분포하고 짧은 금관보다 더 넓었다.

3. 각 구성부의 최대 응력

전 구성성분, 지지골, 지대나사, 고정체, 지대주, 금관에 걸리는 Von-Mises stress의 최대치는 Table 2와 같다.

Ⅳ. 총괄 및 고안

골유착성 임플란트 보철물의 생체 역학을 이해하기 위해 고정체를 매식 후 잔존 치조정의 두께, 치밀골과 해면골의 밀도, 임플란트 나사산의 모양과 표면형태에 따른 골유착 정도, 골유착 후 보철물에 대한 교합력의 집중 정도, 환자의 식습관와 구강 습관에 따른 임플란트 구성 성분의 변화와 골 파괴를 유한요소법을 이용하여 분석해오고 있다.

본 연구에서는 유한요소법을 통하여 표준형 임플란트 2개를 골 높이가 같은 경우와 고정체에 대한 골 높이를 다르게 설계하여 제작된 2가지 유한요소

Table 2. Maximum Von-Mises Stress in the components of implant(unit:MPa)

		All components	Fixture	Abutment	Screw	Bone	Crown
Load A	Model 1	89.43	16.38	35.17	14.35	13.78	89.43
	Model 2	95.73	18.38	38.22	14.29	14.23	95.73
Load B	Model 1	82.97	46.98	71.15	33.42	43.09	82.97
	Model 2	84.50	40.90	66.22	31.98	40.90	84.60
Load C	Model 1	115.3	74.37	115.3	51.08	69.50	82.34
	Model 2	113.6	71.39	113.6	52.57	71.39	83.47

모델에 여러 하중조건 하에서 발생하는 응력을 분석하고자 하였다.

하중조건으로 3가지의 하중방향을 설정하였고 선학들의 연구[4,5]에 따라 평균 교합력은 200N의 수직방향의 분산하중을 부여하고자 하였다.

유한요소법 분석에서는 구조의 배열이 삼차원 좌표계 내에서 등방성을 갖는 것으로 가정되나 실제로 구조는 3차원 내에서 방향에 따라 약간씩 상이한 이방성을 가지게 되므로 구조에 사용된 재료의 등방성에 관련된 포와송 비를 계산과정에 포함시켜 이 문제점을 보완하고 발생된 응력의 크기와 분포를 비교하기 위해 탄성변형을 한다고 가정하였다[2].

Misch 등[1]은 주어진 골 부피에서 임플란트 표면은 기능적 부하에 대해 최적화를 강조하여 압축이나 인장력에 대해 실제로 관여되는 기능적 표면을 중시하였다. Cowin[8]도 임플란트-골계면에 수직적 압축을 받을 때 30% 정도 강도가 감소하고 전단력을 받으면 65%나 약해진다는 사실을 보고하여 기능적 표면을 중시하였다.

그러나 이러한 보고에서는 임프란트의 수직골 높이가 달라져 임상적 치관치근비의 차이가 생기는 경우 동일하게 적용할수 없기 때문에 본 연구에서는 동일한 부하에서 임플란트 지지골의 높이가 다른 경우 임프란트 구조물과 지지골에서 발생되는 응력의 양태를 평가하는 것이다.

수직하중이 중심와에 가해진 하중조건 A에서의 Model 1, 2의 경우 모두에서 임플란트 보철의 장축에 응력이 고르게 분산되는 양상을 보이며, 수직하중이 중심와에서 약간 바깥쪽에 가해진 하중조건 B에서는 약간의 굽힘력이 걸려 약간 편측으로 치우치는 응력양상을 보이며, 4mm 벗어난 부위인 하중조건 C에서는 더 큰 굽힘력이 걸려 높은 집중응력이 편측에 치우쳐 걸려 있는 것을 알 수 있다. 이러한 점에서 치조골의 높이와 상관없이 임플란트 보철에서의 교합 하중의 방향이 고정체 장축을 향하도록 유도하는 것이 생역학적으로 유리하리라고 사료되었다.

Misch 등[1]도 골은 압축력이나 인장력이 그 장축으로 전달될 때 가장 강하지만 30 정도 기울어진 경우에 압축강도는 11% 감소하고 인장 강도가 25% 감소한다고 하였다.

치조골의 높이가 다른 실험모델 2의 경우 일반적으로 임상치관과 임상 치근의 높이가 달라져 임상치관이 긴 경우에 보다 높은 응력이 걸릴 것으로 예상하였으나 중심와에 가해진 경우에서 긴 금관에서 하중의 분산이 많았지만 하중조건에 따라 다른 차이를 보인 바 임플란트의 설계 시 임플란트 임상치관 치근비를 고려하여 교합면에서의 하중을 고려한 접촉점의 배열이 중요한 것으로 사료되었다.

본 연구에서 지지골에서의 응력양상은 하중조건 및 지지골의 조건에 관계없이 지지골 상부 즉 임플란트 고정체 상부와 골 접촉부인 치밀골에 응력이 집중되는 양상을 보이며 그 하부 해면골에서는 그리 큰 응력이 걸리지 않음을 알 수 있다. Smith[20]의 연구에 따르면 성공적인 골유착 후에도 골의 생리적 저항능력을 초과하는 골흡수가 지속적으로 발생될 때 임플란트 주위염으로 진단하여 임플란트의 실패는 골 흡수와 관련이 있다고 하였고 Baron 등[6]도 임플란트의 장기적 실패는 주로 임플란트 주위염과 관련되어있다고 하였다. 이러한 골흡수의 발생원인에 대해 세균감염론[10,14], 교합하중론[11,12,15], 그리고 이러한 원인들의 복합적인 요인을 제시하였지만 골흡수는 치조골 능 부위에 주로 나타난다고 하였다.

본 연구에서도 수직골 높이와 관계없이 임플란트의 경부 주위의 치밀골에 주로 응력 집중이 나타났는데 이는 Rieger 등[19]이 보고하였던 바 같이 수직 및 측방 하중 시에 치밀골에서의 응력이 해면골에서의 응력보다 일반적으로 더 크게 나타난 연구와 같은 결과를 보였다. 또한 Clelland 등[7], Leung 등[13] Meijer 등[16]도 교합력은 우선적으로 치조정의 치밀골층에서 분산된다 하였고, Hansson[9]은 피질골 치조정에서 골흡수를 감소시키기 위한 설계로 고정체의 경부에 유지요소를 부여하는 것이 바람직하다고 하였다. 따라서 본 연구의 결과를 고찰해 볼 때 가능하다면 교합력의 부여 시 고정체의 장축과 수직이 되도록 교합접촉을 설정하는 것이 치조골에서의 응력집중을 감소하기 위해서는 역학적으로 유리하다고 사료된다. 한편 Meyer 등[17]은 골질과 골량이 부하에 대한 임플란트 면에서의 골 변형을 감소시키지만 골질이 골높이에 비해 변형 및 응력 변화에 더 많은 영향을 미친다고 하였고 Clelland 등[7]도 해면골과 치밀골의 두께를 달리하여 설계한 모델에서 골질에 따라 응력 분포의 차이를 나타나고 있다고

보고하였던 바 단순히 골량이 적은 임상적 치관이 긴 경우에 골질을 고려하지 않고 골량 만을 가지고 평가하는 데 주의를 요할 것으로 사료되었다.

결론적으로 잔존 골조직의 높낮이에 따라 골 높이가 낮은 부위의 지지골, 고정체, 지대나사, 금관, 지대주에 하중이 중심와에서 교두 사이의 중간지점을 벗어난 지점에 가해질 때 응력의 증가가 나타났으므로 골 높이 차이가 존재할 때는 더욱 빗김 응력이 작용하지 않거나 직경이 큰 것을 사용하여 응력을 감소시킬 필요가 있다. 그러나 본 연구에서는 임플란트에 동일한 하중조건을 부여한 결과이므로, 구강 내 다양한 양상의 교합력을 고려하는 연구가 향후에 진행되어야 할 것으로 사료되었다.

또한 본 연구에서 치조골에서 응력이 집중된다 하여도 어느 정도의 응력집중이 치조골의 생리적 골 반응을 초과하여 골 흡수를 초래하는지에 대해서는 밝힐 수 없었던 바 본 연구와 동일한 조건으로 매식된 동물실험에서의 조직학적 연구가 필요하리라 사료되었다.

Ⅴ. 결 론

임플란트의 고정체를 지지하는 골의 양이 수평적으로 동일하게 한 모델과 고정체를 지지하는 골의 양이 수평적으로 다르게 한 모델에 대해 200N의 수직하중을 중심와, 2mm 빗김하중, 4mm 빗김하중으로 부여한 후 임플란트 구성체에 발생하는 응력을 3차원 유한요소법으로 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 중심와에 하중이 가해질 때 수직골이 낮아 긴 금관이 형성된 모델에서 수평골 차이는 금관을 제외하곤 지대주, 금관, 고정체, 치조골에 발생하는 응력의 양상에 크게 영향을 미치지 못하였다.
2. 빗김의 양이 증가하고 수직골이 낮아진 긴 금관의 임플란트에서 긴 금관의 협측에서 응력의 분포가 넓었고 협측부 치밀골 주위, 고정체 상부면과 제1번 나산 상부에서 응력이 집중되었다.

결론적으로 임플란트를 지지하는 수평골의 높이가 다름으로써 지지골, 임플란트 구성성분에 걸리는 응력이 증가되는 경향을 보여줌으로써 저작 시 발생하는 교합력에 대한 골량의 높이 차에 따른 역학적 영향을 줄이기 위하여 임플란트 매식 시 동일한 수평골의 베드를 설정하거나, 수직골이 낮은 경우 임플란트의 직경을 증가시키는 것이 바람직할 것으로 사료되었다.

참 고 문 헌

1. 김명래, 한중석, 최장우, 최용창, 김용식 역: 최신임플란트 치과학, 나래출판사, 2000, p343-345.
2. 장복수, 김창희, 김영수. 골유착성 임프란트 보철물의 캔티레버 위치와 길이변화에 따른 삼차원 유한요소법적 응력 분석, {대한치과보철학회지}, 34: 501-532, 1996.
3. 한영근, 권종진. 3차원 유한요소 해석에 의한 골내 임플란트의 구조에 관한 연구, {대한치과보철학회지}, 35: 181-209, 1997.
4. 황영필, 계기성, 조규증. 단일 임플랜트 보철물의 Hex-lock 형태에 따른 3차원 유한요소법적 응력분석, {대한치과보철학회지}, 34: 385-402, 1996.
5. 허성주, 한종현, 정종평. 골유착성 임프랜트 고정체의 설계변화에 따른 응력분포에 관한 삼차원 유한요소 분석적 연구, {대한치과보철학회지}, 35: 609-619, 1997.
6. Baron, M., Haas, R., Dortbudak,O., Watzek, G.. Experimentally induced peri-implantitis A review of different treatment methods desribed in the literature. Int.J. Oral Maxillofac Implants, 15: 533-544, 2000.
7. 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 Prosthodontics. 2:183-189, 1993.
8. Cowin, S.C.. Bone mechnics, p 139, Boca Raton, 1989, CRC.
9. Hansson, S.. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechnical approach. Cli Oral Implant Res. 10: 394-405, 1999.
10. Hickey, J.S., O'Neal, R.B., Scheidt, M.J., Strong, S.L., Turgeon, D,, Ban Dyke,T.E.. Microbiologic characterization of ligature induced peri-implantitis in the microswine model. J Periodontol 62: 548-553, 1991
11. H rzeler, M.B., Quinones, C.R, Sch pbach, P, Morrison, E.C, Caffesse, R.G.. Treatment of peri-implantitis using guided bone regeneration and bone grafts, alone or in combination, in beagle dogs. Part 2: Histologic findings. Int. J Oral Maxillofac Implants 12: 168-175,1997

12. Isidor, F.. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. Clin Oral Implants Res 7: 143-152, 1996
13. Leung Katherine, C.M., Chow, T.W., Wat, Peter. Y., Comfort Margaret, B.. Peri-implant bone loss: management of a patient, Int.J. Oral Maxillofac Implants, 16: 273-277, 2001.
14. Mombelli, A, Van Oosten, M.A.C., Schurch, E.J., Lang, N.P.. The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. Oral Microbiol Immunol 2: 145-151, 1987
15. Meijer,H.J. Staramans,F.J. Steen,W.H., Bosman,F.. A three- dimensional finite element study on two versus for implants in an edentulous mandible, Int J. Prosthodontics, 7: 271-279, 1994.
16. Meijer,H.J., Kuiper,J.H., Starmans,F.J., Bosman,F.. Stress distribution around dental implants ; Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible, J. Prosthet. Dent., 68: 96-102, 1992.
17. Meyer, U., Vollmer, D., Runte, C., Bourauel, C., Joos, U.. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. J Craniomaxillofac Surg 29: 100-105, 2001.
18. Papavassiliou, G., Kamposiora, P., Bayne,S., and Felton, D.A.. Three-dimensional finite element analysis of stress-ditribution around single tooth implant as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. J. Prosthet. Dent., 76: 633-640, 1996.
19. Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel,G.L. Brose, M.O.. Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implant, J. Prosthet. Dent., 62: 436-440, 1989.
20. Smith,D.E., Zarb,G.A.. Criteria for success of osseointegration endoosseus implants. J Prosthet Dent. 62: 567-572, 1989.
21. Tesk, J.A., Widera, O.. Stress distribution in bone arising from loading on endoosteal dental implants. J Biomed Mater Res Symp. 4: 251-261, 1973.