2종의 임플란트 내부결합구조체에 따른 치조골상 유한요소응력 분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

변 욱 · 정다운 · 한인혜 · 김성량 · 이창희

임플란트 고정체-지대주 결합구조체의 형태에 따른 교합부하의 반응이 다양하여 본 연구에서는 하중위치 및 결합구조체 접촉 비율에 따라 3단 계단형 결합구조체와 경사형에서 어떠한 차이가 있는 지를 3차원 유한요소분석을 시행하였다.

2종의 임플란트-지대주 결합 구조체에 연결된 상부 치관을 제작하여 각 치관에 설정된 하중위치에 200 N의 하중을 부여하였다. 임플란트 중심 부위에서 하중조건이 멀어질수록 피질골정에 가해지는 응력이 증가되기에 하중조건은 응력발생에 영향을 미치는 주요 요소이며 다음으로 결합구조형태에도 영향을 받았다.

또한 수직 하중에 비해 빗금 경사 하중이 부여된 경우 계단형은 경사형에 비해 유리한 응력 분포를 보였다. 그리고 지대주 결합구조체가 고정체의 내벽에 대해 접촉이 많아 질수록 골질에 대한 응력분산이 유리한 것으로 나타났다.

결론적으로 고정체 폭경에서 벗어난 빗김 수직 및 경사 하중은 결합구조체의 종류와 관계없이 피질골정에 응력을 집중시키므로 저작기능시 교합접촉면을 고정체의 폭경 내에 위치하도록 하는 것이 생체역학적으로 바람직 할 것으로 사료되었다. (구강회복응용과학지 2013:29(3):259 - 271)

주요어: 빗금하중, 유한요소분석, 응력, 지대주-고정체 결합구조체

서 론

임플란트 보철물의 장기적인 성공을 확보하기 위해서는 임플란트 주위 치조골 염증과 지지골 흡수에 영향을 미칠 수 있는 기계적 생물학적 요인을 정기적으로 관철하는 것이 필요하다. 그러나 골유착 후 치조골 상실은 임플란트 주위에 부착된 상피 조직과 연관되어 있다 하였고,[1,2] 또한 2단계 임플란트 결합체의 고정체와 지대주 사이의 미세 틈새는 임플란트 주위 만성 염증을 초래하여 결국 치조골 흡수를 유발한다고 보고하였다.[2-5]

교신저자: **이창희**
조선대학교 치의학전문대학원
광주광역시 동구 필문대로 309번지, 501-759, 대한민국
Tel: +82-62-220-3820, Fax: +82-62-227-2363, E-mail: socine@hanmail.net
원고접수일: 2013년 8월 3일, 원고수정일: 2013년 8월 30일, 원고채택일: 2013년 9월 25일

임플란트에 관한 실험이나 임상연구를 통하여 역학적 정보를 얻기 어려워 연구자들은 유한요소분석법을 활용하여 고정체의 나사선 형태, 지대주의 형태, 고정체와 지대주의 내부결합구조 등에 대한 응력을 분석하여 생물공학적으로 안정된 구조를 얻고자 하였다.[6-10]

또한 2006년 Lazzara 등[11]은 좁은 지대주가 임플란트-지대주 미세 틈새와 치조 정상골 사이의 거리를 증가시켜 골흡수를 감소시킨다는 가설로 platform switching 개념을 도입하였다. Platform switching 에 대한 유한요소 분석 모델에서 Maeda 등[12]은 골유착된 3차원 유한요소모델에서 동일한 폭경에서 더 높은 탄성 에너지를 보였다고 한 반면에 Pessoa 등[13]은 지대주와 고정체 폭경의 차이가 0.5 mm인 모델에서 의미있는 역학적 정보를 제시하지 못했다고 하였다.

또한 Perssoa 등[14]과 Rieger 등[15] 그리고 Merz 등[16]은 고정체와 지대주의 내부적 연결상태가 응력의 양상에 영향을 미치는 주요소라 하였다.

이러한 보고에 따라 고정체 지대주 결합구조를 달리하고 platform switching 적용을 다르게 한 2가지 모델에서 하중위치를 달리 하였을 경우 임플란트-골 계면을 따라 발생하는 응력분포를 평가하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

1) 유한요소모델 설계

본 연구에서는 하악 제 1대구치 부위에 식립되는 임플란트를 가정하여 직경 5 mm, 길이 11 mm를 가지는 3종의 내측연결구조체를 갖는 임플란트 유한요소모델을 설계하였다

2종 내측연결구조체의 경우 내부경사가 없이 3단 계단형 구조를 갖는 A형 모델, 11° 의 경사를 가지는 B형 모델을 참고로 하여 CAD/CAM을 활용하여 유한요소모델을 설계하였다.

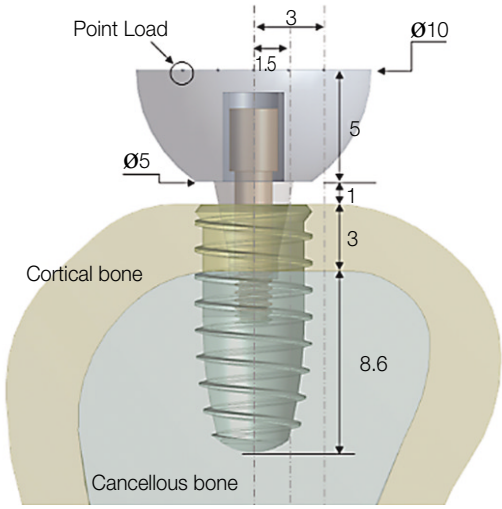

Fig. 1. Schematics of finite element model (unit: mm).

본 모델링에서는 치밀골, 해면골, 임플란트 고정체, 지대주, 나사, 상부치관으로 나누어 구성하였다. 치밀골은 3 mm의 두께를 갖도록 처리하였고, 그 내부는 모두 해면골로 처리하였으며 임플란트 고정체의 길이는 11.6 mm, 폭경 4 mm로 설계 하였다(Fig. 1). 내부연결구조체의 경우 그림에서와 같이 고정체 내부벽과의 접촉이 50% 그리고 90% 이뤄진 것으로 표면을 설계하였다. (Fig. 2).

2) 하중조건

본 실험에서는 4 가지 하중(하중조건 1, 2, 3, 4)을 치관에 적용시켰다. 하중조건 1은 치관 중심에 200 N의 수직하중이 작용하도록 하였고, 하중조건 2는 치관 중심에서 협측으로 1.5 mm 떨어진 곳에 200 N의 수직하중이, 하중조건 3은 치관 중심에서 협측으로 3 mm 떨어진 곳에 200 N의 수직하중이, 하중조건 4는 치관 상부에 30° 경사로 200 N의 분포 하중이 작용되도록 하였다(Fig. 3).

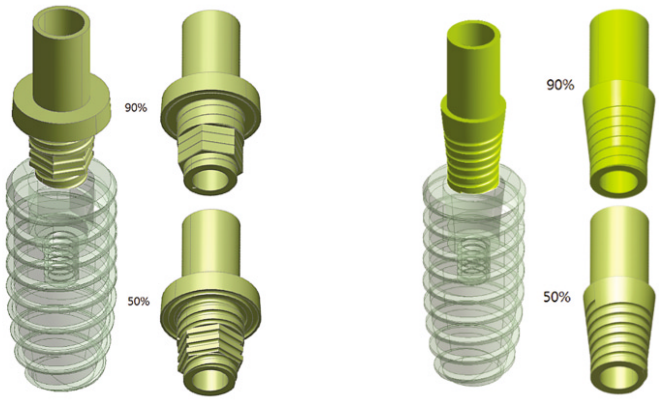

Fig. 2. The CAD model for the internal connections of fixture & abutment (50% and 90% contacts of internal connetction to the fixture).

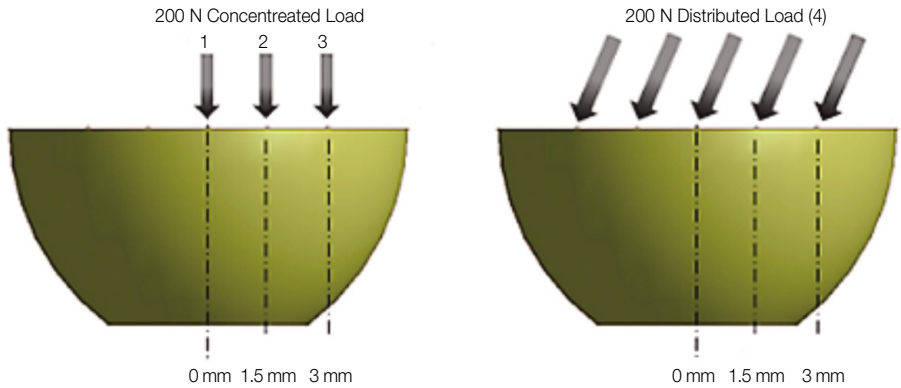

Fig. 3. Schematic image of the loading conditions.

3) 경계조건

하악골의 양쪽 모서리 부분의 절단면부분의 Ux, UY, UZ 방향을 모두 구속하였고, 보철물과 임플란트 및 주변 지지골에서 변형이 허용되도록 하였다. 임플란트 고정체는 골과 완전히 유착(100%)된 것으로 가정하였다. 모형의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성, 재료의 특성이 3방향으로 모두 동일하다는 등방성, 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위 정도에는 영향을 받지 않는 선형탄성을 갖는 것으로 가정하였다.

4) 물성치

설계된 모형의 유한요소해석을 수행하는데 필요한 재료의 물성치인 탄성계수(Young's modulus; E)와 포와송의 비(Poisson's ratio; ν)는 선학들의 자료를 참고하여 이용하였다(Table I).

설계된 모델은 형상과 물성에 따라 요소별로

Table Ⅰ. Material properties in this study

Materials	Young's Modulus (MPa)	Possion's ratio
Cortical bone	10,000	0.30
Cancellous bone	5,000	0.30
Implant	115,000	0.35
Crown	66,600	0.33

분할 되었다. 요소는 4절점의 삼각뿔 형태인 Tetra Hedron 요소를 사용하였다. 요소의 크기는 기본 0.2 mm를 사용하였다.

2. 응력 분석

본 연구에서 삼차원 유한요소분석 프로그램인 EMRC NISA DISPLAY Version 12 (Engineering Mechanics Research Corporation, USA)를 이용하여 산출되는 여러 가지 응력값 중에서 등가응력(von Mises stress)을 기준으로 각 실험군에서 응력 분포를 비교하였다. 결과는 전체응력의 분포상태와 최대응력 집중부를 식별하기 위해 등가응력을 기준으로 응력의 크기에 따라 색도로 표시하였다.

결합구조체의 형태에 따라 고정체를 제외한 협설절단면 상 치밀골과 해면골에 분포되는 응력의 양상을 분석하였다.

결 과

1. 치관중심부에 수직하중 부여시 치조골상 응력분석(Fig. 4)

치관 중심부에 200 N의 수직하중을 중심부에 부여하였을 때 A형 모델에서 피질골정을 중심으로 응력이 집중된 후 임플란트-골 계면을 통해 해면골 전체로 분산되면서 고정체 첨부를 중심으로 증가되는 양상을 보였으며, B형 모델의 경우 A형 모델과 달리 1단계로 피질골정에 집중되고 피질골정에서 치밀골 및 해면골 경계부 나사선 2개 부위까지 치밀골 상부의 영향을 받아 증가하였다가 피질골 하부 임플란트-골 계면을 따라 감소하였다가 고정체 하방인 첨단에서는 갑자기 증가하는 양상을 보이고 있었다. 50% 및 90% 접촉면적을 비교한 경우 A형 B형 모두 동일하게 응력집중 및 분포 양상을 보이고 있었다.

2. 치관중심으로 부터 1.5 mm 부위에 수직하중 부여시 치조골상 응력분석(Fig. 5)

1.5 mm 협측 빗김 부위에 하중을 부여하였을 때 하중이 가해진 부위에 높은 응력이 집중되었다. A형 모델은 최대 14.419 MPa, B형 모델은 10.421 MPa로 중심부에 하중이 작용하는 모델에 비해 피질골정의 등가응력이 2배 이상 증가되고 피질골 하방으로 갈수록 급격히 응력이 감소하나 고정체 첨단에서는 유사하였다(Table II). 나사산 경로를 따른 응력 분포 형태에 A형 모델은 피질골정부에 집중되나 B형의 경우 제 나사선까지 분산되는 양상을 보이고 있었다.

3. 치관중심으로 부터 3 mm 부위에 수직하중 부여시 치조골상 응력분석(Fig. 6)

중심으로 부터 협측 빗김 3 mm 부위에 하중을 부여 하였을 때 피질골정에 발생한 응력은 0 mm나 1.5 mm에 비해 하중 부여측에서 최대응력이 3배 정도 상승되는 양상을 보이고 있었다. 협설절단면 피질골정의 등가응력은 A형 모델의 경우 50% 접촉면적에서 25.514 MPa, 90%에서 22.278 MPa, B형 모델의 경우 50% 접촉면적에서 16.355 MPa, 90%에서 15.573 MPa를 나타내 나사형 모델에 비해 계단형 모델에서 높았고, 90% 접촉면적에서는 50%에 비해 응력집중 면적이 다소 줄어들었다(Table II). 50% 및 90% 접촉면적을 비교한

Table Ⅱ. von Mises stress of the crestal cortical bone on the bucco-lingual section in the three different types of implant fixture-abutment connections (Unit: MPa)

L.P.	section / model type l	50%		100%	
		max	min	max	min
0 mm	A	7.072	0.007	7.0505	0.007
	B	4.900	0.011	5.2793	0.010
1.5 mm	A	14.419	0.007	14.319	0.007
	B	10.421	0.009	9.9119	0.009
3.0 mm	A	22.514	0.008	22.278	0.007
	B	16.355	0.010	15.573	0.010
4.5 mm	A	20.324	0.008	20.169	0.001
	B	21.271	0.000	20.319	0.008

L P : loading position, A type model : Stepped type of internal connection, B type mode l: 11° tapered type of internal connection.

경우 A형과 B형 모델의 경우 50%나 90% 동일하게 중심부 하중에 비해 빗금하중부위에 응력이 집중하는 양상을 보이고 있었다.

모든 모델에서 하중 부여 협측 경부 피질골정에 집중되는 양상을 나타내며 피질골 하방으로 갈수록 응력이 급격히 감소하는 경향을 보이고 있다.

4. 치관중심으로 부터 4.5 mm 부위에 경사 하중 부여시 치조골상 응력분석(Fig. 7)

4.5 mm 협측 빗김 교두정 부위에 하중을 부여하였을 때 협설절단면의 경우 제1대구치의 피질골정 등가응력은 A형 모델의 경우 50%에서 20.324 MPa, 90%에서 20.169 MPa, B형 모델의 경우 50%에서 21.271 MPa와 90%에서 20.169 MPa를 나타냈다(Table II).

4.5 mm 부위에 경사 응력 부여시 모든 모델에서 3.0 mm에 비해 응력이 부여된 방향 아래 피질골정에 높은 응력이 집중되고 있으나, A형 모델의 경우 3.0 mm에 비해 최대하중이 낮으나 B형 모델의 경우 응력이 증가되는 양상을 나타내고 있었다.

고 찰

다양한 하중 조건에서 생체친화적인 응력을 분석하여 임플란트의 생물공학적 형태를 최적화하기 위해 1976년 Weinstein[17]이 처음으로 유한요소법을 이용하여 분석한 이래 탄성매개변수와 임플란트 기하학, 임플란트 길이 변수, 그리고 가성 치주인대 함입의 효과, 나사산의 효과, 치조골 질에 따른 응력차이 등에 대한 임플란트에서 응력 분산을 시도하여 왔다.[15,18,-20] 특히 임플란트-골 계면은 골유착의 정도에 따라 분산되지 않는 응력의 집중에 의해 쉽게 손상될 수 있기 때문에 응력발생에 영향을 미치는 공학적인 요소를 이해하는 것이 필요하다.[21,22]

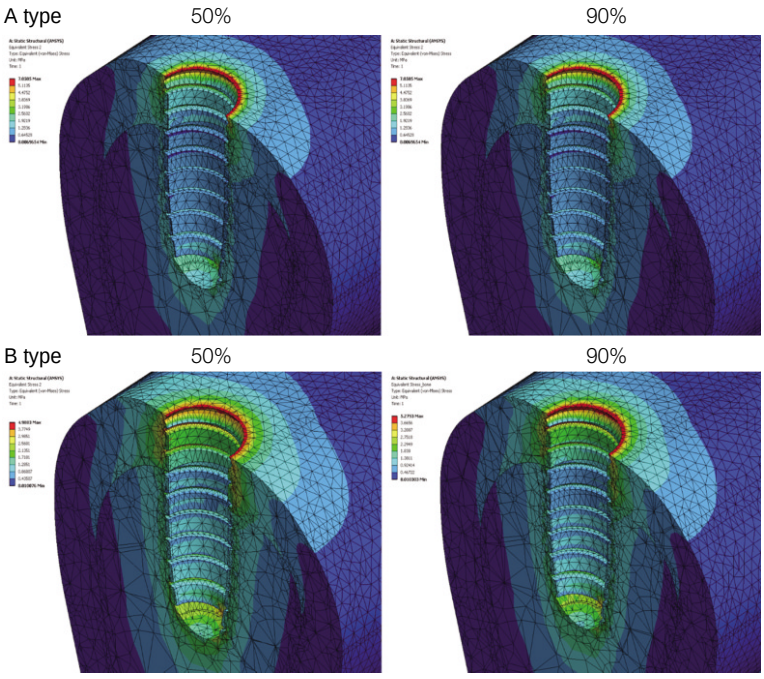

Fig. 4. Schematic image of stress distribution on surrounding bone in Models, with A load applied at an angle of 90 at the center of the implant.

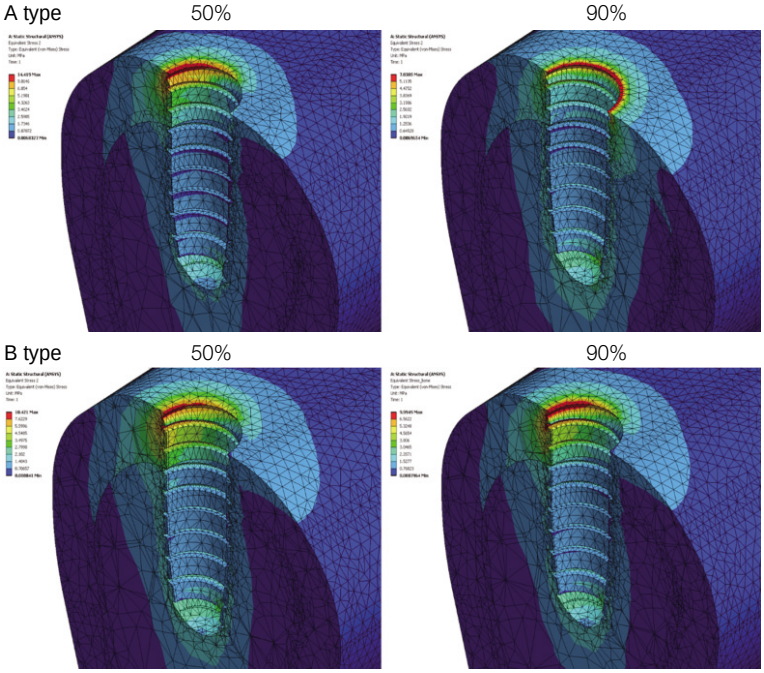

Fig. 5. Schematic image of stress distribution on surrounding bone in Models, with 2 load applied at an angle of 90 at 1.5 mm from the center of the implant.

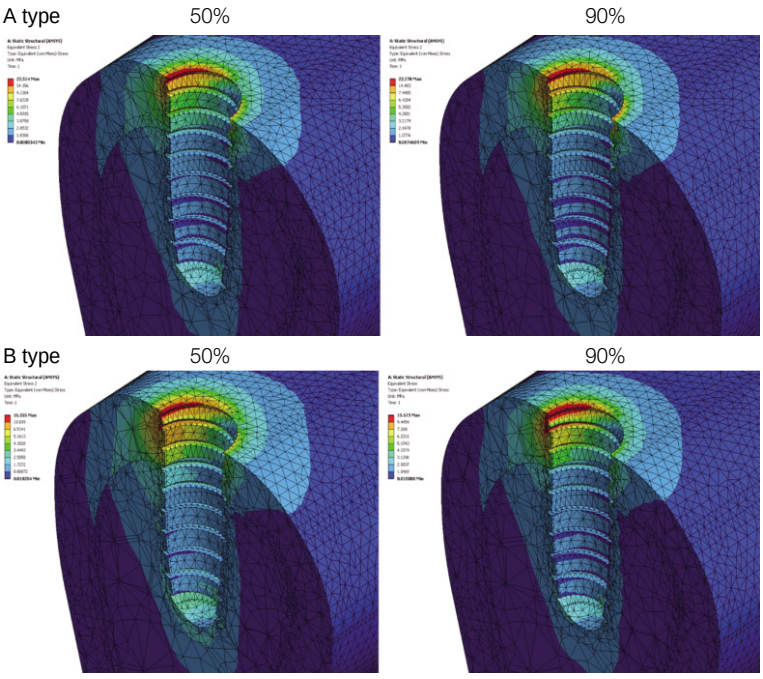

Fig. 6. Schematic image of stress distribution on surrounding bone in Models, with 3 load applied at an angle of 90 at 3.0 mm from the center of the implant.

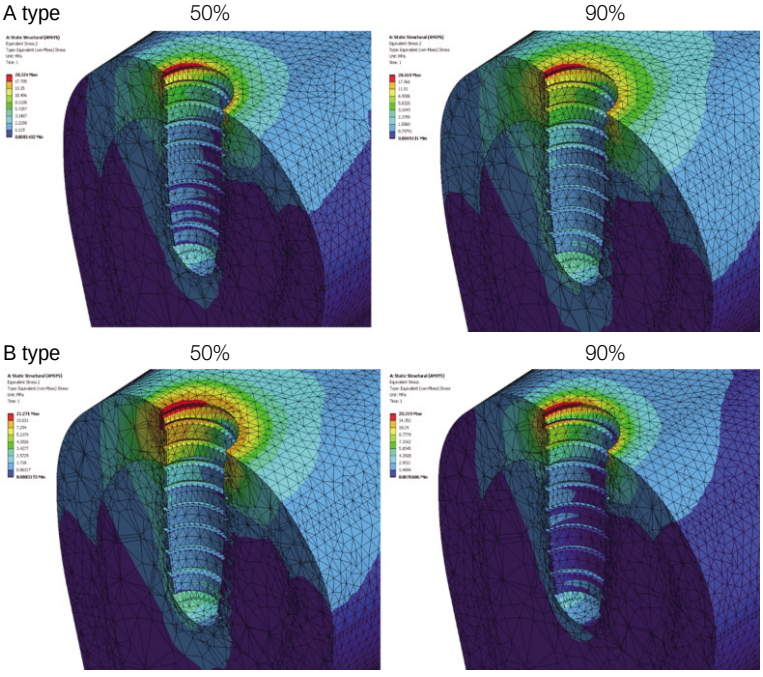

Fig. 7. Schematic image of stress distribution on surrounding bone in Models, with 4 load applied at an angle of 45 at 4.5 mm from the center of the implant.

따라서 본 연구에서는 치조골 흡수의 감소와 심미성을 확득을 위한 구조로 제안된 platform switching형 임플란트 구조에 계단형구조와 경사형구조의 지대주결합체를 유한요소모델로 설계한 후 치조골정, 치밀골, 해면골의 등가응력을 평가하였다.

연구의 결과로 모든 결합구조 모델에서 협설절단면의 경우 1차적으로 피질골 경부를 중심으로 응력이 집중된 후 2차적으로 임플란트-골 계면을 통해 해면골 전체로 응력이 분산되는 양상을 보이나 결합구조의 형태에 따라 다소 다른 형태의 응력분산을 보이고 있다. 특히 고정체 중앙부위인 부하가 가해 진 경우 계단형 구조인 A형은 경사형 구조인 B형에 비해 최대 응력 부분에서는 다소 차이가 있으나 피질골 상부를 중심으로 집중하는 것을 제외하고는 해면골 전체로 균등하게 응력이 분산되는 양상을 보였다. 이러한 점은 결합구조체의 형태가 최대응력에 다소 영향을 미치게 된다는 점을 보여주고 있다.

Lum[23]과 Clift 등[24]은 유한요소분석에서 교합력은 주로 임플란트 계면을 통하여 균일 하게 분포되는 것 보다는 치밀골정에 주로 분산되며 또한 지지골의 질과 양은 임플란트에서 골로의 하중전달에 영향을 미치며 대부분의 유한요소연구에서 스트레스 집중은 임플란트 경부에서 일어나며 높은 교합력을 가진 사선하중 하에서 임플란트 주위골의 탄성한계는 증가되고 결과적으로 피질골에 미세파절을 야기한다고 하였다.

임플란트 보철물의 경우 저작이 일어날 경우 교합접촉의 부위에 따라 굽힘력이 달라지기 때문에 고정체 중심부위에서 벗어난 부위에 200 N의 부하가 작용하는 경우 어떠한 형태의 응력의 집중과 분산이 치조골에서 발생되는 가를 관찰하는 것이 바람직하다. 200 N 부하를 부여한 이유로는 Mericske-Stern 등[25]은 임플란트에 의한 고정성 보철물의 경우 제1소구치와 제1대구치에서는 200 N, 제2대구치에서는 300 N의 교합력을 보고하여 본 연구에서는 제1대구치를 기준으로 설계된 모델 이었던 바 이를 참고하였다. 치관의 중심에 200 N을 부여하였을 때 결합구조 형태에 따라 발생된 피질골정의 등가응력은 계단형의 경우 최대 7.07 MPa, 경사형의 경우 최대 4.9 MPa를 나타나 계단형이 치밀골정에서 가장 높은 응력을 나타내고 있었다.

1.5 mm 부위에서 200 N의 빗김 하중이 가해졌을 경우 3 종류의 구조형태와 관계없이 공히 약 2배 정도의 최대 응력이 증가했으며 3.0 mm의 빗김 하중인 경우 3배 정도의 최대응력이 증가하는 양상을 보여주고 있다. 특히 응력 집중 및 분산 양상을 비교하여 볼 때 빗김하중이 가해졌을 경우 치밀골정을 중심으로 하중이 가해지는 방향에서 분화구형의 응력집중이 발생되고 있다. 이러한 점에서 하중조건은 응력발생에 영향을 미치는 최대 요소라 할 수 있다. 분화구같은 형태로 응력이 집중되는 현상에 대해 있는 데 Duyck 등[26]은 토끼의 경골에 매식한 브레네마크 임플란트에 부여된 동적인 방향의 부하가 작용되었을 때 분화구 같은 골파괴가 발생하였다고 보고하였다.

이러한 응력집중 현상을 고려해 볼 때 구강 내에서 과도하게 작용되는 이갈이증이 과도하게 있거나 질긴 음식을 선호하는 한국인의 경우에 저작의 폭이 넓어 빗김 하중이 작용할 가능이 높기 때문에 이러한 생력학 자료를 참고하여 빗김 하중에 의한 응력집중이 과도하지 않도록 교합면을 설계하는 것이 임상적으로 바람직 할 것으로 사료되었다.

임플란트와 이갈이의 관련성에 의한 골파괴에 대해 Quirynen 등[27]은 이갈이가 주위골에 점진적 골 소실을 유발하는 요인이며, Balshi 등[28]도 최후단계의 임플란트 실패의 주원인은 이갈이 같은 부기능적 요소에 의해 발생된다고 하였다. 그러나 Lobbezoo 등[29]은 최신 고찰을 통하여 이갈이와 임플란트 실패 사이의 원인관계를 규명할 충분한 자료가 부족하다고 하였다. 따라서 이러한 골유착이 완전해 일어난 후 발생된 이갈이 등에 의한 부가능력에 의한 치밀골 파괴에 대한 역학적인 조사가 추후 있어야 할 것으로 사료되었다.

본 연구에서는 결합구조체의 고정체에 대한

접촉 상태에 따른 차이를 비교하기위하여 50%, 90%에서 접촉률로 가정하여 그 차이를 비교 분석하였다.

50% 접촉률과 90% 접촉률을 비교한 결과 중심부위에 수직하중이 가해졌을 경우 최대응력이 7.07 : 7.05로 차이가 없으나 경사형 B형의 경우 4.9 : 5.2로 미세하게 증가하는 양상을 보이나 1.5 mm 빗금 하중의 경우에는 차이가 켰다. 즉 A형의 경우 14.14에서 14,31, B형의 경우 10.42 : 9.91로 미세한 변화가 있었고 3,0 mm 경우 50%와 90%의 경우 응력 발생과 분포면에서 90%가 다소 감소된 양상으로 나타났다. 해면골 상 응력분포의 경우 협설간 응력분포 형태에 유사한 형태를 나타내고 있으나 응력분포상 B형에 비해 A형의 경우 치경부 나사선까지 집중되어 있으나 B형에서는 2 나사선 까지 강한 반구형의 집중을 보이고 있었다.

Yokoyama 등[30]은 교합력에 대한 임플란트로 부터 경부 치밀골에 전달되는 응력은 해멸골보다 고정체의 첨단축보다 높으며 두골질의 탄성률의 차이도 영향을 미친다고 하였다.

이러한 임플란트 치밀골 경부에 응력이 집중되는 것을 고려하여 치밀골에 발생하는 부하를 감소시키기 위한 방법으로 Hansson 등[31]은 나사의 크기 그리고 나사형태도 양향을 미친다고 하였고 임플란트 경부에 유지요소를 부여하는 것이 shear 강도를 감소시키는 데 유용하다고 하였다.

최근 임플란트 경부의 치조골 흡수를 방지하면서 치간유두의 유도에 의한 심미성 증진을 방법으로 Gardner[32]가 platform switching을 제안한 이래 Lazzara 등[11]은 방사선 분석에 의한 경부 골높이를 측정하여 새로운 개념으로써 platform switching을 설명하였고 Maeda 등[12]은 동일한 고정체에 4 mm 지대치 연결체와 3.25 mm 지대치 연결체를 고정한 후 유한요소법을 이용한 생역학적 분석을 통하여 platform switching는 경부 응력감소를 위한 장점이 있는 방법이라 하였다. 이러한 점에서 본 연구에서도 3개의 모델을 설계할 때 platform switching을 기본으로 하였으나 향후 platform switching와 flat top interface 간의 비교하면 임상에 필요한 유익한 정보를 얻을 것으로 사료되었다.

Holmes 등[33]도 골내 임플란트에 있어서 교합력의 전달에 대한 골질의 영향을 평가하기 위해 유한요소분석을 사용하여 두꺼운 피질골과 고밀도의 골에 임플란트 식립은 미세한 움직임을 감소시켰고 스트레스 집중을 감소시켜 고정체를 안정시키고 조직의 고정을 증가시켰다고 하였다. 이러한 점에서 본 연구에서는 피질골과 해면골의 탄성계수를 10,000과 5,000 MPa로 하여 설계상 최적의 조건을 부여하였다.

Spivey 등[34] 골유착 정도는 응력발생에 영향을 미치며 골유착 정도가 낮은 경우 응력이 크게 나타나다고 하였으며, 83% 골유착은 100%에 비해 peak 응력수치가 5% 증가한다고 하였다. 따라서 본 연구에서는 50% 골유착을 가정하여 설계하였던 바 생물학적 골구조에 따른 유한요소모델 개발이 필요할 것으로 사료되었다.

모든 나사산 모델에서 빗김 부위에 하중이 작용하므로써 제1대구치 협측 경부 치밀골 주위로 응력이 집중되는 양상을 나타내며 치밀골 하방으로 갈수록 응력이 급격히 감소하는 경향을 보였다. 그러나 하중부위와 결합접촉률에 따라 차이를 보이고 있었다.

이러한 점에서 응력에 대한 반응으로 치밀골의 역할은 매우 중요한 것으로 사료된다.

본 연구에서 3가지 모델의 치밀골의 두께를 일정하게 3 mm 설정하였다. 따라서 피질골의 두께에 대한 동일한 조건을 부여 하였기에 영향을 미치는 요소로 작용하지는 않았다. Clelland 등[35]은 피질골을 횡주형 등방형 유한요소로 간주하는 경우 30% 응력의 증가가 있었고, 피질골의 두께를 3 mm 피질골골 두께는 1.5 mm 에 비해 응력을 최소한 50% 정도 감소시킨다고 하였다.

본 연구에서 4.5 mm 빗금 경사 하중을 부여한 경우 50% 접촉률에서 A형의 경우 3.0 mm에 비해 치밀골정에 대한 최대응력이 감소한 반면, B형의 경우 증가하는 양상을 보였다. 따라서 계단형

구조에서는 최대응력이 하중부위 변화에 따라 크게 변함이 없으나 경사형 구조에서는 수직하중과 경사 간에 큰 차이를 보이고 있는 데 이러한 차이는 계단형 결합구조체의 단계 계적 수평구조가 경사형 빗금 하중이 가해진 경우 하중의 수평적 요소에 적응하기 때문인 것으로 사료되어 경사형구조체를 지닌 지대주에 금관을 설계하는 경우 이러한 부위에 편심위 저작력이 작용하지 않도 않도록 설계하는 것이 바람직할 것으로 사료되었다. Barbier 등[36]도 장축과 비장축 부하에 대한 유한요소응력분석에서 가장 큰 골개조 차이는 유발된 응력의 수평요소에 의해 크게 결정된다고 보고하여 가능한 한 임플란트의 구조적 설계시 이러한 수평적 요소에 의한 골소실 감소를 위한 구조를 제안하고 있다.

그러한 제안의 하나로 Chu 등[8]은 부하에 의한 임플란트 주위 골 응력 감소는 지대주 폭경, 지대주 연결체 깊이에 의해 영향을 받는다고 하였고, 깊고 폭경이 좁은 지대주 고정체 연결체는 치조골 응력집중에 생역학적 장점을 가진다고 하였다. 그러나 본 연구에서 모든 모델의 경우 3.0 mm 치밀골에 매식한 동일한 고정체 나사 형태에서 내부 결합구조에 따른 응력분석을 시도하였던 바 향 후 치밀골 두께 및 강도에 따른 차이, 최적 결합체 구조를 얻기 위한 설계를 고안하는 것이 바람직 할 것으로 사료되었다.

결 론

본 연구에서는 1종의 계단형과 2종의 경사형 임플란트-지대주 결합 구조체에 연결된 상부 치관을 제작하여 각 치관에 설정된 하중위치에 200 N의 하중을 각각 부여한 후 임플란트 지대주 결합구조체의 형태, 접촉면적 및 하중의 위치에 따른 지지골 상 응력분포을 3차원 유한요소분석에 의해 평가하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 하중조건이 임프란트 중심부위에서 멀어질수록 치조골에 가해지는 응력이 증가하면서 하중 조건은 응력발생에 영향을 미치는 주요 요소였다.
2. 빗금 경사 하중이 부여된 경우 계단형 구조체는 경사형 구조체에 비해 유리한 응력 분포를 보였다.
3. 지대주 결합구조체가 고정체의 내벽에 대해 접촉이 많을 수록 골질에 대한 응력분산이 유리한 것으로 나타났다.

결론적으로 고정체 폭경에서 벗어난 빗김 하중은 결합구조체의 종류와 관계없이 피질골정 및 치밀골에 응력을 집중시키므로 교합면 접촉 시 발생하는 힘을 생체역학적으로 조정할 수 있도록 기능적 교합면을 고정체의 폭경 내에 위치하는 것을 고려하여야 할 것으로 사료된다.

REFERENCES

1. Berglundh T, Lindhe J, Dimension of the peri-implant mucosa: Biologic width revisited. J Clin Periodontol 1996;23:971-973.
2. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. J Periodontol 2000;71:1412-1424.
3. Hermann JS, Cochran DS, Nummikoski PV, Buser D. Crestal bone changes around titanium implants: A radiographic evaluation of unloaded submerged and nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. J Periodontol 1997;68:1117-1130.
4. Hermann JS, Schoolfield JD, Nummikoski PV, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A methodlogical study comparing linear radiographic versus histometric measurements. Int J Oral Maxillofac Implants 2001;16:475-485.
5. King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: A radiographic study in the canine mandible. J Periodontol 2002;73:1111-1117.
6. Geng JP, MA QS, Xu W, Tan KBC, Liu GR. Finite

element analysis of thread-form configura-tions in a stepped screw implant. Journal of Oral Rehabilitation 2004;31:233-239.
7. Sutpideler M, Eckert SE, Zobitz M, An KN. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. Int J Oral Maxillofac Implants 2004;19:819-825.
8. Chu CM, Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation. J Periodontol 2011;83:111-118.
9. Khurana P, Sharma A, Sodhi KK. Influence of fine threads and platform-switching on crestal bone stress around implant-a three dimensional finite element analysis. J Oral Implantol 2011 Sep 9.
10. Balik A, Ozdemir Karatas M, Keskin H. Effects of different abutment connection designs on the force distribution around commercially avilable dental implants: A 3-D finite element analysis. J Oral Implantol 2011; Special Issue 1:491-496.
11. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling posterstorative crestal bone levels. Int J Periodontics Restorative Dent 2006;26:9-17.
12. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo, M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? Clin Oral Implants Res 2007;18:581-584.
13. Pessoa RS, Geraldo Vaz L, Marcantonio E, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SVN. Bio mechanical evaluation of platform switching in different implant protocol: Computed Tomography-Based Three-Dimensional Finite Element Analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2010;25:911-919.
14. Perssoa RS, Murau L. Marcantonio E Jr, Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implant: CT-based nonlinear, three dimensional finite element analysis. Clin Implant Dent Relat Res 2010;12:219-234.
15. Rieger, MR. Adams, WK Kinzel, GL. Finite element surver of eleven endosseous implants. J Prosthet Dent 1990;63:457-465.
16. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. 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.
17. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC. Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants J Dent Res 1976;55:772-777.
18. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Applications of finite element analysis in implant dentistry, a review of literatures. J Prosthet Dent 2001;85:585-598.
19. Chun HJ, Cheong JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. Journal of Oral Rehabilitation, 2002;29:565-574.
20. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. Journal of Biomechanics 2003;36:1247-1258.
21. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles, J Oral Implantol 1992;18:264-274.
22. Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. Advance Dent Res 1999;13:99-119.
23. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. Journal of Oral implantol 1991;17: 126-131.
24. Clift SE, Fisher J, Watson CJ. Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: effect of variations in bone modulus. Proc Inst Mech Eng [H] 1992;206:233-241.
25. Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Bürgin W. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10:345-353.
26. Duyck J, Ronald HJ, van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reaction around osseointegrated implants: an animal experimental study. Clinical Oral Implants research

2001;12:207-218.
27. Quirynen M, Naert I, van Steenberge D. Fixed design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. Clin Oral Implants Res 1992;3:103-111.
28. Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants, A clinical report. Int J Oral Mxillofacial Implants 1996;11:660-666.
29. Lobbezoo F, van der Zaag J, Naeije M. Bruxism: its multiple causes and its effects on dental implants -an updated review. J Oral Rehabil 2006;33:293-300.
30. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant -supported posterior cantilever fixed partial dentures. J Prosthet Dent 2004;91:234-240.
31. Hansson S. The implant neck: Smooth or provided with retention elements, A biomechanical approach. Clin Oral Imolant Res 1999;5:394-405.
32. Gardner DM. Platform switching as a means to achieving implant esthetics. New York State Dental Journal 2005;71:34-37.
33. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. J Oral Implantol 1997;23:104-111.
34. Spivey JD, Kong W, Fotus PG, et al. Stress distribution at the bone to implant interface: A 3-D finite element analyses(abstract 106). J Dent Res 1993;72:117.
35. 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;2:183-189.
36. Barbier L, Vander S, Krzesinski G, Schepers E, van der Perre G. Finite element anlysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. J Oral Rehabi 1998;25:847-858.

Finite Element Stress Analysis of Bone Tissue According to the Implant Connection Type

Ook Byun, Da-Un Jung, In-Hae Han, Seong-Ryang Kim, Chang-Hee Lee

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Chosun University

The purpose of this study was to make the stress distribution produced by simulated different load under two types of internal connection implant system (stepped and tapered type) by means of 3D finite element analysis,

The finite element model was designed with the parallel placement of the one fixtures (4.0 mm × 11.5 mm) with reverse buttress thread on the mandibular 1st molar.

Two models were loaded with 200 N magnitude in the vertical direction on the central position of the crown, the 1.5 mm and 3 mm buccal offset point from the central position of the fixture. The oblique load was applied at the angle of 30° on the crown surface.

Von Mises stress value was recorded and compared in the fixture-bone interface in the bucco-lingual dimension.

The results were as follows;

1. The loading conditions of two internal connection implant systems (stepped and tapered type) were the main factor affecting the equivalent bone strain, followed by the type of internal connections.
2. The stepped model had more mechanical stability with the reduced max. stress compared to 11° tapered models under the distributed oblique loading.
3. The more the contact of implant-abutment interface to the inner wall of implant fixture, the less stress concentration was reduced. (J Dent Rehab App Sci 2013:29(3):259 - 271)

Key words: Finite element analysis, Internal connection implant system, Oblique load, von Mises stress

Correspondence to: Chang-Hee Lee
Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Chosun University
309 Philmunro Dongu, Gwangju, 501-759, Korea
Tel: +82-62-220-3820, Fax: +82-62-227-2363, E-mail: socine@hanmail.net
Received: August 3, 2013, Last Revision: August 30, 2013, Accepted: September 25, 2013