적합도가 다른 임플랜트 지지 보철물의 삼차원적 응력 분석

[1]전남대학교 치과대학 보철학교실 교수, [2]전남대학교 치과대학 치주과학교실 교수
[3]전남대학교 치과대학 치과재료학교실 부교수, [4]전남대학교 치과대학 보철학교실 전임강사
[5]노스케롤라이나대 치과대학 보철과 강사

양홍서[1], 정현주[2], 박영준[3], 박상원[4], Chatchai Kunavisarut[5]

Three dimensional stress analysis of implant-supported prosthesis with various misfit

Hong-So Yang[1], Hyun-Ju Chung[2], Yeong-Joon Park[3], Sang-Won Park[1], Chatchai Kunavisarut[4]

Department of Prosthodontics[1], Department of Periodontology[2], Department of Dental Materials[3],
College of Dentistry, Chonnam National University
Department of Prosthodontics[40], Dental School, University of North Carolina

To evaluate the effect of misfit in two implant-supported fixed partial dentures in the posterior of the mandible, variations of the standard finite element models were made by changing the location of the gap as follows: 1) no gap present; 2) located between the gold cylinder and the abutment on the distal implant; 3) gap located between the gold cylinder and the abutment on the mesial implant.

The results of this study were as follows:

1. When the location of the gap was close to the load applied on the prosthesis, the stress in the prosthesis, implant components and surrounding bone increased.
2. The presence of cantilever increased the stress in the prosthesis, implant and surrounding bone significantly, regardless of the presence of the gap.
3. When there was a gap between the prosthesis and abutment, the stress in the bone around the implant increased.
4. When passive fit was achieved, the stress was distributed widely in each component with less peak stress in each component.
5. The inner structures of the implant components, the gold screw and the abutment screw bear more stress when the prosthesis did not exhibit passive fit with the abutments than when passive fit was present.

Keyword : FEM, Implant prosthesis, Fitness, Stress analysis

적합도가 다른 임플랜트 지지 보철물의 삼차원적 응력 분석

[1]전남대학교 치과대학 보철학교실 교수, [2]전남대학교 치과대학 치주과학교실 교수
[3]전남대학교 치과대학 치과재료학교실 부교수, [4]전남대학교 치과대학 보철학교실 전임강사
[5]노스케롤라이나대 치과대학 보철과 강사

양홍서[1], 정현주[2], 박영준[3], 박상원[4], Chatchai Kunavisarut[5]

Ⅰ. 서 론

임플랜트 상부 구조물의 생역학을 고려할 때 골유착 임플랜트에 의해 지지되는 보철물의 제작에서 가장 중요한 것은 다수의 지대원주에 연결할 경우 적합도가 완벽한 상부 구조물을 제작하는 것이다. 자연치는 치주인대의 존재로 100㎛의 이동 허용 범위를 가지기 때문에 치아 지지 고정성 보철물의 부적합을 어느 정도 보상할 수 있다. 반면 골 유착 임플랜트는 10㎛의 매우 제한된 허용 범위를 보인다. 부정확한 상부 구조물을 무리하게 임플랜트에 적합시켰을 경우 지대원주, 금속구조물, 그리고 금 나사의 느슨해짐이나 파절 등을 초래할 수 있다. 또한 증가된 스트레스는 골 조직의 미세 파절, 변연 허혈, 골 유착의 상실 등을 일으킬 수 있다[1-4].

임플랜트 지지 보철물의 적합도에 관한 최근의 연구들[5-8]에의하면 상부 구조물이 구강 내에 장착되었을 때 상부 구조물과 임플랜트 고정체 간에 수백 마이크론에 달하는 부적합이 존재하는데, 어느 정도의 부적합성이 임상적으로 받아들여진다고 해도 여러 가지 문제점이나 성공적인 임플랜트를 유지하는데 중요한 의문점을 야기할 것이라고 보고되고 있다. 특히 나사 유지형 임플랜트 상부에 장착되는 다수 보철물에서 적합도가 떨어진 부위가 있을 때 특정한 임플랜트 고정체에 하중이 집중되어 골유착에 좋지 않은 결과를 가져올 수 있다.

치과 임플랜트의 궁극적 목적은 보철물을 지지하여 적절히 기능하게 하는 것이므로 임플랜트는 구강내 생리적 하중에 견딜 수 있어야 한다[9,10]. 따라서, 골 유착은 교합 하중을 견딜 수 있을 정도로 충분해야 하며 하중을 효과적으로 분산시켜야 한다. 만일 과도한 하중이 작용하여 생체 역학적으로 문제가 발생하면 보철물이나 임플랜트 각 구성요소의 파괴, 치조골의 과도한 흡수, 골 조직과 임플랜트 계면의 결합 파괴 등 불리한 현상이 나타난다. 응력 분석법 중 유한요소법은 컴퓨터와 해석 프로그램이 계속적으로 발전되면서 구강내에서 기계역학 해석의 보편적인 도구가 되고 있다[11-13]. 그러나 삼차원 모형으로 해부학적 실체를 제작하는 것은 제한된 컴퓨터 용량과 매우 복잡한 모델링 과정 등의 한계 때문에 부적합한 보철물의 삼차원적 형상화를 통한 모델의 재현이 임상적으로 큰 의미가 있음에도 불구하고, 삼차원 유한요소법을 이용하여 간극이 존재하는 임플랜트 보철물에 대한 연구[14]는 희소한 실정이다.

본 실험은 상부 보철물의 부적합도에 기인하는 각 구성 요소간의 간극이 임플랜트, 보철물 및 지지 치조골의 응력 집중에 어떠한 영향을 주는지 삼차원 유한요소 해석법으로 비교 분석하기 위하여 무치악 구치부에 2개의 임플랜트를 식립한 후 상부 보철물의 형태와 각 구성 요소 사이의 부적합도가

* 이 논문은 2000년도 전남대학교 학술연구비 지원에 의하여 연구되었음.((This study was financially supported by Chonnam National University in the program, 2000.)

존재하는 상이한 모형을 제작하고 삼차원 유한요소법으로 구강내에서 기능시 발생하는 하악골과 임플랜트 및 보철물의 응력과 변위의 양상을 분석하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

임플랜트 지지 2본 고정성 가공의치와 원심에 가공치를 갖는 임플랜트 지지 3본 고정성 가공의치에 대한 유한요소 모형을 제작하기 위하여 Branemark 임플랜트 시스템의 절단한 단면에 대한 주사전자현미경 사진과 임플랜트가 매식되어 단층 촬영된 방사선 사진으로부터 절단면들의 평면형태를 모눈종이 상에 사도(tracing) 하여 3차원 임플랜트 유한요소 모형과 3차원 치조골 모형, 그리고 3차원 보철물 모형 제작을 위한 기하학적 형상을 수집 하였다. 직경 3.75mm 길이 13mm의 임플랜트 고정체에 3mm 높이의 표준 지대주를 지대주 고정 나사로 결합시키고, 금 실린더와 금 고정 나사로 고정성 가공의치와 임플랜트를 연결하였다. 고정성 보철물은 제 3형 금합금으로 제작하고, 금관의 높이는 8mm로, 근원심 및 협설의 폭경은 11.5mm로, 그리고 연결장치는 3 X 3mm의 폭으로 설계하였다. 3차원 치조골 모형은 하악골 구치부를 상정하여 근원심 32mm, 협설로 11mm, 높이는 17mm의 크기로 제작하고, 골 하연은 2mm, 그 밖의 골 외연은 1mm의 치밀골로 피개되고 내면은 해면골로 구성되게 하였다. 임플랜트 식립 후 발생할 임플랜트 주변 골 손실을 가상하여 변연골이 임플랜트 주변으로 1.2mm 내려가게 설계하였다(Fig.1).

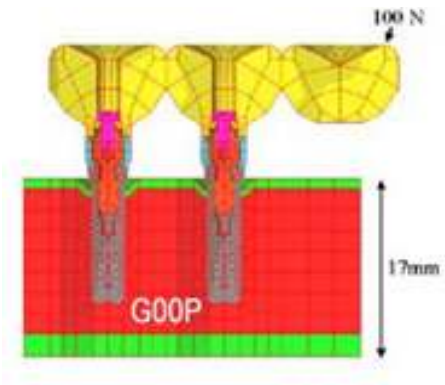


Fig. 1. FEA model of G00P.

이상과 같이 설계된 형상과 기하학적 구조물들을 유한요소 모형 설계용 software인 Super Draw II (version 3.40, Algor Inc, Pittsburg, PA, USA)를 이용하여, 컴퓨터 상에서 하악골의 삼차원 유한요소 모형을 제작하여 2본 가공의치의 기본모형이 4404개의 절점과 4074개의 유한 요소로, 그리고 3본 가공의치의 기본모형이 4644개의 절점과 4260개의 유한요소로 분할 되게 하였다.

식립된 임플랜트들은 골과의 계면 절점에서 완전히 연결되어 어떤 하중 조건 하에서도 임플랜트와 골간의 계면에서 운동이 일어나지 않도록 설정하나, 나사로 연결된 임플랜트 구성 성분은 압축력에 의해 계면이 접촉할 경우는 힘을 전달하나 인장력에 의해 접촉이 이개된 경우에는 하중이 전달되지 않는 간극 요소(gap element)를 설치하였다. 부적합도가 있는 부위에서는 gap element의 길이를 111㎛로 증대시키고, 적합도가 완벽한 경우에는 zero gap element를 설치하였다.

기하학적으로 완전히 동일한 크기와 형태 및 물리적 성질을 갖고, 상부 구조물의 형태상 cantilever 가공치의 존재 여부와 상부 보철물의 금원주(gold cylinder)와 지대주(abutment) 사이에서 부적합도가 없는 경우와 111㎛의 간극이 존재하는 경우를 설계하여 부적합 간극의 위치에 따라 6종의 상이한 유한요소 모형들을 새로이 제작하는데 이용하였다 (Table 1).

1. 물성치 및 경계조건(material properties and boundary conditions)

설계된 모형을 구성하는 각 요소들에 부여되는 물성치(material property)들 중 가장 중요한 값인 탄성계수는 선현들의 연구[15]를 참고로 하여, 해면골과 피질골 그리고 임플랜트의 구성요소인 titanium 지대주, 지대주 나사, 금 원주, 금 나사, 금관 등의 상부구조물에 대한 탄성계수 값과 푸아송 비(Poisson ratio)를 설정하여 입력하였다(Table 2).

2. 하중조건 부여

제작된 모형의 하중조건은 모두 정하중 조건 하에 있으며, 임플랜트 장축에 15도 근심 벡터를 갖는

100 N의 교합 하중을 최후방 금관의 교합면 최 원심 변연에 가하였다. 고정점(restrains)은 하악골 하연에 설정하는데, 하중에 따라 변위를 수직, 수평방향으로 모두 고정하여 운동을 제한하였다.

본 실험의 유한요소모형의 해석은 비선형 응력분석 프로그램 (Supersap, Algor Inc, Pittsburg, PA, USA)을 이용하여 컴퓨터 상에서 임플랜트 구성 성분, 상부 보철물 및 지지골 등 모델 각 부위에 발생하는 변위와 주응력, 전단응력, von Mises응력을 계산하고 각 모형간의 비교를 용이하도록 그래픽으로 변환시켰다.

Table 1. Description of tested models

Model	Description
G00;	two-unit FPD with no gap
G02;	two-unit FPD with gap on distal implant
G20;	two-unit FPD with gap on mesial implant
G00P;	three-unit FPD (distal cantilever) without gap
G02P;	three-unit FPD (distal cantilever) with gap on the distal implant
G20P;	three-unit FPD (distal cantilever) with gap on the mesial implant

Table 2. Mechanical properties of materials

Material	Young's Modulus	Poisson Ratio
Compact bone	13.7 GPa	0.3
Cancellous bone	7.9 GPa	0.3
Titanium	117.0 GPa	0.33
Type III gold	99.3 GPa	0.35
Gold Screw	112.0 GPa	0.35

Ⅲ. 연구성적

각 모델간의 응력 분산 양상은 유사하였다. von Mises 응력이 각 부품의 파절과 관련된 중요한 정보를 제공하므로 임플랜트지지 보철물을 캔티레버 설계와 비 캔티레버 설계로 분류하여 각 모형의 최대 von Mises 응력치를 Table 3에 정리하였다.

Type I (G00,G02,G20)에서 간극이 있는 쪽의 금나사에 각각 116, 185 및 119 kg/cm^{2}의 최대 응력이 관찰되었다. 관측 위치가 캔티레버 하중점에 가까이 위치한 경우(G02)는 모든 부위에서 8-64%의 증가된 응력을 보여주었다. 가장 큰 응력의 증가는 금나사와 금관에서 나타났으나, 금관은 넓은 부위에 고루 분산되는 반면 금 나사는 좁은 부위에 집중되어 있었다. Type II (G00P, G02P, G20P)에서도 Type I과 비슷한 현상이 관찰되어 간극이 있는 쪽의 금관에 각각 243, 378 및 243 kg/cm^{2}의 최대 응력이 발현되었다. 모델 G02P에서 각 부위의 응력 증가율이 43-85%에 이르렀다. 간극으로 인해 지대주 나사에서 85%, 임플랜트 고정체에 77%씩 응력의 증가를 보였다.

지지골에 발생되는 응력은 하중이 가해지는 쪽의 임플랜트에 간극이 존재할 때 증가하였다. Type I에서 간극이 원심측 임플랜트에 있는 경우 치조골에

Table 3. Maximum von Mises stress in each components of both models (unit: kg/cm2)

	Type I (no cantilever) Units (kg/cm^2)			Type II (cantilever) Units (kg/cm^2)		
	G00	G02 (%differ)	G20 (%differ)	G00P	G02P (%differ)	G20P (%differ)
Crown	109	179 (64)	112 (3)	243	378 (56)	243 (0)
Gold screw	116	185 (59)	119 (3)	237	373 (57)	238 (0.4)
Abutment	75	81 (8)	76 (1)	157	132 (-16)	157 (0)
Abutment screw	32	46 (44)	34 (6)	49	91 (85)	49 (0)
Implant	39	58 (48)	42 (8)	52	92 (77)	52 (0)
Bone	5	6.6 (32)	5.3 (6)	7	10 (43)	7 (0)

32%의 응력 증가가 보이는 반면 간극이 근심측 임플랜트에 있는 경우에는 5.3%만의 응력 증가가 관찰되었다. Type II에서는 간극이 원심측 임플랜트에 있는 경우 치조골에 42%의 응력 증가가 보이는 반면 간극이 근심측 임플랜트에 있는 경우에는 응력 증가가 관찰되지 않았다.

Type I과 II에서 간극이 없는 모형 GOO과 모형 G00P에서 관찰된 응력의 크기를 비교할 때 캔티레버가 있는 Type II에서 금관, 금나사 및 지대주에서

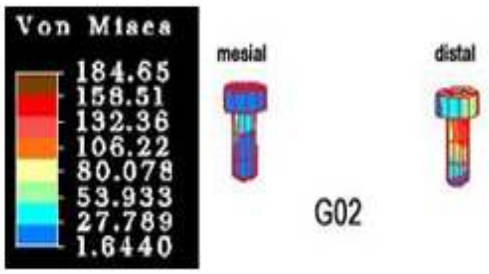


Fig. 2. Stress pattern in gold screws(G02).

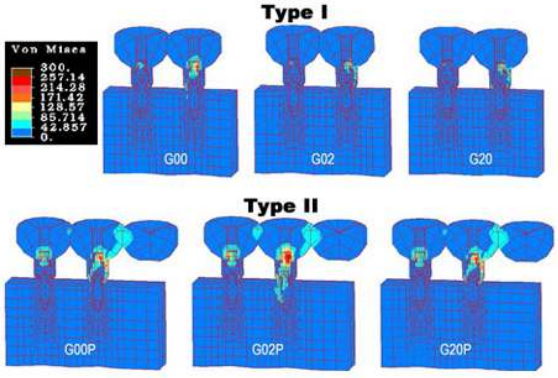


Fig. 3. Stress patterns in models of type I and II are demonstrated.

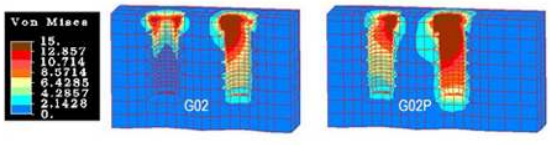


Fig. 4. The maximum Von Mises stress in the supporting bone(G02, G02P).

2배 이상의 높은 응력을 발생시켰다. 지대주 나사, 임플랜트 고정체 및 치조골에도 Type II 설계에서 각각 53%, 33% 및 40%의 응력 증가가 관찰되었다. 지대주와 보철물간에 간극이 있는 경우에도 캔티레버 설계에 의한 응력 증가 양상은 비슷하게 관찰되었다.

Type I에서는 GOO과 G20이 동일한 응력 분포양상을 보여주었다. 그러나 G02에서는 응력집중이 원심측 임플랜트의 금나사의 경부와 두부에 집중됨을 보여주고 있다. 모델 G00P와 G20P에서 가공치와 원심 금관 사이의 연결부위, 금나사, 지대주 나사 두부 및 지대치의 원심면에 높은 응력이 발생하였다. 그러나 G02P 모형에서 가공치와의 연결부, 금나사, 지대주 나사 두부 및 지대주의 근심면에 큰 응력이 발현되었고 원심에 식립된 임플랜트의 지대주 원심 면에는 응력의 집중이 관찰되지 않았다(Fig. 2,3).

지지조직에서 발생하는 최대 응력의 크기는 모형 G02와 G02P이 각각 5.3 및 7.0 kg/cm^{2}으로 캔티레버 설계로 약 32%의 응력 증가가 관찰되었다(Fig. 4).

Ⅳ. 총괄 및 고안

본 실험에서 3차원적 유한요소 응력분석을 시행함으로써, 나사유지형 임플랜트에서 금관과 임플랜트 사이에 간극이 존재할 때 임플랜트 각 구성 성분, 보철물 및 지지 치조골의 응력분산에 매우 해로운 영향을 준다는 것을 분명히 증명하였다(Table 3). 또한 간극이 근심이나 원심 지대치 중 어느 곳에 존재하는가에 따라 응력 분산에 큰 영향을 주었다. 간극이 하중이 가해지는 임플랜트 가까이에 위치하면 상당량의 응력 증가가 관찰되었다. 그러나 간극이 하중이 가해지는 임플랜트에서 멀리 떨어져 존재하면 간극이 있더라도 응력에는 큰 영향을 주지 못하였다. 광탄성 응력분석 연구를 통해 Millington과 Leung[16]은 임플랜트에서 나사를 꽉 조였을 때 임플랜트 주변에 발생하는 응력에 대해 보고한바 있다. Millington과 Leung에 의하면 중간 임플랜트에 104 ㎛의 간극이 있고 지대주와 금 나사를 10 N으로 조였을 때 임플랜트에 최대의 응력이 발생함을 보고하였다. 그러나 본 실험에서는 비선형 유한 요소 모형의 복잡성 때문에 금 나사의 조임에 의해 발생하

는 preload 현상을 고려하지는 못했다. 이는 추후에 임플랜트에서 금 나사의 preload에만 국한한 별도의 실험을 통해 추가적으로 규명해야 하리라 사료된다.

Isa와 Hobkirk[17,18]는 지대주에 스트레인 게이지를 부착하고 간극이 존재하는 임플랜트 보철물에서 캔티레버와 교합력, 그리고 나사의 조임시에 발생하는 효과에 대한 연구를 하였다. 캔티레버에 힘이 가해질 때 원심 임플랜트의 지대주 원심부에 큰 압축력이 발생함을 보였는데 이는 본 실험 결과와 일치하였다. 본 실험 결과에 의하면 무치악부에 근접한 후방 임플랜트 보철물에 간극이 존재할 때 금 나사와 지대주 나사, 그리고 치조골 내에 더 큰 응력을 발생시킴이 관찰되었는데, 이는 임상에서 나사 유지형 임플랜트 보철물 제작시 최후방 임플랜트의 정확한 제작이 응력 분산에 매우 중요하기 때문에 각별한 주의를 기울여야한다는 것을 의미한다.

지지조직에서 발생하는 최대 응력의 크기는 G02와 G02P에 5.3 및 7.0 kg/cm^{2}로 캔티레버 설계로 약 32%의 응력증가가 관찰되었다. 치조골 내에 발생하는 과도한 응력은 골 흡수를 촉진하는 것으로 알려지고 있으나, 골 흡수 및 재생에 관련된 세포 생리학적 변화는 다른 여러 요인이 함께 관여하기 때문에, 과연 어느 정도가 치조골에 위해한 파괴적인 응력 값인지를 숫자로 밝히기 쉽지 않다.

임플랜트 구성 요소 중 가장 큰 응력이 집중되는 부위는 금나사와 지대주 나사로서 지대주나 임플랜트 고정체는 상대적으로 미약한 응력만 발생되었다. 나사에 발생하는 응력 집중은 원심 임플랜트의 보철물에 간극이 존재할 때 두드러졌다. 이는 임플랜트 부품의 파절이 금나사와 지대주 나사에 주로 발생하는 실제 임상에서의 관찰과 일치하고 있다. 이런 현상은 각 부품간의 적합성이 완벽하지 못할 때는 교합력의 전달이 지대주와 보철물의 접착 계면을 통해 발생하지 않고 연결 나사 부위를 통해서만 집중되기 때문으로 사료된다.

상부 보철물에 발생하는 최대응력이 금나사에 발생하는 응력과 비슷하다 하더라도 금나사에 비해 금관은 크기가 훨씬 크기 때문에 실제적인 변형이나 파절의 가능성은 훨씬 낮을 것이다. 따라서 금나사의 최대 응력 값이 임플랜트 보철물이 견딜 수 있는 최대 응력 값을 나타내게된다. 이 실험에서 모델로 사용한 Branemark system인 Noble Biocare사의 금 나사는 10 N의 회전력을 가했을 때 견딜 수 있는 최대 인장강도가 약 10,000 kg/cm^2 라고 보고되어 있으므로, 본 실험에서 가해진 하중 상태에서는 금 나사의 파괴가 즉시 발생하지 않을 것으로 사료된다. 그러나 구강내에서 보철물은 끊임없이 반복되는 하중을 받기 때문에 cyclic loading에 의한 금속의 피로(fatigue) 현상은 피할 수 없을 것이다. 이러한 금속의 피로현상을 연구하여 Patterson과 Johns[19]은 가해지는 하중과 가중의 주기로부터 피로 현상에 의한 금속의 수명을 수학식으로 표현하였다.

$\log S_a = m \log N + C$;

where,

S_a = stress concenration in the gold screw

N = number of loading cycle that the screw will break at S_a

m, C = material constants for gold screw

Patterson과 Johns의 연구에 의하면 금나사가 견딜 수 있는 한계는 10^8 회 반복 하중(cyclic loading)을 가했을 때 약 2 X 10^3 kg/cm^{2}로 계산하였다. 본 실험에서 계산한 교합력에 의한 응력 발생은 Patterson의 계산치보다 훨씬 낮으므로 교합력 단독으로는 금나사의 파괴를 야기하지 못할 것으로 추정된다.

본 실험에서는 금나사의 preload를 고려하지 않았으나 10N으로 금나사를 조일 때 나사에 발생하는 최대 인장 응력이 약 2,600 kg/cm^2 발생하고, 본 실험에서 발현된 교합력에 의한 응력 값이 모델 G02P인 경우 446 kg/cm^2 이므로 교합력에 의한 응력과 preload에 의한 응력을 함께 고려하여야 실제 임상에서의 금나사 파절의 문제를 정확히 예측할 수 있을 것으로 사료된다. 그러나 교합력이 압축력으로 작용할 때에는 preload 값이 감소하고 인장력으로 작용할 때는 preload에 의한 인장력과 함께 나사에 더 큰 인장력이 발현될 것이다. 이처럼 반복되는 교합력의 적용 때문에 나사에 가해지는 힘이 증감되면서 간극이 있는 부정확한 임플랜트 보철물에서 Kallun과 Bessing[20]의 보고에서와 같이 나사의 풀림 현상이 빈발하리라 사료된다.

본 실험의 결과에 의하면 간극의 위치나 존재 여부에 상관없이 상부 보철물의 캔티레버에 교합력이 가해지면 응력의 증가를 야기하였다(Table 3). 캔티

레버 설계에 보철물의 간극까지 존재할 경우 이 현상은 더욱 증폭되었다. 캔티레버 설계에서 원심측 임플랜트에 간극이 존재할 때 지대주 나사에 98%의 응력 증가가 있는 반면 간극이 없는 정확한 보철물에서는 캔티레버에 의해 53%의 응력 증가가 관찰되었다. 상부의 금관과 하부의 지대주 사이에 수직적 간극이 존재할 때 하중은 내부의 나사 쪽으로 집중되었고, 예상대로 캔티레버 보철물이 존재할 때 이런 상황이 더욱 악화됨이 관찰되었다. 간극과 캔티레버가 동시에 존재할 때 임플랜트 고정체와 지지 골 조직에 각각 59% 및 52%의 응력 증가가 발생하였다. 따라서 보철물에 캔티레버 설계를 적용할 경우에는 상부 고정성 보철물과 임플랜트 지대주간의 완벽한 적합성을 세심하게 확인하여야 하리라 사료된다.

본 연구에서는 3차원 유한요소 분석을 통해 보철물과 임플랜트 지대주간에 수직적 간극이 존재할 때 임플랜트 각 구성부품과 치조골 내의 응력분산에 상당한 영향을 미친다는 것을 규명하였다. 캔티레버는 보철물의 부정확성에 기인한 응력 집중을 악화시키기 때문에 캔티레버가 불가피한 설계에서는 무치악부에 근접한 임플랜트의 완벽한 적합도는 필수 불가결하며, 만약 부정확성이 존재할 경우 임상적으로 과도한 응력 집중이 발생하여 임플랜트의 기계적인 파절 및 골유착의 실패가 예견된다. 그러나 어느 정도의 정확성으로 적합도를 맞추어야 하며 어느 정도의 하중까지 허용할 것인가에 대해서는, 추가적인 연구가 필요하리라 사료된다.

V. 결 론

1. 보철물의 하중 부위에 근접하여 간극이 존재할 경우, 보철물, 임플랜트 및 지지골 내의 응력이 증가되었다.
2. 보철물의 캔티레버 설계는 간극이 어디에 존재하든지 모든 경우에서 보철물, 임플랜트 및 지지골 내에서 응력을 증가시켰다.
3. 보철물과 임플랜트 지대주 간에 간극이 존재하면 임플랜트 고정체 주변의 지지골에 응력의 증가를 보였다.
4. 보철물의 적합도가 완벽한 경우 모든 부위에서 각 구성 성분에 발생하는 최대 응력 값이 가장 낮았고, 응력을 고르게 잘 분산시켰다.
5. 보철물의 적합도가 낮은 경우 응력은 임플랜트 내부의 금 나사와 지대주 나사에만 집중되었다.

REFERENCES

1. Hellden LB, Derand T : Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998 ;13(2):190-6.
2. Taylor TD : Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. J Prosthet Dent. 1998 ;79(1):74-8.
3. Binon PP, McHugh MJ : The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. Int J Prosthodont. 1996 ;9(6):511-9.
4. Clelland NL, Papazoglou E, Carr AB, Gilat A : Comparison of strains transferred to a bone simulant among implant overdenture bars with various levels of misfit. J Prosthodont. 1995 ;4(4):243-50.
5. Jemt T, Lekholm U, Johansson CB : Bone response to implant-supported frameworks with differing degrees of misfit preload: in vivo study in rabbits. Clin Implant Dent Relat Res. 2000;2(3):129-37.
6. Pietrabissa R, Contro R, Quaglini V, Soncini M, Gionso L, Simion M : Experimental and computational approach for the evaluation of the biomechanical effects of dental bridge misfit. J Biomech. 2000 ;33(11): 1489-95.
7. Jemt T, Lekholm U : Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. Clin Oral Implants Res. 1998 ;9(4):272-80.
8. May KB, Edge MJ, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR : The precision of fit at the implant prosthodontic interface. J Prosthet Dent. 1997 ;77(5):497-502.
9. Assif D, Marshak B, Horowitz A : Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. J Prosthet Dent. 1996 ;75(3):285-91.
10. 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(3):326-34.
11. Young FA, Williams KR, Draughn R, Strohaver R : Design of prosthetic cantilever bridgework supported by

osseointegrated implants using the finite element method. Dent Mater. 1998 ;14(1):37-43.
12. Sertgoz A, Guvener S : Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. J Prosthet Dent. 1996 ;76(2):165-9.
13. Yang HS, Lang LA, Guckes AD, Felton DA : The effect of thermal change on various dowel-and-core restorative materials. J Prosthet Dent. 2001 ;86:74-81.
14. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O : Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998 ;13(1):82-90.
15. O'Brien WJ : Dental Materials: Properties and selection. 2nd ed. Chicago:Quintessence, 1997 pp335-98.
16. Millington ND, Leung T : Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. Int J Prosthodont 1995 ;8(6):511-6.
17. Isa ZM, Hobkirk JA : The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Part I. The effects of tightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. Eur J Prosthodont Restor Dent 1995 ;3(6):247-53.
18. Isa ZM, Hobkirk JA : The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Part 2. The effects of loading a superstructure with varying degrees of fit. Eur J Prosthodont Restor Dent 1996 ;4(1):11-4.
19. Patterson EA, Johns RB : Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1992 ;7(1):26-33.
20. Kallus T, Bessing C : Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. Int J Oral Maxillofac Implants 1994 ;9(2):169-78.