

캔틸레버의 길이와 하중이 하악 임플랜트지지 고정성 보철물의 응력 분산에 미치는 영향

원광대학교 치과대학 보철학교실

태운섭 · 이화영 · 조혜원

I. 서 론

Brånemark이 하악 무치악 환자에서 임플랜트에 의한 수복 술식을 보고한 이래, Adell 등¹⁾은 임플랜트지지 고정성 보철물에 대해 임상적 혹은 생체역학적인 문제점이 없으며 하악 완전 무치악에서 거의 정상인에 가까운 저작기능의 회복을 보고한 바 있다. 그러나 상부 보철물의 설계는 주로 임상 경험과 가설에 의하여 이루어져 왔으며 임플랜트지지 보철물에 의한 응력 전달의 생역학은 아직 과학적인 검증을 필요로 하고 있다²⁾.

임플랜트 주위 골조직과 임플랜트 사이의 골유착(osseointegration)을 유지 보전하기 위해서 상부 보철물 설계 시 생체역학적 고려가 필요하다³⁴⁾. 저작시 보철물에 가해지는 힘은 임플랜트로 전달되고 이는 임플랜트 주위 골조직에 응력을 발생시킨다. 골조직은 기계적인 응력에 반응하여 내부구조를 재형성하는 것으로 알려져 있으며 내부응력 상태의 변화의 정도에 따라 재생 또는 파괴적인 재형성이 이루어진다. 즉 임플랜트 주위의 응력이 너무 미약하면 자연치 발거 후의 치조정 소실과 유사한 퇴행성 위축을 야기할 수 있는 반면 지지조직에 비정상적으로 높은 응력이 집중되면 조직의 과사와 이에 따른 임플랜트 골유착의 실패를 가져올 수 있다¹⁵⁻¹²⁾. 따라서 임플랜트를 이용한 보철 수복의 성공 여부는 가해진 외력을 임플랜트나 보철물의 수명에 유해한 힘을 발생시키지 않고 주위 골조직으로 어떻게 분산시킬 수 있는가에 달려있다¹³⁻¹⁶⁾.

Lindquist 등¹⁷⁾은 기능과 하중 요소가 변연골의 상실에 영향을 미치고 골 소실은 과도한 하중과 구강위생 불량 때문인 것으로 설명하였다. Quirynen 등¹⁸⁾도 장기적인 임상 연구에서 변연골의 소실과 임플랜트 탈락의 원인이 과도한 교합 하중과 관련이 있는 것으로 언급하였다. 일반적으로 사람의 자연치열에서 교합력은 구치부에서 383-880N이고 전치부에서는 176-229N이라는 보고^{3,4)}가 있고, Lundgren 등¹⁹⁾은 그것이 150N을 넘지 않는다고 했다. 임플랜트 보철수복을 한 환자의 교합력은 자연치열에서의 교합력과 유사하거나 그 이상이라는 것이 밝혀지고 있으며^{1,20,21)} 이에 근거해 다양한 하중 조건에서의 생역학적 연구가 필요할 것이다.

임플랜트는 양질의 골조직이 존재하는 곳에 위치하여야 하며 상악동이나 하악신경관의 인접부위는 피해야 하고 이들 부위에서는 다양한 형태의 캔틸레버를 형성할 수밖에 없다^{22,23)}. Rangert 등²⁴⁾에 따르면 캔틸레버의 길이는 기계적 생물학적 상태에 따라 달라져야 하며 캔틸레버 길이의 결정에 있어 골조직의 상태는 가장 중요한 요소라 하였다. 다수의 저자들이 하악골은 골조직의 상태와 식립되는 임플랜트의 길이에 따라 15-20mm의 캔틸레버의 연장이 가능하고, 골질이 약한 상악에서는 캔틸레버 길이가 10mm를 넘지 말아야 한다고 주장하고 있다²⁵⁻²⁹⁾.

또한 English³⁰⁾는 캔틸레버의 응력 확대에 대하여 주의가 필요하며 A-P(Anterior Posterior) spread의 개념에 따를 것을 권장하였다. 그는 캔틸레버의 길

이를 결정할 때 악궁의 정중선을 축으로 하여 최전방 임플란트의 중앙으로부터 최후방 임플란트의 원심 끝까지의 거리의 1.5배를 넘어서면 안 된다고 하였다. Osier³¹⁾는 캔틸레버가 언제나 임플란트에 하중을 배가시키며 그것은 캔틸레버가 없는 보철물의 1.75-3.5 배라고 하였다. Skalak 등³²⁾은 캔틸레버의 끝은 캔틸레버에서 가장 가까운 임플란트에 하중을 증가시키고 임플란트가 충분히 견고하다면 보철의 길이 연장은 견딜 수 있다고 한 바 있다.

상부구조물을 지지하는 임플란트로의 균일한 하중 분배는 생체역학적 관점에서 골 계면의 유지에 중요하다. Lundgren 등³³⁾은 상악 총의치와 하악 임플란트지지 보철의 경우 자연치와 저작 양상이 비슷하다고 하였다. 그들은 또한 상악 총의치와 교합시 캔틸레버에서 가까운 임플란트에 가장 큰 힘이 가해진다고 하였다. Falk 등³⁴⁾은 상악 총의치와 하악 임플란트지지 보철물과의 교합시 원심방향에서 양측성으로 힘이 증가된다고 했고 이는 치아지지 캔틸레버 보철물에서 자연치인 대합치와 교합될 때의 양상과 비슷하다고 하였다. 평균 70%의 힘이 캔틸레버에서 그리고 30%의 힘이 임플란트 지지부위에 가해진다고 하였다. Lundgren 등³⁵⁾은 또한 캔틸레버의 원심에서 증가되는 저작력을 보고하였다. 캔틸레버의 교합접촉을 100m 감소시킨 경우 캔틸레버부위에 가해지는 교합력은 감소하였으나 지렛대 작용은 유사하다고 보고했다.

Henderson 등³⁶⁾은 캔틸레버 부위에 가해지는 힘의 50% 이상이 캔틸레버와 가장 가까운 지대주에 의해 흡수되며 부가되는 지대주는 이 힘을 감소시킨다고 하였다. Osier³¹⁾는 상악 또는 하악의 고정성 캔틸레버 임플란트지지 보철에서 2개의 임플란트가 정중선에 가깝게 위치하고 원심의 임플란트가 가능한 이공까지 원심으로 위치하면 4개 이상의 임플란트는 필요치 않다고 하였다.

완전무치악환자를 위한 고정성 보철물에서 임플란트에 전해지는 힘은 교합력, 캔틸레버의 길이, 임플란트의 수, 악골의 형태, 보철물의 구성요소의 강도 등의 영향을 받는다^{15,36,37)}. 특히 교합력이 보철물과 지대주를 거쳐 임플란트로 전달되는 양상에 특별한 주의가 요구되는데 이는 이러한 정보가 보철물의 구성요소의 피로 수명의 계산을 가능하게 하고 골 계면의 유지 가능성을 예측할 수 있게 해주

기 때문이다³⁸⁾.

임플란트 시스템 주위의 응력을 조사하는 방법으로는 이차원 혹은 삼차원 광탄성 응력분석법³⁹⁾, 유한요소법을 이용한 응력분석법⁴²⁻⁴⁷⁾ 및 스트레인 게이지를 이용한 분석법이 있다. 이중 광탄성 분석법은 여러 가지 복합된 재질로 구성된 구조에서는 각기 다른 재료의 물성치를 모사시킬 수 있는 광탄성 재료가 풍부하지 못해 해석결과와 정확도 및 신뢰도가 떨어지는 단점이 있고 유한요소법의 경우에는 해석 대상의 구조를 도형 상에서 유한 개의 요소로 분할하기 때문에 요소를 분할하는 크기 및 방법에 따라 해석의 오차 값이 달라지고 특히 경계조건을 어떻게 선정하느냐에 따라 해석의 결과가 판이하게 달라지는 단점이 있다.

스트레인 게이지를 사용한 측정 방법은 보철 수복물의 생체역학적인 영향의 분석을 위해 사용되고 있다⁴⁸⁻⁵²⁾. Glantz와 Stafford⁵³⁾은 1973년에 상악 의치 기능시의 변형을 연구하였고, 1984년⁵⁴⁾에는 고정성 부분의치를 연구하였다. 또 그는 처음으로 abutment cylinder에 직접 부착한 스트레인 게이지를 이용한 연구를 보고하였다⁵⁵⁾.

최근에는 임플란트지지 보철물에 대해 스트레인 게이지를 이용한 결과가 많이 보고되고 있다. 1993년 Clelland⁴⁸⁾은 angled abutment에서 스트레인 게이지와 광탄성분석법을 동시에 이용하여 angle의 증가에 따른 응력의 변화를 연구했고 1995년 Patterson 등³⁸⁾은 고정성 보철물에 대한 캔틸레버의 효과를 보기 위해 직접 임플란트 지대주에 스트레인 게이지를 부착해 측정 연구했다. 1996년 Ichikawa 등⁵⁶⁾은 임플란트지지 오버덴취에서 어태치먼트의 종류에 따른 응력의 변화를 연구한 바 있고 Tashkandi 등²⁸⁾은 소의 늑골에 매식한 임플란트 주위의 응력을 스트레인 게이지로 측정한 바 있다. 1997년 Uysal 등⁵⁷⁾은 자연치와 IMZ 임플란트 사이의 연결시 IME의 효과를 스트레인 게이지로 비교 연구한 바 있으며 Yamashita 등⁵⁸⁾도 고정성 국소의치에 스트레인 게이지를 연결해 하중부위에 따른 응력의 변화를 연구했다. 이와 같이 스트레인 게이지는 구조물 자체나 모형상에 직접 부착해 변형을 측정하고 물체에 발생한 응력의 분석이 가능하므로 쉽게 적용할 수 있다는 장점이 있다.

이에 저자는 캔틸레버의 길이와 하중에 따라 임

플랜트 주위조직에 가해지는 응력을 분석하기 위해 캔틸레버를 가진 상부구조가 부착된 4개와 5개의 임플란트를 식립한 모형을 제작하여 스트레인 게이지를 사용한 응력 분석법으로 조사 연구하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 재료와 연구방법

1. 모형의 제작

고정용 레진을 사용하여 하악골의 무치악 모형을 제작하고 이를 이용해 실리콘 인상재로 주형을 제작하였다. 주형 내에 PLM-4(Vishay Co. USA)를 주입한 후 동결로에서 경화냉각 주기에 따라 모형을 응결시켰다.

총 2개의 모형을 제작하여 1개에는 4개의 임플란트를 식립하고 나머지 1개의 모형에는 5개의 임플란트를 식립했다. 프레스 드릴에 하악모형을 고정하고 물 속에서 고속회전(2000rpm)하여 임플란트 매식부를 모형상에 형성한 다음 매식부에 에폭시 레진을 붓고 임플란트를 부착시켰다. 정중선을 기준으로 양쪽 32mm지점을 최원심 임플란트의 중심부위로 하여 식립하고 그사이에 1개의 모형은 4개의 임플란트를, 나머지 1개의 모형에는 5개의 임플란트를 같은 간격으로 식립하였다.

각 매식부에 길이 13mm, 직경 3.75mm의 Brånemark implant(Nobel Biocare, SDCA 018, Sweden)를 위치시키고 이때 각 임플란트는 그 장축이 모형 기저부에 수직이 되도록 하였으며 임플란트 상부 1mm가 모형 상방에 위치하도록 하였다.

각 임플란트 위에 높이 5.5mm의 standard abutment(Nobel Biocare, SDCA 018, Sweden)를 연결하고 20Ncm의 힘으로 고정했다.

2. 상부 구조물의 제작

Abutment 연결 후 주 모형과 상부구조물을 제작하기 위하여 인상을 채득하였다. 캔틸레버의 길이는 최원심 임플란트의 중앙에서 25mm의 길이로 제작하였다. 캔틸레버는 폭 6mm, 두께 4mm로 하였고 외형은 하악 모형의 악골외형을 따라 아치형으로 제작하였다. 높이 4mm의 gold cylinder(DCA 072, Nobel Biocare, Sweden)를 사용하였고 표면에 손상을 가하지 않도록 주의하였다. 상부구

조물의 재료는 Type III gold alloy를 사용하였다.

주조된 상부구조물은 적합도를 검사하였다. 한 개의 gold screw를 10Ncm의 힘으로 조인 상태에서 나머지 gold cylinder와 abutment사이를 조사하여 육안으로 간격이 보이지 않는 상태를 허용된 적합도로 하였다. 캔틸레버부위에는 최원심 임플란트의 원심면을 기준으로 5mm 간격으로 4개의 지점에 표시를 하고 이것을 각각의 캔틸레버 길이로 하였다.

3. 하중부여 및 스트레인 측정

본 실험에서는 스트레인 게이지로 rectangular rosette (KFG-1-120-D17-11 L1M2S Kyowa, Japan)를 사용하였다. 각 임플란트의 협측과 설측 그리고 하중측의 최원심 임플란트의 근, 원심부로 모형의 치조정부위에 스트레인 게이지를 부착하였다. 스트레인 게이지는 모형의 준비된 부위에 methyl-2-cyanoacrylate resin(M-Bond 200, Measurement Group Inc.)의 얇은 막을 형성하여 접착하였다. 스트레인 게이지의 도선은 strain balance unit (SB-10, Measurements Group, Inc.)과 strain indicator (P-3500, Measurements Group, Inc.)에 연결하였다.

하중은 편측으로 캔틸레버의 길이에 따라 하악 모형의 기저면에 수직으로 9kg, 15kg, 21kg의 하중을 가하여 각 로제트에서 나타나는 스트레인을 측정하였다. 측정횟수는 3회로 하였고 측정간격은 스트레인의 회복을 고려하여 5분으로 하였다. 하중이나 캔틸레버의 길이 변경시 측정 전에 각 로제트에서 나타나는 스트레인은 0으로 조절하였다.

4. 응력 분석

1) 스트레인의 측정

각 로제트에서 측정된 3방향의 스트레인(ϵ_1 , ϵ_2 , ϵ_3)이 측정되면 식 (1)에 의하여 maximum principal strain(ϵ_p)과 minimum principal strain(ϵ_s)을 구할 수 있다.

$$\epsilon_{p,s} = \frac{\epsilon_1 + \epsilon_2}{2} \pm \frac{1}{2} \sqrt{(\epsilon_1 - \epsilon_2)^2 + (2\epsilon_3 - \epsilon_1 - \epsilon_2)^2} \quad (1)$$

만일 검사하려는 재료가 구성에 있어 균일하고 기계적 성질이 isotropic (즉 어떤 방향에서도 성질

이 같으면) 하고 스트레스/스트레인어, 응력이 스트레인에 비례하는 선형의 관계이면 Hook의 법칙을 이용하여 얻어진 principal strain을 주응력으로 전환시킬 수 있다.

양축성 응력상태의 Hook의 법칙은 다음과 같다.

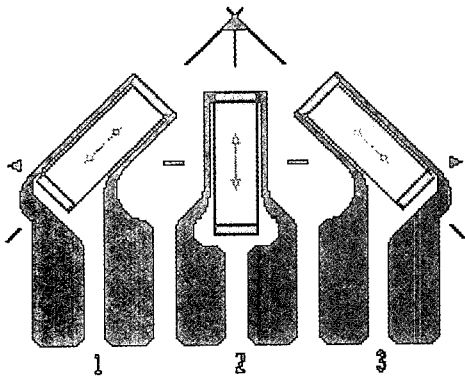
$$\sigma_p = \frac{E}{1-\nu^2} (\epsilon_p - \nu\epsilon_q) \quad (2)$$

$$\sigma_q = \frac{E}{1-\nu^2} (\epsilon_q - \nu\epsilon_p) \quad (3)$$

(E =elastic modulus, ν =Poisson's ratio)

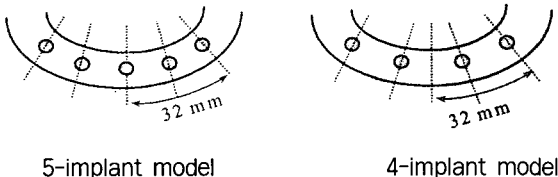
위의 식을 대수적으로 변환하면 처음 얻어진 세 방향의 스트레인으로 직접 주응력(σ_p, σ_q)을 구할 수 있다.

$$\sigma_{p,q} = \frac{E}{2} \left[\frac{\epsilon_1 + \epsilon_3}{1-\nu} \pm \frac{1}{1-\nu} (\epsilon_1 - \epsilon_2)^2 + (2\epsilon_2 - \epsilon_1 - \epsilon_3)^2 \right] \quad (3)$$



Strain of direction 1 : ϵ_1
 Strain of direction 2 : ϵ_2
 Strain of direction 3 : ϵ_3

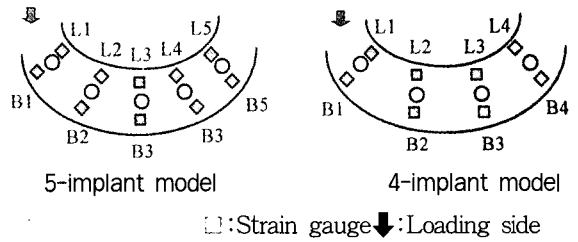
Fig. 1 Strain gauge - rectangular rosette



5-implant model

4-implant model

Fig. 2 Implant position in model.



5-implant model

4-implant model

□: Strain gauge ↓: Loading side

Fig. 3 The position of strain gauges in model.

III. 연구성적

1. 스트레인 분석

1) 4개 임플란트 식립모형의 협측에서의 스트레인 각기 45도의 각도 차가 있는 3개의 방향에서의 스트레인을 측정하였다. 9kg의 하중 시에는 각 부위의 스트레인 발생 양이 비교적 적었다. 다른 부위에서는 변화가 거의 없었고 하중측에서 두 번째 임플란트의 협측의 1번 방향에서 인장 스트레인이 증가하여 20mm 캔틸레버 길이에서 525가 측정되었다(Table 1). 15kg 하중 시에도 하중측 첫 번째 임플란트나 하중측에서 가장 먼 임플란트에서는 스트레인 발생이 거의 없었고 하중측 두 번째 임플란트와 세 번째 임플란트에서 인장 스트레인이 증가하였다. 증가량은 1번 방향에서 캔틸레버길이 15mm까지는 582와 449로 증가하다가 20mm에서는 1114와 1207로 2배 이상 증가하였다(Table 2). 21kg에서는 상부구조물의 변형을 고려하여 20mm의 캔틸레버길이에서는 스트레인을 측정하지 않았다. 하중측 두 번째 임플란트와 세 번째 임플란트에서 15mm길이의 캔틸레버에서의 인장 스트레인이 15kg하중시의 20mm의 캔틸레버길이에서의 스트레인 양과 유사하게 측정되었다. 다른 임플란트 부위에서는 21kg 하중 시에도 변화가 적었으며 캔틸레버길이의 증가에 따른 변화도 거의 없었다(Table 3).

2) 4개 임플란트 식립모형의 설측에서의 스트레인 설측의 게이지에서는 협측과는 다른 3번 방향에서의 압축 스트레인이 가장 크게 측정되었다. 9kg의 하중 시에는 하중측 첫 번째 임플란트에서 압축 스트레인이 발생하여 20mm 캔틸레버 길이에서 -733이 측정되었다. 다른 임플란트에서는 변화가 거의 없었다(Table 1). 15kg 하중에서는 하중

측 첫 번째 임플란트에서 압축 스트레인이 가장 컸으며 20mm 캔틸레버 길이에서 -1270으로 측정되었다. 하중측 세 번째 임플란트는 1번 방향에서 778의 인장 스트레인이 측정되었다(Table 2). 21kg 하중에서는 하중측 첫 번째 임플란트에서 캔틸레버 길이 증가에 따른 스트레인 증가가 커서 15mm의

캔틸레버 길이에서 -1246이 측정되었다. 하중측 세 번째 임플란트에서는 1번 방향의 인장스트레인이 더욱 증가하여 15mm 캔틸레버 길이에서 865가 측정되었다(Table3).

3) 5개 임플란트 식립모형의 협측에서의 스트레인 9kg 하중 시에는 5개 임플란트 모형은 협측에서

Table 1. Strain value at different rosette in 4-implant model (9kg loading)

Cantilever length Measuring point		5mm	10mm	15mm	20mm
		Dir 1	-117	18	22
Buccal 1	Dir 2	-67	-76	-141	-119
	Dir 3	50	-7	-77	-104
	Dir 1	152	243	83	525
Buccal 2	Dir 2	63	-52	83	-132
	Dir 3	-33	-20	-68	-77
	Dir 1	149	192	250	-324
Buccal 3	Dir 2	25	12	15	33
	Dir 3	-94	-111	358	-197
	Dir 1	10	-10	-29	-42
Buccal 4	Dir 2	22	14	-1	18
	Dir 3	18	23	33	63
	Dir 1	20	126	124	200
Lingual 1	Dir 2	83	70	126	145
	Dir 3	-245	-461	-643	-733
	Dir 1	15	5	699	104
Lingual 2	Dir 2	-10	-122	-156	-252
	Dir 3	-89	-141	-189	-271
	Dir 1	113	185	209	292
Lingual 3	Dir 2	-6	-44	-61	-87
	Dir 3	-31	-8	-42	-38
	Dir 1	-178	-8	-42	-38
Lingual 4	Dir 2	-26	-309	-122	-149
	Dir 3	21	-16	-3	15
	Dir 1	-82	14	-109	-112
Proximal 1	Dir 2	8	12	29	32
	Dir 3	53	-29	-24	-97
	Dir 1	82	215	245	297
Proximal 2	Dir 2	92	127	204	309
	Dir 3	-177	-322	-453	-61

+ tension, - compression

(deformation rate : 10^{-6})

스트레인 발생이 거의 없었고 캔틸레버 길이의 증가 시에도 변화가 거의 없었다. 15kg 하중 시에는 15mm 캔틸레버 길이까지는 변화가 거의 없었고 20mm에서 하중측 두 번째 임플란트에서 1번 방향의 인장 스트레인이 698로 증가하였다. 21kg에서는 하중측 네 번째 임플란트에서 1번 방향의

인장스트레인이 780으로 상당히 증가하였다(Table 4-6).

4) 5개 임플란트 식립 모형의 설측에서의 스트레인 9kg 하중 시 하중측 첫 번째 임플란트에서 3번 방향의 압축 스트레인이 증가하여 20mm 캔틸레버 길이에서 -1148이 측정되었다. 다른 부위에서는

Table 2. Strain value at different rosette in 4-implant model (15kg loading)

Measuring point		Cantilever length			
		5mm	10mm	15mm	20mm
Buccal 1	Dir 1	-179	8	140	15
	Dir 2	-124	-160	-156	
	Dir 3	95	-44	18	-293
Buccal 2	Dir 1	218	383	582	1114
	Dir 2	79	102	116	36
	Dir 3	-39	-100	-102	-353
Buccal 3	Dir 1	235	-270	449	1207
	Dir 2	32	24	5	-87
	Dir 3	-142	-158	-281	-540
Buccal 4	Dir 1	33	-36	-34	-145
	Dir 2	51	11	8	-132
	Dir 3	45	36	27	-159
Lingual 1	Dir 1	38	48	198	19
	Dir 2	157	-132	217	357
	Dir 3	-333	-627	-812	-1270
Lingual 2	Dir 1	19	114	178	778
	Dir 2	-12	-135	-206	-9
	Dir 3	-144	-214	-374	-582
Lingual 3	Dir 1	168	235	422	856
	Dir 2	-11	-77	-88	-137
	Dir 3	-66	-56	-202	-391
Lingual 4	Dir 1	-185	-212	-13	85
	Dir 2	-48	-348	-212	-470
	Dir 3	35	-195	-16	-116
Proximal 1	Dir 1	-133	-101	-166	-59
	Dir 2	5	-8	-10	-143
	Dir 3	88	-17	-37	-59
Proximal 2	Dir 1	147	265	336	365
	Dir 2	108	178	292	400
	Dir 3	-244	-441	-670	-748

+ tension, - compression

(deformation rate : 10⁻⁶)

증가가 거의 없었다. 15kg 하중 시에도 같은 양상이었고 스트레인의 크기는 더 증가되었다. 21g 하중 시에 하중측 첫 번째 임플란트에서 압축 스트레인의 크기는 더욱 증가되어서 15mm 캔틸레버 길이에서 -1470이 측정되었다. 하중측 네 번째 임플란트에서는 1번 방향의 인장 스트레인이 발생하였고 그 크기는 캔틸레버 길이에 따라 증가하여

15mm에서 880이 측정되었다(Table 4-6).

2. 4-임플란트 모형에서의 주응력

1) 캔틸레버 길이에 따른 주응력의 변화

측정위치중 주응력의 크기가 가장 큰 부위에서 캔틸레버의 길이에 따른 영향을 많이 받았다. 즉 협측에서는 하중측에서 두 번째와 세 번째의 임

Table 3. Strain value at different rosette in 4-implant model (21kg loading)

Measuring point		Cantilever length			
		5mm	10mm	15mm	20mm
Buccal 1	Dir 1	-100	-78	-122	
	Dir 2	-207	-353		
	Dir 3	370	156	-40	
Buccal 2	Dir 1	318	649	1100	
	Dir 2	50	52	68	
	Dir 3	-67	-133	-382	
Buccal 3	Dir 1	323	582	1180	
	Dir 2	44	-43	-110	
	Dir 3	-224	-353	-557	
Buccal 4	Dir 1	4	-40	-39	
	Dir 2	32	-18	-100	
	Dir 3	31	14	-81	
Lingual 1	Dir 1	18	78	35	
	Dir 2	140	211	358	
	Dir 3	-293	-560	-1246	
Lingual 2	Dir 1	43	198	699	
	Dir 2	24	-10	15	
	Dir 3	-250	-480	-715	
Lingual 3	Dir 1	293	480	865	
	Dir 2	-26	-88	-153	
	Dir 3	-208	-226	-526	
Lingual 4	Dir 1	-22	18	158	
	Dir 2	-177	-250	-513	
	Dir 3	21	-56	-193	
Proximal 1	Dir 1	-213	-220	-265	
	Dir 2	-102	-33	-130	
	Dir 3	199	105	91	
Proximal 2	Dir 1	123	243	420	
	Dir 2	52	252	439	
	Dir 3	-250	-518	-312	

+ tension, - compression

(deformation rate : 10^{-6})

플랜트에서 그리고 설측에서는 하중측에서 첫 번째 임플란트에서 캔틸레버 길이증가에 따라 주응력의 크기도 증가하였다. 다른 부위에서는 캔틸레버 길이에 따라 응력의 변화가 크지 않았다. 9kg의 하중시 협측에서는 캔틸레버 길이 15mm까지는 주응력에 큰 변화가 없었고 캔틸레버 길이를 20mm로 증가시킨 경우 하중측 두 번째 임플랜트

에서 최대 인장응력이 313 psi로 증가되었다(Fig. 4). 설측에서는 하중측 첫 번째 임플랜트에서 캔틸레버 길이증가에 따라 최대 압축응력이 거의 비례적으로 증가하여 캔틸레버 길이 20mm인 경우 395 psi를 보였다(Fig. 7). 15kg 하중시 협측에서는 하중측 두 번째 임플랜트와 세 번째 임플랜트에서 캔틸레버 길이 15mm까지 최대 인장응력이 291 psi

Table 4. Strain value at different rosette in 5-implant model (9kg loading)

Measuring point		Cantilever length			
		5mm	10mm	15mm	20mm
Buccal 1	Dir 1	75	33	228	216
	Dir 2	-98	183	225	27
	Dir 3	-70	-141	-100	-221
Buccal 2	Dir 1	22	54	132	66
	Dir 2	153	220	202	217
	Dir 3	-108	47	-289	-113
Buccal 3	Dir 1	84	33	102	228
	Dir 2	93	68	45	35
	Dir 3	-15	-59	-127	-274
Buccal 4	Dir 1	-52	-43	25	155
	Dir 2	135	84	82	62
	Dir 3	36	32	25	-70
Lingual 1	Dir 1	-84	-75	-95	-189
	Dir 2	-3	-40	-48	-111
	Dir 3	-7	-67	-81	-197
Lingual 2	Dir 1	40	-138	-168	-131
	Dir 2	-588	-533	-528	-764
	Dir 3	-725	-770	-810	-1148
Lingual 3	Dir 1	-54	55	102	115
	Dir 2	-53	55	102	115
	Dir 3	-151	-166	-186	-331
Lingual 4	Dir 1	60	54	132	298
	Dir 2	-209	-180	-182	-223
	Dir 3	-50	-164	-87	-233
Proximal 1	Dir 1	26	-24	24	153
	Dir 2	-68	-46	-66	-94
	Dir 3	125	75	66	69
Proximal 2	Dir 1	-70	-35	-50	-77
	Dir 2	15	16	1	-29
	Dir 3	43	35	29	48

+ tension, - compression

(deformation rate : 10^{-6})

182psi로 증가하다 캔틸레버 길이 20mm에서 537 psi, 556psi로 2배 가량 증가하였다(Fig. 5). 설측에서는 캔틸레버 길이 15mm 까지는 캔틸레버 길이 증가에 따라 주응력이 거의 비례적으로 증가하여 458psi를 보였고 캔틸레버 길이를 20mm로 증가시킨 경우 응력 증가비율이 커져서 최대압축응력이

833psi로 나타났다(Fig.8).

2) 하중에 따른 주응력의 변화

하중에 따른 주응력은 협측에서는 하중측 두 번째 임플란트에서 그리고 설측에서는 하중측 첫 번째 임플란트에서 변화를 보였고 그 밖의 부위에서는 큰 차이가 없었다. 또 캔틸레버 길이 10mm까

Table 5. Strain value at different rosette in 5-implant model (15kg loading)

Measuring point		Cantilever length			
		5mm	10mm	15mm	20mm
Buccal 1	Dir 1	38	189	212	254
	Dir 2	224	-100	208	280
	Dir 3	-175	-177	-276	-270
Buccal 2	Dir 1	78	60	132	698
	Dir 2	294	236	162	226
	Dir 3	-13	-169	-289	62
Buccal 3	Dir 1	12	46	234	420
	Dir 2	78	78	48	-41
	Dir 3	-10	-56	-250	-467
Buccal 4	Dir 1	2	28	174	354
	Dir 2	73	85	6	-216
	Dir 3	48	68	-30	-320
Lingual 1	Dir 1	-46	-82	-170	-41
	Dir 2	-9	-20	-134	-383
	Dir 3	-16	-30	-195	-303
Lingual 2	Dir 1	-116	-106	-78	-80
	Dir 2	-730	-918	-968	-897
	Dir 3	-830	-1063	-1353	-1706
Lingual 3	Dir 1	-6	68	167	220
	Dir 2	-90	-116	-106	-31
	Dir 3	-153	-240	-395	-378
Lingual 4	Dir 1	78	172	355	576
	Dir 2	-173	-227	-219	-35
	Dir 3	-10	-70	-201	-389
Proximal 1	Dir 1	-10	28	1 -53	520
	Dir 2	44	-77	-62	-48
	Dir 3	86	96	42	-190
Proximal 2	Dir 1	-29	-60	95	89
	Dir 2	4	-31	-88	-188
	Dir 3	57	37	48	30

+ tension, - compression

(deformation rate : 10^{-6})

지는 변화의 크기가 크지 않았고 15mm이상인 경우 하중의 증가에 따라 현저한 주응력의 변화가 있었다. 캔틸레버 길이 15mm인 경우 하중을 9kg, 15kg, 21kg으로 변화시키기에 따라 협측에서는 하중측 두 번째 임플란트에서 최대 인장응력이 40psi, 291psi, 517psi로 증가하였고 설측 하중측 첫

번째 임플란트에서 최대압축응력이 364psi, 458psi, 812psi를 나타냈다(Table 8-10).

3. 5-임플란트 모형에서의 주응력

1) 캔틸레버 길이에 따른 주응력의 변화

9kg 하중시 협측에서는 캔틸레버 길이 변화에 따

Table 6. Strain value at different rosette in 5-implant model (21kg loading)

Measuring point		Cantilever length			
		5mm	10mm	15mm	20mm
Buccal 1	Dir 1	260	255	560	
	Dir 2	-166	164	-144	
	Dir 3	-230	-336	-440	
Buccal 2	Dir 1	80	202	-99	
	Dir 2	-115	30	41	
	Dir 3	-16	-120	-763	
Buccal 3	Dir 1	154	463	695	
	Dir 2	-34	-140	-210	
	Dir 3	-154	-425	-617	
Buccal 4	Dir 1	219	520	780	
	Dir 2	-17	-89	-290	
	Dir 3	-50	-222	90	
Lingual 1	Dir 1	-52	183	248	
	Dir 2	-192	-314	264	
	Dir 3	5	-8	15	
Lingual 2	Dir 1	-10	-230	-126	
	Dir 2	-726	-347	-787	
	Dir 3	-846	-1132	-1470	
Lingual 3	Dir 1	266	395	367	
	Dir 2	-67	70	66	
	Dir 3	-203	-342	-615	
Lingual 4	Dir 1	318	510	724	
	Dir 2	-102	-74	-69	
	Dir 3	-166	-399	-570	
Proximal 1	Dir 1	-40	495	880	
	Dir 2	-102	-44	-99	
	Dir 3	-16	-250	-555	
Proximal 2	Dir 1	35	209	248	
	Dir 2	-47	-157	-259	
	Dir 3	-14	-27	-54	

+ tension, - compression

(deformation rate : 10^{-6})

른 주응력의 변화가 거의 없었다(Fig 9). 설측에서는 하중측 첫 번째 임플란트에서 최대 압축응력은 캔틸레버 길이가 5mm인 경우 394psi, 15mm인 경

우 455psi로 낮은 증가율을 보이다가 캔틸레버 길이를 20mm로 증가시킨 경우 628psi로 현저히 증가하였다(Fig. 13). 15kg 하중시 협측에서는 캔틸

Table 7. Strain value at proximal rosette in 5-implant model

Measuring point		Cantilever length			
		5mm	10mm	15mm	20mm
Proximal 1 (9kg)	Dir 1	-9	77	158	12
	Dir 2	28	152	262	127
	Dir 3	16	-269	-199	-257
Proximal 2 (9kg)	Dir 1	-154	-20	-186	-350
	Dir 2	40	92	130	151
	Dir 3	45	-101	-60	22
Proximal 1 (15kg)	Dir 1	119	-20	93	64
	Dir 2	179	92	246	302
	Dir 3	-336	37	-428	-433
Proximal 2 (15kg)	Dir 1	119	-243	93	64
	Dir 2	179	108	246	302
	Dir 3	57	-20	42	30
Proximal 1 (21kg)	Dir 1	18	142	-60	
	Dir 2	154	280	320	
	Dir 3	-44	-367	-233	
Proximal 2 (21kg)	Dir 1	-23	257	155	
	Dir 2	-101	-41	-100	
	Dir 3	145	-99	-79	

+ tension, - compression

(deformation rate : 10^{-6})

Table 8. Principal stress at different rosette in 4 implant model (9kg loading)

Cantilever length	5mm		10mm		15mm		20mm	
	S1	S2	S1	S2	S1	S2	S1	S2
Buccal 1	6	-53	31	-23	21	-60	66	-49
Buccal 2	73	12	149	11	40	-30	313	7
Buccal 3	60	-20	80	-22	314	121	87	-285
Buccal 4	130	7	11	-1	12	-9	25	-10
Lingual 1	-3	-158	4	-244	-97	-364	14	-395
Lingual 2	-7	-46	17	-71	28	-92	23	-142
Lingual 3	58	1	105	-2	127	0	200	18
Lingual 4	-19	-93	89	-106	17	-49	38	-54
Proximal 1	13	-34	4	-15	-13	-82	-39	-120
Proximal 2	29	-96	68	-144	79	-227	102	-325

+ tension, - compression

(psi)

레버 길이 15mm까지 큰 변화를 보이지 않다가 20mm로 증가시킨 경우 하중측 두 번째 임플란트에서 최대인장응력이 387psi로 증가되었다(Fig. 11). 설측에서는 캔틸레버 길이를 5mm에서 20mm로 증가시키는 동안 최대압축응력은 482psi에서 904psi로 거의 같은 비율로 증가되었다(Fig.13). 21kg 하중시 협측에서는 하중측 세 번째 임플란트와 네 번째 임플란트에서 캔틸레버 길이에 따른 주응력의 변화가 커서 하중측 세 번째 임플란트에서는 캔틸레버 길이를 5mm에서 15mm로 증가시키는 동안 최대인장응력이 52psi에서 258psi로 증가

하였고 하중측 네 번째 임플란트에서는 116psi에서 574psi로 증가하였다(Fig. 12). 설측에서도 캔틸레버 길이를 5mm에서 15mm로 증가시킨 경우 최대 압축응력이 474psi에서 791psi로 증가하였다(Fig. 15).

2) 하중에 따른 주응력의 변화

5-임플란트 모형에서는 상대적으로 4-임플란트 모형보다 하중에 따른 주응력의 영향이 적었다. 협측에서는 15kg 하중시까지는 큰 변화가 없었고 21kg의 하중시 하중측 세 번째 임플란트와 네 번째 임플란트에서 최대 인장응력이 증가하였다(Fig.

Table 9. Principal stress at different rosette in 4 implant model (15kg loading)

Cantilever length Principal stress	5mm		10mm		15mm		20mm	
	S1	S2	S1	S2	S1	S2	S1	S2
Buccal 1	22	-82	35	-61	136	-23		
Buccal 2	106	22	181	21	291	52	538	6
Buccal 3	95	-29	-73	-233	183	-63	557	-80
Buccal 4	32	23	12	-12	8	-13	102	-116
Lingual 1	12	-222	-84	-329	198	-458	-61	-833
Lingual 2	-13	-76	25	-96	27	-167	296	-156
Lingual 3	80	7	137	1	100	-43	404	-72
Lingual 4	-16	-91	-98	-193	55	-75	142	-164
Proximal 1	21	-53	-20	-64	-36	-109	-15	-70
Proximal 2	48	-117	82	-208	104	-343	130	-404

+ tension, - compression (psi)

Table 10. Principal stress at different rosette in 4 implant model (21kg loading)

Cantilever length Principal stress	5mm		10mm		15mm		20mm	
	S1	S2	S1	S2	S1	S2	S1	S2
Buccal 1	233	-40	162	-106				
Buccal 2	158	22	329	39	-52	-5		
Buccal 3	125	-55	244	-80	227	-103		
Buccal 4	19	6	0	-18	160	58		
Lingual 1	6	-203	10	-36	160	-813		
Lingual 2	-10	-138	29	-179	518	-238		
Lingual 3	116	-55	63	-90	53	-185		
Lingual 4	58	-59	65	-90	-28	-185		
Proximal 1	70	-80	13	-95	-2	-12		
Proximal 2	27	-117	81	-277	213	-136		

+ tension, - compression (psi)

12).

설측에서도 주응력이 가장 크게 나타난 하중측 첫 번째 임플란트에서 캔틸레버 길이가 15mm인 경우 9kg, 15kg, 21kg의 하중시 최대압축응력이 각각 455psi, 736psi, 791psi로 4-임플란트 모형에 비하여 하중증가에 따른 주응력의 증가율이 낮았다.

4. 임플란트의 수에 따른 영향

1) 협측에서의 영향

4-임플란트 모형의 경우 9kg 하중시 하중측 두 번째 임플란트와 세 번째 임플란트에서 최대인장응력이 313psi, 314psi까지 증가하였으나 5-임플란트 모형에서는 모든 부위에서 최대인장응력이 110psi를 넘지 않았다(Fig. 4, 10). 15kg 하중시에는

Table 11. Principal stress at different rosette in 5 implant model (9kg loading)

Cantilever length Principal stress	5mm		10mm		15mm		20mm	
	S1	S2	S1	S2	S1	S2	S1	S2
Buccal 1	42	-39	44	-122	121	-30	71	-74
Buccal 2	37	-99	92	-20	59	171	68	-101
Buccal 3	10	-1	21	40	33	-51	68	-101
Buccal 4	43	-55	28	-36	37	-1	68	-7
Buccal 5	-14	-51	-40	-61	-50	-76	-111	-165
Lingual 1	-95	-394	-217	-431	-243	-456	-285	-629
Lingual 2	-50	-96	0	-80	19	-79	-3	-152
Lingual 3	76	-69	15	-94	92	-60	15	-100
Lingual 4	104	4	47	-10	69	-5	148	11
Lingual 5	11	-30	13	-13	6	-21	11	-31
Proximal 1	12	-7	31	-168	95	-124	6	-181
Proximal 2	6	-84	-7	-181	-2	-174	3	-237

+ tension, - compression

(psi)

Table 12. Principal stress at different rosette in 5 implant model (15kg loading)

Cantilever length Principal stress	5mm		10mm		15mm		20mm	
	S1	S2	S1	S2	S1	S2	S1	S2
Buccal 1	53	-151	74	-65	90	-135	122	-134
Buccal 2	110	-64	64	-142	49	-161	387	155
Buccal 3	26	-25	28	-36	76	-87	129	-163
Buccal 4	35	0	48	20	91	12	47	-122
Buccal 5	-13	-301	-25	-55	-1134	-144	-41	-204
Lingual 1	-193	-482	-226	-609	-286	-736	-371	-905
Lingual 2	-33	-81	-10	-113	110	-174	43	-156
Lingual 3	94	-45	135	-63	188	-78	231	-97
Lingual 4	43	11	91	-3	160	14	254	-18
Lingual 5	23	-5	9	-25	20	-28	124	-39
Proximal 1	43	-120	9	-95	41	-280	48	-39
Proximal 2	8	-148	21	-217	7	-222	0	-168

+ tension, - compression

(psi)

4-임플란트 모형의 경우 하중시 하중축 두 번째 임플란트와 세 번째 임플란트에서 최대인장응력이 538psi, 557psi까지 증가하였고 5-임플란트 모형에서는 하중축 두 번째 임플란트에서 최대인장응력이 387psi였고 다른 부위에서는 150psi 미만이었다 (Fig. 5, 11).

2) 설측에서의 영향

설측에서는 최대 압축응력이 가장 크게 나타난

하중축 첫 번째 임플란트에서 최대압축응력이 9kg 하중시 4-임플란트 모형에서는 395psi를 보였고 5-임플란트 모형에서는 629psi를 보였다. 15kg 하중시에는 4-임플란트 모형에서는 833psi를 보였고 5-임플란트 모형에서는 905psi를 보였다. 12kg 하중시 4-임플란트 모형에서는 813psi를 보였고 5-임플란트 모형에서는 791psi를 보였다.

Table 13. Principal stress at different rosette in 5-implant model (21kg loading)

Cantilever length Principal stress	5mm		10mm		15mm		20mm	
	S1	S2	S1	S2	S1	S2	S1	S2
Buccal 1	111	-89	89	-147	220	-135		
Buccal 2	38	-28	82	-24	-118	-497		
Buccal 3	52	-52	168	-141	258	-203		
Buccal 4	116	5	251	-38	574	47		
Buccal 5	39	-73	198	-73	152	36		
Lingual 1	-137	-474	-302	-671	-349	-791		
Lingual 2	106	-61	141	-103	84	-26		
Lingual 3	153	-44	195	-116	273	-163		
Lingual 4	5	-45	222	-47	367	-135		
Lingual 5	28	-13	155	-25	196	-58		
Proximal 1	47	-65	73	-234	51	-261		
Proximal 2	104	-16	127	-14	87	-32		

+ tension, - compression

(psi)

Table 14. Stress value and locaion of the highest maximum principal stress in the bone around the neck of the implant in the four and five implant model.

Model	Load Cantilever length (mm)	9kg		15kg		21kg	
		Value (MPa)	Location	Value	Location	Value	Location
4-imp	5	0.5	B2	0.73	B2	1.08	B2
	10	1.03	B2	1.25	B2	2.34	B2
	15	2.07	B3	2.01	B2	2.34	B2
	20	2.06	B2	3.84	B3		
5-imp	5	0.72	L4	0.76	B2	1.05	L3
	10	0.63	B2	0.93	L3	1.73	B4
	15	0.83	B1	1.3	L3	3.96	B4
	20	1.02	L4	2.67	B2		

Table 15. Stress value and location of the lowest minimum principal stress in the bone around the neck of the implant in the four and five implant model.

Model	Load Cantilever length (mm)	9kg		15kg		21kg	
		Value (MPa)	Location	Value	Location	Value	Location
4-imp	5	-	L1	-1.03	L1	-1.4	L1
	10	1.09	L1	-2.27	L1	-1.91	L1
	15	-1.72	L1	-3.16	L1	-5.61	L1
	20	-2.54	L1	-5.74	L1		
5-imp	5	-2.72	L1	-3.32	L1	-3.27	L1
	10	-2.72	L1	-4.2	L1	-4.63	L1
	15	-2.97	L1	-5.07	L1	-5.45	L1
	20	-1.68	L1	-6.24	L1		

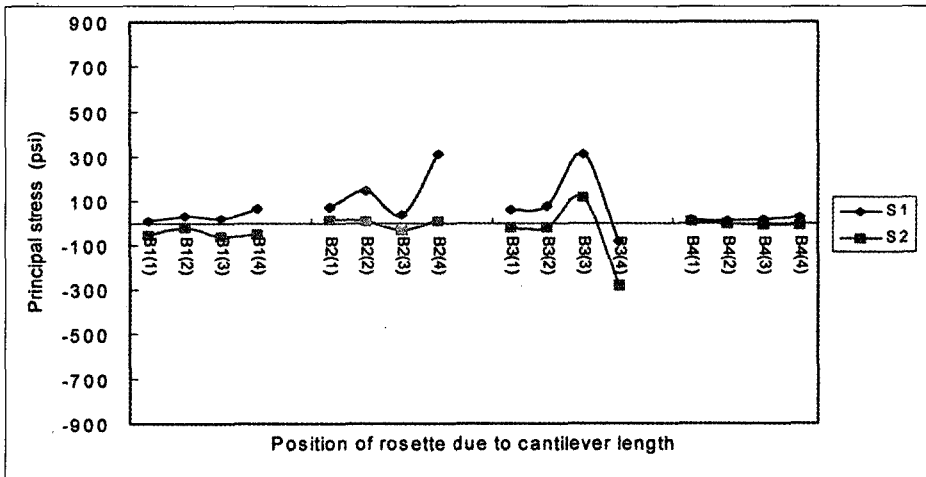


Fig 4. Principal stress in buccal side of 4-implant model (9kg loading)

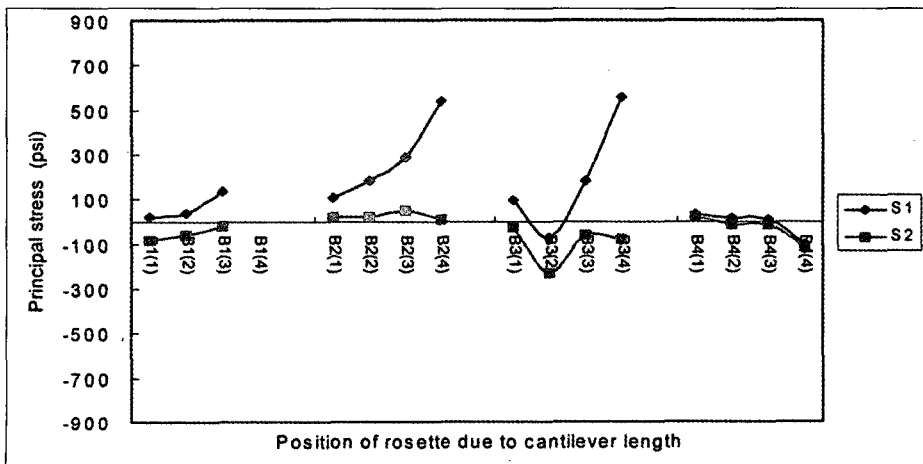


Fig 5. Principal stress in buccal side of 4-implant model (15kg loading)

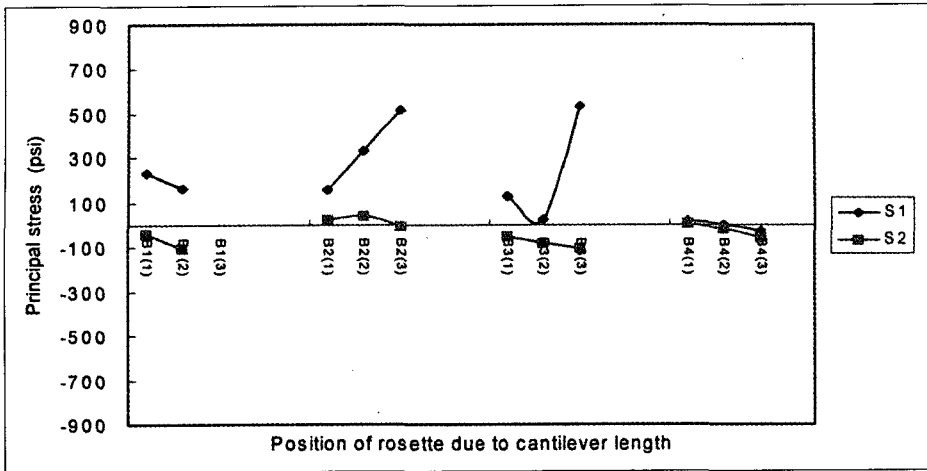


Fig 6. Principal stress in buccal side of 4-implant model (21kg loading)

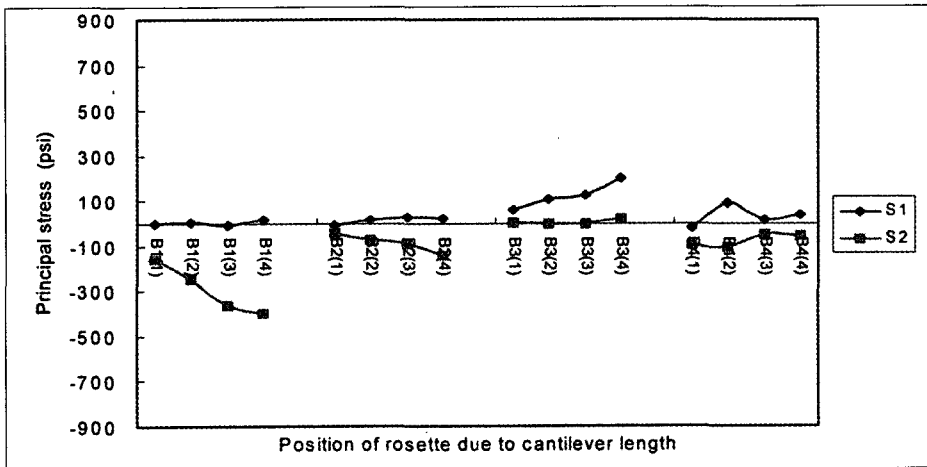


Fig 7. Principal stress in lingual side of 4-implant model (9kg loading)

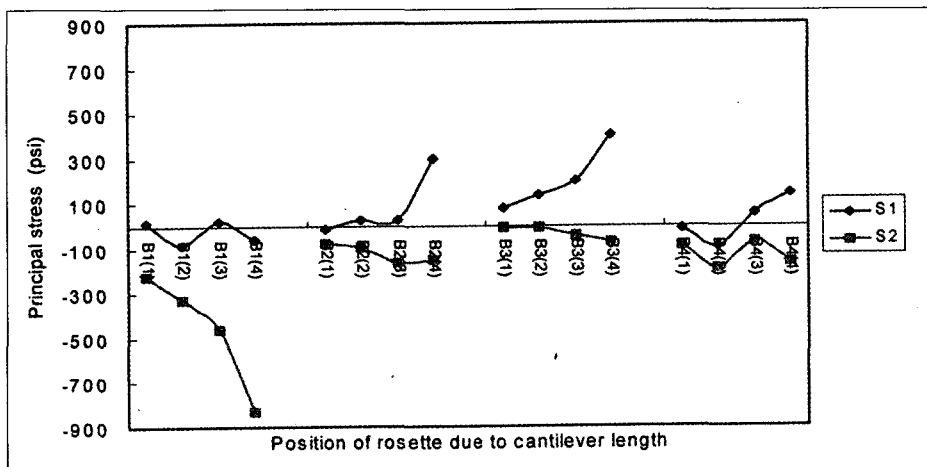


Fig 8. Principal stress in lingual side of 4-implant model (15kg loading)

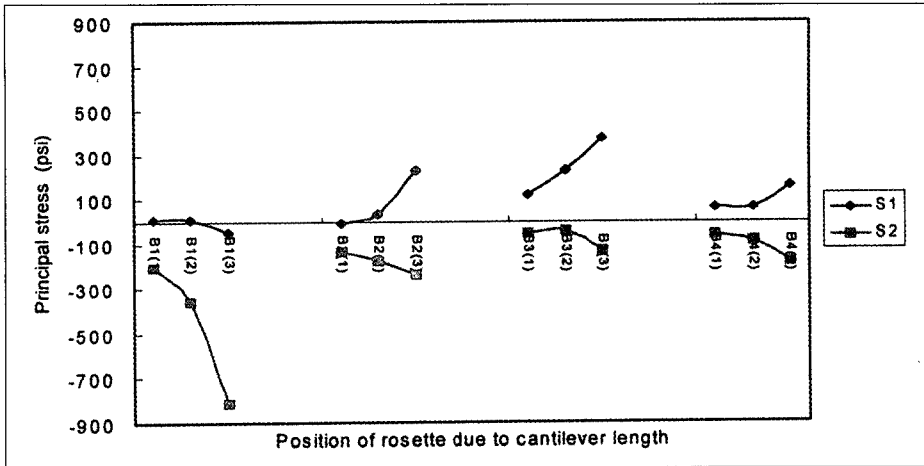


Fig 9. Principal stress in lingual side of 4-implant model (21kg loading)

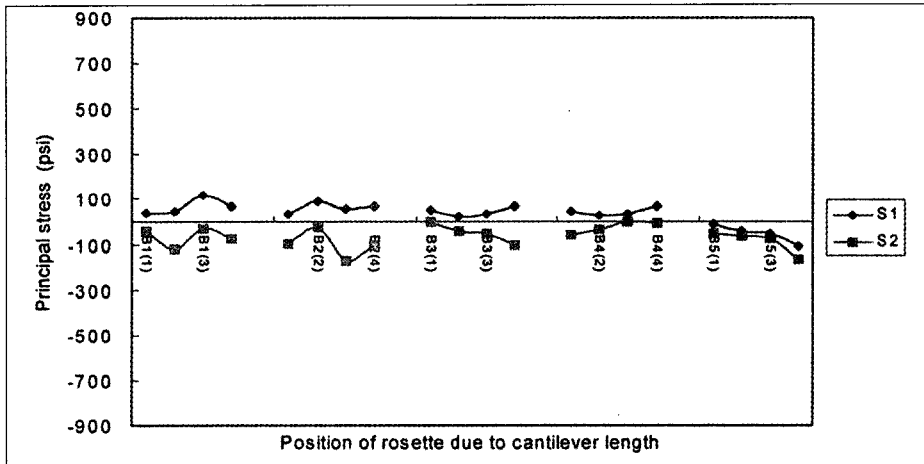


Fig 10. Principal stress in buccal side of 5-implant model (9kg loading)

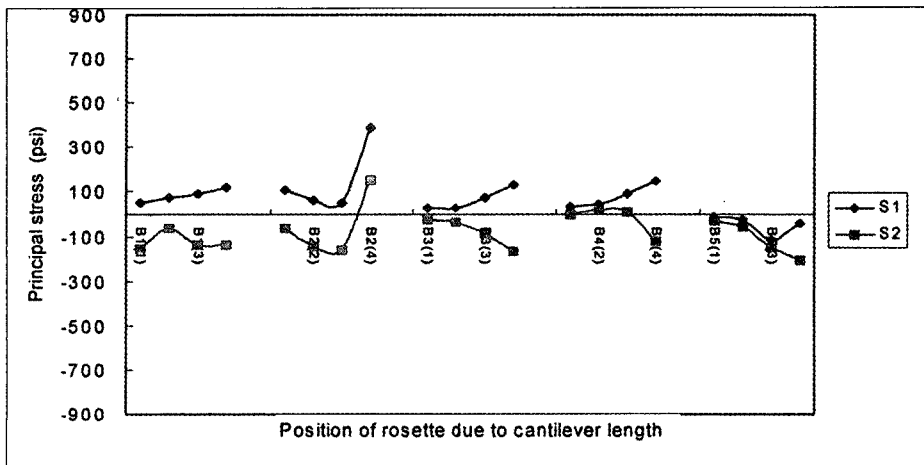


Fig 11. Principal stress in buccal side of 5-implant model (15kg loading)

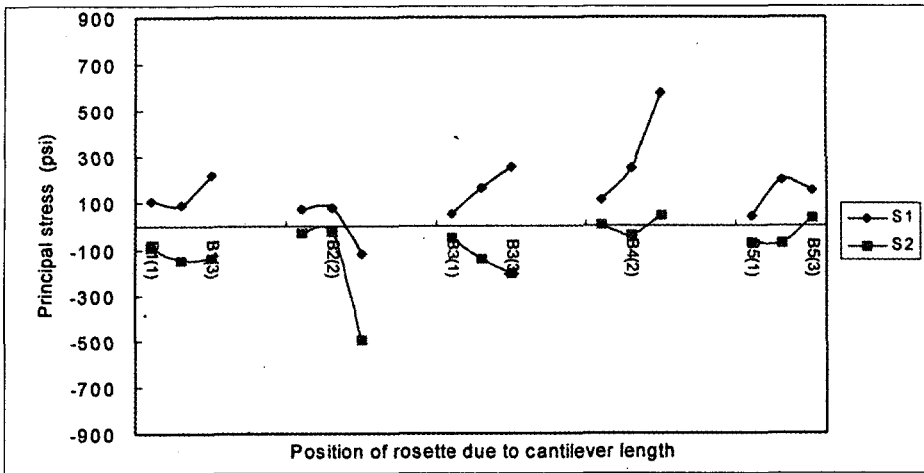


Fig 12. Principal stress in buccal side of 5-implant model (21kg loading)

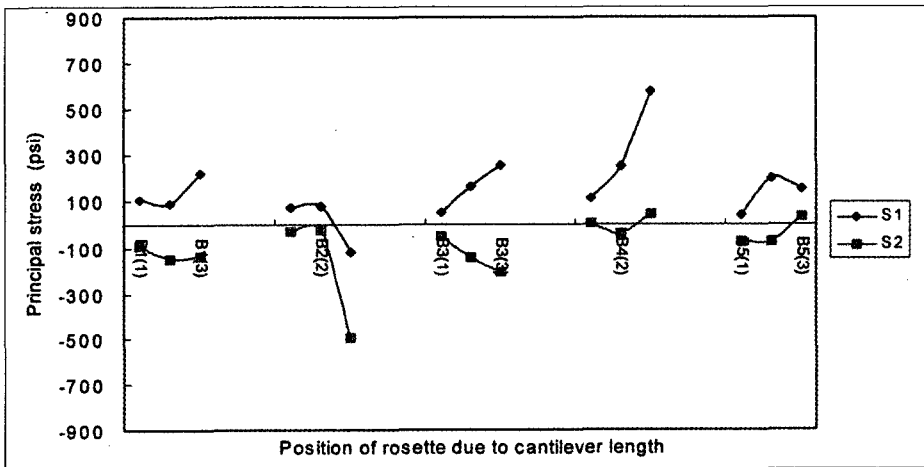


Fig 13. Principal stress in lingual side of 5-implant model (9kg loading)

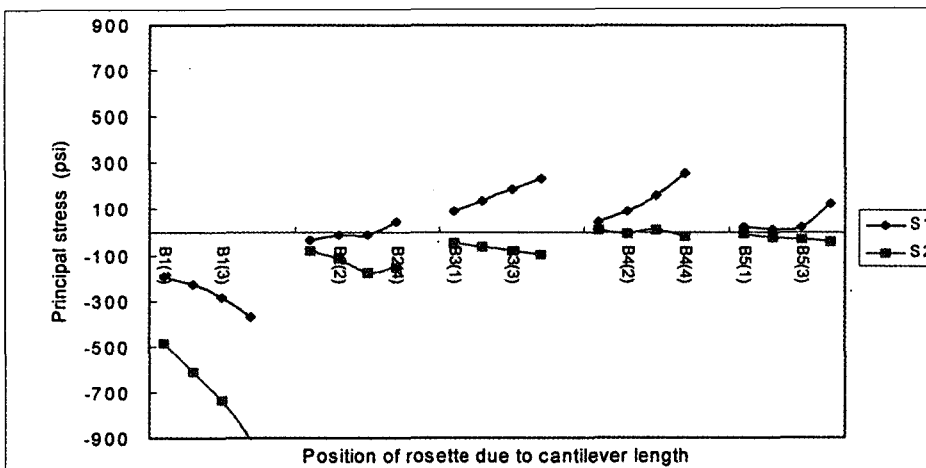


Fig 14. Principal stress in lingual side of 5-implant model (15kg loading)

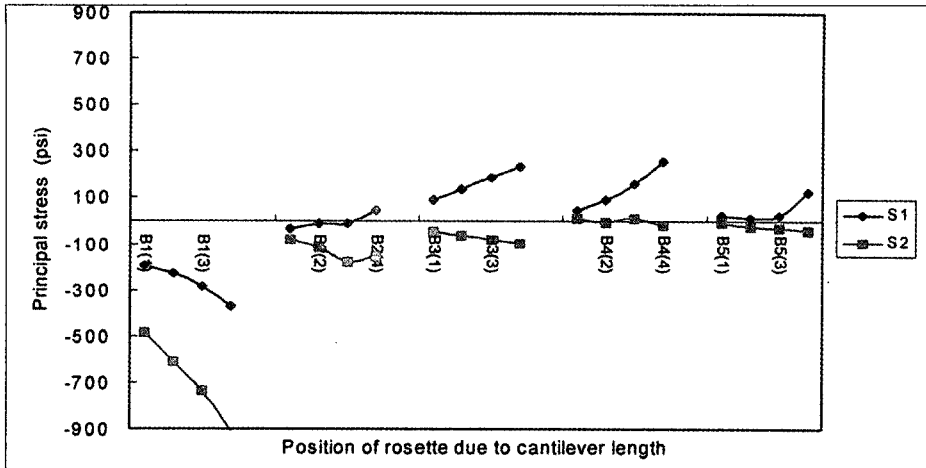


Fig 15. Principal stress in lingual side of 5-implant model (21kg loading)

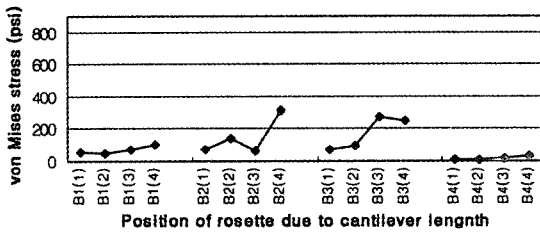


Fig 16. von Mises stress in buccal side of 4-implant model (9kg loading)

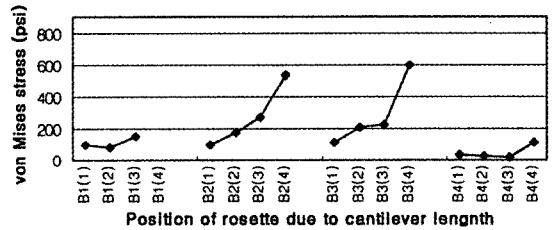


Fig 17. von Mises stress in buccal side of 4-implant model (15kg loading)

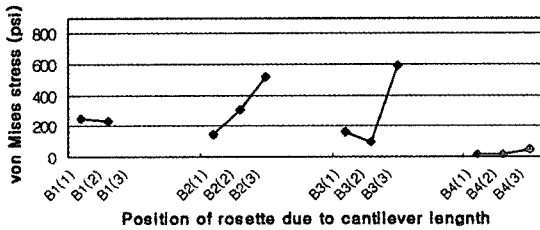


Fig 18. von Mises stress in buccal side of 4-implant model (21kg loading)

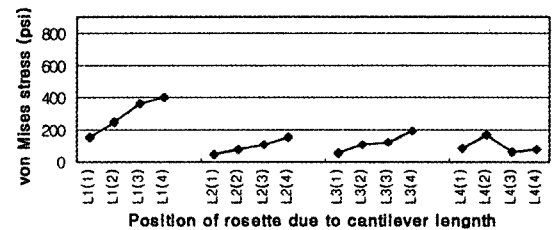


Fig 19. von Mises stress in lingual side of 4-implant model (9kg loading)

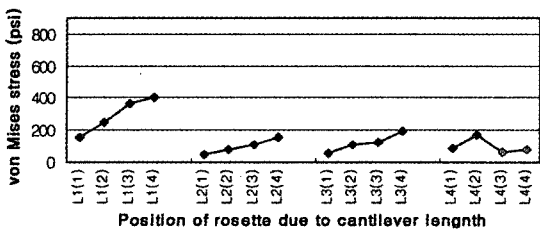


Fig 20. von Mises stress in lingual side of 4-implant model (15kg loading)

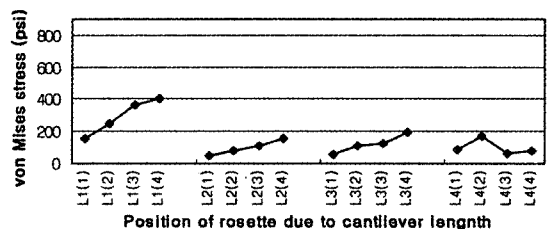


Fig 21. von Mises stress in lingual side of 4-implant model (21kg loading)

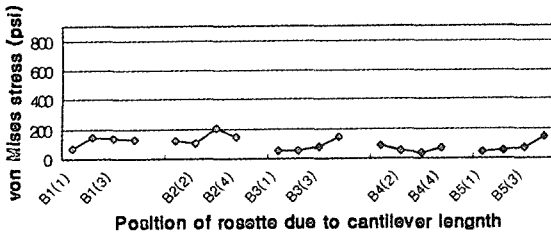


Fig 22. von Mises stress in buccal side of 5-implant model (9kg loading)

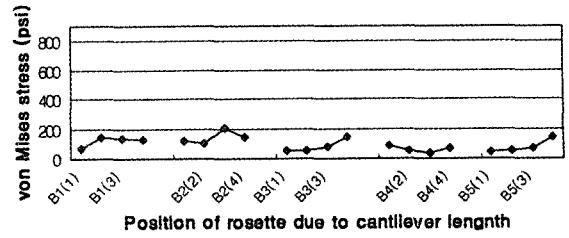


Fig 23. von Mises stress in buccal side of 5-implant model (15kg loading)

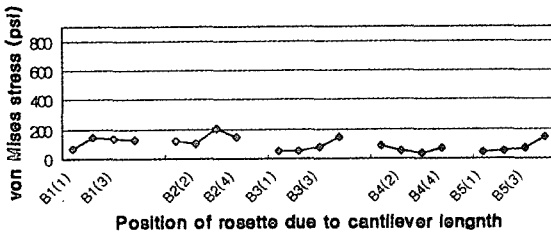


Fig 24. von Mises stress in buccal side of 5-implant model (21kg loading)

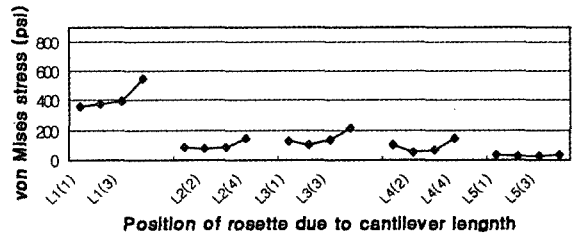


Fig 25. von Mises stress in lingual side of 5-implant model (9kg loading)

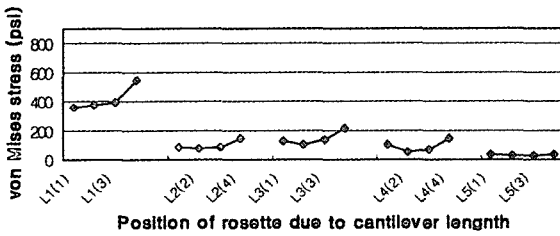


Fig 20. von Mises stress in lingual side of 4-implant model (15kg loading)

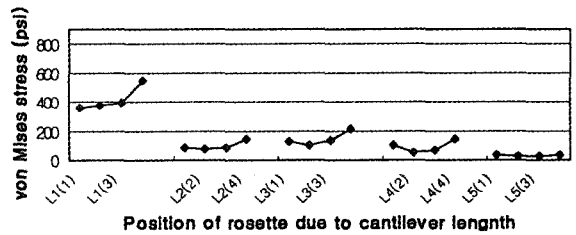


Fig 27. von Mises stress in lingual side of 5-implant model (21kg loading)

IV. 총괄 및 고찰

임플란트지지 고정성 보철물은 무치악 환자의 보철 수복방법으로 인정받고 있다⁵⁹⁻⁶¹⁾. 이 보철 수복 방법의 오랜 기간의 성공은 많은 부분 골조직과 임플란트간의 골유착의 유지에 의존한다^{62,63)}. 그런데 임플란트의 기능이 저작이나 구강주위의 근육에 의한 힘을 지지 골조직에 전달시키는 것이므로 임플란트에 가해진 하중은 결과적으로 지지조직내에서 응력으로 나타난다. 이 응력이 생체의 하중부담한계를 넘어서게 되면 임플란트와 골조직간의 결합의 파괴, 변연골의 흡수 등의 문제를 야기하므로 임플란트 보철물은 응력이 적절히 분산될 수 있도록

설계되어야 한다^{24,64-68)}. 그리고 이러한 하중의 분산과 관련하여 임플란트의 형태와 재료의 특성, 골과의 결합상태, 임플란트식립 위치 및 배열상태 등이 악골에서의 응력분산과 관련을 갖는 것으로 보고되고 있다^{13,14,21,34,69-73)}.

본 실험에서는 스트레인 게이지를 이용한 응력 분석방법을 사용하였고 스트레인 게이지로 rectangular rosette를 사용하였는데 이것은 3개의 각각 방향이 다른 그리드(grid)로 이루어져 있어 측정하려는 부위에 접착하여 스트레인을 측정하게 된다. 이 방법은 측정부위의 스트레인의 미세한 변화까지 알아볼 수 있으며 측정된 스트레인이 압축 또는 인장인지를 구분하고 주응력과 그 방향까지

지 알아볼 수 있는 장점이 있다. 각각의 스트레인 게이지는 임플란트 경부의 골조직의 응력변화에 대한 정보를 얻고자 골 표면에 부착시켰다. 스트레인 게이지의 위치는 선학의 연구⁷⁴⁻⁷⁶⁾의 결과에 따랐는데 그들은 골내 임플란트의 경부와 근단부에서 응력이 집중되었다고 하였다. 그러나 Meijer 등⁷⁷⁾의 골조직과 임플란트사이 결합이 완전하면 가장 큰 주응력은 임플란트경부 치조정부위에 나타났다는 보고를 참고하여 근단부에는 스트레인 게이지를 부착하지 않았다.

캔틸레버의 길이에 관하여 Bergman 등⁶⁹⁾은 5~6 개의 지대치 사용시 캔틸레버는 20mm를 초과해서는 안되며 지대치가 4개인 경우는 15mm를 넘어서면 안된다고 하였고 Rangert 등²⁴⁾에 의하면 하악은 15~20mm, 상악은 골질이 하악보다 약하기 때문에 10mm 이내가 적당하다고 하였다. 또한 Bidez 등⁶⁵⁾에 의하면 하악에 5개의 임플란트가 있을 때 전후 공간의 1~1.5 배로 캔틸레버의 연장을 추천하였고 상악은 불리한 골질로 인해 6~8 mm로 제한해야 한다고 했다. 그러나 하악 캔틸레버 길이는 Bränemark⁶⁶⁾ 이 임상적으로 하악은 최대 20mm까지 상악은 10mm까지 연장하는 것이 가능하다고 보고하였고, 또한 제1대구치와 제2대구치의 인공치 폭은 18~20mm, 제2소구치와 제1대구치의 폭은 15~16mm가 되는데 이는 캔틸레버 길이가 20 mm 또는 그 이상이 될 수 있으므로²⁸⁾ 본 실험에서도 캔틸레버의 길이를 20mm까지로 하였다.

캔틸레버 길이증가에 따른 완전 무치악 골유착성 임플란트 보철물의 응력분포 양상에 관한 많은 연구들이 있었다^{46,78-80)}. Hobo 등⁸⁾은 하중의 위치가 캔틸레버에서 임플란트로 갈수록 응력이 감소한다고 하였고, Rinaldi 등⁸¹⁾은 캔틸레버 길이에 직접 비례하여 굽힘이 발생된다고 하였고 Wang 등⁸¹⁾은 하중측 첫 번째 임플란트와 두 번째 임플란트에서 응력이 집중되었고 하중측 두 번째 임플란트에서는 압축응력이 발생하지 않았다고 하였다.

본 실험에서는 캔틸레버의 길이에 따른 응력의 변화 양상이 측정부위에 따라 다양하게 나타났다. 주응력이 가장 크게 나타난 부위, 즉 협측에서는 하중측에서 두 번째 임플란트, 설측에서 하중측 첫 번째 임플란트에서는 캔틸레버의 길이에 따라 주응력이 증가되었고 하중의 증가에 따라 증가되는

비율이 높았다. 특히 여러 부위에서 캔틸레버의 길이가 20mm 이었을 때 갑자기 주응력의 크기가 증가되는 것을 볼 수 있었다. 또한 이 변화는 최대 압축응력에서 상당히 컸고 최대 인장응력에서는 그 영향이 상대적으로 적었다. 그러나 비하중측에서는 캔틸레버의 길이변화에 따른 주응력의 변화가 크지 않았다. 이 결과는 van Zyl 등⁸²⁾의 연구에서 캔틸레버의 길이가 15mm를 넘으면 설측 치밀골판에서 상당한 응력이, 협측 치밀골판에서는 그보다 적지만 임플란트 보철물에 유해한 응력이 발생했다는 연구결과와 완전히 일치하지는 않는다. 그러나 Skalak method⁶⁸⁾의 10mm의 캔틸레버 길이의 증가와 감소가 각각 최대 인장응력을 41% 증가시키고 45% 감소시킨다고 하는 연구결과와는 비교될 수 있을 것이다.

Rangert 등⁸³⁾의 보고에 의하면 굽힘 모멘트(bending moment)의 효과는 더욱 극적인데 캔틸레버의 길이를 증가시키면 최원심 gold screw의 파손을 가져올 정도가 되기 때문이다. Patterson 등³⁸⁾도 최원심 screw의 제거시 최대 압축응력과 인장응력이 2배까지 증가하였고, 최원심 screw의 제거는 높은 굽힘 모멘트를 유발하여 인장응력의 증가로 중앙 지대주 screw의 파손 가능성을 높여준다고 하였다.

캔틸레버를 가지고 있는 임플란트지지 고정성 보철물에서 하중측의 인접 치조정 골조직은 과도한 응력을 받을 것이다. 비록 최대응력이 임플란트의 치관부에 가해지지만 임플란트의 다른 부분에서도 가해진 하중에 저항하는 역할을 할 것이다. 그러므로 보다 긴 임플란트의 사용이 지지골조직으로 힘을 전달시키는데 도움이 될 수 있다. 본 실험에서는 하악골을 모사하기 위하여 비교적 높은 탄성계수를 가진 레진을 사용하였다. 이 모형은 치밀골과 망상골을 구분하지 못하며 응력 집중이 증가할 수 있다. 그러나 본질적으로 응력의 위치는 변하지 않을 것이다.

형태학적 관점에서 인간의 악골은 매우 불규칙하고 임플란트와 상부 보철물의 조합은 매우 복잡한 형태와 관계를 보이기에 단순화된 모형으로 이를 완전히 또는 객관적으로 모사 반영하는 것은 불가능하다. 정적인 상태에서 사용된 실험방법과 공식은 하중의 분포를 알아보는데 불충분하고 임플

랜트 보철물, 악골의 결합은 정적으로는 결정될 수 없는 구조이기 때문이다³²⁾. 비록 모형상의 실험에서 관련 재료의 기계적 성질에 의거해 가정과 계산식을 사용해 정보를 얻고 있지만 이들 연구의 미흡한 점들은 생체나 모형에서의 직접적인 계측에 의해서만 극복될 수 있을 것이다.

본 실험의 결과는 Lindquist 등¹⁷⁾과 Quirynen 등¹⁸⁾의 실험 결과와 유사한데 이들은 임플란트 주위의 치조골의 소실이 과도한 교합력이나 캔틸레버의 길이 연장에 의한다고 말했다. 따라서 본 실험은 임상적인 의미를 가지는 것으로 생각된다. 본 실험에서 임플란트는 전방의 순면에서 후방의 이공 전방까지 악골모형의 외형을 따라 분산해서 배열하였다. 만일 임플란트를 전후방적인 분포 없이 일직선상으로 배열하였다면 캔틸레버의 영향은 더욱 크게 나타났을 것이다³⁴⁾.

임플란트 지지 보철물 제작시 상부구조물의 정확한 적합은 매우 중요한데 이는 임플란트의 여러 부위에 교합하중의 불균등한 분배와 회전력(torque)의 발생으로 임플란트 구성요소가 느슨해지고 파절되며 골조직 흡수를 유발하기 때문이다. 더욱이 자연치와는 달리 임플란트는 외력에 의해 이동하지 않으며 잘못된 보철치료에 의한 외력에 적응하여 위치를 변화시키지 못한다³⁵⁾. 임플란트 보철물에서 많은 오차가 발생하는 이유 중의 하나는 제작 과정에서 일반적으로 주조하여 만든 상부구조물이 완전히 수동적으로 적합되는 것은 불가능하기 때문이다³³⁾. 또한 기계적으로 연마된 어떠한 표면도 미세하게 보면 거친 부분이 있으며 두 면이 완벽하게 접촉할 수는 없기 때문이다. Klineberg와 Murray³⁶⁾는 상부구조물과 abutment 사이가 30 μm 보다 작은 경우 90%에서 별 이상이 없었다고 하였다. 이러한 틈은 육안으로는 판별할 수 없으며 결과적으로 겹으로 잘 맞게 보이는 상부구조물도 screw로 조이는 과정에서 뒤틀림과 변형이 올 수 있다. Millington과 Leung³⁷⁾은 광탄성 응력분석 실험에서 상부구조물과 abutment 사이가 6 μm 만 되어도 응력이 발생한다고 하였다. Brunski³⁸⁾는 상부구조물에 가해지는 하중은 일반적으로 개개의 임플란트에 가해지는 하중과 같지 않다고 하였다. 일반적으로 여러 개의 임플란트가 사용되므로 임플란트 사이의 하중 분배의 문제는 아직 완전히 풀

리지 않았다. Nobel Biocare사의 브로네막 임플란트는 주요 구성이 abutment screw와 gold screw의 2개의 screw로 연결된 복잡한 구조물이다. 어느 한 개의 screw를 조이면 screw 몸체에서 인장응력이 발생하게 된다³⁹⁾. 이 응력(preload)은 임플란트의 구성물을 서로 잡아당기면서 압축응력을 발생시킨다. 임플란트와 gold cylinder사이의 적합도가 완벽하다면 이 압축응력이 구성물 사이에 균일하게 분배될 것이다.

상부구조물의 수동적 적합을 임상적으로 검사하는 것은 매우 어려운데 이는 현재까지 이를 위한 객관적인 방법이 없기 때문이다. 현재의 추천방법은 한쪽 끝의 임플란트에 한 개의 gold screw를 조이고 나서 다른 임플란트의 gold cylinder와 지대주사이의 수직적 혹은 수평적 공간이 생기는지를 눈으로 관찰하여 상부구조물과 지대주의 적합성을 알아보는 것이다. 적합이 좋다고 생각되면 반대쪽 끝의 임플란트에서 gold screw를 조여보아 적합도를 판정한다³⁰⁾. Isa 등³¹⁾은 비록 상부구조물과 지대주사이 적합도가 우수하더라도 gold screw를 조일 때 상당한 양의 압축응력이 발생한다고 했고 이때 발생하는 힘은 균일하게 배분되지 않는다고 했다. 본 실험에서도 위의 임상적 방법에 따라 상부구조물의 적합도를 검사하였고, 응력의 영향을 방지하기 위해 screw를 조인 후에는 하중을 가하지 않은 상태에서 다시 balance unit의 각 채널당 수치를 0으로 조절하였다.

본 연구에서 가장 큰 최대 압축응력은 모든 경우에서 하중측 첫 번째 임플란트에서 측정되었으며 가장 큰 인장응력은 하중측 두 번째 임플란트에서 측정되었다. 이는 Rangert²⁴⁾의 연구결과와 같은 원리라고 할 수 있는데 Rangert는 캔틸레버의 길이가 a이고 임플란트간의 거리가 b인 보철물의 캔틸레버에 하중 p를 가하면 하중측에서 가장 가까운 임플란트는 $(1+a/b)p$ 의 압축력이 가해지고 하중측 두 번째 임플란트에서는 인장력이 가해진다고 하였다. 이와 같이 원심쪽의 캔틸레버에 가해지는 힘이 지렛대 제 1법칙의 작용을 하는 것으로 설명할 수 있다. 반대쪽 원심 임플란트에서 응력이 거의 발생하지 않는 것은 상부구조물이 정중선 부위에서 휘어진 것을 보여준다. 캔틸레버에 수직 하중을 가하면 임플란트는 원심으로 기울어지

지 않기 위해 상부구조물에 힘을 가한다. 여기에서 인장력은 임플란트의 각 요소를 분리시키려는 경향이 있어 기계적 실패에 더 큰 영향을 미치게 되는 반면 압축력은 보철물 각 부위를 압박하지만 정상적으로는 기계적 문제가 적다고 하였다.

본 연구에서 각 임플란트 주위 골조직에 나타나는 응력의 크기는 일반적으로 하중점에서 멀어질수록 감소했다. 이는 다음과 같이 해석할 수 있을 것이다. 임플란트 고정성 상부구조물에 가해진 하중은 일정양의 에너지 또는 일(work of deformation)을 하여 상부구조물은 변형되고 구부러진다. 변형을 일으키는 일과 결과적인 구부러짐은 상부구조물의 전 길이에 걸쳐 배분된다. 이 휘어짐의 정도는 하중점에서 거리가 증가할수록 감소한다. 상부구조물과 임플란트의 연속체의 탄성이 낮기 때문에 상부구조물의 휨은 임플란트의 변위를 유발한다. 이 임플란트의 변위는 상부구조물의 휘어짐, 전체 임플란트 시스템의 구성요소의 휘어짐에 대한 저항에 의존한다.

만약 과량의 변형(work)이 하중점 부근에서 소모된다면 에너지 전달이 급격히 감소하며 다음 임플란트주위에서의 골조직 응력이 감소한다. 즉 임플란트 지지 캔틸레버 상부구조물에서 압축응력이 첫 번째 임플란트보다 두 번째 임플란트에서 응력이 급격하게 감소하는 이유이다. 초기에 많은 변형과 응력은 캔틸레버가 없는, 원심부까지 지지되는 상부구조물에 의하여 감소될 수 있다. 적절한 임플란트간의 거리 즉 보다 많은 수의 임플란트를 악골에 분산 배열하면 발생된 변형을 하중측에서 소모시켜 반대측에서는 변형과 응력이 거의 없게 된다²³⁾.

골조직과 임플란트사이의 변형의 분포는 지지 임플란트간의 거리나 상부구조물의 설계에만 의존하는 것은 아니다. 다른 중요한 응력 영향 요소로는 재료의 성질(elastic modulus, 골조직의 질)과 그들의 관성 모멘트(moment of inertia I) 등이다. 한 환자에 있어 상부구조물의 가능한 기하학적 형태의 변화의 범위는 매우 작으므로 상부구조물의 강도에서 가장 중요한 요소는 재료의 성질이다. 탄성 계수가 낮은 합금으로 제작한 상부구조물(하중측에서의 많은 변형, 유발된 변형일의 많은 소모)은 기하학적인 관점에서 보면 견고한 합금을 사용한

상부구조물보다 하중측에서 골조직과 임플란트사이에서 많은 응력이 발생됨을 예견할 수 있다. 반대로 비하중측에서는 연한 합금을 사용하였을 때 응력이 감소할 것이다. 특히 캔틸레버 상부구조물의 휘어짐에 대한 저항이 감소해 하중측 임플란트에서 과하중이 부과될 위험이 많아진다²³⁾.

본 연구는 임플란트의 근심과 원심에 분포한 응력이 설측과 협측에 분포한 응력의 크기보다 현저히 작다는 것을 보여준다. 이 결과는 Clelland 등²³⁾의 결과와 일치한다. 이는 아마도 인간의 하악골에서 협측과 설측의 치밀골판의 두께가 얇다는 것으로 설명할 수 있을 것이다.

4-임플란트 모형과 5-임플란트 모형에서의 응력은 전체적으로 보았을 때 5-임플란트 모형에서 응력이 적었다. 4-임플란트 모형에서는 하중측 두 번째 임플란트와 세 번째의 임플란트에서 인장응력이 크게 나타났으며 이는 캔틸레버 부위의 하중에 저항하는 인장력을 중앙 2개의 임플란트에서 분담하는 것으로 볼 수 있다. 이와 달리 5-임플란트 모형에서는 7kg 하중 시에 하중측에서 네 번째의 임플란트에서도 인장력이 상당히 증가하였는데 이는 하중측의 힘에 대한 반작용적인 힘을 전방 3개의 임플란트에서 분담하는 것으로 볼 수 있다. 양등 92)은 4개의 임플란트와 6개의 임플란트가 식립된 경우를 비교하여 4개의 임플란트를 심은 경우 임플란트간격이 멀기 때문에 상부보철물의 휨강성이 떨어져서 변형은 커지고 지지점의 반력은 감소되는 반면에 6개의 임플란트를 심은 경우 임플란트의 간격이 감소하여 상부 보철물의 휨강성이 증가되어 변형은 줄어들고 지지점의 반력이 증가되어 6개의 임플란트를 식립한 경우 응력 분산면에서 유리하다고 하였다.

이상의 연구결과 임플란트지지 고정성 보철물에서 캔틸레버의 위치나 길이, 그리고 임플란트의 수에 따른 응력분포 양상과 하중의 영향에 따른 변화를 관찰할 수 있었으나 이에 보완하여 실증에 의한 적절한 생체 실험 방법을 개발할 필요가 있으리라고 사료된다.

V. 결 론

하악 무치악에 4개 또는 5개의 임플란트를 매식

하고 고정성 금 합금 상부구조물을 제작한 다음 스트레인 게이지를 부착하고 각각의 캔틸레버길이에 따라 9, 15, 21kg의 수직하중을 가하고 스트레인을 측정하여 주응력을 분석한 결과 아래와 같은 결론을 얻었다.

1. 캔틸레버의 길이가 증가함에 따라 임플란트 지지 조직에 나타나는 응력은 증가하였으며 또한 하중이 커질수록 응력이 증가되는 비율이 높았다.
2. 4 개의 임플란트를 매식한 경우 하중측으로부터 두 번째 임플란트의 협측에서 인장 응력이 크게 나타났으며 첫 번째 임플란트의 설측에서 압축 응력이 크게 나타났다.
3. 5 개의 임플란트를 매식한 경우 두 번째 임플란트의 협측과 세 번째 임플란트의 설측에서 인장 응력이 크게 나타났고 첫 번째 임플란트의 설측에서 압축 응력이 크게 나타났다.
4. 비하중측 최후방 임플란트에서는 캔틸레버의 길이나 하중의 증가에 따른 응력의 변화가 거의 없었다.
5. 일반적으로 5개의 임플란트를 매식한 경우에 4 개의 임플란트를 매식한 경우보다 응력이 감소했으며 캔틸레버 길이 변화에 따른 영향이 적었다.

참고문헌

1. Adell R, Lekholm U, Röcker B, Brånemark PI. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int j Oral Surg* 1981;6:387-416
2. Sertgoz A, G vner 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;76:165-169
3. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of detention. *Acta Odontol Scand* 1977;35:297-298
4. Howell AH, Maaly RS. An electronic strain gauge for measuring oral forces. *J Dent Res* 1984;27:705-712
5. Adell R. Clinical results of osseointegrated im-

- plants supporting fixed prosthesis in edentulous jaws. *J Prosthet Dent* 1983;50:251-254
6. De Boever JA, McCall WD, Holden S, Ash MM. Functional occlusal forces: An investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 1978;40:326-333
7. Ericsson I, Lekholm U, Br nemark PI, Lindhe J, Glantz PO, Nyman S. A clinical evaluation of fixed bridge restorations supported by the titanium implants. *J Clin Periodontol* 1986;13:307-312
8. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegrated and occlusal rehabilitation. Chicago, Quintessence Publ. Co., 1989.
9. Mathews MF, Breeding LC, Dixon DL, Aquioino SA. The effect of connector design on cement retention in an implant and natural tissue supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1991;65:822-827
10. Pugh JW, Rose RM, Radin RL. Elastic and viscoelastic Properties of trabecular bone: dependence on structure. *J Biomech.* 1973;6:475-485
11. Van Steenberghe D. A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixture supporting fixed partial prosthesis in the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1989;61:217-223
12. Akpınar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. *Quintessence Int* 1996;27:11-17
13. 고훈주, 정재현. 골유착성 임플란트 보철 수복 시 자연 지대치와의 유무에 따른 유한요소 법 적 분석. *대한치과보철학회지* 1991;29:147-159
14. 김동원, 김영수. 골유착성 보철에 관한 삼차원 유한요소 분석적 연구. *대한치과 보철학회지* 1991;29:167-213
15. 이돈오, 정재현, 조규중. 악궁의 만곡도 및 임플란트 위치에 따른 삼차원적 유한 요소 응력

- 분석. 구강생물학연구지 1994;18:59-103
16. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Alternative materials for three edentulous implant. *J Prosthet Dent* 1989;61:717-722
 17. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patient treated with mandibular fixed tissue-integrated prosthesis. *J Prosthet Dent* 1988;59:59-63
 18. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Br nemark system. *Clin Oral Implant Res* 1992;3:104-11
 19. Lundgren D, Laurell L, Falk H, Bergendal T. Occlusal force pattern during mastication in dentitions with mandibular fixed partial dentures supported on osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1987;58:197-203.
 20. Haroldson T, Carlsson GE. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res* 1977;85:200
 21. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6:391-398
 22. Arthur MR, Steven AA, Peter SL, Jeffrey SR, Thomas ES. Evaluation of strain terminal abutment sit of a fixed mandibular implant prosthesis clearing cantilever loading. *J Prosthet Dent* 1993;2:93-102
 23. Benzing UR, Gall H. and Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:188-198
 24. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Br nemark implants. *Int J Oral Maxillofac Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-7
 25. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto Study. Part II: The prosthetic results. *J Prosthet Dent* 1989; 64:53-61
 26. Chapman RJ. Principles of occlusion for implant prostheses: Guidelines for position, timing and force of occlusal contacts. *Quintessence Int* 1989;20:473 -480
 27. Taylor TD. Fixed implant rehabilitation for the edentulous maxilla *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:329-337
 28. Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996;76:158-164
 29. Br nemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses osseo- integration in clinical dentistry. Chicago:Quintessence Publishing Co Inc. 1985:128.
 30. English C. The Critical AP spread. *The Implant Society*. March/April, 2-3.
 31. Osier JF. Biomechanical load analysis of cantilever implant systems. *J Oral Implantol* 1991;17:40-47
 32. Skalak R. Aspects of Biomechanical considerations. In: Br nemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, eds. Tissue integrated prosthesis. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago, Quintessence Publishing Co. 1985:117-128
 33. Falk H, Laurell L, Lungren D. Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implant-supported fixed cantilever prostheses occluded with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:277-83
 34. Lundgren D, Falk H, Laurell L. Influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentitions with implant supported fixed prosthesis occluding with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:277-83
 35. Henderson D, Blevins WR, Wesley RC, Seward T. The cantilever type of posterior fixed partial dentures: A laboratory study. *J Prosthet Dent* 1970;24:47-67
 36. Davis DM, Zarb GA, Chao YL. Studies on

- frameworks for osseointegrated prosthesis. Part 1, The effect of varying the number of supporting abutments. In *J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:197-201
37. Feffario V, Sforza C. Biomechanical module of the human mandible-A hypothesis involving stabilizing activity of the superior belly of lateral pterygoid muscle. *J Prosthet Dent* 1992;68:829-835
 38. Patterson EA, Burguete RL, Thoi H, Richard BJ. Distribution of load in an oral prosthesis system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:552-560
 39. McGlumphy EA. A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. *J Prosthet Dent* 1989;62:586
 40. McGlumphy EA, Robinsonn DM, Mendel DA. Implant superstructures: A comparison of ultimate failure force. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:35
 41. 이능수, 이효용 수중 골내 임플란트의 보철수복물에 가해진 응력 분산에 관한 광탄성학적 연구. *대한치과의사협회지* 1987;25:1145
 42. Meijer HJA, Starmans FJM, Bosman F, Steen WHA. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil* 1993;20:147-157
 43. Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F. Location of implants in the interforaminal region of the mandible and consequences for the design of the superstructure. *J Oral Rehabil* 1994;21:47-56
 44. Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F. Loading condition of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. *J Oral Rehabil* 1996;23:757-763
 45. Lozada JL, Abbate MF, Pizzarello FA, James RA. Comparative three-dimensional analysis of two finite-element endosseous implant designs. *J Oral Implantsol* 1994;20: 315-321
 46. Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997;10:19-27
 47. Holmes DC, Haganman CR, Aquilino SA. Deflection of superstructure and stress concentration in the IMZ implant system. *Int J Prosthodont* 1994;7:239-246
 48. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutment for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:541-548
 49. Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jorneus L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: A comparative pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:413-417
 50. Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz PO. The influence of superstructure connection on implant preload. A methodological and clinical study. *Clin Oral Impl Res*. 1996;7:55-63
 51. Wang S, Hobkirk JA. Load distribution on implants with a cantilevered superstructure: An in vitro pilot study. *Implant Dent* 1996;5:36-42
 52. El Charkawi HG, El Wakad MT. Effect of splinting of load distribution of extracoronary attachment with distal extension prosthesis in vitro. *J Prosthet Dent* 1996;76:315-20
 53. Glantz PO, Stafford GD. Recovery of some acrylic resins after repeated loading. *Swedish Dent Journal* 1973;66:137-142
 54. Glantz PO, Stradman E, Svensson SA, Randow K. On strain in some fixed mandibular reconstructions II. *Acta Odontologica Scandinavica* 1984;42:269-276
 55. Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Randow K, Linden U, Hulten J. On clinical loading of osseointegrated implants. *Clinical Oral Implants Research* 1993;3:99-105
 56. Ichikawa T, Horiuchi M, Wigiato R,

- Matsumoto N. In vitro study of mandibular implant-retained overdentures: The influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue. *Int J Prosthodont* 1996;9:394-399
57. Uysal H, Iplikcioglu H, Gunduz O, Kural O. Efficacy of the intramobile connector in implant tooth-supported fixed prosthesis: an experimental stress analysis. *Int J Prosthodont* 1996;9:353-361
58. Yamashita J, Shiozawa I, Takuda K. A comparison of in vivo strain with posterior fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1997;7:250-5
60. Minsley GE, Koth DL. Practical implant prosthodontics In: McKinney RV Jr, ed. Endosteal dental implants. St. Louis, MO: Mosby-Year Book 1991:375-387
61. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol* 1988;5:287-296
62. Albrektsson T, Jansson T, Leholm U. Osseointegrated dental implants. *Den Clin North Am* 1986;30:151-174
63. Lemons JE, Bidez MK. Endosteal implant biomaterials and biomechanics. In: McKinney RV Jr, ed. Endosteal dental implants. St. Louis, MO: Mosby-Year Book 1991:27-36
64. Van Rossen IP, Braak LH, de Putter C, de Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent* 1990;64:198-205
65. Bidez MW, Chen Y, McLoughlin SW, English CE. Finite element analysis of four-abutment hader bar designs. *Implant Dentistry* 1993;171-176
66. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410
67. Ow RK, Ho KH. Retrieval of the residual element in an osseointegrated implant system. *J Prosthet Dent*. 1992;68:83-95
68. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prosthesis. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-848
69. Bergman B. Evaluation of results of treatment with osseointegrated implants by the Swedish National Board of Health and Welfare. *J Prosthet Dent* 1983;50:114-120
70. Bouchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983;62: 155-159
71. Cook SD, Weinstein AM, Klivitter JJ. A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J Dent Res* 1982;61:25
72. David MD. The role of implant in the treatment of edentulous patients *Int J Prosthodont* 1990;3:42-49
73. Davis DM, Rimrott R, Zarb GA. Studies on frameworks for osseointegrated prosthesis, Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:275-280
74. Kinni ME, Hokama SN, Caputo AA. Force transfer by osseointegrated implant devices. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:11-4
75. Rieger MR, Mayerberry M, Bross MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:671-6
76. Tesk JA, Widera O. Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. *J Biomed Mater Res* 1973;7:251-61
77. Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Auchs oral Bio* 1993;38:491-496
78. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992;68:96-102
79. Meijer HJA, Starmans FJM, Sreen WHA,

- Bosman F. A three dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 1994;7:271-279
80. White SN, Caputo AA. Effect of cantilever length on stress transfer by implant supported prostheses. *J Prosthet Dent* 1994;71:493-499
81. Rinaldi AW, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:671-676
82. Van Zyl, P.P., Grundling, N.L., Jooste, C.H., Terblanche, E. Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implant for stress analysis of mandibular cantilever prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:51-57
83. Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical aspects of a Br nemark implant connected to natural tooth: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6: 177-186
84. Bedez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry basic concepts and principles *J Oral Implantol* 1992;18:264-274
85. Adell R. Tissue integrated prosthesis in clinical dentistry. *Int Dent J* 1985;35: 259-265
86. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J* 1985;28:63-69
87. Millington ND, Leung T. Stress on an implant superstructure in relation to its accuracy of fit. *J Dent Res* 1992;71:529
88. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mats* 1992;10:153-201
89. Leung T, Hobkirk JA, Kelleway J. Errors in the preparation of master casts for implants stabilized prostheses. *J Dent Res* 1991;70:686
90. Jemt, T Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prosthesis supported by Br nemark implants in edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:270-276
91. Isa Zakiah M, Hobkirk John A. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units. *Eur I Prosthodont Rest Dent* 1995;6:247-253
92. 양순익, 정재현. 골유착 고정성 보철물 하에서 하중조건에 따른 삼차원 유한요소법적 분석. *대한치과보철학회지* 1995;33:780-804

ABSTRACT

EFFECT OF CANTILEVER LENGTH AND LOAD ON STRESS DISTRIBUTION OF FIXED IMPLANT-SUPPORTED PROSTHESES

Yen-Sup Tae, Wha-Young Lee, Hye-Won Cho

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University

The purpose of this study was to evaluate the effect of cantilever length, load, and implant number on the stress distribution of implant supported fixed prosthesis.

In the replica of an edentulous human mandible, four or five implants were placed and spaced evenly between the mental foramina and symmetrical gold alloy cast superstructures with cantilever were fabricated. Strain gauges were placed in buccal and lingual side of implants. 9, 15, 21kg of loads at varying cantilever lengths were applied to the occlusal surface of fixed prostheses. The strains were recorded from each gauge and principal stresses were calculated

The results were as follows :

1. Increasing the length of the cantilever increased the stresses on the bone supporting implants, and the ratio of increase became high as increasing the load.
2. In the model with four implants, the highest compressive stress was measured on lingual side of the first implants nearest loading point and the highest tensile stress was measured on buccal side of the second implants.
3. In the model with five implants, the highest compressive stress was measured on lingual side of the first implants nearest loading point. And the highest tensile stress was measured on buccal side of the second implants, and lingual side of the third implants.
4. There was no significant change of the magnitude of stress on the most distal implant of non cantilevered side as increasing the cantilever length or load.
5. In general, the superstructure supported by five implants reduced the stress and was less affected by cantilever length compared to the support provided by four implants.