

지대주와 금속 실린더의 종류가 보철물의 적합도 및 preload에 미치는 영향

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

하점임 · 정희열 · 김유리 · 조혜원

I. 서 론

자연치 상실에 따른 결손부의 심미적, 기능적 회복을 위하여 Brånemark이 소개한 임플란트 술식은 생체 적합성이 우수하고 장기간의 임상 연구에서 그 성공률이 높아, 완전 무치악이나 부분 무치악은 물론 단일치 결손 환자의 치료에도 점차 많이 이용되고 있다.¹⁻⁷⁾

임플란트를 매식했을 때 골계면과의 사이에 골유착이 이루어져야 함은 물론, 상부구조물에 대한 생역학적인 고려가 있어야 골유착을 유지하면서 장기간 기능할 수 있다.⁸⁻¹⁰⁾ 임플란트에 의해 지지되는 보철물에서 중요한 것은 지대주와 보철물의 연결부에서 수동적인 적합(passive fitting)이 이루어져야 하는 것이다.¹¹⁻¹⁴⁾ Klineberg와 Murray¹⁵⁾는 이 계면에서 30 μm 이상의 부적합이 지대주 접합면의 10% 이상에 있으면 수동적인 적합이 불가능하다고 하였다. Millington과 Leung¹⁶⁾은 표준형 지대주와 실린더 사이의 부적합도가 6 μm 만 되어도 상부구조물에 응력이 발생하고 40 μm 가 되면 응력이 급속도로 증가했으며, 55 μm 이상에서는 더 이상 나사로 조여도 틈이 없어지지 않았다고 보고하였다. 반면 Yanase 등¹⁷⁾은 임플란트와 보철물간에는 최대 150 μm 의 간극을 허용할 수 있다고 하였다.

임플란트 지지 보철물의 적합도에 관한 연구로 Dellow 등¹⁸⁾은 주사 전자현미경을 이용하여 여러 임플란트 시스템에서 각 구성부 사이의 적합도를 조사하였고, Jemt¹⁹⁾는 3-D photogrammetric tech-

nique로 보철물의 적합도와 임플란트 주위 골 조직의 변화를 측정하였으며, Cheshire와 Hobkirk²⁰⁾은 인상재를 이용하여 적합도를 판정하였고, Jansen 등²¹⁾은 *E-coli*를 침투시킨 후 미세 누출도를 측정하여 적합도를 비교하였다. May 등²²⁾은 임플란트와 지대주 사이, 지대주와 금속실린더 사이의 정확한 연결부를 평가하기 위해 Periotest[®]를 사용하였고, Byrne 등²³⁾은 지대주의 주조 전과 후의 적합도를 절단 표본을 만들어 현미경 상에서 비교 연구한 바 있다.

부정확한 상부 구조물을 무리하게 임플란트에 적합시키면 지대주나, 금속 구조물, 그리고 금나사가 느슨해지거나 파절될 수 있다.^{24,25)} 또한 응력이 증가하면 골조직의 미세 파절, 변연 허혈(marginal ischemia), 골유착의 상실 등을 일으킬 수 있다.^{8,26)}

상부 구조물의 수동적 결합을 측정하기 위해 스트레인 게이지를 이용한 임플란트 상부 구조물의 생역학에 관한 연구가 활발히 진행중이다.²⁷⁻²⁹⁾

임플란트지지 보철물의 장기 성공률에 영향을 미치는 요인 중의 하나로 나사의 풀림(screw loosening)이나 파절을 들 수 있다. Zarb와 Schmitt³⁰⁾는 46명의 무치악 환자를 치료했을 때 가장 많은 문제가 나사가 파절되는 것이라고 하였고, Jemt³¹⁾는 373명의 무치악 환자에게 391개의 보철물을 장착한 바, 상악 보철물의 42%, 하악 보철물의 27%가 장착 2주 후의 관찰에서 금 나사가 풀렸다고 보고했다. Tolman과 Laney³²⁾는 407악에서 가장 많은 후유증이 금 나사나 지대주 나사의 파절이었다고 보고했다.

나사의 풀림은 상부 보철물의 적합도와 토오크 고정에 의한 예하중(preload)의 영향을 받으며, 연결부를 고정할 때 적절한 예하중에 미치지 못하게 되면 교합압을 받았을 때 나사가 풀리거나 실패할 확률이 높아진다. Rangert 등³³⁾은 지대주와 금 실린더 사이의 연결에 있어 예하중의 중요성에 대해 언급하였고, 예하중을 가하였을 때의 응력 발생 정도를 연구한 바 있다. Isa 등³⁴⁾과 Smedberg 등³⁵⁾은 표준형 지대주의 축력과 휨 모멘트를 비교 연구했으며, Carr 등³⁶⁾은 보철물 제작과정에 따른 예하중을 계측하였다. 보철물의 제작 과정에서 플라스틱 패턴을 사용하거나 기가공된 금 실린더(premachined gold cylinder)를 사용하는 경우에, 실린더의 내면이 주조 후에 변형되거나 경도가 낮아지는 경우가 많다. 이같은 실린더 표면의 변화는 나사를 조이는 반응 토오크의 50%가 이 부위에서 발생하기 때문에 예하중에 큰 영향을 미친다.³⁶⁾ 그러나 간극의 정도에 따라 발생하는 예하중의 차이나 임플란트 주위 지지조직에 대한 응력 분산에 어느 정도의 차이가 발생하는지에 대해서는 잘 알려져 있지 않고 있다.

이에 저자는 기가공된 금 실린더와 새로 개발된 플라스틱 실린더의 주조 전과 주조 후에 지대주와의 계면에서의 적합도를 계측하고, 토오크 조절기로 가해진 예하중을 스트레인 게이지를 이용하여 측정 비교하였으며, 동시에 여러 가지 지대주와 실린더가 임플란트 고정체의 지지조직에 야기하는 응력 양상을 연구하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

1. 시편제작

1) 실험 모형의 제작

파라핀 왁스를 이용하여 무치악 하악골을 복제하고, 기성 레진 치아를 사용하여 왁스모형에 6전치를 배열한 다음 구치부에 양측성 부분 무치악 상태를 형성하였다. 좌측 부분 무치악 부위에 3개의 Brånemark 임플란트 고정체 (3.75×10mm Nobel Biocare, Sweden)를 10mm 간격으로 매식하였다. 고정체는 그 장축이 모형 기저부에 수직으로, 임플란트 상부 1 mm가 모형 상방에 위치하도록 매식하였다. 스퀘어 인상용 코핑 (Squared impression coping, Nobel Biocare, Sweden)을 고정체에 연결하고, 스트레인 게이지 로켓은 고정체의 협, 설 2 mm 부위에 매식되도록 위치를 지정하여, 스트레인 게이지와 고정체를 연결하는 레진 플레이트를 만들었다. 실리콘 인상재(Zerosil, Dreve-dentamid gmbh, Germany)를 이용하여 음형을 제작하고, 고정체와 스트레인 게이지를 음형 내에 고정한 다음 광탄성 레진(PL-2, Measurement group, Raleigh, USA)을 제조업체의 지시에 따라 혼합 주입하여 모형을 제작하였다.

비교적 광학적 응력 감도 수치가 높은 PL-2 레진을 경화제와 1:1로 계량한 후 음형과 함께 전기로에서 90°F까지 예열하였다. 레진과 경화제를 혼합하여 중합 반응이 일어나면서 125°F에 도달했을 때, 음형에 기포가 생기지 않도록 서서히 주입하고 상온에서 24시간 경화시켰다.

Table I. Materials used in this study

	Brand name	Manufacturer
Photoelastic resin	PL-2	Measurement, USA
Fixture	SDCA 001-0	Nobel, Biocare, Sweden
Standard abutment	SDCA 005	Nobel, Biocare, Sweden
Gold cylinder	DCA 072	Nobel, Biocare, Sweden
Gold Screw	DCA 074	Nobel, Biocare, Sweden
Gold UCLA abutment	GCR 200	AVANA, Korea
Plastic abutment	PSR 200	AVANA, Korea
Plastic cylinder	SPS 100	AVANA, Korea

또한 각 구성부 사이의 적합도를 판정하기 위해, 먼저 고정체를 써베이어를 이용하여 직립상태로 레진 베이스(Ortho-jet™ Acrylic, Lang dental MFG. Inc., USA)에 고정하고, 하부에는 자석을 부착하였다.

2) 실험군의 분류

지대주와 실린더의 종류에 따른 적합도와 토오크 고정 시 발생하는 스트레인을 비교하기 위한 실험군은 아래와 같다. 먼저 표준형 지대주 상에서 금 실린더와 플라스틱 실린더의 차이를 비교하고, 다음으로 표준형 지대주와 Gold UCLA 지대주, 및 플라스틱 UCLA 지대주를 비교하였다(Table II, III).

3) 스트레인 게이지의 부착

본 연구에 사용한 스트레인 게이지는 두 가지로 고정체 주위 지지조직에는 rectangular rosette (KFG-1-120-D17-11 LIMS, Kyowa, Japan)을 Fig. 1와 같이 광탄성 레진 모형 속에 포매하였고, 실린더 균을 비교할 지대주에 일축의 linear strain gauge (KFR-02N-120-C1-23, Kyowa, Japan) 3개를 같은 높이에서 120° 간격으로 접촉제 (M-Bond 200, Measurement group, Raleigh, USA)를 이용하여 부착하였다(Fig. 2). 스트레인 게이지의 도선은 strain balance unit (SB-10, Measurement group, Raleigh, USA)와 strain indicator (P-3500,

Table II . Experimental groups with different cylinders

Groups		Number
1	Premachined gold cylinder before casting	6
2	Premachined gold cylinder after casting	6
3	Plastic cylinder after casting	6

Table III . Experimental groups with different abutments

Groups		Number
SA	Standard abutment	6
GU1	Gold UCLA abutment before casting	6
GU2	Gold UCLA abutment after casting	6
PA	Plastic UCLA abutment after casting	6

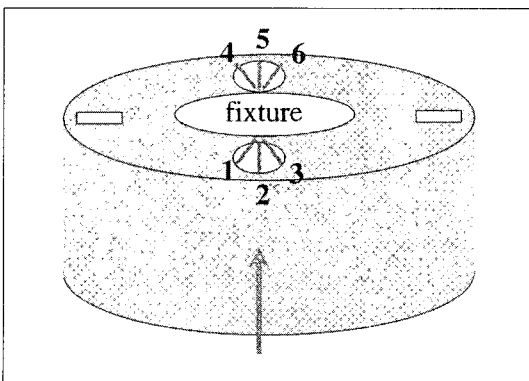


Fig. 1. Position of rosette gauges adjacent to the implant fixture

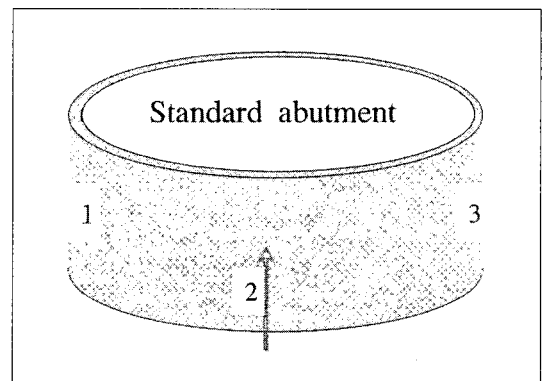


Fig. 2. Position of 3 linear strain gauges on the standard abutment

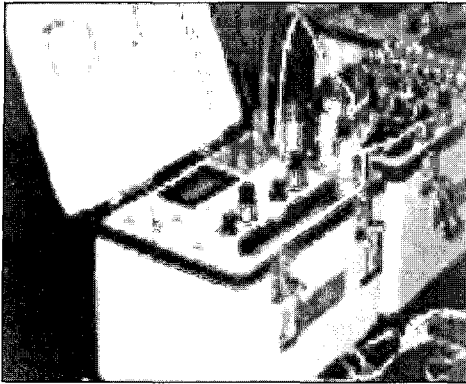


Fig. 3. Strain indicator (p-3500) and balance unit (SB-10)

Measurement group, Raleigh, USA)에 연결하였다 (Fig. 3).

4) 실린더와 지대주의 제작

상부 보철물을 제작하기 위해 인상용 코핑을 이용해 만든 아날로그 모형에 5.5 mm 표준형 지대주 (SDCA 005, Nobel Biocare, Sweden)를 연결하고, 높이 4 mm의 금 실린더(DCA 072, Nobel Biocare, Sweden)와 플라스틱 실린더(SPS 100, AVANA, Korea)를 이용하여 납형을 제작하였다. 상부 보철물은 Au 68.5%, Pt 9%, Ag 11%으로 구성된 제 4형 금합금(Alpha-dent, Seoul, Korea)으로 주조하여 보철물을 제작하였다. 지대주 실험군에서는 표준형 지대주와 Gold UCLA 지대주(GCR 200, AVANA, Korea) 및 플라스틱 지대주(PSR 200, AVANA, Korea)를 이용하여 납형을 제작하고 제 4형 금합금으로 주조하여 보철물을 제작하였다(Table III).

5) 토오크 고정

적합도를 측정하거나 스트레인을 측정할 때 금 실린더와 플라스틱 실린더를 주조한 경우에는 표준형 지대주에 금 나사로 고정 시 먼저 손으로 드라이버를 이용해 고정한 다음, 10 Ncm의 토오크를 토오크 조절기(Torque controller, Nobel Biocare, Sweden)로 가해 고정하였다. 지대주는 표준형 지대주와 Gold UCLA 지대주 및 플라스틱 지대주를 주조한 경우에 모두 고정체 상에 고정하고 20 Ncm의 토오크를 가하였다.

2. 적합도의 측정

고정체 상에 표준형 지대주를 연결하고 미세경도계(MXT 70, Matsuzawa, Japan)를 이용하여 금 실린더는 주조하기 전과 후에, 플라스틱 실린더는 주조한 후에 지대주와 실린더 계면에서 0.001 mm의 정확도로 적합도를 측정하였다 (Fig. 4). 각 시편마다 6 부위에서 측정하여 실험군당 총 36 개의 측정치를 구하였다. 지대주 군에서도 같은 방법으로 Gold UCLA 지대주는 주조하기 전과 주조한 후에 적합도를 측정하였고, 플라스틱 UCLA 지대주는 주조한 후에 20 Ncm의 토오크 고정하고 각각 6 부위에서 적합도를 측정하였다.

3. 스트레인의 측정

고정체에 토오크 조절기로 20 Ncm 토오크가 작용 되도록 각 지대주를 고정한 후, 삼축 로젯트 게이지를 통해 고정체 지지조직에 발생하는 스트레인을 측정했다. 주조하기 전과 후의 Gold UCLA 지대주, 주조 후의 플라스틱 UCLA 지대주에 발생하는 응력을 기록하였다.

동시에 표준형 지대주에 접촉한 단축 게이지를 통해 각각의 실린더 즉, 주조 전과 후의 금 실린더, 주조 후의 플라스틱 실린더를 연결하고, 10 Ncm의 토오크를 가하여 5 분 후에 발생하는 스트레인을 측정하였다. 측정 횟수는 각 시편 당 3회로 하였고, 측정 간격은 스트레인의 회복을 고려하여 10 분 간격으로 하였다.

4. 응력의 계산

1) 실린더 고정시 표준형 지대주에 가해지는 축력(axial load)의 계산

각 지대주에 가해지는 축력은, 세 개의 스트레인 게이지에서 얻은 스트레인 값을 이용해 공식 (1)에 의거 계산하였다.

$$L = EA/3 \times (\epsilon_1 + \epsilon_2 + \epsilon_3) \quad (1)$$

L: axial load

E: Elastic modulus

A: Cross-section area

$\epsilon_1, \epsilon_2, \epsilon_3$: strain data

Ⅲ. 결 과

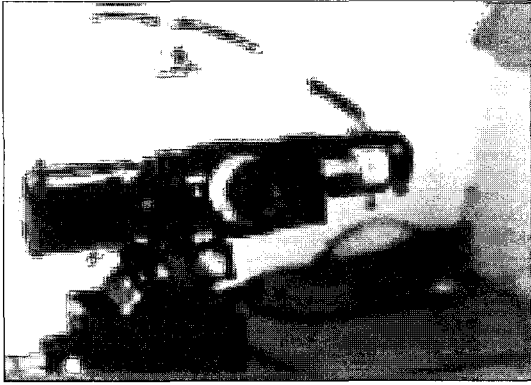


Fig. 4. Measuring system in the microhardness tester

2) 고정체 지지조직에 나타나는 응력의 계산

고정체 주위 지지조직에 발생하는 주응력을 계산하기 위해, 먼저 각 로젯트에서 3 방향의 스트레인($\epsilon_1, \epsilon_2, \epsilon_3$)을 측정하고, 식(2)에 의하여 최대 주스트레인(ϵ_p)과 최소주스트레인(ϵ_q)을 계산하였다.

만일 검사하려는 재료가 구성에 있어 균일하고 기계적 성질이 어떤 방향에서도 같은 성질을 유지하며 응력이 스트레인에 비례하는 선형 관계로 가정하면, Hook의 법칙을 이용하여 아래와 같이 주 스트레인을 주응력으로 전환할 수 있다. 위의 식을 대수적으로 변환하면 식(3)에 의해 세 방향의 스트레인으로부터 직접 주응력(σ_p, σ_q)을 구할 수 있다.

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

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

5. 통계처리

각 군의 적합도와 스트레인을 계측하고 평균치와 표준 편차를 구하였으며, 스트레인으로부터 지대주에 대한 축력과 지지조직에 대한 주응력을 산출하여 이를 Oneway ANOVA(일원배치 분산분석법)와 Sheffe test로 검증하였다.

1. 실린더 군

1) 적합도

지대주와 금 실린더 계면에서의 적합도를 측정된 결과 평균 간극과 표준편차는 Table IV와 Fig. 5 과 같다. 제 1 군인 주조 전의 금 실린더는 지대주와의 계면에서 평균 $13.98 \mu\text{m}$ 의 적합도를 보여 가장 우수하였고, 주조 후의 금 실린더는 $17.14 \mu\text{m}$, 주조 후의 플라스틱 실린더는 $27.63 \mu\text{m}$ 의 순으로 나타났다. 통계적 검증 시 금 실린더는 주조 전과 주조 후 적합도 사이에 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 주조 전과 후의 금 실린더와 주조 후의 플라스틱 실린더 사이에는 모두 통계학적으로 유의한 차이를 나타내었으며, 플라스틱 실린더를 주조한 경우에 가장 적합도가 불량한 것으로 나타났다(Table IV, V, Fig. 5).

2) 표준형 지대주에 가해지는 축력

표준형 지대주에 각 실린더를 연결하고, 10 Ncm으로 고정하여 지대주에 발생하는 스트레인을 측정 한 결과, 제 1 군에서는 -653 N , 제 2 군에서는 -536 N , 제 3 군에서는 -454 N 으로 제 1 군에서 가장 높은 축력이 발생하여 금 실린더의 고정에 유리한 경향을 보였다(Table VI, VII, Fig. 6).

또한 세 개의 게이지에 각각 나타나는 스트레인의 양상을 비교해보면, 제 1군인 금 실린더를 주조하기 전의 경우, 첫 번째 게이지에서는 $-461 \mu\text{E}$ 이었고, 두 번째 게이지에서는 $-373 \mu\text{E}$, 세 번째 게이지에서는 $-371 \mu\text{E}$ 으로 세 게이지에서 비교적 안정적이었다. 제 2군인 금 실린더를 주조한 후의 지대주에 발생하는 스트레인은 첫 번째 게이지에서는 $-334 \mu\text{E}$, 두 번째 게이지에서는 $-259 \mu\text{E}$, 세 번째 게이지에서는 $-397 \mu\text{E}$ 로 약간 고르지 못한 양상을 보였다. 제 3군인 주조후의 플라스틱 실린더 군에서는 첫 번째 게이지에서 $-312 \mu\text{E}$, 두 번째 게이지에서 $-116 \mu\text{E}$, 세 번째 게이지에서는 $-408 \mu\text{E}$ 로 매우 불안정한 양상을 보였다(Fig. 7).

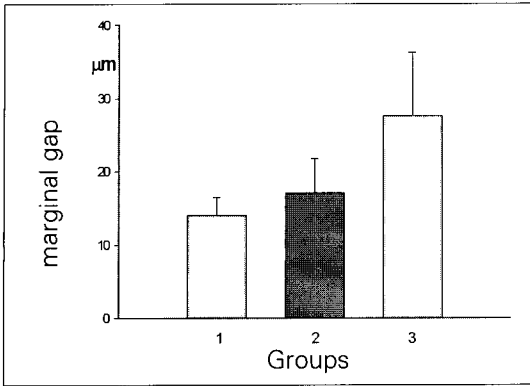


Fig. 5. Marginal gap between the cylinder and the standard abutment.

Table IV. Marginal gap between the gold cylinder and the standard abutment (μm)

Groups	Mean	SD
1	13.98	2.49
2	17.14	4.64
3	27.63	8.64

Table V. Difference in the marginal gap between the cylinder and the standard abutment

Groups	1	2
2	NS	
3	*	*

NS = not significant ($P > 0.05$).

* $P < 0.05$

Table VI. Axial stress(preload) in different cylinders on the standard abutment(N)

Groups	Mean	SD
1	-653	94.35
2	-536	41.48
3	-454	62.76

(-) Compression stress

Table VII. Strain values of different gauges on the standard abutment. ($\mu\epsilon$)

Groups	A	B	C
1	-461	-373	-371
2	-334	-259	-397
3	-312	-116	-408

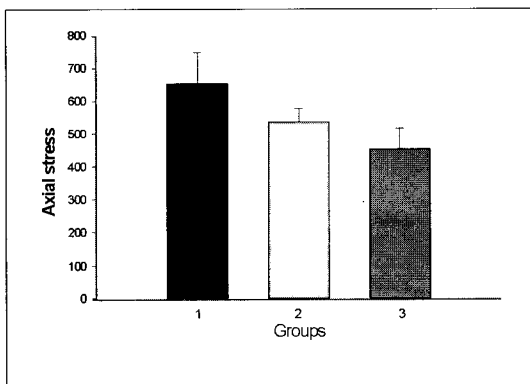


Fig. 6. Axial stress(preload) in different cylinders on the standard abutment (N)

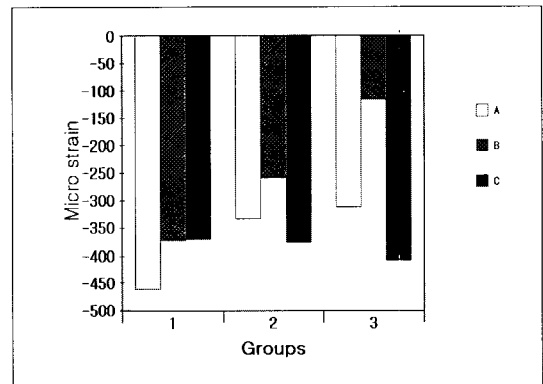


Fig. 7. Strain values of different gauges on the standard abutment

2. 지대주군

1) 적합도

지대주와 고정체 사이의 간극은 주조하기 전의

Gold UCLA 지대주에서 24.68 μm 로 가장 적었고, 주조 후의 Gold UCLA 지대주는 27.30 μm 이었으며, 플라스틱 지대주로 주조한 경우에는 37.32 μm 로 간극이 증가했다. 통계적 검증 시 주조 전과 후의 UCLA 지

대주 사이에는 통계학적인 유의차가 없었으나, GU1 군과 PA군, 혹은 GU2군과 PA군 사이에는 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(Table VIII, IX, Fig. 8).

2) 지대주에 따른 주응력의 변화

지대주를 20 Ncm으로 고정했을 때, 고정체 주위 지지조직에 발생하는 최대 주응력은 표준형 지대주에서 104.5 psi, 주조 전의 Gold UCLA 지대주는 90.7 psi, 주조 후의 Gold UCLA 지대주는 83.9 psi, 주조후 플라스틱에는 60.3 psi를 나타냈으며, 지대주의 종류에 관계없이 모두 인장 응력을 나타냈다.

최소 주응력은 표준형 지대주에서 -56.2 psi, 주조 전의 Gold UCLA 지대주는 -87.2 psi, 주조후의 Gold UCLA 지대주는 -40.1 psi를 나타냈으며 플라스틱 지대주를 주조한 경우에는 -36.0 psi를 나타냈

다. 최소 주응력의 변화도 각 지대주에 관계가 없었으며 모두 압축 응력을 나타냈으며 생리적인 한계 내에서 응력이 발생했다(Table X, Fig. 9).

Table IX. Comparison of marginal gap with different abutment

Group	GU1	GU2
GU2	NS	
PA	*	*

* P < 0.05, NS = not significant (P > 0.05).

Table VIII. Marginal gap between the abutment and fixture (μm)

Groups	Mean	SD
GU1	24.68	5.39
GU2	27.30	4.57
PA	37.32	11.01

GU1: Gold UCLA abutment before casting
 GU2: Gold UCLA abutment after casting
 PA : Plastic UCLA abutment after casting

Table X. Principal stresses around the fixture with different abutment (p.s.i)

Groups	σ_1	σ_2
SA	104.5	-56.2
GU1	90.7	-87.2
GU2	83.9	-40.1
PA	60.3	-36.0

SA : Standard abutment
 GU1: Gold UCLA abutment before casting
 GU2: Gold UCLA abutment after casting
 PA : Plastic UCLA abutment after casting

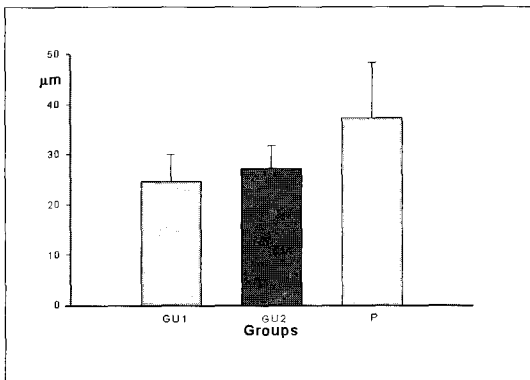


Fig. 8. Marginal gap between the abutment and the fixture (μm)

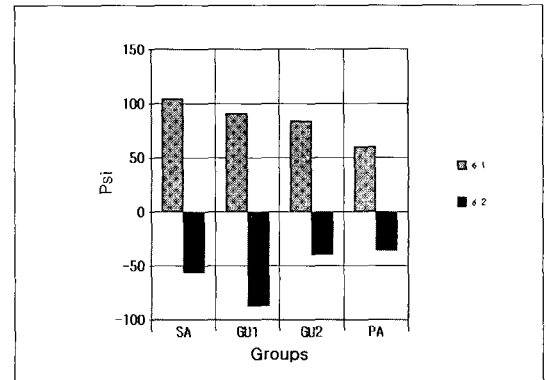


Fig. 9. Principal stresses around the fixture with different abutments

IV. 고 찰

임플란트에 관한 연구는 초기에는 주로 골 유착 여부에 관심이 집중되어 임플란트의 형태와 설계, 재료에 따른 영향, 또는 치주조직과 골 조직에 관련된 제반 문제점에 대한 연구가 이루어져 왔다.³⁷⁾ 최근에는 치과 임플란트의 적용 범위가 넓어지고 여러 가지 임플란트 시스템이 개발되어 이용되면서 보철물을 위한 상부구조물도 다양한 형태와 재료로 보급되고 있다. 이에 따라 임플란트의 실패에 대한 보고도 증가하고 있으며 지대주 나사와 금 나사의 풀림이나 파절, 고정체나 상부 보철물의 파절, 구강 청결 위생의 용이성, 기능상의 문제, 골흡수 정도와 양태 등에 대한 문제점이 지적되고 있다.^{38,39)} 이중 가장 보편적인 문제점은 임플란트에 보철물을 연결하는 지대 나사(abutment screw)와 금 나사(gold screw)의 풀림 현상이다.⁴⁰⁻⁵²⁾ 이러한 나사 풀림의 원인으로는 부적절한 교합,⁴⁰⁾ 나사 고정 시 예하중의 부족,⁴⁷⁾ 임플란트와 지대주 혹은 지대주와 금 실린더 사이에서의 부적합으로 인한 인장력⁴³⁾ 등이 있다.

나사 풀림으로 나사에 외력이 가해지면 예하중을 상실하고 나사의 조임력이 감소한다. 이로 인해 지지 조직에 위해 작용을 가져올 수 있고, 피로현상으로 나사가 파절되면 골유착에 악영향을 줄 수 있다. 1994년 Laney 등⁴⁸⁾은 단일치아 임플란트에 대한 3년간의 연구에 의하면 가장 큰 문제점은 지대 나사의 풀림현상이었다고 보고하였고, Hass 등⁴⁹⁾은 76 개의 임플란트 중 12개의 보철물에서 나사 풀림을 보고하였으며, Dixon 등⁴²⁾은 임플란트 설계에 따른 나사 풀림 현상을 비교하였다. 이러한 나사 풀림 현상을 방지하기 위한 방법으로는 각 구성부 사이의 접촉면의 정확도를 높여 수동적 적합성을 높이거나^{2,51)} 임플란트의 수를 증가시키고, 교합간섭을 제거하고 교합 면적을 축소하여, 교합력을 조절하는 방법⁴⁶⁾, 그리고 토오크 조절기를 이용하여 고정력을 증가하는 방법, washer 등을 이용하는 공학적 방법⁵²⁾ 을 쓴다.

이러한 나사 풀림을 방지하기 위한 여러 방법 중에서 본 연구는 지대주와 고정체 사이, 혹은 지대주와 금 실린더 사이 접촉면에서의 정확도와 전기 토오크 조절기를 이용한 예하중에 초점을 맞추어 연구하였다.

먼저 접촉면 사이의 정확도에서는 기가공된 금 실린더와 플라스틱 실린더의 주조 전과 주조 후에 지

대주와의 계면에서의 적합도를 계측하였다. Bränemark 고정체에 표준형 지대주를 연결한 후, 기가공된 금 실린더와 새로 개발된 플라스틱 실린더를 이용하여 제 IV 형 금합금으로 보철물을 제작하고, 주조 전과 주조 후에 간극을 미세 경도계로 측정 비교하였다. 금 나사를 이용하여 지대주에 금 실린더를 10 Ncm의 토오크를 가하여 고정한 후 적합도를 측정된 결과, Table IV에서 보는 바와 같이 주조 전의 금 실린더는 13.98 μm , 주조 후의 금 실린더는 17.14 μm 의 간극을 나타내었으며, 플라스틱 실린더를 주조한 경우에는 27.63 μm 로 나타났다. 통계적 검증시 금 실린더는 주조 전과 주조 후에 적합도 면에서 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 플라스틱 실린더는 주조 전과 주조 후의 금실린더보다 통계적으로 유의하게 낮은 적합도를 나타내었다.

또한 고정체에 지대주를 20 Ncm의 토오크를 가하여 고정한 후 고정체와 지대주 사이의 적합도를 측정된 결과 Table VIII과 같이 주조하기 전의 금 UCLA 지대주에서 24.68 μm 로 가장 우수했고, 주조 후의 금 UCLA 지대주는 27.30 μm 이었으며, 플라스틱 지대주로 주조한 경우에는 37.32 μm 로 간극이 증가하였다. 통계적 검증시 주조 전과 후의 금 UCLA 지대주 사이에는 유의 차가 없었으나, UCLA 지대주와 플라스틱 패턴을 이용해 주조한 지대주는 통계학적 유의 차가 있는 것으로 나타났다. Binon 등^{53,54)}과 정 등⁵⁵⁾은 Steri-Oss 시스템의 고정체와 지대주 사이의 간극을 주사 전자 현미경을 이용하여 측정된 연구한 결과, Binon 등^{53,54)}은 2.4-2.6 μm 의 간극을 보였다고 하였고 정 등⁵⁵⁾은 플라스틱 실린더에서 9.67 μm , 기가공된 금 실린더를 이용하여 주조한 지대주를 연결한 경우에는 5.47 μm 였다고 보고하였는데 본 연구의 결과와는 수치상에서 많은 차이가 있었다. 이는 본 연구에서는 20 Ncm의 토오크를 준 반면 Binon은 30 Ncm의 토오크를 주었기 때문에 차이가 있는 것으로 사료되며, 또한 임플란트 시스템의 종류와 측정부위 및 측정 방법에 의해서도 차이가 나타나는 것으로 사료된다. 그러나 기가공된 금 실린더와 지대주가 플라스틱 패턴을 주조해 만든 실린더나 지대주보다 적합도 면에서 유리한 점은 일치하였다. Hurson⁵⁶⁾은 플라스틱 패턴을 이용한 보철물은 기가공된 금 실린더보다 저급하며 좋은 적합을 얻기 위해서는 금 지대주를 사용해야 한다고 권고하였다. 또한 Byrne 등

²³⁾은 지대주와 임플란트 고정체 사이의 적합도에 관한 연구에서 지대주와 임플란트 간의 수직 간극은 36-86 μm 이라 하였으며, 본 연구에서와 동일하게 플라스틱 패턴을 이용하여 주조한 경우가 기가공된 금 실린더를 이용하는 경우보다 고정체와 지대치 적합에서 더 큰 수직변위가 나타남을 보고하였다.

Jansen 등²¹⁾은 지대주와 임플란트 사이에서 간극이 생기는 것은 기술적인 면에서 피할 수 없으며 이러한 간극에 대한 인식을 임플란트 제조업자나 임상가들 대부분이 등한시하고 있으나 이 간극에 박테리아가 침투하거나 서식하여 임플란트 주위 연조직에 염증 반응을 야기할 수 있다 하였다. 또한 Klineberg와 Murray¹⁵⁾는 상부 구조물과 지대주 사이가 30 μm 보다 작은 경우 90%에서 별 이상이 없었다고 하였다. 그러나 이번 실험에서 확인된 바와 같이 플라스틱 패턴을 이용해 제작한 지대주는 30 μm 이상의 부적합을 보이므로 주의가 필요할 것이다.

상부 구조물의 수동적 적합 여부를 판별하기 위해 스트레인 게이지를 이용한 생역학적 연구로, Setz 등²⁹⁾은 스트레인 게이지를 이용한 응력 측정 연구에서 바를 고정하는 지대주에 압축력과 인장력이 발생함을 보고하였고, Falk 등²⁸⁾과 Benzing 등²⁷⁾은 고정성 보철물에 스트레인 게이지를 직접 부착하여 각 구성부에서의 생역학에 대해 연구하였다. 1993년 Clelland⁵⁷⁾은 angled abutment에서 스트레인 게이지와 광탄성분석법을 이용하여 각도의 증가에 따른 응력의 변화를 연구했고, 1995년 Patterson 등⁵⁸⁾은 고정성 보철물에 대한 캔틸레버의 효과를 보기 위해 직접 임플란트 지대주에 스트레인 게이지를 부착해 측정 연구했다. 1996년 Ichikawa 등⁵⁹⁾은 임플란트 지지 오버덴처에서 어태치먼트의 종류에 따른 응력의 변화를 연구한 바 있고, 1997년 Uysal 등⁶⁰⁾은 자연치와 IMZ 임플란트 사이의 연결시 IME의 효과를 스트레인 게이지로 연구한 바 있으며, Yamashita 등⁶¹⁾도 고정성 국소치에 스트레인 게이지를 연결해 하중 부위에 따른 응력의 변화를 연구했다. 또한 Assif⁶²⁾는 주모형에서 만든 상부구조물에 스트레인 게이지를 부착한 후 3가지 인상법을 사용하여 채득한 모형들의 정확성을 응력값에 의해 측정하였다. 모형 상에서 임플란트 상부 구조물이 수동적 적합을 하더라도 구강 내에 장착하면 잘 맞지 않는 경우가 종종 있다. 그러한 단점을 보완하기 위해 구강 내에서 직접 정

확성을 검사할 수 있는 방법이 필요한데 이런 경우 스트레인 게이지를 이용하여 교합 교정의 증가 없이 정확한 부하와 교합력을 측정할 연구도 있다.⁶³⁾

본 연구에서는 스트레인 게이지를 이용하여 응력 분석을 시도하였는데, 지지조직에는 rectangular rosette를 사용하였다. 이것은 각각 방향이 다른 3개의 그리드(grid)로 이루어져 있으며 로켓을 광탄성 레진 모형 속에 포매하였고, 지대주에는 장축방향에 평행하게 3개의 단축 스트레인 게이지를 120 간격으로 접착시켜 정확한 축력을 측정하고자 하였다. 이 방법은 측정 부위의 스트레인의 미세한 변화까지 알 수 있고, 측정된 스트레인이 압축방향 또는 인장 방향인지를 구분할 수 있다. 스트레인 게이지의 위치는 선학들의 연구⁶⁴⁻⁶⁶⁾에 따랐는데, 골내 임플란트의 경부와 근단부에 응력이 집중되나 Meijer 등⁶⁷⁾은 골조직과 임플란트 사이에 결합이 완전하면 가장 큰 주응력은 임플란트 경부 치조정 부위에 나타났다고 보고한 바 있어 근단부에는 스트레인 게이지를 포매하지 않았다. Carr 등³⁶⁾은 기존의 금 실린더와 플라스틱 실린더를 사용한 보철물에서 예하중에 관한 실험을 하였는데, 예하중은 금 나사와 금 실린더, 지대주와의 접합면에서 주조과정, 실린더의 종류, 주조합금과 매몰재의 종류, 임플란트 실린더의 마무리 및 연마 술식 등의 영향을 받았다고 하였다. 플라스틱 패턴을 사용하여 주조하는 경우에는 임플란트 실린더를 완성하고 연마한 경우가 이를 시행하지 않는 경우보다 예하중이 증가된다는 실험 결과를 보여주었다. 또한 그들은 기가공된 금 실린더를 사용한 경우가 예하중의 크기와 정확도에서 플라스틱 패턴보다 우수했다고 보고하였다. 예하중을 가하는 방법은 크게 세 가지로 나눌 수 있으며, 일반적인 스크류 드라이버(unlimited conventional screw driver)와 전기조절형(electronically controlled screw driver), 기계조절형 스크류 드라이버(mechanically limited screw driver)가 있다.

Patterson 등⁵⁸⁾은 인공타액이 있을 때와 없을 때 예하중을 측정시, 인공타액을 사용한 경우가 예하중이 증가했으며 기계보다 보철의 손으로 조정하는 것이 정확할 수도 있으나 기계 조절형이 보다 안전하다고 하였다. 본 연구에서는 금 나사를 10 Ncm으로 고정하여 지대주에 발생하는 스트레인을 측정할 결과 주조 전의 금 실린더에서는 653 N, 주조 후의 금

실린더에서는 536 N, 주조 후 플라스틱 실린더에서는 454 N으로 나타났는데, 이는 1995년 Isa 등³⁴⁾이 보고한 500 N과 Jame⁶⁸⁾이 보고한 468 N 과는 비슷한 수치로 나타났으며, Rangert 등¹²⁾의 300 N과, Carr 등³⁶⁾의 97.5 N으로 보고한 수치보다는 훨씬 높았다. 본 연구의 결과와 Rangert 등¹²⁾과 Carr 등³⁶⁾의 보고의 차이는 아마도 측정된 파라미터가 다르기 때문일 것이다.

Carr 등³⁶⁾은 나사 풀림을 일으키는 요인 중 고정된 연결부의 성상에 대해 두 가지 관점에서 접근하였고, 먼저 서로 연결 고정하는 과정에서의 연결부가 결과적으로 발생하는 예하중에 미치는 영향이 컸으며, 연결부를 고정할 때 적절한 예하중에 미치지 못하면 교합압을 받았을 때 나사가 풀리거나 실패할 확률이 높다고 했다. 예하중을 증가시키기 위해서는 기가공된 금 실린더를 사용하는 것이 플라스틱 패턴을 쓰는 것보다 예하중의 크기와 정확성에서 이롭다고 하였는데, 이는 본 연구에서도 같은 결과를 얻을 수 있었다.

보철물의 제작 과정에서 조이는 과정에 연관되는 실린더 내면이 영향을 받을 수 있다. 기가공된 금 실린더를 사용하는 보철물에, 내부 실린더 shelf surface가 변형되기도 한다. 플라스틱 패턴을 사용하는 경우에는 이 부위가 주조된 상태로 만들어진다. 대개 주조로 인해 이 부위에서 적절한 경도를 상실하는 수가 많다. Carr 등³⁶⁾의 연구에서와 같이 본 연구에서도 금속으로 주조 한 후의 실린더는 주조하기 전의 실린더에 비해 예하중이 낮아지고, 플라스틱 실린더를 주조한 것은 더욱 낮아지는 것을 확인할 수 있었다. 이는 실린더 표면의 변화는 나사를 조이는 반응 토오크의 50%가 이 부위에서 발생하기 때문에 예하중에 큰 영향을 미친다. 따라서 실린더 shelf의 주조후의 상태를 개선하는 것이 예하중에 효과적이고 조임도 좋아진다. 경도를 증가시키는 것은 물론, 표면의 조건을 개선하는 방법도 효과적일 것으로 사료된다.

Isa 등³⁴⁾은 비록 상부 구조물과 지대주 사이 적합도가 우수하더라도 금 나사를 조일 때 상당한 양의 압축응력이 발생한다고 했고 이때 발생하는 힘은 균일하게 배분되지는 않는다고 하였다.

본 연구에서 표준 지대주에 부착된 세 개의 게이지에 나타나는 스트레인은 제1군인 금 실린더를 주조

하기 전의 경우 첫 번째 게이지에서는 $-461 \mu\epsilon$, 두 번째 게이지에서는 $-373 \mu\epsilon$, 세 번째 게이지에서는 $-371 \mu\epsilon$ 으로 세 게이지에서 비교적 안정된 수치를 보여 주었다. 제2군인 금 실린더를 주조한 후에 지대주에 발생하는 스트레인은 첫 번째 게이지에서는 $-334 \mu\epsilon$, 두 번째 게이지에서는 $-259 \mu\epsilon$, 세 번째 게이지에서는 $-397 \mu\epsilon$ 로 약간 고르지 못한 양상을 보였다. 특히 제 3군인 주조 후의 플라스틱 실린더에서는 첫 번째 게이지에서 $-312 \mu\epsilon$, 두 번째 게이지에서 $-116 \mu\epsilon$, 세 번째 게이지에서는 $-408 \mu\epsilon$ 로 매우 불안한 양상을 나타내었다 (Fig. 7).

이는 기가공된 금 실린더나 금 UCLA 지대주는 주조 과정에서의 오차중 하나인 체적변화가 없으며, 플라스틱으로 만든 금 실린더나 플라스틱으로 만든 UCLA지대주는 소환이 될 때 왁스와 같이 몰드 내에서 없어지는 것으로, 가격은 기 가공된 금실린더에 비해 저렴하나 주조 과정에 따른 체적 변화, 접촉면에서의 미세기포의 발생, 매몰재 분말 입자의 크기에 따른 접촉면의 거칠음 등 고유의 오차가 동반되므로, 특별한 주의가 필요할 것으로 생각되며 특히 체적 정확성을 요하는 hexa 구조의 연결은 필히 기가공된 금 지대주를 사용해야 할 것으로 사료된다.

본 연구에서 지대주를 20 Ncm으로 고정했을 때 고정체 주위 지지조직에 발생하는 최대 주응력은 표준형 지대주에서 104.5 psi, 주조 전의 금 UCLA 지대주는 90.7 psi, 주조 후의 금 UCLA지대주는 83.9 psi, 플라스틱 지대주에서는 60.3 psi를 나타냈으며, 지대주의 종류에 관계없이 모두 인장 응력을 나타내었다. 최소 주 응력은 표준 지대주에서 -56.2 psi, 주조 전의 금 UCLA 지대주는 -87.2 psi, 주조 후의 금 UCLA 지대주는 -40.1 psi를 나타냈으며, 플라스틱 지대주를 주조한 경우에는 -36.0 psi를 나타냈다. 지대주에 관계없이 모두 압축 응력을 나타내었으며, 최대 주응력에서나 최소 주응력에서 모두 생리적인 한계 내에서 응력이 발생했는데 (Fig. 9), 이는 Clelland 등⁵⁷⁾의 결과와 같게 나타났다.

골 조직과 임플란트 사이의 변형의 분포는 지지 임플란트간의 거리나 상부구조물의 설계에만 의존하는 것은 아니다. 다른 중요한 응력 영향 요소로는 재료의 성질과 관성 모멘트 등이 있다. 한 환자에 있어 상부구조물의 가능한 기하학적 형태의 변화의 범위는 매우 작으므로 상부 구조물의 강도에서 가장 중

요한 요소는 재료의 성질이다. 탄성계수가 낮은 합금으로 제작한 상부구조물은 기하학적인 관점에서 보면 견고한 합금을 사용한 상부구조물보다 하중측에서 골조직과 임플란트 사이에 많은 응력이 발생됨을 예견할 수 있다.

이상의 연구 결과, 구성 성분간의 부적합이 존재하는 경우 반복적인 저작력이 가해짐에 따라 그 부위에서 금속의 피로에 의한 파절이 발생할 수 있을 것이다.

향후에 나사의 풀림에 영향을 주는 상부 보철물의 부적합도와 예하중에 대해 이해하고 임플란트 고정체와 지대나사간의 적합성을 향상, 우수한 재료의 개발과 생체 적합성의 개선에 관한 연구가 계속되어야 할 것으로 사료된다.

V. 결 론

기 가공된 금 실린더와 새로 개발된 플라스틱 실린더의 임상 적용 가능성을 비교 연구하기 위해, 주조 전과 후에 지대주와의 계면에서 적합도를 측정하고 토오크 조절기로 가해진 예하중을 스트레인 게이지를 이용하여 측정 비교하였다. 동시에 여러 가지 지대주와 실린더가 임플란트 고정체 지지조직에 발생하는 응력을 측정된 결과 아래와 같은 결론을 얻었다.

1. 지대주와 실린더 사이의 적합도는 금실린더의 주조 전에 13.99 μm , 주조 후에는 17.14 μm , 플라스틱 실린더를 주조한 후에는 27.63 μm 이었으며, 금 실린더를 이용한 경우에 플라스틱 실린더를 이용한 경우보다 통계학적으로 우수한 적합도를 나타내었다.
2. 10 Ncm으로 고정했을 때 지대주에 가해진 예하중은 주조하기 전의 금 실린더는 653 N, 주조한 후의 플라스틱 실린더는 454 N이었으며, 플라스틱 실린더를 주조한 경우에 가장 낮은 예하중을 나타내었다.
3. 지대주와 고정체 사이의 적합도는 주조하기 전의 Gold UCLA 지대주에서 24.68 μm 이었고, 주조후의 Gold UCLA는 27.30 μm 이었다. 플라스틱 지대주로 주조한 경우에는 37.32 μm 의 간극을 나타내었으며, 주조 전과 후의 Gold UCLA 지대주에 비해 낮은 적합도를 보였다.
4. 고정체 주위 지지조직의 응력은 지대주와 실린더의 종류에 따른 영향이 없었다.

이상에서 본 바와 같이 금 실린더나 Gold UCLA 지대주를 사용한 경우에는 적합도와 예하중에서 모두 우수하였다. 그러나 플라스틱 실린더와 플라스틱 지대주는 금실린더와 금 지대주에 비해 불리한 양상을 나타내었으며 이들 재료를 사용할 때에는 각별한 주의가 필요하다고 생각된다.

참고문헌

1. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prosthesis: Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publ Co. Inc. 1985;117.
2. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983;50:399.
3. Adell R, Lekholm U, Rocker B, Brånemark PI. "A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw". Int J Oral Surg 1981;10:387.
4. Albrektsson T. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants 1986;1:11.
5. Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients. A preliminary study of 876 consecutively installed fixtures. J Oral Maxillofac Implants 1989;4:211.
6. Jemt T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. J Prosthet Dent 1986;55:243.
7. Barth E, Johansson C, Albrektsson T. Histologic comparison of ceramic and titanium implants in cats. Int J Oral Maxillofac Impl 1990;5:227.
8. Han ET, Kim YS, Kim CW. A comparative analysis of the accuracy of implant impression techniques by using strain gauge. J Kor Academy of Prosthodontics. 1995; 33:539.
9. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson

- EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592.
10. Misch CE. Contemporary implant dentistry. Mosby-Year-book, Inc, St. Louis, 1993:271.
 11. Humphries RM, Yaman P, Bleom TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:331.
 12. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and movements on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241.
 13. Sergoz A, Guvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length of stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996;76:165.
 14. McCartney JW, Pearson R. Segmental framework matrix, Master cast verification, corrected cast guide, and analog transfer template for implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* 1994;71:197.
 15. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated implants. *Swed Dent J* 1985;28(suppl):63.
 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;8:511.
 17. Yanase RT, Binon PP, Jemt T, Gulbransen HJ, Parel S. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant supported prosthesis? (Current Issues Forum). *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:469.
 18. Dellow AG, Driessen CH, Nel HJ. Scanning electron microscopy evaluation of the interfacial fit of interchanged components of four dental implant systems. *Int J Prosthodont* 1997;4:216.
 19. Jemt T. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int Oral Maxillofac Implants* 1996;11:620.
 20. Cheshire PD, Hobkirk JA. An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *J Oral Rehabil* 1996;23:782.
 21. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface (Published erratum appears in *Int J Oral Maxillofac Implant* 1997;12:709).
 22. May KB, Edge MT, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1997;77:497.
 23. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998;80:184.
 24. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989;62:581.
 25. Spector MR, Donovan TE, Nicholls J. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:444.
 26. Worthington P, Bolender CL, Taylor TD. The Swedish system of osseointegrated implants: Problems and complications encountered during a 4-year trial period. *Int Oral Maxillofac Implants* 1987;2:77.
 27. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int Oral Maxillofac Implants* 1985;10:188.
 28. Falk H. On occlusal forces in dentitions with implant-supported fixed cantilever prostheses. *Swed Dent J* 1990;14:69.
 29. Setz j, Kramer A, Benzing U, Weber H. Complete Dentures fixed on dental implants: Chewing Patterns and implant stress. *Int Oral Maxillofac Implants* 1989;4:107.
 30. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part

- III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990;64:185.
31. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:270.
 32. Tolman DE, Lancy WR. Tissue-integrated prosthesis complications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:477.
 33. Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical aspects of a Brånemark implant connected to natural tooth: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1991;6:177.
 34. Isa ZM, Hobkirk JA. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: part 1. the effects of tightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1995;3:247.
 35. Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral implants Res* 1996;7:55.
 36. Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, Finishing and Polishing procedures on preload in prostheses using conventional "Gold" and plastic cylinder. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:589.
 37. Jeong CM, Lee HY. A finite element stress analysis of the stress distribution and the shock absorption in an osseointegrated implant-natural tooth supported fixed partial denture. *J Kor Dental Implantology*. 1993;12:138.
 38. Han JS. "Repair and check point of implant prostheses." {Osseo-integrated Dental Implant System} 1997:292.
 39. Burguete RL, Johns RB. Tightening characteristics for screw joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994; 71:592.
 40. McGlumphy E. Keeping implant screws tight. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 628.
 41. Binon PP. Screw Joints, components, and other intimate relationships. *J Prosthet Dent* 1994;72:625.
 42. Dixon DL, Breeding LC, McKay MLL. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent*. 1995;74:270.
 43. Edmund C, Fred A : Preventing loosening of implant abutment screws. *J Prosthet Dent* 1996;75:566.
 44. Jemt T, Linden B, Lekholm U: Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants:from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:40.
 45. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T. Elongation and preload stress in dental implant abutment screw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:529.
 46. McGlumphy E. Keeping implant screw tight: the solution. *J Dent Symp* 1993;1:20.
 47. Wicks RA, Windler AS. An Evaluation of fit in osseointegrated implant components using torque/turn analysis. *J Prosthodont* 1994;3:206.
 48. Laney WR, Jemt T, Harris GA, Herrmann I. osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:49.
 49. Hass R, Mensdorff PN, Mailthg, Watzek G.Brånemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent* 1995;73:274.
 50. Kallus T, Bressing C. Loose gold screws fre-

- quently occur full arch fixed prostheses supported by oseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169.
51. Weinberg LA. The Biomechanics of force distribution iimplant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:19.
 52. Kang YM, Lim JH, Cho IH. A study on the abutment screw loosening of dental implants. *J Dankook Dental Research institute*.1996.
 53. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implant, standard abutments and laboratory analog. *Int J Prosthodont* 1995;8:162.
 54. Binon PP. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant Dent* 1996;5:253.
 55. Jung SH, Ma JS, Chung CH. A comparative study on the fit in prostheses using premade gold cylinder and plastic cylinder. *J Kor Academy of Prosthodontics*. 1999;37:825.
 56. Hurson S. Laboratory techniques to prevent screw loosening on dental implants. *J Dent Technol* 1996;13:30.
 57. 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.
 58. Patterson EA, Burguete RL, Yhoi H, Richard BJ. Distribution of load in an oral prosthesis system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:552.
 59. Ichikawa T, Horiunchi M, Wigianto 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;3:394.
 60. Uysal H, Iplikciogllu 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.
 61. Yamashita J, Shiozawa I, Takuda K. A comparison of in vivo strain with posterior fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1997;7:250.
 62. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:216.
 63. Richter EJ. In vivo vertical forces Implants. *Int Oral Maxillofac Implants*. 1995;10:99.
 64. Kinni ME, Hokama SN, Caputo AA. Force transfer by osseointegrated implant devices. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:11.
 65. Rieger MR, Mayerberry M, Bross MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:671.
 66. Tesk JA, Widera O. Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. *J Biomed Mater Res* 1973;7:251.
 67. Meijer HA, Starmans FM, Steen WA, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Auchs Oral Bio* 1993;38:491.
 68. James E, Haack RL, Ssakaguchi. Elongation and Preload Stress in Dental Implant Abutment Screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:529.

Reprint request to:

Hye-Won Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prothodontics, Graduate school, Wonkwang university.

344-2, Shinyong-Dong, Iksan, Chonbuk 570-749, Korea

hwcho@wonkwang.ac.kr

ABSTRACT

THE EFFECTS OF FABRICATION OF GOLD CYLINDER AND ABUTMENT ON THE FITNESS AND PRELOAD OF THE PROSTHESIS

Jum-Im Ha, D.D.S., M.S.D., Hoe-Yeol Jeong D.D.S., Yu-Lee Kim D.D.S.,
Hye-Won Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Dept. of Dentistry, Graduate School, Wonkwang University

Statement of problem : Recently various implant components such as premachined gold cylinder, plastic cylinder, gold UCLA abutment and plastic abutment were developed and used clinically without clinical investigation.

Purpose : The purpose of this study was to evaluate the effects of fabrication of gold cylinder on the fitness and preload of the standard abutment and also the effects of fabrication of UCLA gold abutment on the fitness and stress transfer around the implant fixture.

Material and method : Three kinds of gold cylinders such as, as-received gold cylinder (Nobel Biocare, Sweden), gold cylinder after casting, and plastic cylinder after casting with type IV gold alloy were tested over the top of the standard abutment. At the same time, three types of abutments such as, gold UCLA abutment before and after casting, and plastic abutment after casting were tested. The cylinder and abutment was secured over the fixture with conventional preload values using an electronic torque controller (Nobel Biocare, Sweden).

The fitness of the abutment on the fixture and gold cylinder over the standard abutment were measured using the microhardness tester (MXT 70, Matsuzawa, Japan). Preload and the strain values were recorded using the strain balance unit (SB-10, Measurement group, Raleigh, USA) and strain indicator (P-3500, Measurement group, Raleigh, USA) systems.

Results and conclusion :

1. Significant differences were found in the fit between the gold cylinder and plastic cylinder.
2. There were significant differences between the preload of the gold cylinder and that of the plastic cylinder.
3. Significant differences were found in the fit between the gold UCLA abutment and plastic UCLA abutment.
4. There were no significant differences in the stress generated on the supporting structure of the fixture among different cylinder and abutment groups.

Key words : Implant, Gold cylinders, Fitness, Preload, Stress transfer