

# 수중 임플란트 지대주나사의 반복하중 후 나사풀림에 관한 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

김진만 · 한중석 · 이선형 · 양재호 · 이재봉 · 김영수

## I. 서 론

치아 상실로 인한 결손 부위를 수복하기 위한 방법으로 고정성 및 가철성 국소의치, 총의치 및 임플란트 보철물 등이 있다. 이 중 임플란트를 이용한 수복은 1952년 Brånemark<sup>1)</sup>에 의해 골유착 개념이 소개된 이래 응용영역의 증가로 최근에는 치과학의 한 분야로 자리 잡았다. 골유착 임플란트가 장기적으로 성공하기 위해서는 치유과정에서 일어나는 임플란트 몸체와 골사이의 생물학적 반응뿐만 아니라 상부보철물을 통하여 주변골로 전달되는 교합력에 대한 생역학적 고려가 강조된다.<sup>2)</sup>

치과용 임플란트 보철의 보편적인 문제 중의 하나는 각 구성 요소를 연결하는 나사의 풀림현상이다.<sup>3-6)</sup> 나사풀림은 부적절한 임플란트의 위치, 교합관계, 치관의 외형, 과도한 교합력 및 불충분한 조임토크(torque)등에 의한 외부적인 원인에 의해 나타나기도 하지만, 나사 자체의 장력 감소로 인한 전하중(preload)의 상실에 의하여 나타날 수 있다. 나사의 풀림은, 보철물 파절, 나사 파절 및 임플란트 매식체 파절 등의 기계적인 문제점을 일으키고, 이로 인해 각 구성요소 사이에 생긴 간격은 미생물의 번식처가 되어 생물학적인 문제도 유발하여 궁극적으로는 골유착 임플란트의 실패로까지 이어진다. 나사의 풀림은 전분무치악, 부분무치악 및 단일치 수복 등 모든 종류의 보철물에서 보고되었으며<sup>4-9)</sup> 특히 강한 저작력을 지속적으로 받고 힘의 분산이 불리한 구치부 단

일 임플란트에서 흔히 발생된다.<sup>10)</sup>

나사 풀림 현상은 단기간 풀림과 장기간 풀림으로 분류된다. 단기간 풀림은 나사를 조인 뒤 곧 발생되는 현상으로 접촉부위가 편평하게 되면서 표면 특성 변화와 소성 변형으로 인한 나사 길이의 증가가 그 원인이다. 장기간 풀림은 오랜 시간에 걸쳐 일어나는 현상으로, 진동에너지를 흡수하여 임계점에 이르러 급격히 풀리는 vibration loosening과 시간 및 하중에 의한 크리프(creep)와 비슷한 응력방출이 있다. 이중 응력방출의 영향은 미미하고 측정이 쉽지 않다.<sup>11)</sup>

나사를 조일 때, 인장력(전하중)이 나사에 발생되는데 전하중은 가능할수록 커야 한다. 전하중이 커질수록 지대주와 매식체간의 접촉이 증가하고 접촉이 증가할수록 좀더 높은 안정을 얻을 수 있다.<sup>12)</sup> 하지만, 전하중은 나사의 재질이 견딜 수 있는 한계를 벗어날 수 없다. 나사가 파절이 일어나는 최대 토크의 75%가 이상적인 전하중으로 보고된다.<sup>13)</sup>

나사풀림을 방지하기 위하여 나사의 길이, 나사산과 골의 모양, 위치 및 개수 등의 macrostructure를 변형하기도 하고, 나사 표면의 거칠기 및 윤활제의 개재 등 microstructure에 변화를 주기도 한다.<sup>12)</sup> 또한 washer 등을 개재시켜 나사풀림을 방지하는 등의 여러 방법이 이용되었다.<sup>14)</sup>

나사풀림현상을 측정하는 방법으로, 나사길이의 변형측정,<sup>15)</sup> strain gauge를 이용한 전하중의 측정<sup>16)</sup> 및 풀림토크(detorque value) 측정 등이 있다.<sup>17)</sup> 풀림

※이 연구는 서울대학교 발전기금 일반학술연구비의 지원에 의해 수행되었음.

토크 측정방법은 간단하고 임상적으로 활용하기 쉽지만, 온도나 부식 등으로 결과가 왜곡되기도 한다.<sup>17)</sup>

본 연구에서는, 외부육각구조(external hex structure)를 가지는 임플란트의 단일치 수복시 지대주 연결에 사용되는 수종의 지대주 나사에 반복하중을 가하기 전, 후의 풀림토크 변화를 측정하여 나사 종류 및 재질에 따른 안정성에 차이가 있는지 비교분석하였다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1. 실험 재료

#### (1) 지대주나사

티타늄합금나사(titanium alloy screw, 이하 Ta), 금합금나사(gold alloy screw, 이하 Ga), 골드타이트 나사(gold-tite screw, 이하 Gt), 그리고, 나사의 모양을 바꾸어 제작한 티타늄합금나사(titanium alloy modified screw, 이하 Ta-m) 등 총 4종의 지대주 나사를 이용하였다. 실험에 사용된 지대주나사의 제조사와 합금 조성은 Table 1과 같다. 각 나사 군당 14개의 나사를 준비하여, 그중 1개는 형태분석에, 3개는 초기 풀림토크 측정에, 그리고 10개는 반복하중 실험에 이용하였다.

#### (2) 토크게이지

조임 토크와 풀림토크의 측정은 디지털토크게이지(MGT 12®, Mark-10 corp., U.S.A.)(Fig. 1)를 이용하였다. 이것은 lbin (pound×inch) 단위로 표시되며 최대 측정치는 12.00 lbin, 단위는 0.01 lbin이다.

측정 오차는 0.5%이다. 일반적으로 사용되는 토크의 단위가 Ncm이므로 1 lbin는 11.29 Ncm임을 이용하여 필요시에 단위 변환을 하였다.

#### (3) 토크컨트롤러

지대주나사를 일정한 토크로 조이기 위해 토크컨트롤러를 선정하였다. 5종의 토크컨트롤러를 준비하여, 토크게이지에 healing abutment를 연결하고 이를 각 토크컨트롤러로 조여 조임토크를 측정하였다. 각 토크컨트롤러마다 10회 반복하여 평균값을 구하였다. 실험에 사용된 토크컨트롤러와 각각의 측정치는 Table 2와 같다. 실험한 토크컨트롤러 중 CAM-LOG 토크컨트롤러가 목표토크와 실제토크의 차이가 크지 않고, 그 편차도 작아, 본 실험에서는 CAM-LOG 토크컨트롤러를 이용하여 지대주나사를 조였다.

#### (4) 맞춤 Jig제작

반복하중을 주기 위해서, 치과용 임플란트의 피로 실험에 관한 ISO 규정<sup>18)</sup>에 의거하여 스테인레스 스틸로 지그를 제작하였다. 지그상부에 장축 방향에서 30°로 하중을 받을 수 있도록 임플란트 매식체가 들어갈 홈을 형성하고, 임플란트 매식체의 회전을 막기 위한 고정나사를 설치하였다(Fig. 2). 임플란트 매식체는 4×10.0mm AVANA® regular platform (Osstem Co., Ltd.) 티타늄 임플란트 매식체를 이용하였고, 필요시에 교체가 가능하도록 하였다. 지대주는 지름 6mm, 높이 12mm의 지르코늄복합체 지대주<sup>19)</sup>의 상부를 동글게 다듬은 후 Fig. 2에서와 같이 장축과 만나는 점이 8 mm가 되도록 맞추었다.

**Table 1.** Abutment screws used in this study

Abutment screw	Manufacturer	Alloy composition*
Titanium alloy	Osstem co., Ltd., Seoul, Korea	90% Ti, 6% Al, 4% Vn
Gold alloy	Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden	80% Pd, 10% Ga, 10% Cu, Au, and Zn
Gold-tite	Implant Innovations Inc, Fla, U.S.A.	80% Pd, 10% Ga, 10% Cu, Au, and Zn with a 0.76µm pure gold coating
Titanium alloy modified	Biolog, Fl, U.S.A.	90% Ti, 6% Al, 4% Vn

\*Alloy composition percentage gathered through communication with manufactureres.

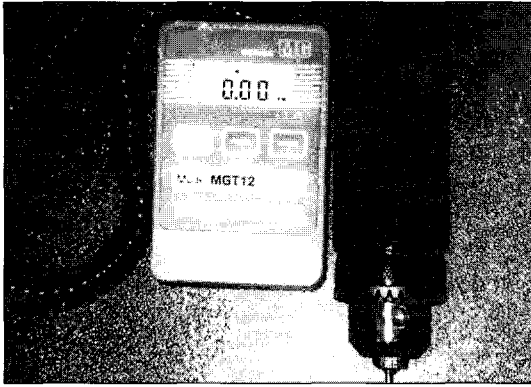


Fig. 1. Digital torque gauge(MGT 12®, Mark-10 corp., U.S.A.).

(5) Loading machine

Mini Bionix II Test System(MTS systems corp., U.S.A.)에 주형을 연결하고 고정된 스테인레스 스틸 판에 지대주를 접촉시킨 후 실험조건에 따른 반복하중을 가하였다(Fig. 3). 실험은 온도 18℃, 습도 38%의 항온항습실에서 시행하였다.

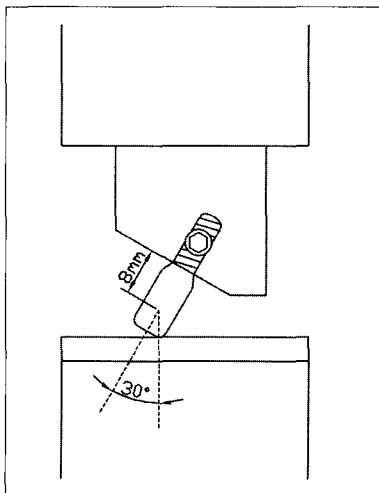
2. 실험 방법

(1) 형태 분석

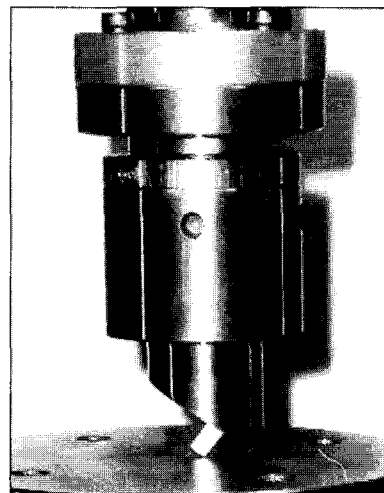
각 나사의 형태를 주사전자현미경(SEM, JSM-840-A, JEOL, Japan)을 이용하여 촬영하였다. 전체

Table II. Torque controllers used in test

Torque controller	Manufacturer	Type	Target torque	Measured torque mean±SD	
				lbin	Ncm
Brånemark®	NobelBiocare AB, Göteborg, Sweden	Electronic	32 Ncm (Low speed)	2.29±0.23	25.9±2.6
3i®	Implant Innovations, Inc. Fla, U.S.A	Handpiece	32 Ncm	2.71±0.16	30.6±1.8
NSK™	NSK Ltd., Tokyo, Japan	Handpiece	35 Ncm	3.34±0.16	37.7±1.8
Biohorizon™	Biohorizons Implant Systems, AL, U.S.A.	Handwrench	30 Ncm	2.57±0.06	28.9±0.7
CAMLOG®	ALTATEC Medizintechnische Elemente GmbH & Co. KG, Wurmberg, Germany	Handwrench	30 Ncm	2.65±0.05	29.9±0.6



(a)



(b)

Fig. 2. Mold for cyclic fatigue loading test. (a) a schematic drawing of mold, (b) mold used in this test.

형태를 비교하기 위하여  $\times 10$ 배로 촬영하였고, 나사산의 형상을 알아보기 위해서  $\times 70$ 배로 관찰하였다.

### (2) 초기 풀림 토크의 측정

초기 풀림토크의 측정을 위해 디지털토크게이지에 임플랜트 매식체를 고정하고, 각각의 지대주나사를 이용하여 지대주를 고정하였다. 목표토크를 30 Ncm (=2.66 lbin)로 설정한 토크컨트롤러를 이용하여 지대주나사를 조였다.

나사를 조일 때 매식체를 통해 가해지는 실제 조임토크를 디지털토크게이지를 통해 측정하였다. 이후 조여진 나사를 수동식 드라이버를 이용하여 천천히 풀면서 풀림토크를 측정하였다.

각 나사 군당 3개씩 각 나사마다 10회 반복측정하였다.

이 때 임플랜트 매식체 내부 나사의 마모로 인한 토크의 변화를 막기 위해, 4종의 지대주나사를 임의의 순서대로 하나씩 사용하여 측정하고, 다시 임플랜트 매식체를 새 것으로 교환한 뒤 같은 실험을 반복하였다.

### (3) 반복 하중의 적용과 풀림토크

준비한 주형에 임플랜트매식체를 고정하고 지대

주를 토크컨트롤러를 이용하여 30 Ncm 토크로 각 나사군마다 조였다. 주형을 loading machine에 장착하고, 최대 320N, 최소 20N, 주기 14Hz의 sine형의 하중을 가하였다(Fig. 4). 하중 후 풀림토크는 디지털토크게이지로 측정하였다.

10만회 반복하중 후 풀림토크를 측정하고, 같은 나사를 이용하여 동일한 매식체상에서 20만회, 30만회 및 50만회 반복하중을 가한 후 풀림토크를 측정하였다. 그후 새로운 임플랜트매식체로 교환하고 동일한 실험을 반복하여, 각 나사 군 당 5개씩 측정하였다.

최종적으로 100만회 하중 후 풀림토크를 측정하였다. 각 나사군당 5개씩 측정하였다. 이 때에는 각 군당 1개의 나사를 임의의 순서대로 먼저 실험하고, 임플랜트 매식체를 새것으로 교환한 뒤 다시 임의의 순서대로 4종의 나사에 대한 하중 실험을 하였다.

### (4) 데이터의 분석

초기 풀림토크(initial detorque value, I)와 조임토크(target torque value, T)의 비율은 하중을 받기 전 지대주나사 별 초기 풀림 정도를 나타낸다. 조임토크는 30Ncm로 설정된 토크컨트롤러로 조였으므로 30Ncm으로 설정하는 것이 옳으나, 초기 풀림토크

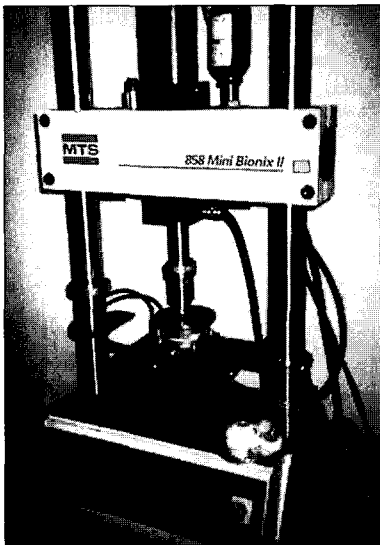


Fig. 3. Loading machine (Mini Bionix II Test System, MTS systems corp., U.S.A.).

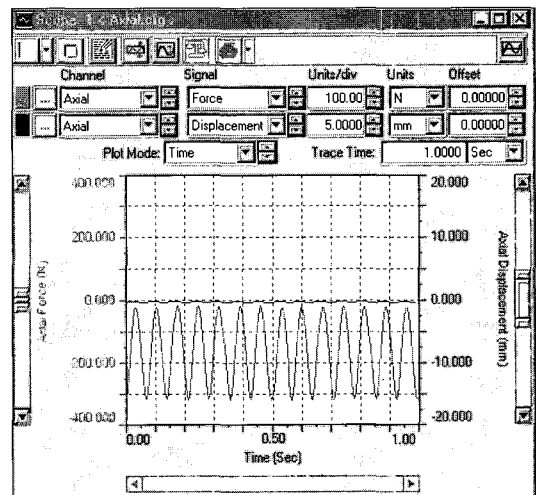


Fig. 4. Loading pattern.

### Ⅲ. 결 과

실험에서는 조임토크는 토크게이지로 매번 측정하였으므로, 이 실험에서는 T값은 매번 달라진다.

조임토크에 대한 반복하중 후의 풀림토크(detorque value after loading, L)의 백분율(L/T)은 반복하중에 의해 생긴 나사 풀림 정도를 나타낸다. 반복하중을 줄 때 실제의 조임토크를 측정할 수 없었으므로, 이 때의 T값은 토크컨트롤러에서 준 30 Ncm(2.66 lbin)로 설정하였다.

초기 풀림토크에 대한 반복하중 후의 풀림토크의 백분율(L/I)을 계산하여 순수하게 반복하중에 의해 생긴 나사 풀림 정도를 계산하였다.

#### 3. 통계처리

SPSS statistical Software for Windows (release 10.0, SPSS Inc., Chicago, U.S.A.)를 사용하여 통계처리하였다. 지대주나사의 종류와, 각 나사의 조임 및 풀림회수에 따른 초기 풀림토크에 영향이 있는지 알아보기 위해 이원배치법(two-way ANOVA)과 Student-Newman-Keuls 법을 이용하였다( $p < 0.05$ ). Pearson 상관분석을 이용하여 풀림토크와 초기 풀림토크의 상관성을 분석하였다( $p < 0.05$ ). 지대주나사의 종류와, 하중을 가한 회수가 하중 후 풀림토크에 미치는 영향을 같은 방법을 이용하여 분석하였다.

#### 1. 주사전자현미경 사진

10배로 확대한 주사전자현미경 사진에서 각 지대주나사는 나사의 길이와 나사산의 수, 형태 및 위치가 모두 달랐다(Fig. 5). Ga는 지대주나사의 끝에만 6~7개의 나사산이 형성되어 있었으나, Ta는 나사 머리 바로 아래부터 나사산이 시작하여 약 11~12개의 나사산이 있었다. Gt는 Ta와 비슷한 수의 나사산이 있으나 나사 머리에서부터 조금 아래에서부터 시작한다. Ta-m은 시판되는 다른 지대주나사에 비해 길이가 2/3정도이고 나사산은 8~9개의 나사산이 있었다. 나사 머리의 모양과 크기는 모두 비슷하나 Ta-m이 다른 것에 비해 조금 길었다.

70배율의 SEM에서 볼 때, 나사산의 모양이 Ta-m이 다른 나사와 달랐다(Fig. 6). Ta, Ga 및 Gt는 나사산의 정점이 둥글거나 편평하게 깎여져 있는 등변사다리꼴이었다. Ta-m은 나사산의 위쪽이 2개의 각도를 가지는 변형된 V-자 형이었다. 나사골은 Ta-m, Ta 및 Gt가 비슷하고, Ga는 다른 나사에 비해 넓었다. 그리고, 나사산의 높이는 Ga가 가장 낮고 Ga, Ta가 비슷하였다. 표면은 Ta, Ga, Gt는 매끈하였으나, Ta-m은 깎여진 모양이 있고 거칠었다.

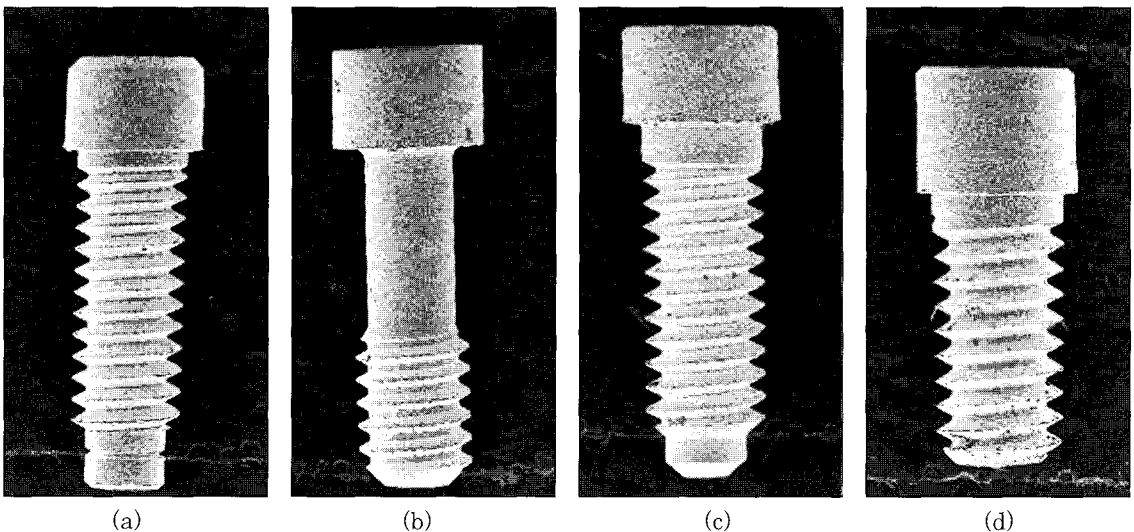
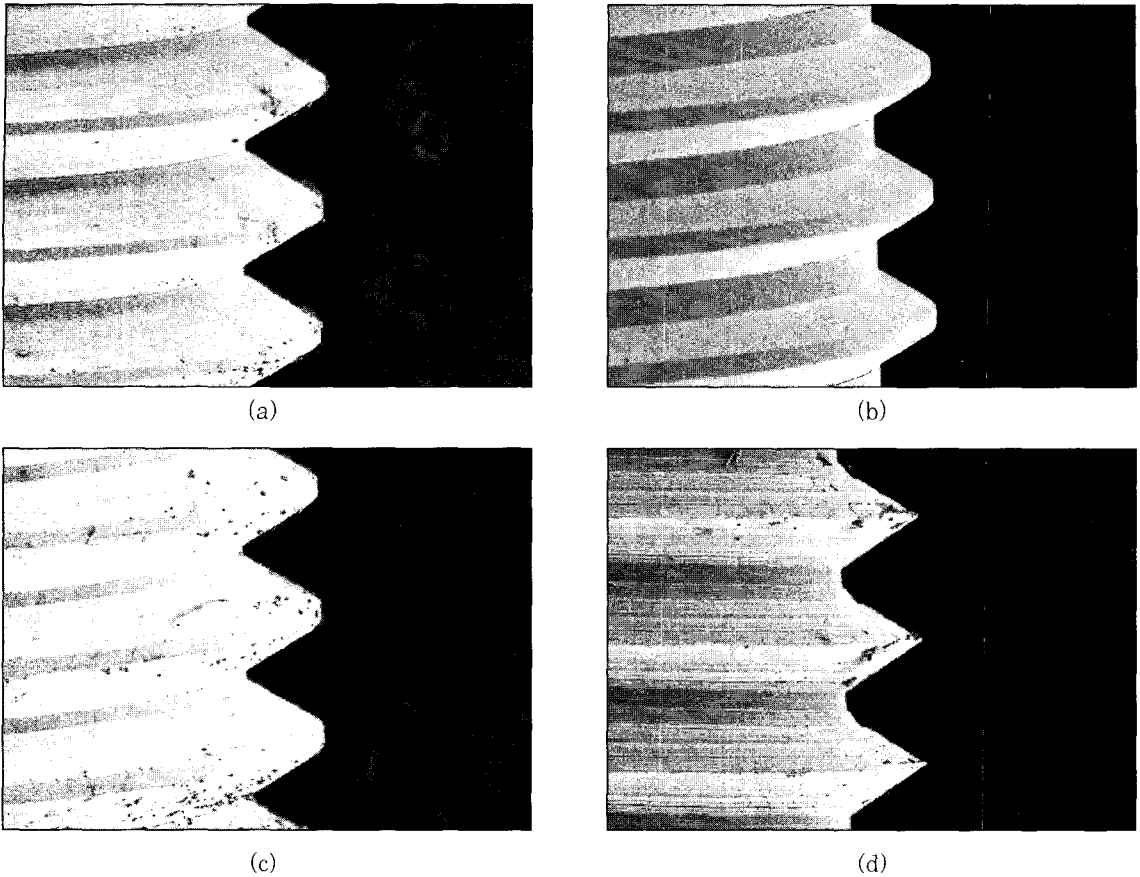


Fig. 5. Scanning electron microscope photomicrograph at a magnification of  $\times 10$  for tested screws. (a) titanium alloy screw, (b) gold alloy screw, (c) gold-tite screw, (d) titanium alloy modified screw.



**Fig. 6.** Scanning microscope photomicrograph at a magnification of  $\times 70$  for tested screws. (a) titanium alloy screw, (b) gold alloy screw, (c) gold-titanium screw, (d) titanium alloy modified screw.

## 2. 초기 풀림 토크(I)

Ta-m의 경우 초기 풀림토크 측정 시 30 Ncm으로 반복적으로 조임과 풀림을 하였을 때 4-7회 반복시 나사 머리의 육각이 심하게 마모되었다. 10회의 초기 풀림토크 측정이 불가하여 초기 4회만의 결과를 측정하였다.

각 지대주나사의 초기 풀림토크는 Table III과 같다. Ta-m( $26.8 \pm 0.9$  Ncm), Ta( $23.0 \pm 1.1$  Ncm), Ga( $21.6 \pm 0.9$  Ncm), Gt( $20.3 \pm 1.2$  Ncm)의 순으로 높았다. 각 군의 평균치를 초기 풀림토크(I)로 설정하였다. 조임토크(T)는 각 회수마다 측정하였으므로, I/T는 I와 조금 다른 양상을 나타낸다. I/T는 Ta-m이  $90.78 \pm 2.62\%$ , Ta는  $77.51 \pm 4.39\%$ , Ga는  $70.55 \pm 3.87\%$ , 그리고 Gt는  $68.37 \pm 4.78\%$ 로 나

타났다.

I와 I/T에 대한 Student-Newman-Keuls 분석 ( $p < 0.05$ )에서 Ta-m은 Ta, Ga 및 Gt에 비해 유의한 차이를 보였다. 또, Ta는 Ga, Gt에 비해 유의한 차이를 보였다. Ga는 Gt보다 I나 I/T가 모두 컸지만, 통계적인 유의성은 없었다( $p < 0.05$ ).

이원배치법으로 분석한 결과, 풀림토크값은 지대주나사의 종류와는 관련이 있고, 나사의 반복 사용회수는 영향을 미치지 못하였다(Fig. 7). Pearson 상관분석에서 조임토크의 값과 풀림토크간에 유의성은 없었다(상관계수 = 0.092)(Fig. 8).

## 3. 반복 하중 후 풀림토크

각 군당 5개씩의 시편에 대해, 하중 후 풀림토크

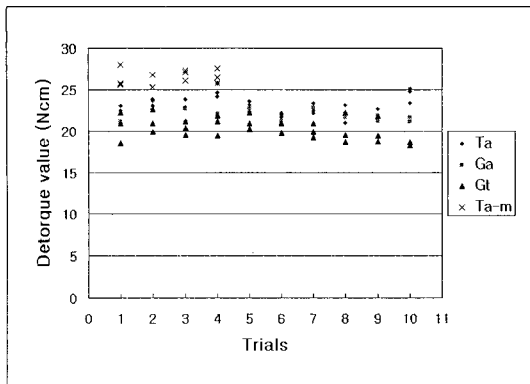


Fig. 7. Deterorque Value.

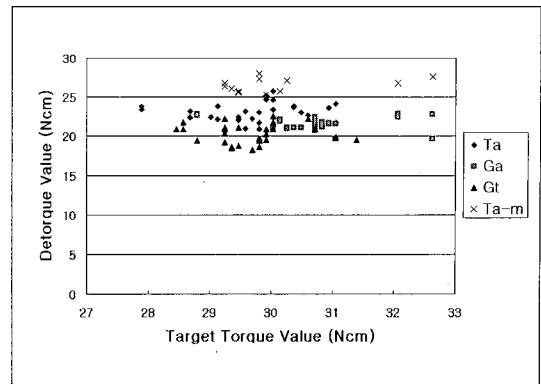


Fig. 8. Relation of target torque value to deterorque value.

Table III. Deterorque value of abutment screw presented as mean  $\pm$  standard deviation (Ibin)

screw	n times	I (Ibin)	I/T (%)
Ta*	3 $\times$ 10	26.8 $\pm$ 0.9	77.51 $\pm$ 4.39
Ga	3 $\times$ 10	23.0 $\pm$ 1.1	70.55 $\pm$ 3.87
Gt	3 $\times$ 10	21.6 $\pm$ 0.9	68.37 $\pm$ 4.78
Ta-m †	3 $\times$ 4	20.3 $\pm$ 1.2	90.78 $\pm$ 2.62

Ta = titanium alloy; Ga = gold alloy; Gt = Gold-tite. Ta-m = titanium alloy modified.

I : initial deterorque value.

I/T : percentage of initial deterorque value(I) to target torque value(T, measured by torque gauge)

\* Significantly different than Ga and Gt at  $p < 0.05$ .

† Significantly different than Ta, Ga and Gt at  $p < 0.05$

Table IV. Deterorque value after loading

		Cyclic Loadings				
		100000	200000	300000	500000	1000000*
Ta	L(Ncm)	21.0 $\pm$ 1.7	22.8 $\pm$ 0.8	22.8 $\pm$ 0.3	21.9 $\pm$ 0.1	17.4 $\pm$ 1.9
	L/T(%)	69.7 $\pm$ 5.86	75.8 $\pm$ 2.50	75.9 $\pm$ 0.94	72.98 $\pm$ 3.94	57.8 $\pm$ 6.34
	L/I (%)	90.93 $\pm$ 7.64	98.78 $\pm$ 3.26	99.02 $\pm$ 1.23	95.16 $\pm$ 5.14	75.37 $\pm$ 8.27
Ga	L	23.0 $\pm$ 1.4	22.7 $\pm$ 0.7	21.5 $\pm$ 1.7	20.3 $\pm$ 1.4	17.5 $\pm$ 2.0
	L/T	76.60 $\pm$ 4.66	75.56 $\pm$ 2.15	71.35 $\pm$ 5.73	67.82 $\pm$ 4.52	58.27 $\pm$ 6.97
	L/I	106.68 $\pm$ 6.49	105.23 $\pm$ 2.99	99.37 $\pm$ 7.99	94.45 $\pm$ 6.30	81.15 $\pm$ 9.70
Gt	L	22.7 $\pm$ 0.3	21.9 $\pm$ 0.9	20.3 $\pm$ 0.6	20.2 $\pm$ 1.1	17.5 $\pm$ 1.6
	L/T	75.47 $\pm$ 1.08	73.03 $\pm$ 3.15	67.82 $\pm$ 1.95	67.29 $\pm$ 3.68	58.42 $\pm$ 5.44
	L/I	11.53 $\pm$ 1.60	107.91 $\pm$ 4.66	100.22 $\pm$ 2.88	99.44 $\pm$ 5.44	86.33 $\pm$ 8.04
Ta-m <sup>§</sup>	L	27.5 $\pm$ 1.2	26.2 $\pm$ 1.6	24.5 $\pm$ 0.3	25.0 $\pm$ 0.7	20.7 $\pm$ 3.5
	L/T	91.85 $\pm$ 4.49	87.09 $\pm$ 5.08	82.21 $\pm$ 1.21	83.18 $\pm$ 2.13	68.72 $\pm$ 11.77
	L/I	103.09 $\pm$ 5.03	97.75 $\pm$ 5.70	92.26 $\pm$ 1.36	93.35 $\pm$ 2.40	77.13 $\pm$ 13.21

Ta = titanium alloy; Ga = gold alloy; Gt = Gold-tite; Ta-m = titanium alloy modified.

L : Deterorque value mean after loading.

L/T : Percentage of deterorque value after loading(L) to target torque value(T : 30 Ncm).

L/I : Percentage of deterorque value after loading(L) to initial deterorque value (I : Ta 23.0 Ncm, Ga 21.6 Ncm, Gt 20.3 Ncm, Ta-m 26.8 Ncm).

§ Significantly different than Ta, Ga and Gt at  $p < 0.05$  in L and L/T.

\* Significantly different than other loading conditions.

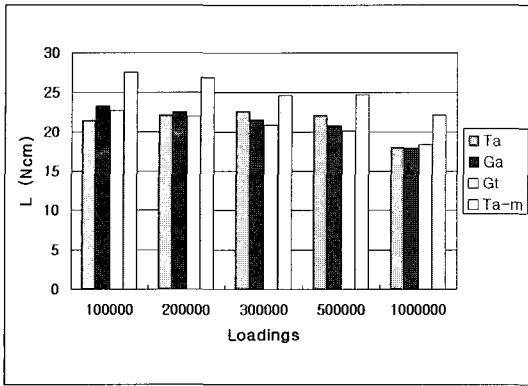


Fig. 9. Mean detorque value after loading.

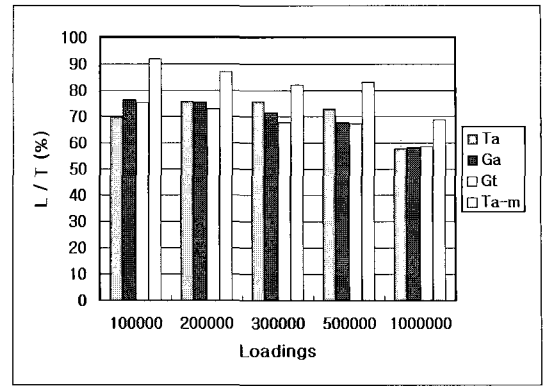


Fig. 10. Mean percentage of detorque value after loading(L) to target torque value.

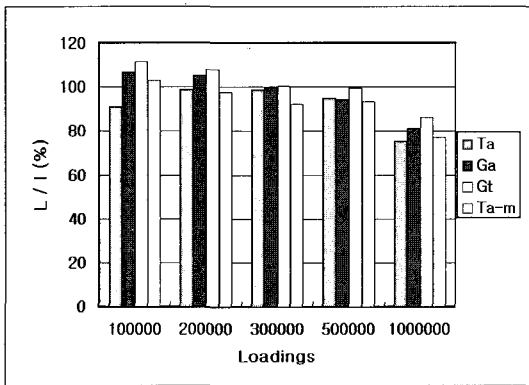


Fig. 11. Mean percentage of detorque value after loading(L) to initial detorque value(I).

(L)는 모든 하중조건에서 Ta-m군이 Ta, Ga, Gt군보다 유의하게 높은 풀림토크를 나타내었다. Ta, Ga, Gt 각 군간의 유의한 차이는 모든 조건에서 관찰되지 않았다.

하중 후 풀림토크와 조임토크 간의 비(L/T)는 T값을 30 Ncm로 일정하게 설정하였으므로 L에서의 양상과 동일하다.

하중 후 풀림토크와 초기 풀림토크간의 비(L/I)는 모든 군에서 50만회 하중 조건까지는 큰 변화가 없으나 100만회 하중 조건에서는 그 전 하중 조건에 비해 유의하게 작은 값을 나타내었다. 이원분석법의 결과, L/I 값에 나사 종류는 유의성있는 영향을 미치지 못하였고, 하중 회수는 영향을 미쳤다( $p < 0.05$ ).

#### IV. 고 찰

치과용 임플란트 고정나사에 관한 몇몇 연구<sup>14,16)</sup>에서 Bråemark® control unit(DEA 028 control unit with DEA 020 torque controller, Nobel Biocare AB) 토크컨트롤러가 사용되었다. Standlee 등<sup>20)</sup>은 Nobel Biocare, Straumann ITI, DynaTorq ITL 등 3종의 기계식 토크컨트롤러의 실제토크를 측정 한 결과, Nobel Biocare의 토크컨트롤러는 목표치에 비해 8%에서 41%의 차이를 보였고, 다른 토크컨트롤러는 목표치에서 10%이하의 차이를 보였다. Standlee 등<sup>21)</sup>은 Nobel Biocare의 전동식 토크컨트롤러가 목표치에 비해 1%에서 165%의 차이가 있다고 보고하였다. Mitrani 등<sup>22)</sup>과 Gollen 등<sup>23)</sup>도 Nobel Biocare의 토크컨트롤러를 사용한 실험에서 목표한 토크에 비해 65%에서 80%정도만을 내는 것을 보고하였다. Gutierrez 등<sup>24)</sup>은 wrench형 토크컨트롤러의 토크를 측정 한 실험에서, 사용연한, 소독회수가 토크에 영향을 주지 않았다고 보고하였다. 하지만, 각 wrench에서 가장 큰 값은 목표치보다, 10Ncm wrench에서 455.0%, 20Ncm wrench에서는 41.6%, 30Ncm wrench에서는 17.0%, 35Ncm wrench에서는 455.0%로 유의할만한 안정적인 값을 나타내지 못했다.

조임토크가 일정하지 못할 경우, 나사별로 작용하는 전하중의 차이가 생기므로 풀림토크의 값에 영향을 줄 수 있다. 조임토크를 일정하게 하기 위해서는



목표한 토크와 실제로 전달하는 토크가 가장 비슷한 토크컨트롤러를 사용해야 한다. 예비 실험에서 CAMLOG 토크컨트롤러가 가장 우수하였고, Biohorizon 토크컨트롤러도 우수한 결과를 보였다. 이들 토크컨트롤러는 랜치형으로, 핸드피스를 통한 수동식 토크컨트롤러(3i, NSK)나 전동식 토크컨트롤러(Nobel Biocare)에 비해서 목표한 토크와 실제 토크와의 차이도 적고, 편차도 낮았다. 랜치형 토크컨트롤러가 수동식이나 전동식 토크컨트롤러에 비해 안정적인 토크를 제공하는 이유는, 그 구조가 간단하고, 핸드피스 등을 통하지 않고 직접 토크를 전달하기 때문으로 사료된다.

토크컨트롤러를 이용하더라도 실제로 가해지는 조임토크는 매번 차이가 있다. 이 편차가 최종 풀림 토크에 영향을 미치는지 알아보기 위해, 조임토크와 풀림토크의 상관관계를 알아보았다. Table 5에서 보면 모든 나사군에서 특별한 상관관계를 보이지 않고 있다. 모든 나사의 값을 모아 구한 Pearson 상관계수는 +0.092로 그 상관도가 낮았다. 따라서 토크컨트롤러가 발생시키는 조임토크의 편차는 풀림토크에 영향을 주지 않는다.

조임토크를 일정하게 유지하기 위한 다른 요소는 토크컨트롤러로 조이는 회수이다. CAMLOG 토크컨트롤러를 이용해서, 1회, 2회, 3회 나사를 죄면서 전달된 토크를 측정 한 예비실험결과 회수에 따른 변화는 없었다. 따라서 실험자에 의한 실수를 방지하기 위해 모든 나사는 1회 쥘 후 다시 한번 더 죄었다.

실험에 사용된 지르코늄복합체 지대주는  $ZrO_2/Al_2O_3$  복합체로, tetragonal  $ZrO_2$ 를 5.32 mol%  $Y_2O_3$ , 4.45 mol%  $Nb_2O_5$ , 20 vol%  $Al_2O_3$ 로 구성되었다<sup>19)</sup>. 이 지대주는 굴곡강도가 700 MPa이며 8.1 MPa의 toughness를 갖고 있다. 실험 조건인 300N는 소구치부의 저작력과 유사하다. 따라서 지르코늄 복합체 지대주는 통상적인 교합력에 사용될 수 있다. 하지만 반복하중 후에 Ga군 50만회 하중 조건 1개, Gt군 100만회 하중 조건 2개에서 지대주 및 지대주나사의 파절이 있었다 이는 나사의 풀림으로 인해 제 위치에서 벗어난 지대주가, 잘못된 방향으로 힘을 받으면서 응력이 집중되어 나타난 것으로 보이며 파절된 지대주를 조였던 지대주나사들은 파절이 일어나거나 흰 것으로 보아 풀림이 먼저 일어나고 후에 파절된 것으로 보인다.

임플란트 매식체와 지대주나사의 반복 사용은 나사 표면을 변화시켜 풀림토크에 영향을 줄 수 있다. Settling이라고 부르는 이 과정이 실험에 영향을 주는 것을 방지하기 위해서 조임-풀림을 4-5회 반복한 경우 임플란트 매식체를 새 것으로 계속 교체하였다. 그리고 하나의 임플란트 매식체를 사용하는 경우, 지대주나사를 임의의 순서로 배치하여 반복사용 회수에 따른 영향을 가급적 배제하였다.

지대주나사는 각 조건마다 새것으로 교체하는 것이 원칙이다. 하지만, 본 실험에서는 10만, 20만, 30만 및 50만회 하중 조건에서 동일한 지대주나사를 계속 이용하였다. 이는 새로운 나사를 이용하거나 반복사용한 나사를 이용한 것 간에 토크의 변화에 영향을 크게 주지 않을 것으로 생각되었기 때문이다. 이를 확인하기 위해, 초기 풀림토크 측정 시 반복사용 회수와 풀림토크 간의 상관관계를 알아보았다. 그림 4에서 반복사용 회수와 풀림토크 간에 큰 상관관계가 없었다. 특히 5회 이하의 반복사용은 실험에서 유의한 영향을 미치지 못하였다. 이에 동일한 나사를 이용하여 반복하중 실험에서 사용하였다.

초기 풀림토크에 관한 실험에서 Ta-m( $26.8 \pm 0.9$  Ncm), Ta( $23.0 \pm 1.1$  Ncm), Ga( $21.6 \pm 0.9$  Ncm), Gt( $20.3 \pm 1.2$  Ncm)보다 좀더 높은 풀림토크를 보였다. 즉, 티타늄 합금으로 제작된 지대주나사(Ta-m, Ta)가, 금합금으로 제작된 지대주나사(Ga, Gt)보다 풀림토크가 크고, Ga가 Gt에 비해 좀더 높은 값을 보였다.

이러한 양상은 이전의 연구와 차이를 보인다. Haack 등<sup>15)</sup>은 금합금 지대주나사는 32 Ncm으로, 티타늄 지대주나사는 20 Ncm으로 쥘 후 측정 한 전하중이 금합금 지대주나사 468.2 $\pm$ 57.9 N, 티타늄 지대주나사 381.5 $\pm$ 72.9 N이고, 발생된 응력은 각각 항복강도의 57.5%와 56%로 보고하였다. Martin 등<sup>16)</sup>은 Gt, Ta, Ga 및 Torq-tite(Tq)의 회전과 전하중에 관한 실험에서, Tq과 Gt가 비슷하고, 이들은 Ta, Ga에 비해 전하중도 크고, 회수가 증가할수록 풀림토크의 증가가 뚜렷하다고 하였다.

이번 실험에서 티타늄 합금으로 제작된 나사들이 금합금으로 제작된 나사에 비해 더 큰 풀림토크를 갖게 된 것은 이전 연구와 조임력의 차이에서 비롯된 것으로 생각된다. 이전 연구와는 달리 본 연구에서는 모든 지대주나사를 동일한 30Ncm으로 죄었

## V. 결 론

다. Haack 등<sup>15)</sup>의 연구에 따르면 이번 실험에서는 티타늄 합금 나사들은 항복강도의 60%이상의 힘으로 조여진 것으로 생각된다. 이럴 경우 장기적인 기능 중에 티타늄 합금 나사의 기계적 파절 등이 우려된다. 하지만, 본 연구에서는 초기 값만을 측정하였으므로 그 예측의 진위를 파악하지는 못하였다.

Ta-m은 나사산의 모양이 다른 나사와 차이를 갖고 있다. 윗면이 2단계의 경사를 지닌 V-자 형의 뾰족한 나사산을 갖고 있다. 제조사에 따르면 이러한 설계가 풀림력에 저항할 수 있다고 한다. 이번 실험에서 제작한 재료가 다른 Ga, Gt 뿐 아니라 재료가 유사한 Ta에 비해서도 강력한 풀림저항성을 나타내었다. 풀림저항성이 강하여 재료가 반복사용을 견디지 못하여 나사머리의 육각이 쉽게 마모되었다. 이는 재료적인 측면보다는 Ta-m의 나사산이 좀더 큰 영향을 준 것으로 생각할 수 있다.

Gibb 등<sup>25)</sup>에 따르면 1년에 약 100만회의 저작운동을 한다고 한다. 실험에서 100만회의 반복하중 조건은 약 1년간의 저작운동을 나타낸다. 본 실험 결과에서 약 6개월간의 저작 운동에서는 모든 지대주나사의 풀림은 크게 나타나지 않고, 1년 정도 경과하게 되면 지대주나사가 약간 풀리는 것으로 추정할 수 있다. Jemt<sup>6)</sup>가 임플란트 보철물을 장착한 후 초기 1년 동안 31%의 지대주나사의 풀린다고 보고한 바와 상통한다.

Ta군 100만회 하중 조건에서는 0.60 lbin이라는 값을 얻었으나 이는 나사가 완전히 풀린 것으로 간주하여 이후 계산에는 이용하지 않았다. 그럼에도 불구하고 Ta는 금합금으로 된 Gt나 Ga에 비해 비교적 낮은 L/I 비를 나타낸다. 즉, 하중을 주었을 때 풀림토크의 감소가 Ta가 Gt, Ga보다 더 크게 나타났다. Ta-m의 경우, 풀림토크의 값은 비록 컸지만, 하중시 감소 비율은 Gt에 비해 더 높았다. 이는 금합금과 티타늄합금의 재료적 차이에서 기인한다. 금은 티타늄보다 연성과 전성이 크기 때문에 반복적인 응력을 받았을 때 응력을 나사가 흡수하여 암나사와 수나사간의 계면에는 영향을 적게주는 것으로 생각된다.

본 실험에서 시편의 수는 한정되었지만, 이 실험을 통해 대략 1년간의 소구치부 단일 임플란트 수복시 Ta-m이 가장 큰 풀림토크를 나타낸다. 하지만, Ga, Gt 등에 비해 풀림토크의 감소폭이 크므로 장기적인 사용시에는 충분한 체크가 이루어져야 할 것이다.

수중의 반복하중 후 지대주나사의 풀림을 비교하기 위해 티타늄합금(Ta), 금합금(Ga), 골드타이트(Gt), 나사모양을 변형한 티타늄합금(Ta-m) 등 총 4종의 지대주나사를 30 Ncm의 torque를 가해 연결하고, 최소 20N, 최대 320N, 14Hz의 sine형태 하중을 지대주 장축 30°로, 10만, 20만, 30만, 50만 및 100만회 가했을 때의 나사풀림을 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

- 1) Ta-m의 나사모양은 Ta, Ga, 및 Gt의 것과는 달랐고 표면도 더 거칠었다.
- 2) 초기 풀림토크는 Ta-m  $26.8 \pm 0.9$  Ncm, Ta  $23.0 \pm 1.1$  Ncm, Ga  $21.6 \pm 0.9$  Ncm, Gt  $20.3 \pm 1.2$  Ncm이었다. Ta-m은 Ta, Ga, Gt보다 유의성 있는 차이를 보였고, Ta는 Ga, Gt보다 유의성 있는 차이를 보였다( $p < 0.05$ ).
- 3) 조임토크에 대한 초기 풀림토크의 백분율은 Ta-m  $90.78 \pm 2.62\%$ , Ta  $77.51 \pm 4.39\%$ , Ga  $70.55 \pm 3.87\%$ , Gt  $68.37 \pm 4.78\%$ 였다. Ta-m은 다른 군보다 유의성 있는 차이를 보였고, Ta는 Ga, Gt보다 유의성 있는 차이를 보였다( $p < 0.05$ ).
- 4) 나사의 반복 사용 회수는 풀림토크 영향을 미치지 못하였다.
- 5) 조임토크의 값과 풀림토크 간에 상관관계는 없었다.
- 6) 모든 하중조건에서 풀림토크는 Ta-m이 Ta, Ga, Gt보다 더 컸다.
- 7) 초기 풀림토크에 대한 하중 후 풀림토크의 백분율은 모든 나사 군에서 10만, 20만, 30만 및 50만회 하중조건에서는 큰 변화가 없었고, 100만회 하중조건에서는 다른 조건에 비해 유의성있게 낮은 값을 보였다( $p < 0.05$ ).

이상의 결과에서 대략 1년의 구치부 단일치 수복시에는 Ta-m이 큰 전하중을 보이거나 장기적인 사용에는 의문이 된다. 추후에 좀더 다양한 반복하중 조건에 대한 실험이 있어야 할 것으로 생각된다.

## 참고문헌

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent

- 1983:50:399-410.
2. Adell R, Lekholm U, Eriksson B, Brånemark PI, Jemt T. A long term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:347-59.
  3. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:149-60.
  4. 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;6:270-276.
  5. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:513-22.
  6. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complication in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: From prosthetic treatment to first annual check up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:40-3.
  7. Zarb G, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated implants : the Toronto study, part III. Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990;64:185-194.
  8. Lekholm U, Steenberghe D, Herrmann I. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective five-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:627-635.
  9. Becker W, Becker B. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restoration: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995;74:51-55.
  10. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. Mosby-Year Book, Inc., St. Louis 1993:669-83.
  11. Bickford JH. *An introduction to the design and behavior of bolted joints*. New York: Marcel Dekker, Inc, 1981.
  12. Burguete RI, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screw joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592-599.
  13. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998;42:71-89.
  14. Koriath TW, Cardoso AC, Versluis A. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. *J Prosthet Dent*. 1999 ;82:312-6.
  15. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:529-36.
  16. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001;86:24-32.
  17. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent*. 2001;85:268-75.
  18. ISO/DIS 14801 Dental implants - Dynamic continuous fatigue test, International Organization for Standardization, 2001.
  19. Kim DJ, Lee MH, Lee DY, Han JS. Mechanical properties, phase stability, and biocompatibility of (Y, Nb)-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> composite abutments for dental implant. *J Biomed Mater Res* 2000;53:438-43.
  20. Standlee JP, Caputo AA, Chwu MJ, Sun TT. Accuracy of mechanical torque-limiting devices for implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:220-224.
  21. Standlee JP, Caputo AA. Accuracy of an electric torque-limiting device for implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:278-81.

22. Mitrani R, Nicholls JI, Phillips KM, Ma T. Accuracy of electric implant torque controllers following time in clinical service. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:394-399.
23. Gollen KL, Vermilyea SG, Vossought J, Agar JR. Torque generated using hand held screwdrivers and torque drivers for osseointegrated implants. Proceedings of the Eight Annual Meeting of the Acedemy of Osseointegration. San Diego, CA, 1993. p.103-4.
24. Gutierrez J, Nicholls JI, Libman WJ, Butson TJ. Accuracy of the implant torque wrench following time in clinical service. *Int J Prosthodont* 1997;10:562-7.
25. Gibb CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK, Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 1986;56:226-9.

---

**Reprint request to:**

Jung-Suk Han, D.D.S., M.S., Ph.D.  
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University  
28-1, Yeongun-Dong, Chongno-Gu, Seoul, 110-749, Korea  
proshan@unitel.co.kr

ABSTRACT

## A STUDY OF SCREW LOOSENING AFTER DYNAMIC CONTINUOUS FATIGUE TEST OF SEVERAL ABUTMENT SCREW

Jin-Man Kim, D.D.S., M.S.D., Jung-Suk Han, D.D.S., M.S., Ph.D.,  
Sun-Hyung Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Jae-Ho Yang, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,  
Jae-Bong Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Yung-Soo Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D., MSc

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University*

**Statement of problem :** Chronic implant screw loosening remains a problem in restorative practices. Some implant manufactureres have introduced abutment screws with treated material, surfaces and macrostructures in an effort to reduce potential loosening.

**Purpose :** This study evaluated the materials and loading cycles on detorque value after dynamic continous fatigue test in the simulated conditions of posterior single restoration.

**Material and method :** Fourteen of each of the following abutment screws - titanium alloy, gold alloy, gold-tite, and titanium alloy modified - were used in test.

SEM is used to verify macrostructures of each screws.

ZrO<sub>2</sub>/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> composite abutment was tightened on 4×10.0mm titanium external implant at 30 Ncm. Cyclic loading machine delivered dynamic loading forces between 20 and 320N for 100,000, 200,000, 300,000, 500,000, and 1,000,000 cycles at frequencies 14Hz. Torque and detorque value after loading was measured.

**Results :** All measued screws had different screw length and thread form. Titanium modified screw had greater detorque value than others before and after cyclic loadings(p<0.05). All abutment screws had no significant change in mean percentage of detorque value after loading to initial value after less than 500,000 cyclic loadings, but significant lower value after 1,000,000 cycles(p<0.05).

**Conclusion :** Within limintations of this study, all abutment screws may be loosend after about 1 year use. Annual check-up is nessasary to prevent screw loosening.

---

**Key words :** Dental implant, Dynamic fatigue test, Detorque value