

조임회전력이 임플란트-지대주 나사 연결부의 안정성에 미치는 영향

신현모 · 정창모 · 전영찬 · 윤미정 · 윤지훈*

부산대학교 치과대학 치과보철학교실, *오스템 임플란트 연구소

연구목적: 임플란트 치료에서 가장 흔히 발생하는 기계적 문제점 중 하나는 나사의 풀림이다. 지대주 나사에 조임회전력을 가하는 목적은 나사를 신장시켜, 신장된 나사의 인장력에 의한 지대주와 고정체간의 압축력을 통해 연결부의 안정성을 부여하는 데 있다. 조임회전력의 결과로 나타나는 전하중의 크기는 다양한 요소에 의해 영향을 받기 때문에, 동일한 조임회전력을 적용하였다 할지라도 임플란트 시스템의 종류에 따라 전하중의 크기가 달라질 수 있다. 따라서 지대주 나사 연결부의 안정성을 위한 다양한 임플란트 시스템의 적정 조임회전력 크기에 관한 연구가 필요하다.

본 연구에서는 external butt joint와 두 가지 internal cone 연결형태를 갖는 임플란트 시스템들에서 지대주 나사의 조임회전력이 임플란트-지대주 나사 연결부의 안정성에 미치는 영향을 하중 전후의 풀림회전력 측정을 통해 알아보려고 하였다.

연구재료 및 방법: External butt joint 형태를 가지는 US II 시스템과 8° internal cone 연결형태의 SS II 및 11° internal cone 연결형태의 GS II 시스템에서 20 Ncm, 30 Ncm, 그리고 40 Ncm의 각기 다른 조임회전력을 적용한 후 초기 풀림회전력 및 상실률과 10°회의 반복하중 후의 풀림회전력 및 상실률을 비교 분석하였다.

연구결과 및 결론: 1. 초기 풀림회전력과 하중 후 풀림회전력은 조임회전력의 크기가 증가할수록 크게 나타났다 ($P < .05$).

2. 초기 풀림회전력 상실률은 SS II 시스템에서는 조임회전력 크기에 따른 차이가 없었으나 ($P > .05$), GS II와 US II에서는 20 Ncm 보다 40Ncm의 조임회전력에서 더 낮게 나타났다 ($P < .05$).

3. 하중 후 풀림회전력 상실률은 세 시스템 모두 30 Ncm의 조임회전력을 가했을 때 가장 낮게 나타났다 ($P < .05$).

4. 하중 후 풀림회전력 상실률은 SS II, GS II, 그리고 US II 순으로 높아지는 경향을 보였다.

5. 초기 풀림회전력과 하중 후 풀림회전력 상실률 간에는 상관관계가 없었다 ($P > .05$).

이상의 결과로부터 임플란트 시스템의 종류뿐만 아니라 조임회전력의 크기 또한 지대주 나사의 풀림회전력 상실에 영향을 준다는 것을 알 수 있다. 따라서 임플란트-지대주 나사 연결부 안정성 유지를 위해서는 임플란트 시스템마다 적정 조임회전력이 제시되어야 하고, 또한 임상에서 이를 준수하는 것이 매우 중요하다고 생각된다. (대한치과보철학회지 2008;46:396-408)

주요단어: 조임회전력, 지대주나사, 전하중, 연결부 안정성

서론

임플란트 치료에서 가장 흔히 발생하는 기계적 문제점 중 하나는 나사의 풀림이다.^{1,7} 나사의 풀림은 부적절한 조임회전력, 과부하에 의한 나사의 소성변형과 전하중의 상실, 표면침하 현상, 기능하중에 의한 진동 등에 의해 발생한다.⁸ 임상에서 나사 풀림은 나사 연결부의 이개를 야기하며, 이로 인한 세균막의 침착은 물론 나사의 파절

및 인접 임플란트의 과부하로 인한 변연골 흡수나 골유착 상실과 같은 문제를 유발할 수 있다.⁹

임플란트 고정체와 지대주간의 나사 풀림을 방지하기 위해서는 나사 연결부에 가해지는 과부하를 예방하고, 고정체와 지대주 사이의 압축력 즉 전하중을 최대화 하여야 한다.¹⁰ 외부하중을 최소로 하기 위해서는 적절한 위치에 고정체를 식립하여 보철물 설계 시 지레 길이를 최소화 해야 하고, 임플란트의 장축을 따라 하중이 전달되

교신저자: 정창모

602-739 부산시 서구 아미동 1가 10 부산대학교 치과대학 치과보철학교실 051-240-7438: e-mail, cmjeong@pusan.ac.kr

원고접수일: 2008년 3월 24일 / 원고최종수정일: 2008년 4월 30일 / 원고채택일: 2008년 8월 18일

도록 교합을 설계함으로써 모멘트에 의한 과도한 응력 집중을 피해야 한다.^{11,12} 그리고 고정체와 지대주 사이의 전하중을 최대로 하기 위해서는 지대주 나사에 적정 조임회전력을 적용하는 것이 필요하다.¹³

지대주 나사에 조임회전력을 가하는 목적은 나사를 신장시켜, 신장된 나사의 인장력에 의한 지대주와 고정체 간의 압축력을 통해 연결부의 안정성을 부여하는 데 있다.¹⁴ 이러한 전하중을 최대로 하기 위해서는 나사의 탄성 범위 내에서 조임회전력을 가능한 크게 적용하는 것이 필요하나, 너무 과도한 조임회전력을 적용할 경우에는 기능하중으로 인한 추가적인 인장력으로 인해 나사의 소성변형에 따른 풀림이 일어날 수 있다.¹⁵ 따라서 적정 조임회전력은 나사 수명의 최대화와 나사의 풀림방지라는 두 가지 요구조건을 고려하여 결정되어야 한다.^{12,16}

일반적으로 전하중은 나사 항복강도의 약 75%~80% 정도가 적정한 것으로 알려져 있으며¹⁷, 각 제조회사는 나사의 소성변형과 피로파절 등을 고려하여 적정 조임회전력 값을 제시하고 있다.¹⁵ 그러나 제조회사가 추천하는 조임회전력 값에 대한 문제 제기가 여러 연구들에서 보고되고 있다. Haack 등¹⁵은 UCLA 지대주 나사를 이용한 실험에서 금 나사와 티타늄 나사를 사용하여 제조회사가 추천하는 회전력을 적용하였을 때 발생하는 나사의 신장은 재료의 탄성 범위를 초과하지 않았으며, 이 때 발생하는 전하중의 크기는 금 나사 항복강도의 57.5%, 티타늄 나사 항복강도의 56%이므로 제조회사가 추천하는 조임회전력값 이상을 적용해도 나사의 소성변형이 발생하

지 않는다고 보고하였다. Burguete 등¹²은 각 나사의 마찰 계수, 기하학적 형태, 조성에 따라 각기 다른 조임회전력-전하중 관계를 가진다고 보고하였으며, Lang 등¹⁸은 건조 윤활제로 피복한 Unigrip 금 합금 나사와 TorqTite 티타늄 나사를 사용한 실험에서, 제조회사가 추천하는 조임회전력을 가하였을 때 발생하는 전하중의 크기는 각 나사 항복강도의 75%에 미치지 못한다고 보고하였다.

또한 조임회전력의 결과로 나타나는 전하중의 크기는 조임회전력의 크기와 속도, 나사의 재질과 기하학적 형태, 지대주의 형상, 가공 오차, 윤활제의 사용, 그리고 표면침하와 같은 다양한 요소에 의해 영향을 받기 때문에, 동일한 조임회전력을 적용하였다 할지라도 임플란트 시스템의 종류에 따라 전하중의 크기가 달라질 수 있다.^{8,14,19,20} 따라서 지대주 나사 연결부의 안정성을 위해 다양한 임플란트 시스템의 적정 조임회전력 크기에 관한 연구가 필요하다.

이에 본 연구에서는 external butt joint와 두 가지 internal cone 연결형태를 갖는 임플란트 시스템들에서 지대주 나사의 조임회전력이 임플란트-지대주 나사 연결부의 안정성에 미치는 영향을 하중 전후의 풀림회전력 측정을 통해 알아보려 하였다.

연구재료 및 방법

1. 연구재료

본 연구에서는 external butt joint 형태를 가지는 US II 고정체 (BF410, Osstem Co. Ltd., Seoul, Korea) 와 8° internal cone 연결형태의 SS II (SS2R2811, Osstem Co. Ltd., Seoul, Korea) 및 11° internal cone 연결형태의 GS II (GS2R4011, Osstem Co. Ltd., Seoul, Korea) 고정체를 사용하였다. 지대주는 시스템 별로 시멘트 유지형 지대주인 Cemented abutment (CAR515, Osstem Co. Ltd., Seoul, Korea), ComOcta abutment (SSCA484, Osstem Co. Ltd., Seoul, Korea) 및 Transfer abutment (GSTA5610, Osstem Co. Ltd., Seoul, Korea)를 사용하였으며, 지대주 나사는 각 시스템의 티타늄 합금 (Ti-6Al-4V) 나사를 사용하였다 (Fig. 1) (Table I).

2. 연구방법

- (1) 초기 풀림회전력 측정
임플란트 고정체를 별도 제작된 지그에 고정시키고 지대주를 체결한 후, 디지털 토크게이지 (MGT12E, mark-10

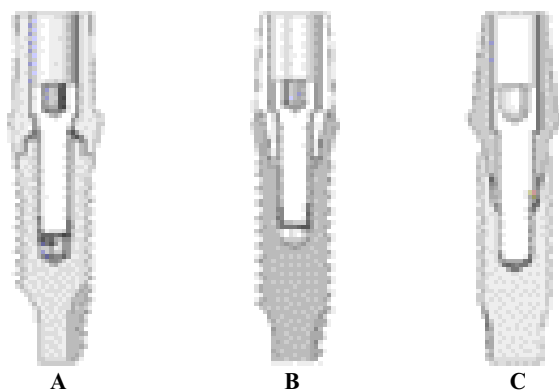


Fig. 1. Sectional views of implant-abutment assemblies showing interface and attached abutment.

A : US II (Butt) B : SS II (8°) C : GS II (11°)

Table I. Features of implant abutment systems

Implant system	Implant \varnothing mm	Implant/abutment interface	Abutment	Abutment Screw
US II	4.0 mm	External butt joint	Cemented	Ti-6Al-4Va
SS II	4.1 mm	8° Morse taper (internal octagon)	ComOcta	Ti-6Al-4Va
GS II	4.0 mm	11° Morse taper (internal hexagon)	Transfer	Ti-6Al-4Va



Fig. 2. Assembly of removal torque value measurement apparatus.

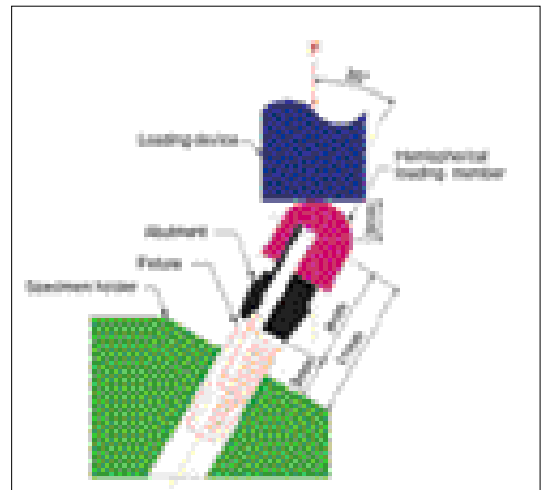


Fig. 3. Schematic diagram of testing condition.

corp, Hicksville, NY, USA)를 이용하여 각 지대주 나사에 20 Ncm, 30 Ncm, 그리고 40 Ncm의 각기 다른 조임회전력을 가하고 조임회전력에 의한 계면의 표면침하에 따른 전하중 소실을 보상하기 위해 10분 후 동일 조임회전력을 다시 적용하였다 (Fig. 2). 다음 각 지대주 나사의 풀림회전력을 디지털 토크게이지로 측정하였으며, 지대주 나사의 반복체결에 의한 풀림회전력의 변화를 최소화하기 위해 시스템 별로 각 회전력 당 5개씩, 총 45개의 새로운 고정체와 지대주 및 지대주 나사를 사용하였다.

(2) 하중 후 풀림회전력 측정

반복하중장치 (Instron 8841, Instron Corp., Mass, Norwood MA, USA)에 임플란트 고정체를 Fig. 3과 같이 고정시키고 초기 풀림회전력 측정과 같은 방법으로 20 Ncm, 30 Ncm, 그리고 40 Ncm의 조임회전력을 가하여 지대주를 지대주 나사로 체결하였다. SS II 시스템은 one stage용 임플란트로서 2.8 mm 높이의 collar를 갖고 있기 때문에 US II와 GSII 시스템에서는 3 mm의 collar 높이를 갖는 지대

주를 선택하여 사용하였다. 다음 내부형태가 각 지대주 형태에 맞게 선반 가공된 상단이 반구형태를 갖는 동일한 높이의 원통형 스테인리스 스틸 금속관을 임플란트용 methyl methacrylate 레진계 임시 접착제 (Premier Implant Cement, Premier Dental Product Company, Plymouth, USA)로 합착한 후, 금속관에 최대 250 N, 최소 10 N, 주기 2 Hz의 sine형 반복하중을 30°의 경사각도로 약 1개월간의 평균 저작운동에 해당하는 10°회²를 적용하였다 (Fig. 4). 다음 디지털 토크게이지를 이용하여 풀림회전력을 측정하였다. 하중 후 풀림회전력 측정 역시 시스템 별로 각 회전력 당 5개씩, 총 45개의 새로운 고정체와 지대주 및 지대주 나사를 실험에 이용하였다.

(3) 통계분석

초기 및 하중 후 풀림회전력의 평균과 표준편차를 계산하고, 시스템 별로 조임회전력 크기에 따른 유의차를 알아보기 위해 SPSS (Release 12.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA)를 사용하여 일원분산분석 (one-way ANOVA)을 실

시하였고, Scheffe's test를 이용하여 사후검정하였다. 그리고 초기 및 하중 후 풀림회전력 상실률을 다음의 공식에 의거하여 계산하였다.

$$\text{초기풀림회전력 상실률 (\%)} = \frac{(\text{조임회전력} - \text{초기풀림회전력})}{\text{조임회전력}} \times 100$$

$$\text{하중후 풀림회전력 상실률 (\%)} = \frac{(\text{초기풀림회전력} - \text{하중후풀림회전력})}{\text{초기풀림회전력}} \times 100$$

조임회전력의 크기와 시스템 종류에 따른 초기 또는 하중 후 풀림회전력 상실률의 유의차를 알아보기 위해 일원분산분석과 Scheffe's test를 이용하여 통계학적으로 검정하였다. 그리고 Pearson 상관분석을 이용하여 초기

풀림회전력과 하중 후 풀림회전력 상실률의 상관성을 분석하였다.

결과

각 임플란트 시스템에서 조임회전력의 크기에 따른 초기 풀림회전력과 하중 후 풀림회전력 측정치의 평균값과 표준편차는 Table II와 같고, 이를 Fig. 5에 나타내었다.

초기 풀림회전력과 하중 후 풀림회전력은 (Table III, IV) 세 시스템 모두 조임회전력의 크기가 증가할수록 크게 나타났다 ($P < .05$).

각 임플란트 시스템에서 조임회전력의 크기에 따른 초기 풀림회전력 상실률과 하중 후 풀림회전력 상실률의 평균값과 표준편차는 Table V와 같고, 이를 Fig. 6에 나타내었다.

각 시스템에서 조임회전력에 따른 초기 풀림회전력 상실률은 SS II 시스템에서는 상실률에 유의한 차이가 없었으며 ($P > .05$), US II 시스템에서는 20 Ncm의 조임회전력에서 30 Ncm과 40 Ncm에 비해 상실률이 높았고 ($P < .05$), 30 Ncm과 40 Ncm 간에는 유의차가 없었다 ($P > .05$), (Table VI). GS II 시스템에서는 40 Ncm의 조임회전력에 비해 20 Ncm에서 상실률이 높게 나타났으며 ($P < .05$), 20 Ncm과 30 Ncm, 30 Ncm과 40 Ncm 간에는 유의차가 없었다 ($P > .05$).

동일 조임회전력 하에서 시스템간 초기 풀림회전력 상실률은 20 Ncm의 조임회전력에서는 SS II 시스템이 US II와 GS II 시스템에 비해 낮았으며 ($P < .05$), 30 Ncm의 조임회전력에서는 US II와 SS II 시스템이 GS II 시스템보다 낮았고 ($P < .05$), 40 Ncm의 조임회전력에서는 US II 시스

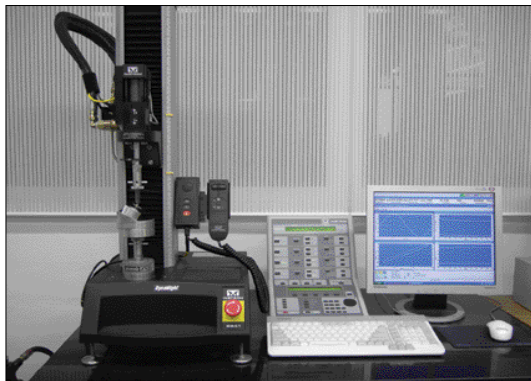


Fig. 4. Cyclic loading system.

Table II. Mean values ± SDs of removal torque (Ncm)

Implant system	Tightening torque (Ncm)	Initial*	Postload**
US II	20	15.2 ± 0.8	11.0 ± 0.9
	30	25.6 ± 0.6	20.9 ± 0.3
	40	35.5 ± 0.6	26.6 ± 1.0
SS II	20	16.8 ± 0.8	12.7 ± 0.8
	30	25.5 ± 0.5	24.2 ± 0.5
	40	33.8 ± 1.0	27.4 ± 1.2
GS II	20	15.3 ± 0.7	11.7 ± 0.7
	30	23.9 ± 0.4	20.5 ± 1.1
	40	33.1 ± 0.9	26.4 ± 0.7

*Removal torque values before loading.

**Removal torque values after loading.

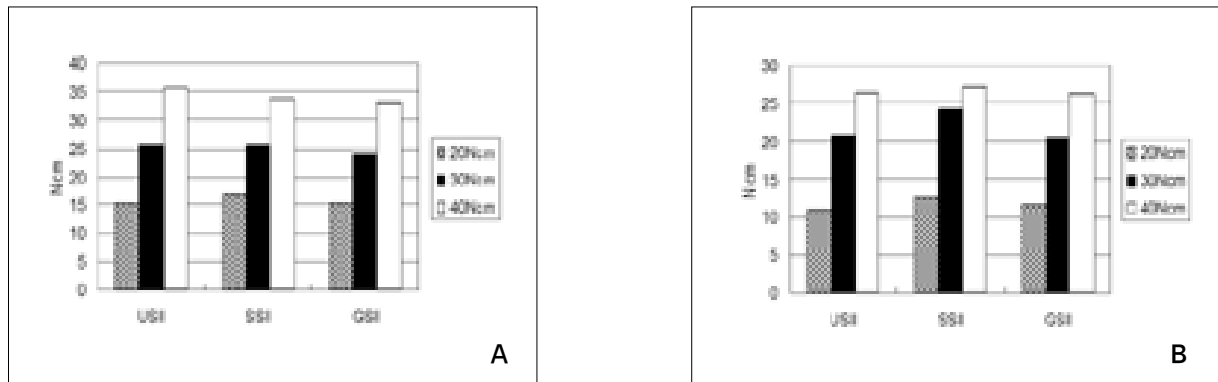


Fig. 5. Comparison of mean removal torque values in each implant system. A, before cyclic loading; B, after cyclic loading.

Table III. Results of one-way ANOVA test and Scheffe's test for initial removal torque values (Ncm) in each system

Implant system	Tightening torque (Ncm)	Mean ± SD	Scheffe's test	F	P
US II	20	15.2 ± 0.8	A	1187.187	.000*
	30	25.6 ± 0.6	B		
	40	35.5 ± 0.6	C		
SS II	20	16.8 ± 0.8	A	533.571	.000*
	30	25.5 ± 0.5	B		
	40	33.8 ± 1.0	C		
GS II	20	15.3 ± 0.7	A	842.003	.000*
	30	23.9 ± 0.4	B		
	40	33.1 ± 0.9	C		

* P < .001.

Same letters in each system indicate values that were not statistically different (P > .05).

Table IV. Results of one-way ANOVA test and Scheffe's test for postload removal torque values (Ncm) in each tightening torque

Implant system	Tightening torque (Ncm)	Mean ± SD	Scheffe's test	F	P
US II	20	11.0 ± 0.9	A	499.662	.000*
	30	20.9 ± 0.3	B		
	40	26.6 ± 1.0	C		
SS II	20	12.7 ± 0.8	A	382.31	.000*
	30	24.2 ± 0.5	B		
	40	27.4 ± 1.2	C		
GS II	20	11.7 ± 0.7	A	381.497	.000*
	30	20.5 ± 1.1	B		
	40	26.4 ± 0.7	C		

* P < .001.

Same letters in each system indicate values that were not statistically different (P > .05).

Table V. Mean rates ± SDs of removal torque loss (%)

Implant system	Tightening torque (Ncm)	Percentage of initial removal torque loss*	Percentage of postload removal torque loss**
US II	20	24.1 ± 3.9	27.6 ± 2.5
	30	14.8 ± 1.9	18.3 ± 1.6
	40	11.2 ± 1.6	25.0 ± 3.5
SS II	20	16.2 ± 4.2	24.1 ± 2.7
	30	15.1 ± 1.8	4.8 ± 1.1
	40	15.5 ± 2.6	18.8 ± 4.2
GS II	20	23.5 ± 3.5	23.5 ± 2.3
	30	20.5 ± 1.2	14.3 ± 3.5
	40	17.2 ± 2.2	20.0 ± 1.5

* (Tightening torque value-initial removal torque value)/tightening torque value × 100.

** (Initial removal torque value-postload removal torque value)/initial torque value × 100.

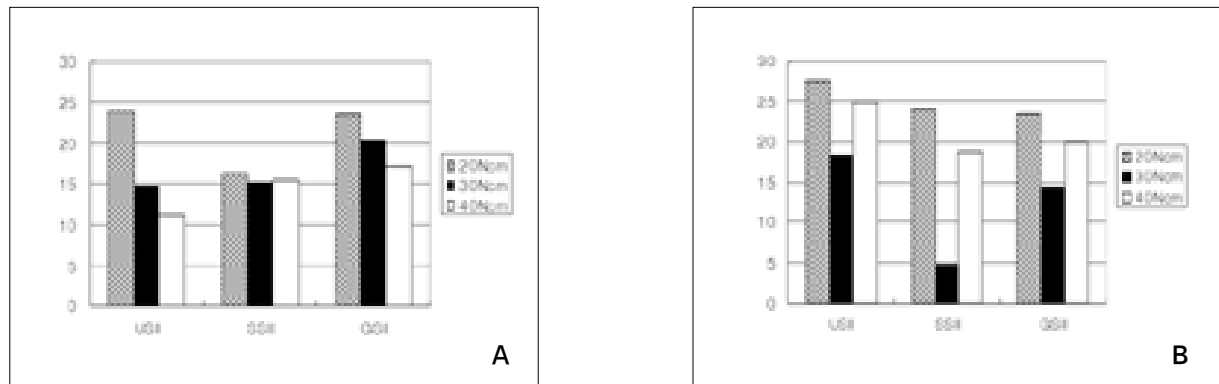


Fig. 6. Comparison of mean removal torque loss in each implant system. A, before cyclic loading; B, after cyclic loading.

Table VI. Results of one-way ANOVA test and Scheffe' s test for initial removal torque loss (%) in each system

Implant system	Tightening torque (Ncm)	Mean ± SD	Scheffe' s test	F	P
US II	20	24.1 ± 3.9	B	31.659	.000**
	30	14.8 ± 1.9	A		
	40	11.2 ± 1.6	A		
SS II	20	16.2 ± 4.2	A	0.157	0.857
	30	15.1 ± 1.8	A		
	40	15.5 ± 2.6	A		
GS II	20	23.5 ± 3.5	B	7.988	.006*
	30	20.5 ± 1.2	AB		
	40	17.2 ± 2.2	A		

P* < .01, *P* < .001.

Same letters in each system indicate values that were not statistically different (*P* > .05).

Table VII. Results of one-way ANOVA test and Scheffe' s test for initial removal torque loss (%) in each tightening torque value

Tightening torque (Ncm)	Implant system	Mean ± SD	Scheffe' s test	F	P
20	US II	24.1 ± 3.9	B	6.466	.012*
	SS II	16.2 ± 4.2	A		
	GS II	23.5 ± 3.5	B		
30	US II	14.8 ± 1.9	A	18.829	.000***
	SS II	15.1 ± 1.8	A		
	GS II	20.5 ± 1.2	B		
40	US II	11.2 ± 1.6	A	10.297	.002**
	SS II	15.5 ± 2.6	B		
	GS II	17.2 ± 2.2	B		

* $P < .05$, ** $P < .01$, *** $P < .001$.

Same letters in each tightening torque value indicate values that were not statistically different ($P > .05$).

Table VIII. Results of one-way ANOVA test and Scheffe' s test for postload removal torque loss (%) in each system

Tightening torque (Ncm)	Implant system	Mean ± SD	Scheffe' s test	F	P
US II	20	27.6 ± 2.5	B	16.943	.000*
	30	18.3 ± 1.6	A		
	40	25.0 ± 3.5	B		
SS II	20	24.1 ± 2.7	C	57.942	.000*
	30	4.8 ± 1.1	A		
	40	18.8 ± 4.2	B		
GS II	20	23.5 ± 2.3	B	16.942	.000*
	30	14.3 ± 3.5	A		
	40	20.0 ± 1.5	B		

* $P < .001$.

Same letters in each system indicate values that were not statistically different ($P > .05$).

Table IX. Results of one-way ANOVA test and Scheffe' s test for postload removal torque loss (%) in each tightening torque

Tightening torque (Ncm)	Implant system	Mean ± SD	Scheffe' s test	F	P
20	US II	27.6 ± 2.5	A	3.912	.049*
	SS II	24.1 ± 2.7	A		
	GS II	23.5 ± 2.3	A		
30	US II	18.3 ± 1.6	B	45.978	.000**
	SS II	4.8 ± 1.1	A		
	GS II	14.3 ± 3.5	B		
40	US II	25.0 ± 3.5	B	5.203	.024*
	SS II	18.8 ± 4.2	A		
	GS II	20.0 ± 1.5	AB		

* $P < .05$, ** $P < .001$.

Same letters in each tightening value indicate values that were not statistically different ($P > .05$).

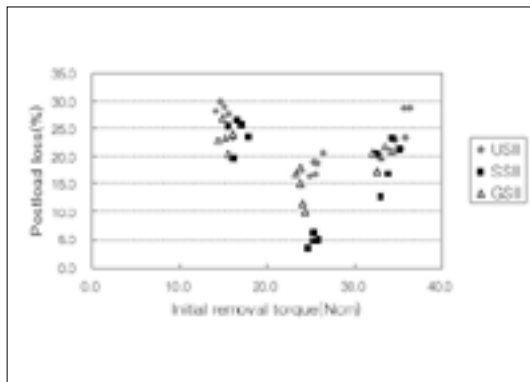


Fig. 7. Relation of initial removal torque values to post-load removal torque loss.

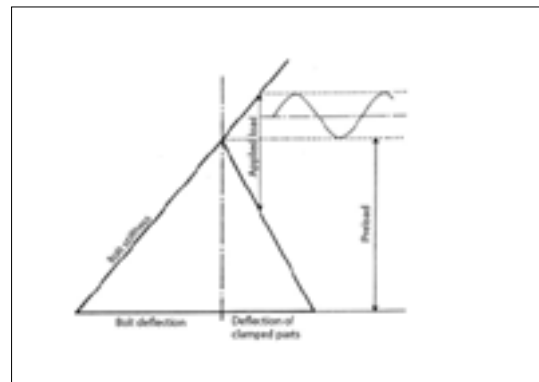


Fig. 8. Joint diagram for the gold screw and the components it clamps together.³⁷

템이 SS II와 GS II 시스템보다 낮게 나타났다 ($P < .05$) (Table VII).

각 시스템에서 조임회전력에 따른 하중 후 풀림회전력 상실률은 세 시스템 모두 30 Ncm의 조임회전력을 가했을 때 상실률이 가장 낮게 나타났다 ($P < .05$) (Table VIII). US II와 GS II 시스템에서는 20 Ncm와 40 Ncm 간의 상실률에 유의차가 없었으나 ($P > .05$), SS II 시스템에서는 20 Ncm에서 40 Ncm에 비해 상실률이 높게 나타났다 ($P < .05$).

동일 조임회전력 하에서 시스템간 하중 후 풀림회전력 상실률의 비교에서 20 Ncm의 조임회전력에서는 세 시스템간 상실률에 유의차가 없었으나 ($P > .05$), 30 Ncm과 40 Ncm에서는 SS II 시스템이 US II 시스템에 비해 상실률이 낮았다 ($P < .05$) (Table IX).

초기 풀림회전력과 하중 후 풀림회전력 상실률 간의 Pearson 분석에서 상관계수는 0.202로서 두 변수 간에 상관관계가 없는 것으로 나타났다 ($P > .05$) (Fig. 7).

고찰

나사 풀림의 두 가지 주된 요인은 나사 연결부에 가해지는 과도한 굽힘하중과 접촉면에서의 침하현상에 따른 전하중의 상실이다.⁸ Bickford 등¹⁰은 나사 풀림 과정을 두 단계로 설명하였는데, 먼저 나사 연결부에 가해진 외부 하중이 나사산 사이의 미세한 미끄럼을 일으켜 나사의 신장력을 감소시키고 이로 인해 전하중의 일부가 상실되며, 다음 단계로 전하중이 임계점 이하로 감소되면 외부하중이나 진동에너지가 접촉하고 있는 나사산의 회전을 야기하여 나사 풀림이 일어난다고 하였다. 따라서 전

하중이 클수록 나사산 사이의 마찰력이 커지고 전하중 상실로 인한 연결부 이개 가능성이 감소되어 나사 풀림 뿐만 아니라 피로 파절에 대한 저항성이 높아진다.²²

기능 시 나사 연결부에 발생하는 응력은 조임회전력 외에도 보철물의 적합불량이나 저작기능 등에 의해 야기되는 하중들의 총합으로 볼 수 있다.²³ 전하중은 고정체와 지대주간에 유발된 압축력으로서 나사 연결부의 안정성에 기여하지만, 부적절한 지대주 식립, 교합관계나 치관형태 등에 의한 과부하와 보철물의 적합불량은 나사 연결부에 인장력을 유발하여 나사의 풀림이나 파절을 초래할 수 있다.²⁴⁻²⁶ 또한 단일 임플란트 보철물에서는 비틀림 응력에 의한 나사 풀림이 발생할 가능성이 높기 때문에 적정 전하중에 의한 마찰력의 증가가 매우 중요하다.^{8,27}

나사 풀림을 야기하는 또 하나의 기전은 접촉면에서 일어나는 침하현상이다. 표면침하의 기전은 가공된 금속 표면은 완전히 평탄하지 못하다는 사실에 근거한다.^{8,28,29} 표면침하는 나사에 가해진 조임회전력이나 기능 하중에 의해 금속표면의 미세 거칠기가 평탄해지는 현상을 말하며, 이로 인해 지대주와 고정체 사이의 거리가 가까워져 나사의 인장력이 감소되면 나사의 풀림이 일어난다.⁸ Shigley 등³⁰은 최초 나사체결 시 초기 전하중의 10%가 접촉면의 침하현상으로 상실된다고 하였다. Cantwell³¹은 15시간 후 초기 전하중의 24.9%가 상실되었고 이러한 전하중 상실의 40.2%가 최초 10초 동안 발생하였으며, 15시간 경과 후에도 전하중의 상실이 계속 진행되었다고 보고하였다. 따라서 Siamos 등³²은 표면침하에 따른 전하중 감소를 최소화 하기 위해서는 새 나사 체결 시 10분 후에 조임회전력을 다시 적용하는 것이 필요하

며, 기능하중에 의한 표면침하를 보상하기 위해서는 조임회전력을 주기적으로 반복 적용해야 한다고 하였다. 본 연구에서는 이러한 보고들을 참고로 나사체결 시 10분 후 동일 조임회전력을 반복 적용하였다.

External butt joint와 internal cone 연결형태 간에는 임플란트 내부의 하중전달 기전 및 응력분포 양상이 서로 다르다. External butt joint에서는 조임회전력과 외부하중에 의한 응력이 나사에 집중된다.³³ 따라서 external butt joint의 연결부 안정성을 위해서는 적정 전하중의 적용이 매우 중요하다.^{14,34-36} 일반적으로 나사 연결부에 가해지는 인장력이 전하중을 초과하여 압축력이 소실되면 연결부의 이개가 발생하고, 하중이 직접 나사에 전달되어 나사의 소성변형에 의한 풀림이나 피로파괴가 유발될 가능성이 높아진다 (Fig 8).^{37,38} 따라서 적정 전하중이란 기능시 외부하중에 의한 추가적인 인장력이 항복강도를 초과하여 나사의 소성변형을 일으키지 않으면서 동시에 나사연결부의 이개를 최소화할 수 있는 나사신장에 의한 압축력의 크기라 할 수 있다.

한편 internal cone 연결형태를 갖는 임플란트 시스템에서는 조임회전력이 나사의 신장 뿐만 아니라 원추형 지대주의 침하로 인한 썸기효과로 전환되어 나타난다.³³ 또한 internal cone 연결형태에서는 기능하중이 대부분 경사계면을 통해 전달되며 지대주 나사에 가해지는 부하는 매우 제한적이므로 외부하중에 대한 연결부 안정성에 있어서 external butt joint 연결형태에 비해 우수한 것으로 보고 되고 있다.³⁹⁻⁴³

일반적으로 임플란트-지대주 나사의 연결부 안정성에 대한 연구 방법으로는 strain gauge⁴⁴로 고정체와 지대주간의 압축력을 측정하거나 micrometer를 이용하여 나사체결 전후의 길이를 비교하여 전하중을 측정하는 직접적인 방법¹⁵과 나사의 조임 회전각이나 풀림회전력을 측정하는 간접적인 방법²⁷이 있으며, 그 외 Periotest를 이용하여 나사 풀림 정도를 측정하는 방법⁴⁵ 등이 있다. 본 연구에서는 하중 전과 1개월간의 평균 저작회수에 해당하는 10⁶번의 반복하중 후의 지대주 나사 풀림회전력을 측정하여 나사 연결부의 안정성을 비교해 보고자 하였다.

본 실험 결과 조임회전력의 크기가 증가할수록 모든 시스템에서 각 지대주 나사의 초기 풀림회전력 뿐만 아니라 반복하중 후의 풀림회전력도 크게 나타났으며 (Table III, IV), 초기 풀림회전력 상실률은 조임회전력의 크기가 증가할수록 전반적으로 감소하는 경향을 보였다 (Table VI). 계면에서의 마찰력은 마찰계수와 압축력에 비례하므로, 조임회전력이 커짐에 따라 나사 신장 신장에 의한 고정체와 지대주간의 압축력 즉 전하중이 증가되

어 마찰력이 커지고 풀림회전력이 증가한다. 또한 조임회전력이 커질수록 압축력이 증가함에 따라 발생하는 표면간의 고착현상 (adhesion)은 접촉면의 마찰력을 증가시켜 나사 풀림에 대한 저항력을 증가시킨다.⁴⁶ 이는 조임회전력 증가에 따른 풀림회전력 상실률 감소의 한 기여요인이 될 수 있다.

한편 조임회전력 증가에 따른 풀림회전력 상실률의 감소는 internal cone 연결형태의 GS II와 SS II 시스템에 비하여 external butt joint 연결형태인 US II 시스템에서 더 현저하게 나타났다 (Table VII). 앞에서 언급한 것처럼 external butt joint 연결형태인 US II 시스템에서는 조임회전력이 주로 나사의 신장을 통한 압축력으로 전환되는 반면, 나사 조임 시 지대주의 수직적 침하가 일어나는 internal cone 연결형태의 GS II와 SS II 시스템에서는 external butt joint 연결형태에 비해 조임 회전각이 커지고 압축력이 작게 발생한다.⁴⁷ 따라서 조임회전력의 크기 변화가 나사의 신장 즉 압축력에 미치는 영향은 internal cone 연결형태보다 external butt joint 연결형태에서 더 크다고 추론해 볼 수 있다. 본 연구에서는 이러한 시스템간의 차이가 조임회전력이 작은 20 Ncm에서는 나타나지 않았지만 조임회전력이 증가할수록 유의하게 나타났다.

각 시스템에서 조임회전력에 따른 하중 후 풀림회전력 상실률은 세 시스템 모두 30 Ncm에서 가장 낮게 나타났다 (Table VIII). 이는 세 시스템 모두 30 Ncm의 조임회전력을 가했을 때 임플란트-지대주 나사 연결부의 안정성이 가장 잘 유지되었다는 결과로 해석할 수 있다. 전반적으로 20 Ncm의 조임회전력에서 하중 후 상실률이 가장 높게 나타나는 경향을 보였는데, 이는 낮은 조임회전력에 따른 압축력의 부족으로 계면간 마찰력이 작아 반복하중에 의한 미세 운동과 그에 따른 전하중의 잠식이 상대적으로 크게 발생되어 나타난 결과로 생각된다. 따라서 불충분한 조임회전력 적용이 임상에서 경험하는 나사 풀림의 주된 요인이라는 것을 알 수 있다.

본 연구에서 특이한 결과는 하중 후 풀림회전력이 가장 큰 40 Ncm의 조임회전력에서 30 Ncm보다 하중 후 풀림회전력 상실률이 더 크게 나타났다는 것이다. 본 연구에 앞서 나사의 항복강도를 알아보기 위한 예비실험에서 40 Ncm 이하의 조임회전력에서는 지대주 나사의 소성변형이 발생하지 않았으며, 조임회전력을 계속 증가시켰을 때 60 Ncm에서 나사 두부 육각홈의 변형이 먼저 발생하여 더 이상의 조임회전력 적용이 불가능하였다. 따라서 하중 후 상실률이 30 Ncm보다 40 Ncm에서 증가된 이유는 큰 조임회전력에 의해 나사가 항복강도에 더 근접하게 신장되고, 여기에 반복 하중으로 인한 추가적

인 신장이 나사의 탄성범위를 초과한 소성변형과 그에 따른 전하중의 감소를 야기하여 나타난 결과로 추론해 볼 수 있으나 (Fig. 8), 이에 대한 추후 검증이 필요하리라 생각된다.

동일 조임회전력 하에서 시스템 간 하중 후 풀림회전력 상실률은 20 Ncm에서는 차이가 없었으나, 30 Ncm과 40 Ncm에서는 SS II, GS II, 그리고 US II 순으로 높아지는 경향을 보였다 (Table IX). 외부하중에 의한 풀림 회전력 상실, 즉 나사의 신장력 감소는 표면 침하 외에도 external butt joint 연결형태에서는 계면에서의 미세 미끄러짐이 주된 요인이라 할 수 있으나, internal cone 연결형태에서는 미세 운동뿐만 아니라 원추형 지대주의 침하가 기여요인으로 작용할 수 있다. 본 연구에서 internal cone 연결형태의 시스템들에서 external butt joint 연결형태보다 하중 후 나사의 풀림회전력 상실이 감소된 것은, internal cone 연결형태에서는 조임회전력이 증가할수록 나사 신장뿐만 아니라 원추형 지대주의 썩기효과가 커지고 또한 외부하중에 대한 경사계면에서의 측방 지지 효과를 갖고 있기 때문에 지대주 나사 연결부의 미세 운동이 크게 제한되어 나타난 결과로 해석할 수 있을 것이다. 특히 one stage용 임플랜트 시스템인 SS II 시스템은 2.8 mm 높이의 collar를 갖고 있기 때문에 같은 하중조건에서 다른 시스템보다 발생하는 모멘트의 크기가 작으며, GS II 시스템과는 달리 지대주에 합착되는 금속관이 고정체 상부의 경사면에 접촉하기 때문에 외부하중에 의한 지대주 침하가 거의 발생하지 않는다. 이러한 SS II 시스템의 특성은 적정 조임회전력으로 간주되는 30 Ncm의 조임회전력에서 다른 시스템에 비해 하중 후 풀림회전력 상실률이 현저히 작게 나타나는 것으로도 확인 할 수 있다.

본 연구에서 비록 하중 후 풀림회전력 값이 세 실험군 모두 40 Ncm의 조임회전력을 가했을 때 가장 높게 유지되고 있었으나, 하중 후 풀림회전력 상실률은 30 Ncm에서 가장 작게 나타났다. 이러한 결과는 본 연구조건과 같이 1년간의 기능 후의 연결부 안정성이 40 Ncm의 조임회전력을 적용하였을 때 더 높다는 것으로 해석 될 수 있으나, 하중 후 풀림회전력 상실률을 고려해볼 때, 이후 주기적인 나사 조임을 시행하지 않는다면 오히려 30 Ncm를 적용하는 것이 전하중을 유지하는데 더 바람직한 방법이 될 수 있다는 것을 의미한다. 추후 이에 대한 보다 장기적인 연구가 필요하리라 생각된다. 또한 본 연구 결과 모든 시스템에서 하중 후 풀림회전력 상실률이 모두 30 Ncm에서 가장 낮게 나타났는데 이는 본 연구조건에 한정된 결과이므로 제한적인 해석과 임상적용이 필요하다고 생각된다.

본 연구에서 초기 풀림회전력은 모든 임플랜트 시스템에서 조임회전력이 커짐에 따라 증가하였으나 하중 후 풀림회전력 상실률은 시스템 종류와 조임회전력의 크기에 따라 서로 다른 결과를 나타내었으며, Pearson 분석 결과 (Fig. 7) 두 변수 간에는 상관관계가 없는 것으로 나타났다. 따라서 임플랜트 시스템의 지대주 연결부 안정성을 비교하는데 있어 단순히 초기 풀림회전력을 비교하는 것은 의미가 없으며 충분한 횟수의 반복 하중 후의 직접 또는 간접적인 전하중 비교가 바람직한 방법이라 생각된다. 이는 기능하중 하의 연결부 안정성은 조임회전력에 의한 전하중 외에도 각 임플랜트 시스템이 갖고 있는 재질, 두께, 형태, 가공 정확도, 윤활제의 사용, 그리고 표면 거칠기 등의 여러 변수에 의해 달라질 수 있기 때문이다.

본 연구는 치과용 임플랜트의 피로실험에 관한 ISO 규정⁴⁶에 준하여 실험 조건을 설정하였다. 실험 오차를 줄이기 위하여 동일한 실험자가 실험을 반복하였으며, 특히 연구의 주요변수인 지대주 나사와 고정체는 반복 체결에 따른 표면 변화의 영향을 배제하기 위해 각 측정 항목마다 다섯 개씩 새 것으로 교환하여 실험하였다. 그러나 제한된 시편 수, 부품 제작 시에 나타날 수 있는 가공 오차 등은 측정 결과에 다소의 영향을 주었을 것으로 생각된다. 그럼에도 불구하고 본 연구 결과는 조임회전력의 일률적인 적용에 앞서 제조사별로 각 임플랜트 시스템에 대한 적정 조임회전력 값에 대한 연구가 선행되어야 함을 시사한다고 생각한다.

결론

본 연구에서는 external butt joint 연결형태를 갖는 US II 시스템과 8°의 internal cone 연결형태의 SS II 시스템 및 11°의 internal cone 연결형태의 GS II 시스템에서 20 Ncm, 30 Ncm, 그리고 40 Ncm의 각기 다른 조임회전력을 적용한 후 초기 풀림회전력 및 상실률과 10°회의 반복하중 후의 풀림회전력 및 상실률을 비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 초기 풀림회전력과 하중 후 풀림회전력은 조임회전력의 크기가 증가할수록 크게 나타났다 ($P < .05$).
2. 초기 풀림회전력 상실률은 SS II 시스템에서는 조임회전력 크기에 따른 차이가 없었으나 ($P > .05$), GS II와 US II에서는 20 Ncm 보다 40 Ncm의 조임회전력에서 더 낮게 나타났다 ($P < .05$).
3. 하중 후 풀림회전력 상실률은 세 시스템 모두 30 Ncm의 조임회전력을 가했을 때 가장 낮게 나타났다

($P < .05$).

4. 하중 후 풀림회전력 상실률은 SS II, GS II, 그리고 US II 순으로 높아지는 경향을 보였다.
5. 초기 풀림회전력과 하중 후 풀림회전력 상실률 간에는 상관관계가 없었다 ($P > .05$).

이상의 결과로부터 임플란트 시스템의 종류뿐만 아니라 조임회전력의 크기 또한 지대주 나사의 풀림회전력 상실에 영향을 준다는 것을 알 수 있다. 따라서 임플란트-지대주 나사 연결부 안정성 유지를 위해서는 임플란트 시스템마다 적정 조임회전력이 제시되어야 하고, 또한 임상에서 이를 준수하는 것이 매우 중요하다고 생각 된다.

참고문헌

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
2. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegration oral implants. *J Prosthet Dent* 1988;60:75-84.
3. Johansson G, Plamqvist S. Complications, supplementary treatment, and maintenance in edentulous arches with implant-supported fixed prostheses. *Int J Prosthodont* 1990;3:89-92.
4. Tolman DE, Laney WR. Tissue-integrated prosthesis complications. *Int J Oral maxillofac implants* 1992;7:477-84.
5. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:90-4.
6. Hemmings KW, Schmitt A, Zarb GA. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a 5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:191-6.
7. Jemt T, Patterson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent* 1993;21:203-8.
8. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353-9.
9. Misch CE. Principles for screw-retained prostheses. in: Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. 2nd ed., Missouri: CV Mosby 1999:575-93.
10. Bickford JH. *An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints*. New York Marcel Dekker 1995:515-64.
11. Sakaguchi RL, Sun T, Haack JE. External strain distribution on implant prosthetic components. *J Dent Res* 1994;73:232.
12. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. *Implant Screw Mechanics*. Dent Clinics North Am 1998;42:71-89.
13. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-7.
14. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592-9.
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. Murat C. , Kivan Ak a, Ergin Tönük. Accuracy of a manual torque application device for morse-taper implants: a technical note *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:743-8.
17. Griffith HT. Suggested tightening torques for structural bolts. *Fastener Technology/February* 1087. In: *Torque Tensioning: A Ten Part Compilation*. Stow, OH:Fastener Technology, Jan-Dec 1087.
18. Lang L.A, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent* 2003;90:539-46.
19. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Comparison of "look-alike" implant prosthetic retaining screws. *J Prosthodont*. 1995;4:23-7.
20. Binon P, Franz, Brunski J, Gulbransen H. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(supplement):48.
21. Gibb CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK, Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 1986;56:226-9.
22. Khraisat A, Stegaroiu A, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604-10.
23. Tan KB, Nicholls JI. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:367-77.
24. Lazzara RJ. Criteria for implant selection: surgical and prosthetic consideration. *Pract Perio Aesthet Dent* 1994;6:55-62.
25. Binon P. Screw joints, components, and other intimate relationships. *J Prosthet Dent* 1994;72:625.
26. Cavazos E, Bell FA. Preventing loosening of implant abutment screws. *J Prosthet Dent* 1996;75:566-9.
27. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268-75.
28. Mengel R, Buns CE, Mengel C, Flores-de-Jacoby L. An in vitro study of the treatment of implant surfaces with different instruments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:91-6.
29. Helsingen A, Lyberg T. Comparative stress analysis and clinical performance studies of Branemark implants and related clones. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:422-30.
30. Shigley JE, Mische CR. *Standard Handbook of Machine Designs*. New York; McGraw-Hill; 1986.
31. Cantwell A, Hobkirk JA, Preload loss in gold prosthesis-re-

- taining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:124-32.
32. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported restorations. *J Oral Implantol* 2002;28:67-73.
 33. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection : an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519-26.
 34. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:156-8.
 35. Binon PP. Implants and components: Entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:76-94.
 36. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:295-302.
 37. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:26-33.
 38. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implant* 1989;4:241-7.
 39. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995;73:36-43.
 40. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clinical Oral Implants Research* 1997;8:290-8.
 41. Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:137-41.
 42. Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:516-20.
 43. Sutter F, Weber HP, Sorenson J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: Design and engineering. 1993;13:409-43.
 44. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001;85:47-52.
 45. Faulkner MG, Wolfaardt JF, Chan A. Measuring abutment/implant joint integrity with the Periotest instrument. *Int J Oral Maxillofac Implant* 1999;14:681-8.
 46. Sin HC. About the coefficient of friction. *J KSTLE* 1986;4:29-41.
 47. Choi JU, Jeong CM, Jeon YC, Lim JS, Jeong HC, Eom TG. Influence of tungsten carbide/carbon coating on the preload of implant abutment screws. *J Kor Acad Prosthodont* 2006;44:229-42.
 48. ISO/DIS 14801 Dental implants - Dynamic continuous fatigue test, International Organization for Standardization, 2001.

Influence of Tightening Torque on Implant-Abutment Screw Joint Stability

Hyon-Mo Shin, DDS, MSD, Chang-Mo Jeong, DDS, MSD, PhD,
Yonung-Chan Jeon, DDS, MSD, PhD, Mi-Jeong Yun, DDS, MSD, Ji-Hoon Yoon*
Department of Dentistry, Graduate School, Pusan National University,
*Osstem Implant Research Center

Statement of problem: Within the elastic limit of the screw, the greater the preload, the tighter and more secure the screw joint. However, additional tensile forces can incur plastic deformation of the abutment screw when functional loads are superimposed on preload stresses, and they can elicit the loosening or fracture of the abutment screw. Therefore, it is necessary to find the optimum preload that will maximize fatigue life and simultaneously offer a reasonable degree of protection against loosening. Another critical factor in addition to the applied torque which can affect the amount of preload is the joint connection type between implant and abutment. **Purpose:** The purpose of this study was to evaluate the influence of tightening torque on the implant-abutment screw joint stability. **Material and methods:** Respectively, three different amount of tightening torque (20, 30, and 40 Ncm) were applied to implant systems with three different joint connections, one external butt joint and two internal cones. The initial removal torque value and the postload (cyclic loading up to 100,000 cycles) removal torque value of the abutment screw were measured with digital torque gauge. Then rate of the initial and the postload removal torque loss were calculated for the comparison of the effect of tightening torques and joint connection types between implant and abutment on the joint stability. **Results and conclusion:** 1. Increase in tightening torque value resulted in significant increase in initial and postload removal torque value in all implant systems ($P < .05$). 2. Initial removal torque loss rates in SS II system were not significantly different when three different tightening torque values were applied ($P > .05$), however GS II and US II systems exhibited significantly lower loss rates with 40 Ncm torque value than with 20 Ncm ($P < .05$). 3. In all implant systems, postload removal torque loss rates were lowest when the torque value of 30 Ncm was applied ($P < .05$). 4. Postload removal torque loss rates tended to increase in order of SS II, GS II and US II system. 5. There was no correlation between initial removal torque value and postload removal torque loss rate ($P > .05$).

Key words: Tightening torque, Abutment screw, Preload, Joint Stability

Corresponding Author: **Chang-Mo Jeong**

Department of Dentistry, Graduate School, Pusan National University

10 Iga Ami-dong, Seo-gu, Pusan, 602-739, Korea

+82 51 240 7438; e-mail, cmjeong@pusan.ac.kr

Received March 24, 2008; Last Revision April 30, 2008; Accepted August 18, 2008.