

# 임플란트 지대주 나사의 텅스텐 카바이드/탄소 코팅이 나사풀림에 미치는 영향

박재경 · 정창모 · 전영찬 · 윤지훈\*

부산대학교 치과대학 치과보철학교실, \*오스템 임플란트 연구소

임플란트 보철물에서 각 구성 요소를 연결하는 나사 풀림 현상이 흔히 발생하고 있다. 나사 풀림을 최소화하기 위해서 연결 구성 부품 사이의 압축력을 최대로 하는 것이 중요한데, 나사 신장의 허용 한계 내에서 조임회전력을 증가시켜 나사 내부의 인장력 즉 전하중을 극대화하기 위해서는 마찰 계수를 감소시켜 초기 조임회전력의 손실을 최소화해야 한다. 건조 윤활제를 나사 표면에 코팅한 나사들이 전하중을 증가시키고 나사 풀림을 감소시키나 나사의 반복체결에 따른 코팅표면의 마모가 문제점으로 지적되고 있다. 최근 내마모성이 우수하며 동시에 나사의 마찰 저항을 최소화할 수 있는 텅스텐 카바이드/탄소 코팅을 이용한 나사가 임상에 사용되고 있으나 실제적으로 연결부 안정성에 미치는 영향에 관한 연구는 미미한 편이다.

이에 본 연구에서는 external butt joint 형태를 가지는 US II 시스템과 one stage용 8도의 internal cone 연결형태의 SS II 시스템 및 11도의 internal cone 연결형태의 GS II 시스템에서 티타늄 합금 나사의 텅스텐 카바이드/탄소 코팅이 지대주 나사 풀림에 미치는 영향을 알아보기 위하여 100만 회 반복 하중 전후의 풀림회전력 및 상실률을 비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 초기 풀림회전력은 티타늄 합금나사보다 텅스텐 카바이드/탄소 코팅 나사를 사용한 경우 작게 나타났으며 (P<.01), 동일 나사를 사용한 경우에는 임플란트 시스템 간에 차이가 없었다 (P>.05).
2. 반복하중에 따른 풀림회전력의 상실률은 두 나사 모두에서 external butt joint 형태의 US II 시스템이 internal cone 연결형태의 SS II 와 GS II 시스템 보다 크게 나타났으나, SS II 와 GS II 시스템 사이에는 차이를 보이지 않았다 (P<.01).
3. 텅스텐 카바이드/탄소 코팅 나사를 사용한 경우 티타늄 합금 나사에 비해 모든 시스템에서 반복하중 후 풀림회전력 상실률이 작게 나타났으며 (P<.01), 코팅 나사 사용으로 인한 상실률의 감소차는 임플란트 시스템 간에 차이를 보이지 않았다 (P>.05). (대한치과보철학회지 2008;46:137-47)

주요단어 : 임플란트, 반복하중, 코팅, 나사풀림

## 서론

치아 상실로 인한 완전 혹은 부분 무치악 환자의 구강 기능 회복을 위해 임플란트 치료가 매우 효과적인 방법으로 평가되고 있으나, 장기간의 임상 연구를 통해 아직도 많은 생물학적, 생역학적 실패가 보고되고 있다.<sup>1,2</sup> 이중 생역학적으로 발생하는 가장 흔한 문제는 각 구성 요소를 연결하는 나사풀림 현상으로, 다양한 임플란트 보철물에서 나타나며 주로 구치부 단일 임플란트 보철물에서 자주 발생한다.<sup>3,4</sup>

나사풀림은 구성 부품의 적합도와 기하학적 형태, 골의 탄성, 조임회전력, 그리고 외부하중 등과 관련이 있다.<sup>5</sup> 이러한 요소 중 나사풀림을 최소화하기 위해서 임상적으로 조절 가능한 방법은 연결부에 가해지는 외부하중의 크기를 가능한 한 줄이고, 연결 구성 부품 사이의 압축력을 최대로 하는 것이다. 외부하중을 줄이기 위해서는 올바른 위치에 고정체를 식립하고 임플란트의 장축을 따라 하중이 전달되도록 보철물을 설계함으로써 모멘트에 의한 과도한 응력집중이 되지 않도록 하여야 한다.<sup>6,7</sup> 그리고 연결부의 압축력을 최대로 하기 위해서는

교신저자: 정창모

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

원고접수일: 2007년 11월 23일 / 원고최종수정일: 2008년 4월 14일 / 원고채택일: 2008년 4월 22일

나사 신장의 허용 한계 내에서 조임회전력을 증가시켜 나사 내부의 인장력 즉 전하중을 극대화시켜야 하는데<sup>6</sup> 전하중이 증가하면 연결부의 나사풀림이 감소하고 피로 수명이 길어진다.<sup>8,9</sup>

조임회전력과 전하중의 관계에는 나사의 금속학적 성질, 기하학적 형태, 마찰계수 등이 영향을 미치는데 이 중 마찰계수가 다른 요소들에 비해 더 중요한 의미를 가지며, 마찰계수는 나사산의 경도, 표면마무리, 조임속도, 그리고 윤활제의 양 및 성질에 의존한다.<sup>8</sup> 초기 조임회전력의 약 90%는 마찰을 극복하는데 사용되고 단지 10%정도가 전하중을 유발한다.<sup>10</sup> 따라서 마찰계수를 감소시켜 초기 조임회전력의 손실을 최소화하기 위한 다양한 시도와 연구가 있었는데,<sup>11-13</sup> 근래에는 건조 윤활제로서 마찰계수가 적은 코팅 재료를 나사표면에 적용하여 전하중을 효과적으로 증가시킬 수 있는 방법이 주목받고 있다.

3i (Implant Innovation, USA)의 순금 코팅 나사인 GoldTite와 Steri-Oss (Nobel Biocare, USA)의 테프론 코팅 나사인 TorqTite가 건조 윤활제를 나사에 적용한 대표적인 예로써, 이렇게 코팅된 나사들은 전하중을 증가시키고 나사풀림을 감소시키는 것으로 보고되고 있으나 나사의 반복체결에 따른 코팅표면의 마모가 문제점으로 지적되었다.<sup>14</sup> 이에 최근에는 내마모성이 우수하고 나사의 마찰저항이 작은 것으로 알려져 있는 텅스텐 카바이드/탄소 코팅 나사가 임상에 사용되고 있다.<sup>15,16</sup>

텅스텐 카바이드/탄소 코팅은 텅스텐 카바이드를 탄소와 혼합하여 만든 무정형의 초경합금 코팅으로 텅스텐 카바이드 층과 탄소 층이 원자 두께로 교차하여 다층 구조를 이루고 있으며 내마모성, 내식성, 내열성이 우수하여 절삭공구 및 기계부품에 주로 이용되고 있다.<sup>15</sup> 비록 이러한 텅스텐 카바이드/탄소를 이용한 나사 코팅이 전하중 증가에 기여할 것으로 예상할 수 있고 또한 현재 임상에 사용되고 있기는 하지만, 이러한 나사 코팅이 실제적으로 연결부 안정성에 미치는 영향에 관한 연구는 미미한 편이다. 최 등<sup>16</sup>은 텅스텐 카바이드/탄소 코팅 나사를 사용함으로써 임플란트와 지대주간의 압축력이 크게 증가되고 또한 반복체결 후에도 코팅표면이 안정하게 유지되어 일정한 전하중을 유지할 수 있었음을 보고한 바 있다. 그러나 이 연구<sup>16</sup>는 초기 나사 조임 시 텅스텐 카바이드/탄소 코팅의 낮은 마찰계수로 인한 전하중 증가 효과만을 비교한 연구 결과이므로 나사 코팅으로 인한 전하중 증가가 기능하중 후 연결부 안정성 향상에 어느 정도 영향을 미치는지, 그리고 연결부의 기하학적 형태가 다른 임플란트 시스템들에서는 어떠한 차이를 나타내는지에 대한 비교 검토가 필요하리라 생각되었다.

이에 본 연구에서는 external butt joint 형태와 internal cone 연결형태를 가진 두 가지 다른 임플란트 시스템들에서 지대주 나사의 텅스텐 카바이드/탄소 코팅이 임플란트-지대주 나사연결부의 안정성에 미치는 영향을 장기간에 걸친 반복하중 전후의 풀림회전력 측정을 통해 알아보고자 하였다.

## 연구 재료 및 방법

### 1. 연구재료

본 연구에서는 Osstem Implant (Korea)의 external butt joint를 가지는 US II 시스템과 one stage용 8도 internal conical joint를 가지는 SS II 및 11도 internal conical joint를 가지는 GS II 시스템을 사용하였다 (Fig. 1). 지대주는 시스템 별로 시멘트 유지형 지대주인 Cemented abutment, ComOcta abutment 및 Transfer abutment를 사용하였으며 (Table I), 지대주 나사는 각 시스템의 티타늄 합금 나사 (Ta)와 텅스텐 카바이드와 탄소를 표면 처리한 티타늄 합금 나사 (WC/CTa)를 사용하였다 (Fig. 2).

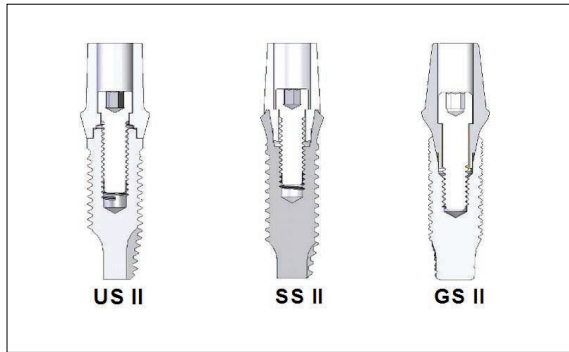
### 2. 연구방법

#### (1) 초기 풀림회전력 측정

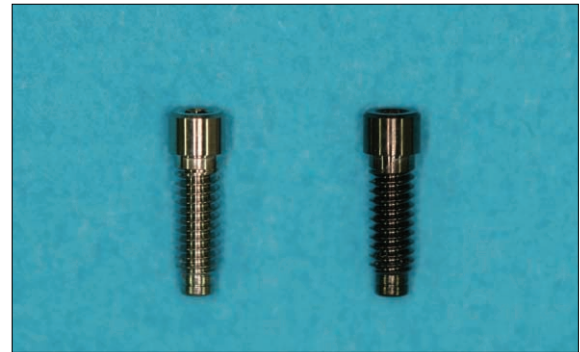
임플란트 고정체를 별도 제작된 지그에 고정시키고 표준화를 위하여 0.1Ncm단위로 최대 135Ncm까지 측정가능하고 0.5%의 측정 오차를 갖는 디지털 토크게이지 (MGT12E, MARK-10 corp., USA)를 이용하여 각 지대주 나사에 제조회사의 지시에 따라 30Ncm의 조임회전력을 가하고 17 계면의 표면침하에 따른 전하중 소실을 보상하기 위해 10분 후 동일 조임회전력을 한 번 더 적용하였다 (Fig. 3).<sup>18</sup> 다음 각 지대주 나사의 풀림회전력을 디지털 토크게이지로 측정하였으며, 지대주 나사의 반복체결은 계면의 표면을 변화시켜 실험 결과에 영향을 줄 수 있으므로 세 가지 시스템에 대하여 지대주 나사 별로 5개씩, 총 30조의 새로운 고정체와 지대주 및 지대주 나사를 사용하였다.

#### (2) 하중 후 풀림회전력 측정

초기 풀림회전력 측정과 같은 방법으로 30Ncm의 조임회전력을 가하여 지대주를 지대주 나사로 체결하였다. 이때 one stage용 임플란트로서 자체 collar를 가지고 있는 SS II 시스템에서는 US II와 GS II 시스템의 지대주와 유사한 상단 높이를 가지는 지대주를 선택하여 사용하였다.



**Fig. 1.** Sectional views of three implant systems showing interface and attached abutment.

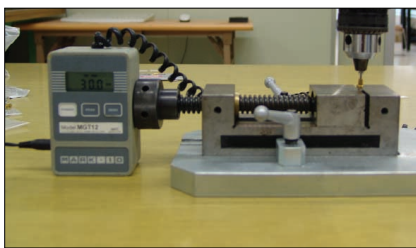


**Fig. 2.** Two abutment screws of different surface in US II Implant system: left, titanium alloy screw; right, tungsten carbide/carbon-coated titanium alloy screw.

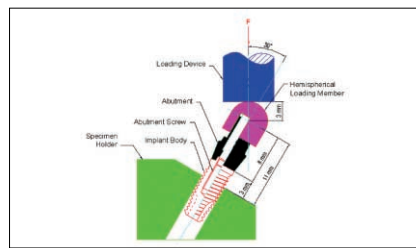
**Table I.** Features of implant abutment systems

Implant system	Implant $\phi$ mm (grade IV)	Implant/abutment interface	Abutment (grade III)	Abutment screw (Ti-6Al-4V)
US II	4.0	External butt joint	Cemented	Ta WC/CTa
SS II	4.1	8° Morse taper (internal octagon)	ComOcta	Ta WC/CTa
GS II	4.0	11° Morse taper (internal hexagon)	Transfer	Ta WC/CTa

Ta=titanium alloy; WC/CTa=tungsten carbide/carbon-coated titanium alloy.



**Fig. 3.** Assembly of digital torque value measurement apparatus.



**Fig. 4.** Schematic diagram of cyclic loading condition.



**Fig. 5.** Cyclic loading system.

공압식 피로시험기 (Fatigue tester, Osstem Co. Ltd., Seoul, Korea)에 임플란트 고정체를 치과용 임플란트의 피로시험에 관한 ISO 규정<sup>10)</sup>을 참고하여 Fig. 4와 같이 변연골이 3mm 흡수된 조건으로 고정시켰다. 다음 내부형태가 각 지대주 형태에 맞게 선반 가공된, 상단이 반구 형태를 갖

는 동일한 높이의 원통형 스테인리스 스틸 금속관을 임플란트용 methyl methacrylate 레진계 임시 접착제 (Premier Implant Cement, Premier Dental Product Company, USA)로 합착하여 고정체 고정점에서 보철물 반구의 중심점까지의 거리가 총 11mm가 되도록 하였다.

하중 조건은 임플란트로 지지되는 고정성 보철물에 대한 최대 구치부 교합력<sup>20</sup>과 기능 중 구치부 임플란트의 최대 수직 교합력<sup>21</sup>을 참고하여 최소 하중은 10N, 최대 하중은 250N의 sine형 반복하중을 30도의 경사각도로 가하였으며, 하중 주기는 저작 주기와 유사한 2Hz로 정하여<sup>22</sup> 항온항습실 (온도 22℃, 습도 38%)에서 약 1년간의 평균 저작회수에 해당하는 100만 회<sup>23</sup>의 반복하중을 적용하였다 (Fig. 5).

반복하중 후 디지털 토크게이지를 이용하여 풀림회전력을 측정하였다. 하중 후 풀림회전력 측정 역시 총 30조의 새로운 고정체와 지대주 및 지대주 나사를 실험에 이용하였다.

(3) 통계처리

SPSS (Release 12.0, SPSS Inc., USA)를 사용하여 초기 풀림회전력과 하중 후 풀림회전력 및 풀림회전력 상실률의 평균값과 표준편차를 계산하고, 나사와 시스템 종류에 따른 차를 검정하였다.

나사 종류에 따른 초기 풀림회전력의 차이는 Wilcoxon t-test를 이용하고 각 나사에서 임플란트 시스템에 따른 초기 풀림회전력의 차이는 일원배치 분산분석법을 이용하여 각각의 유의성을 검정하였다.

반복하중으로 인한 풀림회전력 상실률을 다음 공식으로 계산하였다.

$$\text{하중 후 풀림회전력 상실률 (\%)} = \frac{(\text{초기 풀림회전력} - \text{하중 후 풀림회전력})}{\text{초기 풀림회전력}} \times 100$$

임플란트 시스템과 나사 종류에 따른 풀림회전력 상실률의 유의차를 일원배치 분산분석법으로 분석하고 Scheffe's test와 Wilcoxon t-test로 각각 사후검정하였으며, 각 임플란트 시스템에서 텅스텐 카바이드/탄소 코팅으로 인한 풀림회전력상실률의 감소효과, 즉 나사 종류에 따른 풀림회전력 상실률의 차이를 계산하고 이 계산치 간의 유의차를 일원배치 분산분석법으로 알아보았다.

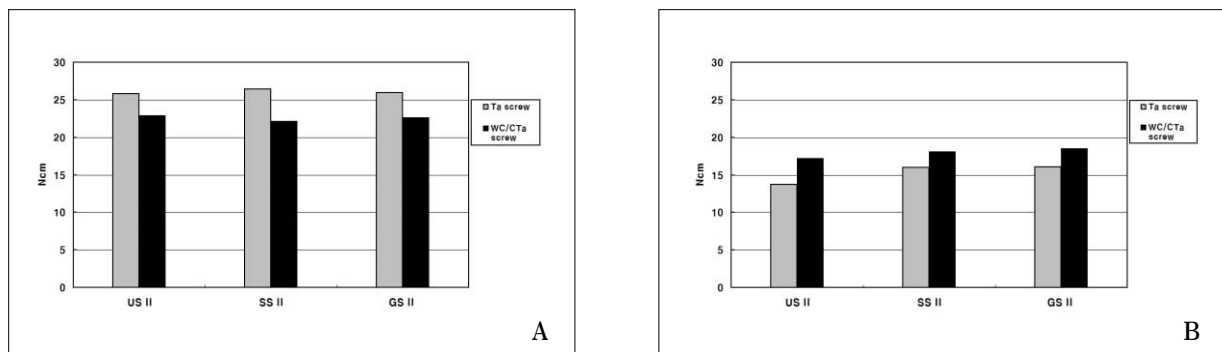
**Table II.** Mean values±SDs of initial and postload removal torques (Ncm)

Implant system	Abutment screw	Initial*	Postload**
US II	Ta	25.78±0.52	13.70±0.70
	WC/CTa	22.86±0.47	17.18±0.82
SS II	Ta	26.46±0.60	16.00±0.52
	WC/CTa	22.10±0.89	18.08±0.39
GS II	Ta	25.96±0.29	16.06±0.43
	WC/CTa	22.56±0.48	18.48±0.43

Ta=titanium alloy; WC/CTa=tungsten carbide/carbon-coated titanium alloy.

\*Removal torque values before cyclic loading.

\*\*Removal torque values after cyclic loading.



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

**Table III.** Results of Wilcoxon t-test for initial removal torque values of each screw in different implant systems

Implant system	Abutment screw	Mean ±SD(Ncm)	Z
US II	Ta	25.78±0.52	-2.619*
	WC/CTa	22.86±0.47	
SS II	Ta	26.46±0.60	-2.611*
	WC/CTa	22.10±0.89	
GS II	Ta	25.96±0.29	-2.619*
	WC/CTa	22.56±0.48	

Ta=titanium alloy; WC/CTa=tungsten carbide/carbon-coated titanium alloy.

\*P<.01

**Table IV.** Comparison of initial removal torque values for each implant system in two screws by one-way ANOVA

Abutment screw	Implant system	Mean ±SD(Ncm)	F
Ta	USII	25.78±0.52	2.612*
	SSII	26.46±0.60	
	GSII	25.96±0.28	
WC/CTa	USII	22.86±0.47	1.750*
	SSII	22.10±0.89	
	GSII	22.56±0.48	

Ta=titanium alloy; WC/CTa=tungsten carbide/carbon-coated titanium alloy.

\*P>.05

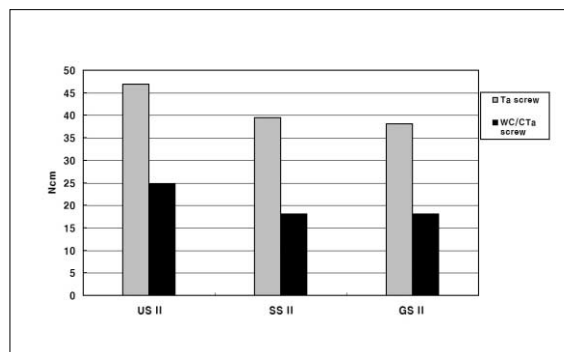
**Table V.** Mean values ± SDs of removal torque loss (%) as a result of cyclic loading

Implant System	Abutment screw	Removal torque loss*	Difference of removal torque loss**
US II	Ta	46.87 ± 2.29	22.04 ± 5.14
	WC/CTa	24.83 ± 3.73	
SS II	Ta	39.51 ± 2.22	21.39 ± 2.77
	WC/CTa	18.12 ± 2.57	
GS II	Ta	38.12 ± 2.02	20.03 ± 1.86
	WC/CTa	18.09 ± 0.31	

Ta=titanium alloy; WC/CTa=tungsten carbide/carbon-coated titanium alloy.

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

\*\*Removal torque loss of Ta-removal torque loss of WC/CTa.



**Fig. 7.** Comparison of mean removal torque loss (%).

**Table VI.** Two-way ANOVA for removal torque loss: implant system versus abutment screw

Source of variation	F	P
Implant system	31.553	.000
Abutment screw	578.177	.000
Implant system * Abutment screw	.448	.644

**Table VII.** Results of Wilcoxon t-test for removal torque loss (%) of each screw in different implant systems

Implant System	Abutment screw	Mean ± SD	Z
US II	Ta	46.87 ± 2.29	-2.611*
	WC/CTa	24.83 ± 3.73	
SS II	Ta	39.51 ± 2.22	-2.611*
	WC/CTa	18.12 ± 2.57	
GS II	Ta	38.12 ± 2.02	-2.611*
	WC/CTa	18.09 ± 0.31	

Ta=titanium alloy; WC/CTa=tungsten carbide/carbon-coated titanium alloy.

\*P<.01

**Table VIII.** One-way ANOVA for difference of removal torque loss (%) of two screws in different implant systems

Implant System	Mean ± SD	F	P
US II	22.04 ± 5.14	.415	.669
SS II	21.39 ± 2.77		
GS II	20.04 ± 1.86		

WC/CTa=tungsten carbide/carbon-coated titanium alloy.

**Table IX.** Results of Scheffe' s test for removal torque loss (%) of each implant system in two screws

Abutment screw	Implant System	Mean ± SD	Scheffe' s	F	P
Ta	US II	46.87 ± 2.29	A	23.207	.000
	SS II	39.51 ± 2.22	B		
	GS II	38.12 ± 2.02	B		
WC/CTa	US II	24.83 ± 3.73	A	11.002	.002
	SS II	18.12 ± 2.57	B		
	GS II	18.09 ± 0.31	B		

Ta=titanium alloy; WC/CTa=tungsten carbide/carbon-coated titanium alloy.

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

## 연구성적

각 임플란트 시스템에서 코팅 유무에 따른 지대주 나사의 초기 풀림회전력과 하중 후 풀림회전력의 평균값과 표준편차는 Table II와 같고, 이를 Fig. 6에 나타내었다.

모든 임플란트 시스템에서 WC/CTa 나사의 초기 풀림회전력이 Ta나사를 사용한 경우보다 작았으며 (P<.01)

(Table III), 동일 나사를 사용한 경우에는 임플란트 시스템에 따른 차이는 없었다 (P>.05, Table IV).

Table V과 Fig. 7에는 하중 전후의 풀림회전력 차이를 상실률로 환산한 평균값과 표준편차, 그리고 나사 종류에 따른 풀림회전력 상실률의 차이를 나타내었다.

이원배치 분산분석법을 실시한 결과 임플란트 시스템과 나사사이에는 교호작용은 없었으며 (P>.05), 나사 간

그리고 임플란트 시스템 간에는 각각 차이가 있었다 ( $P < .001$ , Table VI).

나사종류에 따른 반복하중 후의 풀림회전력 상실률은 모든 임플란트 시스템에서 Ta 나사보다 WC/CTa 나사가 낮았으며 ( $P < .01$ , Table VII), WC/CTa 나사를 사용함으로써 US II 시스템에서 Ta 나사에 비해 22.04%, SS II 시스템에서 21.39%, 그리고 GS II 시스템에서 20.03%의 풀림회전력 상실률이 감소하였으나 임플란트 시스템 간에 WC/CTa 나사 사용으로 인한 상실률 감소효과에 차이가 없었다 ( $P > .05$ , Table VIII).

임플란트 시스템 종류에 따른 반복하중 후의 풀림회전력 상실률은 Ta 나사와 WC/CTa 나사 모두에서 external butt joint의 US II 시스템이 internal conical joint의 SS II 와 GS II 시스템 보다 높았으나, SS II 와 GS II 시스템 사이에는 차이가 없었다 ( $P < .01$ , Table IX).

## 총괄 및 고안

임상에서 흔히 사용되고 있는 티타늄 합금의 지대주 나사는 생체적합성, 내부식성, 강도 등이 우수한 장점을 가지고 있으나 표면 경도가 낮고 마찰계수가 높은 단점이 있어,<sup>24</sup> 이를 개선하고자 최근 여러 임플란트 제조사에서는 나사표면을 건조 윤활제로 코팅한 제품을 판매하고 있다.<sup>14</sup>

건조 윤활제로 사용되는 코팅 재료는 낮은 취성과 높은 경도, 낮은 마찰계수, 나사표면에 대한 우수한 점착성, 낮은 내부 응력, 그리고 화학적 안정성을 갖춰야 한다.<sup>25</sup> 본 연구에 사용된 텅스텐 카바이드/탄소 코팅은 코팅 재료로서의 이러한 요구조건을 비교적 충족하고 있어 코팅의 표면변화가 적고 안정성이 우수하여 반복체결에도 상대적으로 높은 전하중을 일정하게 얻을 수 있다고 보고된 바 있다.<sup>16</sup>

본 연구에서는 임상적으로 불리한 상황을 재현하고 일반적인 치과용 피로시험의 최소 반복회수는 100만 회임을 고려하여 약 1년간의 평균저작회수에 해당하는 100만 회를 가하였다.<sup>23</sup> 피로시험은 1만 회 이하의 짧은 반복회수인 단기 피로수명 시험 (low-cycle fatigue), 1만 회에서 100만 회사이의 피로수명을 보는 제한된 내구성 (limited endurance) 시험, 그리고 100만 회 이상의 무제한 내구성 (unlimited endurance) 시험으로 분류할 수 있다.<sup>26</sup> 이 중 무제한 내구성 시험은 산업기계장비에 필수적으로 적용되지만 제한된 내구성 시험은 치과 수복물의 통상 약 100만~2000만 회수 범위의 예상 수명<sup>27</sup>과 유사하기 때문에 제한된 내구성 시험결과만으로도 어느 정도 최종적인 결

론을 도출해 낼 수 있다.<sup>23</sup>

External butt joint와 internal conical joint는 서로 다른 기계적인 원리가 적용되어 임플란트 내부의 하중 전달 기전 및 응력분포 양상에 큰 차이가 존재한다. External butt joint에서는 조임회전력과 외부하중에 의한 응력이 주로 나사에 집중된다.<sup>28</sup> External butt joint에서 외육각구조는 측방력에 대한 저항을 얻기 힘들고<sup>29</sup> 연결부에 유격이 있을 경우 미세 진동에 따른 전하중 소실과 나사풀림이 야기될 수 있다.<sup>30</sup> 따라서 external butt joint에서는 지대주 나사의 전하중이 지대주와 고정체의 연결부에 가해지는 외력에 저항하는 가장 주요한 요소이므로<sup>31</sup> 가능한 한 전하중을 크게 하기 위하여 조임회전력을 나사파절 직전까지 적용하여야하나 외력의 영향을 고려하여 항복 강도의 75% 정도를 추천하고 있다.<sup>32</sup>

한편, internal conical joint의 경우 기하학적으로 고정체 내부로 들어간 연결부의 경사진 형태로 인해 조임회전력이 나사의 신장뿐만 아니라 원추형 지대주의 침하로 인한 마찰과 썩기효과로 전환되어 나타난다. 이와 같은 특성으로 연결부의 기계적 안정성이 향상되고 원추형 계면을 통한 진동완충효과<sup>5,14,27</sup>를 기대할 수 있어 나사풀림과 피로파절의 가능성이 external butt joint보다 작다고 한다.<sup>33,34</sup>

임플란트 고정체와 지대주간 계면의 기계적인 체결성 (integration)은 지대주 나사의 전하중, 지대주 디자인, 나사 디자인, 구성 요소의 적합도, 그리고 동적 피로 등에 달려있다.<sup>35</sup> 본 실험에서는 동일 재료의 고정체, 지대주 및 지대주 나사를 사용하였고 나사 경부의 디자인에 다소의 차이가 존재하나 지대주 나사와 고정체 내부 나사산의 규격 및 나사 두부의 직경이 동일하므로<sup>8</sup> 본 실험 결과는 주로 지대주 나사의 코팅 유무와 임플란트-지대주 연결형태의 차이로 인한 결과로 해석할 수 있을 것으로 생각된다.

본 실험의 모든 시스템에서 지대주 나사의 초기 풀림회전력이 조임회전력보다 작았다 (Fig. 6). 이는 나사의 신장과 계면에서의 마찰저항에 직접적으로 관련되어 있다.<sup>36</sup> 즉 가해진 조임회전력에 의해 돌출부 소성변형, 마모입자와 돌출입자에 의한 홈 형성과 같은 임플란트 고정체와 지대주 나사간 마찰저항의 변화와 신장된 나사의 계면에서 일어나는 침하현상에 기인한다고 생각된다.<sup>18</sup> 표면침하의 기전은 가공된 금속표면이 완전히 평탄하지 못하다는 사실에 근거하는데, 나사에 가해진 조임회전력이나 기능하중에 의해 금속표면의 미세 거칠기가 평탄해지는 현상을 말하며, 이로 인해 마찰계수가 감소하고 지대주와 고정체 사이의 거리가 가까워져 나사의

인장력도 감소되어 풀림회전력이 감소하게 된다.<sup>12</sup>

WC/CTa 나사의 경우 Ta 나사보다 모든 시스템에서 풀림회전력이 더 작게 나타났는데 (Table III), 이는 텅스텐 카바이드/탄소 코팅으로 인한 마찰저항 감소로 인해 전하중이 증가되었으나 풀림회전력은 오히려 감소되었다는 최 등<sup>16</sup>의 연구와 일치한 결과이다. 그러나 초기 풀림회전력과는 반대로 WC/CTa 나사가 Ta 나사보다 하중 후 풀림회전력이 더 크게 나타났는데 (Table II) 이는 재료나 형상이 서로 다른 연결부의 안정성을 초기 풀림회전력만으로 비교하는 것은 옳지 않은 방법이라는 것을 의미하며, 직접적인 전하중 측정이나 본 연구와 같이 반복하중 후의 풀림회전력 상실률로 연결부 안정성을 비교하는 것이 바람직한 방법이라 생각된다.

동일한 나사에 대해 각 임플란트 시스템의 초기 풀림회전력에는 유의한 차이를 보이지 않았는데, 그 이유로는 각 임플란트 시스템이 비록 연결 구조는 다르지만 지대주와 지대주 나사가 분리된 분리형이기 때문에 지대주 나사의 초기 풀림회전력은 지대주 형태에 영향을 받지 않고 나사의 재질, 기하학적 형태, 마찰계수 중 마찰계수의 영향을 가장 많이 받기 때문이다.

세 가지 모든 시스템에서 Ta 나사보다 WC/CTa 나사의 풀림회전력 상실률이 작았다 (Table V, VII, Fig. 7). 이는 WC/CTa 나사의 감소된 표면 마찰계수로 인해 조임회전력에 의해 전달되는 에너지가 나사의 신장에 더 많이 사용되고 이로 인해 증가된 전하중이 나사의 안정성을 향상시켜 나타난 결과로 생각할 수 있으며, 전하중의 증가가 피로하중에 대한 저항을 증가시킨다고 한 이전의 연구들과 부합되는 결과이다.<sup>89</sup>

본 연구에서 하중 후 풀림회전력 상실률에 대한 세 가지 임플란트 시스템과 지대주 나사의 영향에 대한 교호작용은 없었는데 (Table VI), 이는 나사의 종류뿐만 아니라 임플란트 시스템도 풀림회전력 상실률에 유의한 영향을 미치고 있음을 의미한다.

External butt joint의 US II 시스템은 Ta 나사와 WC/CTa 나사 모두 풀림회전력 상실률이 SS II 와 GS II 시스템보다 높았다 (Table IX). 유한요소분석 연구에 따르면,<sup>37</sup> internal conical joint의 경우에는 응력이 지대주와 고정체에 고르게 분산되는 것을 볼 수 있으나 external butt joint의 경우에는 응력이 나사에 집중되는 양상을 나타낸다. 이는 internal conical joint에서는 굴곡력에 저항하기 위해 제일 중요한 내부 연결부의 깊이가 깊고<sup>38</sup> 접촉면적이 넓으며<sup>34</sup> 지대주와 고정체가 경사계면에서 긴밀한 접촉을 이루는 반면, external butt joint의 경우에는 이러한 계면에 유격이 존재하고 접촉 면적이 상대적으로 적어 응력이 주

로 지대주 나사에 집중되기 때문이다. 따라서 반복하중 후 SS II 와 GS II 시스템의 상실률이 US II 시스템보다 더 낮은 것은 internal conical joint의 형태적 특성에 의한 안정성에 기인한다고 볼 수 있다. 또 다른 이유로 지대주 나사의 형태 차이를 생각해 볼 수 있다. 일반적으로 나사체결부에 가해진 하중은 상단 몇 개의 나사 체결부에 집중되는 것으로 보고되고 있는데,<sup>39</sup> SS II 와 GS II 시스템에 사용된 나사는 두부와 첫 번째 나사산 사이까지의 경부 길이가 US II 시스템보다 길기 때문에 동일 인장력 하에 나사 경부의 신장량이 더 커서<sup>14</sup> 반복하중에 의한 침하의 영향을 상대적으로 적게 받은 것으로 추측된다.

한편 WC/CTa 나사가 사용된 external butt joint의 US II 시스템에서 Ta 나사가 사용된 internal conical joint의 SS II 와 GS II 시스템보다 풀림회전력 상실률이 낮았다. 최 등<sup>16</sup>은 internal conical joint보다 external butt joint에서 WC/CTa 나사의 사용으로 전하중이 더 크게 증가하였음을 보고하였는데, 이상을 종합해볼 때 연결부 안정성이 취약한 external butt joint에서는 나사풀림을 예방하기 위하여 WC/CTa 나사가 더 필요하다.

Internal conical joint의 SS II 와 GS II 시스템 사이에는 Ta 나사와 WC/CTa 나사 모두에서 풀림회전력 상실률에 유의한 차이를 보이지 않았다 (Table IX). 최 등<sup>16</sup>은 내부 경사계면의 각도가 더 큰 GS II 시스템이 SS II 시스템에 비해서 전하중이 더 크게 측정되었음을 보고하였다. 한편 SS II 시스템은 고정체 상부에 collar를 가지고 있어 GS II 시스템보다 외부하중에 의한 굽힘 모멘트가 연결부에 작게 발생한다. 그리고 GS II 시스템에서는 반복하중에 의해 원추형 지대주의 침하가 일어나 나사의 전하중은 감소될 수 있으나 췌기효과에 의한 지대주 고정성이 증가될 수 있는 반면 SS II 시스템에서는 지대주에 합착되는 금속관이 고정체 상부의 경사면에 접촉하기 때문에 외부하중에 의한 지대주 침하의 거의 발생하지 않고 전하중의 잠식만이 일어날 가능성이 높다. 따라서 비록 본 연구결과에서는 두 시스템간의 풀림회전력 상실률에 차이가 없는 것으로 나타났지만 이러한 구조적 특성의 우열을 확인하기 위해서는 좀 더 장기간의 하중 조건하에서의 연구가 필요하리라 생각된다.

## 결론

본 연구는 티타늄 합금 나사의 텅스텐 카바이드/탄소 코팅이 지대주 나사풀림에 미치는 영향을 알아보기 위하여 external butt joint를 가지는 US II 시스템과 one stage 용 8도 internal conical joint를 가지는 SS II 시스템 및 11도



internal conical joint를 가지는 GS II 시스템들에서 반복하중 전후의 지대주 나사 풀림회전력 및 풀림회전력 상실률을 조사 비교하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 초기 풀림회전력은 티타늄 합금나사보다 텅스텐 카바이드/탄소 코팅 나사를 사용한 경우 작았으며 ( $P<.01$ ), 동일 나사를 사용한 경우에는 임플란트 시스템 간에 차이가 없었다 ( $P>.05$ ).
2. 반복하중에 따른 풀림회전력의 상실률은 두 나사 모두에서 external butt joint 형태의 US II 시스템이 internal cone 연결형태의 SS II 와 GS II 시스템 보다 컸으나, SS II 와 GS II 시스템 사이에는 차이가 없었다 ( $P<.01$ ).
3. 텅스텐 카바이드/탄소 코팅 나사를 사용한 경우 티타늄 합금 나사에 비해 모든 시스템에서 반복하중 후 풀림회전력 상실률이 작았으며 ( $P<.01$ ), 코팅 나사 사용으로 인한 상실률의 감소차는 임플란트 시스템 간에 차이가 없었다 ( $P>.05$ ).

이상의 결론으로부터 나사표면의 마찰 저항을 감소시키기 위한 텅스텐 카바이드/탄소 코팅은 다양한 임플란트 시스템에서 나사의 전하중을 증가시켜 장기간 기능하중에 의한 나사 풀림을 감소시키는 효과적인 방법이라 생각된다.

## 참고문헌

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
2. Jemt T. Multicenter study of overdentures supported by Brånemark. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:513-22.
3. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:29-36.
4. Anderson B, Odman P, Lindvall AM, Lithner B. Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:702-11.
5. Binon PP, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:48-63.
6. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant Screw Mechanics. *Dent Clinics North Am* 1998;42:71-89.
7. Rangert B, Jemt T, Jörnégus L. Forces and Moments on Brånemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-7.
8. Burguete RL, Johns RB, Patterson EA, King T. Tightening characteristics for screwed joints in the osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592-5.
9. Wiskott HW, Pavone AF, Scherrer SS, Renevey RR, Belser UC. Resistance of ITI implant connectors to multi-vectorial fatigue load application. *Int J Prosthodont* 2004;17:672-9.
10. Motosch N. Development of design charts for bolts preloaded up to the plastic range. *J Eng Ind* 1976;98:849-51.
11. Robb TT, Porter SS. Increasing implant-abutment preload by thin gold coating abutment screws [abstract 1642]. *J Dent Res* 1998;77:837.
12. Jörnégus 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.
13. 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.
14. Binon PP. Implants and components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:633-45.
15. Liu Y, Gubisch M, Hild W, Scherge M, Spiess L, Knedlik Ch, Schaefer JA. Nanoscale multilayer WC/C coatings developed for nanopositioning. part II: Friction and wear. *Thin Solid Films* 2005;488:140-8.
16. 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 Korean Acad Prosthodont* 2006;44:229-42.
17. Shin HM, Jeong CM, Jeon YC, Jeong HC, Eom TG. Influence of tightening torque on implant-abutment screw joint stability. [MS dissertation.] Korea: Pusan National University; 2007.
18. 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.
19. ISO/FDIS 14801 Dentistry - Fatigue test for endosseous dental implants, International Organization for Standardization, 2003(E).
20. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:153-61.
21. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:99-108.
22. Mohl ND, Zarb GA, Carlsson GE, Rugh JD. A Textbook of Occlusion. Chicago: Quintessence; 1988:143-52.
23. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1995;8:105-16.
24. Pang W, Man HC, Yue TM. Laser surface coating of Mo-C metal matrix composite on Ti6Al4V alloy. *Mat Sci Eng A* 2005;390:144-53.
25. Saenger R, Martin D, Gabrielli C. Electrochemical characterization of plasma sprayed WC-CO coatings by imped-

- ance techniques. *Surf Coat Technol* 2005;194:335-43.
26. Kirkwood WF, Feng WW, Scott RG, Streit RD, Goldberg A. Mechanical properties and science of engineering materials. In: Blake A[ed]. *Handbook of Mechanics, Materials, and Structures*. London: Wiley, 1985:320-8.
  27. Leempoel PJB, Van' t Hof MA, De Haan AFJ. Survival studies of restorations: Criteria, methods and analyses. *J Oral Rehabil* 1989;16:387-94.
  28. 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.
  29. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268-75.
  30. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995;8:162-78.
  31. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Impl Res* 2000;11:156-8.
  32. Griffith HT. Suggested tightening torques for structural bolts. *Fastener Technology/February* 1987. In: *Torque Tensioning: A Ten Part Complication*. Stow, OH: Fastener Technology, Jan-Dec 1987.
  33. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodont Rest Dent* 1993;13:409-31.
  34. Balfour A, O' Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995;73:36-43.
  35. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001;85:47-52.
  36. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;84:194-9.
  37. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent* 2004;91:319-25.
  38. Möllersten L, Lockowandt P, Lindén LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: An in vitro test. *J Prosthet Dent* 1997;78:582-91.
  39. Pattern EA, John RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:26-34.

## Influence of tungsten carbide/carbon coating of implant-abutment screw on screw loosening

Jae-Kyoung Park, DDS, MSD, Chang-Mo Jeong, DDS, MSD, PhD,

Young-Chan Jeon, DDS, MSD, PhD, Ji-Hoon Yoon\*

*Department of Dentistry, Graduate School, Pusan National University, \* Osstem Implant Research Center*

**Statement of problem:** Dental implant procedure has been recognized as a very effective treatment to rehabilitate fully or partially edentulous patients. However, mechanical failures such as screw loosening, screw fracture have been still reported frequently. **Purpose:** The purpose of this study was to evaluate the influence of tungsten carbide/carbon coating, which has superior hardness and frictional wear resistance, on implant-abutment screw loosening of three different joint connections after one million cyclic loading. **Material and methods:** The values of detorque before and after loading were measured in three different joint connections (Osstem Implant, Korea), one external butt joint, US II implant system and two internal cones, SS II and GS II system. The values of detorque before loading was analyzed by one-way ANOVA, and two-way ANOVA and Scheffe' test were performed for the value of detorque after loading. **Results:** 1. The values of initial detorque of tungsten carbide/carbon coated Ti alloy screw were smaller those of Ti alloy screw ( $P<.01$ ), and there were no differences among implant systems in each screw ( $P>.05$ ). 2. In comparison of loss rate of detorque value after cyclic loading, US II system was greater than SS II and GS II system but there was no difference between SS II and GS II system ( $P<.01$ ). 3. Loss rates of detorque value after cyclic loading decreased consistently at tungsten carbide/carbon coated Ti alloy screw comparing with Ti alloy screw in all implant systems ( $P<.01$ ), and there were no differences among three systems in reduction of loss rates by using tungsten carbide/carbon coated Ti alloy screw ( $P>.05$ ). **Conclusion:** Tungsten carbide/carbon coating to increase preload with reduction of friction resistance was a effective way to decrease screw loosening by functional loading.

**Key words :** Detorque, WC/C, Coating, Screw loosening, Cyclic loading

*Corresponding Author: Chang-Mo Jeong*

*Department of Dentistry, Graduate School, Pusan National University, 10 Ami-dong 1ga, Seo gu, Busan, 602-739, Korea  
+82 51 240 7438: e-mail, cmjeong@pusan.ac.kr*

Received November 23, 2007: Last Revision April, 14, 2008: Accepted April 22, 2008.