

# 호환 가능한 수종의 치과용 임플란트 나사의 풀림토크값에 대한 연구

가톨릭대학교 서울성모치과병원 보철과<sup>1</sup>  
성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 치과진료부 보철과<sup>2</sup>

이주리<sup>1</sup> · 이동현<sup>2</sup> · 황재웅<sup>2</sup> · 최정한<sup>2</sup>

이 연구는 다수의 임플란트에 의해 지지되는 보철물과 단일 임플란트 보철물에서 호환 가능한 세 가지 종류의 나사의 풀림토크값을 측정하여 나사 결합부 안정성에 차이가 있는지를 알아보려고 하였다. 이를 위해, 네 개의 외부 육각 임플란트에 직접 연결되는 임플란트 상부구조물을, 아크릴릭 레진을 이용한 연결인상법으로 얻은 총 6개의 실험모형에 20 Ncm의 힘으로 조인 후, 각 나사의 풀림토크값을 총 2회 측정하였다. 사용한 지대주 나사는 토크타이트(TorqueTite), 골드타이트(Gold-Tite), 그리고, 티타늄(Titanium) 나사였다. 또한, 단일 임플란트 수복의 경우를 가정하여 총 5개의 실험모형 상의 2개의 임플란트에, 한 개의 지대주(GoldAdapt Engaging)를 다시 세 종류의 나사로 연결한 후, 각 나사의 풀림토크값을 총 2회 측정하였다. 나사의 풀림토크값의 비교를 위한 통계적 분석을 혼합모형(mixed model)을 이용하여 유의수준 .05에서 실시한 결과, 다수 임플란트 지지 상부구조물의 경우, 나사의 종류에 따른 풀림토크값은 통계적으로 유의성 있는 차이를 보이지 않았다( $p>0.05$ ). 그러나 단일 임플란트 지대주의 경우에는 통계적으로 유의성 있는 차이를 보였으며( $p=0.0175$ ), 토크타이트 나사( $p=0.0462$ )와 티타늄 나사( $p=0.0348$ )는 각각, 골드타이트 나사보다 유의성 있게 큰 풀림토크값을 보였으나, 두 나사 간에는 유의성 있는 차이가 없었다( $p>0.05$ ). 이상의 연구 결과로 보아, 서로 다른 종류의 나사가 나사 결합부의 초기 안정성에 미치는 영향은, 단일 임플란트 보철물의 경우에서와는 달리, 다수의 임플란트에 의해 지지되는 보철물의 경우에는 미미하다고 할 수 있다.

주요어: 나사, 상부구조물, 임플란트, 적합도, 풀림토크값 (구강회복응용과학지 2010;26(3):273~283)

## 서 론

치과용 임플란트에서 보철적 합병증이 발생하면 그 해결을 위해 많은 시간을 필요로 하며, 많은 비용을 야기하게 되는데, 임플란트 지지 보철물에 대한 장기간의 임상 연구들에서 보철물 유지 나사(prosthetic retaining screw)의 실패, 지대주

나사(abutment screw)의 실패, 금원주(gold cylinder)의 파절, 금속 구조물/framework)의 파절, 임플란트의 파절 그리고 지연된 골유착 소실 등의 합병증들이 나타난다고 보고하고 있다.<sup>1-3)</sup>

그 중에 특히 빈번하게 나타나는 것이 나사의 풀림이다. Jemt 등<sup>4)</sup>은 3년 후 단일치 수복의 74%에서 나사 풀림이 있었다고 보고하였으며, Becker

교신 저자 : 최정한

135-710 서울특별시 강남구 일원동 50, 삼성서울병원 치과진료부 보철과

Fax: 82-2-3410-0038, E-mail: cjh1001@skku.edu

원고접수일: 2010년 6월 21일, 원고수정일: 2010년 8월 3일, 원고채택일: 2010년 9월 25일

와 Becker<sup>5)</sup>는 대구치 수복에서 14%의 나사가 한번의 나사 풀림이 있었으며 10%는 2번, 14%는 3번의 나사 풀림이 있었다고 하였다. Kreissl 등<sup>6)</sup>에 의하면 마찬가지로 5년 동안의 관찰 기간 동안 가장 흔한 합병증은 나사 풀림이었으며 6.7%에서 나타났다고 하였다. 이렇듯 나사 풀림은 주로 단일치 수복의 경우 많이 발생하지만, Bragger 등<sup>7)</sup>에 의하면 다수 임플란트 수복의 경우에도 역시 발생 하며 5년의 관찰 기간 동안 6.6%에서 나사 풀림이 있었다고 하였다.

나사의 풀림은 보철물 파절, 나사 파절 및 임플란트의 파절을 일으키고, 또한 보철물과 지대주 사이에 세균막 침착을 야기하며, 임플란트로 과도한 하중을 전달하여 변연골 흡수나 골유착 상실 등과 같은 문제를 초래할 수 있다.<sup>8)</sup>

이러한 나사 풀림을 방지하기 위해서는 나사 결합부(screw joint)의 안정성이 있어야 한다. 나사 결합부의 안정성은 조임 회전력이 가해질 때 나사에서 발생하는 인장력 즉, 전하중의 작용으로 인한 고정력으로 유지되며, 임플란트 부품 간의 접촉 상태와 마찰력, 나사의 형태, 나사 재료의 성질 등의 영향을 받는다.<sup>9,12)</sup> 나사 풀림을 방지하기 위해서는 조임 회전력을 크게 하여 전하중을 크게 해 주는 것이 바람직하나, 나사의 소성 변형 등을 고려하여 일반적으로 나사 파절 강도의 75% 정도의 회전력을 가했을 때 생기는 전하중이 적절하다고 알려져 있으며,<sup>11,12)</sup> 각 제조회사는 나사의 소성 변형, 피로 파절 등을 고려하여 적절한 조임 회전력을 제시하고 있다.<sup>13)</sup>

이러한 조임 회전력과 전하중의 관계에 있어 나사의 경우 나사의 금속학적 성질, 기하학적 형태, 마찰계수 등이 영향을 미친다. 이 중 마찰계수가 다른 요소들에 비해 더 중요한 의미를 가지며, 마찰계수는 나사산의 경도, 표면 마무리, 조임 속도, 그리고 윤활제의 양 및 성질에 의존한다.<sup>14)</sup> 따라서 마찰계수를 감소시켜 초기 조임 회전력의 손실을 최소화하기 위한 다양한 시도와 연구가 있어왔다.<sup>15,16)</sup>

그 중에서 건조 윤활제로서 마찰계수가 적은

코팅재료를 나사 표면에 적용하여 전하중을 증가시키고자 하는 시도들이 있어왔다. 3i (Implant Innovations Inc., USA)의 순금 코팅 나사인 골드타이트(Gold-Tite)나 Nobel Biocare의 테프론(teflon) 코팅 나사인 토크타이트(TorqTite) 나사가 건조윤활제를 적용한 대표적인 예이다. 골드타이트 나사는 금 합금 나사에 0.76  $\mu\text{m}$ 의 순수한 금을 코팅한 것으로 제조회사에서는 전하중이 24% 증가하며, 수직 잠금력이 75%가 증가한다고 하였다.<sup>17)</sup> 토크타이트 나사는 티타늄 합금 나사에 테프론을 코팅한 것으로 제조회사에서는 마찰계수를 60% 감소시켜 기존의 티타늄 나사의 2배의 잠금력을 가진다고 하였다.<sup>18)</sup> 이렇게 코팅된 나사들이 전하중을 증가시키고 나사 풀림을 감소시키는 것으로 보고되고 있으나 나사의 반복체결에 따른 코팅 표면의 마모가 문제점으로 지적되고 있기도 하다.<sup>18)</sup>

나사의 풀림 현상을 측정하는 방법으로는, 나사 길이의 변화 측정,<sup>13)</sup> strain gauge를 이용한 전하중의 측정<sup>16)</sup> 및 풀림토크값(detorque value)의 측정<sup>19)</sup> 등이 있다. 이 중 나사의 풀림토크값은 나사 결합부의 안정성을 평가하는 지표의 하나로, 나사풀림 직전에 나사에 남아 있는 전하중의 척도이다.

지금까지 여러 가지 나사의 풀림토크값을 비교한 연구들은 단일 임플란트 보철물의 경우였으며, 다수의 임플란트에 의해 지지되는 보철물에서의 나사의 풀림토크값에 대한 연구는 미미한 실정이다. 본 연구에서는 다수의 임플란트에 의해 지지되는 보철물과 단일 임플란트 보철물에서 호환 가능한 세 가지 종류의 나사의 풀림토크값을 측정 비교하여, 나사 결합부 안정성에 차이가 있는지를 알아보려고 한다.

## 연구재료 및 방법

### 1. 상부구조물 제작

완전 무치악 하악모형을 아크릴릭 레진(Ortho-

dontic Resin Clear; Dentsply International Inc., Milford, DE, USA)으로 제작하고, 이공간 부위(interforaminal area)에 중심간 거리가 약 15 mm 되도록 4개의 구멍을 형성한 후 밀링머신을 이용하여 4개의 외부 육각 임플란트 유사체(Implant Replica RP 31159; Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden)를 아크릴릭 레진 (Pattern Resin; GC Corporation, Tokyo, Japan)으로 고정하였다. 이 때 양 끝의 두 개의 임플란트 유사체는 지면에 수직으로, 그리고 가운데 두 개는 전방으로 10도 경사지게 위치시켰다. 각 임플란트 유사체에 지대주(GoldAdapt Non-Engaging 29009, Nobel Biocare AB)를 연결하고 단면이 직사각형(5x3 mm)인 납형을 제작한 후, 제4형 금 합금(Goldenian P-86L; Shinhung, Ansan, Korea)으로 주조하여 네 개의 임플란트에 직접 연결되는 상부구조물을 제작하였다.

## 2. 주모형의 제작

상부구조물과 최대한 정확한 적합을 갖는 주모형을 제작하기 위해 하악모형에 상부구조물을 유도핀(Guide Pin; Nobel Biocare AB)으로 연결한 후, 저점성의 실리콘 인상재(Extrude Wash; Kerr Co., CA, USA)와 아크릴릭 레진(SR Ivolen; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)으로 제작한 맞춤트레이를 이용하여 픽업인상을 채득하였다. 그 후 인상체 내의 상부구조물에 4개의 임플란트 유사체를 연결하고, 제4형 치과용 초경석고(GC FUJIROCK EP; GC Europe, Leuven, Belgium)를 제조사의 지시에 따라 진공혼합하여 붓고, 완전한 경화를 위해 1시간 후 분리하였다(Fig. 1).

## 3. 실험모형의 제작

주모형의 임플란트 유사체에 임플란트 수준의 인상용 코핑(Impression Coping Open Tray; Nobel Biocare AB)을 연결하고, 각 인상용 코핑을 아크릴릭 레진(Pattern Resin; GC Corporation)으로 연

결하여 24시간 경과한 후 얇은 다이아몬드 디스크를 이용해 절단하였다. 다시 아크릴릭 레진(Pattern Resin)을 이용하여 연결하고 15분<sup>20,22)</sup>이 경과한 후에 아크릴릭 레진(SR Ivolen; Ivoclar Vivadent)으로 제작한 맞춤트레이와 저점성의 실리콘 인상재(Extrude Wash; Kerr Co.)를 이용하여 인상을 채득하였다. 맞춤트레이는 인상채득 24시간 전에 제작하여 실온에서 보관하였으며,<sup>23,24)</sup> 인상 채득 15분 전에 적절한 접착제를 도포하였다.<sup>25)</sup> 실온에서 인상체의 완전한 중합을 위해 정상 중합시간의 두 배인 8분 후 인상체를 모형으로부터 분리하였다.<sup>26)</sup> 인상체 내의 인상용 코핑에 임플란트 유사체를 연결한 후 제 4형 치과용 초경석고를 붓고 완전한 경화를 위해 1시간 후 분리하였다. 이 과정을 6번 반복하여 총 6개의 실험모형을 제작하였다. (Fig. 2)

## 4. 사용된 지대주 나사

외부 육각 임플란트에서 호환 가능한 나사 간의 폴립토크값을 비교하기 위해 세 종류의 지대주 나사(Fig. 3)(Table I)를 이용하였다. 토크타이트 나사(GoldAdapt Abutment Screw; Nobel Biocare AB), 골드타이트 나사(UCLA Abutment Screw; Implant Innovations Inc, Fla, USA), 그리고

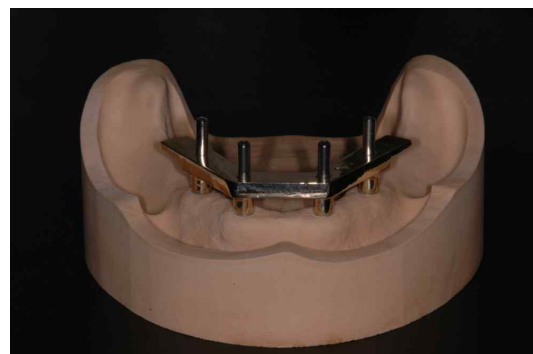


Fig. 1. Metal superstructure seated onto the master model with guide pins.



Fig. 2. Experimental stone cast with 4 external hexagon implant replicas made from acrylic resin splinted impression.



Fig. 4. Digital torque meter (MGT 12; Mark-10 Corp., NY, USA).



Fig. 3. Three compatible abutment screws. TorqTite screw, Gold-Tite screw, Titanium screw (left to right)

티타늄 나사(Titanium Abutment Screw ASR200; Osstem Co., Ltd., Seoul, Korea)를 사용하였으며 모두 브레네막(Branemark) 임플란트 시스템의 regular platform 임플란트에 사용 가능한 나사이다.

### 5. 풀림토크값의 측정

상부구조물을 각 실험모형에 위치시킨 후 4개의 나사를 20 Ncm으로 조인 후, 하나의 나사의 풀림토크값을 측정하였다. 나사의 조임 순서는

맨 왼쪽의 나사를 1번 나사로 하고, 가장 오른쪽의 나사를 4번 나사로 명명하였을 때 2-3-1-4의 순서<sup>27)</sup>로 조였으며, 손으로 초기저항이 느껴질 때 까지 일차로 조이고, 다시 같은 순서로 20 Ncm까지 전자식 토크드라이버(ISD900; NAKANISHI INC., Tochigi, Japan)를 이용하여 조였다. 나사의 풀림토크값은 나머지 세 개의 나사가 조여져 있는 상태에서 측정하였으며, 측정은 디지털토크측정기(MGT 12; Mark-10 Corp., NY, USA)(Fig. 4)를 이용하였다. 나사의 조임과 풀림토크값 측정 시 드라이버가 임플란트의 장축과 평행이 되도록 주의하였으며, 실험모형의 회전을 방지하기 위하여 모든 실험모형은 견고한 장치에 고정하였다. 측정 순서는 나사의 마모를 보상할 수 있는 순서로 세 종류의 나사를 번갈아 가며 측정하였다. 측정 시의 오차를 보상하기 위해서 여섯 개의 실험모형에 대해 한 번 측정 후, 나사들을 새 것으로 교체하여 다시 한 번 측정하여 풀림토크값을 총 2회 측정하였다. 나사 조임과 풀림토크값의 측정은 한 명의 잘 훈련된 검사자에 의해 시행되었다. 또한, 단일 임플란트 수복의 경우를 가정하여, 6개의 실험모형 중 5개 상의 양 끝의 2개의 임플란트 유사체에 한 가지 종류의 지대주(GoldAdapt Engaging; Nobel Biocare AB)를 세 종류의 나사로 연결한 후, 각 나사의 풀림토크값을 측정하였다.

Table I. Abutment screws used in this study

Abutment screw	Manufacturer	Characteristics
TorqTite	Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden	Teflon coated titanium alloy screw
Gold-Tite	Implant Innovations Inc, Fla, USA	0.76 μm pure gold coated gold alloy screw
Titanium alloy	Osstem Co., Ltd., Seoul, Korea	No coating

Table II. Means (SDs) of detorque values (Ncm) in multiple implant-supported framework

		N	Screw 1	Screw 2	Screw 3	Screw 4	Total
TorqTite	1 <sup>st</sup> reading	6	8.3 (2.85)	8.1 (1.91)	8.2 (1.57)	8.9 (1.21)	8.9 (2.13)
	2 <sup>nd</sup> reading	6	10.5 (0.90)	9.1 (3.16)	9.0 (2.79)	9.5 (1.77)	
Gold-Tite	1 <sup>st</sup> reading	6	7.6 (1.30)	8.4 (1.98)	8.3 (2.32)	7.4 (1.82)	8.3 (2.13)
	2 <sup>nd</sup> reading	6	8.3 (2.90)	8.2 (3.21)	9.4 (1.36)	9.0 (1.92)	
Titanium	1 <sup>st</sup> reading	6	6.3 (1.30)	8.4 (1.94)	7.7 (2.18)	7.6 (2.23)	8.8 (2.16)
	2 <sup>nd</sup> reading	6	10.2 (1.88)	10.5 (1.15)	9.6 (1.95)	9.9 (1.04)	

총 10개의 지대주와 각 종류별 10개의 나사를 이용하여 총 2회 측정하였다.

### 6. 통계 분석

다수의 임플란트에 의해 지지되는 보철물과 단일 임플란트 보철물에서, 호환 가능한 세 가지 종류의 나사 간 나사 결합부 안정성의 차이를 알아보기 위해, 나사의 풀림토크값을 혼합모형(mixed model)을 이용하여 유의수준 .05에서 통계분석 하였다. (SAS version 9.13)

### 결 과

Table II은 다수 임플란트 지지 상부구조물에서 종류별 나사의 풀림토크값의 평균과 표준편차를 보여준다. 각 나사의 풀림토크값의 평균은 토크타이트 나사는 8.9 Ncm 이었으며, 골드타이

트 나사는 8.3 Ncm, 티타늄 나사는 8.8 Ncm 이었다. 세 종류의 나사 간에는 혼합모형(mixed model)을 이용한 통계분석 결과, 통계적으로 유의할 만한 차이점이 없었다(p= 0.2383)(Table III). 그리고, 조인 순서와 위치가 다른 4개의 나사 간에도 풀림토크값에 차이가 없었다(Table III).

단일 임플란트 수복의 경우 종류별 나사의 풀림토크값의 평균과 표준편차는 Table IV와 같다. 나사의 풀림토크값의 평균은 토크타이트 나사는 10.0 Ncm, 골드타이트 나사는 8.6 Ncm, 그리고 티타늄 나사는 10.0 Ncm 이었다. 세 종류의 나사 간에는 혼합모형을 이용한 통계분석 결과, 통계적으로 유의할 만한 차이가 있음을 보여주었다(p=0.0175)(Table V). 토크타이트 나사 (p=0.0462)와 티타늄 나사(p=0.0348)는 각각, 골드타이트 나사보다 통계학적으로 유의성 있게 큰 풀림토크값을 보였으나, 두 나사 간에는 유의성 있는 차이가 없었다(p>0.05).

Table III. Type 3 Tests of Fixed Effects for detorque values in multiple implant-supported framework

Effect	Num DF	Den DF	F Value	p-value*
Group	2	132	1.45	0.2383
Screw	3	132	0.12	0.9461
Reading	1	132	24.18	<.0001*

\* A p-value < .05 level was considered significant.

Table IV. Means (SDs) of detorque values (Ncm) in single implant abutment

	N	1 <sup>st</sup> reading	2 <sup>nd</sup> reading	Total
TorqTite	10	10.7 (0.82)	9.2 (2.15)	10.0 (1.76)
Gold-Tite	10	9.3 (2.92)	7.9 (1.70)	8.6 (2.43)
Titanium	10	10.2 (1.44)	9.9 (1.40)	10.0 (1.39)

Table V. Type 3 Tests of Fixed Effects for detorque values in single implant abutment

Effect	Num DF	Den DF	F Value	p-value*
Group	2	47	4.41	0.0175
Reading	1	47	5.91	0.0189

\* A p-value < .05 level was considered significant.

### 총괄 및 고안

임플란트의 초기고정이 얻어진 후 장기적으로 나타나는 임플란트 실패와 합병증은 수동적으로 적합되지 않는 상부구조물과 일부 임플란트에서만 유지되는 보철물, 임플란트 계면에 가해지는 과부하 등이 원인이 되어 나타난다.<sup>3,28,29)</sup> 완벽하게 적합되는 이상적인 상부구조물은 최종적인 위치에서 임플란트에 압축력이나 인장력을 가하지 않고 제 위치에 고정된다. 그러나 인상재의 탄성변형, 치과용 석고의 팽창, 유사체 편차 (replica variance), 왁스의 변형, 매몰재의 팽창, 금

속의 수축, 아크릴릭 혹은 도재의 수축, 납착의 부정확성, 제조회사의 임플란트 구성요소 제작시의 정밀도 등이 상부구조물의 정확성에 영향을 주며,<sup>20,30,31)</sup> 완벽하게 적합되는 상부구조물을 제작하는 것은 사실상 거의 불가능하다.<sup>3,28)</sup> 또한 주조시의 높은 온도로 인해 지대주의 기계적, 구조적 성질이 변화하여 마찰 저항성이 바뀐다. Byrne 등<sup>32)</sup>의 논문에서 이러한 사실을 보고하고 있는데, 제작과정 상 주조과정을 거치는 지대주에 비해 주조과정을 거치지 않는 지대주의 적합이 더 좋았으며, 임플란트 platform과 지대주가 접촉되는 면적이 더 넓다고 하였다. 이러한 영향

들은 단일 임플란트 지지 보철물 보다는 다수의 임플란트에 의해 지지되는 보철물에서 더 증대되게 된다.

또한 다수 임플란트 보철물의 경우 임플란트 간의 평행성의 결여에 의해 인상체 제거 시 변형의 가능성이 있다. 임플란트들이 서로 평행하지 않은 경우 인상체 제거 시 인상용 코핑과 임플란트 간에 간섭이 생기며 이는 인상체에 응력을 발생시키게 되는데 이 응력으로 야기된 인상체의 변형이 완전한 탄성 회복을 못하면 작업모형 상의 임플란트들 간의 관계가 부정확하게 된다.<sup>30,33)</sup> 인상용 코핑들을 연결고정을 하면 인상체 제거 시 코핑들이 변위되는 것을 막고, 임플란트 유사체를 인상용 코핑에 연결할 때 코핑의 회전을 방지한다고 알려져 있으나,<sup>21,30,34,35)</sup> 오차의 가능성은 있으며 다수 임플란트 지지 보철물의 경우 구강 내와 완전히 같은 임플란트 간의 위치 관계를 모형 상에서 얻을 수는 없다.

본 연구에서는 다수 임플란트 지지 상부구조물에서 나사의 종류가 나사 결합부의 안정성에 미치는 영향을 평가하기 위해 4개의 외부 육각 임플란트에 직접 연결되는 상부구조물을 제작하여, 호환 가능한 세 종류의 지대주 나사의 폴림토크값을 측정 비교하였다. 또한 단일치 수복의 경우에 실제 임상에서 호환 가능한 나사들의 선택에 도움을 주고자, 한 가지의 지대주 (GoldAdapt Engaging; Nobel Biocare AB)에 여러 제조 회사의 지대주 나사를 연결하여 폴림토크값을 측정 비교해 보았다.

단일 임플란트 지대주에서 나사 종류에 따른 폴림토크값에 대한 연구는 많이 있어왔다. 김 등<sup>36)</sup>은 지르코늄복합체 지대주를 티타늄 합금 나사, 금 합금 나사, 골드타이트 나사 등 총 4 가지의 지대주 나사로 연결한 후 초기 폴림토크값과 반복 하중 후의 폴림토크값을 측정하여 비교하였는데, 초기 폴림토크값은 티타늄 합금 나사가 금 합금으로 제작된 나사보다 컸으며, 금 합금 나사가 골드타이트 나사보다 큰 초기 폴림토크값을 보였다고 보고하였다. 이러한 결과는 본 실험

의 단일 임플란트 지대주 나사의 결과와 유사하며, 본 연구에서도 티타늄 합금 나사가 골드타이트 나사보다 높은 초기 폴림토크값을 보였다. 그러나, Martin 등<sup>16)</sup>은 골드타이트 나사, 토크타이트 나사, 금 합금 나사 그리고 티타늄 합금 나사의 외부 육각 임플란트에서의 폴림토크값을 측정하여 전하중을 비교하였는데, 나사에 코팅 처리한 토크타이트 나사와 골드타이트 나사의 전하중이 비슷하게 티타늄나사와 금 합금 나사의 전하중보다 컸다고 보고 하였다. 이 연구는 조임 토크를 20 Ncm과 30 Ncm으로 다르게 하여 두 경우를 모두 비교하였는데, 골드타이트 나사의 제조 회사인 Implant Innovations의 임플란트를 이용했던 연구였다. 제조회사가 서로 다른 호환 가능한 나사들의 경우, 표면 코팅 여부와, 코팅 재료의 차이에 의한 마찰 계수의 차이도 있지만, 나사의 형태, 나사의 직경, 나사선의 수, 나사선의 형태 등의 차이도 있기 때문에 다른 종류의 임플란트를 사용한 실험에서는 다른 결과가 나올 수 있을 것이다. 또한 코팅된 나사의 경우, 반복 체결 이후 코팅 표면의 마모가 폴림토크값에 영향을 미치기도 한다. Byrne 등<sup>37)</sup>은 골드타이트 나사는 처음 조였을 때보다 두 번, 세 번 조였을 때 전하중의 감소가 더 크게 나타났다고 보고하고 있다.

본 연구에서, 나사의 폴림토크값은 다수 임플란트 지지 상부구조물의 경우, 호환 가능한 세 가지 나사 간에 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다( $p=0.2383$ ). 그러나 단일 임플란트 보철물의 경우에는 나사 간에 통계적으로 유의한 차이를 보였다( $p=0.0175$ ). 이것은 나사의 재료와 표면 코팅방법 등이 단일 임플란트 보철물의 경우에는 나사의 폴림토크값에 영향을 미칠 수 있으나, 단일 임플란트 보철물 보다 적합도가 불량할 수 밖에 없는 다수의 임플란트에 의해 지지되는 보철물의 경우에는, 보철물의 적합도가 미치는 영향에 비해 상대적으로 작은 영향을 미쳐, 결과적으로 나사 연결부의 안정성에 큰 영향을 주지 않는다는 것을 의미한다.

또한 단일 임플란트 지대주의 경우에서 다수 임플란트 지지 상부구조물의 경우보다 풀림토크값이 더 크게 나왔는데, 그것은 단일 임플란트 수복의 경우에는 제조사에 의해 접촉되는 면간의 적합도가 제조 오차를 허용하는 범위 내에서 상당히 정확하게 조절되지만, 다수 임플란트 지지 상부구조물의 경우에는 앞서 언급한 다수의 임상 및 기공과정 중에 발생하는 오차로 인해 접촉되는 면간의 접촉도가 상대적으로 떨어지기 때문인 것으로 생각된다.

본 실험은 전하중과 관련이 있는 나사의 초기 풀림토크값만을 측정하였으나, 실제 임상에서의 나사의 풀림 현상은 하중이 가해지는 동안 부정확한 적합도로 인한 상부구조물의 진동과 미세운동에 의해 발생하며, 임플란트의 결합 방식에 영향을 받을 수 있다고 알려져 있다.<sup>38,39)</sup> 따라서 다수 임플란트 지지 보철물에 있어서 서로 다른 호환 가능한 나사 간의 나사 풀림 현상에 대해 알아보기 위해서는 반복 하중 후의 나사의 풀림토크값에 대한 추가적인 연구가 필요하리라 생각된다. 또한 본 연구의 자료는 하나의 외부 육각 임플란트 시스템에 대한 것으로 다른 형태의 연결 방식을 갖는 여러 가지 임플란트 시스템에 대한 추가적인 연구가 필요할 것이다.

### 결 론

외부 육각 임플란트 시스템의 다수 임플란트 지지 상부구조물과 단일 임플란트 지대주에서 각각 세 종류의 호환 가능한 나사들의 풀림토크값을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 다수 임플란트 지지 상부구조물의 경우, 나사의 종류에 따른 풀림토크값은 통계적으로 유의성 있는 차이를 보이지 않았다.
2. 다수 임플란트 지지 상부구조물의 경우, 4개의 나사 간에 풀림토크값은 통계적으로 유의성 있는 차이를 보이지 않았다.
3. 단일 임플란트 지대주의 경우, 나사의 종류에

따른 풀림토크값은 통계적으로 유의성 있는 차이를 보였다.

4. 단일 임플란트 지대주의 경우, 토크타이트 나사와 티타늄 나사는 골드타이트 나사보다 통계적으로 유의성 있게 큰 풀림토크값을 보였으나, 두 나사 간에는 유의성 있는 차이가 없었다.

이상의 연구 결과로 보아, 호환 가능한 서로 다른 종류의 나사에 따른 나사 결합부의 초기 안정성은, 단일 임플란트 보철물의 경우에는 차이가 클 수 있으나, 단일 임플란트 보철물보다 적합도가 불량할 수 밖에 없는 다수의 임플란트에 의해 지지되는 보철물의 경우에는 그 차이가 단일 임플란트 보철물의 경우보다 작아지게 된다고 할 수 있다.

### 연구비 지원 및 사의

이 연구는 삼성생명과학연구소 연구비(C-A9-318-1)의 보조로 이루어 졌음.

### 참 고 문 헌

1. Cox J, Zarb G. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:91-100.
2. Adell R, Eriksson B, Lekholm U et al. A long-term follow-up of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:347-359.
3. Zarb G, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part III. Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990;64:185-194.
4. Jemt T, Laney W, Harris Dea. Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from a multi-center prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:29-36.
5. Becker W, Becker B. Replacement of maxillary and



- mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995;74:51-55.
6. Kreissl M, Gerds T, Muche R et al. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years *Clin Oral Impl Res* 2007;18:720-726.
  7. Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W et al. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures( FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Impl Res* 2001;12:26-34.
  8. 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.
  9. Lang L, Wang R, May K. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J Prosthet Dent* 2002;87:74-79.
  10. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:295-302.
  11. Binon P, Sutter F, Beaty K et al. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9( suppl):48-63.
  12. McGlumphy E, Mendel D, Holloway J. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1988;42:71-89.
  13. Haack J, Sakaguchi R, Sun T et al. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:529-536.
  14. Burguete RL, Johns RB, King T et al. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592-599.
  15. Jorneus L, Jemt T, L C. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;7: 353-359.
  16. Martin W, Woody R, Miller B et al. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001;86:24-32.
  17. Porter S, Robb T. Increasing implant-abutment preload by thin gold coating abutment screws (Abstract) *J Dent Res* 1998;77:837.
  18. Binon P. Implants and Components: Entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15: 76-95.
  19. Cibirka R, Nelson S, Lang B et al. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268-275.
  20. Assif D, Fenton A, Zarb G et al. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1992;12:112-121.
  21. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:216-222.
  22. Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS et al. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1993;69:503-509.
  23. Pagniano RP, Scheid RC, Clowson RL et al. Linear dimensional change of acrylic resins used in the fabrication of custom trays. *J Prosthet Dent* 1982;47:279-283.
  24. Goldfogel M, Harvey WL, Winter D. Dimensional change of acrylic resin tray materials. *J Prosthet Dent* 1985;54:284-286.
  25. Davis GB, Moser JB, Brinsden GI. The bonding properties of elastomer tray adhesives. *J Prosthet Dent* 1976;36:278-285.
  26. Revised American Dental Association Specification no. 19 for Non-aqueous, Elastomeric Dental Impression Materials. *J Am Dent Assoc* 1977;94: 733-741.
  27. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark 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.
  28. Sones A. Complication with osseointegrated implant. *J Prosthet Dent* 1989;62:581-585.
  29. Misch C. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:303-311.

30. Carr AB. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:448-455.
31. Barrett MG, de Rijk WG, Burgess JO. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont* 1993;2:75-82.
32. Byrne D, Houston F, Cleary R et al. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998;80:184-192.
33. Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:468-475.
34. Bartlett DW, Greenwood R, Howe L. The suitability of head-of-implant and conventional abutment impression techniques for implant-retained three unit bridges: an in vitro study. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2002;10:163-166.
35. Nissan J, Gross M, Shifman A et al. Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. *J Prosthet Dent* 2001;86:20-23.
36. Kim JM, Han JS, Lee SH et al. A study of screw loosening after dynamic continuous fatigue test of several abutment screw. *J Korean Acad Prosthodont* 2003;41:519-531.
37. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B et al. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont* 2006;15:164-171.
38. Merz B, Hunenbart S, Belser U. Mechanics of the implant-abutment connection : an 8-degree taper compared to an butt joint design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519-526.
39. Norton M. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Impl Res* 1997;8:290-298.

## Detorque Values of Various Compatible Dental Implant Screws

Ju-Ri Lee<sup>1</sup>, Dong-Hwan Lee<sup>2</sup>, Jae-Woong Hwang<sup>2</sup>, Jung-Han Choi<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Prosthodontics, Seoul ST. Mary's Dental Hospital, The Catholic University of Korea

<sup>2</sup>Department of Prosthodontics, The Institute of Oral Health Science, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine

This study evaluated the effect of 3 different compatible screws on the detorque values in a multiple implant-supported superstructure and single implant abutments. An implant superstructure directly connected to 4 implants was screwed to 6 experimental dental stone casts made by acrylic resin splinted impressions, using 20 Ncm. The detorque values of screws were measured twice. Three compatible abutment screws used in this study were TorqTite screw, Gold-Tite screw, and Titanium screw. And, using single implant abutments (GoldAdapt Engaging abutments), the detorque values of 3 different screws were measured twice on 2 implants of 5 experimental casts. According to statistical analysis of detorque values using mixed model at a .05 level of significance, no statistically significant differences among 3 different compatible screws were found in a multiple implant-supported superstructure ( $p>0.05$ ). But, in single implant abutments, statistically significant differences among 3 different compatible screws were found ( $p=0.0175$ ). The detorque values of TorqTite( $p=0.0462$ ) and Titanium( $p=0.0348$ ) screws were significantly higher than those of Gold-Tite screw, but no statistically significant differences were found between TorqTite and Titanium screws( $p>0.05$ ). Therefore, various compatible screws showed significant effects on the detorque values for single implant abutment, but, showed no significant effects for a multiple implant-supported superstructure.

**Key words:** detorque value, fit, implant, screw, superstructure

---

Correspondence to : Jung-Han Choi. D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, The Institute of Oral Health Science, Samsung Medical Center, 50 Irwon-dong, Gangnam-gu, Seoul 135-710, Korea

E-mail: cjh1001@skku.edu, Fax: 82-2-3410-0038

Received: June 21, 2010, Last Revision: August 3, 2010, Accepted: September 25, 2010