

임플란트 지지 상부구조물에서 나사조임순서와 조임방법이 폴립토크값에 미치는 영향

서울대학교 치과대학 치과보철학교실^{1,2,3,4}, 삼성서울병원 치과진료부 보철과¹,
성균관대학교 의과대학 치과학교실⁵

최정한¹ · 김창희² · 임영준³ · 김명주⁴ · 이석형⁵

I. 서 론

치과용 임플란트는 Brånemark¹에 의해 골유착 개념이 도입된 이래로 완전 및 부분 무치악 환자에 있어 높은 성공률을 보여왔다.²⁻⁵ 그러나 이러한 높은 성공률에도 불구하고 임플란트 치료시, 생물학적인 문제(biologic complication) 뿐만 아니라, 나사의 풀림과 파절, 지대주의 파절, 도재의 파절, 금속구조물(framework)의 파절, 그리고 임플란트의 파절 등의 기술적인 문제(technical complication)도 빈번히 발생하였다.^{3,6-18} 이 중에서 나사의 풀림은 기능력 하에서 바람직하지 못한 응력분산과 과부하를 야기하여, 이차적으로 다양한 생물학적 그리고 기술적 문제들을 야기할 수 있으므로 예방과 초기 진단이 임상적으로 매우 중요하다.

나사풀림의 원인으로는 부적절한 전하중(preload), 부적절한 임플란트의 위치, 부적절한 교합양식(occlusal scheme) 또는 금관의 해부학적 형태, 부적절한 나사형태, 과도한 교합력, 그리고 상부구조물의 불량한 적합 등이 있다.¹⁹⁻²¹

임플란트 보철물에서 나사조임의 목적은 나사풀림을 방지하도록 적절한 전하중을 사용하여 나사연결부(screw joint)의 안정성을 얻는 것이다.²² 적절한 전하중은 나사의 형태(geometry), 서로 조여지는 나사와 임플란트 부품(component) 간의 접촉관계, 마찰

력, 그리고 재료의 성질에 영향을 받는다.²²⁻²⁵ 불량한 적합을 갖는 상부구조물을 나사로 연결하는 것은 상부구조물, 임플란트/지대주 복합체, 그리고 지지조직에 높은 전하중 응력(preload stress)을 야기하며, 기 능력이 가해질 때 시간의 흐름에 따라 임플란트나 보철 구성요소(component)들의 풀림이나 파절을 야기할 수 있다.²⁶⁻³⁰ 따라서 나사풀림을 예방하거나 줄이기 위해선 정확한 적합을 갖는 상부구조물을 제작 및 평가하는 것이 필요하다.

정확한 적합을 갖는 상부구조물은 상부구조물과 임플란트 부품(component), 그리고 임플란트에 인접한 골에 발생하는 응력을 감소시키는데 중요하다.^{6,31,32} 그러나 상부구조물의 정확한 적합도(precise fit)는 현재 사용되고 있는 인상법과 기공작업에 의한 최종모형(definitive cast)으로부터 얻기가 거의 불가능하며, 소위, 수동적 적합(passive fit)이라고 표현되는 임플란트 치료의 성공을 위해 요구되는 상부구조물의 적합도는 아직 구체적인 값으로 정의된 바 없고, 실제 임상에서는 술자에 의해 여러가지 임상적 평가법을 통해 주관적으로 판단되어 지고 있다.^{33,34} 따라서 임플란트 상부구조물을 지대주나 임플란트에 나사로 연결하게 되면 부정확한 적합도로 인해 항상 상부구조물, 임플란트/지대주 복합체, 그리고 지지조직에 응력이 발생하게 된다.^{33,34}

나사풀림현상을 측정하는 방법으로는, 나사길이의

* 이 연구는 서울대학교 신입교수 연구정착금으로 지원되는 연구비에 의하여 수행되었음.

변형측정³⁵, strain gauge를 이용한 전하중의 측정³⁵, 및 토크토크값(detorque value)의 측정³⁶ 등이 있다. 이 중 나사의 토크토크값은 연결부의 안정성을 평가하는 지표의 하나로, 나사풀림 직전에 나사에 남아 있는 전하중의 척도로서 임플란트 보철물의 적합도에 의해 영향을 받는다.

임플란트 지지 상부구조물을 지대주나 임플란트에 나사로 연결할 때 발생하는 응력과 나사풀림을 최소화하기 위해 Hobo 등³⁷은 원형순서(circular order) 보다는 바퀴를 조이는 순서(cross-wise order)로 나사를 조일 것을 추천하였으며, Jemt³⁸는 중앙에 위치한 나사부터 시작하여 최종적으로 가장 바깥쪽의 나사를 조이는 방법을 추천하였다. 그리고 나사조임순서에 따른 발생응력에 관한 여러 연구에서, 상부구조물이 비교적 정확한 적합을 갖는 경우에는 서로 다른 나사조임순서에 대해 발생하는 응력에 차이가 없으나 불량한 적합을 갖는 경우에는 차이를 보인다고 보고되었다.^{30,39,40}

지금까지 임플란트 지지 상부구조물에서 나사조임순서에 따른 상부구조물³⁰, 지대주⁴⁰ 또는 모형표면³⁹ 등에서의 발생응력을 비교한 연구는 있었으나, 나사조임순서 및 나사조임방법에 따른 나사의 토크토크값을 비교한 연구는 미미한 실정이다. 본 연구는 상부구조물이 비교적 정확한 적합을 갖는 상황을 재현하기 위해서, 임플란트에 직접 연결되는 상부구조물을 먼저 제작한 후, 이것을 픽업인상 채득하여 만든 모형상에서 세 가지 나사조임순서와 두 가지 나사조임방법에 따른 토크토크값을 비교하여 나사조임순서와 나사조임방법이 나사풀림현상에 미치는 영향을 알아보려고 하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 상부구조물 제작

완전 무치악 하악모형을 아크릴릭 레진(Orthodontic Resin Clear; Dentsply International Inc., Milford, DE, USA)으로 제작하고 이공간 부위(interforaminal area)에 중심간 거리가 약 15 mm 되도록 네 개의 구멍을 형성한 후 밀링머신을 이용하여 네 개의 임플란트 고정체 유사체(Fixture

Replica ST 22509; Astra Tech AB, Mölndal, Sweden)가 서로 평행하게 아크릴릭 레진(Pattern Resin; GC Corporation, Tokyo, Japan)으로 고정하였다. 각 고정체 유사체에 지대주(Cast-to Abutment ST 22829; Astra Tech AB)를, 육각을 제거한 후, 연결하고 단면이 직사각형(6 × 4 mm)인 납형을 제작한 후, 제4형 금합금(Jel-4; Jelenko, Armonk, New York, USA)으로 주조하여 네 개의 임플란트에 직접 연결되는 상부구조물을 제작하였다.

2. 실험모형의 제작

상부구조물과 비교적 정확한 적합을 갖는 모형을 제작하기 위해 하악모형에 상부구조물을 유도핀(Guide Pin; Astra Tech AB)으로 연결한 후(Fig. 1), 저점성의 실리콘 인상재(Extrude Wash; Kerr Co., CA, USA)와 아크릴릭 레진(SR Ivolen; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)으로 제작한 맞춤 트레이를 이용하여 픽업인상을 채득하였다. 맞춤 트레이는 인상 채득 24시간 전에 제작되어 실온에서 보관되었으며^{41,42}, 인상 채득 15분 전에 적절한 접착제(adhesive)가 도포되었다.⁴³ 실온에서 인상체의 완전한 중합을 위해 정상 중합시간의 두 배인 8분 후 인상체를 모형으로부터 분리하였다.⁴⁴ 그 후 인상체 내의 상부구조물에 네 개의 임플란트 고정체 유사체를 토크렌치(Torque Wrench 24075; Astra Tech AB)를 이용하여 10 Ncm의 힘으로 조심스럽게 연결하고 제4형 치과용 초경석고(GC FUJIROCK EP; GC Europe, Leuven, Belgium)를 제조사의 지시에 따라 진공혼합하여 붓고 완전한 경화를 위해 1시간 후 분리하였다(Fig. 2). 이 과정을 6회 반복하여 총 여섯 개의 실험모형을 제작하였으며, 최소 24시간 이상 실온에서 보관 후 나사의 토크토크값을 측정하였다.

3. 토크토크값의 측정

내부연결 임플란트 보철물에서 나사조임순서와 나사조임방법이 나사풀림현상에 미치는 영향을 알아보기 위해 상부구조물을 각 실험모형에 위치시킨 후, 세 가지 나사조임순서와 두 가지 나사조임방법

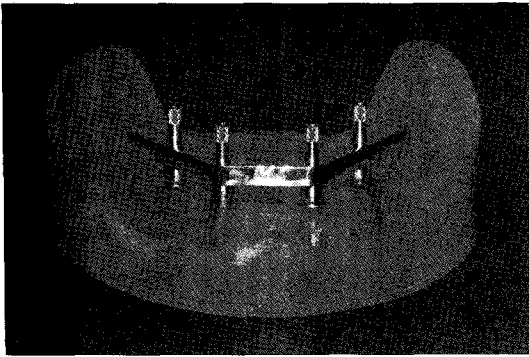


Fig. 1. An implant superstructure that connected directly to four implants (Astra Tech) of a fully edentulous mandibular acrylic resin model by guide pins before pickup impression.

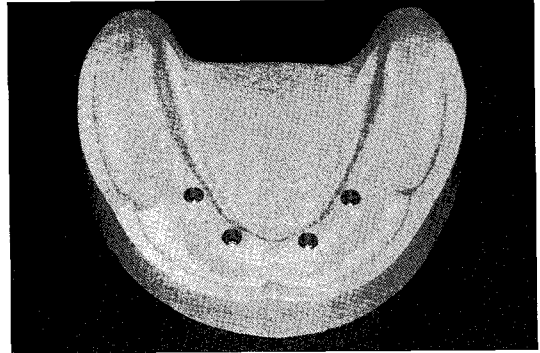


Fig. 2. A dental stone working cast made from a pickup impression of the superstructure.

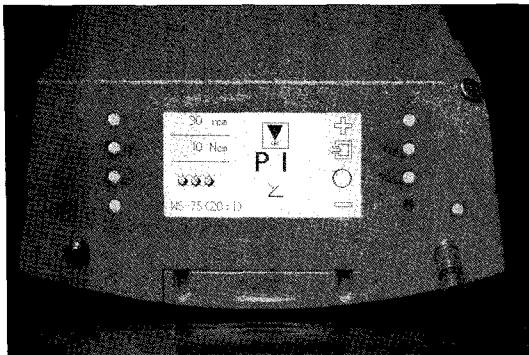


Fig. 3. Electric torque motor (ElcoMed SA-200C; W&H Dentalwerk, Buermoos, Austria).

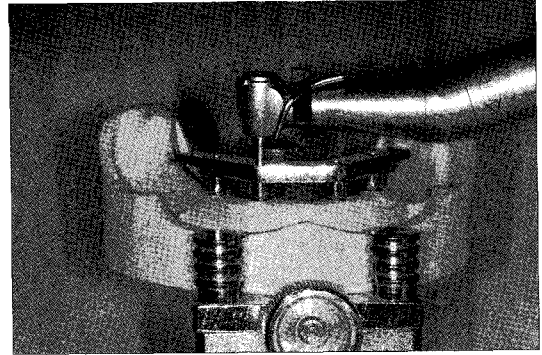


Fig. 4. Measurement of detorque values: Working casts were placed in the rigid holding device and the screw driver was carefully oriented in the long axis of the implant during screw tightening and detorque.

으로 타이타늄 나사(Abutment Screw 22568; Astra Tech AB)를 조인 후, 각 나사의 풀림토크값을 측정하였다. 이때 측정시 실험모형의 회전을 방지하기 위해 모든 실험모형은 견고한 장치에 고정되었으며, 가장 왼쪽에 조여지는 나사를 1번 나사로 하고 가장 오른쪽의 나사를 4번 나사로 명명하였다.

먼저, 나사조임순서의 영향을 알아보기 위해 1-2-3-4, 2-4-3-1, 그리고 2-3-1-4의 순서로 10 Ncm의 힘으로 조이고, 다시 같은 순서로 최종 조임토크값인 20 Ncm까지 조인 후 (2-step 방법) 각 나사의 풀

림토크값을 측정하였다. 또한 나사조임방법의 영향을 알아보기 위해 2-3-1-4의 순서로 한 번에 최종 조임토크값인 20 Ncm까지 조인 후 (1-step 방법) 각 나사의 풀림토크값을 측정하여 같은 순서(2-3-1-4)의 2-step 방법과 비교하였다.

각 나사는 전기토크모터(ElcoMed SA-200C; W&H Dentalwerk, Buermoos, Austria)(Fig. 3)를 이용하여 정해진 토크로 조였으며, 나사의 풀림토크값은 나머지 세 개의 나사가 조여져 있는 상태에서 동일한 장비를 사용하여 0.1 Ncm 단위로 측정하였

다. 전기토크모터는 보정 후 사용하였으며, 나사의 조임과 풀림토크값의 측정시 드라이버가 임플란트의 장축과 평행이 되도록 주의하였다(Fig. 4). 나사의 마모를 보상할 수 있는 순서로 측정하였으며, 측정시의 오차를 보상하기 위해 여섯 개의 실험모형에 대해 한 번 측정한 후, 다시 한 번 측정하여 풀림토크값을 총 2회 측정하였다. 나사조임과 풀림토크값의 측정은 한 명의 잘 훈련된 검사자에 의해 시행되었다.

4. 통계분석

세 가지 나사조임순서에 따른 나사의 풀림토크값과 이때 조여진 순서별 각 나사의 풀림토크값은 multi-way analysis of variance를 이용하여 유의수준 .05에서 비교분석 하였다. 또한 두 가지 나사조임방법에 따른 나사풀림토크값도 multi-way analysis of variance를 이용하여 유의수준 .05에서 비교분석 하였다. 그리고 상부구조물에서 어느 한 나사라도 풀릴 위험성을 평가하기 위해, 각 나사조임순서와 각 나사조임방법에 대한 네 개 나사의 풀림토크값 중 가장 작은 최소풀림토크값 만을 가지고 two-way analysis of variance를 이용하여 유의수준 .05에서 나사조임순서 간과 나사조임방법 간의 차이를 비교 분석 하였다.

Ⅲ. 결 과

Table I 은 나사를 동일한 나사조임방법(2-step)으로 조였을 때의 각 나사조임순서(1-2-3-4, 2-4-3-1,

그리고 2-3-1-4)와, 같은 나사조임순서(2-3-1-4)로 조였을 때의 각 나사조임방법(2-step 과 1-step)에 대한, 네 개 나사의 풀림토크값의 평균과 표준편차를 보여준다. 그리고 세 가지 나사조임순서에 대해 네 나사의 조여진 순서별 풀림토크값의 평균과 표준편차는 Table II 와 같다. 세 가지 나사조임순서에 대한 풀림토크값의 평균은 각각 12.3 Ncm, 12.6 Ncm, 그리고 12.0 Ncm였으며, multi-way analysis of variance는 나사조임순서 간에 통계학적으로 유의할 만한 차이점이 없음을 보여주었다($p=0.2667$)(Table III). 그리고 나사조임순서와 무관하게 조여진 순서별 네 나사의 풀림토크값의 평균은 처음에 조여진 나사부터 12.4 Ncm, 12.3 Ncm, 12.7 Ncm, 그리고 11.8 Ncm로 가장 마지막에 조여진 나사의 풀림토크값이 가장 적었으나(Table II), multi-way analysis of variance는 조여진 순서별 나사의 풀림토크값 간에 통계학적으로 유의할 만한 차이가 없음을 보여주었다($p=0.1331$)(Table III).

두 가지 나사조임방법에 대한 풀림토크값의 평균은 각각 12.0 Ncm와 12.2 Ncm로, multi-way analysis of variance는 나사조임방법 간에도 통계학적으로 유의할 만한 차이점이 없음을 보여주었다($p=0.6302$)(Table IV).

Table V 는 각 나사조임순서와 각 나사조임방법에서의 네 개 나사의 풀림토크값 중 최소값의 평균과 표준편차를 보여준다. 세 가지 나사조임순서에 따른 최소풀림토크값의 평균은 각각 10.6 Ncm, 11.1 Ncm, 그리고 10.5 Ncm였으며, two-way analysis of variance는 나사조임순서 간에 통계학적으로 유의할 만한 차이점이 없음을 보여주었다($p=0.3277$)

Table I. Detorque values (Ncm) for screw tightening sequence & method

	N	Screw 1		Screw 2		Screw 3		Screw 4		N = 48	
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Sequence											
1-2-3-4	12	12.9	2.15	12.6	2.56	12.4	1.46	11.4	1.24	12.3	1.95
2-4-3-1	12	11.9	1.32	12.6	1.64	13.0	2.08	12.8	1.65	12.6	1.69
2-3-1-4	12	12.6	2.05	11.8	1.54	11.5	1.18	12.0	2.07	12.0	1.74
Method											
2-step	12	12.6	2.05	11.8	1.54	11.5	1.18	12.0	2.07	12.0	1.74
1-step	12	13.1	2.42	10.8	2.47	12.5	2.12	12.4	2.13	12.2	2.37

Table II. Detorque values (Ncm) for screw tightening sequence as a function of screw order

Sequence	N	1 st Screw		2 nd Screw		3 rd Screw		4 th Screw	
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
1-2-3-4	12	12.9	2.15	12.6	2.56	12.4	1.46	11.4	1.24
2-4-3-1	12	12.6	1.64	12.8	1.65	13.0	2.08	11.9	1.32
2-3-1-4	12	11.8	1.54	11.5	1.18	12.6	2.05	12.0	2.07
Total	36	12.4	1.80	12.3	1.92	12.7	1.85	11.8	1.57

Table III. Multi-way analysis of variance for screw tightening sequence

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	p-value*
Reading	1	6.50	6.50	2.04	0.1553
Screw	3	5.34	1.78	0.56	0.6430
Sequence	2	8.50	4.25	1.33	0.2667
Order	3	18.12	6.04	1.90	0.1331

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

Table IV. Multi-way analysis of variance for screw tightening method

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	p-value*
Reading	1	7.94	7.94	1.93	0.1683
Screw	3	28.03	9.34	2.27	0.0857
Method	1	0.96	0.96	0.23	0.6302

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

Table V. Minimum detorque values (Ncm) for screw tightening sequence & method

	N	Minimum detorque value	
		Mean	SD
Sequence			
1-2-3-4	12	10.6	1.11
2-4-3-1	12	11.1	1.26
2-3-1-4	12	10.5	0.77
Method			
2-step	12	10.5	0.77
1-step	12	9.8	1.40

(Table VI). 그리고 두 가지 나사조임방법에 따른 최소폴림토크값의 평균은 각각 10.5 Ncm와 9.8 Ncm로, two-way analysis of variance는 나사조임방법 간에도 통계학적으로 유의할 만한 차이점이 없음을

보여주었다(p=0.1643)(Table VII).

나사의 조임토크값에 대한 초기 폴림토크값의 비는 각 나사조임순서와 나사조임방법에 따라 60-63% 까지의 값을 보였다(Table I).

Table VI. Two-way analysis of variance for screw tightening sequence as a function of minimum detorque value

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	p-value*
Reading	1	< 0.01	< 0.01	< 0.01	0.9634
Sequence	2	2.71	1.35	1.16	0.3277

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

Table VII. Two-way analysis of variance for screw tightening method as a function of minimum detorque value

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	p-value*
Reading	1	0.30	0.30	0.23	0.6360
Method	1	2.73	2.73	2.08	0.1643

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

IV. 고 찰

임플란트 지지 상부구조물에서 나사조임순서는 나사풀림현상에 영향을 미칠 수 있을 것이라는 가정하에 Hobo 등³⁷은 원형순서(circular order) 보다는 바퀴를 조이는 순서(cross-wise order)로 나사를 조일 것을 추천하였으며, Jemt³⁸는 중앙에 위치한 나사부터 시작하여 최종적으로 가장 바깥쪽의 나사를 조이는 방법을 추천하였다.

나사조임순서에 관한 이전 연구에서, 상부구조물이 비교적 정확한 적합을 갖는 경우에는 서로 다른 나사조임순서에 대해 발생하는 응력에 차이가 없으나, 불량한 적합을 갖는 경우에는 차이를 보인다고 보고되었다.^{30,39,40} Nissan 등³⁰은 다섯 개의 임플란트가 심어진 주모형으로부터 연결인상법을 이용하여 제작한 30개의 모형에, 주모형과 수동적 적합을 갖는 상부구조물을 두 가지 나사조임순서로 조인 후, 상부구조물에 발생하는 응력을 측정 비교한 결과 두 가지 나사조임순서 간에 통계학적으로 유의성 있는 차이가 없었다고 보고하였다. 또한 Duyck 등⁴⁰은 여섯 개의 임플란트가 심어진 네 개의 모형에 각각 임상적 수동적합(clinically passive fit)을 갖는 상부구

조물을 만든 후, 다섯 가지 나사조임순서로 조인 후, 지대주에 발생하는 응력을 측정 비교한 결과, 나사조임순서 간에 통계학적 차이가 없었다고 보고하였다. 그러나 이 두 연구는 Hobo 등³⁷과 Jemt³⁸가 추천한 나사조임순서에 대해서는 평가하지 않았다. Watanabe 등³⁹은 세 개의 임플란트가 심어진 주모형에서, 수동적합법(passive-fit method)과 납착법(soldering method)을 이용하여 각각 네 개의 상부구조물을 제작한 후, 세 가지 나사조임순서로 조인 후, 주모형에 발생하는 응력을 측정 비교한 결과, 수동적합법으로 제작된 상부구조물을 연결한 경우엔 발생응력이 상대적으로 작고 나사조임순서에 따른 통계학적 차이를 보이지 않았으나, 납착법으로 제작된 상부구조물을 연결한 경우에는 상대적으로 큰 응력이 발생하였으며, 나사조임순서에 따라 발생응력에 차이가 있고, 가운데부터 조인 경우에 응력값이 가장 적었다고 보고하였다.

본 실험은 상부구조물이 비교적 정확한 적합을 갖는 경우에 나사조임순서가 나사풀림현상에 미치는 영향을 평가하기 위해, 네 개의 내부연결 임플란트에 직접 연결되는 상부구조물을 제작하고, 이를 픽업인상 채득하여 여섯 개의 실험모형을 제작한 후, Nissan 등³⁰의 실험에서 비교한 원형순서(1-2-3-4)와

Hobo 등³⁷이 제시한 순서(2-4-3-1), 그리고 Jemt³⁸가 제시한 순서(2-3-1-4)에 대해 나사의 풀림토크값을 측정 비교하였다. 또한 나사조임방법이 나사풀림현상에 미치는 영향을 평가하기 위해, 한 가지 나사조임순서(2-3-1-4)를 사용하여, 일정한 토크값으로 초기 연결을 한 후, 다시 같은 순서로 최종 조임토크값으로 나사를 조이는 방법(2-step 방법)과 처음부터 최종 나사조임토크값으로 조이는 방법(1-step 방법)에 대한 나사의 풀림토크값을 측정 비교하였다.

실험결과 풀림토크값은 세 가지 나사조임순서 간에 통계학적으로 유의성 있는 차이를 보이지 않았으며($p=0.2667$)(Table III), 이것은 상부구조물이 비교적 정확한 적합을 갖는 경우라면, 나사조임순서는 발생응력 뿐만 아니라 나사의 풀림토크값에도 영향을 미치지 않으며, 결과적으로 나사풀림현상에 영향을 미치지 않는다는 것을 의미한다. 또한 전체 나사조임순서와 무관하게 몇 번째 조여진 나사인지에 따른 풀림토크값을 비교해 본 결과, 처음에 조여진 나사에서부터 마지막에 조여진 나사 간에 차이가 없었으며($p=0.1331$)(Table III), 두 가지 나사조임방법 간에도 차이를 보이지 않았다($p=0.6302$)(Table IV).

임플란트 지지 상부구조물에서 나사풀림현상은 가장 취약한 나사에서부터 시작되며, 이 경우 기능력(functional load)이 나머지 나사에 집중되어 결국 다른 나사들의 풀림 또는 파절을 야기하게 된다는 점에서 최소풀림토크값이 전체 나사의 풀림토크값보다 임상적으로 더 의미있다고 할 수 있다. 본 실험에서는 나사조임순서 간($p=0.3277$)(Table VI)에, 그리고 나사조임방법 간($p=0.1643$)(Table VII)에 모두, 최소풀림토크값에도 차이가 없었다. 따라서 비교적 정확한 적합도를 갖는 상부구조물은 나사조임순서나 나사조임방법에 따라 나사풀림현상에 차이가 없다고 할 수 있다.

나사를 조인 직후의 나사의 풀림토크값은 항상 조임토크값보다 작는데^{26,45,46}, 이것은 나사를 조일 때 조임력의 일부가 마찰력으로 소모되기 때문이다. Schulte 등⁴⁷은 나사의 조임토크값과 전하중의 상관관계에 영향을 주는 요소로, 연결되는 면간의 적합도, 나사의 길이 및 폭, 임플란트 구성품의 크기, 그리고 재료가 있다고 하였다. 나사의 조임토크값에 대한 초기의 풀림토크값의 비에 대한 몇몇 연구들을

살펴보면, Jaarda 등⁴⁸은 일자형 금나사(slotted gold retaining screw)를 10 Ncm로 조였을 경우 그 비가 82% 이었다고 보고하였으며, Haack 등²⁶은 UCLA 지대주를 20 Ncm로 조였을 경우엔 금이나 타이타늄 나사 모두 75-80% 였고, 타이타늄 나사를 30 Ncm로 조였을 경우엔 81% 이었다고 보고하였다. 그리고 김 등⁴⁹은 타이타늄 지대주 나사를 30 Ncm로 조였을 경우 91% 이었다고 보고하였다. 그러나 이들 연구는 모두 단일치 임플란트를 사용하였으며, 다수의 임플란트에 의해 지지되는 보철물에 대한 연구는 없었다. 네 개의 내부연결 임플란트에 직접 연결되는 상부구조물을 타이타늄 나사를 사용하여 20 Ncm로 조인 본 연구에서는 나사의 조임토크값에 대한 초기 풀림토크값의 비가 60-63%로 단일치 임플란트를 이용한 이전 연구들에서 보고된 것 보다 작은 값을 보였다. 이것은 단일치 임플란트의 경우엔 연결되는 면간의 적합도가 제조오차(manufacturing error)를 허용하는 범위 내에서 제조사에 의해 상당히 정확하게 조절되나, 다수의 임플란트에 의해 지지되는 보철물의 경우엔 여러 가지 기공 및 임상과정 중에 발생하는 오차로 인해 연결되는 면간의 적합도가 상대적으로 떨어지기 때문이다. 또한 본 실험에서 사용한 내부연결 임플란트는 외부육각 임플란트에 비해 보다 많은 접촉면을 가지므로, 감소된 적합도에 의해 보다 많은 양의 조임토크가 마찰력으로 소모되었을 것이다.

본 실험에서는 비교적 정확한 적합도를 재현하기 위해 상부구조물을 픽업인상 채득하여 실험모형을 만들었으나, 이러한 적합도는 실제 임상에서는 재현할 수 없으며, 임상에서 얻을 수 있는 적합도를 갖는 상부구조물에서 나사조임순서와 나사조임방법의 영향에 대해서는 추가적인 실험이 필요하다. 본 실험은 전하중과 관련있는 나사의 초기 풀림토크값만을 측정하였으나, 실제 임상에서의 나사풀림현상은 하중이 가해지는 동안의 부정확한 적합도로 인한 상부구조물의 진동과 미세운동에 의해 발생되며, 임플란트의 결합방식에 영향을 받을 수 있다고 알려져 있다.^{50,51} 따라서, 다수 임플란트에 의해 지지되는 보철물에 있어서 나사조임순서 및 나사조임방법이 나사풀림현상에 미치는 영향을 알아보기 위해서는 반복하중 후의 나사의 풀림토크값에 대한 추가적인 연구

가 필요하리라 생각된다. 그리고 본 연구의 실험적 자료는 conical seal design을 특징으로 하는 내부연결 임플란트 시스템에 대한 것으로 다수 임플란트에 의해 지지되는 보철물에서 나사조임순서 및 나사조임방법이 나사연결부의 안정성에 미치는 영향을 분석 비교하는데 기초적인 자료로만 해석되어야 할 것이며, 다른 형태의 연결양식을 갖는 여러 가지 임플란트 시스템에 대해서는 추가적인 연구가 필요할 것으로 생각된다.

V. 결 론

임플란트에 직접 연결되는 상부구조물을 픽업인상 채득하여 만든 모형상에서 세 가지 나사조임순서와 두 가지 나사조임방법에 따른 나사의 풀림토크값을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 나사조임순서에 대한 나사의 풀림토크값은 통계학적으로 유의성 있는 차이를 보이지 않았다 ($p=0.2667$).
2. 조여진 순서별 각 나사의 풀림토크값 간에 통계학적으로 유의성 있는 차이가 없었다 ($p=0.1331$).
3. 나사조임순서에 대한 최소풀림토크값은 통계학적으로 유의성 있는 차이를 보이지 않았다 ($p=0.3277$).
4. 나사조임방법에 대한 나사의 풀림토크값은 통계학적으로 유의성 있는 차이를 보이지 않았다 ($p=0.6302$).
5. 나사조임방법에 대한 최소풀림토크값은 통계학적으로 유의성 있는 차이를 보이지 않았다 ($p=0.1643$).
6. 나사의 조임토크값에 대한 초기 풀림토크값의 비는 각 나사조임순서와 나사조임방법에 따라 60-63% 까지의 값을 보였다.

이러한 연구결과는, 본 실험과 같은 조건하에서 정확한 적합도를 갖는 내부연결 임플란트 지지 고정성 국소의치는 나사조임순서나 나사조임방법에 따라 하중전 나사연결부의 안정성에 차이가 없다는 것을 의미한다.

참고문헌

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
3. Lekholm U, et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective 10-year multicenter study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1994;9:627-635.
4. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part I: a longitudinal clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:381-389.
5. Naert I, Koutsikakis G, Quirynen M, Duyck J, van Steenberghe D, Jacobs R. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part 2: a longitudinal radiographic study. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:390-395.
6. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-178.
7. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990;64:185-194.
8. Wyatt CC, Zarb GA. Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. *Int J Oral Maxillofac*

- Implants 1998;13:204-211.
9. Wennerberg A, Jemt T. Complications in partially edentulous implant patients: a 5-year retrospective follow-up study of 133 patients supplied with unilateral maxillary prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res* 1999;1:49-56.
 10. Ortorp A, Jemt T. Clinical experiences of implant-supported prostheses with laser-welded titanium frameworks in the partially edentulous jaw: a 5-year follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res* 1999;1:84-91.
 11. Hosny M, Duyck J, van Steenberghe D, Naert I. Within-subject comparison between connected and nonconnected tooth-to-implant fixed partial prostheses: up to 14-year follow-up study. *Int J Prosthodont* 2000;13:340-346.
 12. Behneke A, Behneke N, d'Hoedt B. The longitudinal clinical effectiveness of ITI solid-screw implants in partially edentulous patients: a 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:633-645.
 13. Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:26-34.
 14. Gotfredsen K, Karlsson U. A prospective 5-year study of fixed partial prostheses supported by implants with machined and TiO₂-blasted surface. *J Prosthodont* 2001;10:2-7.
 15. Jemt T, Henry P, Linden B, Naert I, Weber H, Wendelhag I. Implant-supported laser-welded titanium and conventional cast frameworks in the partially edentulous jaw: a 5-year prospective multicenter study. *Int J Prosthodont* 2003;16:415-421.
 16. Andersson B, Glauser R, Maglione M, Taylor A. Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 2003;16:640-646.
 17. Preiskel HW, Tsolka P. Cement- and screw-retained implant-supported prostheses: up to 10 years of follow-up of a new design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:87-91.
 18. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:625-642.
 19. Cavazos E, Bell FA. Preventing loosening of implant abutment screws. *J Prosthet Dent* 1996;75:566-569.
 20. Artzi Z, Dreiangel A. A screw lock for single-tooth implant superstructures. *J Am Dent Assoc* 1999;130:677-682.
 21. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11 Suppl 1:156-158.
 22. 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.
 23. Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional "gold" and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:589-598.
 24. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear finite element contact analysis of dental im-

- plant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:655-661.
25. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:295-302.
 26. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:529-536.
 27. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:149-160.
 28. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont* 1995;8:511-516.
 29. Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:55-63.
 30. Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. 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.
 31. Tolman DE, Laney WR. Tissue-integrated prosthesis complications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:477-484.
 32. Lie A, Jemt T. Photogrammetric measurements of implant positions. Description of a technique to determine the fit between implants and superstructures. *Clin Oral Implants Res* 1994;5:30-36.
 33. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2004;92:470-476.
 34. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:192-198.
 35. 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.
 36. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268-275.
 37. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Chapter 9 Fully bone anchored prostheses. In: *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*. Tokyo: Quintessence, 1989:163-186.
 38. 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.
 39. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:209-218.
 40. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Pre-load on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: an *in vivo* study. *J Oral Rehabil* 2001;28:226-233.
 41. Pagniano RP, Scheid RC, Clowson RL,

- Dagefoerde RO, Zardiackas LD. Linear dimensional change of acrylic resins used in the fabrication of custom trays. *J Prosthet Dent* 1982;47:279-283.
42. Goldfogel M, Harvey WL, Winter D. Dimensional change of acrylic resin tray materials. *J Prosthet Dent* 1985;54:284-286.
43. Davis GB, Moser JB, Brinsden GI. The bonding properties of elastomer tray adhesives. *J Prosthet Dent* 1976;36:278-285.
44. Revised American Dental Association Specification no. 19 for Non-aqueous, Elastomeric Dental Impression Materials. *J Am Dent Assoc* 1977;94:733-741.
45. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592-599.
46. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995;74:270-278.
47. Schulte JK, Coffey J. Comparison of screw retention of nine abutment systems: a pilot study. *Implant Dent* 1997;6:28-31.
48. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Providing optimum torque to implant prostheses: a pilot study. *Implant Dent* 1993;2:50-52.
49. Kim NG, Kim YS, Kim CW, Jang KS, Lim YJ. The effect of abutment height on screw loosening in single implant-supported prostheses after dynamic cyclic loading. *J Korean Acad Prosthodont* 2004;42:664-670.
50. Norton MR. An *in vitro* evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:290-298.
51. 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;15:519-526.

Reprint request to:

Chang-Whe Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University,
28 Yeongeon-Dong, Jongno-Gu, Seoul, 110-749, Korea
k43c46w@snu.ac.kr

ABSTRACT

THE EFFECT OF SCREW TIGHTENING SEQUENCE AND TIGHTENING METHOD ON THE DETORQUE VALUE IN IMPLANT-SUPPORTED SUPERSTRUCTURE

Jung-Han Choi, D.D.S., M.S.D.¹, Chang-Whe Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.²,
Young-Jun Lim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.³, Myung-Joo Kim, B.S., D.D.S., M.S., Ph.D.⁴,
Seok-Hyung Lee, D.D.S., D.M.D.⁵

^{1,2,3,4}*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University*

¹*Department of Prosthodontics, The Institute of Oral Health Science, Samsung Medical Center*

⁵*Department of Prosthodontics, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine*

Statement of problem: The screw detorque value is a measure of the preload remaining in the screw just before detorquing.

Purpose: This study evaluated the effect of different screw tightening sequences and tightening methods on detorque values for a well-fitting implant superstructure.

Material and method: An implant superstructure that connected directly to four implants (Astra Tech) was fabricated on a fully edentulous mandibular acrylic resin model. Six well-fitting dental stone casts were made with a pickup impression of the superstructure from the acrylic resin model. To evaluate the effect of three screw tightening sequences (1-2-3-4, 2-4-3-1, and 2-3-1-4) and two tightening methods (2-step and 1-step) on the stability of screw joint, the detorque values for a well-fitting implant superstructure were measured twice after screw tightening using 20 Ncm. Detorque values were analyzed using multi-way analysis of variance and two-way analysis of variance at a .05 level of significance.

Results:

1. The mean detorque values for three screw tightening sequences were 12.3 Ncm, 12.6 Ncm, and 12.0 Ncm, respectively.
2. The mean detorque values for two screw tightening methods were 12.0 Ncm, and 12.2 Ncm, respectively.
3. The mean of minimum detorque values for three screw tightening sequences and for two tightening methods were 10.6 Ncm, 11.1 Ncm, 10.5 Ncm, and 9.8 Ncm, respectively.
4. No statistically significant differences among the variables of screw tightening sequence and tightening method were found ($p > .05$) for detorque values and for minimum detorque values.

Conclusion: Within the limitations of this study, the screw tightening sequence and tightening method did not have a significant effect on the detorque values for a well-fitting implant superstructure.

Key words : Screw tightening sequence, Screw tightening method, Detorque value, Pickup impression, Internal connection implant