

내부연결 임플란트 상부구조물에서 나사조임술식이 폴림토크값에 미치는 영향

최정환*

성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 치과진료부 보철과

연구 목적: 본 연구는 잘 맞는 임플란트 상부구조물에서 서로 다른 나사조임순서와 조임방법이 나사의 폴림토크값에 미치는 영향을 평가하였다.

연구 재료 및 방법: 서로 수동적 적합 관계를 갖는 완전 무치악 하악 주모형과 네 개의 평행한 임플란트 (Astra Tech)에 직접 연결되는 금속구조물을 제작하였다. 금속구조물과 잘 맞는 실험모형을 위해 주모형에서 연결인상법을 이용하여 여섯 개의 경석과 모형을 얻었다. 20 Ncm로 조인 후 나사의 폴림토크값을 두 번 측정하였다. 세 가지 나사조임순서 (1-2-3-4, 2-4-3-1, 그리고 2-3-1-4)와 두 가지 나사조임방법 (two-step과 one-step)에 대한 나사의 폴림토크값과 최소폴림토크값을 유의수준 .05에서 각각 다원분산분석법 (multi-way ANOVA)과 이원분산분석법 (two-way ANOVA)을 이용하여 통계분석 하였다.

결과: 나사조임순서에 대한 나사의 평균 폴림토크값은 12.8 Ncm (2-4-3-1)에서 13.1 Ncm (2-3-1-4)의 값을 보였고, 나사조임방법에 대한 값은 13.1 Ncm (two-step)와 11.8 Ncm (one-step)였다. 나사조임순서에 대한 나사의 평균 최소폴림토크값은 11.1 Ncm (1-2-3-4)와 11.2 Ncm (2-4-3-1과 2-3-1-4)였고, 나사조임방법에 대한 값은 11.2 Ncm (two-step)와 9.9 Ncm (one-step)였다. 나사의 폴림토크값과 최소폴림토크값은 세 가지 나사조임순서 간에 통계학적으로 유의성 있는 차이가 없었다. 그러나 두 가지 나사조임방법 간에는 두 값 모두 통계학적으로 유의성 있는 차이가 있었다. 나사를 두 단계로 나누어 조이는 방법이 한 번에 조이는 방법보다 더 큰 폴림토크값 ($P=.0003$)과 더 큰 최소폴림토크값 ($P=.0035$)을 보였다.

결론: 본 연구와 같은 조건하에서, 연결인상법으로 얻은 잘 맞는 임플란트 상부구조물에 있어서 나사조임순서는 나사의 폴림토크값에 영향을 미치는 중요한 요소는 아니었다. 그러나 나사를 두 단계로 나누어 조이는 방법은 한 번에 조이는 방법보다 더 큰 폴림토크값을 보였다. (대한치과보철학회지 2010;48:243-50)

주요단어: 나사조임순서, 나사조임방법, 폴림토크값, 연결인상법, 내부연결 임플란트

서론

오늘날 치과용 임플란트 치료는, 완전 및 부분 무치악 환자에 있어 높은 성공률에도 불구하고, 임플란트 주위염을 비롯한 생물학적인 문제 뿐만 아니라, 나사의 폴림과 파절, 지대주의 파절, 도재의 파절, 금속구조물의 파절, 그리고 임플란트의 파절 등의 기계적인 문제를 야기할 수 있다고 보고되고 있다.¹⁻⁴ 이 중에서 나사의 폴림은 치과용 임플란트 보철의 보편적인 문제 중의 하나로, 기능력 하에서 바람직하지 못한 응력분산과 과부하를 야기하여, 이차적으로 나사의 파절에서부터 심하면 골유착의 실패까지 다양한 생물학적 그리고 기계적 문제들을 야기할 수 있어, 이것의 예방과 초기 진단이 임상적으로 매우 중요하다.

임플란트 보철물에서 나사조임의 목적은 나사폴림을 방지하도록 적절한 전하중을 사용하여 나사연결부의 안정성을 얻는 것이다.¹⁵ 적절한 전하중은 나사의 형태, 서로 조여지는 나사와 임플란트 부품 간의 접촉관계, 마찰력, 그리고 재료의 성질에 영향을 받는다.¹⁵⁻¹⁸

나사조임 후 전하중을 평가하는 방법으로는, 나사길이의 변형측정,¹⁹ 스트레인 게이지를 이용한 전하중의 측정,²⁰ 및 폴림토크값 (detorque value)의 측정²¹ 등이 있다. 이 중 나사의 폴림토크값은 연결부의 안정성을 평가하는 지표의 하나로, 나사폴림 직

전에 나사에 남아 있는 전하중의 척도로서 임플란트 보철물의 적합도에 의해 영향을 받는다.

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.²²⁻²⁴ 그리고, 나사조임술식이 나사의 폴림토크값에 미치는 영향을 평가하기 위해, 네 개의 내부연결 임플란트에 직접 연결되는 상부구조물을 픽업인상 채득하여 얻은 실험모형을 이용한 이전 연구²⁵에서, 나사조임순서 및 나사조임방법에 따른 나사의 폴림토크값은 유의한 차이가 없었다. 그러나 이 실험에서 사용한, 실험모형과 상부구조물 간의 적합도는, 실제 임상에서는 얻을 수 없는 수준의 것이다.

이에 본 연구는 실제 임상에서 얻을 수 있는 수준의 정확한 적합을 갖는 상황을 재현하기 위해, 주모형에서 아크릴릭 레진을 이용한 연결인상법 (splinted impression technique)을 통해 제작한 실험모형상에서, 내부연결 임플란트에 직접 연결되는 고정성 국소의치를 나사로 연결할 때, 세 가지 나사조임순서와 두 가지 나사조임방법에 따른 나사의 폴림토크값을 비교하여 나사조임순서와 나사조임방법이 나사폴림현상에 미치는 영향을 알아보고자 하였다.

*교신저자: 최정환

135-710 서울시 강남구 일원동 50 삼성서울병원 치과진료부 보철과 02-3410-6429; e-mail, cjh1001@skku.edu

원고접수일: 2010년 6월 29일 / 원고최종수정일: 2010년 7월 7일 / 원고채택일: 2010년 8월 4일

연구 재료 및 방법

1. 상부구조물 제작

완전 무치악 하악 아크릴릭 레진 (Orthodontic Resin Clear; Dentsply International Inc., Milford, DE, USA) 모형에서, 네 개의 지지대주 (Cast-to Abutment ST 22829; Astra Tech AB, Mölndal, Sweden)와 제4형 금합금 (Jel-4; Jelenko, Armonk, New York, USA)을 이용하여, 네 개의 서로 평행한 내부 연결 임플란트 유사체 (Fixture Replica ST 22509; Astra Tech AB, Mölndal, Sweden)에 직접 연결되는 한 개의 금속 상부구조물을 제작하였다 (Fig. 1). 상부구조물의 설계 및 제작은 이전 연구²⁵에 자세히 기술한 바 있다.

2. 주모형의 제작

상부구조물과 최대한 정확한 적합을 갖는 주모형을 제작하기 위해 하악모형에 상부구조물을 유도핀 (Guide Pin; Astra Tech AB, Mölndal, Sweden)으로 연결한 후, 저점성의 실리콘 인상재 (Extrude Wash; Kerr Co., CA, USA)와 아크릴릭 레진 (SR Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)으로 제작한 맞춤트레이를 이용하여 픽업인상을 채득하였다. 그 후 인상체 내의 상부구조물에 네 개의 임플란트 고정체 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. 2).

3. 실험모형의 제작

이미 만들어진 금속 상부구조물과 잘 맞는 실험모형을 제작하기 위해 주모형에서 아크릴릭 레진 연결 인상법이 사용되었다.²⁴ 여섯 번의 인상을 채득하여 총 여섯 개의 실험모형이 만들

어 졌다.

주모형의 임플란트 고정체 유사체에 체결될 네 개의 픽업 인상코핑 (Fixture Pick-up Impression ST short 22847; Astra Tech)들은 인상채득 최소 24시간 전에 아크릴릭 레진 (Pattern Resin; GC Corporation)으로 연결되었으며, 레진바 (bar) 크기의 표준화를 위해 고점성의 실리콘 인상재 (Fresh putty; Dreve Dentamid GmbH, Unna, Germany)로 틀을 만들어 사용하였다. 이렇게 연결된 인상코핑은 레진의 중합수축으로 인한 오차를 최소화하기 위해 인상채득 15분 전에 각 코핑의 중간에서 자른 후 재연결되었다 (Fig. 3).^{26,27}

표준화된 맞춤 트레이는 인상 채득 24시간 전에 광중합 레진 (Lightplast; Dreve Dentamid GmbH, Unna, Germany)으로 제작되어 실온에서 보관되었으며,^{28,29} 인상 채득 15분 전에 적절한 접착제 (Adhesive; GC Corporation, Tokyo, Japan)가 도포되었다.³⁰ 인상재는 저점성의 실리콘 인상재가 사용되었으며, 실온에서 인상재의 완전한 중합을 위해 정상 중합시간의 두 배인 8분 후 인상체를 모형으로부터 분리하였다.³¹ 분리된 인상체 내의 인상코핑에 임플란트 고정체 유사체를 인상코핑이 변위되지 않도록 주의하며 연결한 후, 제4형 치과용 초경석고를 제조사의 지시에 따라 진공혼합하여 붓고 완전한 경화를 위해 1시간 후 분리하였다. 이 과정을 6회 반복하여 총 여섯 개의 실험모형을 제작하였으며, 최소 24시간 이상 실온에서 보관 후 나사의 폴립토크값을 측정하였다.

4. 폴립토크값의 측정

상부구조물을 각 실험모형에 위치시킨 후, 세 가지 나사조임 순서와 두 가지 나사조임방법으로 타이타늄 나사 (Abutment Screw 22568; Astra Tech AB, Mölndal, Sweden)를 조인 후, 각 나사의 폴립토크값을 측정하였다. 측정시 실험모형의 회전을 방지하기 위해 모든 실험모형은 견고한 장치에 고정되었으며, 가



Fig. 1. Metal framework simulating a prosthesis that directly connected to four internal-connection implants.



Fig. 2. Master model with four internal-connection implant replicas made from a pickup impression of the superstructure to establish a passive fit relationship.

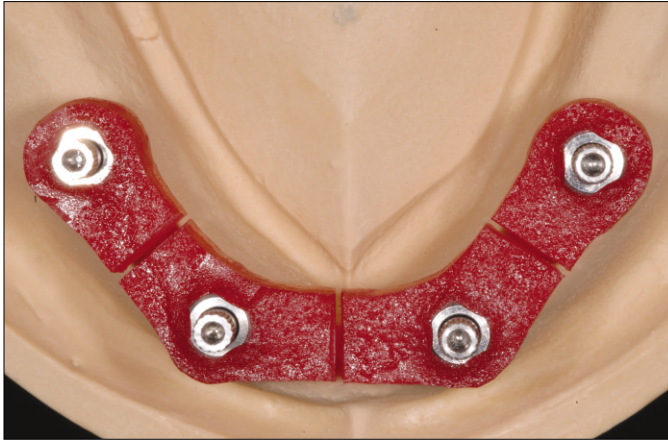


Fig. 3. Acrylic resin splints sectioned equidistantly between the impression copings. Fifteen minutes before the impression making, these were reconnected with an incremental application technique to minimize the polymerization shrinkage of the resin.



Fig. 4. Measurement of detorque values: Screw driver was carefully oriented in the long axis of the implant during screw tightening and loosening.

장 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 10Ncm의 힘으로 조인 후, 다시 같은 순서로 최종 조임토크값인 20Ncm까지 조인 후 (two-step method) 각 나사의 풀림토크값을 측정하였다. 또한 나사조임방법의 영향을 알아보기 위해 2-3-1-4의 순서로 한 번에 최종 조임토크값인 20Ncm까지 조인 후 (one-step method) 각 나사의 풀림토크값을 측정하였다.

각 나사는 전기토크모터 (ElcoMed SA-200C; W&H Dentalwerk, Buermos, Austria) (Fig. 4)를 이용하여 정해진 토크로 조였으며, 나사의 풀림토크값은 나머지 세 개의 나사가 조여져 있는 상태에서 동일한 장비를 사용하여 0.1Ncm 단위로 측정하였다. 전기토크모터는 보정 후 사용하였으며, 나사의 조임과 풀림토크값의 측정시 드라이버가 임플란트의 장축과 평행이 되도록 주의하였다 (Fig. 5). 나사의 마모를 보상할 수 있는 순서로 측정하였으며, 측정시의 오차를 보상하기 위해 여섯 개의 실험모형에 대해 한 번 측정한 후, 다시 한 번 측정하여 나사풀림토크값을 총 2회 측정하였다. 나사조임과 풀림토크값의 측정은 한 명의 잘 훈련된 검사자에 의해 시행되었다.

5. 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 비교분석 하였다.

결과

Table 1은 나사를 동일한 나사조임방법 (two-step method)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 (two-step과 one-step method)에 대한, 네 개 나사의 풀림토크값의 평균과 표준편차를 보여준다. 그리고 세 가지 나사조임순서에 대

Table 1. Means and SDs of detorque values (Ncm) for screw tightening sequence & method

	N	Screw 1		Screw 2		Screw 3		Screw 4		Total (N = 48)	
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Sequence											
1-2-3-4	12	12.6	1.73	13.7	2.08	12.9	2.20	12.6	1.86	13.0	1.96
2-4-3-1	12	12.9	1.74	12.4	2.03	12.8	1.79	13.2	1.72	12.8	1.79
2-3-1-4	12	13.3	2.20	13.7	1.62	12.8	2.06	12.8	1.67	13.1	1.88
Method											
Two-step	12	13.3	2.20	13.7	1.62	12.8	2.06	12.8	1.67	13.1	1.88
One-step	12	12.9	1.52	11.0	1.87	10.7	0.95	12.5	1.39	11.8	1.70

Table 2. Means and SDs of 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	12.6	1.73	13.7	2.08	12.9	2.20	12.6	1.86
2-4-3-1	12	12.4	2.03	13.2	1.72	12.8	1.79	12.9	1.74
2-3-1-4	12	13.7	1.62	12.8	2.06	13.3	2.20	12.8	1.67
Total	36	12.9	1.84	13.2	1.94	13.0	2.02	12.8	1.71

Table 3. Multi-way analysis of variance for screw tightening sequence

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F value	P-value*
Reading	1	6.76000000	6.76000000	1.89	.1713
Screw	3	7.67475000	2.55825000	0.72	.5441
Sequence	2	2.75375000	1.37687500	0.39	.6809
Order	3	7.12475000	2.37491667	0.66	.5751

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

Table 4. Multi-way analysis of variance for screw tightening method

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F value	P-value*
Reading	1	1.65375000	1.65375000	0.53	.4673
Screw	3	22.02750000	7.34250000	2.37	.0762
Method	1	44.55375000	44.55375000	14.36	.0003

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

Table 5. Means and SDs of minimum detorque values (Ncm) for screw tightening sequence & method

		Minimum detorque value	
		Mean	SD
Sequence			
1-2-3-4	12	11.1	0.84
2-4-3-1	12	11.2	0.93
2-3-1-4	12	11.2	0.77
Method			
Two-step	12	11.2	0.77
One-step	12	9.9	1.19

해 네 나사의 조여진 순서별 풀림토크값의 평균과 표준편차는 Table 2 와 같다. 세 가지 나사조임순서에 대한 풀림토크값의 평균은 각각 13.0 Ncm, 12.8 Ncm, 그리고 13.1 Ncm였으며, multi-way analysis of variance는 나사조임순서 간에 통계학적으로 유의할 만한 차이가 없음을 보여주었다 ($P = .6809$) (Table 3). 그리고 나사조임순서와 무관하게, 조여진 순서별 네 나사의 풀림토크값의 평균은 처음에 조여진 나사부터 12.9 Ncm, 13.2 Ncm, 13.0 Ncm, 그리고 12.8 Ncm로 가장 마지막에 조여진 나사의 풀림토크값이 가장 적었으나 (Table 2), multi-way analysis of variance는 조여진 순서별 나사의 풀림토크값 간에 통계학적으로 유의할 만한 차이가 없음을 보여주었다 ($P = .5751$) (Table 3).

두 가지 나사조임방법에 대한 풀림토크값의 평균은 각각 13.1 Ncm와 11.8 Ncm로, multi-way analysis of variance로 분석한 결

Table 6. 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	1.10250000	1.10250000	1.55	.2217
Sequence	2	0.09500000	0.04750000	0.07	.9354

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

Table 7. 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	0.18375000	0.18375000	0.18	.6797
Method	1	11.34375000	11.34375000	10.82	.0035

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

과 나사조임방법 간의 차이는 통계학적으로 유의하였다 ($P = .0003$) (Table 4).

Table 5 는 각 나사조임순서와 각 나사조임방법에서의 네 개 나사의 풀림토크값 중 최소값의 평균과 표준편차를 보여준다. 세 가지 나사조임순서에 따른 최소풀림토크값의 평균은 각각 11.1 Ncm, 11.2 Ncm, 그리고 11.2 Ncm였으며, two-way analysis of variance는 나사조임순서 간에 통계학적으로 유의할 만한 차이가 없음을 보여주었다 ($P = .9354$) (Table 6). 그리고 두 가지 나사조임방법에 따른 최소풀림토크값의 평균은 각각 11.2 Ncm와 9.9 Ncm로, two-way analysis of variance로 분석한 결과 나사조임방법 간의 차이는 통계학적으로 유의하였다 ($P = .0035$) (Table 7).

나사의 조임토크값에 대한 초기 나사풀림토크값의 비는 각 나사조임순서와 나사조임방법에 따라 59 - 66%까지의 값을 보였다 (Table 1).

고찰

Hobo 등³²은 임플란트 지지 고정성 국소의치에서 나사조임순서가 상부구조물과 임플란트 구성품, 그리고 주위조직에 발생하는 응력과 나사풀림현상에 영향을 미칠 수 있을 것이라는 가정하에, 발생응력과 나사풀림을 최소화하기 위해, 원형순서 (circular order) 보다는 바퀴를 조이는 순서 (cross-wise order)로 나사를 조일 것을 추천하였으며, Jemt³³는 중앙에 위치한 나사부터 시작하여 최종적으로 가장 바깥쪽의 나사를 조이는 방법을 추

천하였다.

나사조임순서가 상부구조물이나 지대주, 또는 모형표면에 발생하는 응력에 미치는 영향에 관한 몇몇 연구에서, 상부구조물이 비교적 정확한 적합을 갖는 경우에는 서로 다른 나사조임순서에 대해 발생하는 응력에 차이가 없으나, 불량한 적합을 갖는 경우에는 차이를 보인다고 보고되었다.²²⁻²⁴ Watanabe 등²²은 세 개의 임플란트가 심어진 주모형에서, 수동적합법(*passive-fit method*)과 납착법(*soldering method*)을 이용하여 각각 네 개의 상부구조물을 제작한 후, 세 가지 나사조임순서(1-2-3, 1-3-2, 그리고 2-1-3)로 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 경우(2-1-3)에 응력값이 가장 적었다고 보고하였다.

나사의 폴림토크값은, 보철물이나 임플란트 구성품, 또는 주위골 등에서 측정하는 전하중응력보다 나사폴림현상과 직접적인 관련이 있는 나사 연결부의 안정성을 평가하는 지표의 하나로서, 임플란트 보철물의 적합도에 의해 영향을 받는다. 네 개의 내부연결 임플란트에 직접 연결되는 상부구조물을 제작하고 이를 픽업인상 채득하여, 이 상부구조물과 최대한 정확한 적합을 갖도록 만든 실험모형을 이용한 이전 실험²⁵에서, 나사조임순서 및 나사조임방법에 따른 나사의 폴림토크값은 유의한 차이가 없었다. 그러나 이 실험에서 사용한 실험모형의 상부구조물에 대한 적합도는 실제 임상에서는 얻을 수 없는 정도로 우수한 것이다.

이에 본 실험에서는 실제 임상에서 얻을 수 있는 수준의 정확한 적합도를 갖는 실험모형을 위해, 주모형에서 아크릴릭 레진을 이용한 연결인상법(*splinted impression technique*)을 통해 실험모형을 제작하였다.²⁴ 본 실험은 상부구조물이 임상적으로 가능한 수준의 정확한 적합을 갖는 경우에서, 나사조임순서가 나사폴림현상에 미치는 영향을 평가하기 위해, Nissan 등²⁴의 실험에서 비교한 원형순서(1-2-3-4)와 Hobo 등³²이 제시한 순서(2-4-3-1), 그리고 Jemt²³가 제시한 순서(2-3-1-4)에 대해 나사의 폴림토크값을 측정 비교하였다. 또한 나사조임방법이 나사폴림현상에 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(*two-step method*)과 처음부터 최종 나사조임토크값으로 조이는 방법(*one-step method*)에 대한 나사의 폴림토크값을 측정 비교하였다.

실험결과 세 가지 나사조임순서에 따른 나사의 폴림토크값은 이전 실험²⁵에서와 같이 통계학적으로 유의성 있는 차이를 보이지 않았으며($P=.6809$) (Table 3), 이것은 상부구조물이 비교적 정확한 적합을 갖는 경우, 나사조임순서는 나사의 폴림토크값에 영향을 미치지 않으며, 결과적으로 나사폴림현상에 영향을 미치지 않는다는 것을 의미한다. 또한 나사조임순서와

무관하게 몇 번째 조여진 나사인지에 따른 폴림토크값을 비교해 본 결과, 처음에 조여진 나사에서부터 마지막에 조여진 나사 간에도 차이가 없었다($P=.5751$) (Table 3). 그러나 두 가지 나사조임방법 간에는 이전 실험에서와는 달리 통계학적으로 유의성 있는 차이를 보였으며($P=.0003$) (Table 4), 두 단계로 나누어 조였을 때(*two-step method*)가 한 번에 조였을 때(*one-step method*)보다 큰 폴림토크값을 보였다(Table 1).

임플란트 지지 고정성 국소의치에서 나사폴림현상은 가장 취약한 나사에서부터 시작되며, 이 경우 기능력(*functional load*)이 나머지 나사에 집중되어 결국 다른 나사들의 폴림 또는 파절을 야기하게 된다는 점에서 최소폴림토크값이 전체 나사의 폴림토크값 보다 임상적으로 더 의미있다고 할 수 있다. 본 실험에서 최소폴림토크값은 전체 나사의 폴림토크값과 같이 나사조임순서 간에는 차이가 없었으나($P=.9354$) (Table 6), 나사조임방법 간에는 이전 실험²⁵과는 달리 유의성 있는 차이가 있었고($P=.0035$) (Table 7), 두 단계로 나누어 조였을 때(*two-step method*)가 보다 큰 폴림토크값을 보였다(Table 5).

이전 실험²⁵과 본 실험 결과를 종합해 보면, 나사를 조일 때 각각의 나사를 두 단계로 나누어 조인 경우(*two-step method*), 나사조임순서는 보철물이 임상적으로 얻을 수 있는 수준의 정확도를 갖는 경우에도 나사의 폴림토크값 또는 최소폴림토크값에 영향을 미치지 않았다. 하지만 나사조임방법은 임상에서 비교적 정확한 보철물을 얻을 수 있다고 알려진 연결인상법에 의해 만든 모형상에서는 두 단계로 나누어 조이는 경우에 더 큰 폴림토크값과 최소폴림토크값을 보였다. 이것은 본 실험에서 사용한 내부연결 임플란트의 연결구조의 특성상 한번에 최종 조임토크값으로 조이는 경우 초기 접촉점에서의 방해로 인해 보철물의 완전한 장착이 힘들게 되기 때문인 것으로 생각되며, 따라서 임상에서 특히 내부연결 임플란트에 나사로 직접 연결되는 보철물을 조일 때에는 임상적으로 허용할 만한 적합도를 갖는다고 평가되더라도 두 단계로 나누어 나사를 조이는 것이, 보다 큰 폴림토크값과 최소폴림토크값을 기대할 수 있어 나사폴림의 가능성을 줄이는데 도움이 될 것이다.

나사를 조인 직후의 나사의 폴림토크값은 항상 조임토크값보다 작는데,^{19,34,35} 이것은 나사를 조일 때 조임력의 일부가 마찰력으로 소모되기 때문이다. Schulte 등³⁶은 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 폴림토크값의 비에 대한 연구들^{19,37,38}은 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 폴림토크값의 비가 59-66%로 단일치 임플란트를 이용한 이전 연구들에서 보고된 것 보다 작은 값을 보였다. 이것은 단일치 임플란트의 경우엔 연결되는 면간의 적합도가 제조오차(*manufacturing error*)를 허

용하는 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 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.^{39,40} 따라서, 다수 임플란트에 의해 지지되는 보철물에 있어서 나사조임순서 및 나사조임방법이 나사풀림현상에 미치는 영향을 알아보기 위해서는 반복 하중 후의 나사의 풀림토크값에 대한 추가적인 연구가 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 대한 추가적인 연구가 필요할 것으로 생각된다.

참고문헌

- 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;9:169-78.
- 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;64:185-94.
- Lekholm U, van Steenberghe D, Hermann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Laney WR, Lindén U. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:627-35.
- Wyatt CC, Zarb GA. Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:204-11.
- 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.
- Ortarp 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.
- 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;13:340-6.
- 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;15:633-45.
- Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin 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.
- 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.
- 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;16:415-21.
- 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;16:640-6.
- 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.
- Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger 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;15:625-42.
- 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.
- 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;11:589-98.
- Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:655-61.
- Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:295-302.
- 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.
- 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.
- Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268-75.
- 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;15:209-18.
- Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Piers R, Naert I. Pre-load on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: an in vivo study. *J Oral Rehabil* 2001;28:226-33.
- 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;86:20-3.
25. Choi JH, Kim CW, Lim YJ, Kim MJ, Lee SH. The effect of screw tightening sequence and tightening method on the detorque value in implant-supported superstructure. *J Korean Acad Prosthodont* 2007;45:653-64.
26. Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1990;64:684-8.
27. Assif D, Marshak B, Nissan J. A modified impression technique for implant-supported restoration. *J Prosthet Dent* 1994;71:589-91.
28. 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;47:279-83.
29. Goldfogel M, Harvey WL, Winter D. Dimensional change of acrylic resin tray materials. *J Prosthet Dent* 1985;54:284-6.
30. Davis GB, Moser JB, Brinsden GI. The bonding properties of elastomer tray adhesives. *J Prosthet Dent* 1976;36:278-85.
31. Revised American Dental Association Specification no. 19 for Non-aqueous, Elastomeric Dental Impression Materials. *J Am Dent Assoc* 1977;94:733-41.
32. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and occlusal rehabilitation. Tokyo: Quintessence; 1989. Chapter 9 Fully bone anchored prostheses; pp. 163-86.
33. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:270-6.
34. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592-9.
35. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995;74:270-8.
36. Schulte JK, Coffey J. Comparison of screw retention of nine abutment systems: a pilot study. *Implant Dent* 1997;6:28-31.
37. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Providing optimum torque to implant prostheses: a pilot study. *Implant Dent* 1993;2:50-2.
38. 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;42:664-70.
39. 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;8:290-8.
40. 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.

The effect of screw tightening techniques on the detorque value in internal connection implant superstructure

Jung-Han Choi*, DDS, MSD, PhD

Department of Prosthodontics, The Institute of Oral Health Science, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine, Seoul, Korea

Purpose: This study evaluated the effect of different screw tightening sequences and methods on detorque values in a well-fitting implant superstructure. **Materials and methods:** A fully edentulous mandibular master model and a metal framework directly connected to four parallel implants (Astra Tech) with a passive fit to each other were fabricated. Six stone casts were made with a splinted impression technique to represent a 'well-fitting' situation with the metal framework. Detorque values were measured twice after screw tightening using 20 Ncm. Detorque values and minimum detorque values for three screw tightening sequences (1-2-3-4, 2-4-3-1, and 2-3-1-4) and for two tightening methods (two-step and one-step) were analyzed using multi-way analysis of variance and two-way analysis of variance, respectively, at a .05 level of significance. **Results:** The mean detorque values for screw tightening sequences ranged from 12.8 Ncm (2-4-3-1) to 13.1 Ncm (2-3-1-4), and for screw tightening methods were 13.1 Ncm (two-step) and 11.8 Ncm (one-step). The mean of minimum detorque values for screw tightening sequences were 11.1 Ncm (1-2-3-4) and 11.2 Ncm (2-4-3-1 and 2-3-1-4), and for screw tightening methods were 11.2 Ncm (two-step) and 9.9 Ncm (one-step). No statistically significant differences among three screw tightening sequences were found for detorque values and for minimum detorque values. But, statistically significant differences between two screw tightening methods were found for two values. Two-step screw tightening method showed higher detorque value ($P = .0003$) and higher minimum detorque value ($P = .0035$) than one-step method. **Conclusion:** Within the limitations of this study, the screw tightening sequence was not a critical factor for the detorque values in a well-fitting implant superstructure by the splinted impression technique. But, two-step screw tightening method showed greater detorque values than one-step method. (*J Korean Acad Prosthodont* 2010;48:243-50)

Key words: Screw tightening sequence, Screw tightening method, Detorque value, Splinted impression technique, Internal-connection dental implant

*Corresponding Author: Jung-Han Choi

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

+82 2 3410 6429; e-mail, cjh1001@skku.edu

Article history

Received June 29, 2010/ Last Revision July 7, 2010/ Accepted August 4, 2010