

# 다수 임플란트 지지 보철물에서 지대주 나사의 풀림 토크값에 대한 연구

이주리<sup>1</sup> · 이동환<sup>2</sup> · 황재웅<sup>2</sup> · 최정환<sup>2\*</sup>

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

**연구 목적:** 본 연구는 다수의 임플란트에 의해 지지되는 보철물을, 두 가지 인상법에 의해 얻은 모형들에 연결한 후, 나사의 풀림 토크값을 측정하여 나사 결합부 안정성에 차이가 있는지를 알아보는데 그 목적이 있다.

**연구 재료 및 방법:** 네 개의 외부 육각 임플란트 (Brånemark System®, Nobel Biocare AB)에 직접 연결되는 임플란트 상부 구조물과, 이와 수동적 적합을 갖는 완전 무치악 하악 주모형을 만들었다. 이 주모형에서 비연결 인상법으로 6회 인상을 채득하여 6개의 모형 (1군)을 제작하고, 아크릴릭 레진을 이용한 연결 인상법으로 6회 인상을 채득하여 6개의 모형 (2군)을 제작하여, 총 12개의 실험모형을 제작하였다. 각 실험모형에 상부 구조물을 지대주 나사 (TorqTite® GoldAdapt Abutment Screw; Nobel Biocare AB)로 20 Ncm의 힘으로 조인 후 각 나사의 풀림 토크값을 총 2회 측정하였다. 두 군 간 나사의 풀림 토크값의 비교를 위한 통계분석은 반복측정을 고려하고 나사와 reading을 고정효과로, 모형을 랜덤효과로 포함하는 혼합모형 (mixed model)을 이용하여 유의수준 .05에서 실시하였다.

**결과:** 나사의 풀림 토크값의 평균은 7.9 Ncm (1군)과 8.1 Ncm (2군)이었으며, 4개 나사의 풀림 토크값 중 최소값인 최소 풀림 토크값의 평균은 6.1 Ncm (1군)과 6.5 Ncm (2군)이었다. 나사의 풀림 토크값은 두 군 간에 통계적으로 유의할 만한 차이가 없었고, 조인 순서와 위치가 서로 다른 4개의 나사 간의 풀림 토크값도 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 최소 풀림 토크값도 두 군 간에 통계적으로 유의할 만한 차이가 없었다.

**결론:** 다수의 외부 육각 임플란트에 의해 지지되는 보철물에서, 나사의 풀림 토크값과 최소 풀림 토크값은 비연결 인상법과 연결 인상법에 의해 얻어진 모형 간에 차이가 없어, 나사 결합부 안정성에 차이가 없는 것으로 판단된다. (대한치과보철학회지 2010;48:280-6)

**주요단어:** 나사, 상부 구조물, 인상법, 임플란트, 풀림 토크값

## 서론

임플란트 보철에서 수동적 적합이 바람직하다는 것은 일반적으로 받아들여지고 있는 개념이다.<sup>1,2</sup> 수동적 적합은 상부 구조물의 닿는 면과 지대주 사이에 틈이 없으면서 불리한 응력을 야기하지 않는 상태라고 정의되었으나,<sup>3</sup> 임상에 적용 가능한 구체적인 값으로 묘사된 바는 없다. 임플란트 보철의 과정들은 일반적 보철 방법들에서 비롯되었으며, 일반적 보철의 임상 과정 그리고 가공 과정에 내재된 변형 가능성은 임플란트 보철에서도 마찬가지이다. 오히려 자연치의 치주인대가 100-200  $\mu$ m의 움직임 허용하는 반면 임플란트의 경우 17-66  $\mu$ m의 동요도만 허용할 뿐이라는 연구 결과에서 유추할 수 있듯이 임플란트 보철에서 임상 과정, 가공 과정에서의 오차를 수용하기가 더 어렵다.<sup>4</sup> 따라서 임플란트 상부 구조물을 지대주나 임플란트에 나사로 연결하게 되면 부정확한 적합도로 인해 항상 상부 구조물, 임플란트/지대주 복합체, 그리고 지지조직에 응력이 발생하게 된다.<sup>5,6</sup> 이러한 나사 조임 시의 부정확한 적합도로 인한 응력이 나사의 풀림이나 파절을 초래할 수 있으며, 심할 경우 지대주, 금속 구조물의 파절을 야기할 수도 있고,<sup>7</sup> 결국에는 골유착 자체에도 영향을 미칠 수도 있다. 또한 증

가된 응력은 골의 미세골절, 변연허혈, 고정체의 섬유성 부착 등을 일으킬 수도 있다.<sup>1</sup>

이 중, 나사의 풀림은 임플란트에서 나타나는 보철적 합병증 중에서 가장 빈번한 것으로, Jemt 등<sup>8</sup>은 3년 후 단일치 수복의 74%에서 나사 풀림이 있었다고 보고하였으며, Becker와 Becker<sup>9</sup>는 대구치 수복에서 14%의 나사가 한번의 나사 풀림이 있었으며 10%는 2번, 14%는 3번의 나사 풀림이 있었다고 하였다. Kreissl 등<sup>10</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>11</sup>에 의하면 다수 임플란트 수복의 경우에도 역시 발생하며 5년의 관찰 기간 동안 6.6%에서 나사 풀림이 있었다고 하였다.

불량한 적합을 갖는 상부 구조물을 나사로 연결하는 것은 높은 전하중 응력을 야기하며, 따라서 나사 풀림을 예방하거나 줄이기 위해서는 정확한 적합을 갖는 상부 구조물을 제작 및 평가하는 것이 필요하다.<sup>12</sup> 정확한 적합을 갖는 상부 구조물을 위해서는 무엇보다도 정확한 작업 모형이 필요하며, 정확한 작업 모형을 얻기 위해서는 인상재의 선택과 인상법이 중요하다.<sup>13,14</sup> 임상에서 흔히 사용하는 인상법에는 인상코핑을 지대주

\*교신저자: 최정환

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

원고접수일: 2010년 9월 24일 / 원고최종수정일: 2010년 10월 6일 / 원고채택일: 2010년 10월 14일

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

나 임플란트에 연결한 후 바로 인상을 채득하는 비연결 인상법과 각각의 인상코핑을 아크릴릭 레진 등으로 연결한 후 채득하는 연결 인상법이 있다.<sup>15,16</sup>

나사 풀림 현상을 측정하는 방법으로는, 나사 길이의 변화 측정,<sup>17</sup> strain gauge를 이용한 전하중의 측정<sup>18</sup> 및 풀림 토크값의 측정<sup>19</sup> 등이 있다. 이 중 나사의 풀림 토크값은 나사 결합부의 안정성을 평가하는 지표의 하나로, 나사 풀림 직전에 나사에 남아 있는 전하중의 척도이다.

다수 임플란트 지지 상부 구조물 제작 시 현재 사용되고 있는 임상 과정과 가공 과정에 의해서는 완전한 적합을 갖는 보철물을 얻는 것은 불가능하다고 할 수 있다. 또한 이러한 부정확성은 나사 결합부의 안정성에 영향을 미칠 수 있다. 지금까지 나사의 풀림 토크값을 평가한 연구들은 대부분 단일 임플란트 보철물의 경우였으며, 다수의 임플란트에 의해 지지되는 보철물에서의 나사의 풀림 토크값에 대한 연구는 미미한 실정이다. 따라서 본 연구에서는 두 가지 인상법에 의해 제작된 모형에서 나사의 풀림 토크값을 측정해 다수 임플란트 지지 상부 구조물의 나사 결합부의 안정성을 비교 평가하고자 하였다.

## 연구 재료 및 방법

### 1. 상부 구조물 제작

완전 무치악 하악모형을 아크릴릭 레진 (Ortho-Jet™; Lang Dental Manufacturing Co., Wheeling, IL, USA)으로 제작하고, 이공간 부위 (interforaminal area)에 중심 간 거리가 약 15 mm 되도록 4개의 구멍을 형성한 후 밀링 머신을 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 2개의 임플란트 유사체는 지면에 수직으로, 그리고 가운데 2개는 임상에서 혼



Fig. 1. Master model with four external hexagon implant replicas made from a pick-up impression of the superstructure to establish a passive fit relationship.

히 만나게 되는 임플란트 간의 평행성의 결여를 고려하여 전방으로 10도 경사지게 위치시켰다. 각 임플란트 유사체에 지대주 (GoldAdapt Non-Engaging RP 29009; Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden)를 연결하고 단면의 폭이 5 mm, 높이가 3 mm인 직사각형 납형을 제작한 후, 제4형 금합금 (Goldenian P-86L; Shinhung, Ansan, Korea)으로 주조하여 4개의 임플란트에 직접 연결되는 상부 구조물을 제작하였다.

### 2. 주모형의 제작

상부구조물과 최대한 정확한 적합을 갖는 주모형을 제작하기 위해 하악 모형에 상부 구조물을 유도핀 (Guide Pin RP; Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden)으로 연결한 후, 저점성의 실리콘 인상재 (Extrude® Wash; Kerr Co., CA, USA)와 아크릴릭 레진 (SR Ivoclar; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)으로 제작한 맞춤형 트레이를 이용하여 픽업인상을 채득하였다. 그 후 인상체 내의 상부 구조물에 4개의 임플란트 유사체를 연결하고, 제4형 치과용 초경 석고 (GC FUJIROCK® EP; GC Europe, Leuven, Belgium)를 제조사의 지시에 따라 진공 혼합하여 붓고, 완전한 경화를 위해 1시간 후 분리하였다 (Fig. 1).

### 3. 실험모형의 제작

#### Group 1: Non-Splinted Group

주모형의 임플란트 유사체에 임플란트 수준의 인상용 코핑 (Impression Coping Open Tray RP; Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden)을 연결하고, 아크릴릭 레진 (SR Ivoclar)으로 제작한 맞춤형 트레이와 저점성의 실리콘 인상재를 이용하여 인상을 채득하였다 (Fig. 2). 맞춤형 트레이는 인상 채득 24시간 전에 제작하여 실온에서 보관하였으며,<sup>20</sup> 인상 채득 15분 전에 적절한 접착제를 도포하였다.<sup>21</sup> 실온에서 인상체의 완전한 중합을 위해 정상 중합 시간의 두 배인 8분 후 인상체를 주모형으로부터 분리하였

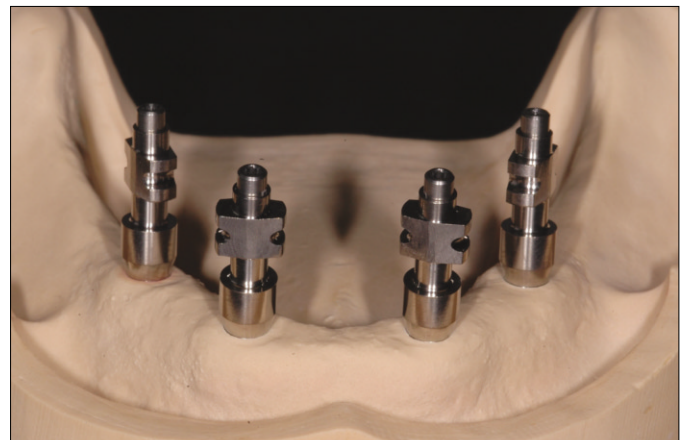


Fig. 2. Non-splinted impression technique.

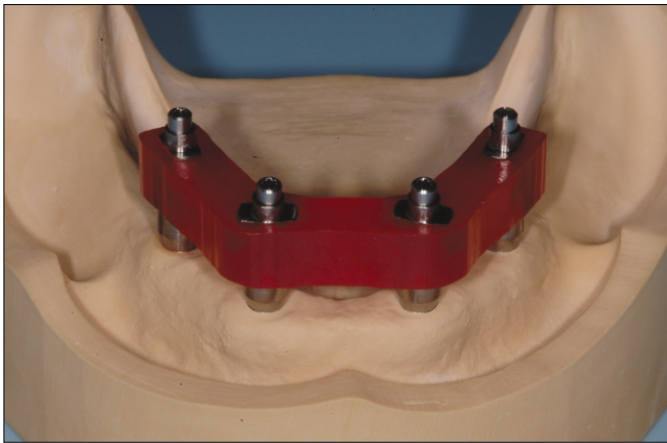


Fig. 3. Splinted impression technique.



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

다.<sup>22</sup> 인상체 내의 인상용 코핑에 임플란트 유사체를 연결한 후 제4형 치과용 초경석고로 붓고 완전한 경화를 위해 1시간 후 분리하였다. 이 과정을 6회 반복하여 총 6개의 실험모형을 제작하였다.

### Group 2: Splinted Group

1군 (Group 1)과 마찬가지로 주모형의 임플란트 유사체에 임플란트 수준의 인상용 코핑을 연결하고, 각 인상용 코핑을 아크릴릭 레진 (Pattern Resin)으로 연결하여 24시간 경과 후 각 코핑의 중간 지점을 직경 25 mm, 두께 0.7 mm인 다이아몬드 디스크 (Cutting disk; Shofu Inc., Kyoto, Japan)를 이용해 절단하였다. 다시 아크릴릭 레진 (Pattern Resin)을 이용하여 연결하고 (Fig. 3), 15분<sup>16,23</sup>이 경과한 후에 아크릴릭 레진 (SR Ivoclar)으로 제작한 맞춤형 트레이와 저점성의 실리콘 인상재를 이용하여 인상을 채득하였다. 다른 인상 과정은 1군과 동일하게 하였다. 마찬가지로 이 과정을 6회 반복하여 총 6개의 실험모형을 제작하였다.

### 4. 풀림 토크값의 측정

상부 구조물을 각 실험모형에 위치시킨 후 4개의 나사 (TorqTite®, GoldAdapt RP Abutment Screw; Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden)를 20 Ncm의 힘으로 조인 후, 나사의 풀림 토크값을 측정하였다. 나사의 조임 순서는 맨 왼쪽의 나사를 1번 나사로 하고, 가장 오른쪽의 나사를 4번 나사로 명명하였을 때 2-3-1-4의 순서로 조였으며,<sup>24</sup> 손으로 초기저항이 느껴질 때까지 일차로 조이고, 다시 같은 순서로 20 Ncm까지 전자식 토크드라이버 (ISD900; NAKANISHI INC., Tochigi, Japan)를 이용하여 조였다. 나사의 풀림 토크값은 나머지 3개의 나사가 조여져 있는 상태에서 측정하였으며, 측정은 디지털토크측정기 (MGT 12; Mark-10 Corp., Copiague, NY, USA) (Fig. 4)를 이용하였다. 나사의 조임과 풀림 토크값 측정 시 드라이버가 임플란트의 장축과 평행이 되도록 주의하였으며, 실험모형의 회전을 방지하기 위하여 모든

실험모형은 밀링 머신의 모형 테이블에 견고하게 고정하였다. 측정 순서는 나사의 마모를 보상할 수 있는 순서로 측정하였다. 측정 시의 오차를 보상하기 위해서 12개의 실험모형에 대해 한 번 측정한 후, 나사들을 새 것으로 교체하여 다시 한 번 측정하여 풀림 토크값을 총 2회 측정하였다. 나사 조임과 풀림 토크값의 측정은 한 명의 잘 훈련된 검사자에 의해 시행되었다.

### 5. 통계분석

다수의 임플란트에 의해 지지되는 보철물을 서로 다른 인상법에 의해 얻어진 모형에 연결할 때 나사 결합부 안정성에 차이가 있는지를 알아보기 위해 각 나사의 풀림 토크값을 반복 측정을 고려하고 나사와 reading을 고정효과로, 모형을 랜덤효과로 포함하는 혼합모형 (mixed model)을 이용하여 유의수준 .05에서 통계분석 하였다. 그리고 상부 구조물에서 어느 한 나사라도 풀림 위험성을 평가하기 위해, 4개 나사의 풀림 토크값 중 최소값만 가지고 혼합모형을 이용하여 유의수준 .05에서 비교하였다 (SAS version 9.13).

### 결과

Table 1은 두 군에서의 4개 나사의 풀림 토크값의 평균과 표준편차를 보여준다. 비연결 인상법에 의한 1군에서 4개 나사의 풀림 토크값의 평균은 7.9 Ncm였으며, 연결 인상법에 의한 2군의 평균은 8.1 Ncm였다. 반복측정을 고려하고 나사와 reading을 고정효과로, 모형을 랜덤효과로 포함하는 혼합모형 (mixed model)을 이용한 통계분석 결과, 두 군 간에 통계적으로 유의할 만한 차이가 없었다 (Table 2). 또한 조임 순서와 위치가 다른 4개 나사 간의 풀림 토크값도 통계적으로 유의한 차이가 없었다 (Table 2).

Table 3은 각 군에서 4개 나사의 풀림 토크값 중 최소값의 평균과 표준편차를 보여준다. 비연결 인상법에 의한 1군의 최소

**Table 1.** Means and SDs in parenthesis of detorque values

(Unit: Ncm)

		N	Screw 1	Screw 2	Screw 3	Screw 4	Total
Group 1	1 <sup>st</sup> reading	6	8.5 (0.97)	8.8 (1.38)	8.7 (1.47)	7.6 (2.50)	7.9 (1.80)
	2 <sup>nd</sup> reading	6	7.4 (2.08)	8.4 (2.52)	7.4 (1.58)	6.7 (1.10)	
Group 2	1 <sup>st</sup> reading	6	9.3 (2.23)	9.0 (2.27)	9.2 (1.97)	8.3 (1.14)	8.1 (1.92)
	2 <sup>nd</sup> reading	6	7.5 (1.31)	6.7 (1.35)	6.7 (1.69)	8.4 (1.88)	

**Table 2.** Type 3 tests of fixed effects for detorque values

Effect	Num DF	Den DF	F value	P-value*
Group	1	80	0.24	.627
Screw	3	80	0.37	.776
Reading	1	80	13.07	.0005*

\* A P-value &lt; .05 level was considered significant.

**Table 4.** Type 3 tests of fixed effects for minimum detorque values

Effect	Num DF	Den DF	F value	P-value*
Group	1	11	0.69	.4424
Reading	1	11	14.00	.0033*

\* A P-value &lt; .05 level was considered significant.

**Table 3.** Means and SDs in parenthesis of minimum detorque values (Unit: Ncm)

	N	1 <sup>st</sup> reading	2 <sup>nd</sup> reading	Total
Group 1	6	6.5 (0.93)	5.7 (0.74)	6.1 (0.91)
Group 2	6	7.3 (1.39)	5.7 (0.67)	6.5 (1.36)

풀림 토크값의 평균은 6.1 Ncm 였으며, 연결 인상법에 의한 2군의 평균은 6.5 Ncm 였다. 통계분석 결과, 나사의 최소 풀림값도 두 군 간에 통계적으로 유의할 만한 차이점이 없었다 (Table 4).

## 고찰

완벽하게 적합되는 이상적인 상부 구조물은 최종적인 위치에서 임플란트에 응력을 가하지 않고 제 위치에 고정된다. 그러나 인상재의 변형, 치과용 석고의 팽창, 유사체 편차 (replica variance), 왁스의 변형, 매몰재의 팽창, 금속의 수축, 아크릴릭 혹은 도재의 수축, 납착의 부정확성, 제조사의 임플란트 구성요소 제작 시의 정밀도 등이 상부 구조물의 정확성에 영향을 주며,<sup>23,25,26</sup> 완벽하게 적합되는 상부 구조물을 제작하는 것은 사실상 불가능하다.<sup>2,27</sup> 또한 주조 시의 높은 온도로 인해 지대주의 기계적, 구조적 성질이 변화하여 마찰 저항성이 바뀐다.<sup>28</sup> 이러한 영향들은 단일 임플란트 지지 보철물보다는 다수의 임플란트에 의해 지지되는 보철물에서 더 증대되게 된다. 또한 다수 임플란트에 의해 지지되는 보철물을 제작하는 경우, 임플란트 간의 평행성이 결여된 경우가 대부분이며, 이로 인해 인상체 제거 시 변형의 가능성이 있다. 임플란트들이 서로 평행하지 않은 경우 인상체 제거 시 인상용 코핑은 임플란트 또는 연조직 간에 간섭이 생기며 이는 인상체에 응력을 발생시키게 되는데 이 응력으로 야기된 인상재의 변형이 완전한 탄성회복을 못하면 작업 모형상의 임플란트들 간의 관계가 정확하지 않게 된다.<sup>25,29</sup> 아크릴릭 레진 등을 이용한 인상용 코핑의 연결 고정, 인상체 제거 시 임플란트나 연조직에 의한 코핑의 변위를 막고, 임플란트 유사체를 인상용 코핑에 연결할 때 코핑의 회전을 방지한다고 알려져 있으나,<sup>16,25,30</sup> 변위 및 변형의 가능성을

완전히 제거할 수는 없어, 구강 내와 완전히 똑같은 임플란트 간의 위치 관계를 모형상에서 얻을 수는 없다.

나사 유지 임플란트 보철물에서 변연 적합도와 나사 풀림과의 연관 관계를 제시한 연구들이 있었다.<sup>31,32</sup> 나사 풀림은 임플란트 보철에서 가장 빈번한 합병증으로, 나사 풀림을 예방하거나 줄이기 위해서는 정확한 적합을 갖는 상부 구조물을 제작 및 평가하는 것이 필요하다.<sup>12</sup> 그러나 다수의 임플란트에 의해 지지되는 보철물의 경우, 임상적으로 완전한 적합도를 갖도록 제작하는 것은 불가능하며, 본 연구에서는 실제 임상에서 얻을 수 있는 적합도를 갖는 상부 구조물에서 나사의 풀림 토크값을 평가하기 위해, 임상에서 많이 사용되는 두 가지 인상법을 이용하여 실험모형을 제작하였다.

아크릴릭 레진 등을 이용해 인상용 코핑을 연결 고정하여 인상을 채득하였을 때와 연결 고정하지 않고 인상을 채득하였을 때의 모형의 정확도를 비교한 많은 연구들이 있어 왔다.<sup>5,6,23,33,34</sup>

류 등<sup>33</sup>의 연구에서는 인상법에 따른 주모형의 정확성을 발생응력을 측정하여 비교한 결과, 인상법에 따라 차이가 있었다고 보고하였는데, 부가 중합형 실리콘 교합 인기재로 인상용 코핑을 연결 고정한 경우 발생응력이 가장 작았으며, 연결 고정을 하지 않거나 자가중합형 레진으로 연결 고정하였을 때는 발생응력이 컸다고 하였다. 그러나 이 연구에서는 자가중합형 레진의 연결 고정을 한 번에 하였으며 그로 인한 레진의 큰 중합 수축으로 인해 그러한 결과를 얻었을 것이다. Assif 등<sup>23</sup>은 인상 채득 24시간 전에 각 인상용 코핑 사이에 1 mm의 공간을 부여하게끔 인상용 코핑에 아크릴릭 레진을 도넛 형태로 연결하고, 인상 채득 15분 전에 적은 양의 아크릴릭 레진을 이용하여 연결 고정하였을 때 다른 방법에 비해 모형이 정확하다고 하였다. 또한 Vigolo 등<sup>6</sup>은 내부 연결 임플란트 시스템인 Osseotite® Certain® Implant System을 이용한 연구에서 다수의 내부 연결 임플란트들이 거의 평행한 관계일 때 자가중합형 레진으로 하루 전에 연결 고정하고 인상 채득 직전에 절단하여 다시 연결한 경우가 연결하지 않았을 경우 등보다 더 정확한 모형을 얻었다고 하였다. Naconecy 등<sup>6</sup>도 strain gauge를 이용한 연구에



서 carbon steel pin과 자가중합형 아크릴릭 레진을 이용하여 연결 고정하였을 때 더 정확한 모형을 얻었다고 하였다. 그렇지만 연결 고정하였을 때와 하지 않았을 경우 모형의 정확도에 차이가 없다는 연구 결과도 있었다.<sup>34</sup> 본 연구에서는 일단 자가중합형 레진으로 연결 고정한 후 24시간 후에 다시 0.7 mm 두께의 기구로 절단하여 인상채득 15분 전에 다시 연결하는 방법을 통해 인상 채득 직전에 중합되는 레진의 양을 최소로 하여 중합 수축을 최소로 함으로써 연결 고정 과정에서의 오차를 최소화하고자 하였다.

다수 임플란트 지지 상부 구조물의 경우에 나사를 조이는 순서와 방법에 대한 많은 연구들이 있어 왔다.<sup>24,35,36</sup> 이전의 연구들에서는 상부 구조물이 비교적 정확한 적합을 갖는 경우에는 나사 조임 순서에 따라 발생하는 응력이 차이가 없으나, 불량한 적합을 갖는 경우에는 차이를 보인다고 하였다.<sup>35,36</sup> 최 등<sup>12</sup>은 서로 평행한 4개의 내부 연결 임플란트에 직접 연결되는 상부 구조물에서 나사 조임 순서와 조임 방법에 따른 나사의 풀림 토크값을 측정하였는데, 상부 구조물을 픽업 인상 채득하여 얻은 정확한 모형상에서 나사 조임 순서나 조임 방법에 따라 하중 전 나사의 풀림 토크값에 차이가 없다고 하였다. 본 실험에서는 가운데 2개의 임플란트가 임상에서 흔히 만나게 되는 임플란트 간의 평행성의 결여를 고려하여 지면과 10도 경사져 식립되었으며, 이로 인한 상부 구조물의 적합도 저하를 고려하여, Jemt<sup>24</sup>가 사용한 2-3-1-4의 순서로 나사를 조인 후 나사의 풀림 토크값을 측정하였다. 이 순서는 Watanabe 등<sup>36</sup>이 불량한 적합을 보이는 경우에도 발생응력이 가장 적었다고 보고한 순서이다.

본 실험의 결과, 임상에서 실제로 쓰이고 있는 두 가지 인상법을 통해 얻은 모형에서 측정된 다수 임플란트 지지 상부 구조물의 나사의 풀림 토크값은 서로 차이가 없었다. 이것으로 두 가지 인상법의 정확도에 차이가 없다고 할 수는 없을지 모르지만, 나사의 풀림 현상과 관련된 나사 결합부의 안정성에는 차이가 없다고 할 수 있을 것이다. 그러나 본 실험에서는 임플란트 인상법의 정확도를 평가한 이전의 대부분의 연구들과 같이 연조직을 재현하지 않았으며, 따라서 인상채 제거 시 연조직에 의한 인상 코핑의 변위를 예방하는 연결 인상법의 효과는 배제된 결과로 해석해야 할 것이다. 임플란트 지지 상부 구조물에서 나사 풀림 현상은 가장 취약한 나사에서부터 시작되며, 이 경우 기능력이 나머지 나사에 집중되어 결국 다른 나사들의 풀림 또는 파절을 야기하게 된다는 점에서 최소 풀림 토크값이 전체 나사의 풀림 토크값보다 임상적으로 더 의미 있다고 할 수 있다.<sup>12</sup> 본 연구의 결과 인상법에 따른 전체 나사의 풀림 토크값 뿐만 아니라, 최소 풀림 토크값도 차이가 없었다. 따라서 다수의 외부 육각 임플란트에 의해 지지되는 상부 구조물은, 임상에서 사용 가능한 두 가지 서로 다른 인상법을 통해 얻은 모형상에서, 나사 풀림 현상에 차이가 없다고 할 수 있다.

나사를 조인 직후의 나사의 풀림 토크값은 항상 조임 토크값

보다 작는데,<sup>17</sup> 이것은 나사를 조일 때 조임력의 일부가 마찰력으로 소모되기 때문이다. 나사의 조임 토크값에 대한 초기 풀림 토크값의 비에 대한 연구에서 Haack 등<sup>17</sup>은 UCLA 지대주를 20 Ncm로 조였을 경우엔 금이나 티타늄 나사 모두 75 - 80%였고, 티타늄 나사를 30 Ncm로 조였을 경우에는 81%였다고 보고하였으며, 김<sup>37</sup> 등은 티타늄합금 나사의 초기 풀림 토크값이 금합금 나사의 초기 풀림 토크값보다 컸으며, 조임 토크값에 대한 비는 각각 77%와 66 - 70%였다고 하였다. 그러나 이 연구들은 모두 단일 임플란트 보철에서의 연구 결과이며, 다수의 임플란트에 의해 지지되는 보철물에 대한 연구에서는 내부 연결 임플란트에서 나사의 조임 토크값에 대한 초기 풀림 토크값의 비가 60 - 63%로 단일 임플란트 보철에 대한 이전의 연구들에 비해 작았다고 하였다.<sup>12</sup> 본 연구에서 토크타이트 나사의 조임 토크값에 대한 초기 풀림 토크값의 비는 40 - 44%로 최 등<sup>12</sup>의 연구와 마찬가지로 단일 임플란트 보철의 경우보다 작았다.

실제 나사의 풀림 현상은 단일 임플란트 수복의 경우에 더 자주 발생하는데, 이번 연구의 결과에 의하면 나사의 풀림 토크값으로 평가한 나사 결합부의 안정성은 단일 임플란트 수복의 경우보다 오히려 다수 임플란트 지지 보철물에서 떨어진다고 할 수 있다. 이것은 본 실험이 전하중과 관련이 있는 나사의 초기 풀림 토크값만을 측정하였기 때문이며, 실제 임상에서 나사의 풀림 현상은 하중이 가해지는 동안 상부 구조물의 진동과 미세운동에 의해 발생하고, 임플란트 결합방식에 영향을 받을 수 있다.<sup>38</sup> 따라서 다수 임플란트 지지 보철물에서의 나사 풀림 현상에 대해 좀 더 알아보기 위해서는 반복 하중 후의 나사의 풀림 토크값에 대한 추가적인 연구가 필요하리라 생각된다. 또한 본 연구의 자료는 하나의 외부 육각 임플란트 시스템에 대한 것으로 다른 형태의 연결방식을 갖는 여러 가지 임플란트 시스템에 대한 추가적인 연구가 필요할 것이다.

## 결론

임상에서 실제 사용되는 두 가지 인상법을 통해 얻은 모형에 다수의 외부 육각 임플란트에 의해 지지되는 보철물을 나사로 연결한 후 나사의 초기 풀림 토크값을 측정하여 비교한 본 연구에서, 나사의 풀림 토크값과 최소 풀림 토크값 모두 비연결 인상법과 연결 인상법에 의해 얻은 모형 간에 차이가 없었다. 이상의 결과로 보아 두 가지 인상법 간에 나사의 풀림 현상과 관련된 나사 결합부 안정성에 차이가 없는 것으로 판단된다.

## 참고문헌

1. Worthington P, Bolender CL, Taylor TD. The Swedish system of osseointegrated implants: problems and complications encountered during a 4-year trial period. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:77-84.
2. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989;62:581-5.

3. Patterson EA. Passive fit: Meaning, significance and assessment in relation to implant-supported prostheses. In: Naert EL. passive fit of implant- supported superstructures: Friction or reality? proceedings of an international symposium. Leuven: Leuven University Press; 1995, p. 17-28.
4. Sekine H, Komiyama Y, Potta H, Yoshida K. Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting systems. In: van Steenberghe D, Albrektsson T, Brånemark PI, Henry PJ, Holt R, Liden G. Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction. Amsterdam: Excerpta Medica; 1986, p. 326-32.
5. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2004;92:470-6.
6. 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;19:192-8.
7. Sellers GC. Direct assembly framework for osseointegrated implant prosthesis. *J Prosthet Dent* 1989;62:662-8.
8. 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.
9. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995;74:51-5.
10. Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:720-6.
11. Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hämmerle 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.
12. 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.
13. Tautin FS. Impression making for osseointegrated dentures. *J Prosthet Dent* 1985;54:250-1.
14. Henry PJ. An alternative method for the production of accurate casts and occlusal records in osseointegrated implant rehabilitation. *J Prosthet Dent* 1987;58:694-7.
15. Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent* 2000;83:323-31.
16. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:216-22.
17. 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.
18. 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.
19. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268-75.
20. Goldfogel M, Harvey WL, Winter D. Dimensional change of acrylic resin tray materials. *J Prosthet Dent* 1985;54:284-6.
21. Davis GB, Moser JB, Brinsden GI. The bonding properties of elastomer tray adhesives. *J Prosthet Dent* 1976;36:278-85.
22. Revised American Dental Association Specification no. 19 for Non-aqueous, Elastomeric Dental Impression Materials. *J Am Dent Assoc* 1977;94:733-41.
23. Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1992;12:112-21.
24. 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.
25. Carr AB. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:448-55.
26. Barrett MG, de Rijk WG, Burgess JO. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont* 1993;2:75-82.
27. 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.
28. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and pre-machined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998;80:184-92.
29. Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:468-75.
30. 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;10:163-6.
31. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:149-60.
32. Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:448-57.
33. Rhyu SM, Cho IH, Lim HS, Lim JH. A comparative study on the accuracy of master casts by implant impression techniques. *J Korean Acad Prosthodont* 2002;40:18-29.
34. Hsu CC, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent* 1993;69:588-93.
35. 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.
36. 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.
37. Kim JM, Han JS, Lee SH, Yang JH, Lee JB, Kim YS. A study of screw loosening after dynamic continuous fatigue test of several abutment screw. *J Korean Acad Prosthodont* 2003;41:519-31.
38. 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.

## Detorque values of abutment screws in a multiple implant-supported prosthesis

Ju-Ri Lee<sup>1</sup>, DDS, Dong-Hwan Lee<sup>2</sup>, DDS, MSD, PhD, Jae-Woong Hwang<sup>2</sup>, DDS, MSD, DMSc, Jung-Han Choi<sup>2\*</sup>, DDS, MSD, PhD

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

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

**Purpose:** This study evaluated the detorque values of screws in a multiple implant-supported superstructure using stone casts made with 2 different impression techniques. **Material and methods:** A fully edentulous mandibular master model and a metal framework directly connected to four implants (Brånemark System®; Nobel Biocare AB) with a passive fit to each other were fabricated. Six experimental stone casts (Group 1) were made with 6 non-splinted impressions on a master cast and another 6 experimental casts (Group 2) were made with 6 acrylic resin splinted impressions. The detorque values of screws (TorqTite® GoldAdapt Abutment Screw; Nobel Biocare AB) were measured twice after the metal framework was fastened onto each experimental stone cast with 20 Ncm torque. Detorque values were analyzed using the mixed model with the fixed effect of screw and reading and the random effect of model for the repeated measured data at a .05 level of significance. **Results:** The mean detorque values were 7.9 Ncm (Group 1) and 8.1 Ncm (Group 2), and the mean of minimum detorque values were 6.1 Ncm (Group 1) and 6.5 Ncm (Group 2). No statistically significant differences between 2 groups were found and no statistically significant differences among 4 screws were found for detorque values. No statistically significant differences between 2 groups were also found for minimum detorque values. **Conclusion:** In a multiple external hexagon implant-supported prosthesis, no significant differences between 2 groups were found for detorque values and for minimum detorque values. There seems to be no significant differences in screw joint stability between 2 stone cast groups made with 2 different impression techniques. (*J Korean Acad Prosthodont* 2010;48:280-6)

**Key words:** Detorque value, Implant, Impression technique, Screw, Superstructure

\*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 September 24, 2010/ Last Revision October 6, 2010/ Accepted October 14, 2010