

시멘트 제거를 위해 가한 열이 임플란트 티타늄 지대주와 나사에 미치는 영향

이효경 · 길기성 · 이정진 · 안승근 · 서재민*

전북대학교 치과대학 치과보철학교실 및 구강생체과학연구소

The effect of heat to remove cement on implant titanium abutment and screw

Hyo-Gyoung Yi, Ki-Sung Gil, Jung-Jin Lee, Seung-Geun Ahn, Jae-Min Seo*

Department of Prosthodontics, School of Dentistry and Institute of Oral Bio-Science, Chonbuk National University, Jeonju, Republic of Korea

Purpose: The purpose of this study was to investigate the effect of heat applied to disintegrate cement on the removal torque value and fracture strength of titanium abutment and abutment screw. **Materials and methods:** Implants, titanium abutments and abutment screws were prepared for each 20 piece. Implant abutments and screws were classified as the control group in which no heat was applied and the experimental group was heated in a vacuum furnace to 450°C for 8 minutes and cooled in air. The abutments and screws were connected to the implants with 30 Ncm tightening torque at interval 10 minutes and the removal torque value was measured 15 minutes later. And the fracture strength of abutment screw was measured using universal testing machine. **Results:** The mean removal torque value was 27.84 ± 1.07 Ncm in the control group and 26.55 ± 1.56 Ncm in the experimental group and showed statistically significant difference ($P < .05$). The mean fracture strength was 731.47 ± 39.46 N in the control group and 768.58 ± 46.73 N in the experimental group and showed statistically no significant difference ($P > .05$). **Conclusion:** The heat applied for cement disintegration significantly reduced the removal torque value of the abutment screw and did not significantly affect fracture strength of the abutment screw. Therefore, in the case of applying heat to disintegrate cement it is necessary to separate the abutment screw or pay attention to the reuse of the heated screw. However further studies are needed to evaluate the clinical reuse of the heated screw. (*J Korean Acad Prosthodont* 2018;56:179-87)

Keywords: Implant abutment; Abutment screw; Removal torque value; Fracture strength

서론

임플란트 고정성 보철치료는 악골 위축의 감소, 가철성 보철물과 비교 시 보철물의 안정성 및 저작력의 향상, 환자의 심리적 안정감 증가 등의 장점이 있다.¹ 임플란트 상부 보철물은 유지 방법에 따라 크게 나사 유지형 보철물(screw retained prosthesis: SRP)과 시멘트 유지형 보철물(cement retained prosthesis: CRP) 그리고 두 가지 방법의 장점을 혼합한 나사-시멘트 유지형 보철물(screw and cement retained prosthesis: SCRCP)로 나눌 수 있다.²⁻⁴

나사 유지형 보철물은 제작 과정이 복잡하고 교합면에 나사

구멍 형성으로 인해 교합과 심미적인 측면의 희생이 필요하기도 하며, 수동적 적합이 어렵다는 단점이 있다. 그러나 보철물의 탈부착이 용이하며 약간 공간이 부족한 경우 시멘트 유지형에 비해 보철물의 유지면에서 유리한 장점이 있다.^{2,5,6} 반면, 시멘트 유지형 보철물은 가공 과정이 간단하고 교합과 심미, 보철물의 수동적 적합과 하중 부하의 측면에서 우월하지만, 잔류 시멘트로 인한 합병증이 발생할 수 있고 시멘트 합착 후 보철물의 탈부착 및 유지력 조절이 어렵다.^{2,7-9} 이러한 문제를 극복하기 위해 두 보철물의 장점을 결합하여 개발된 나사-시멘트 유지형 보철물은 지대주와 상부보철물을 영구 접착한 상태에서 일체형으로 제거가 가능한 잔류 시멘트의 제거가 용이하지만 복수 이상의 임플

*Corresponding Author: Jae-Min Seo

Department of Prosthodontics, School of Dentistry and Institute of Oral Bio-Science, Chonbuk National University, 567, Baekje-daero, Dukjin-gu, Jeonju 54896, Republic of Korea
+82 (0)63 250 2696: e-mail, jmseo@jbnu.ac.kr

Article history: Received January 9, 2018 / Last Revision May 11, 2018 / Accepted May 30, 2018

©2018 The Korean Academy of Prosthodontics

©This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

란트간 식립 각도가 평행하지 않은 증례에서는 사용이 어려운 단점이 있다. 수리를 위해 나사-시멘트 유지형 보철물과 시멘트 유지형 보철물을 나사 구멍을 통해 구강 내에서 보철물과 지대주의 일체형을 제거하는 경우에는 구외에서 시멘트를 제거하는 과정이 필요하다.^{3,4,7}

임플란트와 연관된 합병증은 크게 생물학적 합병증과 기계적 합병증으로 나누어진다. 생물학적 합병증에는 임플란트 주위염, 골유착의 실패, 골흡수 등이 있고, 기계적 합병증에는 임플란트의 파절, 유지요소의 마모나 부식, 지대주 파절, 지대주 나사의 풀림이나 파절, 유지장치의 파절이나 교환, 임플란트 피개 의치의 내면 적합성 저하 또는 파절, 보철물의 접촉상실이나 파절 등이 포함된다.¹⁰⁻¹³ 접촉상실이나 파절이 발생한 임플란트 고정성 보철물을 수리하기 위해서는 보철물을 지대주로부터 분리해야 하고 시멘트로 합착된 보철물을 제거하기 위해 보철물 및 지대주를 (경우에 따라서는 지대주 나사를 포함) 시멘트의 소환 온도(cement disintegration temperature 또는 cement burn out temperature)까지 가열하게 되는데,^{14,15} 이러한 과정에서 열을 가한 임플란트 지대주 및 지대주 나사의 재사용에 대해서는 과학적 근거가 부족한 실정이다.

치과 분야에서 임플란트의 고정체 및 지대주와 지대주 나사에 사용되는 티타늄은 생체적합성이 우수하고 가벼우며 뛰어난 내식성을 특징으로 한다. 티타늄은 순 티타늄(Pure Ti)과 티타늄 합금(Ti alloy)으로 나뉘고 순 티타늄은 산소의 양이 증가함에 따라 grade 1부터 4까지 분류된다. 치과 분야에서 주로 사용되는 티타늄 합금은 Ti-6Al-4V 합금으로 grade 5로 분류되며, 티타늄

에 알루미늄과 바나듐의 첨가로 응력에 의한 미세균열을 감소시키고 순 티타늄보다 강도 및 탄성계수가 높은 특성을 보인다.¹⁶

이번 실험에서는 임플란트 고정성 보철물의 유지를 위해 사용된 시멘트의 소환을 위해 불가피하게 열을 가한 임플란트 티타늄 지대주 및 지대주 나사의 재사용 가능성을 평가하기 위해 가열 유무가 티타늄 지대주 및 지대주 나사에 미치는 영향을 조사하기로 하였고 다음과 같이 귀무가설을 설정하였다: 1) 가열 유무와 지대주 나사의 풀림토크 사이에는 상관관계가 없다. 2) 가열 유무와 지대주 및 지대주 나사의 파절강도 사이에는 상관관계가 없다.

재료 및 방법

임플란트는 직경 4.0 mm, 길이 10.0 mm의 Superline (Dentium Co., Seoul, Korea) 고정체 20개를 이용하였다 (Fig. 1A). 고정체의 재료는 pure Ti (grade 4)이었다 (Table 1). 임플란트 지대주 및 지대주 나사는 직경 4.5 mm, 치은 높이 2.5 mm의 지대주와 이에 소속된 지대주 나사(DAB4525HL, Dentium Co., Seoul, Korea) 20개를 대조군과 실험군에 각각 10개씩 나누어 실험에 이용하였다 (Fig. 1B, C). 지대주 및 지대주 나사에 열을 가하지 않은 것을 대조군으로($n = 10$), 열을 가한 것을 실험군으로($n = 10$) 설정하였다. 지대주 및 지대주 나사는 Ti-6Al-4V 합금(grade 5)이었다 (Table 1).

실험에 사용할 임플란트를 고정하기 위한 금속 홀더(holder)를 준비하고 치과용 써베이어(Ney Surveyor, Ney Dental Inc.,



Fig. 1. Materials used in the experiment. (A) Implant, (B) Abutment, (C) Abutment screw.

Table 1. Mechanical properties of the base metal

| Alloys | Chemical contents (wt%) | | | | | | | | TS (MPa) | YS (MPa) |
|---------------------|-------------------------|---------|---------|----------|---------|----|---|-------|----------|----------|
| | N (max) | C (max) | H (max) | Fe (max) | O (max) | Al | V | Ti | | |
| Pure Ti (Grade 4) | 0.05 | 0.08 | 0.015 | 0.50 | 0.40 | - | - | 98.96 | 550 | 483 |
| Ti-6Al-4V (Grade 5) | 0.05 | 0.08 | 0.012 | 0.25 | 0.13 | 6 | 4 | 88.48 | 860 | 795 |

According to the information provided by the manufactures.

TS: Tensile strength, YS: Yield Strength

Bloomfield, CT, USA)와 자가중합형 아크릴릭 레진 (Pattern resin LS, GC Co., Tokyo, Japan)을 이용하여 홀더의 내면이 기록된 복제품(replica)을 제작하였다. 경화 24시간 후 레진 복제품의 외면을 실리콘 인상재(Aquasil Soft Putty, Dentsply Co., Konstanz, Germany)를 이용하여 기록해 홀더의 내면이 복제된 퍼티 다이를 제작하였다. 퍼티 다이 내부에 아크릴릭 레진(Orthocryl, Dentaurem, Inspringen, Germany)을 주입하였으며 치과용 써베이어를 이용하여 ISO 14801;2016 규정에 따라 임플란트를 아크릴릭 레진에 포매하였다. 수직적 골 흡수를 반영하기 위해 임플란트 플랫폼(platform) 하방 3 mm는 포매하지 않았다 (Fig. 2).¹⁷

실험군의 지대주와 지대주 나사의 가열 시 티타늄의 산화에 의한 영향을 배제하기 위해 진공 소성로(Vacumat 250, Vita Co., Bad Säckingen, Germany)를 이용해 상온에서 450°C까지 8분 동안 가열 후 공기 중에서 실온까지 냉각하였다. 가열 온도는 임플란트 고정성 보철물 합착 시멘트로 흔히 사용되는 레진 강화형 글라스 아이오노머 시멘트 및 레진 시멘트가 소환 될 수 있는 450°C로 설정하였다 (Fig. 3).¹⁵

포매한 임플란트를 홀더에 고정하고 고정체와 지대주를 지대주 나사를 이용해 체결하였다. 지대주 나사의 조임은 digital torque meter (AIKOH testing gauge Model 9800 series, AIKOH Engineering Co., Tokyo, Japan)를 이용해 30 Ncm를 가한 후 정착 효과에 의한 초기 전하중(preload)의 상실을 보상하기 위해 10분 뒤 재조임 시행하였다.¹⁸ 재조임 시행 15분 후 digital torque meter를 이용해 지대주 나사의 풀림토크(removal torque value: RTV)를 측정하였다 (Fig. 4).



Fig. 3. Vacuum furnace.

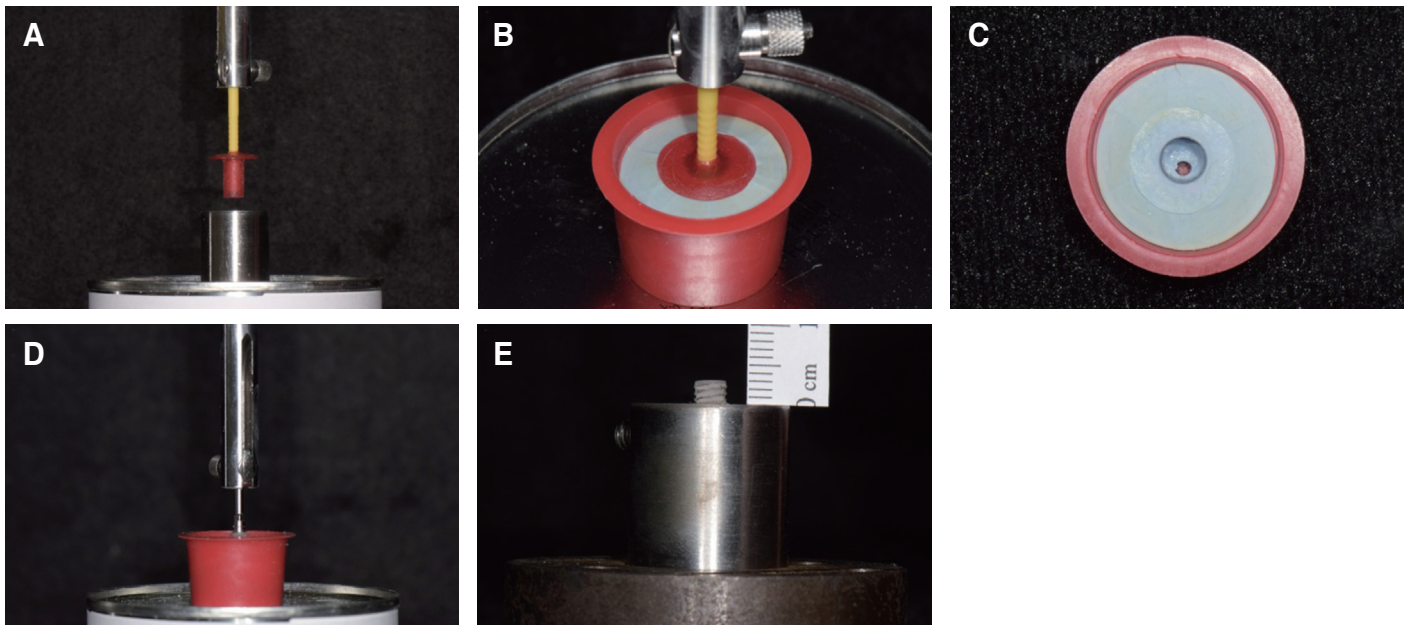


Fig. 2. Implant embedding and fixation with specimen holder. (A) Autopolymerizing acrylic resin replica, (B, C) Putty die, (D) Implant embedded with acrylic resin, (E) Embedded implant in specimen holder. 3 mm below the platform was not embedded to reflect vertical bone resorption.

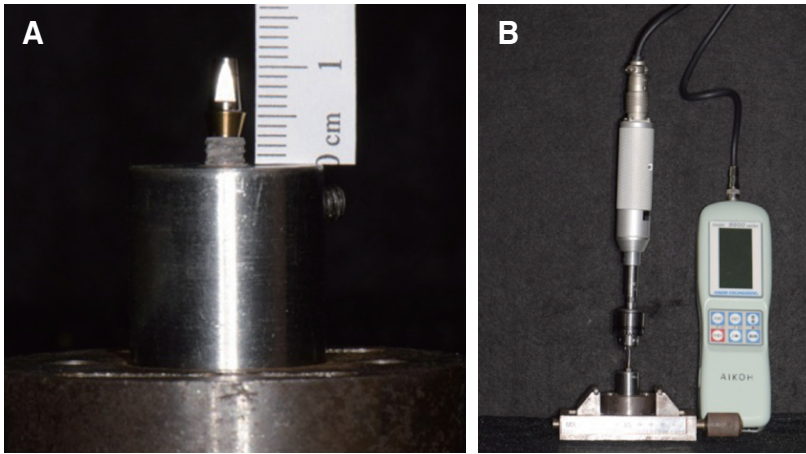


Fig. 4. Experimental design for removal torque value test. (A) After implant was fixed with specimen holder, abutment screwed on the implant. Abutment screw was tightened with an insertion torque of 30 Ncm and retightened after 10 minutes, (B) Digital torque meter was used to reach reproducible and accurate force. Removal torque value was measured after 15 minutes using the digital torque meter.

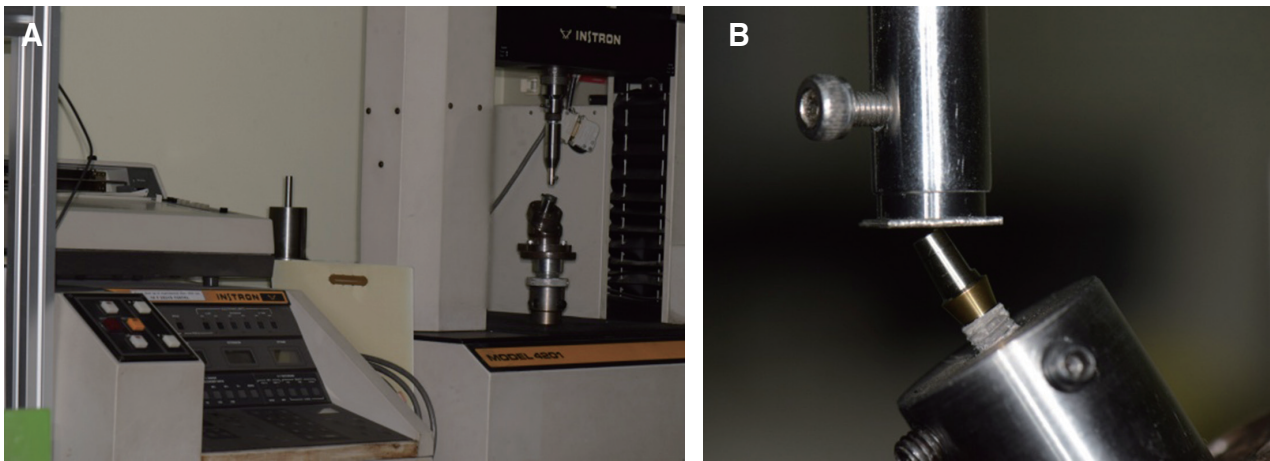


Fig. 5. Experimental design for static compressive loading test. (A) Universal testing machine, (B) Implant-screw-abutment assembly was fixed in specimen holder. The specimen was positioned so that the load was applied at an angle of 30 degrees to the long axis of the assembly. The tin foil was placed between abutment and loading piston for even force.

정적 압축 하중 시험을 위해 30 Ncm으로 고정된 임플란트-지대주 나사-지대주 조립체를 Universal testing machine (Instron model 4201, Instron Co., Boston, MA, USA)의 시편 홀더에 고정하였다. ISO 14801;2016 규정에 따라 하중 피스톤(loading piston)에 의해 유도된 하중이 임플란트 조립체의 장축에 대해 30도의 각도로 가해지고 임플란트의 지지 수준(clamping plane)으로부터 힘의 작용점까지의 거리가 11.0 mm가 되도록 지대주를 위치시켰다. Crosshead speed는 1.0 mm/min로 설정하여 조립체의 파절이 일어날 때까지 가해지는 최대 하중을 파절강도로 측정하였다. 하중의 균등한 분배를 위해 하중 피스톤과 지대주 사이에 0.5 mm의 tin foil (Puratronic, Alfa Aesar Co., Tewksbury, MA, USA)을 개재하였다 (Fig. 5).

통계처리는 SPSS ver 12.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA)를 이용하였다. 가열 유무에 따른 풀림토크와 파절강도의 정규성 검정(normality test)과 등분산 검정(homogeneity of variance

test)을 시행하였으며, 평균과 표준편차를 구하고 각 군 간의 차이를 검증하기 위해 5% 유의수준에서 독립 표본 t-검정 (independent sample t-test)을 시행하였다.

결과

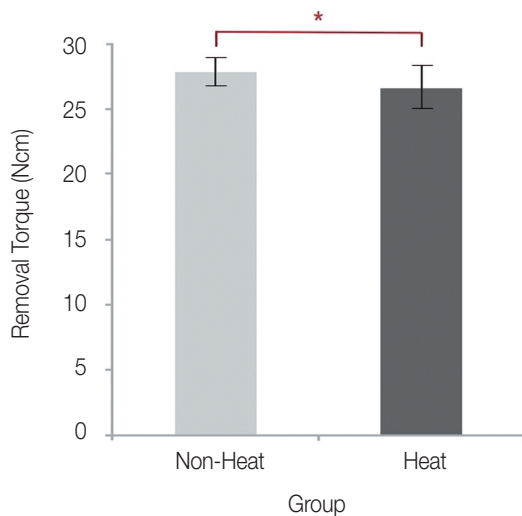
Table 2는 가열 유무에 따른 지대주 나사의 풀림토크 값의 평균과 표준편차 및 최소값과 최대값을 보여준다. 정규성 검정 결과 유의확률 $P > .05$ (대조군의 유의확률 $P = .064$, 실험군의 유의확률 $P = .136$)로 정규성을 만족하였으며, 등분산 검정 결과 유의확률 $P > .05$ ($P = .606$)로 등분산이 가정되어 독립 표본 t-검정을 시행하였다. 가열하지 않은 대조군의 풀림토크 평균은 27.84 ± 1.07 Ncm, 가열한 실험군의 풀림토크 평균은 26.55 ± 1.56 Ncm이었으며 유의확률 $P < .05$ ($P = .044$)로 통계적으로 유의한 차이가 있었다 (Fig. 6).

Table 2. Descriptive statistics of removal torque value of abutment screw

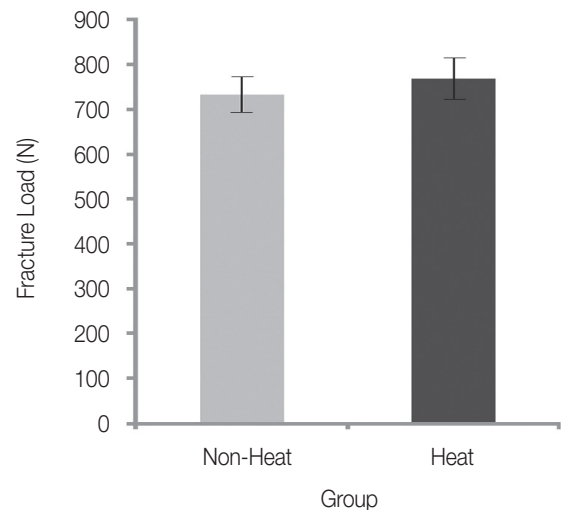
| Group | Mean | SD | Removal torque value (Ncm) | | | |
|----------|-------|------|----------------------------|------------|---------|---------|
| | | | 95% Significance level | | Minimum | Maximum |
| | | | Low limit | High limit | | |
| Non-heat | 27.84 | 1.07 | 27.08 | 28.60 | 25.90 | 29.00 |
| Heat | 26.55 | 1.56 | 25.44 | 27.66 | 22.90 | 28.70 |

Table 3. Descriptive statistics of fracture strength of abutment screw

| Group | Mean | SD | Fracture strength (N) | | | |
|----------|--------|-------|------------------------|------------|---------|---------|
| | | | 95% Significance level | | Minimum | Maximum |
| | | | Low limit | High limit | | |
| Non-heat | 731.47 | 39.46 | 703.25 | 759.70 | 664.05 | 791.74 |
| Heat | 768.58 | 46.73 | 735.16 | 802.01 | 720.20 | 868.97 |

**Fig. 6.** Removal torque value of abutment screw. Histogram showing mean removal torque value of abutment screws. The removal torque value was significantly different between the two groups ($P < .05$).

정적 압축 시험 결과 모든 시편의 파절은 지대주 나사의 목 부위(shank area of the screw)에서 관찰되었고 지대주가 내측으로 휘는 것이 관찰되었다 (Fig. 7). Table 3은 가열 유무에 따른 지대주 나사의 최대 압축 하중 값의 평균과 표준편차 및 최소값과 최대값을 보여준다. 정규성 검정 결과 유의확률 $P > .05$ (대조군의 유의확률 $P = .100$, 실험군의 유의확률 $P = .708$)로 정규성을 만족하였으며, 등분산 검정 결과 유의확률 $P > .05$ ($P = .581$)로 등분산이 가정되어 독립 표본 t-검정을 시행하였다. 가열하지 않은 대조군의 최대 정적 압축 하중의 평균은 731.47 ± 39.46 N, 가열한 실험군의 최대 정적 압축 하중의 평균은 768.58 ± 46.73 N이었으며 유의확률 $P > .05$ ($P = .071$)로 통계적으로 유의한 차이가 없었다 (Fig. 8).

**Fig. 7.** Fractured abutment screw at the shank area.**Fig. 8.** Fracture load of abutment screw. Histogram showing mean fracture load of abutment screws. The fracture load was not significantly different between the two groups ($P > .05$).

고찰

구강 내 임플란트 식립 및 보철 치료를 시행한 후 발생하는 여러 합병증이나 문제는 치과의사에게 있어 큰 고민거리가 아닐 수 없다. 특히 임플란트 나사풀림과 나사파절은 임플란트 보철물에서 흔히 발생하는 합병증이다. 나사풀림의 빈도는 일반적으로 시멘트 유지형 보철물보다는 나사 유지형 보철물에서, 내부 연결형보다는 외부 연결형에서, 다수의 연결된 수복물보다는 단일 치아 수복물에서, 상악보다는 하악에서 높게 나타난다고 보고되었다.^{19,20} 나사풀림은 기능력 하에서 과부하와 불균등한 응력 분산을 유발하여 나사의 파절까지 야기할 수 있다. 임 등²¹은 나사풀림의 원인을 외적인 요인과 내적인 요인으로 나누었으며 외적인 요인으로는 비정상적인 임플란트의 위치, 장축을 벗어난 교합력, 부정교합, 이갈이, 이악물기, 캔틸레버, 불충분한 조임력, 임플란트와 지대주의 부적합, 정착 효과가 있고 내적인 요인으로는 전하중의 소실, 기계적인 저항력의 감소, 나사의 재료 문제, 피로 저항의 감소 등을 언급하였다. 나사파절은 나사풀림보다는 발생률이 낮지만 파절된 나사를 제거하기 어렵고 나사를 완전히 제거하지 못하는 경우 상부 보철물 뿐 아니라 임플란트까지 사용하지 못하게 될 수 있어 이를 예방하는 것이 중요하다. Al Jabbari 등²²은 나사파절의 원인으로 나사 조임 및 반복적인 하중 시 발생하는 나사의 마모, 소성 변형, 피로 누적, 기계적 결함 등을 언급하였다.

일반적으로 나사에 조임 회전력(tightening torque)을 가할 때 나사의 상부에 발생한 모멘트가 임플란트 내부의 나사산과 나사의 나사산을 따라 전달되면서 나사에 인장력을 가해 나사가 신장되는데, 이 때 나사의 내면에 발생한 힘을 전하중이라고 하며 두 구조물을 분리되지 않게 유지하는 잠금력으로 작용하게 된다.²³ Haack 등²⁴은 최초의 전하중의 약 10%는 접촉 표면 사이의 마찰에 의해 소실되지만 같은 지대주 나사에 수 회의 조임을 반복할 경우 전하중 값이 증가한다고 하였다.

반면, 두 구조물을 분리시키려고 하는 힘을 분리력(joint separating force)이라고 하는데, 비기능적 습관, 과도한 인접면 접촉, 치아 장축을 벗어나 가해지는 교합력 등에 의해 유발된다.²⁵ 이러한 분리력이 잠금력을 넘어서는 경우 나사의 풀림이 발생하게 된다.²⁶ 전하중의 소실은 더 낮은 힘으로 나사의 풀림을 유발할 수 있으며 전하중에 영향을 미치는 요소로는 조임 회전력, 마찰계수, 나사의 탄성계수, 나사의 재료, 나사의 형태 등이 있다.²⁷ 따라서 적절한 조임 회전력을 가하는 것이 중요한데 너무 작은 조임 회전력을 가하면 쉽게 나사의 풀림이 발생하고 너무 큰 조임 회전력을 가하면 나사의 변형이나 파절이 발생할 수 있기 때문에 제조사에서 추천하는 적절한 조임 회전력을 가하기 위해 토크 조절기의 사용이 추천된다.²⁸ Lang 등²⁹은 제조사에서 권장하는 조임력으로 지대주 나사의 조임을 시행한 경우 최적의 전하중이라고 알려져 있는 지대주 나사의 항복강도의 75%보다 낮은 전하중이 발생할 수 있다고 하였는데 이것은 지대주 나사의 조임 시 발생한 마찰력에 의해 전하중이 소실되기 때문이라고 하

였다. 그러나 마찰력은 나사가 체결된 상태에서는 지대주 나사의 풀림 회전력에 저항하는 요인으로 작용할 수도 있어 마찰력은 전하중에 부정적인 역할과 긍정적인 역할을 모두 할 수 있다고 하였다. 이에 따라 나사의 표면처리나 윤활제를 사용해 마찰계수를 낮춰 전하중을 증가시키려는 노력이 있어 왔다. 나사의 재질에 따라라도 전하중 값이 다른데, Stüker 등³⁰은 금 나사, 티타늄 나사 그리고 표면 처리된 티타늄 나사의 전하중 측정 시 금 나사의 전하중이 가장 높았고 표면 처리된 티타늄 나사, 티타늄 나사 순이었으며 통계적으로 유의한 차이가 있었다고 보고하였고 Haack 등²⁴은 제조사에서 권고하는 조임력으로 나사를 체결한 경우 나사의 신장량 및 전하중은 금 나사가 티타늄 나사에 비해 더 크다고 보고하였다.

이번 실험 결과 가열된 지대주 나사의 풀림토크 값이 대조군에 비하여 유의하게 낮았기 때문에 첫 번째 귀무가설은 기각되었다. 여러 문헌에 의하면 Ti-6Al-4V 합금은 상변이 온도(베타상전이 온도, beta transus temperature)인 약 995°C이하의 온도에서는 상온보다 고온에 노출되면 신장량의 증가와 인장강도의 감소,^{31,32} 마찰계수의 증가,^{33,34} 탄성계수의 감소,³⁵ 경도의 증가^{36,37} 등이 발생한다. 앞서 언급했듯이 나사의 풀림에 영향을 미치는 요인은 다양하며 가열 시 티타늄 합금의 다양한 물성 변화가 발생하므로 이것이 복합적으로 작용하여 같은 조임력을 가했음에도 풀림토크가 감소되었을 것으로 추정된다.

반면 가열된 지대주 나사의 파절강도 값은 대조군에 비해 약간 높은 값을 보였으나 유의한 차이는 없었으므로 두 번째 귀무가설은 채택되었다. 상변이 이하의 온도에서 Ti-6Al-4V 합금의 가열 시 상온에 비해 균열 성장 저항성(crack growth resistance)이 증가하였고,³⁸ 물체에 충격 하중을 적용할 때 파괴에 저항하는 능력인 충격강도(impact strength)의 증가가 보고된 바 있다.³⁹ 모든 실험 표본에서 지대주의 파절은 일어나지 않았지만 내측으로 휨 현상이 관찰되었고, 지대주 나사의 파절이 나사의 목 부위에서 관찰되었다. Tan 등⁴⁰은 나사의 joint에 하중이 가해지면 나사의 shank에 의해 저항이 일어나지만 점차 응력이 증가할수록 응력이 shank 부위에 불균일하게 분포되기 때문에 인장면에 더 높은 응력이 유도되고 이로 인해 그 부위에서 초기 실패가 일어난다고 하였다.

이번 실험에서는 지대주 나사의 풀림토크와 파절강도 측정 시 정적 하중만을 가하였다. 지대주 나사의 풀림토크는 통계적으로 유의한 차이가 있었으나 평균 값의 차이가 약 1.29 N이며 서로 5% 이내의 범위에 있으므로 임상적으로 유의한 차이가 있다고 보기 어려울 수도 있다. 따라서 보다 임상적인 구강 내 상황을 재현하기 위해서는 동적 하중을 통한 피로시험 등에 관한 추가 연구가 필요할 것으로 생각된다.

결론

본 연구는 20개의 임플란트에 450°C까지 진공 소성로에서 열을 가한 것과 열을 가하지 않은 기성 티타늄 지대주 및 지대주 나

사를 각각 10개씩 고정된 뒤 나사의 풀림토크와 파절강도를 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 평균 풀림토크 측정 결과 가열하지 않은 대조군은 27.84 ± 1.07 Ncm, 가열한 실험군은 26.55 ± 1.56 Ncm이었고 통계적으로 유의한 차이를 보였다.
2. 정적 압축 시험 결과 지대주 나사의 평균 파절강도는 가열하지 않은 대조군에서 731.47 ± 39.46 N, 가열한 실험군에서 768.58 ± 46.73 N이었고 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.
3. 모든 파절은 나사의 목 부위(shank area of screw)에서 관찰되었다.

따라서 임플란트 고정성 보철물의 시멘트 소환을 위해 보철물 및 지대주의 조립체에 열을 가하는 경우에는 지대주 나사를 미리 빼내어 따로 보관하는 것을 고려하거나 열을 가한 지대주 나사의 재사용에 주의가 필요할 것으로 사료된다. 하지만, 본 실험의 실험군과 대조군 간 지대주 나사 풀림토크 평균 값의 차이가 5% 이내로 크지 않아 가열된 지대주 나사의 임상적인 재사용 여부를 평가하기 위해서는 임상적 상황을 재현한 추가적인 연구가 필요하다.

ORCID

Hyo-Gyoung Yi <https://orcid.org/0000-0001-9402-7869>

Ki-Sung Gil <https://orcid.org/0000-0001-5101-6414>

Jung-Jin Lee <https://orcid.org/0000-0002-7381-5230>

Seung-Geun Ahn <https://orcid.org/0000-0002-9105-931X>

Jae-Min Seo <https://orcid.org/0000-0001-5095-4046>

References

1. Misch CE. Contemporary implant dentistry. 3rd ed. St. Louis; Mosby Elsevier; 2008.
2. Chung CH, Son MK. The classification and comparison of implant prosthesis according to types of retention. Part I: screw retained prosthesis vs cement retained prosthesis. *Implantology* 2010;14:138-51.
3. Kim JH, Yun BH, Jang JE, Huh JB, Jeong CM. Retrievable SCP (screw-cement prosthesis) implant-supported fixed partial dentures in a fully edentulous patient: a case report. *J Korean Acad Prosthodont* 2012;50:318-23.
4. Chung CH, Son MK. The classification and comparison of implant prosthesis according to types of retention. Part II: Screw-cement retained prosthesis. *Implantology* 2011;15:58-70.
5. Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. *J Prosthet Dent* 1998;79:74-8.
6. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-7.
7. Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:865-8.
8. Arora A, Upadhyaya V, Mittal S, Goyal I. Techniques for retrievability of cement retained implant prosthesis. *J Dent Implant* 2014;4:161-4.
9. Aparicio C. A new method for achieving passive fit of an interim restoration supported by Brånemark implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:614-8.
10. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:119-30.
11. Shin SY. Prosthodontic problems and complications associated with osseointegration. *J Dent Rehabil Appl Sci* 2015;31:349-57.
12. Hong JY, Chae GJ, Jung UW, Kim CS, Cho KS, Chai JK, Kim CK, Choi SH. Implant-related complications and treatment of the failing implants. *Implantology* 2007;11:44-54.
13. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 5th ed. St. Louis, USA; Elsevier; 2016.
14. Krishnan V, Tony Thomas C, Sabu I. Management of abutment screw loosening: review of literature and report of a case. *J Indian Prosthodont Soc* 2014;14:208-14.
15. Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Linkeviciene L, Svediene O. Influence of the temperature on the cement disintegration in cement-retained implant restorations. *Stomatologija* 2012;14:114-7.
16. Veiga C, Davim JP, Loureiro AJR. Properties and applications of titanium alloys: A brief review. *Rev Adv Mater Sci* 2012;32:133-48.
17. ISO 14801:2016. Dentistry implants - dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Geneva (Switzerland): International Organization for Standardization; 2016.
18. Leelanarathiwat K, Asvanund P, Anunmana C. Removal torque of screw-and cement-retained cantilever fixed prosthesis on angled abutment after cyclic loading. *Mahidol Dent J* 2016;36:269-77.
19. Gracis S, Michalakakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2012;23:202-16.
20. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefls P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:681-90.
21. Im SM, Kim DG, Park CJ, Cha MS, Cho LR. Biomechanical considerations for the screw of implant prosthesis: A literature review. *J Korean Acad Prosthodont* 2010;48:61-8.
22. Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 4: Failure analysis of 10 fractured retaining screws retrieved from three patients. *J Prosthodont* 2008;17:201-10.

23. Gupta S, Gupta H, Tandan A. Technical complications of implant-causes and management: A comprehensive review. *Natl J Maxillofac Surg* 2015;6:3-8.
24. 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.
25. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: overview. *J Oral Implantol* 2003;29:242-5.
26. Kyung KY, Cha HS, Lee JH. The effect of a titanium socket with a zirconia abutment on screw loosening after thermocycling in an internally connected implant: a preliminary study. *J Dent Rehabil Appl Sci* 2017;33:114-8.
27. Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:124-32.
28. Huh YH, Cho LR, Kim DG, Park CJ. Comparison of implant torque controllers using detorque value. *J Dent Rehabil Appl Sci* 2010;26:419-32.
29. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent* 2003;90:539-46.
30. Stüker RA, Teixeira ER, Beck JC, da Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci* 2008;16:55-8.
31. Hong SY, Markus I, Jeong WC. New cooling approach and tool life improvement in cryogenic machining of titanium alloy Ti-6Al-4V. *Int J Mach Tools Manuf* 2001;41:2245-60.
32. Zhrebtsov S, Salishchev G, Galeyev R, Maekawa K. Mechanical properties of Ti-6Al-4V titanium alloy with submicrocrystalline structure produced by severe plastic deformation. *Mater Trans* 2005;46:2020-5.
33. Ming Q, Yongzhen Z, Jun Z, Jianheng Y. Dry friction characteristics of Ti-6Al-4V alloy under high sliding velocity. *J Wuhan Univ Technol Mat Sci* 2007;22:582.
34. Revankar GD, Shetty R, Rao SS, Gaitonde VN. Wear resistance enhancement of titanium alloy (Ti-6Al-4V) by ball burnishing process. *J Mater Res Technol* 2017;6:13-32.
35. Swarnakar AK, van der Biest O, Baufeld B. Young's modulus and damping in dependence on temperature of Ti-6Al-4V components fabricated by shaped metal deposition. *J Mater Sci* 2011;46:3802-11.
36. da Rocha SS, Adabo GL, Henriques GE, Nóbilo MA. Vickers hardness of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy submitted to heat treatments. *Braz Dent J* 2006;17:126-9.
37. Meyers MA, Benavides HAC, Bruhl SP, Colorado HA, Dalgaard E, Elias CN, Figueiredo RB, Garcia Rincon O, Kawasaki M, Langdeon TG, Mangalaraja RV, Marroquin MCG, da Cunha Rocha A, Schoenung J, Costa e Silva A, Wells M, Yang W. (Eds.) *Proceedings of the 3rd Pan American Materials Congress. The Minerals, Metals & Materials Series.* Springer; 2017. p. 381-91.
38. Liu G, Zhu D, Shang Jian. Enhanced fatigue crack growth resistance at elevated temperature in TiC/Ti-6Al-4V composite: Microcrack-induced crack closure. *Metall Mater Trans A* 1995;26:159-66.
39. Lee KA, Kim YK, Yu JH, Park SH, Kim MC. Effect of heat treatment on microstructure and impact toughness of Ti-6Al-4V manufactured by selective laser melting process. *Arch Metall Mater* 2017;62:1341-6.
40. Tan BF, Tan KB, Nicholls JI. Critical bending moment of implant-abutment screw joint interfaces: effect of torque levels and implant diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:648-58.

시멘트 제거를 위해 가한 열이 임플란트 티타늄 지대주와 나사에 미치는 영향

이효경 · 길기성 · 이정진 · 안승근 · 서재민*

전북대학교 치과대학 치과보철학교실 및 구강생체과학연구소

목적: 본 연구의 목적은 임플란트 고정성 보철물의 시멘트 소환을 위해 가한 열이 임플란트 티타늄 지대주 및 지대주 나사의 풀립토크와 파절강도에 미치는 영향을 조사하는 것이다.

재료 및 방법: 임플란트와 티타늄 지대주 및 지대주 나사를 20개씩 준비하였다. 지대주와 나사는 가열하지 않은 것을 대조군으로, 진공소성로에서 450°C까지 8분간 가열 후 공기 중에서 냉각한 것을 실험군으로 분류하였다. 임플란트에 지대주 및 나사를 연결하고 30 Ncm의 힘으로 10분 간격으로 2회의 조임력을 가하고 15분 후 풀립토크를 측정하였고 만능시험기를 이용하여 지대주 나사의 파절강도를 측정하였다.

결과: 평균 풀립토크는 대조군에서 27.84 ± 1.07 Ncm, 실험군에서 26.55 ± 1.56 Ncm이었고 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($P < .05$). 평균 파절강도는 대조군에서 731.47 ± 39.46 N, 실험군에서 768.58 ± 46.73 N이었고 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다 ($P > .05$).

결론: 임플란트 고정성 보철물의 시멘트 소환을 위해 가한 열이 티타늄 지대주 나사의 풀립토크를 유의하게 감소시켰고 파절강도에는 영향을 주지 않았다. 따라서 시멘트 소환을 위해 보철물 및 지대주의 조립체에 열을 가하는 경우에는 지대주 나사를 미리 빼내어 따로 보관하거나 부득이하게 열을 가한 지대주 나사는 재사용에 주의가 필요할 것으로 사료되나 임상적인 재사용 여부를 평가하기 위해서는 추가적인 연구가 필요하다. (대한치과보철학회지 2018;56:179-87)

주요단어: 임플란트; 지대주 나사; 풀립토크; 파절강도

*교신저자: 서재민

54896 전북 전주시 덕진구 백제대로 567

전북대학교 치과대학 치과보철학교실 및 구강생체과학연구소

063 250 2696; e-mail, jmseo@jbnu.ac.kr

원고접수일: 2018년 1월 9일 / 원고최종수정일: 2018년 5월 11일 / 원고채택일: 2018년 5월 30일

© 2018 대한치과보철학회

© 이 글은 크리에이티브 커먼즈 코리아 저작자표시-비영리 3.0 대한민국 라이선스에 따라 이용하실 수 있습니다.