

CAD/CAM을 이용한 맞춤형 임플란트 지대주의 나사 풀림 토크 평가

이창재¹ · 양성은¹ · 김석규^{2*}

¹가톨릭대학교 임상치과대학원 치과보철학과, ²성균관대학교 의과대학 치과학교실

연구 목적: 본 연구는 국내 개발된 맞춤형 임플란트 지대주와 기성 임플란트 지대주의 반복 하중 전과 후의 나사 풀림 토크 값을 측정, 비교하여 나사 결합부 안전성에 차이가 있는지를 알아보고자 하였다.

연구 재료 및 방법: 총 12개의 임플란트 고정체(Implantium, Dentium Co., Seoul, Korea)를 알루미늄 원통에 레진으로 고정하고, 그것을 각각 4개씩, 3개의 군으로 나눠서 각 군 별로 기성 티타늄 지대주(Implantium, Dentium Co., Seoul, Korea), 캐드캠 맞춤형 티타늄 지대주(Myplant, Raphabio Co., Seoul, Korea), 그리고 금속 연결부가 있는 캐드캠 맞춤형 지르코니아 지대주(Zirconia Myplant, Raphabio Co., Seoul, Korea)를 제작하여 임플란트에 연결하였다. 금속관은 지대주에 맞춰서 티타늄을 밀링해서 제작한 지대주에 합착하였다. 반복 하중을 가하기 전에 지대주 나사를 30Ncm 토크로 조이고 약 30분 후 나사의 초기 풀림 토크값을 측정하였다. 그 후 반복 하중을 30N에서 120N의 싸인 곡선을 이루는 압축력으로 2 Hz의 빈도로 50만 사이클을 가하고 하중 후 풀림 토크값을 측정하였으며, 풀림 토크 상실률을 구하여서 군끼리 비교하였다. 나사의 풀림 토크값의 상실률의 비교를 위해 Kruskal-Wallis test를 이용해서 유의수준 .05에서 분석하였다.

결과: 반복하중 후 나사 풀림 상실률에서 기성 티타늄 지대주 군에 비해 맞춤형 티타늄 지대주는 높은 값을 보였으나 유의성 있는 차이를 보이지 않았다($P>.05$). 반면, 맞춤형 지르코니아 지대주는 기성 티타늄 지대주에 비해 유의하게 높은 값을 보였다($P=.014$).

결론: 본 실험의 한계 내에서 캐드캠 맞춤형 티타늄 임플란트 지대주는 기성 임플란트 지대주에 비해 나사 안정성이 떨어진다고 볼 수 없다. 반면, 캐드캠 맞춤형 지르코니아 지대주는 기성 임플란트 지대주에 비해 나사 안정성이 다소 떨어진다고 볼 수 있다. (*대한치과보철학회지 2012;50:128-34*)

주요단어: 캐드캠 맞춤형 지대주; 나사 풀림 토크; 나사 풀림 토크 상실률

서론

완전 또는 부분 무치악 환자에서 구강기능 회복을 위한 임플란트 치료는 효과적이라고 평가받고 있으나 아직도 많은 연구에서 생물학적, 혹은 기계학적 실패를 보고하고 있다.^{1,2} 그 중에서 나사 풀림 또는 파절 현상이 기계학적으로 발생하는 가장 큰 문제이며, 주로 구치부의 단일 임플란트 보철물에서 발생한다.^{3,4}

나사 풀림은 과부하에 의한 나사의 소성변형, 부적절한 조임 회전력, 전하중의 상실, 표면 침하 현상, 기능 하중에 의한 진동 등과 같은 원인에 의해 주로 발생하며,⁵ 나사 풀림이 발생할 경우 세균막 침착, 변연골 흡수, 골유착 상실 등이 이차적으로 나타날 가능성이 높아진다.⁶ 나사 파절은 반복적인 하중에 의한 피로 또는 과부하에 의해 일어난다.⁷

Bickford⁸는 나사의 풀림 과정을 2단계로 나눠서 설명하였다. 1단계에서는 저작과 같은 외력이 나사 접합부에 가해져 나사산의 미끄러짐이 발생하고, 이로 인해 나사의 신장과 전하중의 감소가 발생한다고 하였다. 2단계에서는 지속적인 전하중

의 감소로 나사산의 회전 및 나사 접합부 기능 상실이 일어난다고 하였다. 또한 나사의 풀림 현상은 기간에 따라 단기간과 장기간으로 나눌 수 있는데, 단기간 나사 풀림은 나사를 조일 때에 나사의 소성 변형으로 인한 표면 침하에 의해 발생하며, 장기간 나사 풀림은 진동 풀림과 피로 풀림에 의해 발생한다고 하였다. 진동 풀림은 나사 계면의 접촉 부위에서 진동 에너지를 흡수하여 급격하게 풀리는 것을 뜻하며, 피로 풀림은 시간과 하중에 의한 크립(creep) 개념이다.

맞춤형 임플란트 지대주는 지난 십년 동안 많은 실험을 거쳐 왔다.^{8,15} 깊은 치은 연하에 위치하는 경우나, 임플란트 위치가 이상적이지 않은 경우 맞춤형 임플란트 지대주를 사용하면 emergency profile이 자연스럽고 치은 부위에서 심미적인 보철물을 제작할 수 있어 현재 많이 사용되고 있다.

UCLA 지대주는 기성 플라스틱 실린더를 주조하는 방식으로, 역시 맞춤형 지대주로 제작이 되지만, 최근 치과용 금합금의 비용 증가로 인해 경제적으로 불리한 편이다. 또한 기술의 개발로 인해 CAD/CAM 방식으로 티타늄 혹은 세라믹 맞춤형 지대주를 제조하고 있는 가운데, 전 세계 유수의 임플란트 업

*교신저자: 김석규

140-893 서울시 용산구 한남2동 741-1 성균관대학교 의과대학 치과학교실 02-792-6114; e-mail, seokgyu_k@yahoo.com

원고접수일: 2012년 4월 5일 / 원고최종수정일: 2012년 4월 16일 / 원고채택일: 2012년 4월 19일

제들이 다양한 맞춤형 지대주 제품을 제조하고 있으며, 최근 국내에서도 많은 회사들이 CAD/CAM 방식으로 맞춤형 지대주를 생산하고 있으나 서로 다른 임플란트 제품간에도 제작이 가능하도록 디자인되고 있어 그 정밀도와 나사의 안정성이 의문시 되고 있다. 그리고, 아직은 장기적인 임상 결과 및 실험적 연구, 특히 나사 풀림에 관한 연구는 부족한 상황이다.

따라서 본 연구의 목적은 국내 개발된 맞춤형 임플란트 지대주와 기성 임플란트 지대주의 반복 하중 후의 나사 풀림 토크 값을 측정, 비교하여 국내 개발된 맞춤형 임플란트 지대주의 나사 결합부 안전성이 기성 임플란트 지대주와 차이가 있는지를 알아보려고 하는 것이다.

연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

임플란트 고정체는 모든 시편에 내측 연결 구조를 가지는 Implantium 시스템($\varnothing 4.5 \times 13.0$ mm, Dentium Co., Seoul, Korea)을 사용하였다. 지대주는 기성 제작된 티타늄 지대주 (Implantium, Dentium Co., Seoul, Korea)와 캐드캠 맞춤형 티타늄 지대주 (Myplant, Raphabio Co., Seoul, Korea), 그리고 캐드캠 맞춤형 지르코니아 지대주 (Zirconia Myplant, Raphabio Co., Seoul, Korea)를 사용하였다. 기성 티타늄 지대주는 anti-rotational 장치가 있는 시멘트 유지형이고, 캐드캠 맞춤형 티타늄 지대주의 상부는 대조군인 기성 티타늄 지대주와 동일한 형태로 캐드캠 제작된 것이며 하부 임플란트 연결부는 사전 절삭 방법으로 제작된 것이었다(Fig. 1). 캐드캠 맞춤형 지르코니아 지대주의 하부는 사전 절삭 방법으로 제작된 금속 연결부로 되어있고, 상부의 지르코니아는 캐드캠으로 기성 티타늄 지대주와 동일한 형태로 제작한 뒤 하부 금속 연결부와 레진으로 합착하여 제작되었다.



Fig. 1. Left: Prefabricated titanium abutment (Implantium, Dentium Cor., Seoul, Korea), Right: CAD/CAM custom-made titanium abutment (Myplant, Raphabio co., Seoul, Korea).

2. 연구 방법

1) 시편제작

총 12개의 임플란트 고정체(Implantium, Dentium Co., Seoul, Korea)를 별도 제작된 알루미늄 원통에 아크릴릭 레진(Ortho jet, Lang Dental Mfg. Cor., Wheeling, IL, USA)을 사용해서 고정시켰다. 그 위에 각 군별로 각각 4개씩 기성 티타늄 지대주, 캐드캠 맞춤형 티타늄 지대주, 그리고 캐드캠 맞춤형 지르코니아 지대주를 제작하여 연결하였다. 금속관을 원통형의 모습으로 제작 후 그 위에 장축에 45° 의 경사면을 형성하였고 경사면 상에 홈을 형성하여 부하점을 갖도록 제작하였다. 금속관을 캐드캠으로 티타늄을 밀링 제작(Raphabio Co., Seoul, Korea)하여, 모든 시편이 동일한 형태가 되도록 하였다. 또한, 금속관에는 풀림 토크 값 측정을 위해 지대주 나사에 접근 가능한 나사 구멍을 형성하였다(Fig. 2). 지대주 나사는 육각구조가 있는 티타늄 합금 나사(대조군-Implantium, 실험군-Myplant)를 각각 이용하였다. 각 임플란트 고정체에 지대주를 연결하고 그 위에 금속관을 맞춰 본 후 레진 시멘트(RelyX™ Unicem, 3M ESPE Cor., St.Paul, Minnesota, USA)로 합착하였다(Fig. 3).

2) 초기 풀림 토크값의 측정

각 지대주 위에 합착된 금속관 위의 나사 구멍을 통하여 지대주 나사를 디지털 토크 렌치(DP2, Torqueworld Cor., Seoul, Korea)를 사용하여 제조회사의 지시에 따라 30 Ncm의 조임 토크값으로 조였다(Fig. 4). 10분 후, 계면의 표면침하에 따른 전하중 소실을 보상하기 위하여 동일한 크기의 조임 토크값을 한 번 더 가했다. 약 30분 경과 후 하중을 가하기 전 디지털 토크 렌치를 사용하여 초기 풀림 토크값을 측정하였다. 디지털 토크 렌치의 오차율은 30 Ncm에서 3% 정도였다.

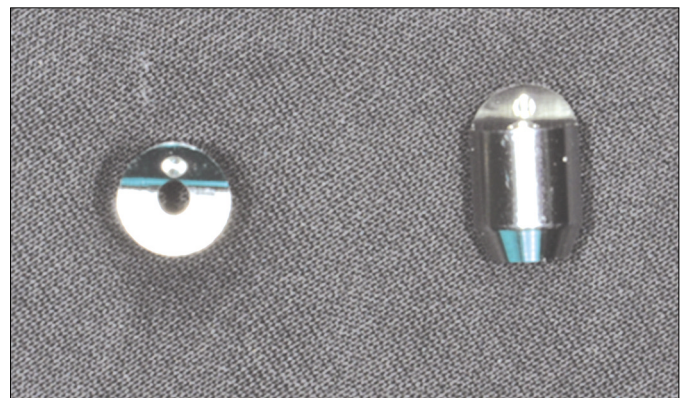


Fig. 2. Titanium crown (Raphabio Co., Seoul, Korea) with abutment screw hole and loading indentation.

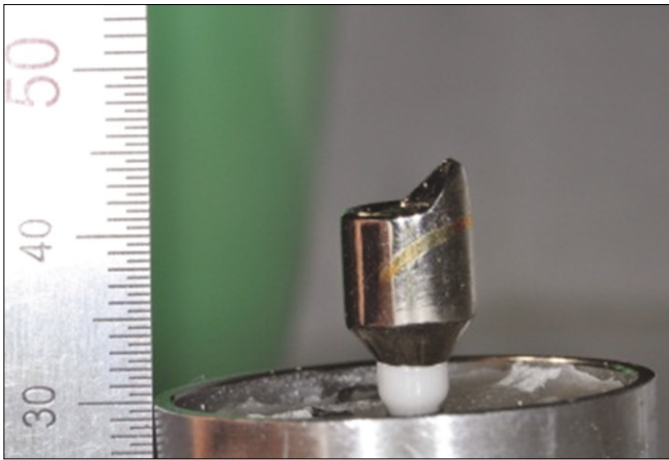


Fig. 3. Crown specimen cemented on CAD/CAM custom-made zirconia abutment (Myplant, Raphabio Co., Seoul, Korea).



Fig. 4. Digital torque wrench (DP2, Torqueworld Cor., Seoul, Korea).

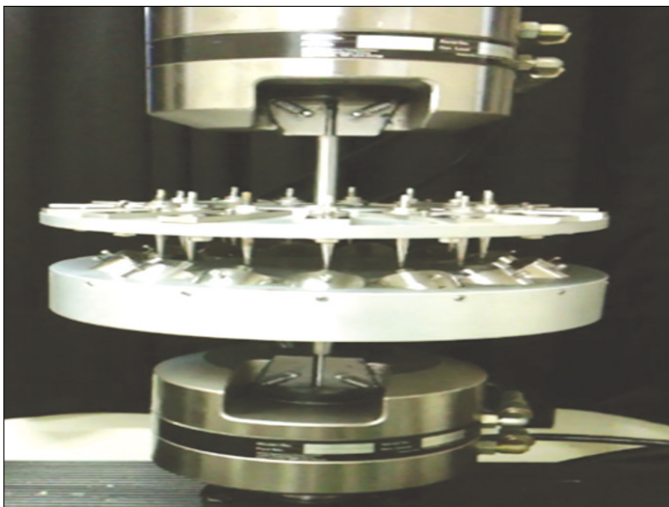


Fig. 5. Hydraulic dynamic testing machine (MTS 810, MTS systems corp., Cary, NC, USA) and aluminum jig.

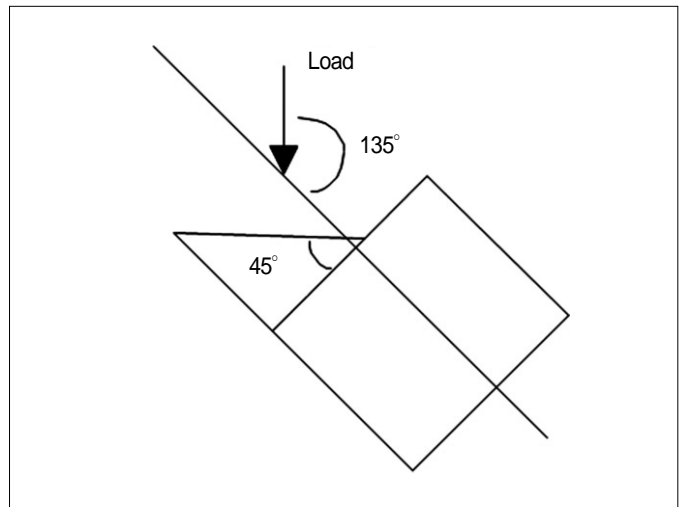


Fig. 6. Schematic diagram of testing condition (loading angle).

3) 반복 하중

초기 풀림 토크값을 측정한 시편에 다시 30 Ncm의 조임 토크를 10분 간격으로 2번 가한 후 유압식 동적 재료 시험기(MTS 810, MTS systems corp., Cary, NC, USA)에 위치시켜 최소 하중 30 N, 최대 하중은 120 N의 싸인형 반복 하중을 가하였다. 하중 주기는 2 Hz로 정하였고, 약 6개월 간의 평균 저작 횟수에 해당하는 50만 회의 반복 하중을 적용하였고, ISO 실험 규격에 맞춰 제작된 알루미늄 지그를 사용해서 12개의 표본에 동시에 동일한 하중을 가하도록 하였다(Fig. 5). 시편은 장축에 45° 경사져서 알루미늄 지그 안에 고정 시켰으며, 따라서 하중을 시편의 장축에 135°의 경사 각도로 가하였다(Fig. 6).

4) 반복 하중 후의 풀림 토크값의 측정

금속관의 구멍을 통해 디지털 토크 렌치를 사용하여 각 지대주 나사의 풀림 토크값을 측정하였다.

5) 상실률 산출

상실률(%)=(초기 풀림 토크값 - 반복 하중 후의 풀림 토크값) / 초기 풀림 토크값

6) 통계

SPSS 18.0 (PASW 18.0, Chicago, IL, USA)을 사용하여 초기 풀림 토크값과 하중 후 풀림 토크값 및 풀림 토크값 상실률의 평균값과 표준편차를 계산하고, 지대주 종류에 따른 차를 검정하였다. Kruskal-Wallis test를 사용하여, 유의수준 .05 수준에서 통계 분석하였다.

결과

지대주 나사의 초기 풀림 토크값은, 기성 티타늄 지대주 군에서 평균 27.15 ± 1.63 Ncm, 맞춤형 티타늄 지대주 군에서 평균

Table 1. Preloading and postloading reverse torque value, reverse torque loss ratio (Mean ± SD)

Group	No. of specimens	Preloading RTV (Ncm)	Postloading RTV (Ncm)	Reverse torque loss ratio (%)
Ready-made	4	27.15 ± 1.63	20.20 ± 0.82	25.49 ± 3.23
Custom-made Titanium	4	27.75 ± 2.77	18.00 ± 3.44	34.41 ± 15.63
Custom-made Zirconia	4	24.33 ± 4.40	15.20 ± 2.93	37.19 ± 10.01

* RTV : Reverse torque value

Table 2. Statistical analysis for RTV and reverse torque loss ratio by Kruskal Wallis Test

	Preloading RTV	Postloading RTV	Reverse torque loss ratio
<i>P</i>	0.309	0.048*	0.048*

* significantly different between groups (*P*<.05)

27.75 ± 2.77 Ncm, 맞춤형 지르코니아 지대주 군에서 평균 24.33 ± 4.40 Ncm으로, 모든 지대주 나사의 초기 풀림 토크값이 30 Ncm의 조임 토크값보다 감소한 결과가 나왔다. 각 군별로 비교했을 때, 맞춤형 지르코니아 지대주 군에서 제일 적은 수치가 나왔으나, 통계적으로는 지대주 종류 간에 유의성 있는 차이를 나타내지 않았다(*P*>.05).

지대주 나사의 반복 하중 후의 풀림 토크값은, 기성 티타늄 지대주 군에서 평균 20.20 ± 0.82 Ncm, 맞춤형 티타늄 지대주 군에서 평균 18.00 ± 3.44 Ncm, 맞춤형 지르코니아 지대주 군에서 평균 15.20 ± 2.93 Ncm으로, 기성 티타늄 지대주 군, 맞춤형 티타늄 지대주 군, 그리고 맞춤형 지르코니아 지대주 군의 순서로 높게 나왔으나, 통계적으로는 기성 및 맞춤형 티타늄 지대주 군 사이에서 유의성 있는 차이를 보이지 않았고(*P*>.05), 기성 티타늄 지대주와 맞춤형 지르코니아 지대주 군 사이에서만 유의성 있는 차이를 보였다(*P*=.014).

초기 풀림 토크값과 하중 후의 풀림 토크값의 차이의 비율을 측정 한 상실률에서는, 기성 티타늄 지대주 군에서 평균 25.49 ± 3.23%, 맞춤형 티타늄 지대주 군에서 평균 34.41 ± 15.63%, 맞춤형 지르코니아 지대주 군에서 평균 37.19 ± 10.01%으로, 기성 티타늄 지대주 군에서 제일 적은 토크 상실 정도를 보여주었다. 그러나 통계적으로는 기성 및 맞춤형 티타늄 지대주 군 사이에서 유의성 있는 차이를 보이지 않았고 (*P*>.05), 기성 티타늄 지대주와 맞춤형 지르코니아 지대주 군 사이에서만 유의성 있는 차이를 보였다(*P*=.014). (Tables 1 - 3).

고찰

이 연구에서는 국내에서 개발된 맞춤형 임플란트 지대주와 기성 임플란트 지대주의 반복 하중 후의 나사 풀림 토크값을 측정, 비교하여 나사 결합부 안전성에 차이가 있는지를 알아보고자 하였다.

나사 풀림은 임플란트에서 가장 빈번하게 나타나는 보철적

Table 3. Assessment of significant difference between groups for postloading RTV and reverse torque loss ratio (Duncan test)

	Ready-made vs Custom-made Titanium	Ready-made vs Custom-made Zirconia	Custom-made Titanium vs Custom-made Zirconia
<i>P</i>	0.281	0.014*	0.17

* significantly different (*P*<.05)

합병증이다. Jemt 등의 연구에 의하면, 단일치를 임플란트로 수복 후 3년째 평가했을 때, 74%에서 나사 풀림이 있었다고 보고하였으며, Becker 등은 대구치 수복에서 14%의 나사에서 1번, 10%의 나사에서 2번, 14%의 나사에서 3번의 풀림이 발생했다고 보고하였다. 이들 1990년대 실험들에 비해 나사의 토크 안정성이 향상된 2000년대 들어와서도 Kreissl 등¹⁶은 5년의 관찰 기간 동안 가장 흔하게 발생한 합병증이 나사 풀림이었다고 하였다.

나사 풀림 현상을 측정하는 방법으로는 나사 길이의 변화를 측정하는 방법¹⁷, 게이지를 이용해서 전하중 및 풀림 토크값을 측정하는 방법^{18,19} 등이 있다. 나사의 풀림 토크값은 나사 풀림 직전에 나사에 남아 있는 전하중의 정도이다. 이번 실험에서는 그 중 풀림 토크값을 측정하여 나사 결합부의 안정성을 평가하였다. 또한 단지 하중 후 풀림 토크값만 비교할 경우, 개개 나사 고유의 하중 전 풀림 토크 차이로 인한 영향을 배제할 수 없으므로, 반복 하중 전과 반복 하중 후의 결과를 반영한 상실률도 측정하였다.

본 연구에서는 맞춤형 임플란트 지대주의 형태를 기성 임플란트 지대주의 형태와 동일하게 제작하여, 지대주의 형태 차이가 미치는 영향을 최소화하였다. 그리고 조임 토크를 가할 때, 10분간의 간격을 두고 2번에 걸쳐서 가하였다. 그 이유는 나사를 1차로 조였을 때, 발생하는 정착 효과(settling effect)에 의해 전하중이 상실되면서 일차적으로 헐거워지는 현상이 나타나기 때문이었다. 10분 후 2차로 조임으로써 나사의 신장을 증가시켜 나사 풀림을 줄일 수 있도록 하였다.^{20,21}

반복 하중은 임상적인 상황과 유사한 상황을 재현하기 위해 2 Hz의 빈도로 가하였으며, 6개월간의 평균 저작 횟수에 해당하는 50만 회를 가하였다. 구강 내에 작용하는 기능력은 여러 학자들에 의해 다양하게 보고되고 있다. Carlsson과 Haraldson²²은 고정성 임플란트 보철물에서 평균 교합력을 143 N으로 보고하였으며, Bates 등²³은 인간의 제1대구치에서 최대 교합력은 300-500 N으로 보고하였다. 그리고 Richter²⁴는 대구치 및 소구치의 임플란트는 120-150 N의 수직력을 전달한다고 하였다. 임플란트

로 지지되는 고정성 보철물에 대한 최대 구치부 교합력²⁵과 기능 중 구치부 임플란트의 최대 수직 교합력²⁶을 참고해서, 부하의 최소하중은 30 N, 최대 하중은 120 N으로 정하였고, 싸인형의 반복 하중을 가하였다.

이번 실험 결과, 우선 나사를 조인 직후의 풀림 토크값이 조임 토크값보다 작은 결과가 나왔는데, 이는 나사를 조일 때 조임력의 일부가 마찰력으로 소비되기 때문이다. 나사의 조임 토크값에 대한 초기 풀림 토크값의 비에 대한 연구에서 Haack 등¹⁷은 20 Ncm로 조였을 때는 75 - 80%, 30 Ncm으로 조였을 때는 81%라고 하였다. 이번 실험에서 나타난 나사의 조임 토크값에 대한 초기 풀림 토크값의 비는, 기성 지대주와 맞춤형 티타늄 지대주의 경우 90%, 맞춤형 지르코늄 지대주의 경우 80%의 비율을 보였다.

그리고 이번 실험에서 반복 하중 후의 결과를 보면, 반복 하중 후의 풀림 토크값은 기성 티타늄 지대주, 맞춤형 티타늄 지대주, 맞춤형 지르코니아 지대주 순으로 높게 나타났고, 상실률에서는 이와 역순으로, 맞춤형 지르코니아 지대주, 맞춤형 티타늄 지대주, 기성 티타늄 지대주 순으로 높게 나타났다. 상실률이 높다는 의미는 전하중의 소실 정도가 많다는 의미이므로, 상실률이 높을수록 나사 결합부 안정성이 낮다는 의미가 된다. 따라서, 기성 지대주가 맞춤형 티타늄 지대주보다는 나사 결합부 안정성이 우수하다고 볼 수 있으나, 통계적으로 유의한 정도의 차이는 아니었다. 반면, 기성 지대주와 맞춤형 지르코니아 지대주의 반복 하중 후의 풀림 토크값과 상실률 비교에서는 통계적으로도 유의성 있는 차이가 나와, 나사 결합부 안정성에 있어 유의한 차이가 있다고 볼 수 있었다.

나사를 조일 때 발생하는 전하중에 영향을 미치는 요소로는 토크의 강도, 나사 조일시 맞붙는 두 재료의 마찰 계수, 탄성률 및 적합도, 나사의 재료, 그리고 나사의 형태 등을 들 수 있다.^{26,29} 이번 실험에서 세 군에서 모두 동일한 토크를 가하였고, 지대주 및 나사의 형태가 거의 같은 것으로 고려하면, 풀림 토크값에 영향을 준 요소로는 나사에 전하중이 가해질 시 맞붙게 되는 두 재료 간의 마찰 계수, 탄성률 혹은 적합도 등을 생각해 볼 수 있다. 일반적으로, 나사의 재료 및 표면 조건에 따라 발생하는 현상으로 정착 효과를 들 수 있다. Jóméus 등은 외부 하중이 가해질 때 미세한 움직임으로 인해 나사의 표면이 마모되면서 두 표면이 근접하는 것을 정착효과라고 하였다. 따라서 나사의 표면이 거칠고, 임플란트 고정체와 적합도가 떨어진다면, 나사를 잠글 때 가해지는 전하중이 거칠고 적합도가 떨어지는 표면을 마모시키는데 사용되어 정착현상이 발생하기 쉬울 것이다. 나사 표면의 거친 정도는 나사의 재료에 따라서도 결정이 되며, 또한 나사 제작시 정밀성 정도에 의해서도 결정이 될 것이다. 이번 연구에서 사용된 나사의 재료에 각 군별로 차이가 없다고 볼 때, 지대주 제작시 접합면의 적합도의 차이가, 통계적으로 유의성 있는 차이는 아니었지만 기성 티타늄 지대주와 맞춤형 티타늄 지대주의 반복 하중 후 풀림 토크값과 상실률의 차이에 영향을 준 요인 중 하나라고 생각해 볼 수 있었다.

그리고, 이번 연구에 사용한 맞춤형 지르코니아 임플란트 지대주의 경우, 상부 보철물과 접합하는 부분만 지르코니아로 제작하고 임플란트와 결합하는 부분은 티타늄을 밀링해서 제작한 후, 두 부분을 합착하여 제작되었다. 맞춤형 티타늄 지대주보다 맞춤형 지르코니아 지대주에서 기성 지대주와 더 큰 차이를 보인 이유로 임플란트 및 지대주 나사와 접합하고 있는 금속 연결부(metal inlet)의 적합의 불안정함도 생각해 볼 수 있었다.

그리고 이번 연구 결과 분석 시, 사용했던 디지털 토크렌치의 토크 오차율도 고려해야 될 것으로 보인다. 토크 오차율은 토크 조절기로 적용한 토크값과 제조 회사에서 권장하는 적정 토크값의 차이를 말하는 것으로,²⁸ 이러한 토크 오차율이 17.0 - 58.6%라고 한다.³⁰ 많은 종류의 토크 조절기 중 토크 최대값 제한 장치가 기준값에 대해 가장 높은 정확도를 보인다고 하는데,³¹ 이번 연구에서 사용한 디지털 토크 렌치는 최대값 제한 기능은 갖고 있지 않았다. 그러나 이번 연구에서 사용한 디지털 토크 렌치는 제조 회사에 따르면 오차율이 3% 정도여서 기계가 갖고 있는 오차가 미친 영향은 크지 않았을 것으로 여겨진다.

이번 연구의 한계점은 우선 시편의 수가 너무 적었다는 것이다. 따라서 비록 군 간의 통계적으로 유의성 있는 차이가 나왔지만, 통계적으로 큰 의미가 있다고 보기는 어려우며, 좀 더 의미 있는 결과를 얻기 위해서 시편의 수를 늘릴 필요가 있다. 또한 이번 실험에서는 맞춤형 지대주의 기계적인 부분만 평가했지만, 연조직 반응 및 골소실 여부 등 생물학적인 부분에 대한 평가도 추가로 필요할 것으로 여겨진다. 본 실험은 국내 한 제조업체의 CAD/CAM 맞춤형 임플란트 지대주만의 나사 안정성을 실험하였다. 차후 여러 다른 회사들의 각기 다른 제작법에 따른 지대주 나사 안정성도 평가가 필요할 것으로 보여진다.

결론

본 *in-vitro* 연구의 한계 내에서 다음과 같은 결론을 내릴 수 있었다.

하중 후의 풀림 토크 값 및 풀림 토크 상실률을 비교한 값에서 맞춤형 티타늄 지대주는 기성 티타늄 지대주와 비교해 나사 안정성이 떨어진다고는 볼 수 없었다. 반면, 기성 티타늄 지대주에 비해 맞춤형 지르코니아 지대주는 다소 낮은 지대주 나사 안정성을 보였다.

참고문헌

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
2. Johns RB, Jemt T, Heath MR, Hutton JE, McKenna S, McNamara DC, van Steenberghe D, Taylor R, Watson RM, Herrmann I. A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:513-22.
3. 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.
4. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Lithner B. Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:702-11.
 5. Jörnérus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353-9.
 6. Misch CE. Principles for screw-retained prostheses. In: Misch CE, ed. *Contemporary implant dentistry*. Missouri; CV Mosby, 1999.
 7. Bickford JH. *An introduction to the design and behavior of bolted joints*. New York; Marcel Dekker; 1995.
 8. Jemt T. Customized titanium single-implant abutments: 2-year follow-up pilot study. *Int J Prosthodont* 1998;11:312-6.
 9. Sundh A, Sjögren G. A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. *Dent Mater* 2008;24:611-7.
 10. Wu T, Liao W, Dai N, Tang C. Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis. *J Biomech* 2010;43:1941-6.
 11. Kim S, Kim HI, Brewer JD, Monaco EA Jr. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent* 2009;101:226-30.
 12. Henriksson K, Jemt T. Evaluation of custom-made procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: a prospective 1-year follow-up study. *Int J Prosthodont* 2003;16:626-30.
 13. Lang LA, Sierraalta M, Hoffensperger M, Wang RF. Evaluation of the precision of fit between the Procera custom abutment and various implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:652-8.
 14. Magne P, Oderich E, Boff LL, Cardoso AC, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutments restored with type III composite resin and porcelain veneers. *Clin Oral Implants Res* 2011;22:1275-81.
 15. Magne P, Paranhos MP, Burnett LH Jr, Magne M, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of novel-design anterior single-tooth implant restorations: influence of material selection for type III veneers bonded to zirconia abutments. *Clin Oral Implants Res* 2011;22:195-200.
 16. Kreissl ME, Gerds T, Mueche 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.
 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. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 1993;6:435-9.
 21. 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.
 22. Carlsson GE, Haraldson T. Functional response. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. (eds). *Tissue integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry*. 4th ed. Chicago; Quintessence; 1986. p. 74-8.
 23. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function - a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *J Oral Rehabil* 1976;3:57-67.
 24. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:99-108.
 25. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:153-61.
 26. 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.
 27. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant Dent* 1994;3:17-21.
 28. Mitrani R, Nicholls JI, Phillips KM, Ma T. Accuracy of electronic implant torque controllers following time in clinical service. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:394-9.
 29. 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.
 30. Gutierrez J, Nicholls JI, Libman WJ, Butson TJ. Accuracy of the implant torque wrench following time in clinical service. *Int J Prosthodont* 1997;10:562-7.
 31. Kim DG, Park CJ, Cho LR. Comparison of accuracy of implant torque controllers. *J Korean Acad Stomatognathic Func Ocul* 2008;24:157-68.

Evaluation of reverse torque value of abutment screws on CAD/CAM custom-made implant abutments

Chang-Jae Lee¹, DDS, MSc, Sung-Eun Yang¹, DDS, PhD, Seok-Gyu Kim^{2*}, DDS, PhD

¹Department of Prosthodontics, Graduate School of Clinical Dental Science, The Catholic University of Korea, Seoul, Korea

²Department of Prosthodontics, Samsung Medical Center, College of Medicine, Sungkyunkwan University, Korea

Purpose: The purpose of this study was to compare the screw joint stability between the CAD/CAM custom-made implant abutment and the prefabricated implant abutment by measuring the reverse torque value after cyclic loading. **Materials and methods:** Twelve screw type implants (Implantium, Dentium Co., Seoul, Korea) were embedded in aluminum cylinder with acrylic resin. The implant specimens were equally divided into 3 groups, and connected to the prefabricated titanium abutments (Implantium, Dentium Co., Seoul, Korea), CAD/CAM custom-made titanium abutments (Myplant, Raphabio Co., Seoul, Korea) and CAD/CAM custom-made zirconia abutments (Zirconia Myplant, Raphabio Co., Seoul, Korea). The CAD-CAM milled titanium crown (Raphabio Co., Seoul, Korea) was cemented on each implant abutment by resin cement. Before cyclic loading, each abutment screw was tightened to 30 Ncm and the reverse torque value was measured about 30 minutes later. After the crown specimen was subjected to the sinusoidal cyclic loading (30 to 120 N, 500,000 cycles, 2 Hz), postloading reverse torque value was measured and the reverse torque loss ratio was calculated. Kruskal-Wallis test was used for statistical analysis of the reverse torque loss ratio. **Results:** The CAD/CAM custom-made titanium abutments presented higher values in reverse torque loss ratio without statistically significant differences than the prefabricated titanium abutments ($P > .05$). Reverse torque loss ratio of the custom-made zirconia abutments was significantly higher compared to that of the prefabricated titanium abutments ($P = .014$). **Conclusion:** Within the limitation of the present *in-vitro* study, it was concluded that there was no significant difference in screw joint stability between the CAD/CAM custom-made titanium abutments and the prefabricated titanium abutments. On the other hand, the CAD/CAM custom-made zirconia abutments showed lower screw joint stability than prefabricated titanium abutments. (*J Korean Acad Prosthodont* 2012;50:128-34)

Key words: CAD/CAM custom-made abutment; Reverse torque value; Reverse torque loss ratio

*Corresponding Author: Seok-Gyu Kim

Department of Prosthodontics, Samsung Medical Center, College of Medicine, Sungkyunkwan University, 741-1, Hannam 2-dong, Yongsan-gu, Seoul, 140-893, Korea
+82 2 792 6114: e-mail, seokgyu_k@yahoo.com

Article history

Received April 5, 2012 / Last Revision April 16, 2012 / Accepted April 19, 2012