

지르코늄 임플란트 지대주의 나사결합부 안정성에 관한 연구

이미순¹ · 서규원² · 류재준^{2*}

고려대학교 임상치의학 대학원 심미수복학과, 고려대학교 임상치의학 연구소, ¹대학원생, ²교수

연구 목적: 심미적 장점을 지닌 지르코니아 지대주와 금속 지대주 사이에 반복 하중 전, 후의 풀림 회전력을 비교하여 지대주 재질에 따른 나사 안정성에 차이가 있는지를 비교 분석해 보고자 하는 것이다.

연구 재료 및 방법: 실험군은 크게 외측 연결 구조 (US II, Osstem Implant, Korea)와 내측 연결 구조 (GS II, Osstem Implant, Korea)의 임플란트 시스템을 두 군으로 나누었다. 각각의 군에서 지르코니아 지대주군과 금속 지대주군으로 나누어 실험하였다. 각 군당 5개씩의 시편을 제작하였다.

임플란트 고정체를 별도 제작된 지그에 고정시킨다. 디지털 토크게이지를 이용하여 30 Ncm의 조임 회전력을 가하고 10분 후 동일 조임 회전력을 한번 더 적용하였다. 다음 각 지대주 나사의 초기 풀림 회전력을 디지털 토크게이지로 측정하였다. 동일 시편을 다시 30 Ncm의 조임 회전력을 가하여 체결한 후, 유압식 동적 재료시험기 (Instron, USA)에 임플란트 매식체를 치과용 임플란트 피로시험에 관한 ISO/FPIS 14801:2003(E)규정을 참고하여 고정시켰다. 최소 하중은 10 N, 최대 하중은 250 N의 sine형 반복 하중을 30°의 경사각도로, 하중 주기는 14 Hz로, 100만 회의 반복 하중을 적용한 후 풀림 회전력을 측정하였다.

결과: 1. 모든 시스템에서 지대주 나사의 풀림 회전력이 조임 회전력 보다 감소하였으나, 나사 풀림 현상은 나타나지 않았다. 2. 반복 하중 전과 후의 나사 풀림 회전력은 두 임플란트 시스템 모두에서 지르코니아 지대주가 금속 지대주보다 더 컸다 ($P < .05$). 3. 반복 하중에 따른 풀림 회전력 상실률은 두 임플란트 시스템 모두에서 지르코니아 지대주와 금속 지대주가 차이가 없는 것으로 나타났다 ($P > .05$). 4. 금속 지대주에서 반복 하중에 따른 풀림 회전력 상실률은 내측 연결 형태의 GS II 시스템이 외측 연결형태의 US II 시스템보다 작았다 ($P < .05$). 5. 지르코니아 지대주에서는 반복 하중에 따른 풀림 회전력 상실률은 두 임플란트 시스템 간에 차이가 없는 것으로 나타났다 ($P > .05$).

결론: 본 실험을 통해 100만회 반복 하중 하에서 지르코니아 지대주가 금속 지대주에 비해 나사 결합부 안정성이 더 크다는 결론을 내릴 수 있다.

(대한치과보철학회지 2009;47:164-73)

주요단어: 지르코니아 지대주, 나사 결합부 안정성, 반복 하중, 풀림 회전력, 풀림 회전력 상실률

서론

Brånemark¹에 의해 골유착성 임플란트의 개념이 도입된 이후, 치아 상실로 인한 무치악 환자의 구강기능 회복을 위해 임플란트 치료가 매우 효과적인 방법으로 평가되고 있으며 부분 무치악은 물론 단일치 결손부의 복원에까지 광범위하게 사용되고 있다.

임플란트는 자연치의 여러 기능을 복원할 수 있는 장점을 가지나 자연치와와는 다른 구조를 가진다. 자연치아는 법랑질, 상아질, 백악질의 요소가 유기적 구조 하에 단일체를 이루며, 주위 골조직과는 치주인대를 통해 연결되어 있으나, 임플란트는 매식체에 지대주 및 상부 보철물이 지대주 나사 단독 또는 보철물 유지 나사로 연결되어 있다.²

따라서, 임플란트는 생물학적 문제점과 기계학적 문제점을 지니게 되며, 기계학적 문제점 중에서 체결된 나사의 불안정성, 나사 풀림, 나사 파절 등의 문제점이 보고되

고 있다.³⁻¹⁰ 특히, 이러한 문제점 중에서도 나사 풀림 현상이 가장 빈번히 발생하고 있다.^{9,10} 나사 풀림은 보철물 파절, 임플란트 파절 등의 문제점을 일으키고, 이로 인해 각 구성요소 사이에 생긴 간격은 미생물의 번식처가 되어 생물학적인 문제도 유발하여 골유착 임플란트의 실패로 까지 이어진다.

나사 체결부에 조임 토크를 가하면 인장력 즉 전하중이 발생한다. 전하중이 증가할수록 지대주와 매식체 사이의 접촉이 커지므로 임플란트의 구조 안정성은 개선되지만, 전하중은 나사 재질의 한계를 초과할 수 없다.

Bickford¹¹는 나사의 풀림을 2단계 과정으로 일어난다고 하였다. 첫 단계는 저작과 같은 외력이 나사 접합부에 가해지면 나사산의 미끄러짐으로 나사의 신장과 전하중의 감소가 일어나고, 다음 단계에서 지속적인 전하중의 감소로 나사산의 회전 및 나사 접합부 기능 상실이 일어난다. 또한 나사의 풀림 현상은 단기간 풀림과 장기간 풀림으로 나눌 수 있다 단기간 풀림은 나사를 조일 때 나

교신저자: 류재준

425-707 경기도 안산시 단원구 고잔1동 고대안산병원치과 031-412-5370; e-mail, koprosth@umitel.co.kr

원고접수일: 2008년 9월 9일 / 원고최종수정일: 2008년 12월 1일 / 원고채택일: 2008년 12월 10일

사의 소성 변형으로 인한 표면 침하와 나사의 풀림에 의해 발생된다. 장기간의 풀림은 나사계면의 접촉 부위가 진동에너지를 흡수하여 임계점에 이른 후 급격하게 풀리는 진동 풀림과 시간과 하중에 의한 크립 (creep) 개념의 피로 풀림에 의해 발생된다.

임플란트와 지대주의 나사 접합부 안정성에 대한 연구로는 풀림 회전력이나 조임 회전력을 측정하는 방법¹², 외력을 적용하고 스트레인 게이지를 이용하여 미세 움직임을 측정하는 방법¹³, 나사의 초기 길이와 풀림 후 길이의 차이를 측정하는 방법¹⁴, 페리오 테스트를 이용하는 방법¹⁵, 임플란트와 지대주 연결부위에 염료를 이용해 미세 누출을 측정하는 방법¹⁶ 등이 있다.

환자들의 심미적 요구의 증가와 재료의 발달로 전치부 임플란트 수복에 치아색과 유사한 세라믹 지대주가 이용되기 시작했다.¹⁷⁻²⁰ 세라믹 지대주는 치은 변연부에서 기존의 금속 지대주에서 나타나는 금속색의 비침을 방지할 수 있으며 투광성의 향상을 통하여 보다 자연스럽고 심미적인 상부 보철물을 제작할 수 있는 장점을 지니고 있다. 그러나 이러한 세라믹 지대주가 기존의 금속 지대주 만큼의 나사 안정성을 보이고 있는지에 대한 연구 및 임상적 보고는 미흡한 실정이다.²¹⁻²³

본 연구에서는 심미적 장점을 지닌 세라믹의 일종인 지르코니아 지대주와 금속 지대주 사이에 반복 하중 전, 후의 풀림 회전력을 비교하여 지대주 재질에 따라 나사 안정성에 차이가 있는지 실험하였다.

연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

본 연구에서는 외측 연결 구조를 가지는 US II 시스템과 11° 내측 연결 구조를 가지는 GS II 시스템을 사용하였다 (Fig. 1). 지대주는 모든 시스템에서 시멘트 유지형 지대주를 사용하였다. 금속 지대주는 타이타늄 합금 재질의 US II 시스템에서는 Cement 지대주, GS II 시스템에서는 FreeForm ST 지대주를 사용하였다. 세라믹 지대주는

지르코니아 재질의 ZioCera 지대주를 사용하였다. 지대주 나사는 텅스텐 카바이드와 탄소로 표면 처리한 티타늄 합금 나사인 EbonyGold 나사를 사용하였다 (Table I, II).

각각의 지대주 별로 5개씩의 시편을 제작하여 실험하였다.

2. 연구 방법

1) 초기 풀림 회전력 측정

임플란트 고정체를 별도 제작된 지그에 고정시킨다. 표준화를 위하여 0.1 Ncm 단위로 최대 135 Ncm까지 측정 가능하고 0.5%의 측정 오차를 갖는 디지털 토크 게이지 (MGT12, Mark-10. corp., USA)를 이용하여 각 지대주 나사에 제조회사의 지시에 따라 30 Ncm의 조임 회전력을 가하고²⁴ 계면의 표면침하에 따른 전하중 소실을 보상하기 위하여 10분 후 동일 조임 회전력을 한번 더 적용하였다²⁵ (Fig. 2). 다음 각 지대주 나사의 풀림 회전력을 디지털 토크 게이지로 측정하였다.

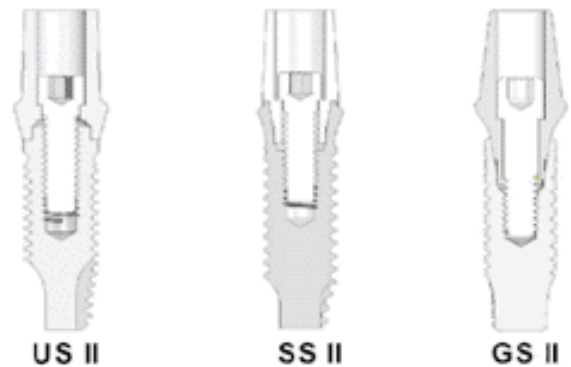


Fig. 1. Sectional views of two implant systems showing interface and attached abutment (Osstem Implant, Korea).

Table II. Composition of abutment

Abutment	Name	Composition
Metal	Cement	cp Ti Grade 3
	FreeForm ST	
Zirconia	ZioCera	3Y-TZP (Y ₂ O ₃ 가 약 3 mL 함유된 Zirconia)

Table I. Features of implant abutment systems

Implant system	Implant size	Abutment	Abutment size & type
US II	ø 4.1 (D3.75) × 11.5 mm	Cement	ø 5.0 × G/H 3.0 mm × H 7 mm
		ZioCera	ø 5.0 × G/H 3.0 mm × H 7 mm
GS II	ø 4.0 × 11.5 mm	FreeForm ST*	ø 5.5 × G/H 3.5 mm × H 7 mm
		ZioCera	ø 5.5 × G/H 3.0 mm × H 7 mm

*정밀 기계로 절삭하여 임플란트와 지대주 연결부에서부터 지대주 상단까지의 길이를 ZioCera 지대주와 동일하게 맞추어 실험에 사용하였다.

2) 하중 후 풀림 회전력 측정

초기 풀림 회전력을 측정한 시편을 다시 30 Ncm의 조임 회전력을 가하여 지대주를 지대주 나사로 체결하였다.

유압식 동적 재료시험기 (Instron, USA)에 임플란트 매식체를 치과용 임플란트 피로시험에 관한 ISO/FPIS 14801:2003(E)26규정을 참고하여 Fig. 3, 4와 같이 고정시켰다.

하중 조건은 최소 하중은 10 N, 최대 하중은 250 N의 싸인형 반복 하중을 30°의 경사각도로 가하였으며, 하중 주기는 14 Hz로 정하여 항온 항습실 (온도 22℃, 습도 38%)에서 약 1년간의 평균 저작회수에 해당하는 100만 회²⁷⁾의 반복 하중을 적용하였다 (Fig. 4).

반복 하중 후 디지털 토크 게이지를 이용하여 풀림 회전력을 측정하였다.

3) 통계처리

SAS 프로그램 (Ver. 9.1, SAS Institute, Cary, NC, USA)을 사용하여 초기 풀림 회전력과 하중 후 풀림 회전력 및 풀림 회전력 상실률의 평균값과 표준편차를 계산하고, 지

대주와 시스템 종류에 따른 차를 검정하였다.

반복 하중으로 인한 풀림회전력 상실률을 알아보기 위하여 다음의 식 1을 사용해 계산하였다.

(식1)

$$\text{풀림회전력 상실률(\%)} = \frac{(\text{초기 풀림회전력} - \text{하중 후 풀림회전력})}{\text{초기 풀림회전력}} \times 100$$

(Removal torque ratio)

통계적인 방법으로는 Kruskal-Wallis test, Wilcoxon Rank-Sum test, Wilcoxon Signed-Rank test 등을 사용하였고, 통계분석의 유의성 검증은 P < .05 수준에서 실시하였다.

결과

각 임플란트 시스템에서 지대주 종류에 따른 지대주 나사의 초기 풀림 회전력과 하중 후 풀림 회전력의 평균값과 표준편차는 Table III과 같고, 이를 Fig. 5에 나타내었다.

모든 실험군에서 지대주 나사의 초기 풀림 회전력이 30 Ncm의 조임 회전력 보다 감소하였다. 또한 반복 하중 전에 비해 하중 후의 풀림 회전력이 유의성 있게 감소하였다 (P < .05). 그리고 모든 실험군에서 반복 하중 후에

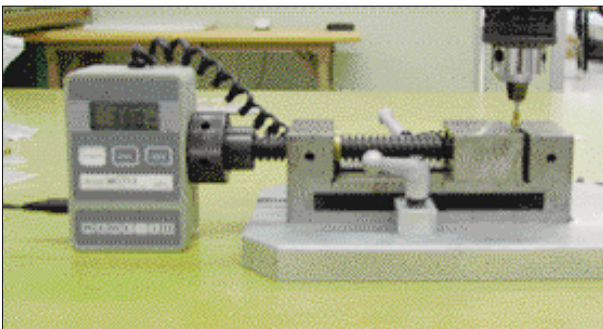


Fig. 2. Assembly of digital torque value measurement apparatus.



Fig. 4. Cyclic loading system.

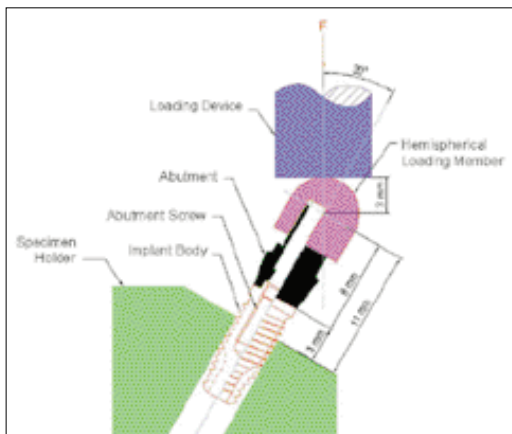


Fig. 3. Schematic diagram of cyclic loading condition.



나사 풀림은 발생하지 않았다.

각각의 임플란트 시스템에서 반복 하중 전의 초기 풀림 회전력은 두 지대주 종류 간에 유의성 있는 차이를 보였으며 금속 지대주에 비해 지르코니아 지대주에서 크게 나타났다 ($P < .05$) (Table IV). 또한 하중 후의 풀림 회전력도 동일한 결과가 나왔다 ($P < .05$) (Table IV).

동일한 지대주에서 임플란트 시스템 간의 차이를 검정한 결과, 금속 지대주는 하중 전과 후 모두에서 US II와 GS II 임플란트 시스템 간에 유의성 있는 차이를 보였다. 즉 외측 연결 구조의 US II보다 내측 연결 구조의 GS II에

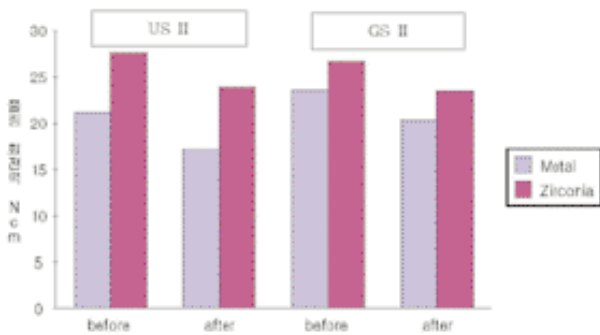


Fig. 5. Comparison of mean removal torque values in each implant system (before: before cyclic loading, after : after cyclic loading).

Table III. Mean values ± SDs of initial and postload removal torques (Ncm)

Implant system	Abutment	Initial*	Postload**
US II	Metal	21.12 ± 0.56	17.18 ± 0.56
	Zirconia	27.60 ± 0.65	23.82 ± 1.22
GS II	Metal	23.54 ± 0.63	20.34 ± 0.59
	Zirconia	26.60 ± 0.50	23.42 ± 0.64

*Removal torque values before cyclic loading.

**Removal torque values after cyclic loading.

Table IV. Results of Wilcoxon Rank-Sum test for initial and postload removal torque values of each abutment in different implant systems

Implant system	Abutment	P-value of Initial	P-value of Postload
USII	Metal	0.0122*	0.0122*
	Zirconia		
GSII	Metal	0.0122*	0.0012*
	Zirconia		

*Significant differences ($P < .05$).

Table V. Mean values ± SD of initial and postload removal torques (Ncm)

Abutment	Implant system	Initial*	Postload**
Metal	US II	21.12 ± 0.56	17.18 ± 0.56
	GS II	23.54 ± 0.63	20.34 ± 0.59
Zirconia	US II	27.60 ± 0.65	23.82 ± 1.22
	GS II	26.60 ± 0.50	23.42 ± 0.64

서의 풀림 회전력이 더 컸다 ($P < .05$). 지르코니아 지대주에서는 하중 전 풀림 회전력은 GS II 보다 US II가 유의성 있게 더 크게 나타났으나 ($P < .05$), 하중 후에는 유의성 있는 차이를 보이지 않았다 ($P > .05$) (Table VI).

Table VII과 Fig. 6에는 하중 전후의 풀림 회전력 차이를 상실률로 환산한 평균값과 표준편차를 나타내었다.

모든 임플란트 시스템에서 금속 지대주와 지르코니아 지대주 간에 반복 하중 후의 풀림 회전력 상실률은 차이가 없었다 ($P > .05$) (Table VIII).

임플란트 시스템 종류에 따른 반복 하중 후의 풀림 회

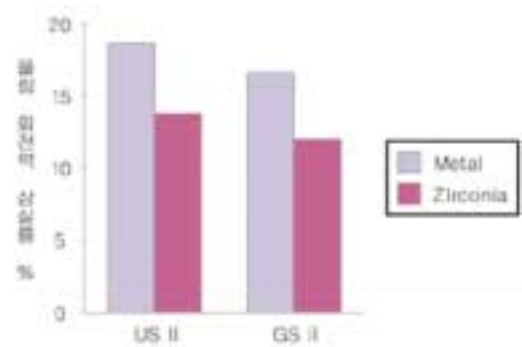


Fig. 6. Comparison of mean removal torque ratio (%).

Table VI. Results of Wilcoxon Rank-Sum test for initial and postload removal torque values of each implant system in two kinds of abutments

Abutment	Implant system	P-value of Initial	P-value of Postload
Metal	USII		
	GSII	0.0122*	0.0122*
Zirconia	USII		
	GSII	0.0367*	0.06761

*Significant differences ($P < .05$)

Table VII. Mean values ± SDs of removal torque loss (%) as a result of cyclic loading

Implant System	Abutment	Removal torque ratio*
USII	Metal	18.66 ± 1.05
	Zirconia	13.70 ± 3.72
GSII	Metal	13.56 ± 2.56
	Zirconia	11.95 ± 1.65

*(Initial removal torque value-postload removal torque value)/initial removal torque value × 100

Table VIII. Results of Wilcoxon Rank-Sum Test for removal torque loss (%) of each abutment in different implant systems

Implant System	Abutment	P value
USII	Metal	
	Zirconia	0.0601
GSII	Metal	
	Zirconia	0.2963

전력 상실률은 금속 지대주에서는 외측 연결 구조의 US II 시스템이 내측 연결 구조의 GS II 시스템 보다 높았다 ($P < 0.05$) (Table IX). 지르코니아 지대주에서는 임플란트 시스템 간의 반복 하중 후의 풀림 회전력 상실률 차이는 없었다 ($P > .05$).

Table IX. Results of Wilcoxon Rank-Sum Test for removal torque loss (%) of each implant system in two kinds of abutments

Abutment screw	Implant System	Mean \pm SD (Ncm)	P value
Ta	USII	18.66 \pm 1.05	0.0122*
	GSII	13.56 \pm 2.56	
Zirconia	USII	13.70 \pm 3.72	0.5309
	GSII	11.95 \pm 1.65	

*Significant differences ($P < .05$)

고찰

전치부 임플란트 수복시, 세라믹 지대주는 기존의 금속 지대주가 지닌 치은 변연부의 회색의 비심미적 부분을 보완하는 방법으로, 특히 웃을 때 치은이 과다 노출되는 환자의 경우 매우 효과적으로 이용될 수 있다.¹⁷

전치부 단일 임플란트 수복 시 기존의 금속 지대주를 사용 시에는 금속선이 치은을 통해 보이지 않게 하고자 수복물의 변연부를 치은 연하부로 넣어 심미성을 얻기도 하였다. 그러나 시멘트가 치은 연하에 들어가면 제거가 힘들며, 잔존 시 병적 요인으로 작용할 위험성도 있다. 또한 치은이 얇은 환자의 경우는 이러한 방법조차도 심미성을 향상시킬 수 없다.¹⁷⁻¹⁹

세라믹 지대주는 이러한 비심미적 부분을 보완할 뿐 아니라, 보다 자연스러운 투과성과 수복물의 변연 형태를 부여할 수 있다.

최초의 세라믹 임플란트 지대주는 1993년 CerAdapt (Nobel Biocare)으로서, 알루미늄 지대주였다.²⁸⁻³⁰ 알루미늄 지대주는 심미성은 좋으나 세라믹이 가지는 한계로 경도가 너무 높아 형태수정이 어렵고 파괴 인성이 낮아 조작 중에 종종 파절이 일어나기 쉬우며 단일치 수복에 국한되어 사용되었다.^{21,23,31}

이러한 단점을 극복하기 위하여 심미성은 유지하면서 파절 인성이 높아 잘 깨지지 않으며 생체 적합성이 우수한 지르코니아를 이용한 지대주가 개발되었다.

최초의 지르코니아 지대주는 1995년 외측 육각 연결구조 임플란트에 적용되었으며 내부육각의 정밀도를 높이기 위하여 타이타늄위에 지르코니아를 시멘트로 붙인 3i사의 ZiReal이 소개되었고 전체가 지르코니아로 이루어진 지대주는 Nobel Biocare 및 미국, 한국에서 소개되어 임

상에 응용되고 있다.

지르코니아는 생체 적합성은 기존의 타이타늄과 비슷하거나 우수한 것으로 알려져 있고,³² 장기간의 안정성은 현존하는 세라믹 중에서 가장 우수하며 파절에 대한 저항도는 상전이 강화기전 (transforming toughening)을 통해 증진된다.

지르코니아 지대주의 나사 결합부 안정성은 몇몇 실험에서 보고되고 있다. Gehrke 등³³은 500만회 반복 하중 실험에서 하중 후 풀림 회전력은 아주 적게 감소는 하였으며 나사 풀림은 발생되지 않았다고 한다. Bats 등³⁴과 Att 등³⁵도 반복 하중 후에 지대주의 나사풀림이 발생하지 않았다고 보고했다. 대부분의 실험에서는 거시적인 나사 풀림 현상 유무에 대한 실험 결과 보고만 있는 실정이며, 전하중 측정이나 풀림 회전력 측정 등의 수치적 측정을 한 실험은 드물다.

나사의 풀림을 방지하기 위한 여러 가지 방법이 시도되었다. 위셔의 이용³⁶, 나사 시멘트의 사용³⁷, 실리콘 옅츄레이터의 사용³⁸ 등이 있었다. 본 실험에서는 여러 가지 방법 중 정확한 조임 토크를 사용했을 시의 나사 풀림 현상에 대해 규명하고자 하였다.

본 실험에서는 임상적으로 불리한 상황을 재현하고 일 반적인 치과용 피로시험의 최소 반복 회수가 100만 회임을 고려하여 약 1년간의 평균 저작 횟수에 해당하는 100만 회를 가하였다.²⁷ 피로시험은 1만 회 이하의 짧은 반복 회수인 단기 피로수명 시험, 1만 회에서 100만 회사이의 피로수명을 보는 제한된 내구성 시험, 그리고 100만 회 이상의 무제한 내구성 시험으로 분류할 수 있다.³⁹ 이 중 무제한 내구성 시험은 산업기계장비에 필수적으로 적용되지만 제한된 내구성 시험은 치과 수복물의 통상 약 100만 - 2000만 회 범위의 예상 수명⁴⁰과 유사하기 때문에 제한된 내구성 시험결과만으로도 어느 정도 최종적인 결론을 도출해 낼 수 있다.²⁷

그리고 임플란트로 지지되는 고정성 보철물에 대한 최대 구치부 교합력⁴¹과 기능 중 구치부 임플란트의 최대 수직 교합력⁴²을 참고하여 최소 하중은 10 N, 최대 하중은 250 N의 짜인형의 반복 하중을 본 실험에서는 가하였다. 구강 내에 작용하는 기능력에 대해 학자에 따라 다양하게 보고되고 있다. Carlsson 등⁴³은 고정성 임플란트 보철물에서 평균 교합력을 143 N으로 보고하였으며, Bates⁴⁴은 인간의 제 1대구치에서 최대 교합력은 300 - 500 N으로 보고하였다. 그리고 Richter 등⁴⁵의 또 다른 연구에서 대구치 및 소구치의 임플란트는 120 - 150 N의 수직력을 전달한다고 보고하였다.

본 실험에서는 풀림 회전력을 측정하여 지대주의 나사

접합부 안정성에 대해 알아보았는데, 이 외에도 스트레인 게이지를 이용하는 방법, 나사 길이의 변형을 측정하는 방법, 지대주의 파절 강도를 측정하는 방법 등을 이용할 수 있다. 이러한 방법들 중 풀림 회전력을 측정하는 방법은 토크 게이지를 이용하여 간단히 측정할 수 있는 방법이지만, 윤활제 유무나 온도 또는 부식 등에 의해 왜곡되기도 한다.¹²⁻¹⁶

임플란트 매식체와 지대주 간 계면의 기계적인 체결성은 지대주 나사의 전하중, 지대주 디자인, 나사 디자인, 구성 요소의 적합도, 그리고 동적 피로 등에 달려 있다. 본 실험에서는 동일한 재질의 고정체, 지대주 나사를 사용하였고 지대주 형태와 규격 또한 거의 동일하므로 본 실험 결과는 주로 지대주 재질 차이와 임플란트-지대주 연결형태 차이로 인한 결과로 해석할 수 있을 것이다.

모든 시스템에서 지대주 나사의 초기 풀림 회전력이 조임 회전력 보다 감소한 것을 보여 콜드웰딩 (cold welding) 현상은 일어나지 않은 것으로 보인다.⁴⁶ 이는 나사의 신장과 계면에서의 마찰저항에 직접적으로 관련되어 있다.⁴⁷ 즉 가해진 조임 회전력에 의해 돌출부 소성변형, 마모입자와 돌출입자에 의한 홈 형성과 같은 임플란트 고정체와 지대주 나사 간 마찰저항의 변화와 신장된 나사의 계면에서 일어나는 침하 현상에 기인한다고 생각된다.²⁵ 표면침하의 기전은 가공된 금속표면이 완전히 평탄하지 못하다는 사실에 근거하는데, 나사에 가해진 조임 회전력이나 기능 하중에 의해 금속 표면의 미세 거칠기가 평탄해지는 현상을 말하며, 이로 인해 마찰계수가 감소하고 지대주와 고정체 사이의 거리가 가까워져 나사의 인장력도 감소되어 풀림 회전력이 감소하게 된다.⁴⁸

금속 지대주와 지르코니아 지대주 모두 하중 전에 비해 반복 하중 후에 풀림 회전력은 유의성 있게 감소하였으나 100만 회 반복 하중 후에 모든 실험군에서 나사풀림은 발생하지 않았다.

반복 하중 전과 후 모두에서 두 지대주 종류에 따른 풀림 회전력의 차이가 있다. 지르코니아 지대주가 금속 지대주에 비해 더 큰 풀림 회전력을 보였다. 이를 통해 지르코니아 지대주가 타이타늄 금속 지대주보다 향상된 나사 안정성을 보임을 알 수 있다.

그러나 재료나 형상이 서로 다른 연결부의 안정성을 풀림 회전력만으로 비교하는 것은 정확한 결론을 도출하기엔 부족하다고 여겨진다. 특히 반복 하중 전과 후 모두에서 재질에 따른 두 지대주간의 풀림 회전력이 유의한 차이를 보이는 본 실험결과의 경우, 절대적 수치가 높다고 해서 지르코니아 지대주가 금속 지대주보다 높은

반복 하중 후의 나사 접합부 안정성을 보인다고 할 수 없을 것이다. 따라서 직접적인 전하중 측정이나 본 연구와 같이 반복 하중 후의 풀림 회전력 상실률로 연결부 안정성을 비교하는 것이 바람직한 방법이라 생각된다. 본 실험에서는 두 지대주 간의 풀림 회전력 상실률이 거의 비슷하게 나타났다. 따라서 반복 하중 전과 후에 더 큰 풀림 회전력을 보이는 지르코니아 지대주가 금속 지대주에 비해 나사 결합부가 더 안정적이라 할 수 있겠다.

임플란트 시스템간의 차이를 보면, 외측 연결 구조와 내측 연결 구조는 서로 다른 기계적인 원리가 적용되어 임플란트 내부의 하중 전달 기전 및 응력분포 양상에 큰 차이를 보인다. 외측 연결 구조에서는 조임 회전력과 외부 하중에 의한 응력이 주로 나사에 집중된다.⁴⁹ 외육각 구조는 측방력에 대한 저항을 얻기 힘들고⁵⁰ 연결부에 유격이 있을 경우 미세 진동에 따른 전하중 소실과 나사풀림이 야기될 수 있다.⁵¹ 따라서 외측 연결 구조에서는 지대주 나사의 전하중이 지대주와 임플란트 매식체의 연결부에 가해지는 외력에 저항하는 유일한 힘이다.⁵² 이런 구조에서는 교합력이 전하중을 초과하게 되고 회전 저항적인 요소가 존재하지 않으면 나사 풀림이 발생하게 된다. 외측 연결 육각구조의 절삭 자유도는 하중이 가해지는 동안 지대주의 진동과 미세운동을 허용하여 전하중 상실과 나사풀림을 유발시킬 수 있다.⁵³

한편, 내측 연결 구조의 경우 기하학적으로 고정체 내부로 들어간 연결부의 경사진 형태로 인해 조임 회전력이 나사의 신장뿐만 아니라 원추형 지대주의 침하로 인한 마찰과 췌기효과로 전환되어 나타난다. 이와 같은 특성으로 연결부의 기계적 안정성이 향상되고 원추형 계면을 통한 진동완충효과를 기대할 수 있어^{3,54,55} 나사풀림과 피로파절의 가능성이 외측 연결 구조보다는 작게 나타난다.^{55,56}

금속 지대주에서는 위와 같은 사실이 본 실험결과 잘 나타난 것으로 보인다. 내측 연결구조인 GS II가 외측 연결 구조인 US II보다 반복 하중 전과 후 모두에서 풀림 회전력이 더 크게 나타났으며 하중 후 풀림 회전력 상실률 또한 더 작게 나타나, 보다 나은 나사 안정성을 보여주고 있다.

그러나 지르코니아 지대주에서는 임플란트 시스템 간에 거의 차이가 없는 것으로 나타났다. 반복 하중 전의 풀림 회전력에서는 오히려 GS II가 US II에 비해 유의성 있게 작게 나타나긴 했지만, 그 차이가 금속 지대주에 비하면 더 작다. 그리고 반복 하중 후의 풀림 회전력과 회전력 상실률에서는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다.

반복 하중 전과 후 모두의 풀림 회전력이 지르코니아

지대주가 더 크고, 하중 후 풀림 상실률에서는 금속 지대주와 차이가 없는 것으로 본 실험결과에서는 나타났다. 따라서 지르코니아 지대주가 금속 지대주에 비해 나사결합부 안정성이 더 크다고 할 수 있다.

그러나 본 실험은 100만회라는 단기간의 실험이므로 좀 더 장기간의 하중 조건하에서의 실험이 요구되어진다고 할 수 있다. 또한 이 실험은 건조 상태에서 이루어졌으므로 향후에 구강 내와 유사한 습윤 상태에서도 실험이 필요할 것이며, 실제 기공과정에서 시행되는 지대주 삭제 등과 같은 다른 조건들이 지대주 나사 안정성에 미치는 영향에 대한 연구도 필요할 것으로 생각된다.

결론

본 연구는 지르코니아 지대주의 나사결합부 안정성에 대해 타이타늄 금속 지대주와 비교하여 알아보고자 외측 연결 구조를 가지는 US II 시스템과 11° 내측 연결 구조를 가지는 GS II 시스템에서 반복 하중 전후의 지대주 나사 풀림 회전력 및 풀림 회전력 상실률을 조사 비교하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 모든 시스템에서 지대주 나사의 풀림 회전력이 조임 회전력 보다 감소하였으나, 나사 풀림 현상은 나타나지 않았다.
2. 반복 하중 전과 후의 나사 풀림 회전력은 두 임플란트 시스템 모두에서 지르코니아 지대주가 금속 지대주보다 더 컸다.
3. 반복 하중에 따른 풀림회전력 상실률은 두 임플란트 시스템 모두에서 지르코니아 지대주와 금속 지대주가 차이가 없는 것으로 나타났다.
4. 금속 지대주에서 반복 하중에 따른 풀림 회전력 상실률은 내측 연결 형태의 GS II 시스템이 외측 연결 형태의 US II 시스템보다 작았다.
5. 지르코니아 지대주에서는 반복 하중에 따른 풀림 회전력 상실률은 두 임플란트 시스템 간에 차이가 없는 것으로 나타났다.

그러므로 100만회 반복 하중 하에서 지르코니아 지대주가 금속 지대주에 비해 나사 결합부 안정성이 더 크다는 결론을 내릴 수 있다.

참고문헌

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
2. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-7.
3. Binon P, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:48-63.
4. 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.
5. Hemmings KW, Schmitt A, Zarb GA. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a 5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:191-6.
6. 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.
7. Jemt T. Fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. A five-year follow-up report. *Clin Oral Implants Res* 1994;5:142-7.
8. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:303-11.
9. 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 multi-center prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:29-36.
10. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1992;67:236-45.
11. Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York: Marcel Dekker.; 1981. p.247-64
12. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268-75.
13. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001;85:47-52.
14. 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.
15. Faulkner MG, Wolfaardt JF, Chan A. Measuring abutment/implant joint integrity with the Periotest instrument. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:681-8.

16. Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:94-100.
17. Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H. Ceramic abutments—a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000;20:81-91.
18. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
19. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME. Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *Int J Prosthodont* 2002;15:488-93.
20. Andersson B, Taylor A, Lang BR, Scheller H, Schärer P, Sorensen JA, Tarnow D. Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: a prospective 1- to 3-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 2001;14:432-8.
21. Cho HW, Dong JK, Jin TH, Oh SC, Lee HH, Lee JW. A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2002;15:9-13.
22. Andersson B. Implants for single-tooth replacement. A clinical and experimental study on the Branemark CeraOne system. *Swed Dent J Suppl.* 1995;108:1-41
23. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. *In vivo* fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003;90:325-31.
24. Shin HM, Jeong CM, Jeon YC, Jeong HC, Eom TG. Influence of tightening torque on implant-abutment screw joint stability. [MS dissertation.] Korea: Pusan National University; 2007.
25. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol* 2002;28:67-73.
26. ISO/FDIS 14801 Dentistry - Fatigue test for endosseous dental implants, International Organization for Standardization, 2003(E).
27. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1995;8:105-16.
28. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part I. *J Esthet Dent* 1993;5:29-36.
29. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part II. *J Esthet Dent* 1993;5:63-8.
30. Prestipino V, Ingber A. All-ceramic implant abutments: esthetic indications. *J Esthet Dent* 1996;8:255-62.
31. Scherrer SS, Kelly JR, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness (K_{1c}) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dent Mater* 1999;15:342-8.
32. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004;17:285-90.
33. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int* 2006;37:19-26.
34. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil* 2005;32:838-43.
35. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an *in vitro* study. *J Prosthet Dent* 2006;95:111-6.
36. Koriath TW, Cardoso AC, Versluis A. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. *J Prosthet Dent* 1999;82:312-6.
37. Mcglumphy EA. Keeping implant screws tight : the solution. *J Dent Symp.* 1993 Aug;1:20-3
38. Adrian ED, Krantz WA, Ivanhoe JR, Turner KA. A silicone obturator for the access canal in an implant-retained fixed prosthesis. *J Prosthet Dent* 1991;65:597.
39. Kirkwood WF, Feng WW, Scott RG, Streit RD, Goldberg A. Mechanical properties and science of engineering materials. In: Blake A[ed]. *Handbook of Mechanics, Materials, and Structures*. London: Wiley, 1985:320-8.
40. Leempoel PJ, Van't Hof MA, de Haan AF. Survival studies of dental restorations: criteria, methods and analyses. *J Oral Rehabil* 1989;16:387-94.
41. 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.
42. Richter EJ. *In vivo* vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:99-108.
43. Carlsson GE, Haraldson T. Functional response in tissue-integrated prosthesis, 4th ed. Quintessence Publ, co, 1986:74-78.
44. 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.
45. Richter EJ. *In vivo* vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:99-108.
46. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 1999;81:159-66.
47. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;84:194-9.
48. Jörnæs 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.
49. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the im-

- plant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519-26.
50. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Ruetgeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268-75.
 51. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995;8:162-78.
 52. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:156-8.
 53. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:76-94.
 54. Leempoel PJ, Van 't Hof MA, de Haan AF. Survival studies of dental restorations: criteria, methods and analyses. *J Oral Rehabil* 1989;16:387-94.
 55. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodont Rest Dent* 1993;13:409-31.
 56. Balfour A, O' Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995;73:36-43.

Screw Joint Stability under Cyclic Loading of Zirconia Implant Abutments

Mi-Soon Lee¹, DDS, Kyu-Won Suh², DDS, MSD, PhD, Jae-Jun Ryu^{2*}, DDS, MSD, PhD

¹Graduate student, ²Professor, Esthetic Restorative Dentistry, Korea University Graduate School of Clinical Dentistry, Korea University Institute for Clinical Dental Research

Purpose: The purpose of this study was to evaluate the effect of abutment material on screw-loosening before and after cyclic loading. Among the different materials of abutments, zirconia and metal abutment were used. **Material and methods:** Two types of implant systems: external butt joint (US II, Osstem Implant, Korea) and internal conical joint (GS II, Osstem Implant, Korea) were used. In each type, specimens were divided into two different kinds of abutments: zirconia and metal ($n = 5$). The implant was rigidly held in a special holding device ensure fixation. Abutment was connected to 30 Ncm with digital torque gauge, and was retightened in 30 Ncm after 10 minutes. The initial removal torque values were measured. The same specimens were tightened in 30 Ncm again and held in the cycling loading simulator (Instron, USA) according to ISO/FPIS 1480. Cycling loading tests were performed at loads 10 to 250 N, for 1 million cycles, at 14 Hz, (by subjecting sinusoidal wave from 10 to 250 N at a frequency of 14 Hz for 1 million cycles,) and then postload removal torque values were evaluated. **Results:** 1. In all samples, the removal values of abutment screw were lower than tightening torque values (30 Ncm), but the phenomenon of the screw loosening was not observed. 2. In both of the implant systems, initial and postload removal torque of zirconia abutment were significantly higher than those of metal abutment ($P < .05$). 3. In both of the implant systems, the difference in removal torque ratio between zirconia abutment and metal abutment was not significant ($P > .05$). 4. In metal abutments, the removal torque ratio of GS II system (internal conical joint system) was lower than that of US II system (external butt joint system) ($P < .05$). 5. In zirconia abutments, the difference in removal torque ratio between the two implant systems was not significant ($P > .05$). **Conclusion:** Zirconia abutment had a good screw joint stability in the condition of one million cycling loading.

Key words: zirconia abutment, screw joint stability, cyclic loading, removal torque value, removal torque ratio

Corresponding Author: **Jae-Jun Ryu**

Korea University Ansan Hospital, Gojan 1-Dong, Danwon-Gu, Gyeonggi-Do, 152-707, Korea
+82 31 412 5370: e-mail, koprosth@unitel.co.kr

Article history

Revised September 9, 2008 / Last Revision December 1, 2008 / Accepted December 10, 2008