

3

임플란트 고정체-지대주 연결부의 형태와 직경이 임플란트의 기계적 실패에 미치는 영향

부산대학교 치의학전문대학원 보철학교실, 대학원생¹⁾, 부교수²⁾, 조교수³⁾, 교수⁴⁾,
인제대학교 해운대 백병원 보철과⁵⁾

윤 보 혁¹⁾, 신 현 모¹⁾, 윤 미 정²⁾, 허 중 보³⁾, 정 창 모⁴⁾, 강 은 숙⁵⁾

ABSTRACT

Effect of morphology and diameter of implant fixture-abutment connection on mechanical failure of implants

¹⁾Graduate student, ²⁾Associate professor, ³⁾Assistant professor, ⁴⁾Professor
Department of Prosthodontics, College of Dentistry Pusan National University, Korea,
⁵⁾Department of Prosthodontics, In-Je University Haeundae Paik Hospital, Korea
Bo-Hyeok Yun¹⁾, Hyon-Mo Shin¹⁾, Mi-Jung Yun²⁾, DDS,MSD,PhD,
Jung-Bo Huh³⁾, DDS,MSD,PhD, Chang-Mo Jeong⁴⁾, DDS,MSD,PhD, Eun-Sook Kang⁵⁾

Purpose: This study was conducted to evaluate the effect of the fixture abutment connection type and diameter on the screw joint stability in external butt joint for 2nd surgery and internal cone connected type implant system for 1st and 2nd surgery using ultimate fracture strength. **Materials and Methods:** USII system, SSII system and GSII system of Osstem Implant were used. Each system used the fixture with two different diameters and cement-retained abutments, and tungsten carbide / carbon coated abutment screws were used. Disc shaped stainless steel metal tube was attached using resin-based temporary cement. The experimental group was divided into seven subgroups, including the platform switching shaped specimen that uses a regular abutment in the fixture with a wide diameter in USII system. A static load was increased to the metal tube at 5mm deviated point from the implant central axis until it reached the compression bending strength at a rate of 1mm/min. Then the deformations and patterns of fracture in threaded connection were compared. **Results and Conclusion:** 1. In the comparison between the Regular diameter, compression bending strength of SSII system was higher than USII system and GSII system. There was no significant difference between USII system and GSII system. 2. In the comparison between wide diameter, compression bending strength was increased in the order of GSII system, USII system, and SSII system. 3. In comparison between the implant diameter, compression bending strength of the wide diameter was greater than the regular diameter in any system(P<0.05). 4. There was no significant difference between the platform switching (III group) and the regular diameter (I group) in USII system. 5. In USII system, fracture of abutment screw and deformation of both fixture and abutment were observed in I, II and III subgroups. 6. Failure pattern of SSII system, which was the fracture of abutment screw and deformation of the abutment and fixture, was observed in both IV and V subgroups. Fracture of some fixtures was observed in subgroup V. 7. Failure pattern of GSII system, which was the fracture of the abutment screw and deformation of the fixture and the abutment, was observed in both VI and VII subgroups. Apart from other subgroups, subgroup VII demonstrated no bending neither the fracture at the top of the fixture. The compressive deformation of internal slope in the fixture was the only thing observed in subgroup VII.

Key words : connection, mechanical failure

Corresponding Author

Chang-Mo Jeong

Department of Prosthodontics, College of dentistry, Pusan National University, Beom-eo li, Mul-geum eup, Yangsan si, 626-770, Korea

Fax : +82-055-360-5134, Tel : +82-055-360-5130, E-mail : cmjeong@pusan.ac.kr

연구비지원 및 사의

본 연구는 2014년도 부산대학교 치과병원 임상연구비 지원으로 이루어졌음.

I. 서론

임플란트에 대한 연구는 주로 골유착을 향상시키는 데 초점이 맞추어져 있으나 골유착이 성공한 후에도 임플란트의 실패는 발생하며, 이러한 실패는 간단하게는 지대주나사의 풀림이나 파절 또는 지대주의 파절로 나타날 수 있다.²⁾

임플란트 고정체와 지대주간의 나사 풀림과 파절을 방지하기 위해서는 나사 연결부에 가해지는 과부하를 예방하고, 고정체와 지대주 사이의 압축력 즉 전하중을 나사의 소성변형을 고려하여 가능한 최대화 하여야 한다³⁾.

전하중은 조임회전력의 크기, 지대주나사의 물성과 나사두부의 형태, 지대주의 물성과 연결형태, 기계적 공차 및 윤활제의 사용 등에 의해 영향을 받는다⁴⁻⁸⁾.

지대주나사에 조임회전력을 적용하면 나사산이 나사 수용부에 밀착하게 되고, 나사 두부와 지대주 간에 압축력 즉 전하중이 발생된다⁹⁾. 이때 신장된 나사의 복원력은 외력에 저항하여 지대주와 고정체의 연결부 안정성을 유지시켜 준다¹⁰⁾. 따라서 나사 연결부 안정성을 유지하기 위해서는 적정 전하중의 적용이 매우 중요하다고 할 수 있다¹¹⁻¹³⁾.

현재 임상에서 널리 사용되고 있는 임플란트 시스템의 고정체와 지대주 간의 연결형태는 크게 external butt joint와 internal cone 형태로 구분할 수 있다. External butt joint 형태의 임플란트 시스템에

서 측방하중 및 회전력에 저항하여 나사 연결부의 안정성을 유지하는 주기전은 지대주와 고정체 간의 압축력 즉 전하중이다⁴⁾. 지대주에 측방력이 가해지면 지대주나사는 신장되고 연결부 이개가 발생되나 외력이 전하중을 초과하지 않는 한 계면의 연결부 안정성은 유지된다^{5, 15)}.

한편 internal cone 연결형태를 갖는 임플란트 시스템에서는 조임회전력이 나사의 신장뿐만 아니라 원추형 지대주의 침하로 인한 췌기효과로 전환되어 나타나며, 대부분의 하중이 고정체의 내부경사면에 의해 지지되는 것으로 알려져 있다^{14, 16)}.

나사의 항복강도는 전하중에 중요한 영향을 미친다¹⁵⁾. 전하중은 조임회전력이 클수록 증가하나 외력에 의한 소성변형과 피로파절을 고려하여 적정 조임회전력을 적용하여야 하는데 일반적으로 전하중은 나사 항복강도의 약 75% 정도가 적정한 것으로 알려져 있다¹⁷⁾. 따라서 나사의 항복강도가 클수록 조임회전력을 더 크게 적용할 수 있으므로 지대주와 고정체 간의 연결부 안정성이 향상될 수 있다.

일반적으로 고정체 매식 후 이차수술이 필요한 external butt joint 연결형태와 달리 internal cone 연결형태는 이회수술용 외에도 고정체의 점막관통부위인 collar를 노출시키는 일회수술용 제품이 있다. 일회수술용 임플란트는 고정체와 지대주 간의 나사연결부가 치은연상에 위치하여 나사연결부에서 하중점까지의 지레길이가 짧다는 장점을 갖고 있다¹⁸⁻²²⁾.

Wide diameter 임플란트는 잔존골의 높이가 부족한 경우, 그리고 골유착의 실패 또는 고정체의 파절로 인해 고정체의 재식립이 요구되는 상황에서 주 적응증이 될 수 있으며, emergence profile의 개선, 고정체와 치조골 간 접촉 면적의 증가, 파절저항성의 증가, 넓은 응력분산 등의 여러 장점으로 인하여 현재 임상에서는 골 폭이 충분한 구치부에서 선호되고 있다^{23, 24)}.

한편 platform switching 개념은 wide diameter 고정체에 regular 지대주를 사용하는 방법으로, external butt joint 연결형태의 이회수술용 임플란트에 platform switching을 시행할 경우 고정체보다 작은 규격의 지대주를 사용함으로써 세균침투의 경로가 되는 고정체와 지대주 간의 연결부를 보다 내측에 위치시켜 지대주 체결 이후 흔히 발생하는 변연골의 흡수와 이에 따른 치은퇴축 및 치간유두의 상실을 최소화 할 수 있는 것으로 보고되고 있다^{25~28)}.

이처럼 현재 임상에서는 연결부 형태뿐만 아니라, 다양한 직경의 고정체, 지대주 및 지대주나사가 사용되고 있으나, 이러한 복합적 요인들을 고려한 고정체-지대주 연결부의 기계적 강도에 관한 연구는 미흡한 실정이다.

이에 본 연구에서는 이회수술용 external butt joint와 일회수술용 및 이회수술용 internal cone 연

결형태의 임플란트 시스템들에서 고정체 및 지대주의 연결부 형태와 직경이 나사연결부 안정성에 미치는 영향을 최대 파절 강도 측정을 통해 알아보하고자 하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

본 연구에서는 Osstem Implant(Osstem, Seoul, Korea)의 external butt joint 형태를 가지는 USII 시스템, 일회수술용 8° internal cone 연결형태의 SSII 시스템, 그리고 이회수술용 11° internal cone 연결형태의 GSII 시스템을 사용하였다(Fig. 1). 각 시스템별로 두 가지 직경의 고정체를 사용하였으며 세멘트 유지형 지대주 및 텅스텐 카바이드/탄소 코팅(WC/CTa) 나사를 사용하였다. 일회수술용 임플란트인 SSII 시스템은 1.8 mm의 collar 높이를 갖는 고정체를 사용하였으며, 나머지 시스템들은 하중점에서 동일한 높이를 갖도록 2 mm collar 높이를 갖는 지대주를 사용하였다. 실험군은 USII 시스템에서 wide diameter 고정체에 regular abutment를 사용하는 platform switching 형태

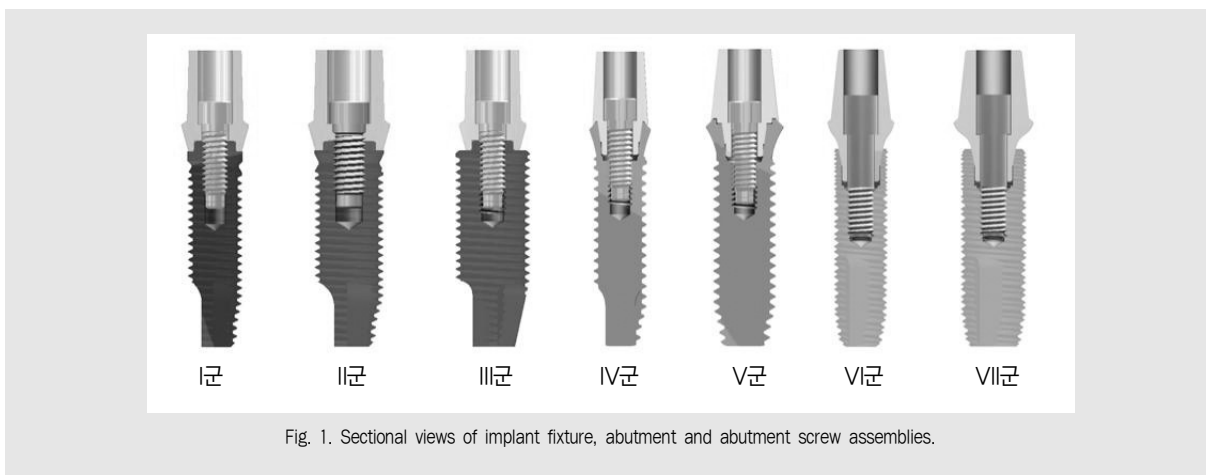


Fig. 1. Sectional views of implant fixture, abutment and abutment screw assemblies.

의 시편을 포함하여 지대주 및 고정체의 연결부 형태와 직경에 따라 총 일곱 가지 실험군으로 분류하여 실험을 진행하였다(Table I, II).

2. 연구방법

(1) 압축굽힘강도 측정

정적하중장치(Instron 8841, Instron Co., England)에 고정체를 지그에 고정시키고 지대주를 체결한 후, 표준화를 위해 디지털 토크게이지(MGT12E, MARK-10 Co., NY, USA)를 이용하여 각 지대주나사에 제조회사의 지시에 따라 30 Ncm의 조임회전력을 가하였다(Fig. 2). 이후 계면의 표면 침하에 따른 전하중 소실을 보상하기 위해 10분 후 동일 조임회전력을 한 번 더 적용하였다. 다음 내부형태

가 각 지대주 형태에 맞게 선반 가공된 상단이 원관형태를 갖는 스테인리스 스틸 금속관을 레진계 임시접착제(Premier Implant Cement, Premier Dental Product Co., PA, USA)로 합착하였다(Fig. 3).

이후 금속관에 정적하중을 임플란트 중심축으로부터 5 mm 벗어난 지점에 분당 1 mm의 속도로 압축 굽힘강도에 도달할 때 까지 증가시켰다. 이후 나사 연결부의 변형 및 파절 양상을 비교하였다.

(2) 주사전자현미경 관찰

압축굽힘강도 측정 후 주사전자현미경(JSM-6480LV, JEOL, Japan)을 이용하여 고정체 변형부 및 지대주나사 파절편의 표면을 10배율과 1000배율로 촬영하였다.

Table I. Features of experimental implant fixtures

Group	Implant system	Implant diameter (mm)	Interface	Platform
I	USII regular	4.0	External hex butt joint	Ø2.7 mm hexagon
II	USII wide	5.0	External hex butt joint	Ø3.4 mm hexagon
III	USII T-wide*	5.0	External hex butt joint	Ø2.7 mm hexagon
IV	SSII regular	4.1	8° Morse taper	Ø2.9 mm octagon
V	SSII wide	4.8	8° Morse taper	Ø2.9 mm octagon
VI	GSII standard	4.0	11° Morse taper	Ø2.5 mm hexagon
VII	GSII standard	5.0	11° Morse taper	Ø2.5 mm hexagon

* platform switching

Table II. Features of experimental implant abutments and abutment screws

Group	Type (Composition)	Abutment			Abutment Screw	
		Diameter	Collar Height	Abutment Height	Composition(Coating)	Diameter
I	Cemented (Ti Grade III)	5.0 mm	2.0 mm	5.5 mm	Ti-6Al-4V(WC/CTa)	2.0 mm
II	Cemented (Ti Grade III)	6.0 mm	2.0 mm	5.5 mm	Ti-6Al-4V(WC/CTa)	2.5 mm
III	Cemented (Ti Grade III)	5.0 mm	2.0 mm	5.5 mm	Ti-6Al-4V(WC/CTa)	2.0 mm
IV	ComOcta (Ti-6Al-4Va)	4.8 mm	2.0 mm	5.5 mm	Ti-6Al-4V(WC/CTa)	2.0 mm
V	ComOcta (Ti-6Al-4Va)	6.0 mm	2.0 mm	5.5 mm	Ti-6Al-4V(WC/CTa)	2.0 mm
VI	Transfer (Ti-6Al-4Va)	5.0 mm	2.0 mm	5.5 mm	Ti-6Al-4V(WC/CTa)	2.0 mm
VII	Transfer (Ti-6Al-4Va)	6.0 mm	2.0 mm	5.5 mm	Ti-6Al-4V(WC/CTa)	2.0 mm



Fig. 2. Static Loading System.

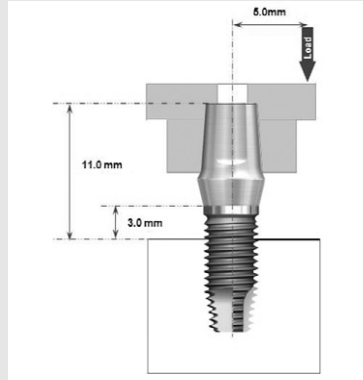


Fig. 3. Schematic diagram of testing condition.

(3) 통계분석

각 실험군 간 압축굽힘강도의 유의차를 알아보기 위해 SPSS(Release 12.0 SPSS Inc., USA)를 사용하여 일원분산분석(one-way ANOVA)을 실시하였고, Scheffe's test를 이용하여 사후 검정하였다.

Ⅲ. 연구성적

각 임플란트 시스템의 압축굽힘강도 평균값과 표준 편차는 Table III과 같고, 이를 Fig. 4에 나타내었다.

Regular diameter 간 비교에서는 SSII 시스템(IV군)이 USII 시스템(I군) 및 GSII 시스템(VI군)에 비해 압축굽힘강도가 높게 나타났으며($P < 0.05$),

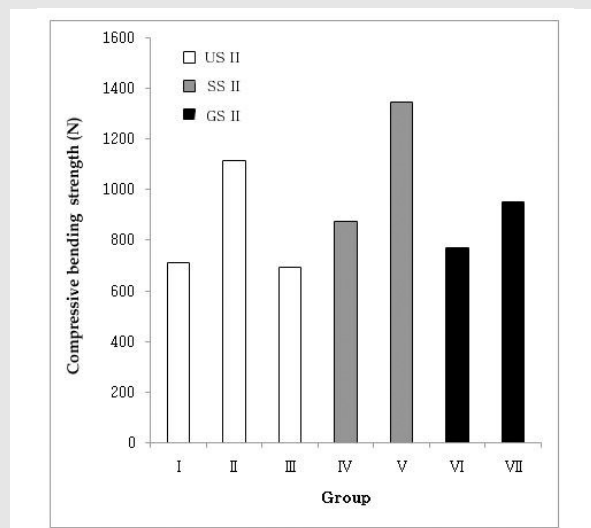


Fig. 4. Bar graph showing mean compressive bending strength values.

USII 시스템과 GSII 시스템 간에는 유의차가 없었다 ($P>0.05$).

Wide diameter 간 비교에서 압축굽힘강도는 GSII 시스템(VII군), USII 시스템(II군), 그리고 SSII 시스템(V군) 순으로 크게 나타났다($P<0.05$).

임플란트 직경 간 비교에서는 모든 시스템에서 regular diameter에 비해 wide diameter의 압축굽힘강도가 크게 나타났다($P<0.05$). 그리고 USII 시스템에서 platform switching(III군)과 regular diameter(I군) 간에는 유의차가 없었다($P>0.05$).

각 임플란트 시스템에서 압축굽힘강도의 실패 양상은 Table IV와 같고, 측정 후 시편 사진을 Fig. 5에 나타내었다. 그리고 지대주나사의 파절 및 지대주 변형부위의 고배율 사진을 Fig. 6에 나타내었다.

USII 시스템에서는 I, II, III군 모두 지대주나사의 파절과 고정체 및 지대주의 변형으로 나타났다. SSII 시스템의 실패 양상은 IV, V군 모두 지대주나사의 파절과 지대주 및 고정체의 변형이 발생되었으며, V군에서는 고정체의 파절도 일부 발생되었다. GSII 시스템의 실패 양상은 VI, VII군 모두 지대주나사의 파절과 고정체 및 지대주의 변형으로 나타났는데, VII군에서는 다른 실험군들과 달리 고정체 상단의 굽힘과 파절은 나타나지 않았고 고정체 내부 경사면의 압축변형만 관찰되었다.

압축굽힘강도 측정 후 주사전자현미경으로 관찰한 고정체 변형부 및 지대주나사 파절편의 표면 사진을 Fig. 7에, 고배율 사진을 Fig. 8에 나타내었다.

Table III. Mean values \pm SDs of compressive bending strength (N)

Group	Implant system	Implant diameter (mm)	Compressive bending strength
I	USII regular	4.0	713.8 \pm 25.3 ^a
II	USII wide	5.0	1,114.6 \pm 84.9 ^a
III	USII T-wide	5.0	692.0 \pm 20.3 ^a
IV	SSII regular	4.1	875.2 \pm 16.1 ^b
V	SSII wide	4.8	1,345.2 \pm 19.3 ^d
VI	GSII standard	4.0	768.8 \pm 25.6 ^c
VII	GSII standard	5.0	952.5 \pm 22.3 ^c

Different lowercase superscript letters are significantly different($P<0.05$).

Table IV. Failure modes for compressive bending strength

Group	Implant system	Failure mode
I	USII regular	Screw fracture, abutment & fixture deformation
II	USII wide	Screw fracture, abutment & fixture deformation
III	USII T-wide	Screw fracture, abutment & fixture deformation
IV	SSII regular	Screw fracture, abutment & fixture deformation
V	SSII wide	Screw fracture, abutment & fixture deformation, fixture fracture
VI	GSII standard	Screw fracture, abutment & fixture deformation
VII	GSII standard	Screw fracture, abutment & fixture deformation

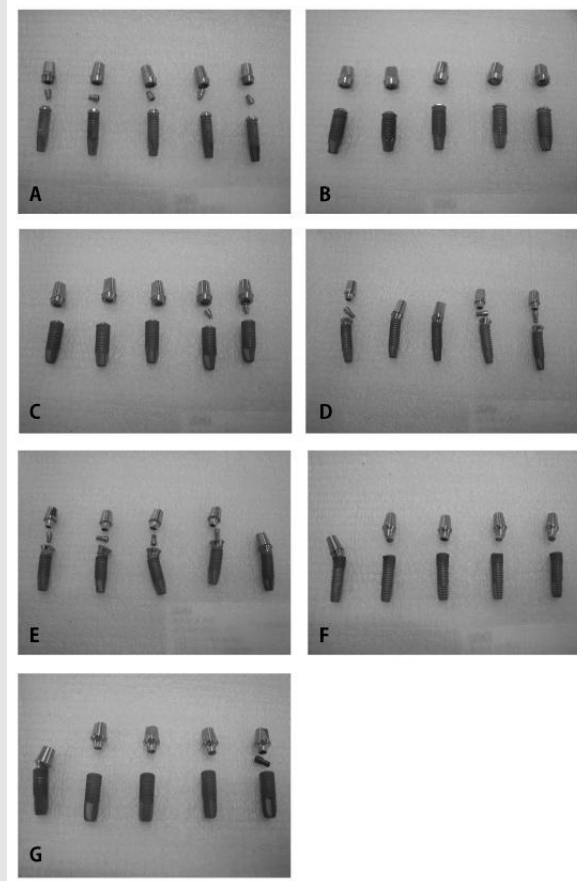


Fig. 5. Appearances of tested implant-abutment screw joint . A, USII regular (Group I). B, USII wide (Group II). C, USII T-wide (Group III). D, SSII regular (Group IV). E, SSII wide (Group V). F, GSII standard (Group VI). G, GSII standard (Group VII).

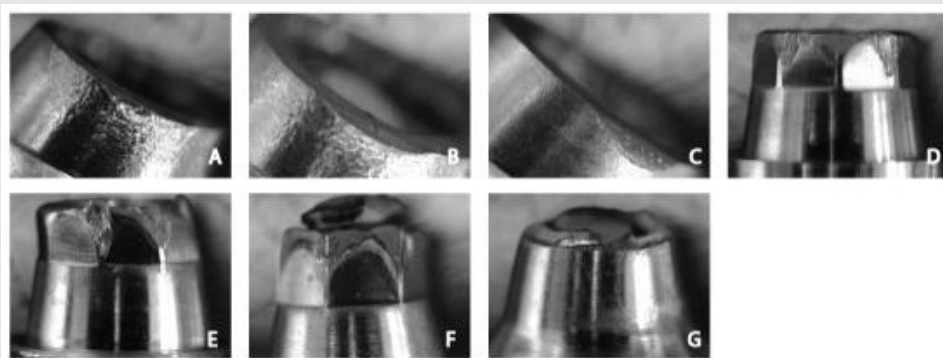


Fig. 6. View through microscope demonstrates deformation of abutments and fracture of abutment screws after static loading. A, USII regular (Group I). B, USII wide (Group II). C, USII T-wide (Group III). D, SSII regular (Group IV). E, SSII wide (Group V). F, GSII standard (Group VI). G, GSII standard (Group VII).

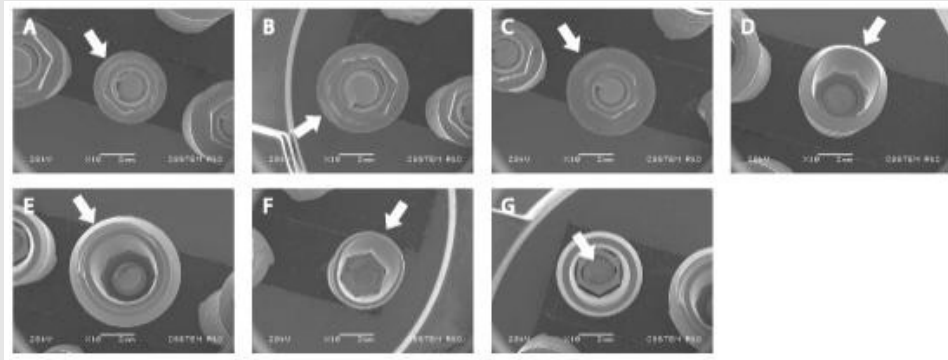


Fig. 7. SEM photographs of deformed fixtures and fractured abutment screws. Original magnification 10. A, USII regular (Group I). B, USII wide (Group II). C, USII T-wide (Group III). D, SSII regular (Group IV). E, SSII wide (Group V). F, GSII standard (Group VI). G, GSII standard (Group VII).

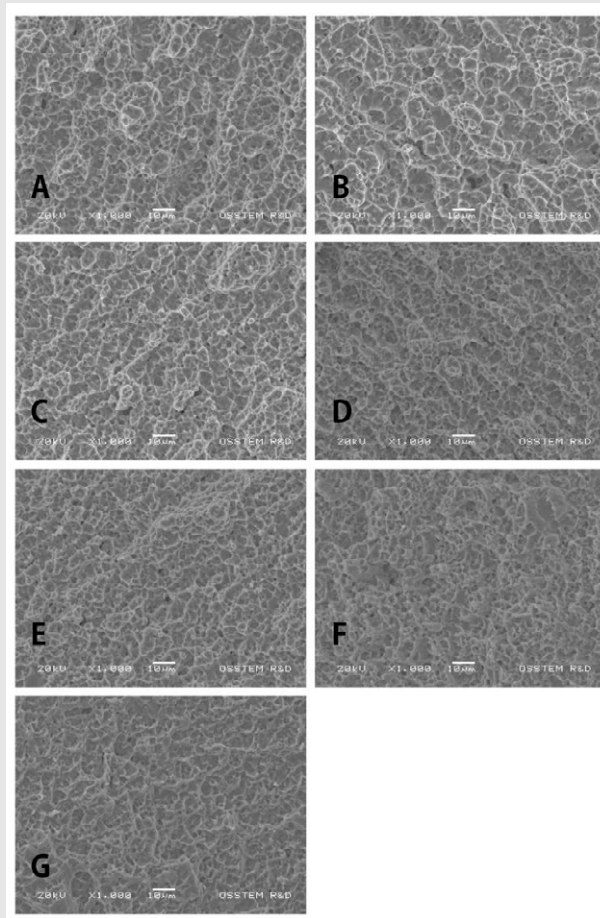


Fig. 8. SEM photographs of deformed fixtures. Original magnification 1000. A, USII regular (Group I). B, USII wide (Group II). C, USII T-wide (Group III). D, SSII regular (Group IV). E, SSII wide (Group V). F, GSII standard (Group VI). G, GSII standard (Group VII).

IV. 총괄 및 고찰

임플란트 보철물에 가해지는 경사하중은 나사 연결부에 굽힘 모멘트를 유발하며, 이때 발생하는 굽힘 모멘트는 보철물의 수직고정 증가, 교합면의 후방 및 측방 연장 등과 같이 측방력에 대한 지레길이가 길어질수록 증가하게 된다^{29, 30)}. 단일치의 임플란트 수복에서는 고정체의 식립 위치 및 각도의 불량에 따른 지레길이의 증가는 나사 연결부에 가해지는 굽힘 모멘트의 직접적인 증가로 이어지나, 다수의 고정체가 선상으로 배열되지 않도록 식립한 경우에는 경사하중이 가해지더라도 하중의 수직성분에 의해 굽힘 모멘트의 일부가 상쇄되므로 나사연결부 안정성은 단일치 임플란트 수복에서 보다 중요한 의미를 갖는다고 할 수 있다^{1, 31)}.

External butt joint 연결형태에서는 임플란트 장축방향의 하중을 제외한 모든 외부하중에 의한 응력이 나사에 집중된다¹⁴⁾. 또한 측방력에 대한 지레길이가 internal cone 연결형태에 비해 길다²⁾. 본 실험 결과 regular 및 wide diameter 모두에서 SSII 시스템이 USII, GSII 시스템 보다 높은 측정값을 보였는데, 이러한 결과는 일회수술용 임플란트인 SSII 시스템에서 1.8 mm collar가 측방력에 대한 지레길이를 감소시켰기 때문으로 추론해 볼 수 있을 것이다.

Regular diameter 간 비교에서 USII 시스템과 GSII 시스템 간에는 통계학적 유의차가 없었는데, USII 시스템에서 소성변형은 주로 지대주나사에서 발생하였으며 외부하중이 지대주나사에 집중되는 USII 시스템의 압축굽힘강도는 지대주나사의 인장강도와 직접적으로 연관되어 있다고 할 수 있다.

이에 반해 GSII 시스템의 소성변형은 주로 고정체 상단 측벽에서 주로 발생하였는데, 이러한 결과는 외부하중에 의한 원추형 지대주의 침하와 내부경사면의 하중지지에 의해 측벽의 변형이 발생되어 나타난 것으로 생각된다. 따라서 측벽의 두께 및 강도가 압축굽힘강도와 직접적으로 연관되어 있다고 할 수 있다.

Wide diameter 간 비교에서 압축굽힘강도는 USII 시스템이 GSII 시스템에 비해 높게 나타났는데, 이러한 결과는 GSII 시스템의 기계적 실패 양상이 주로 지대주나사의 파절인 것을 고려하면 VI군에 비해 VII군은 측벽 두께는 증가하였으나 동일한 지대주 및 지대주나사를 사용하는데 따른 결과로 생각된다. 즉, USII 시스템의 지대주나사 직경의 증가와 지대주 직경의 증가에 따른 지레길이의 감소가 GSII 시스템의 측벽 두께의 증가에 따른 지지효과에 비해 더 크게 발현되어 나타난 결과로 추론해 볼 수 있다.

이론적으로 임플란트 시스템의 직경이 증가되면 지대주와 고정체 간의 접촉면적이 증가되어 기능운동 시 경사하중에 의한 굽힘 모멘트가 상대적으로 작아지게 된다. Hoyer 등³²⁾은 strain gauge를 이용한 반복하중 실험에서 regular diameter에 비해 wide diameter가 지레하중에 의한 연결부 이개량이 작았다고 보고한 바 있으며, 고정체 상단에서 10 mm 높이의 금속관에 지레하중이 가해질 때 지대주나사에 가해지는 외력은 모멘트의 형태로 다음 공식과 같이 산출될 수 있다³³⁾.

$$F_s = [(F_h \times 10) - (F_v \times L_v)] / (0.5 \times d)$$

여기서 F_s 는 지대주나사에 가해지는 외력, F_h 는 하중의 수평성분, F_v 는 하중의 수직성분, L_v 는 하중의 수직성분과 지레점(fulcrum point) 간의 거리, d 는 고정체 직경을 나타내며, 이론적으로 고정체의 직경이 증가할수록 지대주나사에 가해지는 외력은 감소하게 된다. 또한 Misch 등³⁴⁾은 임플란트의 직경이 파절 및 변형에 저항하는 가장 중요한 요소이고, 임플란트의 직경이 증가함에 따라 파절저항성이 증가함을 보고하였다. 본 실험 결과 임플란트 직경 간 압축굽힘강도를 비교했을 때 모든 시스템에서 regular diameter에 비해 wide diameter의 압축굽힘강도가 크게 나타났다. USII 시스템에서 regular

diameter와 wide diameter 간 압축굽힘강도 차이는 지대주나사 및 고정체 상단의 직경증가로 인한 지레길이의 감소가 주 요인인 것으로 생각된다. 이에 반해 SSII, GSII 시스템에서는 원추형 지대주 연결부 및 지대주나사의 직경은 동일하나, 고정체 상단 측벽 두께의 증가와 이로 인한 측방지지효과에 의해 압축굽힘강도가 높게 나타난 것으로 판단된다.

Lazzara와 Porter²³⁾에 의해 소개된 platform switching은 고정체와 지대주 간 연결부를 내측에 위치시킴으로서 얻을 수 있는 생물학적 효과 외에도, 역학적으로 기능 시 보다 내측에 응력이 집중되어 변연골의 흡수가 감소되는 것으로 보고되고 있다³⁵⁾. 그러나 본 실험 결과 USII 시스템의 platform switching에 해당되는 III군과 regular diameter인 I군 간 비교에서 압축굽힘강도의 차이가 없었는데, 이러한 결과는 platform switching에 따른 응력분포와 연결부 이개량에 차이가 없었다는 Pessoa 등³⁶⁾의 유한요소분석을 통해 알 수 있듯이, platform switching은 동일한 반경의 지대주를 사용하기 때문에 지대주나사에 가해지는 외력에는 큰 차이가 없다는 것을 의미한다.

본 연구에서는 고정체 및 지대주의 연결부 형태와 직경에 따른 압축굽힘강도를 측정함으로써 나사 연결부의 안정성에 미치는 영향을 간접적으로 비교해 보았다. 고정체 및 지대주의 직경이 증가할수록 압축굽힘강도가 크게 측정된 것으로 볼 때, 직경이 클수록 나사 연결부의 안정성이 증가함을 예상할 수 있다. 전하중에 대해 전적으로 지대주나사의 인장력에 의해서 연결부 안정성이 유지되는 external butt joint와 달리 internal cone 연결형태에서는 나사의 전하중뿐만 아니라 지대주 침하에 의한 썩기효과에 의해 부가적인 연결부 안정성을 얻을 수 있다. 그러나, 실제 임상에서 regular diameter 이회수술용 internal cone 연결형태 고정체의 상단이 찢어지는 실패가 종종 보고되고 있고, 이는 반복적인 교합력에 의한 원추

형 지대주의 침하에 따른 썩기효과를 고려하지 않은 결과로 금속피로에 의한 내구성과는 해석의 차이를 두어야 할 것으로 생각된다.

V. 결론

본 연구에서는 이회수술용 external butt joint 연결형태를 갖는 USII 시스템과 internal cone 연결형태를 갖는 일회수술용 SSII시스템, 이회수술용 GSII 시스템들에서 고정체 및 지대주의 연결부 형태와 직경이 나사연결부 안정성에 미치는 영향을 최대 파절 강도 측정을 통해 비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Regular diameter 간 비교에서는 SSII 시스템(IV군)이 USII 시스템(I군) 및 GSII 시스템(VI군)에 비해 압축굽힘강도가 높게 나타났으며 ($P < 0.05$), USII 시스템과 GSII 시스템 간에는 유의차가 없었다($P > 0.05$).
2. Wide diameter 간 비교에서 압축굽힘강도는 GSII 시스템(VII군), USII 시스템(II군), 그리고 SSII 시스템(V군) 순으로 크게 나타났다 ($P < 0.05$).
3. 임플란트 직경 간 비교에서는 모든 시스템에서 regular diameter에 비해 wide diameter의 압축굽힘강도가 크게 나타났다($P < 0.05$).
4. USII 시스템에서 platform switching(III군)과 regular diameter(I군) 간에는 유의차가 없었다($P > 0.05$).
5. USII 시스템에서는 I, II, III군 모두 지대주나사의 파절과 고정체 및 지대주의 변형으로 나타났다.
6. SSII 시스템의 실패 양상은 IV, V군 모두 지대주나사의 파절과 지대주 및 고정체의 변형이 발

생되었으며, V군에서는 고정체의 파절도 일부 발생되었다.

7. GSII 시스템의 실패 양상은 VI, VII군 모두 지지대주나사의 파절과 고정체 및 지지대주의 변형으로

나타났는데, VII군에서는 다른 실험군들과 달리 고정체 상단의 굽힘과 파절은 나타나지 않았고 고정체 내부 경사면의 압축변형만 관찰되었다.

참 고 문 헌

1. Khraisat A. Stability of implant-abutment interface with a hexagon-mediated butt joint: failure mode and bending resistance. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7:221-8.
2. Goodacre C, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;81:537-52.
3. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant Screw Mechanics. *Dent Clinics North Am* 1998;42:71-89.
4. Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watze G. Brånemark single tooth implants: A preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent* 1995;73:274-9.
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. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Comparison of "Look-Alike" implant prosthetic retaining screws. *J Prosthodont* 1995;4:23-7.
7. Binon PP, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(suppl):48-63.
8. Rangert B, Jemt T, Jörnérus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-7.
9. 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.
10. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:295-302.
11. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592-9.
12. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Impl Res* 2000;11(Suppl.):156-8.
13. Binon PP. Implants and components: Entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:76-94.
14. Merz BR. 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.
15. 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.
16. Choi JU, Jeong CM, Jeon YC, Lim JS, Jeong HC, Eom TG. Influence of tungsten Carbide/carbon coating on the preload of implant abutment screw. *J Kor Acad Prosthodont* 2006;44:229-42.
17. Griffith HT. Suggested tightening torques for structural bolts. *Fastener Technology/February* 1987. In: *Torque Tensioning: A Ten Part Complication*. Stow, OH: Fastener Technology. Jan-

참고 문헌

- Dec 1987
18. Wilson TG, Kornman KS. Fundamentals of periodontics. Chicago:Quintessence; 2003:582.
 19. Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahl G, Lindhe J. Bacterial colonization on internal surface of Brånemark system implant components. Clin Oral Implants Res 1996;7:90-5.
 20. Scarano A, Assenza B, Piattelli M, Iezzi G, Leghissa GC, Quaranta A et al. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. J Oral Implantol 2005;31:269-75.
 21. King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. J Periodontol 2002;73:1111-7.
 22. Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. Int J Oral Maxillofac Implants 2005;20:732-7.
 23. Degidi M, Piattelli A, Carinci F. Clinical outcome of narrow diameter implants: A retrospective study of 510 implants. J Periodontol 2008;79:49.
 24. Langer B, Langer L, Herrmann I, et al. The wide fixture: A solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8:400.
 25. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: A new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. Int J Periodontics Restorative Dent 2006;26:9-17.
 26. Prosper L, Redaelli S, Pasi M, Zarone F, Radaelli G, Gherlone EF. A randomized prospective multicenter trial evaluating the platform-switching technique for the prevention of postrestorative crestal bone loss. Int J Oral Maxillofac Implants 2009;24:299-308.
 27. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I. The soft tissue barrier at implants and teeth. Clin Oral Implants Res 1991;2:81-90.
 28. Abrahamsson I, Berglundh T, Wennström J, Lindhe J. The periimplant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dog. Clin Oral Implants Res 1996;7:212-9.
 29. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. J Periodontol 2000;71:546-9.
 30. Hobkirk JA, Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:319-28.
 31. Rangert B, Sullivan R, Jemt T. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12:360-70.
 32. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: Joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. J Prosthet Dent 2001;85:599-607.
 33. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant/abutment interface. J Prosthet Dent 2001;85:47-52.
 34. Misch SE, Wang HL, Misch CM, Sharawy M, Lemons J, Judy KW. Rationale for the application of immediate load in implant dentistry, part II. Implant Dent 2004;13:310-21.
 35. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: Is there any biomechanical rationale? Clin Oral Implants Res 2007;18:581-4.
 36. Pessoa RS, Vaz LG, Marcantonio E, Sloten JV. Biomechanical evaluation of platform switching in different implant protocols: Computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2010;25:911-9.