

임플란트 상부구조의 재료가 반복하중 후 나사풀림에 미치는 영향

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

이태식 · 한중석 · 양재호 · 이재봉 · 김성훈

I. 서 론

치과용 임플란트는 Brånemark¹⁾에 의해 골 유착 개념이 도입되면서 초기에 무치악 환자를 위한 보철치료의 한 형태로 개발되었고, 현재는 부분 무치악은 물론 단일치 결손부위의 복원에 광범위하게 사용되어 지고 있다.

임플란트는 단일치 상실시 인접치아의 삭제 없이도 상실부위의 치근과 치관의 모양 및 기능을 복원할 수 있는 장점을 가지나 자연치아와는 다른 구조를 가진다.

자연치아는 법랑질, 상아질, 백악질의 요소가 유기적 구조하에 단일체를 이루며, 주위 골조직과는 치주인대를 통해 연결되어 있으나, 임플란트는 매식체(Fixture), 지대주(Abutment), 상부보철물(Gold cylinder)의 요소가 지대주나사(Abutment screw)와 보철물 유지나사(Prosthetic retaining screw)에 의하여 기계적 결합 방법으로 연결된다.²⁾

따라서, 임플란트는 생물학적 문제점과 기계학적 문제점을 지니게 되며, 기계학적 문제점 중에서 나사의 연결방식으로 인한 유지 나사의 불안정성, 나사 풀림(Screw loosening), 나사과절 등의 문제점이 보고 되고 있다.³⁻¹⁰⁾

특히, 이러한 문제점 중에서도 나사 풀림 현상이 단일치 수복이나, 다수치 수복에 가장 빈번히 발생하고 있다.^{9,10)}

나사로 연결되는 임플란트 부품사이에는 계면을 분리하려는 힘(separating force)과 조여 주려는 힘(clamping force)이 존재한다.¹¹⁾

분리하려는 힘은 연결계면을 분리시키는 힘으로서 치축의 장축에 수직과 수평으로 작용하는 힘 중 주로 수평으로 작용하는 힘에 의하여 이루어진다.

이에 반해 조이는 힘(clamping force)은 나사를 조일 시에 압축력으로 작용하며, 이힘이 연결 부위의 안정성을 유지시켜 주게 된다. 조일 때, 나사에 가해진 토크가 나사내에 인장력을 만들게 되는데 이를 preload라 하며 이 힘에 의하여 연결부위에 압축 조임력을 형성하게 된다.

즉, preload가 연결부위의 조임력(clamping force)의 가장 중요 요소가 된다.

이러한 preload¹¹⁻¹³⁾는 나사에 적용된 토크의 양, 나사의 재질, 나사 머리 부분의 형태, 지대주(Abutment)의 재질, 지대주의 표면상태, 윤활제의 유무 등의 요소에 의해 결정되어진다.

보철 수복 시에는 두 가지 부하에 대한 이해가 요구되어진다.³⁾

1. 장축에 가해지는 부하
2. 장축에 대해 굽힘을 야기하는 부하(bending moment)

1의 경우는 임플란트에 있어서 매우 유리한 힘이며, 2의 경우는 임플란트와 주위 골에 응력을 발생시키며, 임플란트의 고정나사의 유지력을 약화시켜 나

사풀림 현상을 일으키게 한다.

나사의 풀림 현상은 Bickford¹⁴⁾에 의하면 단기간 풀림과 장기간 풀림으로 나눌수 있다.

단기간 풀림은 나사를 조일 때에 나사의 소성변형으로 인해 접촉부위가 편평해지는 surface settling와 응력으로 나사가 신장되는 screw lengthening로 인해 일어난다.

장기간의 풀림 현상 오랜 기간에 걸쳐 일어나며, 이는 나사의 계면과의 접촉부위가 진동에너지를 흡수하여 임계점에 이르면 급격히 풀리는 vibration loosening과 시간과 하중에 의한 creep 개념의 stress loosening이 있으며, 주로 vibration loosening에 의해 일어난다.

환자들의 심미적 요구의 증가와 재료의 발달로 인한 전치부의 심미적 중요성이 강조되면서, 전치부의 임플란트 치료 시에도 보다 심미적인 세라믹재질의 지대주가 이용되기 시작하고 있다.¹⁵⁻¹⁸⁾

세라믹 지대주는 치은변연부에서 기존의 금속 지대주보다 심미적으로 우수하며, 투광성의 향상과 치은부의 자연스러운 윤곽을 형성할 수 있는 장점을 지니고 있다.

그러나, 이러한 세라믹 지대주와 금속 지대주와의 비교 연구 및 임상적 보고는 미흡한 실정이다.¹⁹⁻²¹⁾

따라서, 본 연구에서는 심미적 장점을 지닌 세라믹 지대주²²⁾(ZrO₂/Al₂O₃)와 금합금 지대주 사이에 반복 하중 전, 후의 풀림토크력을 비교하여 지대주 재질에 따른 차이가 있는지 실험하였다.

II. 연구재료 및 방법

실험에 사용된 임플란트의 지대주는 금합금(Type III alloy)과 세라믹(ZrO₂/Al₂O₃)으로 각각 5개씩 제작하였으며, 그 형태와 성분은 Table. I에 있다.

지대주 상부에 하중을 받는 부분은 치축에 30°로 경사지게 제작하여 전치부의 치축각을 재현하였다^{23,24)} (Fig. 1, 2).

임플란트 매식체는 외부육각 나사모양의 3.75×10m(AIFA110; Osstem, Co. Seoul, Korea)를 사용하였으며, 하중 시 동요를 막기위해 마찰력에 의해 고정되는 전용지그를 제작하여 고정하였다.

지대주 나사는 티타늄 합금 나사(Osstem Co. Ltd. Seoul, Korea)로 조성은 90% Ti, 6% Al, 4% Vn으로 되어있다.

하중기²⁸⁾는 압축공기를 동력원으로 이용하며, 에어실린더에 들어가는 공기압과 실린더의 운동 속도에 의해서 힘을 제어하도록 설계되어 있다.

본 실험에서는 실제 측정하고자 하는 시편에 가해지는 하중을 계산하기 위하여 시편의 위치와 같은 위치에 압축 로드셀(CMM16-K050, Dana load cell Co. Ltd. Seoul, Korea)을 특수 제작한 지그에 장착하여 그 값을 인디케이터(Indicator DN10, Dana load cell. Ltd, Seoul, Korea)로 측정하여, 평균 200N(최소150N, 최대 250N)의 반복 하중을 가하였다. 평균하중은 200N으로서 이는²⁷⁾ 평균 저작력 질치부 150N, 소구치부 300N의 중간 정도에 해당되는 힘이다.

Table I. Abutment materials used in this study

	Size	Composition	Manufacture
Group 1 Ceramic Abutment	5×6×8mm		Acucera Ltd, Seoul, Korea
Group 2 Gold abutment	5×6×8mm	Type III gold alloy	Super 72; Sumin Dental Co, Busan, Korea

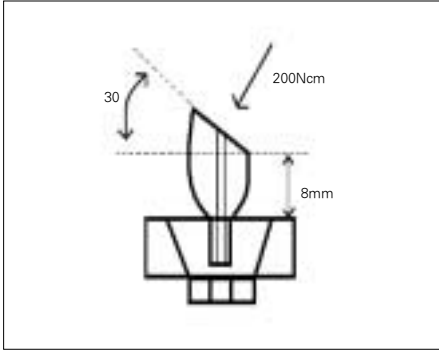


Fig. 1. Shape and size of abutment.



Fig. 2. Abutment and screw.



Fig. 3. Indicator.



Fig. 4. Load cell.



Fig. 5. Load cell in customized zig.



Fig. 6. Abutment and cylinder.

본 실험 기계의 자동 제어 장치는 레이저 센서를 시료의 고정부위에 맞추어, 지대주가 제한 범위인 0.5mm 이상 움직이면 이를 나사가 완전히 풀린 것으로 간주하여 기계가 자동으로 멈추도록 프로그램

(Fatigue tester. Osstem, Co. Ltd. Seoul, Korea) 을 이용하여 제어하였다.

풀립토크력은 반복하중을 100만번 가한 후 측정하였는데 이는 임상적으로 1년에 해당하는 저작횟수

이다.^{25,26)}

시료와의 접촉시간을 평균 0.2초, 그리고 주기는 2Hz로 조정 하였다.

본 실험에서 나사의 조임과 풀음에는 디지털토크 게이지(model. MGT12. Mark-10.corp. USA)를 이용하였다. 이 기계를 사용하여, 0.2Ncm 의 범주 내에서 20.0Ncm로 조였으며, 반복 하중 전후의 풀림 토크 값을 기록하였다.

본 실험에서는 먼저 나사의 조임 시에 나타나는 초기현상을 알아보고자 각 군당 5개씩 20회의 조임과 풀음을 반복 시행하여, 재료간의 preload의 차이 유무와 초기의 토크 감소량을 측정하였다. 이 과정을 시행할 때, 조임 후 약 10분 간 놓아 둔 후 풀음을 시행하였고, 마찬가지로 10분간 놓아둔 후 조임으로써, 나사의 조임과 풀림 과정 중의 응력과 나사 신장의 효과를 배제하였다.^{13,14)}

또한 100만 번 반복 하중 후의 토크의 손실량이 초기의 토크 손실량과 유의한지를 알아보기 위하여, 반복 하중을 주기 전에 각 시료 당 먼저 3회 조임과 풀림을 반복 한 후 풀림력을 측정하고, 100만 번의 반복하중 후 풀림력을 측정하였다.

이를 통해서 반복하중 후의 풀림력에도 두 재료 간에 차이가 있는지도 알아 보고자 하였다.

통계적 방법으로는 ancova 분석, 선형회귀분석, T-test, 비모수T-test(Mann-wh itney test), Kolmogorov-Smirnov test, Wilcoxon 부호순위 검정 등을 사용하였다.

Ⅲ. 연구성적

두 지대주당 5개씩 티타늄 합금 나사를 디지털 토크게이지를 이용하여, 평균 20Ncm(19.5-20.5Ncm)로 조인 후 풀림력을 220회 반복 측정한 결과는 Table II에 있다(ancova 분석).

나사나 조인횟수에 따른 풀림력의 차이(diff)가 통계적으로 유의할 만한 수준이 아니었다($p=0.11$, $p=0.18$).

분석 과정 중에서 나사 5개가 서로 다르며, 초기의 조이는 힘(19.5-20.5Ncm)이 각각의 시행 시에 다르므로, diff라는 변수를 새로 만들어 통계처리를 하였다.

Diff= (초기의 조임 토크)-(풀림 토크)

따라서, 나사에 따른 차이가 없다는 가정 하에, diff와 나사의 조임과 풀음의 반복횟수 간의 상관관계를 분석하였다.

조임력과 풀림력의 차이(diff)는 횟수의 증가에 따라 커진다는 결론을 내릴 수 있으나($p<0.05$), 선형회귀분석을 한 결과에서 그 기울기 값(e^{-2})이 너무 작으므로 실질적 의미는 없다. 즉, 20회까지는 나사의 사용에 큰 이상이 없다.

재질에 따른 반복 하중 전후의 풀림토크의 차이는 t-test 비모수법($n=5$)을 사용하여 검정하였다.

반복하중 전의 풀림 토크는 두 재질에 따른 차이는 없었으며(Table III, $p>0.05$), 반복하중 후 재질에 따른 풀림력 차이 또한 없었다(Table IV, $p>0.05$).

금합금과 세라믹 모두 반복 하중 전후의 풀림력 감소는 유의할만한 수준이 아니었다(각각 $p=0.59$, $p=0.59$).

Ⅳ. 총괄 및 고안

전치부 임플란트 수복 시, 세라믹 지대주는 기존의 금속지대주가 지닌 치은 변연부의 회색의 비심미적 부분을 보완하는 방법으로, 특히 Gummy smile를 지닌 환자의 경우 매우 효과적으로 이용될 수 있다.¹⁵⁾

전치부 단일치 임플란트 수복 시 기존의 금속 지대주를 사용 시에는 금속선이 치은을 통해 보이지 않게 하고자 수복물의 변연부를 치은연하부로 넣어 심미성을 얻기도 하였으나, 이는 시멘트가 치은연하에 들어가면 제거도 힘들며, 잔존 시 병적 요인으로 작용할 위험성도 있다. 또한 치은이 얇은 환자의 경우는 이런 방법이 심미성을 향상 시킬 수 없다.¹⁵⁻¹⁷⁾

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

그러나 세라믹 지대주는 세라믹 자체의 고유성질인 brittleness로 인한 단점을 지닌다.^{19,21,35)} 이러한 재료들은 표면의 작은 흠이나 micropore가 있어도 그 부위로부터 파절이 개시되기 시작한다. 그러므로 세라믹 지대주는 다룸에 있어서 주의가 필요하다. 또한 세라믹은 시간 경과에 따른 static fatigue를 지닌다.³⁶⁾

Table II. loosening torque value according to screw and opening/closing cycles

Source		Frang of freedom	Square of mean	F	p
sample	Hypothesis	1	843.483	837.430	.000
	error	20	1.007 ^a		
no	Hypothesis	4	1.480	1.969	.107
	error	80	.752 ^b		
Sequence	Hypothesis	20	1.007	1.340	.180
	error	80	.752 ^b		
No*sequence	Hypothesis	80	.752		
	error	0	. ^c		

Table III. difference of loosening torque value according to the number of opening/closing cycles

Source		Frang of freedom	Square of mean	F	p
sample	Hypothesis	1	43.483	37.430	.000
	error	20	1.007 ^a		
no	Hypothesis	4	1.480	1.969	.107
	error	80	.752 ^b		
Sequence	Hypothesis	20	1.007	1.340	.180
	error	80	.752 ^b		
No*sequence	Hypothesis	80	.752		
	error	.000	. ^c		

Table IV. t-test of non-paired test

	Strength
U of mann-whitney	105.500
W of wilcoxon	225.500
Z	-.291
approxible probability (both)	.771

Table V. t-test of non-paired test

	Strength
U of mann-whitney	12.000
W of wilcoxon	27.000
Z	-.105
approxible probability (both)	.916

Table V. Wilcoxon sign test value of Loosening torque in abutment

		N	Mean rank	Sum of rank
GA - GB	negative ranks	2 ^a	2.75	5.50
	positive ranks	3 ^b	3.17	9.50
	same rate	0 ^c		
	sum	5		
CA - CB	negative ranks	2 ^d	1.50	3.00
	positive ranks	3 ^e	4.00	12.00
	same rate	0 ^f		
	sum	5		

a. GA < GB b. GA > GB c. GB = GA d. CA < CB e. CA > CB f. CB = CA

GA: value of loosening torque after cyclic loading on gold abutment

GB: value of loosening torque before cyclic loading on gold abutment

CA: value of loosening torque after cyclic loading on ceramic abutment

본 실험에서는 이러한 세라믹 지대주의 가장 취약 부가 지대주 나사일 것으로 추정하고, 반복하중 후의 그 변화양상을 기존의 금합금 지대주와 비교 분석하고자 하였다. 우선 티타늄 합금 나사의 20회 정도의 조임과 풀림의 반복이 나사의 풀림력의 약화를 유발하는지 여부를 알아보하고자 하였다.

cold welding이란 조임 토크 값 보다 풀림 토크 값이 보다 더 증가하는 것을 말하며, 이는 Sutter et al. 이 임상적으로 25Ncm로 조였을 시에 풀림 토크가 조임 토크의 124% 라고 제시된 바가 있다.²⁹⁾

그러나 제한된 본 실험에서는 20Ncm 조임 토크로 티타늄 합금 나사를 20회 조임과 풀음의 반복 후 풀림력 측정 과정에 있어서 cold welding의 현상은 관찰할 수 없었으며, 풀림력이 조임력 보다 낮게 측정되었다.

이는 Michael R의 실험에서도 같은 결과로서 건조 상태와 인공타액에서의 측정 결과 풀림 토크 값은 조임 토크 값의 80%-90%에 해당되었다.³⁰⁾

이를 비추어 볼 때, cold welding이란 나사의 plastic deformation이 일어날 정도의 강한 힘 하에서 발생하며, 임상적인 20N cm의 20회 정도에서 cold welding 현상은 보이지 않는다고 예상할 수 있다. 오히려 Ervin I. 등은 임플란트 나사의 반복된 조임과 풀림에 있어서 마찰계수의 감소로 인해, 풀림 토크가 Immediate시에 3-20%, 30번의 반복된 조임과 풀음 후 4.5%-36%의 torque loss를 야기함을 말하고 있다.³¹⁾

본 실험에서는 티타늄 나사를 조이거나 풀은 후 10분 정도의 방치 시간을 두었다.

이는 나사의 조임으로 인한 preload 값이 나사 내의 응력과 나사의 신장에 의한 것으로, 10분 정도의 시간이면 나사의 응력과 신장된 길이의 원상회복을 이루어 전하중에 의한 오차를 최소화 하고자 하였다.

본 실험을 하는 과정 중의 나사의 조임과 풀음의 반복 횟수를 20회로 제한한 것은 나사머리부분의 변형 때문이었다. 즉, 나사의 조임과 풀음의 횟수로 인한 나사머리부분의 마모와 변형으로 야기되는 조임과 풀음의 어려움이 오히려 나사의 마찰계수의 감소로 인한 풀림력 감소보다도 나사의 조임과 풀음의 사용 횟수에 더 큰 제한 요소인 것으로 추정되어진다.

나사의 풀림을 방지 하기위한 여러 가지 방법이 시도되어졌다. washer의 이용³²⁾, screw cement의 사용³³⁾, silicone obturator의 사용이³⁴⁾ 있었다. 본 실험에서는 여러 가지 방법 중 정확한 조임토크를 사용했을 시의 나사 풀림의 현상에 대해 규명하고자 하였다.

나사의 조임에 있어서 최대의 preload는 나사의 torsional fracture의 바로 직전에 얻을 수 있다.^{12,13)}

따라서, 나사의 조임에 있어서 지나친 preload의 증가는 나사의 파절을 야기할 수 있으므로, 이에 대한 safety margin이 요구 되며, 일반적으로 적당한 조임 토크력은 나사의 파절을 야기하는 토크값의 75% 정도에 해당되어진다.^{12,13)}

본 실험의 결과, 티타늄 합금의 나사는 20Ncm, 3회 반복적 조임과 풀음 하에 풀림력의 감소가 유의할 만한 수준이 아니었음을 기초하여, 초기의 풀림 측정 후 100만 번의 반복 하중을 가한 후의 풀림력과의 차이는 반복하중에 의한 나사의 유지력의 상설로 간주하고 본 실험에 임하게 되었다.

일반적으로 금은 세라믹보다는 무르며, 어느 정도의 탄성을 가지므로, 가해지는 하중의 일부를 세라믹 지대주보다는 더 흡수하며, 따라서, 세라믹지대주의 경우는 주어진 모든 힘이 임플란트 요소간의 결합부위, 즉 연결 나사에 집중하리라고 추측하였다.

이러한 응력의 집중은 연결나사의 preload의 소실을 야기하고 결국 나사풀림의 원인으로 작용하리라 가정 한 후 이 실험을 시작하였다.

본 실험의 결과는 100만 번이라는 한정된 반복하중에서는 양 재료간의 이러한 차이가 유의할 만한 차이를 나타내지 않음을 보이고 있다(p=0.59). 그러나, Table V에서, 금합금 지대주 나사의 경우 음의 순위의 합 5.5, 양인 순위 합 9.5이며, 세라믹 지대주 나사의 경우 음의 순위의 합 3, 양인 순위 합 12로서, 세라믹 지대주 나사의 경우가 더 벌어져 있으므로, 그 표본의 수 증가와 반복하중의 횟수를 증가할 때 세라믹 지대주의 지대주 나사그룹이 금합금 지대주의 지대주 나사보다 나사의 풀림양상이 더 클 수 있으므로 보다 장기간의 실험이 요구되어진다고 할 수 있다.

물론 이 실험은 건조 상태에서 이루어졌으므로 임상과 같은 습윤한 상태에서도 그 조사가 요구되어진다고 하겠다.

V. 결 론

1. 티타늄 지대주 나사에 있어서 20Ncm으로 20회 정도의 조임과 풀음의 반복 과정에서는 cold welding 현상이 일어나지는 않는다($p=0.11$, $p=0.18$).
2. 티타늄 지대주 나사의 20회 정도의 조임과 풀음의 반복 시에 그 헛수가 증가함에 따라 폴립토크는 다소 감소한다($p=0.014$).
3. 티타늄 지대주 나사를 이용한 세라믹 지대주 (ZrO_2/Al_2O_3)와 금합금 지대주 간의 preload의 차이는 유의할 만한 수준이 아니다($p=0.78$).
4. 200N, 100만 번의 반복하중 후의 세라믹 (ZrO_2/Al_2O_3)지대주 나사와 금합금 지대주 나사 간의 나사풀림의 차이는 유의할 만한 수준이 아니다($p=0.92$).
5. 티타늄 지대주 나사를 20Ncm의 torque로 조인 후 200N, 100만 번의 반복하중 후 세라믹 지대주 (ZrO_2/Al_2O_3)과 금합금 지대주 모두에서 나사풀림 현상은 유의할 만한 수준이 아니다($p=0.59$).

참고문헌

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental back ground. *J Prosthet Dent* 1983;50:397.
2. Bo Rangert, Mech Eng, Lars Jorneus, Torsten Jemt. Forces and moments on Branemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247.
3. Jorneus L, Jemt T. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353-9.
4. Kallus T, Blessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5years. *Int J Oral Maxillofac implants* 1994;9:168-178.
5. Hemmings KW, Schmitt A, Zarb GA. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in edentulous mandible : a 5-year report. *Int J Oral Maxillofac implants* 1994; 9:191-196.
6. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants : the Toronto Study. PartIII : problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990;64:185-194.
7. Jemt T. Fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. A five-year follow-up report. *Clin Oral Implants Res* 1994;5:142-147.
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;10:303-311.
9. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G. Osseointegrated implants for single tooth replacement : A 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac* 1991;6:29.
10. Quirynen NI, 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;67:236-245.
11. Edwin A. McGlumphy, Deborah A. Mendel, Julie A. Holloway. Implant screw mechanics. *Dental Clinics of North America* 1998;42:71-89.
12. Griffith HT. Suggested tightening torques for structural bolts. *Fastener Technology/ Feb* 1987;p78-85.
13. Trilling J. Torque data for socket-head cap screws. *Fastener Technology* 1988; Feb:3-4.
14. Bickford JH. An introduction to the design

- and behavior of bolted joints. New York : Marcel Dekker. Inc. 1981.
15. Hubertus Spiekermann, Murat Yildirim. Ceramic abutment—a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000; 20:81-91.
 16. C Piconi, G Maccauro. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
 17. Guido Heydecke. Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutment : A short review and presentation of two cases. *Int J Prosthodont* 2002; 15:488-493.
 18. Bernt Andersson. Alumina Ceramic Implant abutments used for single-tooth replacement: A prospective 1- to 3-year Multi-center study. *Int J Prosthodont* 2001; 14:432-438.
 19. Cho HW. 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.
 20. Bert Andersson. Mechanical testing of superstructures on the CeraOne abutment in the Branemark system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:665-672.
 21. Yildrum M, Fischer H. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003; 90(4):325-331.
 22. Kim DJ, Lee MH, Lee DY, Han JS. Mechanical properties, phase stability, and biocompatibility of (Y,Nb)-TZ P /Al₂O₃ composite abutments for dental implant. *J Biomed Mater Res* 2000; 53(4):438-443.
 23. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11th ed. St. Louis: Mosby; 2002: p.68-69.
 24. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:99-108.
 25. Graf H. Bruxism. *Dent Clin North Am* 1969;13:659-65.
 26. Gibb CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 1986;56:226-229.
 27. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van 't Hof MA. Bite forces with mandibular implant-retained overdenture. *J Dent Res* 1998; 77:1832-1839.
 28. Lee JS. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet dent* 2002; 88:402-408.
 29. 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;13:409-431.
 30. Michal R. Norton, Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of the commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 1999; 81:2:159-66.
 31. Ervin I. Weiss, Dan Kozak, Martin D. Gross, Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;84:2:194-199.
 32. Tom. W. P. Koriath, Antonio C. Cardoso. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. *J Prosthet Dent* 1999;82: 312-316.
 33. Mcglumphy E. Keeping implant screws tight. *J Prosthet Dent* 1994;72:628.
 34. Adrian ED, Karantz WA, Ivanhoe J. Turna KA. A silicone obturator for the ac-

- cess canal in an implant-retained fixed prosthesis. *J Prosthet Dent* 1991;69:597.
35. Scherrer SS, Kelly JR, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness(KIc)of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dent Mater* 1999;15:342-348.
36. McCabe JF. Ceramic and Metal-Bonded Ceramics. *Applied Dental Materials*, ed 7. Oxford: Blackwell,1990:71-77.

Reprint request to:

Jung-Suk Han, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Seoul National University
28-1, Yeongun-Dong, Chongno-Gu, Seoul, 110-749, Korea
proshan@unitel.co.kr

ABSTRACT

AN INFLUENCE OF ABUTMENT MATERIALS ON A SCREW-LOOSENING AFTER CYCLIC LOADING

Tae-Sik Lee, D.D.S., M.S.D., Jung-Suk Han, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,
Jae-Ho Yang, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Jae-Bong Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,
Sung-Hun Kim, D.D.S., Ph.D.

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Seoul National University

Statement of problem: A phenomenon of screw-loosening in implant abutment is frequently occurred in a single and multiple implant restoration.

Purpose: This study was performed to evaluate an effect of abutment material on screw-loosening before and after a cyclic loading. In a single-tooth implant, different materials of abutment, Type III Gold alloy and Zirconium composite (ZrO_2/Al_2O_3) were used.

Material and method: The Gold alloy (Type III) and Zirconium composite (ZrO_2/Al_2O_3) were used to make a superstructure of implant, the one of types of UCLA. Each group was constituted of 5 sample with a 30-degree offset angulated loading platform. The external hexagonal fixture was rigidly held in a special holding jig to ensure solid fixation without rotation during the tightening and a cyclic loading. A Titanium-alloy screw was used to connect and controlled to be tightened in 20Ncm torque by a digital torque gauge. A 20 times of consecutive closing/opening cycle were performed to evaluate the immediate torque loss. In 5 sample of each material group, an initial opening torque was recorded during 3 closing/opening cycle, then 2Hz, 200N, 1,000,000 cyclic loadings were performed, then a opening torque was evaluated.

Result & Conclusion:

1. In this limited study, titanium alloy screw tightened in 20Ncm, a cold-welding phenomenon was not observed during the 20 times of closing/opening cycle ($p=0.11$, $p=0.18$).
2. In titanium alloy abutment screw, repeated opening and closing of the screw caused to progressive decrease of opening torque ($p=0.014$).
3. The difference in preload of screw between gold alloy abutment and ceramic (ZrO_2/Al_2O_3) abutment was not significant ($p=0.78$).
4. The difference in torque loss of screw between gold alloy abutment and ceramic (ZrO_2/Al_2O_3) abutment was not significant after 2Hz, 200N, 1,000,000 cyclic loading ($p=0.92$).
5. In titanium alloy abutment screw tightened by 20Ncm, the screw loosening was not significant on each group after 2Hz, 200Ncm, 1,000,000 cyclic loading ($p=0.59$).

Key words : Implant, Cyclic loading, Screw loosening