

# 임플란트 지대주의 삭제과정이 결합부 안정성에 미치는 영향

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

이장욱 · 김창희 · 장경수 · 임영준

## I. 서 론

치아결손부위를 수복하기 위한 방법 중 치과용 임플란트는 Brånemark<sup>1)</sup>에 의해 골 유착 개념이 도입된 이래 초기에는 완전 무치악 환자의 치료방법으로 사용되었다. 최근에는 부분 무치악 환자 또는 단일치 수복 환자에게까지 그 활용범위가 확대되어 왔다.

임플란트의 보철과정 중에는 나사의 풀림, 나사의 파절, 금관의 파절, 지지대(framework)의 파절, 임플란트의 파절 등의 문제점이 발생할 수 있다.<sup>2)</sup>

일부를 제외하고, 임플란트들은 각 구성요소들이 나사에 의해 연결되는 구조를 가지며, 임플란트가 골과 유착된 이후에는, 나사의 풀림 현상이 가장 흔한 문제점이다.<sup>3,4)</sup>

나사 풀림의 원인으로는 나사연결부위의 구부러짐과 침강효과를 들 수 있다.<sup>5)</sup> 이 중 과도한 구부러짐은 정적인 상태의 임플란트에 나사의 항복강도보다 높은 힘이 가해졌을 때 나사의 영구변형이 일어나는 경우이다. 이 경우 나사의 전하중(preload)이 감소하게 되며, 임플란트와 지대주의 계면이 느슨하게 된다.<sup>5)</sup> 나사의 항복강도보다 낮은 힘을 반복적으로 가하는 동적부하의 경우에도 각 부위의 미세운동을 일으켜 전하중을 감소시킨다. 이는 접촉력(contact force)을 감소시키게 되며 나사의 풀림 현상으로 귀결된다.

두 번째 침강효과는 어떠한 두 면도 완전히 매끄럽지는 않다는 점에 기초한다. 나사가 외부의 힘을

받으면 미세운동이 일어난다. 비마찰성 마모가 발생하면 두 접촉면은 더 가까워 지게 되며, 침강효과가 나사의 탄성인장 보다 크게 되면, 나사를 잡고 있는 힘이 사라지게 된다.<sup>6)</sup>

임플란트 지대주는 시술자의 편의성, 치료시간의 단축, 기공과정의 간편화, 경제성 등을 위해 형태가 단순화되어 왔다. 근래에 이르러 일반적인 자연치의 보철과정인 지대치의 삭제과정을 따른 방식이 지대주에 도입되었다. 그러나 이러한 삭제과정이 임플란트와 지대주 및 지대주나사에 미치는 영향에 대한 연구는 미미한 실정이다.<sup>6)</sup>

본 연구에서는 임플란트의 단일치 수복 시 사용되는, 지대주를 삭제하는 과정 전, 후 나사의 풀림 토크값을 비교하여 지대주 삭제과정이 임플란트/지대주 결합부 안정성에 미치는 영향을 알아보고자 하였다.

## II. 연구재료 및 방법

임플란트 매식체는 Brånemark (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden)와 ITI (Institut Straumann-AG, Waldenburg, Switzerland) 제조사의 제품을 사용하였다. 사용한 제품은 Table I에 표시하였다. 지대주는 단일치 수복이 가능한 맞물림 구조를 가지고 있으며 삭제 가능한 타이타늄 지대주를 사용하였다. 사용한 제품은 Table II에 표시하였다.

임플란트 매식체를 위해 아크릴레진 블록(Acrylic

resin block), (60×30×20mm)을 2개 제작하였다. 임플란트 매식위치에 맞추어 직경 6mm, 깊이 12mm의 원통형 구멍을 블록당 6개 형성하였다.

각 제조사의 임플란트를 직경에 따라 2개씩, 총 6개를 에폭시 레진을 사용하여 미리 형성한 아크릴레진 블록에 고정하였다. 임플란트와 아크릴레진 블록이 직접 접촉되는 부분은 없도록 주의하였다. ITI 임플란트의 경우는 나사선이 위치한 최상부까지 매식하였으며, Brånemark 임플란트도 마찬가지로 나사선이 위치한 최상부까지 매식하였다. 실온에서 24시간 동안 에폭시 레진이 중합되도록 하였다.

타이타늄 지대주를 각 제조사의 나사드라이버를 이용하여 임플란트 매식체와 결합시켰다. 그 후 디지털토크게이지(MGT-12, Mark-10 Corp. USA)를 사용하여 실온에서 윤활제를 개재하지 않은 상태로 제조사에서 추천하는 토크값으로 조였다(Table III).

실험결과를 일정하게 하고 응력을 분산시키기 위해 5분 경과한 후<sup>7)</sup>, 디지털토크게이지를 사용하여 초기폴립토크값을 측정하였다. 2회 반복하여 초기폴립토크값을 측정하고, 제조사에서 추천하는 값으로 다시 조였다. 한 명의 술자에 의해 구강내 삭제과정을 다음과 같이 재현하였다. 수랭식 조건의 하이스

**Table I.** Implants

Manufacturer	Diameter	Length(mm)	Number	Code
ITI	∅ 3.3mm, neck ∅ 3.5mm, NNI	10	2	NNI
	∅ 4.1mm, neck ∅ 4.8mm, RNI	10	2	RNI
	∅ 4.8mm, neck ∅ 6.5mm, WNI	10	2	WNI
Brånemark	Mk III ∅ 3.3mm, neck ∅ 3.3mm, NP	10	2	NP
	Mk III ∅ 3.75mm, neck ∅ 4.1mm, RP	10	2	RP
	Mk III ∅ 5.0mm, neck ∅ 5.1mm, WP	10	2	WP

**Table II.** Titanium abutments

Manufacturer	Diameter	Length(mm)	Number	Code
ITI	NN synOcta trim-able cylinder (REF 048.505) NN occlusal screw (Ti-6Al-7Nb anodized) (REF 049.177)	9	6	NNI-A
	RN synOcta cement abutment with SCS occlusal screw (REF 048.605)	5.5	6	RNI-A
	WN synOcta cement abutment with SCS occlusal screw (REF 048.606)	5.5	6	WNI-A
Brånemark	NP Esthetic abutment with screw (REF 29448)	10	6	NP-A
	RP Esthetic abutment with screw (REF 29454)	9	6	RP-A
	WP Esthetic abutment with screw (REF 29462)	9	6	WP-A

**Table III.** Torque value recommended by manufacturer

Manufacturer	Code	Torque value	Manufacturer	Code	Torque value
ITI	NNI-A	15Ncm	Brånemark	NP-A	35Ncm
	RNI-A	35Ncm		RP-A	35Ncm
	WNI-A	35Ncm		WP-A	35Ncm

피드 핸드피스(MACH-QD(MQ-SU), NSK, Japan)와 다이아몬드버(DIA-BURS SR-12, MANI, Japan)를 이용하여 삭제과정을 재현하였다. 수직측벽은 상부에서 5mm위치를 경계부위로 정하고 5분간 삭제과정을 진행하였고, 위쪽 수평측벽은 2분간 삭제과정을 진행하였다. 삭제과정이 끝나고 5분 후에 디지털토크게이지를 사용하여 최종폴림토크값을 측정하였다. 삭제한 지대주와 나사를 제거한 후 임플란트 매식체 상부를 물로 세척하고 완전히 건조시켰다. 다이아몬드 버는 한 개의 지대주를 삭제한 후 매번 새로운 것으로 교체하였다. 동일한 임플란트 매식체 상에서 새로운 나사와 새로운 지대주를 사용하여 총 3회 반복 시행하였다.

### III. 연구결과

삭제 과정을 거친 실험 모델의 지대주 중 육안으로 느껴진 것이 관찰되거나 동요도를 보이는 것은 없었다. 최종폴림토크를 측정하는 시점에서 지대

주 연결부위가 변형되거나 파손된 것은 없었으며, 나사도 외견상 정상적인 모습이었다. 모든 군에서 임플란트 매식체와 지대주의 연결부위에 균한 흔적이 관찰되었다.

RNI-A군의 두 개의 임플란트 지대주 중 한 군에서, 3회째 실험의 초기폴림토크값을 측정하기 위해 지대주를 조이는 과정 중에 발생한 디지털토크게이지의 문제로 인해 측정에 실패하였다. 초기폴림토크값과 최종폴림토크값을 표로 정리하였다(Table IV).

각 군의 초기폴림토크값의 평균값은 조임토크값의 71-84%의 범위(최소값: WP-A군: 70.6%, 최대값: RNI-A군: 84.3%)에서 측정되었다. 각 군의 최종폴림토크값의 평균값은 조임토크값의 50-71%의 범위에서 측정되었다(NNI-A군: 62.7%, RNI-A군: 71.4%, WNI-A군: 50.3%, NP-A군: 53.4%, RP-A군: 51.7%, WP-A군: 48.6%).

조임토크값에 대한 폴림토크값의 감소율을 비교하였다.

제조사에서 추천한 조임토크값과 측정된 폴림토

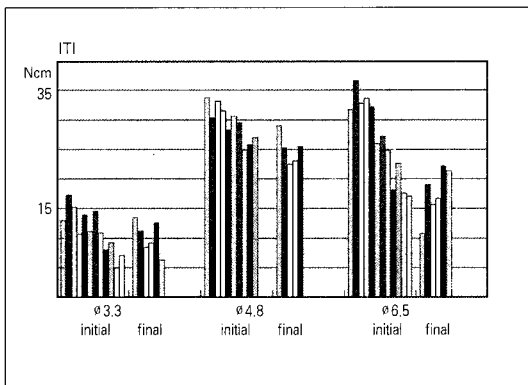
**Table IV.** De-torque value (initial: initial de-torque value, final: final de-torque value) unit: Ncm

Types of abutments		1	2	3	4	5	6	Mean	Standard deviation	
ITI	NNI-A	Initial	13.0	15.2	14.0	14.5	8.0	4.9	11.3	3.65
		Final	17.3	10.6	11.1	10.8	9.3	7.0	9.4	2.63
	RNI-A	Initial	33.8	33.1	28.3	29.5	25.8	-	29.5	2.98
		Final	30.3	31.5	30.6	24.9	27.0	-	25.0	2.60
	WNI-A	Initial	31.7	32.7	32.1	27.2	18.1	17.6	26.7	<b>6.78</b>
		Final	36.6	33.6	26.0	24.8	22.6	17.1	17.6	4.22
Brånemark	NP-A	Initial	27.8	24.5	28.7	26.1	29.5	27.2	27.6	1.86
		Final	31.2	25.3	28.1	27.3	26.5	28.7	18.7	1.50
	RP-A	Initial	26.0	22.9	24.1	25.2	28.2	23.8	25.2	1.66
		Final	26.5	25.4	24.2	27.5	25.8	23.2	18.1	2.76
	WP-A	Initial	24.8	30.4	24.4	29.7	21.2	27.2	24.7	<b>3.62</b>
		Final	23.8	24.9	21.5	27.0	17.6	23.5	17.0	2.81

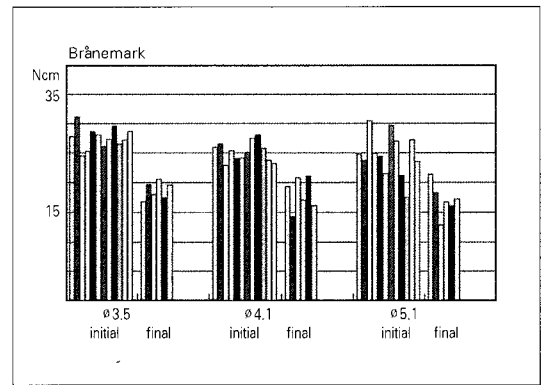
**Table V.** Reduction ratio between torque values and de-torque values

Mann-Whitney U	Asymptotic Significance	Exact Significance
NNI-A initial : NNI-A final	P(0.261)>0.05	P' (0.291)>0.05
RNI-A initial : RNI-A final	P(0.020)<0.05	P' (0.019)<0.05
WNI-A initial : WNI-A final	P(0.011)<0.05	P' (0.010)<0.05
NNI-A final : RNI-A final	P(0.273)>0.05	P' (0.329)>0.05
NNI-A final : WNI-A final	P(0.262)>0.05	P' (0.310)>0.05
RNI-A final : WNI-A final	P(0.006)<0.05	P' (0.004)<0.05
NP-A initial : NP-A final	P(0.001)<0.05	P' (0.000)<0.05
RP-A initial : RP-A final	P(0.001)<0.05	P' (0.000)<0.05
WP-A initial : WP-A final	P(0.002)<0.05	P' (0.001)<0.05
NP-A final : RP-A final	P(0.749)>0.05	P' (0.818)>0.05
NP-A final : WP-A final	P(0.200)>0.05	P' (0.240)>0.05
RP-A final : WP-A final	P(0.631)>0.05	P' (0.699)>0.05

SPSS 10.0.1 Mann-Whitney U



**Fig. 7.** De-torque values of ITI group.



**Fig. 8.** De-torque values of Brånemark group.

크값과의 차이를 계산하여 토크값의 감소율을 비교한 결과는 다음과 같다. 단 NNI-A 지대주 나사의 경우 조임토크값이 15Ncm가 기준이므로 35Ncm의 비율로 환산하여 지대주 군 간의 결과를 비교하였다 (Table V).

#### IV. 총괄 및 고안

지대주 간에 다양한 차이가 있기 때문에 일관적인 비교는 가능하지 않았다. 제조사에서 현재 출시중인 지대주 중에서 삭제가 가능한 타이타늄 재질로 되어

있는 단일치 수복이 가능한 맞물림 구조로 되어있는 제품을 선택하여 실험에 사용하였다.

가장 직경이 작은 제품의 지대주는 두 제조사 모두에서 형태를 다르게 만들어 출시하였다. NNI-A군의 경우는 임플란트 매식체가 외부육각구조 형태이므로, 이에 맞추어 나사와 지대주의 형태가 ITI군의 다른 군과 형태가 달랐다. Brånemark군의 다른 지대주에 비해 NP-A 군은 길이가 1mm 긴 형태를 가졌으며 나사의 직경 또한 가장 작은 형태를 보였다.

중간크기의 직경과 가장 큰 직경의 지대주는 동일한 길이의 제품이었으나 그 직경은 증가하는 형태를

보였다. RNI-A와 WNI-A군은 동일한 나사를 사용하는 구조였다. RP-A와 WP-A군의 나사는 직경의 차이를 보였다.

이 실험에서는 하나의 지대주 나사를 총 3회 조이고 푸는 과정을 반복하였다. 이론적으로 나사를 풀고 조이는 과정을 반복할 경우에, 나사선의 마찰 정도는 처음 조일 때 크지만, 횟수를 거듭할수록 마찰은 감소하고 전하중은 증가하게 된다고 알려져 있다.<sup>8,9)</sup> 그러나 Martin 등의 실험에서 5회 반복하여 나사를 조이고 푸는 과정을 반복하였을 때 풀림토크값이 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았으며,<sup>7)</sup> 나사 조임과 풀림의 반복과정을 5회 반복 시에 초기풀림토크값은 초기조임토크값의 70~80% 범위 내에서 비교적 일정하게 있었다.<sup>10)</sup> 또한 나사의 반복적인 사용이나,<sup>11)</sup> 경과시간에 따른 풀림토크값의 변화는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.<sup>11-13)</sup>

풀림토크값과 연관된 시간경과에 따른 전하중의 감소는 나사를 조인 뒤 총 감소량의 약 40%가 10초 이내에 대부분 발생하였다.<sup>14)</sup> 그리고 20회의 반복적인 토크를 부여하더라도 나사의 최종 인장강도에는 영향을 미치지 않았다.<sup>15)</sup>

적절한 압력으로 삭제를 진행하기 위해 교정력 측정장치(orthodontic force gauge)를 사용하여 적절한 강도를 술자가 학습하였다. 일반적인 치아 삭제 시에 부여하는 강도는 100g<sup>16)</sup>이고, 하이스피드 핸드피스 삭제 중 멈추지 않는 강도가 50g<sup>17)</sup>이므로 최소한의 강도를 50g, 최대한의 강도를 100g으로 정하고 학습을 하였으며 50g의 힘에 맞추어 삭제를 하도록 하였다. 비록 강도가 증가하더라도 다이아몬드버의 속도가 감소하므로 삭제효율이 증가하는 것은 아니었다.<sup>16)</sup>

많은 수의 실험들이 저작환경을 모방한 반복하중 테스트<sup>18)</sup>를 가하는 실험 방법을 채택하고 있었다. 이는 실험 내용을 표준화하고 반복재현이 쉽다는 장점이 있다. 상부구조의 형태나 하중방향을 다르게 한 실험내용들이 많았으며, 임플란트 매식체의 직경을 다르게 하여 비교 고찰한 실험은 많지 않았다. Hoyer 등의 실험<sup>19)</sup>에서는 임플란트 직경과 나사 풀림 간에는 무관한 결과를 보고하였으며, ITI군이 Brånemark군에 비해 결합부 형태가 우수하여 반복하중에 더 강하다는 결과도 있었다.<sup>12)</sup> 이전 실험들에

서 사용된 하중의 부여방법, 강도, 시간 등이 다양하기 때문에 일관된 분석을 하기에는 어려웠으며, 이번 실험과 같이 지대주를 삭제하는 과정을 사용한 연구<sup>6)</sup>는 그 수가 많지 않았다.

NNI-A 군을 제외한 모든 군에서 직경 별로 초기 풀림토크값의 감소율과 최종풀림토크값의 감소율간에 통계학적으로 유의한 차이를 보였다.

Gratton 등의 실험에서는 나사의 조임토크값을 16Ncm, 32Ncm, 48Ncm으로 달리 하였을 경우, 반복하중 후에 16Ncm군에서 임플란트 매식체와 지대주 사이의 미세운동(micromotion)이 유의성 있게 증가하였다.<sup>20)</sup> 이는 NNI-A군의 조임토크값이 다른 군과 차이를 나타낸 것에 부합되나 이 실험에서는 그 외의 변수가 있으므로, 추후 부가적인 연구가 필요할 것으로 생각된다.

임플란트와 지대주가 편평한 두 면이 겹쳐짐 없이 접촉되는 구조(butt-joint)에서는 임플란트와 지대주를 연결시키는 일차적인 요소는 나사뿐이다. 전하중은 매우 중요한 요소로 고려하여야 하며, 이 경우 나사 풀림 현상은 미세운동에 의한 연결부위의 과도한 접힘이나 침강효과에 기인하게 된다.<sup>5)</sup> 하지만 임플란트와 지대주가 원추형으로 접촉되는 구조(morse-taper)에서는 조임과 마찰력이 임플란트와 지대주를 연결시키는데 부가적인 도움을 준다. 즉 이러한 임플란트와 지대주간의 직접적인 조임과 마찰력이 외력에 대해 보호효과를 부여하며, 원추형으로 접촉되는 구조는 미세운동이 감소하게 되므로 우수한 강도와 결합부 안정성을 부여한다고 보았다.<sup>21)</sup> 즉, ITI는 원추형으로 접촉되는 구조를 이용하여 힘의 분산과 나사의 풀림 방지를 도모하고자 하는 구조라고 판단된다.

미세운동은 연결부위의 간격(interfacial gaps)<sup>22)</sup>이 존재하는 것에서 기인한다. 충분한 전하중이 나사에 의해 부여되더라도 두 면간의 접촉부위는 이 간격만큼 떨어져 있게 되므로, 이 간격을 클 경우 미세운동에 의한 결과는 불리하게 된다. 동일한 임플란트를 반복적으로 사용하는 과정에서 깨끗이 세척하고 건조시킨 후 실험을 진행 하였지만 삭제과정에서 나온 가루입자에 의한 오염 때문에 연결부위의 간격이 증가하였을 수 있다. 이 경우 접촉면적이 넓은 경우가 불리하기 때문에 실험이 진행될수록 ITI 군의 결과

에 불리한 영향을 미쳤을 가능성이 있다.

동일한 임플란트 매식체를 반복 사용한 이 실험에서는 미세운동 시에 지대주와 임플란트 매식체간의 마찰에 의해 결합면의 거친 정도가 증가되었을 가능성도 있다.

RNI-A군과 WNI-A군 간에서 최종폴립토크값의 감소율이 통계학적으로 유의한 차이를 보였다. 임플란트의 직경에 관계없이 나사의 직경이 동일한 ITI군에 비해, Brånemark군은 임플란트의 직경이 증가하면 나사의 직경도 증가하였다. 이번 실험에 사용한 지대주는 임플란트 직경에 따른 직경의 차이가 있었다. 지대주가 두꺼운 경우 삭제하는 부위의 위치가 중심에서 더 멀어지게 되고 삭제 시 동일한 힘을 가하더라도, 지대주에 미치는 힘은 모멘트(거리×힘)로 작용하므로 더 크게 작용하게 된다. Brånemark군의 나사는 임플란트 직경에 따라 굵기가 다르므로 이러한 모멘트의 차이를 감소시키는 효과를 나타낸 것으로 보인다. 또한 나사의 표면처리기법이나 나사의 강도, 임플란트 매식체의 나사선의 강도 또한 연관되어 있을 수 있다.

이 실험에서 임플란트 매식체는 3회 반복사용 하였으며 이 과정에서 초기폴립토크값의 표준편차가 ITI군과 Brånemark군 모두에서 직경이 가장 큰 군에서 가장 크게 측정되었다. 이는 지대주의 직경과 연관되어 있을 것으로 보이나 정확한 인과관계를 설명하기에는 부족하였다.

또한, 지대치의 삭제과정을 레진 블록 상에서 진행하였으며, 구강 내 환경을 완전히 재현하는 것으로 보기엔 무리가 있다. 향후 구강 내와 좀 더 유사한 환경에서의 실험이 있어야 할 것으로 생각된다.

## V. 결 론

지대주의 삭제하는 과정 전, 후 나사의 폴립토크값을 비교하여 지대주 삭제과정이 임플란트/지대주 결합부 안정성에 미치는 영향을 알아보고자 한 이 실험에서는 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 모든 군에서 지대주의 폴립현상이나 동요도를 보이지 않았으며, 지대주 연결부위가 변형되거나 파손되지도 않았으나, 다소의 굵힌 흔적은 관찰되었다.

2. NNI-A 군을 제외한 모든 군에서 초기폴립토크값의 감소율에 비해 최종폴립토크값의 감소율이 통계학적으로 유의한 증가를 보였다.( $p<0.05$ )
3. ITI군에서 RNI-A군에 비해 WNI-A군의 최종폴립토크값 감소율이 통계학적으로 유의한 증가를 보였다.( $p<0.01$ )
4. 동일한 임플란트 매식체를 반복하여 사용한 두 제조사의 군 중에서 직경이 가장 큰 군의 초기폴립토크값이 가장 큰 표준편차값을 보였다.

## 참고문헌

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
2. 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.
3. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, et al. 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. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:149-60.
5. Jorneus 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. Zhang F, Zhao Y, Wang H, Razzoog ME, Lang BR. The preparation procedure of TiAdapt abutment effect on the implant to abutment joint stability. *Hua Xi Yi Ke Da Xue Xue Bao* 2002;33:247-9.
7. 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.

8. Hagiwara M, Chashi N. New tightening technique for threaded fasteners. *Materials and Engineering Proceedings of the International Offshore Mechanics and Arctic Engineering Symposium*, vol 3. New York: American Society of Mechanical Engineers 1992:371-76.
9. Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant-prosthetic screws. *J Prosthet Dent* 2002;88:183-91.
10. 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.
11. Schulte JK, Coffey J. Comparison of screw retention of nine abutment systems: a pilot study. *Implant Dent* 1997;6:28-31.
12. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604-10.
13. 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.
14. 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.
15. Al Rafee MA, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB, Tzenakis GK, Pechous CE. The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 176-82.
16. Westland IA. The energy requirements of the dental cutting process. *J Oral Rehabil* 1980; 7:51-63.
17. Blue DS, Griggs JA, Woody RD, Miller BH. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent* 2003;90:247-54.
18. Lee J, Kim YS, Kim CW, Han JS. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent* 2002;88:402-8.
19. 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.
20. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001;85:47-52.
21. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. 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.
22. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997 Jul-Aug;12(4):527-40. Erratum in: *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:709.

---

**Reprint request to:**

**Chang-Whe Kim**, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, Graduate School, Seoul National University  
 28-1, Yeongun-Dong, Chongno-Gu, Seoul, 110-749, Korea  
 k43c46w@snu.ac.kr

사진부도

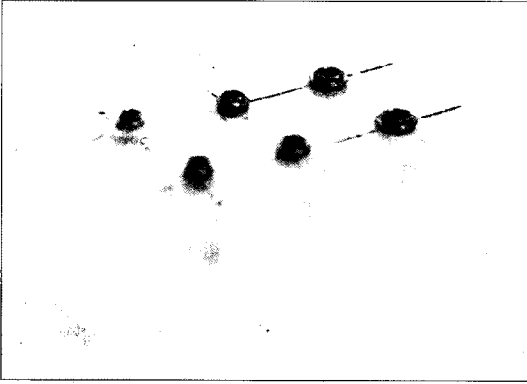


Fig. 1. Acrylic resin block embedded with Brånemark implants.

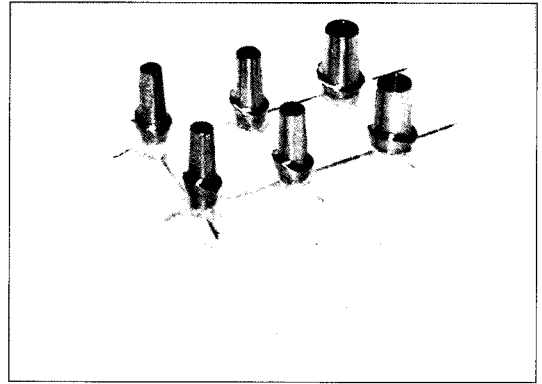


Fig. 2. Brånemark implants connected with esthetic abutments.

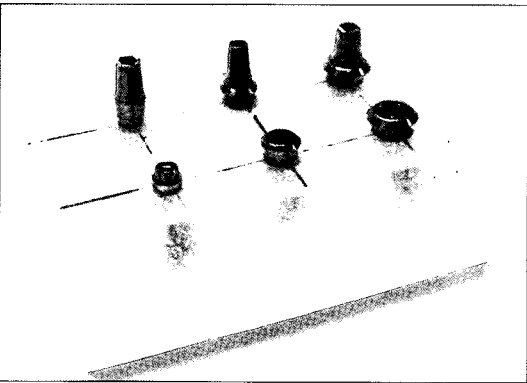


Fig. 3. ITI implants connected with synOcta® abutments.

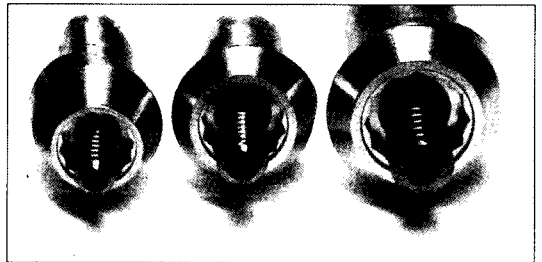


Fig. 4. Esthetic abutments of Brånemark (NP, RP, WP from left to right).

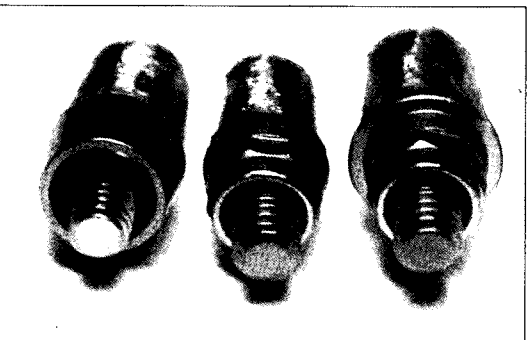


Fig. 5. synOcta® abutments of ITI (NN, RN, WN from left to right).

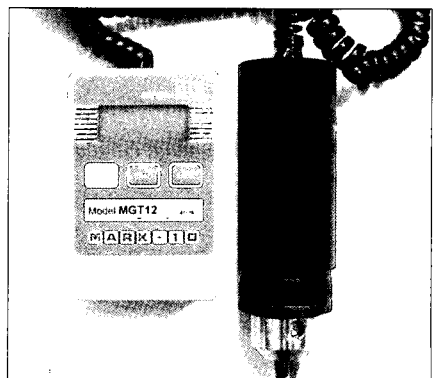


Fig. 6. Digital torque gauge (MGT-12, Mark-10 Corp. USA).



## ABSTRACT

# THE EFFECT OF PREPARATION PROCEDURE ON IMPLANT-ABUTMENT JOINT STABILITY

Jang-Wook Lee, D.D.S., M.S.D., Chang-Whe Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,  
Kyung-Soo Jang, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Young-Jun Lim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Department of Prosthodontics, Graduate School, Seoul National University*

**Statement of problem:** Little is known about the effect of abutment preparation procedure on de-torque values in different implant platform and the relationship of final de-torque values with different implant platform size.

**Purpose:** This study evaluated the effect of abutment preparation procedure on de-torque values in different implant platform and the relationship of final de-torque values with different implant platform size.

**Material and method:** Six ITI implants (2 narrow-neck implants, 2 regular-neck implants, 2 wide-neck implants) and six Brånemark implants (2 narrow platforms, 2 regular platforms, 2 wide platforms) were embedded in each acrylic resin block with epoxy resin. Eighteen synOcta® abutments (6 narrow-neck implant-abutments, 6 regular-neck implant-abutments, 6 wide-neck implant-abutments) and eighteen esthetic abutments (6 narrow platform-abutments, 6 regular platform-abutments, 6 wide platform-abutments) were tightened to each implant with digital torque gauge. Initial de-torque values were measured using digital torque gauge. After preparation of abutments, Final de-torque values were measured with digital torque gauge.

### **Results and conclusion:**

1. Screws loosening or abutments motion were not detected in all experimental group, but some scratches of implant-abutment joints were detected in all group.
2. Reduction ratios of final de-torque values were greater than initial de-torque values in all measured group, except in narrow-neck implant-abutment group ( $p < 0.05$ ).
3. Reduction ratios of final de-torque values in wide-neck implant-abutment group were greater than regular-neck implant-abutment group ( $p < 0.01$ ).
4. The greatest standard deviation value was detected in wide platform group in both implant systems.

---

**Key words:** Preparable abutment, Initial de-torque value, Final de-torque value, Screw loosening, Joint stability