

# 골유착 재현 레진 모델에서 골 상태 및 임플란트 형태에 따른 임플란트 안정성에 관한 연구

권택가<sup>1,2</sup> · 여인성<sup>2</sup> · 김성훈<sup>2</sup> · 한중석<sup>2</sup> · 이재봉<sup>2</sup> · 양재호<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>가톨릭대학교 치과보철학교실, <sup>2</sup>서울대학교 치과대학 치과보철학교실

**연구 목적:** 자기공명주파수 분석, 페리오테스트, 폴립 토크는 임플란트의 안정성을 측정하기 위한 방법으로 알려져 있다. 이 방법들은 골 상태와 임플란트 형태에 영향을 받는다. 본 연구에서는 골유착이 재현된 아크릴 레진 실험 모델에서 임플란트가 결합된 골의 양을 변화하고 경부의 골 상실양이 증가하였을 경우, 자기공명주파수 분석, 페리오테스트, 폴립 토크 측정에 어떠한 영향을 주는지 알아보고 이들 상호간의 관계를 알아보려고 하였다.

**연구 재료 및 방법:** 골 유착을 재현하기 위하여 임플란트를 알루미늄 틀에 나사로 고정한 후 자가중합형 아크릴릭 레진의 가루와 용액을 틀 안에 부어서 중합을 시켰다. 임플란트와 결합된 레진의 두께를 조정하여 골 결합 두께를 각각 1, 3, 5, 10 mm인 경우로 재현하였다. 그 후 임플란트 주변 경부 골 상실 양이 1, 3, 5 mm인 경우를 재현하였다. 각각의 재현된 골 조건에서는 4 mm 직경의 직선형 임플란트, 같은 직경의 tapered 형 임플란트, 5 mm 직경의 tapered 형의 3가지 임플란트가 각각 5개씩 사용되었다. 모든 골 조건에서 자기공명주파수 분석과 페리오테스트 측정이 이루어졌으며 골 결합 두께 1, 3 mm 시편에서는 폴립 토크가 측정되었다.

**결과:** 골 결합 두께가 증가하거나 임플란트 직경이 증가할수록 통계적으로 유의하게 ISQ 값은 증가하였고, 페리오테스트 값은 감소하였다 ( $P<.001$ ,  $P<.001$ ). 임플란트 경부에 주위 골 상실 양이 커질수록 ISQ 값은 감소하였고, 페리오테스트 값은 증가하였다 ( $P<.001$ ). ISQ 값과 페리오테스트 값은 매우 강한 상관관계를 나타냈다 ( $r=-0.99$ ,  $P<.001$ ). ISQ 값과 폴립토크는 약한 상관관계를 나타냈으며 ( $r=0.52$ ,  $P<.001$ ), 페리오테스트 값과 폴립 토크도 약한 상관관계를 나타냈다 ( $r=-0.52$ ,  $P<.001$ ).

**결론:** 레진으로 재현한 골의 양이 증가할수록, 임플란트의 직경이 증가할수록, 경부의 골 상실양이 적을수록 임플란트 안정성이 증가함을 확인할 수 있었다. 또한 본 연구에서는 ISQ 값과 페리오테스트 값의 강한 상관관계를 밝힐 수 있었다. (대한치과보철학회지 2011;49:128-37)

**주요단어:** 임플란트 안정성, 자기공명주파수 분석, 페리오테스트, 폴립 토크

## 서론

Primary implant stability는 임플란트의 성공적인 골 유착에 매우 중요한 역할을 한다고 여겨진다.<sup>1</sup> Primary stability는 주변골의 질과 양, 임플란트의 형태 (길이, 두께), 식립하는 기술 (drill 크기, 매식체의 직경, self-tapping 여부) 등에 의하여 영향을 받는 것으로 알려져 왔다.<sup>2</sup> Secondary stability는 woven bone과 lamellar bone의 2차적인 접촉의 결과로 형성된다.<sup>3</sup>

임플란트의 안정성은 여러 가지 비침습적인 방법에 의해서 측정될 수 있다. 방사선 사진, Cutting torque resistance analysis, 페리오테스트, 자기공명주파수 분석 등이 이에 속하는 방법들이다. 또한 침습적인 방법들도 여러 가지 존재한다. 조직형태학적 분석, 폴립 토크 등이 이에 속하는 방법이다.<sup>2</sup>

임플란트의 비파괴 진동분석은 한 차례 자극을 가한 후 나타나는 반응을 이용한 분석법이다. 페리오테스트는 이러한 진동 분석을 이용한 검사법으로 원래는 치주인대가 존재하여 생기는 자연치의 동요도를 측정하기 위하여 개발되었다.<sup>4</sup> 페리오테스트는 많은 연구들에서 임플란트 안정성을 평가하는데 신

뢰할 수 있는 방법으로 보고되고 있다.<sup>2,7-9</sup> 페리오테스트는 전자 기계적인 힘으로 움직이는 금속봉으로 대상 물체를 두드리고 그 반응을 측정을 하는 것이다. 측정치는 검사 대상 물체와 금속 봉의 접촉시간을 계산한 것이다. 이것은 소위 Periotest value (PTV)라고 불리는 고유한 계측치로 변환되어 표시된다.<sup>4</sup>

그러나 임플란트보다 움직임이 큰 자연치의 동요도를 측정하기 위해 개발된 페리오테스트를 임플란트에 적용하니 장치의 민감도가 부족하다는 문제가 지적되었다.<sup>5,6</sup> 본 실험에서는 이러한 민감도 문제점을 극복하고 사용의 편의성을 위하여 기존의 유선의 형태를 탈피한 무선형태를 가진 Periotest® M (Medizintechnik Gulden e.K., Modautal, Germany)를 사용하였다. 기존의 Periotest®는 결과치인 PTV가 -8 에서 +50까지 정수로만 표시가 되었지만 Periotest® M은 -8.0 에서 50.0까지 표시 범위는 동일 하지만 소수점 첫번째 자리까지 PTV가 표시가 되어 그 민감도를 10배 향상되었다.

자기공명주파수 분석법은 최근에 많이 이용되는 비파괴적인 진동 분석법의 하나이다. Meredith 등<sup>10</sup>에 의하여 처음으로 Ostell™ (Integration Diagnostics AB, Göteborg, Sweden)을 이용한 자

\*교신저자: 양재호

110-749 서울시 종로구 연건동 28 서울대학교 치의학대학원 치과보철학교실 02-2072-3393; e-mail, jhoyang@snu.ac.kr

원고접수일: 2010년 10월 5일 / 원고최종수정일: 2011년 2월 20일 / 원고채택일: 2011년 3월 11일

\*본 연구에서 사용된 임플란트는 (주) 신홍(서울, 대한민국)에서 제공한 것임.

기공명주파수 분석법이 소개되었다. RFA는 비침습적이고 여러 시점에서 임플란트 안정성과 골밀도를 진동과 구조분석의 원리를 이용하여 측정할 수 있다. 자기공명주파수 분석을 위해서는 작은 L자형의 변환기를 임플란트나 지대주에 나사를 이용하여 고정한다. 변환기는 2개의 piezoceramic으로 구성되어 있다. 그 중 하나는 sinusoidal signal (3,500 - 8,500 kHz)로 진동을 하면 다른 하나는 진동을 감지하는 수신기 역할을 한다. 감지된 신호의 공명최고치 (resonance peak)는 임플란트 안정성 분석에서 정량적으로 사용된다.<sup>11</sup> Ostell™은 Implant Stability Quotient (ISQ)라는 계측치를 도입하여 공명최고치의 주파수 구간을 나눠서 각 단위 구간을 대표하게 하였다. 즉, 공명최고치 3,500 - 8,500 Hz를 ISQ수치 0 - 100으로 변환하였다.<sup>12</sup> 현재는 기존의 유선방식을 탈피한 무선형태의 Ostell™ mentor (Integration Diagnostics AB, Göteborg, Sweden)가 널리 사용되고 있으며 본 실험에서도 Ostell™ mentor를 사용하였다. 임상적으로 ISQ 값은 골 치유 과정에서 임플란트 골 유착 성공과 실패에 따른 임플란트 안정성의 변화와 상호관련성을 갖는다.<sup>13</sup> 조직형태학적 연구에서도 자기공명주파수 분석 결과가 bone-to-implant contact (BIC)의 양과 관련성이 있다고 보고되고 있다.<sup>13</sup>

풀림 토크 테스트는 Roberts 등<sup>14</sup>에 의해 처음 제안되어, Johansson과 Albrektsson<sup>15</sup>에 의해 발전되었다. 이 방법은 bone-to-implant contact (BIC)가 파괴되는 순간의 토크를 측정하는 것으로 임플란트의 bone-to-implant contact 정도를 간접적으로 보여주는 것이다. 그러나 이 방법은 비가역적이고 파괴적이라는 비판을 받고 있다.<sup>2</sup> 사실상 주로 실험실 실험에서 사용되고 있다.

본 연구의 목적은 (1) 골 유착이 재현된 아크릴 레진 모델에서 임플란트와 결합된 골의 양을 달리하고 임플란트 경부의 골 손실을 여러 가지로 재현하여 implant stability의 여러 가지 다양한 측정 방법 (자기공명주파수 분석, 페리오메스트, 풀림 토크 측정으로 계측하여 이들 결과들의 의미를 살펴보고 (2) 이들간의 상호 관계를 고찰하는 것이다.

## 연구 재료 및 방법

### 1. 골유착 재현 아크릴릭 레진 블록 모델과 임플란트

본 실험에서는 다양한 형태의 임플란트 M (Shinhung Co., Seoul, Korea) internal type을 사용하였다. 임플란트 M은 경부 3.5 mm에는 microthread가 형성되어 있고 표면은 Mg Titanate (Shinhung Co., Seoul, Korea) 기술이 적용되었다. 3가지 형태의 서로 다른 임플란트를 사용하는데, 그 종류와 숫자는 직경 4 mm의 straight body (S4 실험군), 직경 4 mm의 tapered body (T4 실험군), 직경 5 mm의 tapered body (T5 실험군)를 가진, 길이는 10 mm로 모두 동일한 임플란트를 각각 15개씩 총 45개를 사용하였다. Tapered body는 1.5도 각도로 일정하게 경부에서 첨단쪽으로 좁아지는 형태를 가졌다. 직경 4 mm tapered body 임플란트는 경부 직경이 4.37 mm로 straight body 4.0 mm보다 다소 넓었으며 5 mm tapered body의 경부 직경도 5.37 mm이었다.

준비된 임플란트는 특수 제작된 알루미늄 틀에 나사를 이용하여 고정하였다 (Fig. 1). 고정된 임플란트 주변으로 자가중합형 아크릴릭 레진 (Ortho-jet, Lang-dental, IL, USA)의 powder와 liquid를 붓고 중합이 완료되기 전에 레진과 임플란트와의 접촉면을 균일한 두께로 유지할 수 있는 jig를 결합하였다. 잉여 레진을 제거하고 레진의 중합을 실온에서 완료하였다 (Fig. 2). 각 실험적 골 결합 두께 조건과 골상실 조건의 경우에 각각 5개의 임플란트가 3가지 임플란트 종류별로 사용되었다.

### 2. 실험적 골조건과 치경부 골상실

본 실험은 2가지 부분으로 나누어 진행하였다.

실험 1은 임플란트 치경부에서부터 점진적으로 결합되는 골의 양이 증가하는 경우를 재현하기로 하였다. 치경부에 결합되는 레진의 두께가 1 mm (1M0), 3 mm (3M0), 5 mm (5M0) 그리고

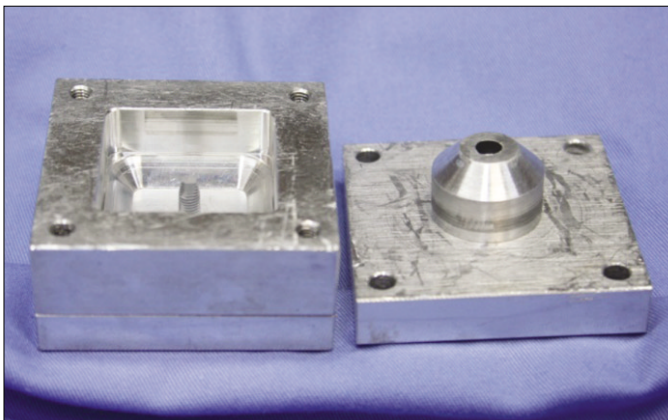


Fig. 1. Aluminum mold for specimen.

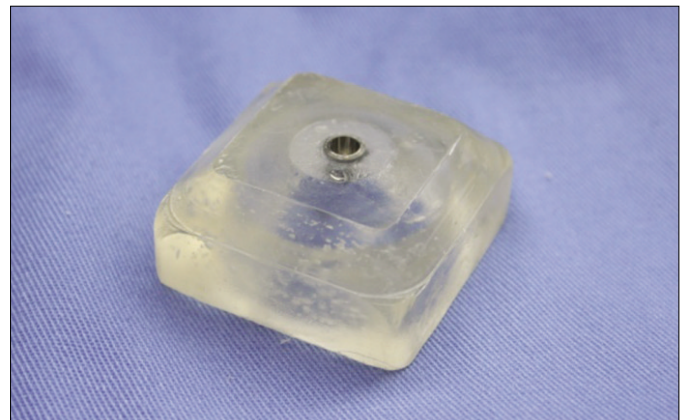
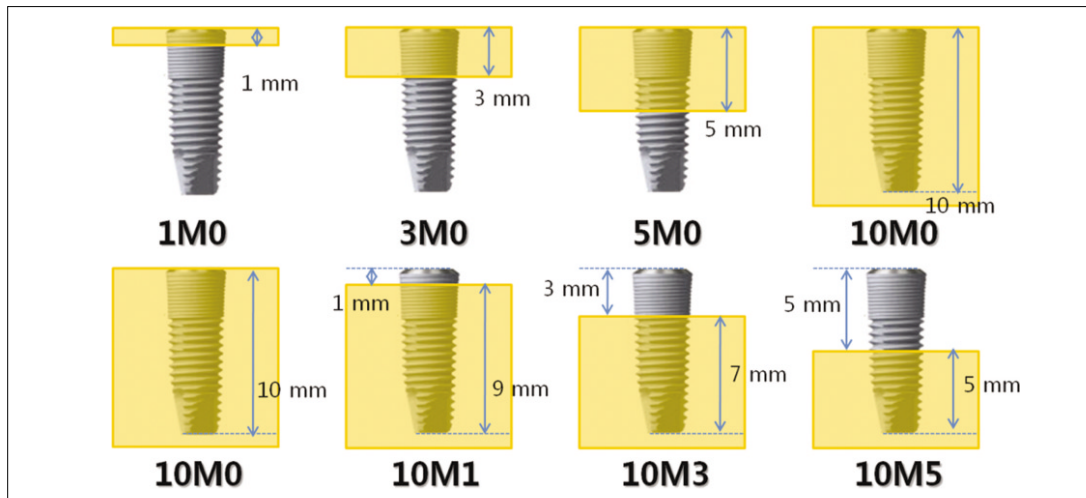
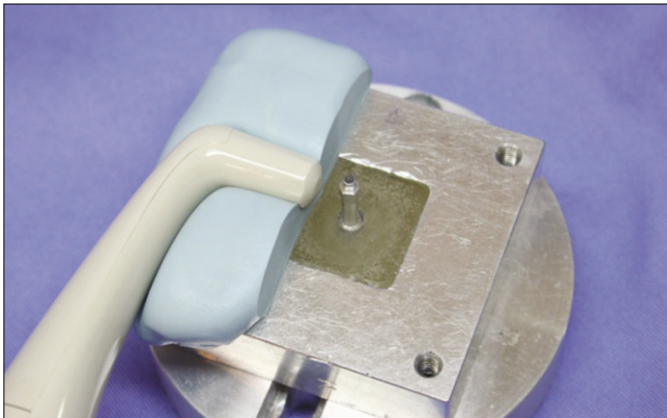


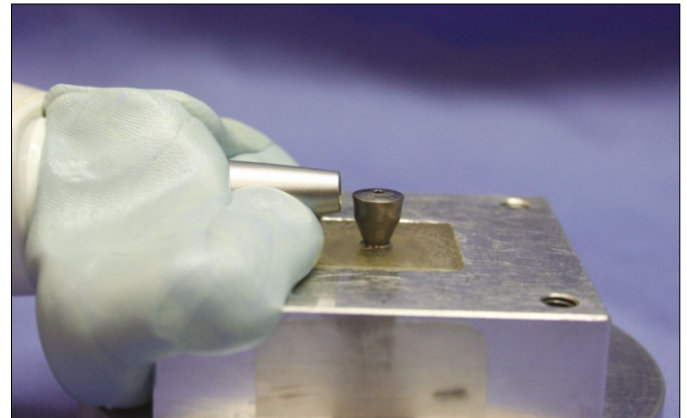
Fig. 2. Osseointegration simulated specimen.



**Fig. 3.** Schematic view of simulated bone condition with acrylic resin (1M0 : integration with 1 mm thick resin, 3M0 : integration with 3 mm thick resin, 5M0 : integration with 5 mm thick resin, 10M0 : integration with over 10 mm thick resin, 10M1 : integration with over 10 mm thick resin and simulation of 1 mm cervical bone loss, 10M3 : integration with over 10 mm thick resin and simulation of 3 mm cervical bone loss, 10M5 : integration with over 10 mm thick resin and simulation of 5 mm cervical bone loss).



**Fig. 4.** Evaluation of resonance frequency.



**Fig. 5.** Evaluation of Periostest.

마지막으로 임플란트 침단까지 모두 결합되는 10 mm (10M0)로 총 4가지 경우로 골 결합 상태를 재현하였다 (Fig. 3).

실험 2는 임플란트가 모두 아크릴릭 레진 블록에 결합되어 있는 상태에서 임플란트보다 직경이 큰 trephine bur를 이용하여 임플란트가 손상되지 않도록 치경부 부위는 레진을 제거하고 나머지 잔사는 날카로운 scalpel로 처리하여 치경부 골 상실을 재현하였다. 골 상실이 전혀 없는 경우 (10M0)는 실험 1에서의 마지막과 동일하고, 1 mm 치경부 골 상실 (10M1), 3 mm 치경부 골 상실 (10M3), 5 mm 치경부 골 상실 (10M5)의 경우 총 4가지 경우를 재현하였다 (Fig. 3).

### 3. 자기공명주파수 분석, 페리오테스트, 톨립 토크

표준화된 자기공명주파수 분석과 페리오테스트를 시행하기 위하여 각 장치의 측정 장치가 임플란트 장축에 수직이 되도록 실리콘 퍼티를 이용하여 jig를 제작하였다. 자기공명주파

수 분석은 Ostell™ mentor (Integration Diagnostics AB, Göteborg, Sweden)를 이용하여 측정하였다. 분석을 위하여 Smartpeg™ type 6를 5 Ncm 이상의 힘으로 임플란트에 연결하고 임플란트 장축을 중심으로 0도, 90도, 180도, 270도에서 각각 측정하였다 (Fig. 4).

페리오테스트는 무선형태의 Periostest® M (Medizintechnik Gulden e.K., Modautal, Germany)을 사용하여 측정하였다. 측정을 위해서 직경 6.5 mm, 치은 높이 2 mm 치유 지대주의 측면을 삭제하여 최상부 바깥쪽 부위만 바깥으로 두드리지도록 만들었다. 이렇게 변형한 이유는 페리오테스트 검사시에 돌출되는 금속봉이 치유 지대주의 최상부 바깥쪽 부위이며 임플란트 상방 6 mm 부위에서만 일정하게 접촉되도록 하기 위해서였다. 변형된 치유 지대주는 톨립 렌치 (Nobel Biocare™, Göteborg, Sweden)를 이용하여 15 Ncm의 힘으로 임플란트에 연결한 후 페리오테스트 검사를 시행하였다. 검사시 제작된 실리콘 퍼티 jig를 이용하여 측정하였으며 역시 임플란트 장축을 중심으로 0도, 90도, 180도, 270도에서 각각 측정하였다 (Fig. 5).





Fig. 6. Removal torque test with motorized torque test stands, TSTM.

폴립 토크 측정은 실험1에서 레진 결합 1 mm (1M0), 3 mm (3M0) 경우에만 측정을 하고 나머지 5 mm, 10 mm 경우와 실험 2에서는 측정하지 않았다. 측정은 전동 모터가 장착된 토크 측정기기 세트인 TSTM (Mark-10 Co., NY, USA)을 사용하여 초당 2도의 회전 속도로 임플란트를 제거하면서 임플란트와 레진과의 결합이 파괴될 때의 최대 토크를 측정하였다 (Fig. 6). 또한 폴립 토크 측정을 한 임플란트는 변형이 우려되어 재사용하지 않았다. 폴립 토크 측정을 하지 않은 임플란트는 아크릴릭 레진을 추가하거나 제거하고 자기공명주파수 분석과 페리오테스트 반복하여 측정하였다. 총 45개의 임플란트가 레진에 매몰되어 실험에 사용되었으며 자기공명주파수 분석과 페리오테스트는 총 420회 시행되었고, 폴립 토크 측정은 30회 시행되었다.

#### 4. 통계분석

본 실험결과와 통계처리는 윈도우용 SPSS Version 18.0 (SPSS Inc., IL, USA)를 사용하여 분석하였다. 결과들은 정규성 검사와 등분산성 검사를 시행하여 통계방법을 결정하였다. 집단이 3개 이상인 경우에는 Kruskal-Wallis test를 시행하고 집단간의 검증으로 Dunn's procedure를 시행하였으며 집단이 2개인 경우에는 Mann-Whitney U test를 시행하였다. Kruskal-Wallis test와 Mann-Whitney U test의 통계적 유의성은 95% 유의 수준으로 검증하였다. 또한 측정 방법들에 대한 상관관계 분석은 Spearman test를 실시하여 분석하였다.

#### 결과

실험 1에서 결합된 레진의 두께에 변화함에 따라 측정된 ISQ 값, PTV, 폴립 토크 값의 평균과 표준편차는 Table 1에서와 같다. 자기공명주파수 분석, 페리오테스트, 폴립 토크에서 모두 통계적으로 유의한 차이를 보였으며 이것은 실험에 사용된 모든 임플란트 종류를 통합한 결과이다 ( $P<.001$ ) (Table 1). 각 임플란트 종류별 분석에서는 S4 군과 T4 군의 폴립 토크 값에서는 유의한 차이를 보이지 않았으나 ( $P=.28, P=.05$ ), 그 외의 다른 실험군과 재현된 골 조건에서는 모든 검사 값들이 유의한 차이를 보였다 ( $P<.001$ ) (Table 1). 임플란트가 접촉하는 주위 레진의 수직폭의 두께 별로 통계적 유의성을 알아보기 위해 사후검증으로 Dunn's procedure를 시행하였다. 임플란트 전체를 대상으로 분석한 결과는 ISQ 값과 PTV이 모든 레진 두께 별로 유의한 차이가 있었으나 ( $P<.01$ ) (Fig. 7, 8), S4 실험군을 대상으로 분석 시에는 5 mm와 10 mm의 사이에서 ISQ 값만이 유의한 차이를 보이지 않았고 ( $P=.07$ ) 다른 모든 경우들 사이에서는 ISQ 값, PTV가 유의성 있는 차이를 보였다 ( $P<.05$ ). T4 실험군을 대상으로 분석 시에도 역시 5 mm와 10 mm의 사이에서 ISQ 값만 유의한 차이를 보이지 않았고 ( $P=.10$ ) 다른 모든 경우들 사이에서는 ISQ 값,

Table 1. Implant stability quotient (ISQ), periotest value (PTV), removal torque (RT, Ncm) in part 1 experiment (mean  $\pm$  SD)

		Engaged acrylic resin depth				P value
		1 mm	3 mm	5 mm	10 mm	
Total	ISQ	48.37 $\pm$ 6.21	78.60 $\pm$ 1.85	85.20 $\pm$ 1.92	87.90 $\pm$ 1.70	<.001
	PTV	5.93 $\pm$ 3.19	-4.18 $\pm$ 0.74	-6.05 $\pm$ 0.65	-6.92 $\pm$ 0.42	<.001
	RT	26.41 $\pm$ 9.97	57.74 $\pm$ 31.33			<.001
Straight, Diameter 4 mm (S4)	ISQ	45.20 $\pm$ 5.25	76.70 $\pm$ 1.30	83.60 $\pm$ 1.47	86.40 $\pm$ 0.82	<.001
	PTV	7.45 $\pm$ 3.02	-3.49 $\pm$ 0.59	-5.51 $\pm$ 0.43	-6.60 $\pm$ 0.30	<.001
	RT	30.58 $\pm$ 7.60	40.96 $\pm$ 25.08			.28
Tapered, Diameter 4 mm (T4)	ISQ	44.60 $\pm$ 3.59	78.50 $\pm$ 0.69	84.70 $\pm$ 1.19	87.40 $\pm$ 1.19	<.001
	PTV	7.84 $\pm$ 1.83	-4.05 $\pm$ 0.22	-5.87 $\pm$ 0.47	-6.76 $\pm$ 0.22	<.001
	RT	31.08 $\pm$ 7.52	58.68 $\pm$ 31.82			.05
Tapered, Diameter 5 mm (T5)	ISQ	55.30 $\pm$ 1.78	80.60 $\pm$ 0.68	87.30 $\pm$ 0.66	89.90 $\pm$ 0.31	<.001
	PTV	2.52 $\pm$ 0.75	-5.01 $\pm$ 0.23	-6.77 $\pm$ 0.16	-7.41 $\pm$ 0.16	<.001
	RT	17.58 $\pm$ 8.43	73.58 $\pm$ 29.06			<.001

\* ISQ and PTV were analyzed with Kruskal-Wallis test. RT was analyzed with Mann-Whitney U test. SD, standard deviation.

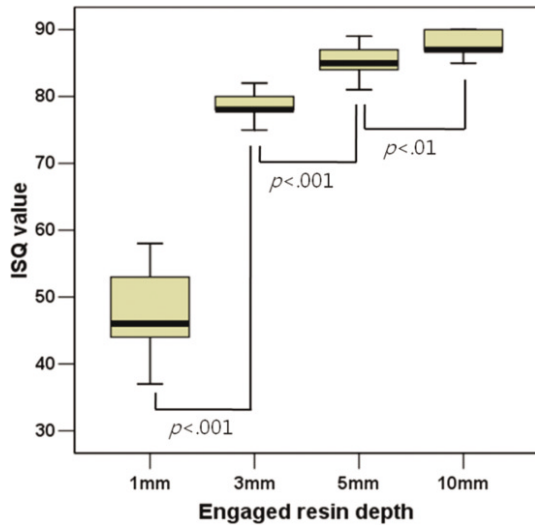


Fig. 7. Mean ISQ values and static differences when engaged resin depth increased.

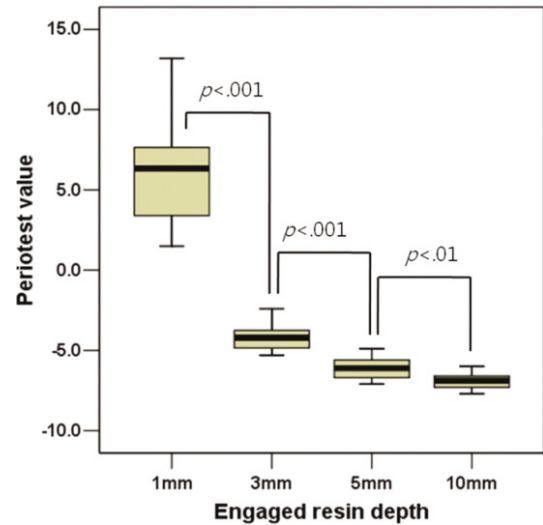


Fig. 8. Mean PTV and static differences when engaged resin depth increased.

Table 2. Implant stability quotient (ISQ), periosteal value (PTV) in part 2 experiment (mean  $\pm$  SD)

		Cervical defect depth				P value
		0 mm	1 mm	3 mm	5 mm	
Total	ISQ	87.90 $\pm$ 1.70	85.82 $\pm$ 2.84	80.37 $\pm$ 3.68	72.08 $\pm$ 4.75	<.001
	PTV	-6.92 $\pm$ 0.42	-6.33 $\pm$ 0.79	-4.08 $\pm$ 1.29	-0.30 $\pm$ 2.39	<.001
S4	ISQ	86.40 $\pm$ 0.82	83.25 $\pm$ 1.80	77.35 $\pm$ 0.81	69.70 $\pm$ 3.34	<.001
	PTV	-6.60 $\pm$ 0.30	-5.64 $\pm$ 0.59	-3.21 $\pm$ 0.38	0.76 $\pm$ 1.87	<.001
T4	ISQ	87.40 $\pm$ 1.19	84.90 $\pm$ 0.97	78.55 $\pm$ 1.88	68.80 $\pm$ 1.99	<.001
	PTV	-6.76 $\pm$ 0.22	-6.13 $\pm$ 0.40	-3.33 $\pm$ 0.91	1.29 $\pm$ 1.58	<.001
T5	ISQ	89.90 $\pm$ 0.31	89.30 $\pm$ 0.47	85.20 $\pm$ 0.41	77.75 $\pm$ 1.94	<.001
	PTV	-7.41 $\pm$ 0.16	-7.23 $\pm$ 0.15	-5.71 $\pm$ 0.12	-2.93 $\pm$ 0.76	<.001

\* SD, standard deviation; S4, straight and 4 mm diameter; T4, tapered and 4 mm diameter; T5, tapered and 5 mm diameter.

\* ISQ and PTV were analyzed with Kruskal-Wallis test. RT was analyzed with Mann-Whitney U test.

PTV가 유의성 있는 차이를 보였다 ( $P<.05$ ). T5 실험군에서는 각각의 모든 레진 두께 별로 ISQ 값, PTV가 유의한 차이를 보였다 ( $P<.05$ ).

실험 2에서 치경부 골 상실이 증가함에 따라 측정된 ISQ 값, PTV의 평균과 표준편차는 Table 2에 나와 있다. 모두 경우에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 각 임플란트 종류별 분석에서도 ISQ 값과 PTV가 통계적으로 유의한 차이를 보였다 (Table 2). 치경부 골 상실량의 크기에 따른 통계적 유의성을 알아보기 위해 사후검증을 실시하였다. 임플란트 전체를 대상으로 분석한 결과 골 상실의 경우와 1 mm 있는 경우 사이에서는 PTV가 유의성 있는 차이를 보이지 않았으나 ( $P=.09$ ), 다른 경우에는 ISQ 값과 PTV가 모두 통계적으로 유의한 차이가 있었다 ( $P<.001$ ) (Fig 9, 10). S4, T4, T5 각각의 실험군을 대상으로 분석시에는 골 상실 0 mm와 1 mm간에는 ISQ 값과 PTV가 모두 유의성 있는 차이를 보이지 않았으나 (S4 ( $P=.06$ ,  $P=.10$ ), T4 ( $P=.10$ ,  $P=.16$ ), T5 ( $P=.61$ ,  $P=.81$ )), 나머지 골상실의 경우 사이에는 모두 유의성 있는 차이를 보였다 ( $P<.05$ ).

임플란트 직경이 자기공명주파수 분석, 페리오테스트, 폴립 토크 등의 안정성 측정법들에 미치는 영향에 대해 알아보기 위하여 동일한 길이와 동일한 형태를 가지고 있으나 임플란트 직경이 다른 T4 군과 T5 군을 비교하였다 (Table 3). ISQ 값과 PTV는 실험 1과 2에서 레진으로 재현한 모든 골 조건에서 모두 통계적으로 유의하게 직경이 큰 T5 군에서 안정성이 높게 나타났다 ( $P<.001$ ). 폴립 토크는 결합된 레진 두께가 1 mm일 때는 T4 군이 통계적으로 유의하게 높았지만 ( $P<.001$ ) 결합 두께가 3 mm인 경우에는 T5 군이 평균적으로 높은 폴립 토크를 보였으나 통계적으로 유의성은 없었다 ( $P=.05$ ).

임플란트 형태가 임플란트 안정성에 미치는 영향을 알아보기 위해서는 동일한 길이와 직경을 가지고 있으나 형태가 다른 S4 군과 T4 군을 비교하였다 (Table 3). 형태와 관련해서는 일정한 경향을 찾을 수가 없었다. 폴립 토크는 모든 경우에서 통계적으로 유의한 차이가 없었다 ( $P=.51$ ,  $P=.05$ ). 결합된 레진 두께가 1 mm인 경우에는 ISQ 값, PTV 모두 통계적으로 유의한 차이가 없었고 ( $P=.74$ ,  $P=.11$ ), 3 mm, 5 mm인 경우에는 ISQ 값, PTV 모

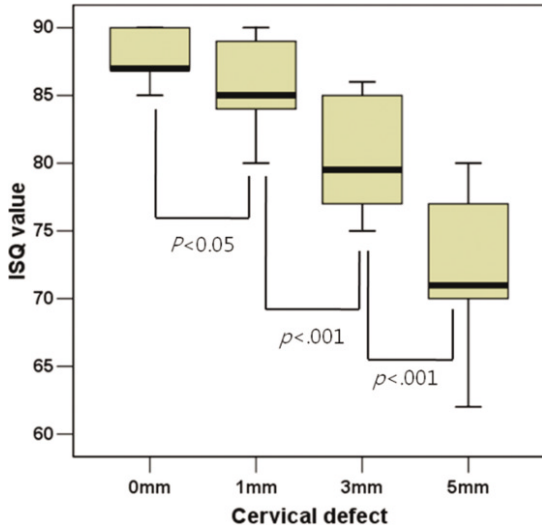


Fig. 9. Mean ISQ values and static differences when cervical defect was increased.

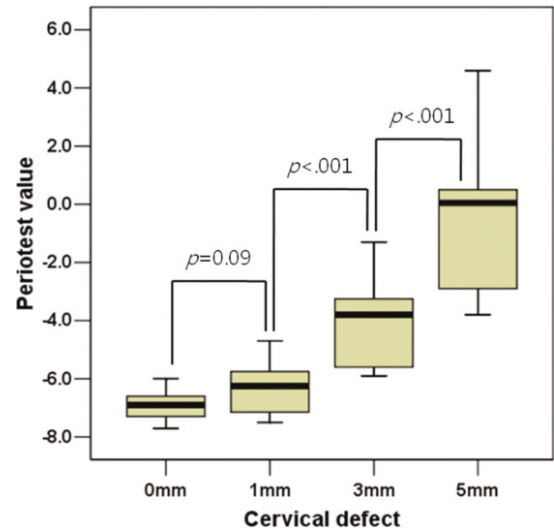


Fig. 10. Mean PTV and static differences when cervical defect was increased.

**Table 3.** Influence of diameter and shape on ISQ, Periotest Value (PTV), Removal Torque (RT) (mean  $\pm$  SD)

Resin depth	Cervical defect		Different diameter			Different shape			P value
			T4	T5	P value	S4	T4		
1 mm		ISQ	44.60 ± 3.59	55.30 ± 1.78	<.001	45.20 ± 5.25	44.60 ± 3.59	.74	
		PTV	7.84 ± 1.83	2.52 ± 0.75	<.001	7.45 ± 3.02	7.84 ± 1.83	.11	
		RT	31.08 ± 7.52	17.58 ± 8.43	<.001	30.58 ± 7.60	31.08 ± 7.52	.51	
3 mm		ISQ	78.50 ± 0.69	80.60 ± 0.68	<.001	76.70 ± 1.30	78.50 ± 0.69	<.001	
		PTV	-4.05 ± 0.22	-5.01 ± 0.23	<.001	-3.49 ± 0.59	-4.05 ± 0.22	<.01	
		RT	58.68 ± 31.82	73.58 ± 29.06	.05	40.96 ± 25.08	58.68 ± 31.82	.05	
5 mm		ISQ	84.70 ± 1.19	87.30 ± 0.66	<.001	83.60 ± 1.47	84.70 ± 1.19	<.05	
		RT	-5.87 ± 0.47	-6.77 ± 0.16	<.001	-5.51 ± 0.43	-5.87 ± 0.47	<.01	
10 mm	0 mm	ISQ	87.40 ± 1.19	89.90 ± 0.31	<.001	86.40 ± 0.82	87.40 ± 1.19	<.01	
		PTV	-6.76 ± 0.22	-7.41 ± 0.16	<.001	-6.60 ± 0.30	-6.76 ± 0.22	.132	
	1 mm	ISQ	84.90 ± 0.97	89.30 ± 0.47	<.001	83.25 ± 1.80	84.90 ± 0.97	<.01	
		PTV	-6.13 ± 0.40	-7.23 ± 0.15	<.001	-5.64 ± 0.59	-6.13 ± 0.40	<.05	
	3 mm	ISQ	78.55 ± 1.88	85.20 ± 0.41	<.001	77.35 ± 0.81	78.55 ± 1.88	<.01	
		PTV	-3.33 ± 0.91	-5.71 ± 0.12	<.001	-3.21 ± 0.38	-3.33 ± 0.91	<.05	
	5 mm	ISQ	68.80 ± 1.99	77.75 ± 1.94	<.001	69.70 ± 3.34	68.80 ± 1.99	<.01	
		PTV	1.29 ± 1.58	-2.93 ± 0.76	<.001	0.76 ± 1.87	1.29 ± 1.58	<.01	

\* ISQ, PTV and RT were analyzed with Mann-Whitney U test. SD, standard deviation

두 tapered body가 통계적으로 유의하게 안정성이 높게 나왔으나 ( $P<.05$ ), 결합 두께 10 mm인 경우에는 ISQ는 통계적으로 유의한 차이가 있었지만 ( $P<.01$ ) PTV는 통계적으로 유의한 차이가 없었다 ( $P=.132$ ). 경부 골 상실이 1 mm, 3 mm의 경우에는 ISQ 값, PTV 모두 tapered body가 안정성이 통계적으로 유의하게 높게 나왔지만 ( $P<.05$ ), 골 상실이 5 mm인 경우에는 straight body가 통계적으로 유의하게 안정성이 높다고 분석되었다 ( $P<.01$ ).

ISQ 값, PTV, 풀림 토크 값에 대하여 서로 간에 상관분석을 실시하였다. ISQ 값과 PTV는 상관계수 (correlation coefficient, r)가 -0.99로 아주 강한 상관관계를 나타내었다 ( $P<.001$ ) (Fig. 11). 반면에 ISQ 값과 풀림 토크의 상관계수는 0.52로 약한 상관관계를

나타내었으며 ( $P<.001$ ) (Fig. 12), PTV와 풀림 토크의 상관계수도 -0.52로 약한 상관관계를 나타내었다 ( $P<.001$ ) (Fig. 13).

## 고찰

실험1에서 나타난 결과에 따르면 임플란트의 형태와 직경과 관계 없이 임플란트와 결합된 레진의 수직적 길이가 증가할수록, 즉 골 융합을 이루었다고 예상한 골의 수직적 길이가 증가할수록 통계적으로 유의하게 ISQ 값은 증가하고 PTV는 감소하는 것으로 드러났다. ISQ 값의 증가와 PTV 감소의 의미는 임플란트 안정성의 증가를 뜻한다. Rozé 등은 카데바 연구에서 상악

Scatterplot of ISQ vs Periostest values

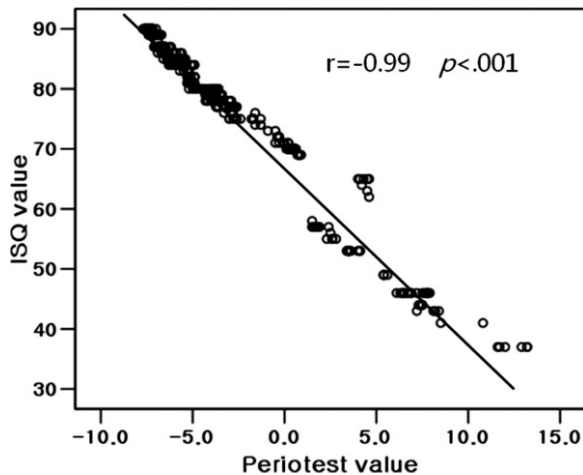


Fig. 11. Scatterplot from 420 implant stability quotient (ISQ) values and Periostest values of all 45 implants, correlation between ISQ and PTVs.

Scatterplot of Periostest vs Removal torque values

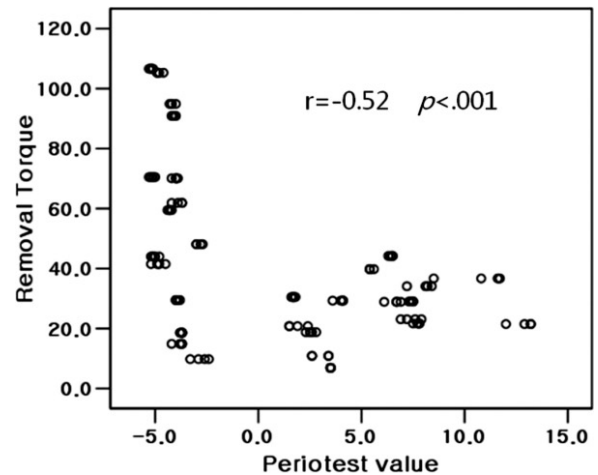


Fig. 13. Correlation between Periostest values and removal torque (Ncm).

Scatterplot of ISQ vs Removal torque values

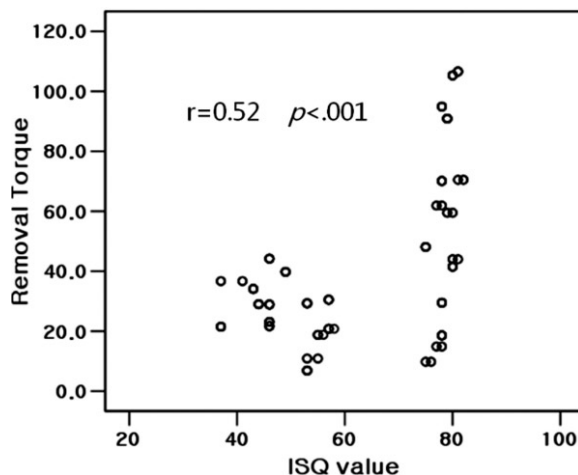


Fig. 12. Correlation between ISQ values and removal torque (Ncm).

과 하악에 임플란트를 식립하고 자기공명주파수 분석을 실시한 후 MicroCT를 촬영하여 그 상관관계를 관찰하였다. 결과는 피질골의 두께와 ISQ값이 유일하게 상관관계가 있다고 하였다.<sup>16</sup> 정형외과 영역에서는 이미 오래 전부터 에폭시 레진을 이용한 대퇴골과 경골 복제품이 널리 이용되고 있으며 이것의 물성이 인간의 피질골과 유사함은 많은 문헌을 통하여 증명되었다.<sup>17-19</sup> 본 연구에서도 아크릴릭 레진을 이용하여 피질골 재현하였으며 그 결과는 Rozé 등의 연구와 동일하다고 사료된다.

결합된 레진의 수직적 길이가 1, 3, 5 mm로 증가할수록 급격한 ISQ 값의 증가와 PTV의 감소가 나타났다. 그러나, 5 mm에서 10 mm로 증가할 경우에는 그 증가 수치가 가장 컸음에도 ISQ

값의 증가와 PTV가 감소가 통계적으로 유의하였지만 그 차이가 미미하였다. 심지어는 임플란트 종류별 분석 결과에 따르면 직경 4 mm, straight implant (S4) 실험군과 직경 4 mm, tapered implant (T4) 실험군에서는 ISQ 값이 통계적으로 유의한 차이를 보이지 못했다. 이것은 레진과 유사한 물성의 피질골과 결합하는 임플란트는 피질골과 결합된 길이가 5 mm를 초과한 부위부터 안정성에 미치는 영향이 적어지는 것을 뜻한다.

폴립 토크의 경우 전체적으로는 보면 결합된 레진의 수직적 길이가 증가함에 따라 통계적으로 유의하게 증가하는 것으로 드러났다. 그러나, 각각의 임플란트 종류별로 분석한 결과는 S4, T4군에서는 유의한 차이가 없었다. 이것은 임플란트 종류별로 실험 시에는 그 시편 수가 작고 레진과 임플란트와의 접촉을 균일하게 유지하지 못한 결과로 추정된다.

실험 2에서는 경부 골 상실을 재현하였는데 전체 임플란트를 대상으로 분석하였을 때에는 골 상실 양이 증가할수록 통계적으로 유의하게 ISQ 값은 감소하였다. PTV는 골 상실이 없을 때와 1 mm인 경우에 유의한 차이를 보이지 못하였으나 나머지 경우에는 모두 통계적으로 유의하게 증가하였다. 각 임플란트 군별로 분석할 때에는 모든 군에서 골 상실이 없을 때와 1 mm의 경우에는 ISQ값과 PTV의 유의한 차이를 보이지 못했으나 나머지 경우에는 유의미한 차이를 보였다. 이것은 골 상실 양 증가가 1 mm로 작은 것이 하나의 원인이 될 수 있으며 본 실험에 사용된 임플란트의 형태적 특성으로 경부에 smooth surface가 0.3 mm 존재하기 때문인 듯하다.

경부의 골 상실로 인한 ISQ 값의 변화에 대하여 여러 연구들이 있다. Turkyilmaz 등<sup>20</sup>은 하악 임플란트 overdenture에서 임플란트 ISQ 값을 1년 동안 관찰하였는데 임플란트 경부 골상실과 ISQ값은 통계적으로 유의한 상관관계가 있다고 하였다. Tözüm

등<sup>21</sup>은 아크릴 레진 모델에서 임플란트 치경부 골 상실을 재현하고 ISQ 값을 측정하였는데 골 상실 1 mm의 차이에도 모든 경우에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다고 하였다. Ohta 등<sup>22</sup>도 돼지 하악골에서 경부 골상실을 재현하고 ISQ값을 측정하였는데 모든 경우에서 통계적으로 유의미한 차이를 보인다고 보고하였다. 모든 연구들에서 경부 골 상실이 일어나면 ISQ 값의 감소를 보고하였는데 이것은 본 연구의 결과와 일치한다.

실험 1과 실험 2에서 임플란트와 레진으로 재현한 피질골의 양이 변화함에 따라 임플란트 직경과 형태의 차이와 상관없이 모두 통계적으로 유의한 차이를 보이는 것은 임플란트 안정성에 미치는 영향이 임플란트 직경, 형태보다는 임플란트와 결합된 피질골의 양이 가장 크다는 것으로 사료된다.

임플란트 직경이 임플란트 안정성에 미치는 영향은 T4 실험군과 T5 실험군과의 비교에서 알 수 있다. 모든 경우에서 직경이 큰 T5 실험군이 통계적으로 유의하게 ISQ 값은 크게, PTV는 작게 나타났다. 그러나 폴립 토크 값은 레진 수직 길이가 1 mm인 경우에는 T4 실험군이 통계적으로 유의하게 크게, 3 mm인 경우에는 T5 실험군이 평균 분석에서는 크게 나왔으나 통계적으로는 유의하지 않았다. 레진 두께 1 mm의 경우에는 위에서 언급한 경부의 smooth surface의 영향과 임플란트와 레진과의 결합이 이상적으로 균일하지는 않았기 때문인 것으로 보인다. 골 융합이 재현된 레진의 수직적 길이가 3 mm인 경우에는 통계적으로 유의하진 않았으나 P value가 .05로 실험 횟수를 늘린다면 통계적 유의성을 얻을 수 있을 것으로 사료된다. 이와 관련된 연구로는 Ohta 등<sup>22</sup>의 돼지 하악골 실험이 있다. 여기에서는 임플란트 직경이 증가함에 따른 ISQ 값의 차이를 통계적으로 증명하지 못하였다. 본 연구에서는 레진이라는 비교적 균일한 성질의 물질을 균일한 두께로 표준화에 성공하여 임플란트 직경이 증가함에 따라 통계적으로 유의한 ISQ 값의 증가와 PTV의 감소를 나타낸 것으로 생각한다.

임플란트의 형태가 안정성에 미치는 영향을 알아보기 위해 T4 군과 S4 군을 비교한 결과에서는 어떤 일정한 경향성을 찾을 수 없었다. 이는 골 유착이 재현된 본 실험에서는 임플란트 형태는 큰 영향을 미치지 못하는 것으로 생각된다. 골 결합이 3 mm 이상이고 경부 골 상실 양이 3 mm 이하인 경우 ISQ 값은 T4 값이 큰 것으로 나타났는데 이는 골과 결합된 부위의 임플란트 직경이 경부에서는 T4 군이 더 크고, 임플란트 첨단에서는 S4 군이 더 크기 때문에 생긴 현상으로 생각된다.

본 실험에서 ISQ 값과 PTV는 매우 강한 상관관계를 나타냈다( $r=0.99, P<.001$ ). 이것은 페리오테스트도 골유착의 정도를 평가하는데 자기공명주파수 분석법과 같이 높은 신뢰성을 가진다고 할 수 있다. 이는 Tözüm 등<sup>21</sup>의 카데마 연구에서 약한 상관관계를 보인 것과 차이를 보인다. 이것은 본 연구에서 페리오테스트 측정 시 돌출되는 금속 막대와 치유 지대주의 접촉 점이 일정하게 임플란트 상방 6 mm가 되도록 치유 지대주를 변형하였고 임플란트와 체결 시 15 Ncm로 일정한 힘을 가하였으며, 페리오테스트 기기 자체의 위치도 실리콘 퍼티를 이용하

여 재현성을 부여하였기 때문으로 생각된다. 또한 실험적 골 조건을 조절하여 자기공명주파수 분석법과 페리오테스트의 방향에 따른 반응 차이를 없도록 한 것도 영향을 주었을 것으로 사료된다.

폴립 토크 값과 ISQ 값, 폴립 토크 값과 PTV는 약한 상관관계를 보였다. ISQ 값과 임플란트 insertion torque의 강한 상관관계는 여러 논문에서 나타나 있다.<sup>21-25</sup> 그러나 본 실험은 임플란트 식립 시를 재현한 것이 아니고 골 유착을 가정한 것이어서 차이가 있는 것으로 생각된다.

Al-Nawas 등<sup>26</sup>은 성견의 실험에서 식립 토크와 ISQ 값으로 임플란트 예후에 대한 근거로 삼으려는 연구를 하였다. 향후 ISQ 값과 PTV의 영향 요소를 보다 완벽히 파악하고 이를 표준화하여 임플란트 예후 예측 및 사후 관리에 도움을 줄 수 있도록 더 많은 연구가 필요할 것으로 사료된다.

## 결론

골유착이 재현된 아크릴 레진 모델에서 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 임플란트와 결합되는 레진으로 재현된 피질골의 수직적 길이가 증가할수록 ISQ 값은 증가하였고, PTV는 감소하였으며, 폴립 토크는 증가하였다.
2. 레진으로 재현된 임플란트 경부의 골 상실이 증가할수록 ISQ 값은 감소하였고, PTV는 증가하였다.
3. 임플란트 안정성에 가장 영향을 많이 주는 것은 임플란트 형태나 직경보다 임플란트에 결합된 골의 양이다.
4. 임플란트 직경이 증가할수록 ISQ 값은 증가하였고, PTV는 감소하였다.
5. 임플란트의 형태에 대한 차이는 일관된 경향을 찾을 수 없었다.
6. 표준화된 조건 하에서 ISQ 값과 PTV는 아주 강한 상관관계를 가지고 있다.
7. 표준화된 조건 하에서 페리오테스트는 자기공명주파수 분석과 같이 골 유착 정도를 평가하는데 높은 신뢰성을 갖는다.
8. 폴립 토크와 ISQ 값, 폴립 토크와 PTV는 약한 상관관계를 갖는다.

## 참고문헌

1. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Bränemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:142-6.
2. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998;11:491-501.
3. Cochran DL, Schenk RK, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sand-



- blasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res* 1998;40:1-11.
4. Schulte W, Lukas D. The Periotest method. *Int Dent J* 1992;42:433-40.
5. Olivé J, Aparicio C. Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:390-400.
6. Meredith N, Friberg B, Sennerby L, Aparicio C. Relationship between contact time measurements and PTV values when using the Periotest to measure implant stability. *Int J Prosthodont* 1998;11:269-75.
7. Aparicio C. The use of the Periotest value as the initial success criteria of an implant: 8-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1997;17:150-61.
8. Walker L, Morris HF, Ochi S. Periotest values of dental implants in the first 2 years after second-stage surgery: DICRG interim report no. 8. Dental Implant Clinical Research Group. *Implant Dent* 1997;6:207-12.
9. Truhlar RS, Morris HF, Ochi S. Stability of the bone-implant complex. Results of longitudinal testing to 60 months with the Periotest device on endosseous dental implants. *Ann Periodontol* 2000;5:42-55.
10. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:261-7.
11. Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:743-54.
12. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:226-33.
13. Rasmusson L, Meredith N, Cho IH, Sennerby L. The influence of simultaneous versus delayed placement on the stability of titanium implants in onlay bone grafts. A histologic and biomechanic study in the rabbit. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999;28:224-31.
14. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod* 1984;86:95-111.
15. Johansson C, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit: a 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:69-75.
16. Rozé J, Babu S, Saffarzadeh A, Gayet-Delacroix M, Hoornaert A, Layrolle P. Correlating implant stability to bone structure. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:1140-5.
17. Gardner MP, Chong AC, Pollock AG, Wooley PH. Mechanical evaluation of large-size fourth-generation composite femur and tibia models. *Ann Biomed Eng* 2010;38:613-20.
18. Heiner AD. Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias. *J Biomech* 2008;41:3282-4.
19. Chong AC, Friis EA, Ballard GP, Czuwala PJ, Cooke FW. Fatigue performance of composite analogue femur constructs under high activity loading. *Ann Biomed Eng* 2007;35:1196-205.
20. Turkyilmaz I, Sennerby L, Tumer C, Yenigul M, Avci M. Stability and marginal bone level measurements of unsplinted implants used for mandibular overdentures: a 1-year randomized prospective clinical study comparing early and conventional loading protocols. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:501-5.
21. Tözüm TF, Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Relationship between dental implant stability determined by resonance frequency analysis measurements and peri-implant vertical defects: an in vitro study. *J Oral Rehabil* 2008;35:739-44.
22. Ohta K, Takechi M, Minami M, Shigeishi H, Hiraoka M, Nishimura M, Kamata N. Influence of factors related to implant stability detected by wireless resonance frequency analysis device. *J Oral Rehabil* 2010;37:131-7.
23. Tözüm TF, Bal BT, Turkyilmaz I, Gülay G, Tulunoglu I. Which device is more accurate to determine the stability/mobility of dental implants? A human cadaver study. *J Oral Rehabil* 2010;37:217-24.
24. Turkyilmaz I, Sennerby L, Yilmaz B, Bilecenoglu B, Ozbek EN. Influence of defect depth on resonance frequency analysis and insertion torque values for implants placed in fresh extraction sockets: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009;11:52-8.
25. Turkyilmaz I. A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Brånemark system implants. *J Oral Rehabil* 2006;33:754-9.
26. Al-Nawas B, Wagner W, Grötz KA. Insertion torque and resonance frequency analysis of dental implant systems in an animal model with loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:726-32.

## Implant stability evaluation according to the bone condition, fixture diameter and shape in the osseointegration simulated resin model

Taek-Ka Kwon<sup>1,2</sup>, DDS, MSD, In-Sung Yeo<sup>2</sup>, DDS, MSD, PhD, Sung-Hun Kim<sup>2</sup>, DDS, PhD, Jung-Suk Han<sup>2</sup>, DDS, MSD, PhD, Jai-Bong Lee<sup>2</sup>, DDS, MSD, PhD, Jae-Ho Yang<sup>2\*</sup>, DDS, MSD, PhD

<sup>1</sup>Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Catholic University of Korea,

<sup>2</sup>Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Seoul National University, Seoul, Korea

**Purpose:** Resonance frequency analysis, Periotest, and removal torque (RT) test were known as the methods to assess implant stability. The results of these methods are affected by the bone condition, implant diameter and shape. The purpose of this study is to access the meaning and the correlationship of the resonance frequency analysis, Periotest and RT test in osseointegration simulated acrylic resin when the engaged bone thickness and peri-implant bone defect are changed. **Materials and methods:** To simulate osseointegration, the fixture was fixed to an aluminum mold with a screw. Acrylic resin powder and liquid were poured into the mold for polymerization. The engaged resin thickness with implant was controlled. Simulated cortical bone thicknesses were 1, 3, 5 and 10 mm. Additional 1, 3 and 5 mm peri-implant bone defects were simulated. Three types of implants were used; 4 mm diameter implants of straight shape, 4 mm diameter implants of tapered shape and 5 mm diameter implants of tapered shape. Five fixtures per each type were tested in respective bone condition. Resonance frequency analysis and Periotest were evaluated in all bone conditions. Peak removal torque was measured at simulated cortical bone thicknesses of 1 and 3 mm. The statistical analysis was performed with the Kruskal-Wallis test, Mann-Whitney U test, and Spearman test using a 95% level of confidence. **Results:** With increasing engaged bone depth, the Implant Stability Quotient (ISQ) values increased and the Periotest values (PTVs) decreased ( $P<.001$ ,  $P<.001$ ). With increasing peri-implant bone defect, ISQ values decreased and PTVs increased ( $P<.001$ ). When the diameter of implant increased, ISQ values increased and Periotest values (PTV) decreased ( $P<.001$ ). There was a strong correlation between ISQ values and PTVs ( $r = -0.99$ ,  $P<.001$ ). Furthermore, the peak removal torque values had weak correlations with both ISQ values and PTVs ( $r = 0.52$ ,  $P<.001$ ;  $r = -0.52$ ,  $P<.001$ ). **Conclusion:** This study confirmed favorable implant stability with increasing engaged bone depth and implant diameter and decreasing peri-implant bone defect. ISQ values and PTVs showed strong correlation with each other and not with the peak removal torque values. (*J Korean Acad Prosthodont 2011;49:128-37*)

**Key words:** Implant stability, Resonance frequency analysis, Periotest, Removal torque

\*Corresponding Author: **Jae-Ho Yang**

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Seoul National University, 28 Yeongeon-dong, Jongno-gu, Seoul, 110-749, Korea

+82 2 2072 3393; e-mail, jhoyang@snu.ac.kr

Article history

Received October 5, 2010 / Last Revision February 20, 2011 / Accepted March 11, 2011