상용화된 치과용 임플란트의 뒤틀림 제거력 및 조직학적 분석 연구: 가토 경골에서의 연구

강릉대학교 치과대학 치과보철학교실 및 구강과학연구소

박종현·김대곤·조리라·박찬진

상용 임플란트의 표면을 개질하기 위해 물리적, 화학적 방법을 이용한 새로운 표면이 증가하고 있으며 이에 대한 골반응도 다를 것으로 예상할 수 있지만 대부분의 연구는 단순히 기계절삭형 임플란트와의 비교만을 하고 있다. 본 연구에서는 4종의 다른 개질된 표면을 가진 상용 임플란트를 가토의 경골에 식립한 후 생역학적, 조직형태학적으로 비교하였다. 연구 결과, 모든 임플란트는 6주 후 안정적인 골유착을 이루고 있었으며 4종의 표면개질의 차이에 의한 공진주파수 및 조직형태학적 골반응의 차이는 없었으며 표면개질을 비교하기 위해 피질골 하방으로 증식한 골을 비교하는 것이 유용하였다. 생역학적, 조직형태학적 골반응에 비해 미세단층촬영(micro-CT)를 이용하는 비교법은 유용성과 정확도가 낮은 것으로 나타났다. (대한치과턱관절기능교합학회지 2008:24(1):41-56)

서 론

상실된 치아를 회복하기 위해 개발된 치과용 임플란트는 Brånemark[1]이 주장한 연조직의 게재 없이 임플란트 표면과 골조직이 직접 유착한다는 가설이 증명됨으로써 급속히 발전하게 되었다. Albrektsson[2]은 임플란트 골유착에 영향을 미치는 중요 요소를 임플란트 재료의 생체 적합성, 디자인, 표면특성, 환자의 골질 상태, 외과적 술식, 하중 등의 6가지로 나누었다. 그 중 임플란트 표면의 거시적 및 미시적 특성은 골유착에 있어서 중요한 요인으로 보고되어 왔다.[2-3]

순수 티타늄은 기계적 특성, 부식 저항성 및 생체 적합성이 우수하지만 신생골을 유도하는 능력이 떨어져 치유기간이 긴 것으로 알려져 있다.[4] 현재 상용중인 임플란트의 표면처리는 제조사마다 골반응을 촉진시키고 향상시키기 위해 다양한 표면개질방법이 점진적으로 시도되고 있다. 임플란트 표면처리는 제조회사마다 적용한 처리방법이 다르거나, 같다 하더라도 처리 조건에 따라 다양한 물리적 및 화학적 특성을 가지며 이에 따른 골반응도 달라진다. 표면을 거칠게 하는 방법[5-9], 코팅 처리 방법[10-11], 화학적 처리 방법[12-15], 전기화학적 방법[16, 17] 등이 대표적으로 사용되고 있으며 제조회사별로 RBM[18, 19](resorbable blast media, 흡수성 재질 블라스팅 및 산부식), SLA[20](sand blasted large-grit acid etched, 샌드블라스팅 및 산부식), 플라즈마 스프레이[5-9], 이중 산

교신저자 : 박찬진
210-702, 강원도 강릉시 지변동 123, 강릉대학교 치과대학
E-mail: doctorcj@kangnung.ac.kr
원고접수일: 2007년 12월 23일, 원고수정일: 2008년 1월 8일, 원고채택일: 2008년 3월 25일

부식[12-15], 양극산화[16,17] 등을 사용하고 있다.

표면 개질된 상용 임플란트의 임상적 연구 결과를 살펴보면 2001년 Khang[21] 등은 이중산부식 임플란트와 기계절삭형 임플란트의 임상적 성공률을 각각 95%, 87%로 보고하였다. 2004년 Feldman[22] 등은 10mm 이하의 짧은 임플란트의 최대 5년간 성공률을 비교한 결과 이중산부식 임플란트 는 96%, 기계절삭형 임플란트는 86.5%의 성공률을 보고하였다. 2001년 Gotfredsen[23] 등은 최대 5년간 플라즈마 스프레이 임플란트는 100%, 기계절삭형 임플란트는 95%의 생존율을 보고 하였다. 2003년 Rocci[24] 등은 하악 구치부에 즉시부하를 시행하여 양극산화 임플란트는 95.5%, 기계절삭형 임플란트는 85.5%의 성공률을 보고하고있다. 다양한 표면구조에 따른 골치유의 특성들이 몇몇 실험 및 임상연구[21-24]에서 관찰되었으며 표면 개질된 임플란트는 기계절삭형 임플란트보다 좋은 골반응을 보였음을 보고하였다.

최근에는 표면 개질된 임플란트가 임상에서 주로 사용되고 있음에도 불구하고 표면 개질된 상용 임플란트 간의 직접적인 비교 연구보다는 기계절삭형 임플란트와 비교한 연구가 대다수를 차지한다. 상용 임플란트간 비교 연구 결과는 ITI®(Straumann, Waldenburg, Switzerland)와 Osseotite® (3i Implant Innovations, West Palm Beach, USA)의 비교[25], Osseotite® 와 Ti-Unite™ (Nobel Biocare AB, Göthenburg, Sweden)의 비교[26-28], ITI®와 Ti-Unite™의 비교[29] 등의 문헌만이 보고되고 있다. 아직까지 표면개질된 상용임플란트간 비교연구가 부족하다.

임플란트의 임상적 생존율과 안정성은 높은 연관성을 가진다. 임플란트의 안정성을 평가하는 방법은 여러 가지가 있다. 대표적으로는 조직학적 평가 (조직학적 및 조직 계측학적 분석) 방법 및 생역학적 안정성 (뒤틀림 제거력 측정, 공진주파수 분석) 검사 및 방사선학적 방법 (X-ray, Micro-CT) 으로 분류할 수 있다. 조직학적 평가 시 골유착의 평가는 대개 Donath30에 의해 기술된 절삭 절편상에서 이루어진다. 그러나 이 방법에 의하여서는 하나의 임플란트 당 1-2개의 시편만을 얻을 수 있어 다중 절편 분석은 불가능 하다. 뒤틀림 제거력 측정 방법[31-34]은 임플란트의 종합적인 특성에 따른 골유착 정도를 반영하는 방법이지만 다른 나사형태나 표면적을 가진 임플란트와 비교할 때는 단순 비교하기에는 무리가 있으므로 계면전단강도[35-37]를 계산하여야 한다. 위와 같은 방법들은 파괴적인 실험이므로 다른 실험을 동시에 시행하기는 어렵다.

공진주파수 분석[38-41]은 장비가 고가이며 측정 시 보철물을 제거해야 하는 단점이 있으나 비파괴적으로 임플란트 안정성을 측정할 수 있고 계측된 수치인 임플란트 안정지수로 임플란트의 안정성을 평가할 수 있다. 방사선학적 검사 방법은 임플란트 식립 전 악골에 대한 평가 및 식립 전후의 주위골 수준 변화를 측정할 수 있다. Micro-CT[42-44] 를 이용하여 비파괴적인 방법으로 골과 임플란트 계면을 관찰하는 방법이 Sennerby[42] 등에 의해 제시되었다.

본 연구에서는 가토의 경골에서 4종의 상용 임플란트 골반응을 6주의 치유 기간을 거친 후 비교하였다. 본 실험의 목적은 형태와 표면이 상이한 상용 임플란트의 골반응을 비교하고 이를 측정하는 방법들의 효용성에 대해 연구해 보고자 한다.

재료 및 방법

1. 임플란트

표면처리가 상이한 4종의 상용화된 80개 임플란트를 사용하였다 (Table 1). Ti-Unite™ (Nobel Biocare AB, Göthenburg, Sweden), Astra®(Astra Tech AB, Mölndal, Sweden), US Ⅱ®(Osstem, Busan, South Korea), Implantium®(Dentium, Seoul, South Korea) 임플란트를 사용하였다. 현재 시판되고 있는 일반적 직경 중 가장 짧은 길이의 임플란트를 사용하였다.

Table 1. Installation Implant types

	Astra	Ti-Unite	Implantium	US II
Type	Internal	External	Internal	External
Surface	TiO_2 blasting	Anodizing	SLA	RBM
Diameter	4.0mm	3.8mm	3.8mm	3.8mm
Length	8mm	7mm	8mm	8mm
Final drill	3.3mm	3.0mm	3.15mm	3.0mm

2. 실험동물 및 마취

이번 연구는 강릉대학교 동물 실험실에서 시행되었으며 동물실험위원회의 승인을 거쳐 시행하였다. 평균 3.41Kg, 20마리의 가토(New Zealand White Rabbits)를 선택하였고 모두 전신적으로 건강한 상태였다. 실험 동물은 Zoletil(Vibac Laboratories, Carros, France)을 Kg당 0.4cc씩 근육 주사하여 전신마취를 시행하였다. 수술 직전에 1.8 mL 2% 리도카인 용액 (Lidocaine HCl; Huons Co., Seoul, Korea)을 수술 부위에 국소적으로 주입하였다.

3. 임플란트 수술

수술 전 경골의 수술 부위를 면도한 후 요오드 용액과 70% 알코올을 사용하여 수술 부위를 소독하였다. 경골은 피부, 근막, 골막을 통한 절개로 노출시켰다. 모든 임플란트는 제조사의 프로토콜에 따라 식립하였으며 임플란트의 길이가 완전히 동일하지는 않았기 때문에 식립 깊이가 같도록 조절하였다. 가능한 일차 피질골층에만 식립되도록 하였다. 각각의 실험동물에 4개의 임플란트를 순환순서방식(round robin)으로 식립하였다 (Fig. 1). Vicrly 4-0 (Ethicon GmbH, Norderstedt,

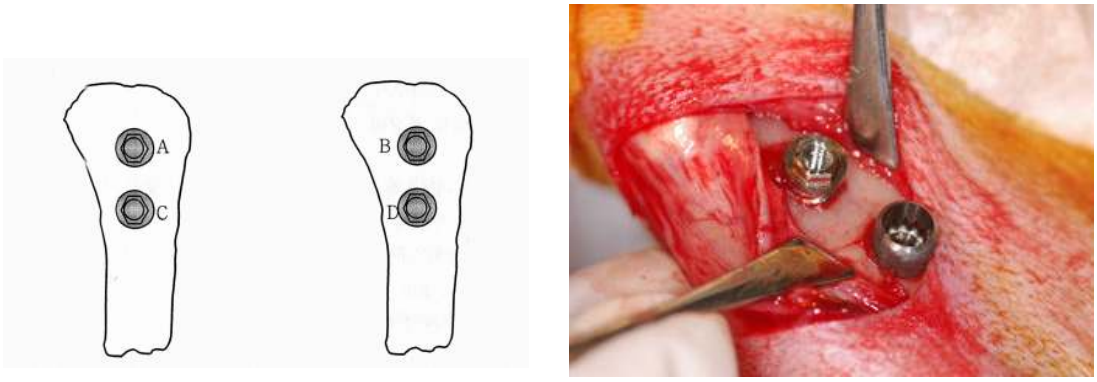


Fig. 1. Each rabbit received 4 implants which were differently surface modified Implants(groups A, B, C, and D). They were randomly assigned to their implantation sites.

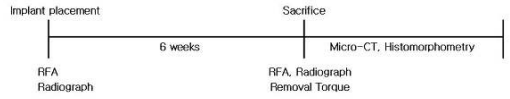


Fig. 2. Experimental time table for investigation

Germany) 봉합사를 이용하여 근막과 피부의 층판 봉합을 시행하였다. 수술 후 각자 독립된 우리에 넣어 자연스러운 운동을 유도하였다.

4. 방사선학적 평가

수술 당일과 6주 후에 방사선 촬영을 시행하였으며 방사선 투과상의 유무와 변연골의 변화량을 관찰하였다. 변연골의 변화량은 필름을 스캔하여 디지털 파일(Adobe Photoshop, Seattle, USA)로 변환한 후, 임플란트의 가장 치관쪽 부위에서 최상방 골접촉점까지의 거리를 측정하여 비교하였다. 각각의 임플란트 모두 근심측과 원심측의 평균치로 골수준을 정하였다.

5. 공진주파수 분석

임플란트의 안정성은 공진 주파수 분석 38-41(Osstell^{TM}, Integration Diagnostics Ltd., Göteborg, Sweden)을 이용 하였다. 공진주파수는 트랜스듀서(Type F1L5; Integration Diagnostics Ltd., Göteborg, Sweden)를 임플란트에 부착하여 측정하였다. 임플란트 안정지수(Implant stability quotient values, ISQ)를 식립 시와 식립 6주 후에 측정하였다.

6. 조직학적 시편 제작 및 뒤틀림 제거력 측정

1) Micro-CT 촬영 및 조직학적 시편 제작

수술 6주 후 6마리의 실험동물 (n=24)을 무작위로 선별하여 희생시켰다. 임플란트가 식립 된 부위를 경골의 횡측 방향을 따라 절단하여 각각 분리하였다. 그 중 3마리의 가토(n=12)를 무작위로 선별하여 Micro-CT(Skyscan 1072 X-ray microtomograph, Skyscan, Antwerpern, Belgium) 촬영을 시행하였다. 4% 중성 완충 포름알데히드 용액(Accustain®; Sigma-Aldrich®, Inc., Steinheim, Germany)에 촬영기간 동안 보관한 후 알코올과 Technovit 7200 Ⅱ VLC 레진(Kulzer, Frendrichsdorf, Germany)을 이용하여 점진적으로 탈수시켰다. 탈수는 진공 상태에서 지속적인 회전을 가하면서 진행하였다. Technovit 7200 Ⅱ VLC 레진(Kulzer, Frendrichsdorf, Germany)을 이용하여 광중합기 (Exakt System, Exakt Apparatebbau, Norderstedt, Germarny)로 임플란트 시편을 포매하였다.

골 조직에 식립된 임플란트의 장축에 평행하게 정중보다 100 ㎛ 한쪽으로 치우치도록 다이아몬드 날을 가진 톱(Exakt-Cutting Grinding System Apparatebbau, Norderstedt, Germarny)으로

Table 2. The average length (mm) of the implant contacts with the bone at Micro-CT and histomorphometric evaluation.

Implant	entire contact bone length at Micro-CT (mm)	entire contact bone length at histomorphometry (mm)
Ti-Unite	7.23	8.08
Astra	10.54	10.44
US Ⅱ	9.42	10.85
Implantium	6.27	6.28

절단하였다. 평행이 보장된 슬라이드 글라스에 정중 절단된 한 쪽 시편을 Technovit 4000 을 이용하여 부착하였다. Technovit 7210을 이용하여 플랙시 글라스를 부착하였다. Exakt sawing machine을 이용하여 150-200 ㎛ 두께로 절단하였다. 시편은 Carbon paper #800-#1000-# 1200번 순으로 점진적으로 연마하여 연마한 시편의 두께가 20-25㎛가 되도록 연마하였다. Donath와 Breune[30]가 제시한 프로토콜에 따라 최종 연마를 시행 하였다. 모든 시편을 1%의 톨루이딘블루용액으로 염색하였다.

디지털 사진을 모든 조직시편에서 촬영하였다. 디지털 광학현미경 (DP70 microscope digital camera, Olympus America Inc., Melville, NY, USA)과 디지털 카메라 (BX-50 Fluorescence Microscope, Olympus, NY, USA)를 이용하여 40배의 배율로 두 개의 나사산이 한 화면에 나오도록 촬영하였다.

2) 골접촉율 측정

골접촉율은 기존골과 신생골로 나누어 측정하였다. 조직시편에서 연하게 염색된 부위는 기존골이며 진하게 염색된 부위는 신생골로 비교적 명확하게 관찰할 수 있었다. 각각 임플란트의 형태가 다르기 때문에 기존 피질골 하방 부위는 Ti-Unite™임플란트의 2개 나사산 길이에 해당하는 부위를 측정하여 타사의 임플란트도 기존골 하방부터 같은 길이에 해당하는 길이까지만 측정하였다 (Fig. 3). 골접촉율의 측정은 Image J 프로그램(National Institutes of Health, Virginia, U.S.A.)을 이용하였다. Micro-CT 영상은 기존골과 신생골을 구분할 수가 없으므로 전체 골접촉율만 측정하였다.

3) 골면적 측정

골면적은 기존골 시작 부위부터 피질골 하방으로 Ti-Unite™ 임플란트의 2개의 나사산 길이에 해당하는 부위까지 Image J 프로그램으로 측정하였다.

4) 뒤틀림 제거력 측정 (Removal Torque Test)

남은 8마리 가토(n=32)를 희생시킨 후 토크 게이지(torque gauge manometer)를 이용하여 뒤틀림 제거력을 측정하였다. 임플란트마다 형태가 다르

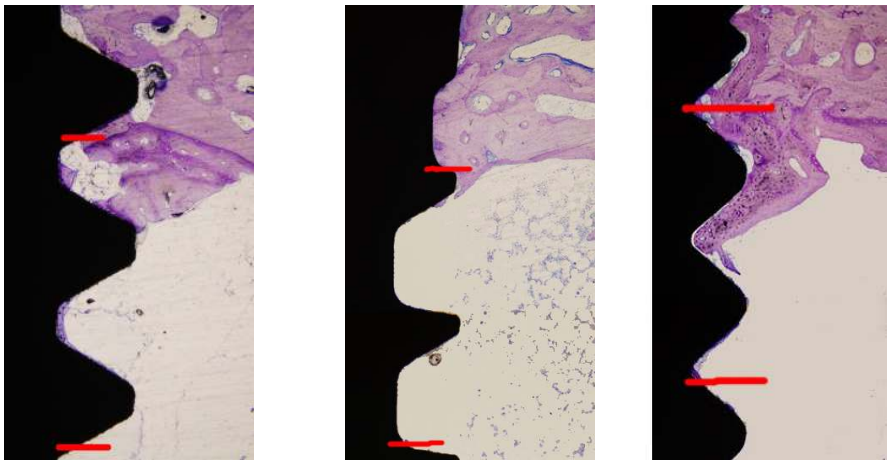


Fig. 3. Since designs of implants are various, subcortical bone area was measured by measuring the length of two thread of Ti-UniteTM implant.

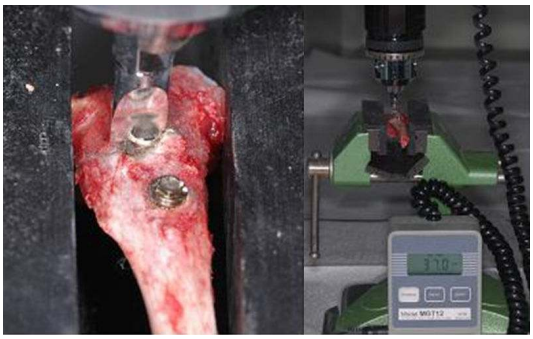


Fig. 4. Removal torque test was performed with electronically controlled equipment.

므로 일정한 제거력을 가하기 위하여 횡단면을 디스크로 절단하여 토크 게이지에 연결하였다. 임플란트의 풀림이 관찰될 때까지 전기적으로 조절한 힘을 천천히 증가시켰고 최대 뒤틀림 값 31-34을 측정하였다 (Fig. 4). 측정 후 임플란트가 식립된 부위를 경골의 횡측 방향을 따라 절단하여 각각 분리하였다. 분리 후 32개의 시편 모두 Micro-CT 촬영 및 조직 시편제작을 시행하였다.

5) 계면전단강도 측정 (Interfacial shear strength)

다른 나사 형태의 표면적을 가진 임플란트에서 뒤틀림 제거력을 수평 비교하기에는 무리가 따르므로 다음과 같은 식으로 임플란트의 계면전단강도35-37를 계산하여 비교하였다. 임플란트 골이 접촉하는 전체 길이를 Image J program을 이용하여 Micro-CT 상과 조직시편을 이용하여 모두 측정하였다 (Fig. 5). 두 가지 방법으로 측정된 임플란트 인접골의 길이를 이용하여 다음과 같은 공식에 의해 계면전단강도를 구하였다.

$$\text{계면전단강도} = \frac{T}{\pi \times d \times rl \times l}$$

(T=뒤틀림 제거력, d=임플란트 직경, rl=응력 중심간 거리/반지름, l=임플란트에 골이 접촉하는 전체 길이)

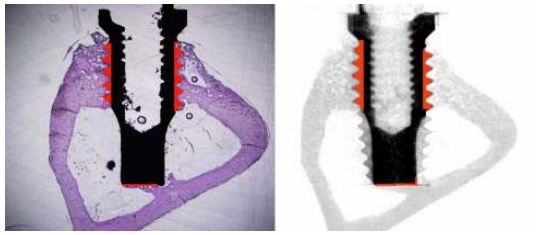


Fig. 5. Based on the removal torque value and the entire contact length of the implant to the bone, the interfacial shear strength was calculated.

7. 통계분석

SPSS 프로그램을 이용하여 통계분석을 시행하였다. 골의 과증식 빈도는 카이제곱검정법을 이용 하였으며 공진주파수 분석, 뒤틀림 제거력, Micro-CT, 조직 형태학적 분석은 비모수 검정인 Kruskal Wallis test 후 각 군간 비교는 Wilcoxon signed rank test로 통계적 차이를 분석하였다. 모든 분석은 95% 신뢰수준으로 시행하여 통계적 유의성을 확인하였다 ($P < .05$).

결 과

수술 후 6주의 치유기간 동안 알 수 없는 이유에 의해 6마리의 가토가 사망하였다.

Table 3. The frequency of bone overgrowth

Implant	Surface modification	Bone overgrowth
Ti-Unite	Anodizing	64.3%
Astra	TiO2 blasting	71.4%
US Ⅱ	RBM	57.1%
Implantium	SLA	47.9%

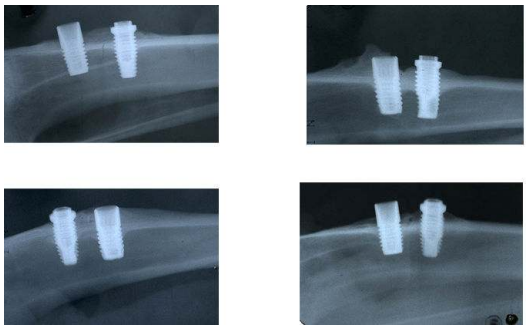


Fig. 6. Radiography of implants at 6 weeks after implant placement. Bone overgrowths were perceived on the upper cortical plates.

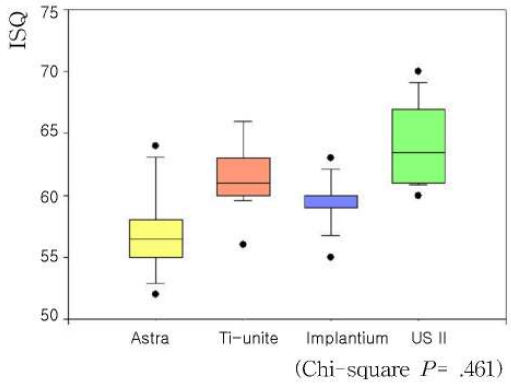


Fig. 7. Mean ISQ value of four implants at implant placement (Kruskal Wallis, P= .000).

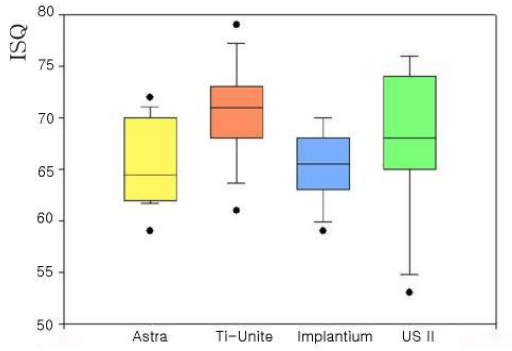


Fig. 8. Mean ISQ value of four implant at 6 weeks after implant placement (Kruskal Wallis, P= .072).

1. 방사선학적 평가

골유착의 실패를 암시하는 계면의 방사선 투과상은 어떤 시편에서도 관찰되지 않았다. 전반적으로 대부분의 시편에서 골의 과증식이 관찰되었다 (Fig. 6). 과증식 빈도는 임플란트 간 유의차가 발견되지 않았다 (P= .461, Table 3).

2. 공진주파수 분석

1차 안정성의 ISQ 값 평균은 USⅡ®, Ti-Unite™, Implantium®, Astra® 순으로 나타났다. 통계적으로 USⅡ®와 Ti-Unite™ 임플란트가 높게 나타났다. (P= .000, Fig. 7).

2차 안정성의 ISQ값 평균은 Ti-UniteTM, Astra®, USⅡ®, Implantium® 순이었다. 모든 임플란트에서 공진주파수 분석수치가 증가하였으며 특히 Ti-Unite™ 임플란트가 가장 높은 2차 안정성 값을 보였다. 6주 후의 결과는 4개의 상용 임플란트 간에 유의차를 보이지 않았다 (P= .072, Fig. 8). USⅡ®의 경우 안정성 수치의 편차가 상대적으로 크게 나타났다.

ISQ값의 변화량이 큰 순서로 보면 Astra®, Ti-Unite™, Implantium®, USⅡ® 순이었다. 식립시 가장 낮은 안정성 수치를 보인 Astra® 임플란트가 같은 기간 내에 변화량의 증가폭이 가장 크게 나타났다. 6주간 ISQ 변화량은 임플란트간 유의차를 보이지 않았다 (P= .216, Fig. 9).

3. 뒤틀림 제거력

뒤틀림 제거력은 Ti-Unite™이 가장 높았으며 Astra®, Implantium®, USⅡ® 순으로 나타났다. 한 임플란트 군에서도 동물이나 골에 접촉하는 면적에 따라 표준 편차가 커서 임플란트에 따른 뒤

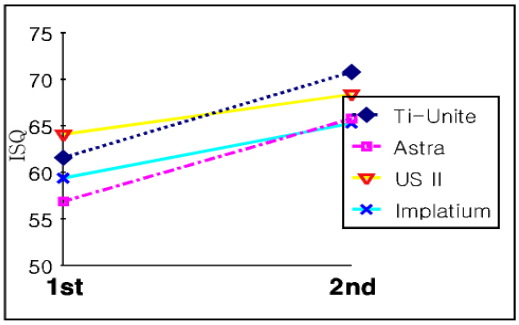


Fig. 9. Mean ISQ value change of four implant for 6 weeks after implant placement (Kruskal Wallis, P= .216).

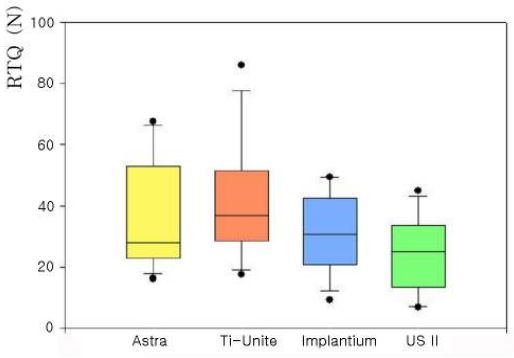


Fig. 10. Mean peak RTQ values of the 4 implants after 6 weeks of healing time (Kruskal Wallis, P= .371).

틀림 제거력의 통계적 유의차는 없었다 (P= .371, Fig. 10).

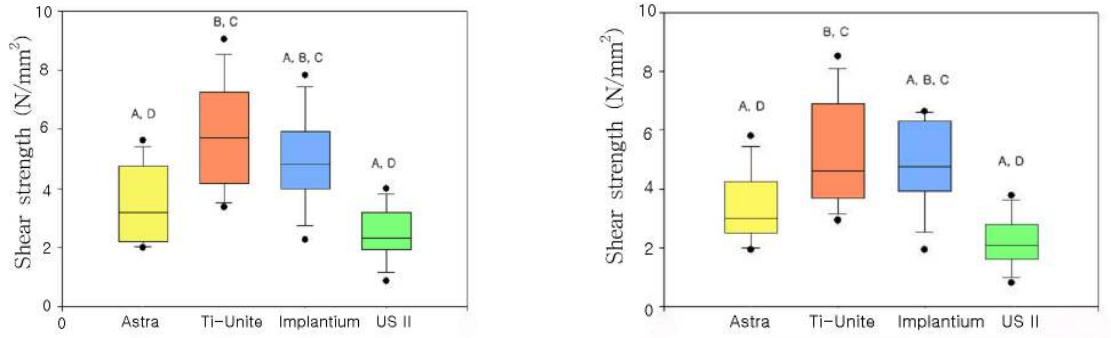
임플란트에 골이 접촉하는 전체 길이는 조직계측학적 시편과 Micro-CT상에서 측정한 결과가 유사한 결과를 보였다 (Table 2, Fig. 5). 따라서 계면전단강도 값도 유사한 결과를 보였다. 각 임플란트 군내에서도 표준편차가 매우 커서 통계적 유의차가 없었던 뒤틀림 제거력 값에 비해 계면전단강도 값을 비모수 검정인 Kruskal Wallis 법으로 비교한 결과 각 임플란트 군 간에 유의차를 보였다 (P= .003, Fig. 11).

4. Micro-CT

각 임플란트 군에 따른 Micro-CT 상의 골접촉율의 유의차는 없었다 (P= .863, Table 4).

5. 조직형태학적 분석

모든 임플란트에서 병적인 소견은 관찰되지 않았으며, 성공적인 골유착을 이루고 있었다. 60%의 임플란트에서 피질골 상방으로의 골증식이 관찰되고 있었으며 피질골 하방으로의 골증식도 관찰되었다. 측벽 피질골에 접촉하고 있는



a. At Micro-CT (Kruskal Wallis, P= .003). b. At histomorphometry (Kruskal Wallis, P= .003).

Fig. 11. Mean value interfacial shear strength of the 4 implants after 6week of healing time (The Alphabet on the graph implies the statistically same group).

Table 4. Mean bone-to-implant contact using of two methods.(Micro-CT, Histomorphometry)

Implant	Surface	BIC at Micro-CT (%)	BIC at histomorphometry (%)
Ti-Unite	Anodizing	48.9±15.5	39.8±16.3
Astra	TiO_2 blasting	51.0±5.1	45.9±12.7
US Ⅱ	RBM	67.4±22.4	34.4±19.1
Implantium	SLA	59.5±19.9	41.4±4.0

(Kruskal Wallis, P= .863)

임플란트에서는 임플란트 표면으로 골이 유도되어 증식하는 양상도 나타났으며 임플란트 표면을 타고 골이 유도되는 양상을 보이는 시편도 있었다.

모든 임플란트에서 Micro-CT 상에서 측정한 골접촉율이 조직시편에서 측정한 결과보다 높은 값을 보였다. Micro-CT 상에서 골접촉율이 가장 높게 나온 USⅡ® 임플란트는 실제 조직계측학적 시편에서는 가장 낮은 골접촉율을 나타내었다 (Table 4).

각각의 임플란트에서 연하게 염색된 부위는 기존골이며 진하게 염색된 부위는 신생골로 대부분 약간의 상방 및 하방 증식이 관찰되었으나 특히 하방 증식은 Ti-Unite™ 임플란트에서 두드러져 보였다. Astra® 임플란트는 피질골에서 현저하게 높은 골접촉율을 나타내었으나 삭제된 골과의 거리가 먼 미세나사 부분에 비해 삭제된 골과 거리가 가까운 미세나사가 피질골과 접촉할 때는 낮은 골접촉율을 나타내었다. USⅡ® 임플란트는 하방 2/3는 RBM 표면으로 개질된 것이나 상방 1/3은 기계절삭형 표면을 유지하고 있다. 이에 따라 식립 시 기계절삭형 표면이 피질골과 접촉하고 있는 경우에는 골접촉율이 낮으나 RBM 표면이 피질골과 접촉할 때는 골접촉율이 높게 나타났다. Implantium® 임플란트는 피질골에서 가장 높은 골접촉율을 보이지만 피질골 하방의 골증식은 가장 작았다. 이 또한 Astra® 임플란트와 마찬가지로 미세나사가 피질골과 접촉할 때보다는 거대나사(macro-thread)가 피질골과 접촉할 때 더 높은 골접촉양상을 보였다 (Fig. 13). 네 군의 임플란트 모두에서 비슷한 골접촉율을 보였으며 통계적인 유의차를 나타내지 않

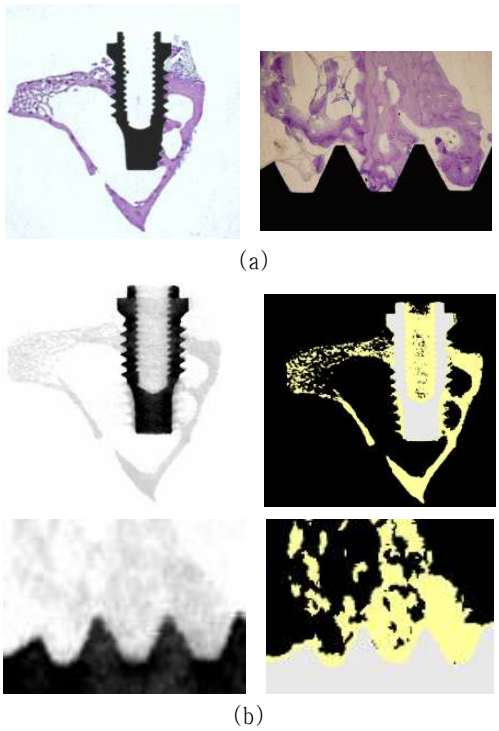
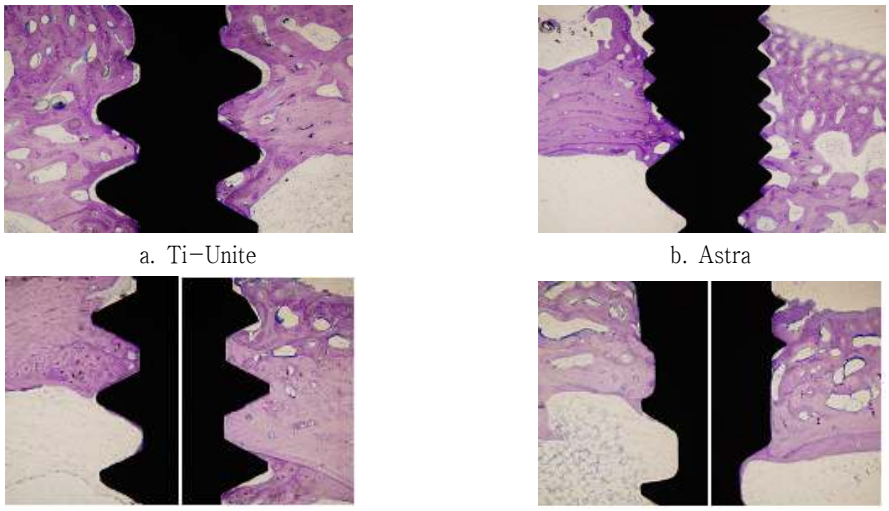


Fig. 12. Stained ground section for histomorphometry (a) and Micro-CT image (b).



a. Ti-Unite　　b. Astra

c. US Ⅱ　　d. Implantium

Fig. 13. Typical histologic images of each implants. The newly formed immature bone in the periosteal and endosteal areas appears to be darker than the old cortical bone.

았다 (P= .974, Fig. 14). 피질골에 접촉하는 비율은 전체 골접촉율에 비하여 약간 높은 비율을 가지고 있었으나 그 표준 편차가 전체 골접촉율에 비해 더욱 큰 양상을 나타내었다. 각 임플란트의 피질골에서의 골접촉율도 통계적인 유의차를 나타내지 않았다 (P= .360, Fig. 15). 각 임플란트의 피질골 하방의 골접촉율도 통계적 유의차를 나

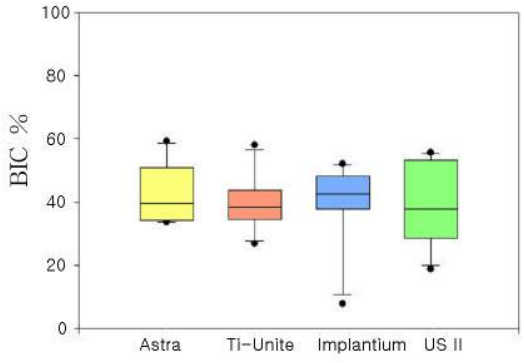


Fig. 14. The average % of entire bone to implant contact of the 4 implants after 6 weeks of healing time (Kruskal Wallis, P=.974).

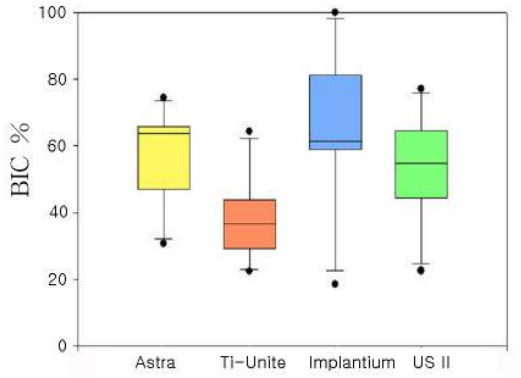


Fig. 15. The average % of cortical bone to implant contact of the 4 implants after 6 week of healing time (Kruskal Wallis, P= .360).

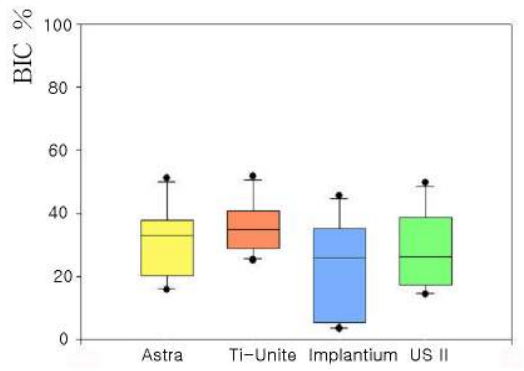


Fig. 16. The average % of subcortical bone to implant contact of the 4 implants after 6 week of healing time (Kruskal Wallis P= .974).

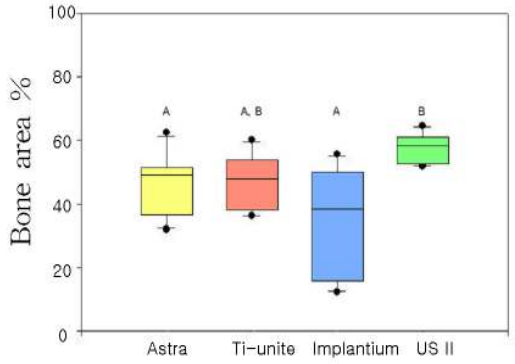


Fig. 17. The average % of bone area of the 4 implants after 6 week of healing time (The Alphabet on the graph implies the same group, statistically, Kruskal Wallis P= .036).

타내지 않았다 (P= .974, Fig. 16).

각 임플란트의 측면 나사로 골이 형성 및 재형성되어 접촉하고 있는 면적을 측정하였다. US Ⅱ® 임플란트가 가장 큰 골접촉면적을 보였으며 군간 유의차가 관찰되었다 (P= .036, Fig. 17).

총괄 및 고안

본 실험의 목적은 형태와 표면이 상이한 상용 임플란트의 골반응을 비교하고 이를 측정하는 방법들의 효용성에 대해 연구해 보고자함이었다.

6주 후 방사선 사진에서 변연골의 흡수가 나타나지 않았다. 장기간의 연구 결과와는 달리 6주간의 하중을 가하지 않은 조건의 실험이기 때문에 특별한 변연골 흡수 양상을 나타내지 않은 것으로 보여진다. 대부분의 시편에서 골의 과증식이 관찰되었는데 이는 다른 연구결과[45]와도 일치한다. 이러한 골 증식은 임플란트를 높게 식립하여 골막을 임플란트 상부로 봉합하여 발생하는 텐트효과(tenting effect)로 생각된다.

1차 안정성의 ISQ값은 군간 유의차를 보였다. 그것은 식립 시 골 천공부 형성을 위해 사용된 최종드릴 직경의 차이와 실험동물의 해부학적인 제한요소로 인해 노출된 임플란트의 길이가 균등하지 못한 이유에서 기인한 것으로 여겨진다. 미세나사를 가진 임플란트가 피질골 부분과 접촉할 경우 1차안정성은 낮게 나타날 것으로 보이며 본 실험에서도 미세나사를 가진 임플란트의 1차 안정성이 상대적으로 낮게 나타났다. 1차 공진주파수 분석의 결과 수치는 골접촉양이 크지 않음에도 불구하고 모두 안정적인 값이라 여겨진다.

2차 안정성은 식립된 임플란트 주위로 6주간 진행된 골치유의 결과라 할 수 있다. 6주 후의 결과는 4개의 상용 임플란트 간에 안정성의 차이가 없었으며 식립 시에 보여졌던 임플란트간의 안정성 차이가 나타나지 않았다. 즉, 식립된 임플란트 간의 여러 요인에 의해 보여졌던 안정성의 차이가 일정 치유기간 후 사라지고 전체적으로 안정성의 증가 양상을 띄었다.

골접촉율은 4군의 임플란트 모두 비슷한 결과를 나타내었다. 그 중 Ti-Unite™ 임플란트의 표준편차가 가장 작게 나타났다. 이는 Ti-Unite™ 임플란트의 형태와 표면처리가 일정하기 때문에 골조건과 수술조건에 따라 영향을 가장 적게 받은 것으로 생각된다. 골접촉 면적은 Astra®와

Implantium® 임플란트는 상부 피질골 부위에 주로 미세나사 부분이 접촉하기 때문에 수평적으로 비교하기에는 무리가 있다. 또한 Implantium® 임플란트는 상부 나사산의 깊이가 얕다. 그 결과 Implantium® 임플란트는 피질골에 어떤 부위가 접촉하는가에 따라 편차가 심하게 나타났다.

뒤틀림 제거력은 Ti-Unite™이 가장 높았다. 그러나 한 임플란트 군에서도 골에 접촉하는 면적에 따라 표준 편차가 커서 임플란트에 따른 뒤틀림 제거력의 유의차는 없었다. 본 실험과 같이 다른 나사형태와 표면적을 가진 임플란트를 비교하는 경우 뒤틀림 제거력을 수평 비교 하기에는 무리가 따르므로 계면전단강도를 계산하였다. 식립된 깊이를 같도록 조절하였으며 직경의 차이가 거의 나지 않기 때문에 직경과 길이에 의한 영향을 배제할 수 있어서 뒤틀림 제거력을 골이 접촉하는 전체 길이로만 나누었다 (Fig. 5). 뒤틀림 제거력의 수치가 Ti-Unite™, Astra®, Implantium®, US Ⅱ®순이었는데 반해 계면전단강도는 Ti-Unite™, Implantium®, Astra®, US Ⅱ® 순으로 나타났다. 이는 다른 임플란트들은 상부에 비해 하부 직경이 좁고 셀프 태핑을 위한 독특한 치근단 나사 형태를 지니고 있지만 Astra® 임플란트는 몸체와 같은 치근단 형태 및 직경을 유지하고 있기 때문에 상부가 넓고 하부가 좁은 가토의 경골에 식립할 경우 다른 임플란트에 비해 측방 피질골에 접촉할 가능성이 높기 때문으로 생각된다. Astra® 임플란트가 상부에 micro-thread 구조를 가지고 있음에도 불구하고 임플란트 인접골의 전체 길이가 가장 크게 나타났다 (Table 2). US Ⅱ® 임플란트의 계면전단강도가 낮은 결과를 나타낸 것은 임플란트 상방 1/3은 기계절삭형 표면을 유지하고 있어서 기계절삭형 표면이 피질골과 접촉하고 있는 경우 골접촉율이 낮기 때문으로 생각된다. 이러한 결과는 가토에게 주어진 치유기간이 6주로 비교적 짧은데서 그 원인을 찾을 수 있다.

Johansson과 Albrektsson[46]은 골접촉율과 뒤틀림 제거력이 상관 관계가 있음을 보고 하였다. 그러나 본 실험에서는 4종 임플란트간 골접촉율이 유사하였으나 뒤틀림 제거력 및 계면전단강도는 Ti-Unite™ 임플란트가 높게 나타났다. 이러한 결과는 Ti-Unite™ 임플란트의 골 치유 속도가 빨라 신생골의 조직화와 성숙이 조기에 발생한 것으로 보인다. Ti-Unite™ 임플란트가 피질골 하방 부위에서 상대적으로 많은 골증식과 높은 골접촉율을 나타낸 것과 상관관계가 있는 것으로 생각된다. 이러한 결과는 Ti-Unite™ 임플란트가 다른 표면 개질된 임플란트 보다 신생골 형성이 활발하고 골유착 속도가 빠르다고 보고한 다른 연구결과[26-28]와도 일치한다.

Micro-CT에서는 시편의 단층촬영을 시행하기 때문에 다수의 단면상을 채득할 수 있다. 그러나 Micro-CT는 금속 임플란트의 몽롱화(blurring)로 인한 골-접촉계면상의 간섭이 일어난다. 그 결과 Micro-CT상에서 계측한 골접촉율 수치는 조직계측학적 시편을 제작하여 측정한 골접촉율 수치에 비해 높으며 그 신뢰도도 낮을 수밖에 없다. Micro-CT가 효과적이라는 다른 연구[37-39]에 반하여 본 실험에서의 결과도 금속의 몽롱화 양에 따라 Micro-CT상에서 측정하는 골접촉율을 왜곡할 수 있음을 보여 주었다 (Table 4). 그러나 임플란트에 골이 접촉하는 전체길이는 조직계측학적 시편과 Micro-CT 상에서 측정한 결과가 유의차를 보이지 않았다 (Table 2, Fig. 5).

본 실험은 형태와 수술 프로토콜이 다른 상용 임플란트를 다수의 방법으로 비교하였다. 또한 하나의 임플란트를 Micro-CT 상과 조직계측학적 시편 상을 모두 관찰하여 Micro-CT의 한계와 효용성을 평가하였다. 그러나 본 실험에 사용된 임플란트의 형태 및 수술 프로토콜의 차이로 인해 수평적으로 비교하는데 한계가 있었다. 장기간의 연구 결과와는 달리 6주간의 하중을 가하지 않은 조건이며 구강 내 환경을 배제한 실험이기 때문에 임상적인 상황과는 다르다. 따라서, 향후 상용 임플란트를 구강 내 환경에 노출시키고 하중을 가한 형태의 비교를 통해 본 실험의 한계점을 극복할 수 있는 연구가 지속되어야 한다.

결 론

이번 연구에서는 가토의 경골에서 상용화된 4종 임플란트 56개의 골반응을 6주의 치유 기간을 거친 후 비교하였으며 같은 임플란트의 Micro-CT 상과 조직계측학적 시편상을 모두 관찰하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 상용 임플란트를 가토에 식립하고 6주 동안 치유기간을 거친 상용 임플란트는 안정적인 골유착 양상을 보였다.
2. 조직학적 분석 결과 골접촉율은 4종의 임플란트간 유의차를 보이지 않았다. 형태가 다른 임플란트를 비교할 때 가토에 따라 편차가 큰 피질골 부위보다 피질골 하방의 골증식을 비교하는 것이 더 신뢰성이 높았다.
3. 공진 주파수 분석 결과 식립 시에 나타났던 4종의 임플란트간 안정성의 유의차가 6주후에는 발견되지 않았다.
4. 계면전단강도는 임플란트 간 유의차를 나타냈으며 형태가 다른 임플란트를 수평적으로 비교하는 가장 효과적인 방법이다.
5. Micro-CT상에서 정확한 골접촉 계면을 관찰하는 것은 무리가 있지만 임플란트에 골이 접촉하는 전체길이를 측정하는 것은 가능하다.
6. Micro-CT는 임플란트 조직반응에서 가장 중요한 부분인 골과 임플란트 계면에서의 방사선학적 한계를 아직 가지고 있으나 보조적인 평가 방법으로는 의의가 있다.

연구비 지원 및 사의

이 논문은 2006년도 식품의약청안전청의 용역 연구비 지원에 의하여 이루어진 것임.

참 고 문 헌

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent. 1983;50:399-410.
2. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants. 1986;1:11-25.
3. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent. 1983; 49:843-8.
4. Han Y, Xu K. Photoexcited formation of bone apatite-like coatings on micro-arc oxidized titanium. J Biomed Mater Res. 2004;71:608-14.
5. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T. Removal torque for polished and rough titanium implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988;3:21-4.
6. Gotfredsen K, Nimb L, Hjrting-Hansen E, Jensen JS, Holmén A. Histomorphometric and removal torque analysis for TiO2-blasted titanium implants. An experimental study on dogs. Clin Oral Implants Res. 1992;3:77-84.
7. Cook SD, Baffes GC, Palafox AJ, Wolfe MW, Burgess A. Torsional stability of HA-coated and grit-blasted titanium dental implants. J Oral Implantol. 1992;18:354-8.
8. Ericsson I, Johansson CB, Bystedt H, Norton MR. A histomorphometric evaluation of bone-to-implant contact on machine-prepared and roughened titanium dental implants. A pilot study in the dog. Clin Oral Implants Res. 1994;5:202-6.
9. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11:38-45.
10. Cook SD, Kay JF, Thomas KA, Jarcho M. Interface mechanics and histology of titanium and hydroxylapatite-coated titanium for dental implant applications. Int J Oral Maxillofac Implants. 1987;2: 15-22.
11. Gottlander M, Albrektsson T. Histomorphometric analyses of hydroxyapatite-coated and uncoated titanium implants. The importance of the implant design. Clin Oral Implants Res. 1992;3:71-6.
12. Baker D, London RM, O'Neal R. Rate of pull-out

strength gain of dual-etched titanium implants: A comparative study in rabbits.Int J Oral Maxillofac Implants. 1999;14:722-8.
13. Wong M, Eulenberger J, Schenk R, Hunziker E. Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. J Biomed Mater Res. 1995;29:1567-75.
14. Taborelli M, Jobin M, François P, Vaudaux P, Tonetti M, Szmukler-Moncler S. Influence of surface treatments developed fororal implants on the physical and biological properties of titanium. (I) Surface characterization. Clin Oral Implants Res. 1997;8: 208-16.
15. De Leonardis D, Garg AK, Pecora GE, Andreana S. Osseointegration of rough acid-etched implants: One-year follow-up of placement of 100 Minimatic implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997;12:65-73.
16. Kurze P, Drysmann W, Knofler W. Anodic oxidation using spark discharge-a new surface treatment method for medical technology. Stomatol DDR. 1986;36:549-54.
17. Larsson C, Thomsen P, Aronsson BO, Rodahl M, Lausmaa J, Kasemo B, Ericson LE. Bone response to surface-modified titanium implants: studies on the early tissue response to machined and electropolished implants with different oxide thicknesses. Biomaterials. 1996;17:605-16.
18. Piattelli M, Scarano A, Paolantonio M, Iezzi G, Petrone G, Piattelli A. Bone response to machined and resorbable blast material titanium implants: an experimental study in rabbits. J Oral Implantol. 2002;28:2-8.
19. Kim JH, Han TS, Cho K, Kang SS, Kim G, Choi SH. Comparison of immediate and delayed implantation using the square-threaded and resorbable-blasted-media-treated surface implant system. In Vivo. 2007;21:55-9.
20. Perrin D, Szmukler-Moncler S, Echikou C, Pointaire P, Bernard JP.Bone response to alteration of surface topography and surface composition of sandblasted and acid etched (SLA) implants. Clin Oral Implants Res. 2002;13:465-9.
21. Khang W, Feldman S, Hawley CE, Gunsolley J. A multi-center study comparing dual acid-etched and machined-surfaced implants in various bone qualities. J Periodontol. 2001;72:1384-90.
22. Feldman S, Boitel N, Weng D, Kohles SS, Stach RM. Five-year survival distributions of short-length (10 mm or less) machined -surfaced and Osseotite implants. Clin Implant Dent Relat Res. 2004;6:16-23.
23. Gotfredsen K, Karlsson U. A prospective 5-year study of fixed partial prostheses supported by implants with machined and TiO2-blasted surface. J Prosthodont. 2001;10:2-7.
24. Rocci A, Martignoni M, Gottlow J. Immediate loading of Brånemark System Ti-Unite and machined-surface implants in the posterior mandible: a randomized open-ended clinical trial. Clin Implant Dent Relat Res. 2003;5:57-63.
25. Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP. Removaltorque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13:611-9.
26. Gottlow J, Johansson C, Albrecktsson T, Lundgren AK. Biomechanical and histologic evaluation of Ti-Unite and Osseotite implant surfaces in rabbits after 6weeks of healing. Applied Osseointegration Res. 2001;1:25-7.
27. Gottlow J, Henry PJ, Tan AE, Allan BP, Hohansson C, Hall J. Biomechanical and histologic evaluation of Ti-Unite and Osseotite implant surfaces in dogs. Applied Osseointegration Res. 2001;1:28-30.
28. Sul YT, Johansson C, Albrektsson T. Which surface properties enhance bone response to implants? Comparison of oxidized magnesium, Ti-Unite, and Osseotite implant surfaces. Int J Prosthodont. 2006;19:319-28.
29. Sennerby L, Miyamoto l. Insertion torque and RFA analysis of Ti-Unite and SLA implants. A study in the rabbit. Applied Osseointegration Res. 2001;1: 31-33
30. Donath K, Breuner G. A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissues: The Säge z-Schliff (sawing and grinding) technique. J Oral Pathol. 1982;11:318-26.

31. Johansson CB, Sennerby L, Albrektsson T. A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and Vitallium implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991;6:437-41.
32. Johansson CB, Albrektsson T. A removal torque and histomorphometric study of commercially pure niobium and titanium implants in rabbit bone. Clin Oral Implants Res. 1991;2:24-9.
33. Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. Clin Oral Implants Res. 1997;8:442-7.
34. Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13:611-9.
35. Buser D, Nydegger T, Oxland T, Cochran DL, Schenk RK, Hirt HP, Snetivy D, Nolte LP. Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. J Biomed Mater Res. 1999;45:75-83.
36. Inadome T, Hayashi K, Nakashima Y, Tsumura H, Sugioka Y. Comparison of bone-implant interface shear strength of hydroxy apatite-coated and alumina-coated metal implants. J Biomed Mater Res. 1995;29:19-24.
37. Ellingsen JE, Johansson CB, Wennerberg A, Holmen A. Improved retention and bone-to lmplant contact with fluoride-modified titanium implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004;19:659-66
38. OsstellTM resonance frequencey analyser. Clinical Manual. Integration Diagnostics Ltd. Sàvedalen, Sweden. 2002.
39. Park CJ. Stability measurement on the implants of mandibular molar area using OsstellTM. J Korean Academy of Stomatognathic Function and Occlusion. 2001;17:205-11.
40. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Grondahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. Int J Oral Maxillofac Surg. 1999;28:266-72.
41. Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L, Cawley P. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. Clin Oral Implants Res. 1997;8:234-43.
42. Sennerby L, Wennerberg A. & Pasop F. A new microtomographic technique for non-invasiveevaluation of the bone structure around implants. Clinical Oral Implants Res. 2001;12:91-4.
43. Park YS, Yi KY, Lee IS, Jung YC. Correlation between microtomography and histomorphometry for assessment of implant osseointegration. Clin Oral Implants Res. 2005;16:156-60.
44. Fanuscu MI, Chang TL. Three-dimensional morphometric analysis of human cadaver bone: microstructural data from maxilla and mandible. Clin Oral Implants Res. 2004;15:213-8.
45. Lugero GG, de Falco Caparbo V, Guzzo ML, König B, Jorgetti V. Histomorphometric evaluation of titanium implants in osteoporotic rabbits. Implant Dent. 2000;9:303-9.
46. Johansson C, Albrektsson T. Integration of screw implants in therabbit: a 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1987;2:69-75.

Removal Torque and Histomorphometric Investigation of Surface Modified Commercial Implants: An Experimental Study in the Rabbit Tibia

Jong-Hyun Park, Dae-Gon Kim, Lee-Ra Cho, Chan-Jin Park

Department of Prosthodontics and Research Institute of Oral Science, College of Dentistry, Kangnung National University

The methods of surface modification of commercial implants were various according to the manufacturer. Surface modification of implant may produce diverse physical and chemical surface characteristics resulted from the treatment method and treatment condition. As a result, the bone response might be different. Even though surface modified implants have been used clinically, most researches are focusing on the bone response of surface modified implants comparing to machined implants rather than surface modified commercial implants. This study compare and analyze bone responses of 4 surface modified commercial implants with different shapes and surfaces. Eighty surface modified commercial implants with 4 different surface characteristics were installed in the tibia of white Newzealand rabbits. Biomechanical stability tests and histomorphometric evaluation were done.

The results were as follows:

1. Surface modified commercial implants showed stable osseointegration at 6 weeks after installation.
2. Histomorphometric evaluation showed that there was no significant differences in bone to implant contact among 4 different commercial titanium implants. In comparing the implants with different shape the measurement of bone growth in subcortical area would be more reliable than entire bone to implant contact length.
3. Resonance Frequency Analysis showed that there was no significant differences among 4 types of implants, even though they were significantly different in installation.
4. There was significant differences in interfacial shear strength among 4 type of implants.
5. It is difficult to observe accurate bone to implant interface using Micro-CT. However, it is possible to measure the entire contact length of the implant to the bone.

Key words : histomorphometric evaluation, interfacial shear strength, Micro-CT, Resonance Frequency Analysis, surface modified commercial implant

Correspondence to:Chan-Jin Park
Department of Prosthodontics and Research Institute of Oral Science,
Kangnung National University, 1 Gangneungdaehangno, Gangneung, Gangwon-Do, 210-702, Korea
E-mail: doctorcj@kangnung.ac.kr
Received: December 23, 2007, Last Revision: January 4, 2008, Accepted: March 25, 2008