

가토 경골에 식립된 Ca-P 박막코팅 임프란트의 뒤틀림 제거력 및 조직형태학적 평가

경북대학교 치과대학 보철학교실

곽명배 · 이청희

I. 서 론

완전무치악과 부분 무치악 환자에게 순수한 타이타늄으로 만들어진 임프란트를 이용해 수복하는 것은 임상적으로 안전하고 예측 가능한 것으로 밝혀지면서 임상에서 다양하고 넓게 사용이 확대되고 있다. 이러한 임프란트 보철치료에서 장기적인 예후와 관련이 있는 것은 보철물을 통한 기계적인 응력과 골조직의 임프란트에 대한 골유착이다.¹⁻⁵⁾

이중 골유착에 영향을 주는 것에는 다양한 요소가 있다.^{2,3,5)} 상대적으로 골질이 우수한 하악 전치부에 식립된 임프란트에 비해 상악구치부나 새롭게 형성된 골조직에 식립된 임프란트의 성공률이 일반적으로 낮는데⁶⁻⁸⁾ 이러한 골질과 골량이 좋지 않은 부위에서 임프란트의 성공률을 높이기 위해 골유착에 영향을 주는 다양한 요소 중에 하나인 임프란트 표면 처리방법과 표면성상에 대한 연구가 계속되어 왔다.^{6,9-29,35-37)} Branemark¹⁾이 매끈한 면의 임프란트를 사용하여 성공적인 골유착을 보고하였으며, Schroeder 등⁹⁾은 동물 실험과 조직학적 연구를 통해 3차원적으로 서로 연결되는 구조인 거칠고 다공성의 표면이 골과 임프란트가 안정적으로 부착할 수 있게 한다고 결론지었다. Thomas와 Cook¹⁰⁾은 골유착에 영향을 미치는 12가지 요소를 연구하였는데 임프란트의 표면성상은 골과 임프란트 접촉과 계면의 전단강도와 같은 부분에 영향을 미친다고 하였다. 또한 그들은 임프란트 뒤틀림 제거력 실험을 통해 표면 거칠기가 거칠수록 골유착에 유리하다고 하였다.

Carlsson 등¹¹⁾도 거친 표면의 임프란트에서 뒤틀림 제거력이 매끄러운 표면보다 더 크다고 발표하였으며, Buser 등¹²⁾은 표면거칠기와 골과 임프란트의 접촉이 긍정적인 관계에 있으며 기능적인 면에서도 임프란트의 표면 거칠기가 거칠수록 골과 임프란트의 접촉강도가 커진다고 하였다.

그래서 표면 거칠기를 증가시키기 위한 다양한 표면처리가 제안되고 개발되어왔으며 샌드브라스팅, 산부식, 타이타늄 플라즈마 스프레이의 적용, 그리고 수산화인회석과 삼인산칼슘을 비롯한 인산칼슘 세라믹을 이용하는 것 등이 있다.^{6,9-29,35-37)}

한편 최근에는 큰 입자의 알루미늄옥사이드 입자로 샌드브라스팅하여 일차적인 거칠기를 만든 다음 염산과 황산으로 부식하는 표면 처리방법인 SLA 방법이 소개되었다.¹⁶⁻¹⁷⁾ Buser 등¹⁶⁾은 화학적 식각처리를 시행한 Osseotite(3i, Implant Innovations, USA)와 SLA 임프란트(ITI Dental Implant system, Straumann AG, Waldenburg, Switzerland)를 식립한 뒤 4, 8, 12 주 후 뒤틀림 제거력 실험을 비교하였는데 SLA표면 실험군이 Osseotite 실험군에 비하여 3개월간의 치유기간동안 75%에서 125% 높은 수치의 평균 뒤틀림 제거력을 보여준다고 하였다. 그리고 계속되는 실험에서 행한 뒤틀림 제거력 실험에서 SLA 표면과 TPS 표면이 매끄러운 표면보다 8-10배 높은 값을 보여주었고 또한 SLA 표면은 초기 4주의 치유기간 동안 TPS 표면보다 뒤틀림 제거력이 더 높게 나타났다고 보고하였다.¹⁷⁾

인산칼슘세라믹 중 수산화인회석(HA)은 임프란

트 표면을 조절하기 위해 다양하게 쓰이는 재료로서 수산화인회석 세라믹을 코팅할 때 타이타늄 플라즈마 스프레이에 의해 만들어진 비슷한 정도의 표면 거칠기를 가지며 생활성을 가진 것으로 증명되었다. 이러한 수산화인회석은 여러 연구에서 장기적인 효과는 아니지만 골유착 초기에 신생골 형성의 증가에 영향을 주는 것으로 보고 되어왔다. 그래서 인위적으로 새롭게 형성된 골조직에서나 발치 후 즉시 식립, 그리고 골질의 상태가 좋지 않은 특히 Lekholm과 Zarb의 분류에 의한 Type IV 골 같은 경우에서 초기 골유착에서 최대한의 골형성을 유도하기 위해 선택되는 표면 중에 하나이다.^{15,18,19)}

이러한 수산화인회석 코팅은 향상된 골전도 능력으로 빠른 골형성을 보여주었으나^{15,22,23)} 화학적 구성, 결정구조, 결정과 입자의 크기, 코팅과 금속계면과의 낮은 결합 강도, 그리고 생분해와 관련된 문제들은 아직 해결되고 있지 않다.^{20,21,35,36)} 이러한 문제를 해결하기 위하여 다양한 방법이 소개되어 왔는데 최근에 Ishizawa 등²²⁻²⁴⁾은 양극 산화 후 열수 처리가 뒤따르는 방법을 제안하였다. 이 방법은 β -glycerophosphate와 calcium acetate monohydrate가 포함된 전해질 용액에서 임프란트를 양극 산화시켜 칼슘과 인이 포함된 anodic titanium oxide film을 형성한 후 300°C의 고압 스팀에서 열수 처리를 하여 수산화인회석 결정이 표면 위에 침착되도록 하였는데 이러한 방법이 타이타늄 임프란트에 직접적으로 얇은 수산화인회석 표면을 형성하며 기계적 강도와

골침착은 수산화인회석 세라믹과 유사하며 타이타늄보다도 높다고 보고하였다.

이에 본 실험에서는 양극산화를 하여 Ca와 P를 포함한 박막을 형성한 후 열수처리를 통하여 얇으면서도 결정형의 수산화인회석 층이 형성된 임프란트를 고전적으로 사용되는 매끈한 표면의 임프란트 및 SLA 표면 처리를 한 임프란트와의 골유착 정도를 비교 평가하기 위하여 각각의 임프란트를 토끼의 경골에 매식한 다음 3주, 5주, 12주의 치유기간이 지난 뒤 뒤틀림 제거력 및 조직 형태학적 분석을 통하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 재료 및 방법

1. 실험 재료

(1) 타이타늄 임프란트의 제작

이 실험을 위해 특별히 고안된 길이 4mm, 직경 3.75mm의 150개의 나사 모양의 임프란트를 선반작업을 통하여 순수 타이타늄으로 제작하였다.

(2) 타이타늄 임프란트의 표면처리

제작된 임프란트는 3개의 실험군으로 나누었다 (Table I).

실험 I 군은 매끈한 표면에 어떠한 표면처리도 하지 않았으며, 실험 II 군은 100 μ m 정도의 수산화인회석 입자를 샌드블라스팅한 후 염산과 황산의 혼합액에서 산부식시켰다.

실험 III 군은 양극산화와 불꽃방전처리에 의해 피막형성법을 사용한 것으로 임프란트를 양극에 위치하고 음극에는 백금전극을 사용하여 전류밀도를 30 mA/cm로 일정하게 유지하여 양극산화처리하고 300V의 정전압조건에서 5분간 유지하여 절연 파괴에 의한 불꽃방전으로 표면을 다공질화한다. 그리고

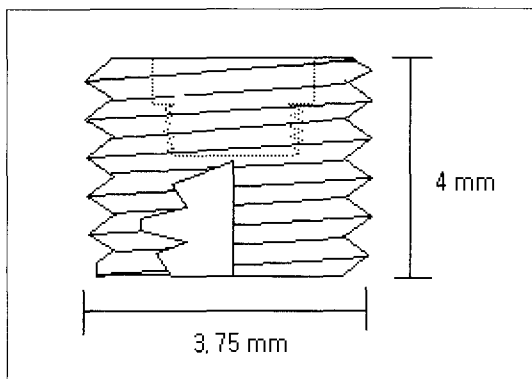


Fig. 1. Schematic drawing of experimental implant.

Table I. Experimental group

Group	N	Treatment
I	50	No
II	50	SLA
III	50	Ca-P

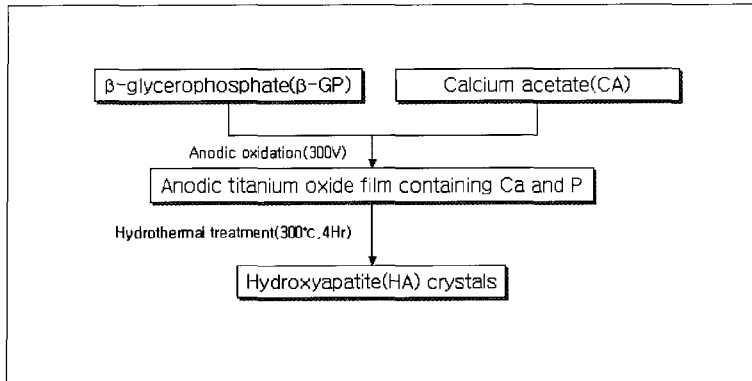


Fig. 2. Procedure for anodizing and forming HA layer.

300℃로 유지하고 있는 고압멸균기에 시편을 넣은 후 4시간 정도 열수처리를 행하여 수산화인회석 층의 두께가 약 5 μm 정도 되도록 하였다(Fig. 2).

각각의 표면처리된 임플란트는 가스멸균법을 사용한 다음 멸균된 상태로 운반되도록 하였다.

(3) 표면 거칠기의 측정

표면 거칠기를 측정하기 위하여 각 실험군 당 5개의 임플란트를 측정하였다. 표면 거칠기 측정기(Surfest SV-400, Mitutoyo Co., Japan)에 임플란트의 바닥면이 수평면이 되게 올려놓은 후 측정 길이 2.5mm로 가상 중심선 거칠기(Arithmetic mean roughness value, Ra)를 측정하였다.

(4) 주사 전자 현미경

표면 거칠기의 질적인 상태를 파악하기 위해 주사 전자 현미경(SEM; model S-2300, Hitachi, Japan)을 사용하여 관찰하였다.

2. 실험동물의 준비 및 실험방법

몸무게가 약 3kg의 45마리의 가토를 이 실험에 사용하였다. 수술 전 예방적 항생제가 투여되었고 수술은 통상적으로 행하였다. 전신마취는 Xylazine(Rompun, Bayer Chemical Co. Korea) 5 mg/kg와 Ketamine(Ketara, Yuhan, Ltd, Korea) 35mg/kg를 근육에 주사하여 시행하였다. 수술장을 면도한

후 2% Lidocaine(Kwangmyung chemistry, Korea) 2ml로 무릎관절의 경골 골간단에 국소마취를 하고 피부는 iodine과 70% alcohol sponge로 깨끗이 닦았다. 경골 골간단의 전내측 쪽에 절개를 행한 뒤 피부, 근육, 근막, 및 골막을 거상하여 골을 노출시켰다. 경골 골간단의 우측에 2개 좌측에 1개가 식립되도록 충분한 주수 하에서 순서에 맞추어 드릴링한 후 순서대로 돌아가면서 135개를 식립하였다.

골막과 피부를 4-0 흡수성 봉합사로 봉합하였다. 봉합 후 상처 보호와 감염 방지를 위해 압박 드레싱을 행하였고 항생제(Baytril, Bayer Chemical Co. Korea) 1ml와 대사촉진제(Catosal, Bayer Chemical Co. Korea) 1ml를 근육 내로 주사하였다.

3. 뒤틀림 제거력의 측정

임플란트가 식립된 토끼들은 식립된 후 3주, 5주, 그리고 12주의 치유기간을 가진 뒤 뒤틀림 제거력을 측정하기 위해 각 군마다 12 마리의 토끼가 희생되었다.

절개를 하고 연조직이 박리하고 식립부위를 노출한 후, 임플란트 상방의 연조직과 과증식된 골들을 조심스럽게 제거하였다. 임플란트에 디지털 토크 게이지(MGT-12, Mark-10, New York, USA)를 연결하여 뒤틀림 제거력을 측정하였다. 골에서 임플란트가 풀릴 때의 뒤틀림제거력의 최고값을 측정하여 기록하였다.

4. 조직형태학적 분석

임프란트가 식립된 토끼들은 식립된 후 3주, 5주 그리고 12주의 치유기간을 가진 뒤 조직형태학적 분석을 위하여 각각의 치유기간에 3마리씩 희생하였다. 임프란트와 그 주위의 골조직을 en bloc 으로 분리한 후 75% 알코올 용액에 고정하였다. 시편들은 여러 번의 알코올로 탈수한 후 glycomethacrylate resin(Technovit 7200 VLC, Kulzer & Wehrheim Co, Germany)에 매몰하였다. 중합 후 시편들을 경조직 절단기(Macro cutting and Grinding system, EXAKT 400CS, Germany)을 이용해 장축을 따라 150-200 μm 두께로 자른 후 grinding 기기로 사포 800번에서 4000번까지 약 50 μm 가 되도록 갈았다. 그 다음 H (Harris hematoxylin) & E (Eosin)로 염색하였다.

조직학적 분석은 컴퓨터에 연결된 광학현미경(Olympus BX51, Japan)으로 관찰 후 디지털 카메라(Nikon Coolpix 995, Japan)로 촬영하였다. 골과 임프란트 접촉율은 임프란트가 골과 접촉한 부분 중에서 골이 직접 접촉하는 부분을 Scion image software program (version beta 4.02, USA)을 이용하여 측정하고 백분율로 나타낸 다음 통계학적으로 분석하였다.

5. 통계학적 분석

얻어진 각각의 임프란트 표면 조도, 골과 임프란트의 접촉, 그리고 뒤틀림 제거력을 각 실험군사이에 비교분석을 위하여 통계학적 처리를 하였다. 실험의 유의성 검정은 one-way ANOVA procedure와 Tukey's HSD test를 사용하여 차이점을 평가하였다.

III. 성 적

1. 임프란트의 표면조도

본 실험에서 사용한 임프란트의 표면조도를 측정 한 결과 실험 II 군이 가장 거칠었으며, 그리고 실험 III 군, 실험 I 군의 순으로 나타났으며 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(Table II)($p < 0.0001$).

2. 주사 전자현미경 관찰

임프란트의 표면 상태를 주사 전자현미경을 사용하여 관찰하였다(Figures ①). 실험 I 군에서의 매끄러운 표면은 임프란트의 기계 가공 후의 규칙적인 구가 드러나고 있으며 표면이 약간 거칠고 불규칙함을 볼 수 있다(Figures ①-a). 실험 II 군의 SLA 표면

Table II. The Arithmetic mean roughness values of implant

Group	Ra	p-value
I	0.234±0.07	< 0.0001
II	0.596±0.08	
III	0.376±0.04	

*Values are mean±S.D.

¹P-values are computed by one-way ANOVA procedure.

Table III. The removal torque values of each group(unit: lb inch)

Group period	I	II	III	p-value ²
3weeks	0.91±0.79	2.09±0.95	2.40±0.95	0.0013
5weeks	0.76±0.35	2.25±0.53	2.40±1.32	0.0003
12weeks	1.78±0.74	4.94±1.75	3.73±1.59	0.002
p-value ¹	0.0037	0.0001	0.0449	

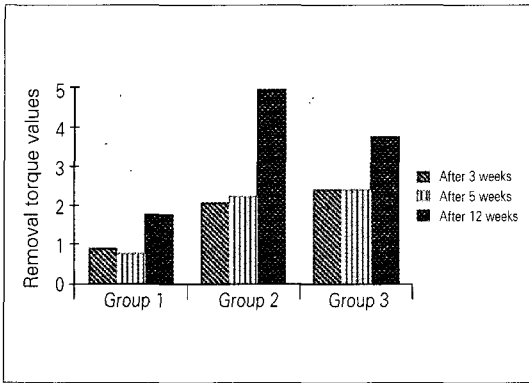


Fig. 3. Graph of the removal torque values.

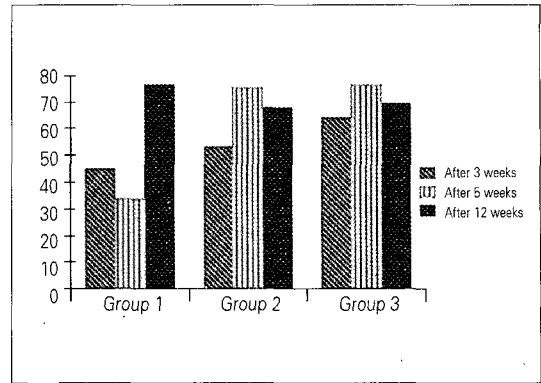


Fig. 4. Graph of results of bone to implant contact area.

Table IV. The results of percentage of bone-to implant contact area for each group(%)

Group	I	II	III	p-value ²
Time				
3weeks	45.13±8.76	53.30±13.65	64.38±21.83	0.1374
5weeks	34.18±12.96	75.20±16.14	76.45±14.59	0.0004
12weeks	76.45±14.59	67.81±14.79	69.13±11.36	0.5149
p-value ¹	0.0001	0.0624	0.4624	

은 추가적인 미세한 2차구조를 보이는 매우 거친 표면을 보이고 있으며(Figures ①-b). 실험Ⅲ군의 CaP 표면은 다공성의 박막위에 표면으로 약 5 μ m 돌출한 수산화인회석 결정을 볼 수 있었다(Figures ①-c & d).

3. 뒤틀림 제거력 측정

임프란트 식립을 한 다음 3주, 5주, 그리고 12주가 경과된 후에 식립된 임프란트의 뒤틀림 제거력을 측정하였다(Table III & Fig. 3). 같은 실험기간에서 실험군 사이에 뒤틀림 제거력을 통계학적으로 비교하여 보면, 임프란트 식립 3주 후의 뒤틀림 제거력은 실험Ⅲ군이 가장 크고, 실험Ⅱ군, 실험Ⅰ군의 순으로 나타났으며, 실험Ⅲ군과 Ⅱ군이 실험Ⅰ군에 비하여 통계학적으로 유의한 차이를 나타내었다. 식립 5주 후의 평균 뒤틀림 제거력에서도 실험Ⅲ군이 가장 큰 제거력을 나타내었으며 실험Ⅱ군, 그리고 실험Ⅰ군 순으로 나타났으며 실험Ⅲ군과 실험Ⅱ군은 실험Ⅰ

군에 비하여 통계학적으로 유의한 차이를 나타내었으며, 실험 12주 후의 뒤틀림 제거력의 비교에서는 실험Ⅱ군이 가장 크고 실험Ⅲ군, 실험Ⅰ군의 순으로 나타났으며 실험Ⅱ군과 Ⅲ군은 실험Ⅰ군에 비하여 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다.

같은 실험군에서 실험 기간에 따른 차이를 비교하면 실험Ⅰ군에서는 12주 후에 제거한 경우가 3주 및 5주 후에 제거한 경우에 비하여 통계학적으로 유의한 차이가 있었으며, 실험Ⅱ군에서도 12주 후에 제거한 경우가 5주 및 3주 후에 제거한 경우에 비하여 통계학적으로 유의한 차이가 있었으며 실험Ⅲ군에서도 12주 후에 제거한 경우가 5주 및 3주 후에 제거한 경우에 비하여 통계학적으로 유의한 차이가 있었다.

4. 조직형태학적 분석

광학현미경을 사용한 분석에서 모든 임프란트가 골과 적절히 결합하고 있었으며, 임프란트와 골과의 접촉면적을 백분율로 조사하였다(Table IV, Fig. 4.

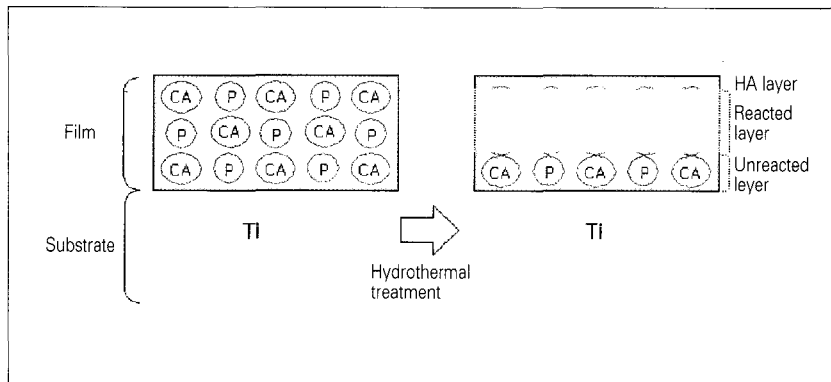


Fig. 5. Illustration showing formation of the HA layer on the film.

& Figures ②).

피질부분에서는 임플란트의 위쪽 나사를 따라서 피질골과 대부분 접촉하고 있었으며, 골수 부분에 있는 나사는 새로 형성된 골 또는 정상골수 조직과 접촉하고 있었다.

식립기간에 따른 군간 비교에서 3주와 5주에서는 실험Ⅲ군과 Ⅱ군이 실험Ⅰ군에 비하여 접촉률이 높았으며 5주에서는 통계학적 유의한 차이가 있었으나 12주에서는 실험Ⅰ군이 높고 실험Ⅲ군과 Ⅱ군 순이었으나 유의한 차이는 없었다.

같은 군에서 식립기간에 따른 비교에서 실험Ⅱ군과 Ⅲ군은 3주에서 5주로 진행하면서 증가하였으나 12주에서는 감소하였으며 실험Ⅰ군에서는 12주에서 3주와 5주에 비하여 유의한 차이가 있었다. 3주와 5주 실험군에서는 신생골의 형성이 보였는데 실험Ⅱ군과 Ⅲ군이 실험Ⅰ군에 비하여 많이 형성되는 양상을 보였으며 모든 군에서 12주에는 완전히 리모델링한 골로 대체되었다. 실험Ⅰ군에 비하여 실험Ⅱ군과 Ⅲ군에서 나사의 골사이로 골의 형성이 왕성한 양상이었으며 실험Ⅰ군에서는 골이 형성이 되어도 연조직이 인기된 경우가 많았으며, 실험Ⅱ군과 Ⅲ군은 골과 접촉되는 경우가 우수하였다.

Ⅳ. 총 괄

골유착이란 광학 현미경 하에서 임플란트가 생체 골과 직접 접촉하고 있는 상태 또는 결합조직의 개재없이 임플란트와 골조직이 접촉하여 외부의 하중

을 골조직내로 직접 전달할 수 있는 구조적, 기능적 결합이라고 정의하고 있다. 이렇게 골과의 접촉을 이루기 위해서는 임플란트 재료의 생체 적합성 및 표면의 미세구조와 형태가 중요하다.¹⁻⁵⁾

표면 성상의 장점을 얻기 위해 다양한 표면처리가 제안되고 있다.^{6,12,13)} 산부식,²⁷⁾ 표면을 산화시키는 것,²⁶⁾ 타이타늄 플라즈마 스프레이의 적용,⁹⁾ 수산화 인회석과 삼 인산 칼슘을 비롯한 인산 칼슘 세라믹의 이용,^{15,18,19)} 다양한 물질로 블라스팅한 것,^{28,29)} 그리고 블라스팅한 후 산부식하는 것^{16,17)} 등이 있다. 이 중에 블라스팅한 후 산부식하는 것은 먼저 큰 입자로 블라스팅하여 표면에 거대 거칠기(macro-roughness)를 형성한 다음 산부식을 통해 거대 표면 위에 미세 거칠기(micro-roughness)를 부여한 방법으로 소개된 것 중 대표적인 것이 SLA 표면으로 이런 SLA표면은 임플란트의 골유착을 더욱 향상시키고 하중을 가하기까지 걸리는 골치유기간을 줄일 수 있어서 식립 6주 후에 조기 부하가 가능하다고 보고되면서 임상에서 사용이 증가하고 있다.^{12,16,17)} 또한 수산화인회석(HA)과 삼인산 칼슘(Tricalcium phosphate)과 같은 인산칼슘으로 표면처리하는 방법은 표면이 더 좋은 생체친화성을 가져서 어떠한 처리를 하지 않은 것보다 더 빠른 골형성을 유도하여 임플란트의 초기 성공에 유리하다고 하였으나 이러한 성공률의 차이가 시간이 감에 따라 줄어든다고 하였다.^{15-18,19)}

본 실험에서는 양극산화 방법을 이용하여 Ca-P 박막이 형성되도록 한 다음 열수처리를 하여 수산화

인회석이 Ca-P 박막에 약 5-10 μ m 형성되도록 표면 처리하는 방법이 초기 골형성에 어떠한 영향을 주는 지 그리고 시간이 지남에 따라 성공에 미치는 영향을 알아보기 위하여 일반적인 표준으로 사용되는 매끈한 면의 임프란트 및 임상에서 사용이 증가하고 있는 SLA처리 임프란트와의 초기 및 상당한 기간을 후의 골유착 정도를 비교하기 위하여 실험하였다.

먼저 실험 시편을 제작한 후 표면조도를 측정하기 위해서 주사 전자 현미경과 표면 조도기를 사용하였다. Listgarten 등³⁰⁾은 표면조도의 측정방법에 대하여 접촉식 표면조도 측정기보다 주사전자 현미경이 비교평가에 유리하다고 하였고, 이는 접촉식 표면조도 측정기의 탐침의 직경이 프라즈마 코팅 시 나타나는 요철의 크기보다 크기 때문이라고 하였다. 그러나 주사전자현미경은 측방관찰에는 유리하지만 요철의 수직고경을 측정하는 데는 정확하지 못하고 정성적인 방법이기 때문에 다른 연구와 비교하기 곤란하여, 정량적인 방법을 측정하기 위하여 표면조도기를 사용하였다. 전자현미경과 표면조도기를 사용하여 표면조도를 검사한 결과에서 SLA 처리한 표면이 가장 거칠게 나타났으며 Ca-P박막 표면, 그리고 처리하지 않은 표면 순서로 나타났으며 통계학적으로 유의한 차이가 있었다.

골유착된 골-임프란트 계면의 질을 평가하는 방법으로는 생체역학적인 테스트와 조직형태학적 분석이 흔히 사용된다.³¹⁾ 생체역학적인 테스트의 일반적인 세가지 타입은 pull-out, push-out, 그리고 토크 측정이다. Push-out과 pull-out 검사는 실린드형이나 press-fit 임프란트에 적용되며 반면에 나사형 임프란트에는 토크측정이 효과적으로 사용되고 있다. 이중 뒤틀림 제거력 측정 방법은 Johansson 등³²⁾이 나사형 임프란트와 골과의 결합력을 평가하기 위해 처음으로 사용한 이후 현재 많이 쓰이고 있는 방법으로 계면에서의 결합력 측정에는 압축강도 보다는 인장강도가 더 적합할 것이라 사료된다.³³⁾ 이러한 뒤틀림 제거력에 영향을 미치는 요소로는 임프란트 표면 구조, 임프란트의 기하학적 특성, 계면의 조직 구조, 그리고 주위 골의 양과 질 등이 있을 수 있다. 그리고 조직형태학적 분석은 뒤틀림 제거력 측정이 인장강도를 3차원적으로 반영하는 것에 비하여 단지 일차원적으로 행해지는 것이다. 골과 임프란트 계면의

조직 형태학적 분석은 다양한 매개변수에 관해 다른 방법으로 행해질 수 있으나 본 실험에서는 골에 위치한 임프란트 길이에 대하여 골과 접촉하는 양을 백분율로 표시하였다.

Roberts 등³⁴⁾에 따르면 토끼에서는 파절된 골이 부하를 받을 수 있을 정도의 적절한 강도를 가질 수 있는 성숙된 골로 바뀌는 데 6주 정도 걸린다고 보고 하였다. 토끼와 사람의 피질골의 리모델링 사이클의 기간(sigma) 비교는 미성숙된 골이 성숙된 후 부하를 받을 수 있는 골로 바뀌는 데 필요한 기간을 알려 주는 것으로, 토끼의 6주는 인간에게 3-4개월에 해당된다.¹⁵⁾ 본 실험은 식립한 다음 3주, 5주, 그리고 12주의 각기 다른 치유기간을 두고 행해졌는데 Ca-P 박막 위의 수산화인회석 표면의 생활성이 초기치유에 도움을 주는지를 알아보기 위하여 3주와 5주에 걸쳐 조사하였고 또한 수산화인회석의 장기간 안정성을 알아보기 위하여 12주의 치유기간을 두어 대조군들과 비교하였는데 3주와 5주에서는 신생골을 관찰할 수가 있었으며 12주에는 완전히 성숙한 골로 나타났다.

본 실험의 뒤틀림 제거력 비교에서 식립 후의 치유기간에 상관하지 않고 SLA 표면과 Ca-P 박막표면이 매끄러운 표면에 비해 우수한 결과를 보여주어 표면 처리의 중요성을 보여주었으며 SLA 표면과 Ca-P 박막표면 사이에 유의한 차이가 나타나지 않았다. 그래서 임상에서 많이 사용되는 SLA 표면처리방법과 같이 Ca-P 박막 방법도 임상에서 사용된다면 높은 성공률을 예상할 수 있다고 생각된다. 또한 같은 표면처리방법에서 기간에 따른 뒤틀림 제거력의 비교에서는 모든 실험 군에서 치유기간 3주와 5주 사이에서는 유의한 차이가 없었으나 12주 치유기간을 준 경우에서 뒤틀림 제거력의 유의한 증가가 있어 표면 처리 방법에 상관없이 치유기간을 증가시키면 골이 리모델링되면서 골과 임프란트의 골유착이 증가된다는 것을 알 수 있었다.

표면 조도측정에서 SLA 표면이 Ca-P 박막 표면에 비하여 유의하게 거칠게 나타났으나 뒤틀림 제거력에서 차이가 나지 않은 것으로 보아서 SLA 표면에 비하여 Ca-P 박막 표면의 수산화인회석이 골의 형성이나 반응에 영향을 주어서 나타나는 것으로 추측 된다.

조직형태학적 분석에서는 Ca-P 박막 표면과 SLA

표면은 매끄러운 표면에 비하여 신생골의 형성에서도 왕성한 것으로 관찰되며 나사의 골과 골 사이에 골의 형성이 왕성한 양상이었으며 매끄러운 표면에서는 골이 적절히 형성되어도 얇은 연조직이 인기된 경우가 Ca-P 박막 표면과 SLA 표면에 비하여 많은 것으로 관찰되었다.

Ca-P를 기초로 한 생활성 및 생분해성 세라믹은 화학적 성분이 정상 생체 조직과 유사하고 여러 조직에서 생체적합성이 우수하며 경조직 및 연조직과의 부착이 용이하며, 열과 전기 전도성이 낮아 이온 이동에 대한 물리적 및 화학적 방어벽 역할을 하며, 또한 부하를 받는 임프란트의 재료 중 탄성계수가 골과 가장 유사하다고 한다. 그러나 현재 사용되는 임프란트에서 화학적 및 구조적 특성에 편차가 크며 피로 부하를 받을 때 상대적으로 인장강도와 전단강도가 낮으며 코팅-기질 계면의 부착력이 상대적으로 낮으며 제품과 임상적용에 따라 용해도가 다양하며 코팅기술에 따라 금속 기질의 화학적, 구조적 성질이 변할 수 있는 문제가 있다.¹⁵⁾

또한 좋은 생체친화성의 Ca-P 표면은 더 빠른 골 반응을 보이나^{15,22-24)} 시간에 따라 효과가 줄어든다고 하였는데, Wheeler의 8년간의 연구에서 타이타늄 플라즈마 시스템의 92.7%의 성공률에 비해 HA 코팅 시스템은 77.8%의 성공률을 보고하였다.³⁵⁾ 또한 Block 등³⁶⁾은 -8년 경과된 427명에서 상악은 84.2%, 하악은 87.5%의 성공률을 보고하였으나 1996년에는 10년 경과된 443개 중에서 64.6%의 똑 떨어진 성공률을 보고하였으며, 특히 제 2대구치 부위에서 많이 실패하였으며 각화치은 여부와 위생형 보철물이 성공률과 관련성이 많다고 하였다.

이는 수산화인회석 코팅의 문제로 코팅이 두껍게 형성되면 타이타늄과 수산화인회석사이의 결합이 파괴되면서 탈락되어 골유착의 소실이 일어나고, 반면 두께가 얇으면 물리적으로 유리하지만 용해의 위험성이 크게 되는데 이런 용해는 만약 서서히 일어나면 주변골이 이를 대체하여 별 문제가 없지만 빨리 용해되면 주변의 골이 이를 대체하지 못하여 염증 및 섬유성 조직으로 대체되어 임프란트의 실패를 유발할 수 있다고 하였다.^{20,21)}

수산화인회석의 조직 반응성을 살리며 기능을 견디기 위해서는 금속과의 탈락과 생분해가 문제가

되며 처리과정에 따라 표면성상에서 차이가 날 수 있으며 장기간에 걸친 성공률에 영향을 줄 수 있다. 그리고 수산화인회석의 결정성도 흡수속도에 영향을 미치는데, 고도로 결정화되면 재료의 변형과 흡수에 저항성이 커져서 정상조건에서 장기간 안정하게 유지되는 반면 무정형 구조는 흡수와 효소나 세포에 의한 붕괴가 더 쉽게 일어난다.^{15,24)}

이러한 문제를 해결하기 위해 플라즈마 스프레이, electrophoretic deposition, electrodeposition, sputtering, dipping, 그리고 hot isostatic pressing 방법 등이 얇으면서도 강한 결합력을 가지는 코팅을 얻기 위해 조사되어 왔다.²³⁾ 본 실험에 사용된 Ca-P 표면은 양극산화와 불꽃방전처리에 의해 Ca와 P를 포함하는 다공성의 박막을 형성한 후 피막에서 열수처리를 행하여 5 μ m의 얇은 수산화인회석 결정을 석출하여 섬유조직의 개재없이 bioactive하게 직접적인 접촉을 얻기 위하여 제안되었다(Fig. 5).

Ishizawa 등²⁴⁾은 양극산화 후 열수 처리하여 형성된 수산화인회석 결정은 식립 8주 후에서 골조직 내에서 흡수되지 않는 상태로 존재하였다고 하였고 이런 수산화인회석 결정의 정방형의 형태는 각 결정이 단독의 결정이거나 높은 결정도를 가졌다는 것을 보여주었으며 8주후에 시행한 push out 실험과 골침착 정도에서 타이타늄보다 더 나은 결과를 보여주었다. 한편 전해질 농도에 따라 수산화인회석 결정의 석출이 달라지는데 전해질의 농도가 낮을수록 수산화인회석 결정이 낮게 되어 골침착이 줄어들지만 기계적인 실패에 대해서는 높은 안정성을 보여주는 반면 전해질의 농도가 높아지면 수산화인회석 결정이 거의 다 덮기 때문에 낮을 때보다 골에 좀 더 강하게 접촉하지만 골과 수산화인회석의 결합 강도가 피막과 타이타늄 경계면보다 더 커져 피막이 부분적으로 벗겨진다고 하였다.^{22,23)}

전해질 농도 이외에도 전압이나 용액의 종류에 따라 Ca와 P를 포함한 박막과 수산화인회석의 결정이 영향을 받는다고 보고하였으며²²⁾ Ishizawa 등²⁴⁾의 실험에서는 1-2 μ m의 수산화인회석 결정이 생겼으나 본 실험에는 결정이 약 5 μ m 정도로 더 컸으며 적절한 조건을 찾기 위한 실험이 계속되어야 한다고 사료 된다.

Takebe 등³⁷⁾은 양극산화처리와 열수처리한 임프란트에서 형성된 얇은 수산화인회석 표면이 친수성이

고 젖음성이 크게 증가하여 열수처리하지 않은 표면보다 더 높은 세포부착이 관찰되었다고 보고 하였으며, Ishizawa 등²⁵⁾은 양극 산화와 열수 처리를 하기 전에 전처치를 했을 경우 더 많은 신생골이 형성된다고 보고하였다. 본 실험에서도 Ca-P 박막 표면과 SLA 표면에서 매끄러운 표면에 비하여 신생골의 형성이 우수하게 관찰되었으나 선반 가공한 매끄러운 표면에 전처치 없이 양극산화와 열수 처리를 하였는데 추후 전처치를 한 후 비교 실험하는 것이 필요하리라 본다.

Sul 등²⁶⁾은 최근 양극산화를 이용하여 산화막의 두께를 600nm 이상 증가시켰을 때 강한 골반응을 보이는데 이는 산화막을 증가시켰을 때 변화된 산화막의 두께, 미세구멍의 분포, 다공성, 그리고 산화막의 결정성이 이런 조직형태학적인 변화에 영향을 준다고 보고하면서, 산화막의 두께는 전압, 전류, 전해질 농도, 전해질 온도, agitation speed, 그리고 타이타늄 전극의 화학 구성 등에 영향을 받으며, 산화막의 두께를 증가시킬 때 산화막에 Ca를 침착시킴으로써 미세한 다공성의 표면 구조를 기본으로 한 기계적인 결합뿐 아니라 생화학적 결합도 얻을 수 있으며, 이런 생화학적 결합이 더 빠르고 강하였다고 하였다. Ishizawa 등²⁴⁾도 열수처리를 않고 양극산화처리만 한 박막도 표면거칠기와 타이타늄이온의 누출을 방지하여 타이타늄보다 더 높은 골침착과 push out 강도를 보인다고 하였으며, 이번 실험에 사용된 Ca-P 표면 임프란트도 양극산화시 약 5 μ m 정도의 구멍 크기를 가지는 다공성의 산화막을 형성하므로 기계적인 결합을 기대할 수 있으며 Ca가 생화학적 결합을 도와주리라 추측된다.

수산화인회석 표면처리가 타이타늄보다 초기 골치유력이 우수하다는 큰 매력을 갖고 있는 재료임은 분명하나 임프란트 주변골의 급속한 상실과 수산화인회석의 흡수, 코팅의 탈락, 탈락된 수산화인회석 주위의 골변성 등의 문제도 있다고 생각된다. 이에 비하여 양극산화 후 Ca-P 박막을 형성한 다음 열수 처리로 수산화인회석 결정을 형성하는 방법은 단지 수산화인회석 표면에서 야기된 단점을 보완하고 장점을 살릴 수 있는 하나의 방법으로 생각되어 장기적이고 단계적인 연구가 필요하리라 생각하며, 이것을 양극산화만 한 경우와 비교해보는 것도 많은 도움이 되리라 사료된다.

본 연구는 양극산화 후 열수처리를 통하여 얇으면서도 결정형의 Ca-P 박막 표면의 수산화인회석이 형성된 임프란트를 고전적으로 사용되는 매끈한 표면의 임프란트와 SLA표면 처리를 한 임프란트와의 골유착 정도를 생체실험을 통하여 비교 평가하기 위하여 먼저 표면조도를 측정하고 각각 임프란트를 가도의 경골에 매식한 다음 3주, 5주, 12주의 치유기간이 지난 뒤 뒤틀림 제거력 및 조직형태학적 분석을 하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 표면조도 측정에서 SLA 표면이 가장 거칠고, Ca-P 박막 표면, 매끈한 표면의 순이었으며 서로 간의 유의한 차이가 있었다.
2. 뒤틀림 제거력 측정에서 시간에 관계없이 Ca-P 박막 표면과 SLA 표면은 매끈한 면에 대하여 통계적으로 유의하게 높게 나타났으며 Ca-P 박막 표면과 SLA 표면 사이에는 차이가 없었다.
3. 뒤틀림 제거력의 비교에서 모든 표면처리 방법에서 치유기간이 12주인 경우가 3주와 5주의 기간보다 제거력의 유의한 증가가 있었다.
4. 조직형태학적 분석에서 실험기간 비교에서는 3주와 5주에서는 Ca-P 박막 표면과 SLA 표면이 매끈한 표면에 비하여 접착률이 높았으며 5주에서는 통계학적 유의한 차이가 있었다.
5. 조직형태학적 분석에서 식립기간에 따른 비교에서 Ca-P 박막 표면과 SLA 표면은 3주에서 5주로 진행하면서 증가하였으나 12주에서는 감소하였으며 매끈한 표면에서는 12주에서 3주와 5주에 비하여 유의한 차이가 있었다.

감사의 글: 본 실험에 사용된 임프란트 및 각종 표면 처리를 주식회사 메가젠에서 제작하여 준 것을 감사드립니다.

참고문헌

1. Branemark PI, Osseointegration and its experimental background, J Prosthet Dent, 1983;50:399-410.
2. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P

- et al, 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. Albrektsson T, Jacobsson M, Bone-metal interface in osseointegration, *J Prosthet Dent*, 1987;57:597-607.
 4. Hansson HA, Albrektsson T, Branemark PI, Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants, *J Prosthet Dent*, 1983;50:108-113.
 5. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindström J, Osseointegrated titanium implants, *Acta Orthop Scand*, 1981;52:155-170.
 6. Cooper LF, A role for surface topography in creating and maintaining bone at titanium endosseous implants, *J Prosthet Dent*, 2000;84:522-534.
 7. Jaffin RA, Berman CL, The excessive loss of Branemark fixtures in type 4 bone, *J Periodontology*, 1991;62:2-4.
 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. Schroeder A, Van Der Zypen E, Stich H, Sutter F, The reaction of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces, *J Maxillofac Surg*, 1981;9:15-25.
 10. Thomas KA, Cook SD, An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition, *J Biomedical Materials Research*, 1985;19: 875-901.
 11. Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Removal torques for polished and rough titanium implants, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1988;3:21-24.
 12. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H, Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs, *J Biomedical Materials Research*, 1991;25:889-902.
 13. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Eng M, Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1993;11:38-45.
 14. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ, A histomorphometric and removal torque study of Screw-shaped titanium implants with three different surface topographies, *Clin Oral Impl Res*, 1995;6:24-30.
 15. Misch CE, *Implant Dentistry*, Missouri Mosby, 1999:225-237,271-302.
 16. Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte L-P, Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. A direct comparison of sandblasted and acid-etched with machined and acid-etched screw implants, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1998;13:611-619.
 17. Buser D, Nydegger T, Oxland T, Cochran DL, Schenk RK, Hirt HP, Snetivy D, Nolte L-P, Interface shear strength of titanium with sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs, *J Biomedical Materials Research*, 1999;45:75-83.
 18. Gottlander M, Albrektsson T, Histomorphometric studies of hydroxylapatite-coated and uncoated cp titanium threaded implants in bone, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1991;6:399-404.
 19. Thomas KA, Kay JF, Cook SD, Jarcho M, The effect of surface macrotecture and hydroxylapatite coating on the mechanical strengths and histologic profiles of titanium implant materials, *J Biomedical Materials Research*, 1987;21:1395-1414.

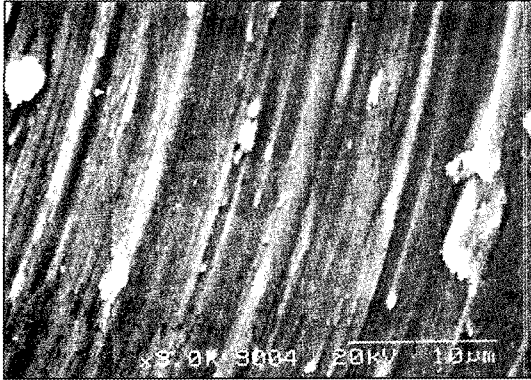
20. Edmonds RM, Yukna RA, Moses RL, Evaluation of the surface integrity of hydroxyapatite-coated threaded dental implants after insertion, *Implant Dentistry*, 1996;5:273-278.
21. Karabuda C, Sandalli P, Yalcin S, Steflik DE, Parr GR, Histologic and histomorphometric comparison of immediately placed hydroxyapatite-coated and titanium plasma-sprayed implants: A pilot study in dogs, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1999;14:510-515.
22. Ishizawa H, Ogino M, Formation and characterization of anodic titanium oxide films containing Ca and P, *J Biomedical Materials Research*, 1995;29:65-72.
23. Ishizawa H, Origino M, Characterization of thin hydroxyapatite layers formed on anodic titanium oxide films containing Ca and P by hydrothermal treatment, *J Biomedical Materials Research*, 1995;29:1071-1079.
24. Ishizawa H, Fujino M and Ogino M, Mechanical and histological investigation of hydrothermally treated and untreated anodic titanium oxide films containing Ca and P, *J Biomedical Materials Research*, 1995;29:1459-1468.
25. Ishizawa H, Fujino M, Ogino M, Histomorphometric evaluation of the thin hydroxyapatite layer formed through anodization followed by hydrothermal treatment, *J Biomedical Materials Research*, 1997;35:199-206.
26. Sul YT, On the bone response to oxidized titanium implants: The role of microporous structure and chemical composition of the surface oxide in enhanced osseointegration, Ph.D. thesis, 2002.
27. Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A, Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface, *Clin Oral Impl Res*, 1997;8:442-447.
28. Novaes AB, Souza SLS, Oliverira PT, Souza AMM, Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2002;17:377-383.
29. Gonshor A, Goveia G, Sotirakis E, A prospective, multicenter, 4-year study of the ACE surgical resorbable blast media implant, *J Oral Implantol*, 2003;29:174-180.
30. Listgarten MA, Buser D, Steinmann SG, Donath K, Lang NP, Weber HP, Light and transmission electron microscopy of the intact interface between non-submerged titanium-coated epoxy resin implants and bone or gingiva, *J Dent Res*, 1992;71:364-371.
31. Sykaras N, Lacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD, Implant materials, design and surface topographies: Their effect on osseointegration. A literature review, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2000;15:675-690.
32. Johansson C, Albrektsson T, Integration of screw implants in the rabbit: A 1-year follow up removal torque of titanium implants, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1987;2:69-75.
33. Anusavice KJ, Dehoff PH, Fairhurst CW, Comparative evaluation of ceramic-metal bond test using finite element stress analysis, *J Dent Res*, 1980;59:608-613.
34. Roberts RW, Smith RK, Zibermann Y, Mozsary PG, Smith R, Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants, *Am J Orthod*, 1984;86:95-111.
35. Wheeler SL, Eight-year clinical retrospective study of titanium plasma-sprayed

- and hydroxyapatite-coated cylinder implants, *Int J Maxillofac Implants*, 1996;11:340-350.
36. Block MS, Gardiner D, Kent JN, Misiek DJ, Finger IM, Guerra L, Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations, *Int J Oral Maxillofac implants*, 1996;11:626-633.
37. Takebe J, Itoh S, Okada J, Ishibashi K, Anodic oxidation and hydrothermal treatment of titanium results in a surface that causes increased attachment and altered cytoskeletal morphology of rat bone marrow stromal cells in vitro, *J Biomedical Materials Research* 2000;51:398-407.

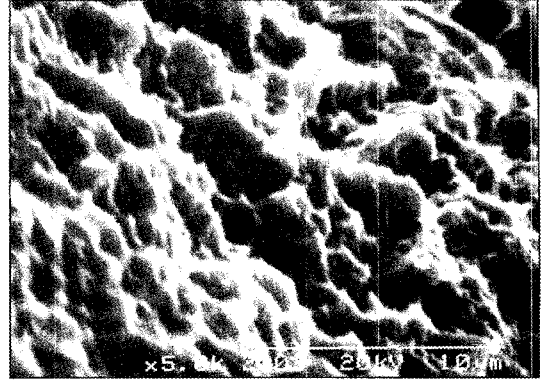
Reprint request to:

Cheong-Hee Lee. D.D.S., M.S., Ph.D.
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kyungpook National University
101,Dong-In 2-GA, Jung-Gu, Daegu, 700-422, Korea
chlee@knu.ac.kr

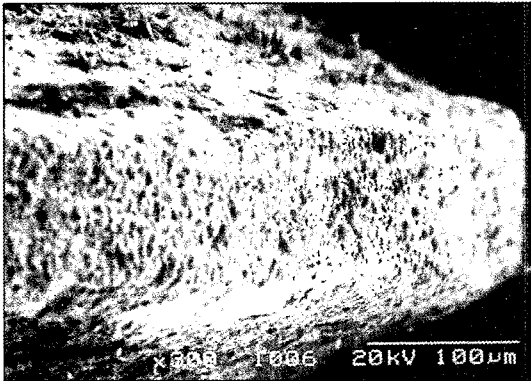
FIGURES ①



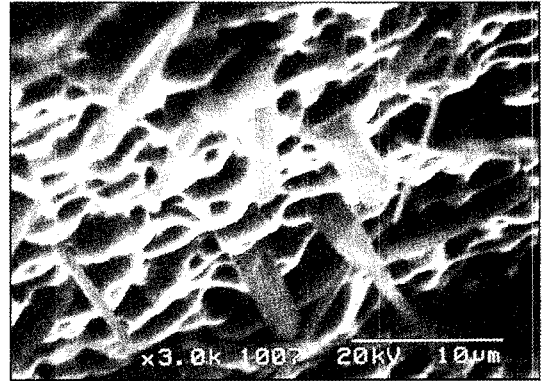
a. Smooth surface



b. SLA surface

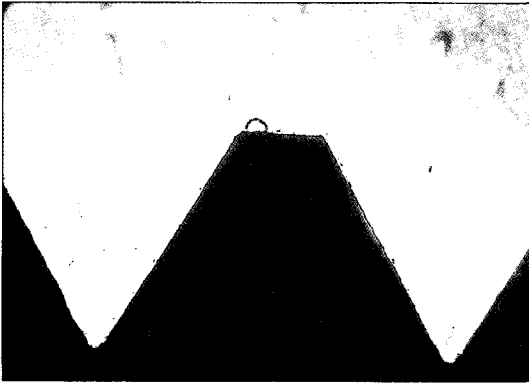


c. Ca-P coating surface

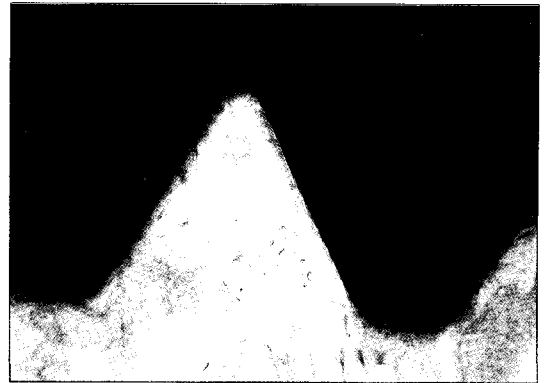


d. Ca-P coating surface

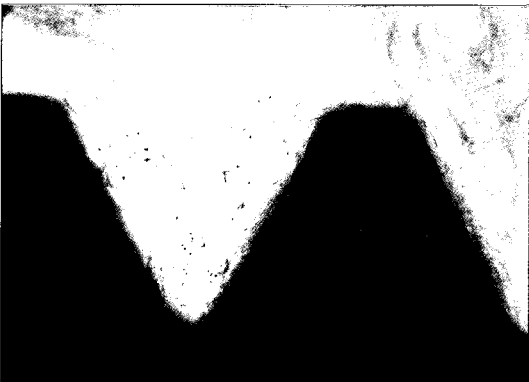
FIGURES ②



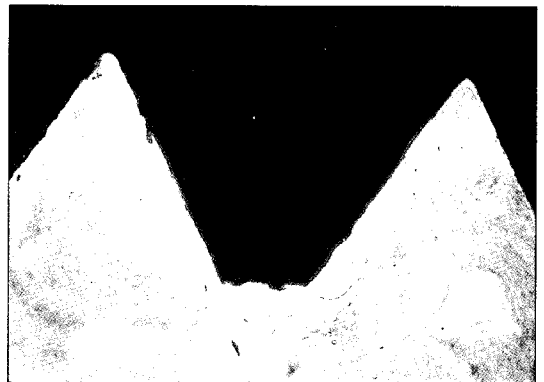
a. Smooth surface after 3 weeks



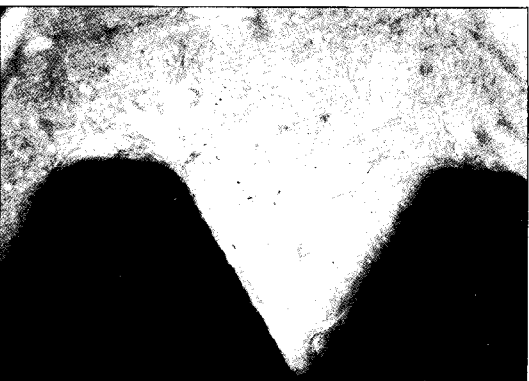
b. SLA surface after 3 weeks



c. Ca-P coating surface after 3 weeks



d. Smooth surface after 5 weeks

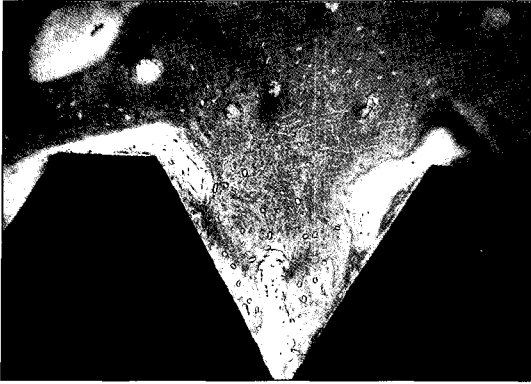


e. SLA surface after 5 weeks



f. Ca-P coating surface after 5 weeks

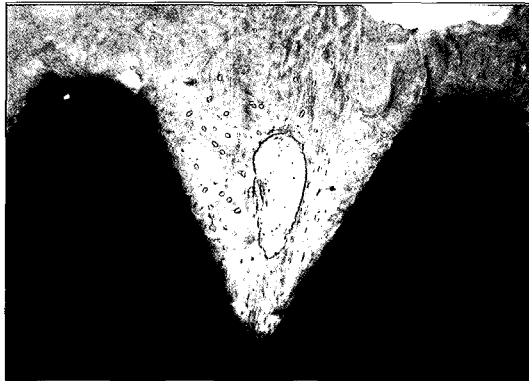
FIGURES ②



g. Smooth surface after 12 weeks



h. SLA surface after 12 weeks



i. Ca-P coating surface after 12 weeks

ABSTRACT

THE EVALUATION OF THE REMOVAL TORQUE AND THE HISTOMORPHOMETRY OF THE CA-P COATING SURFACE IN RABBIT TIBIA

Myeong-Bae Kwak, D.D.S., M.S.D., Cheong-Hee Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University

Statement of problem: Surface texture of the implant is one of the important factors of the implant success, especially in the immediate implant loading. Many methods of the surface treatment of implant have developed and introduced.

Purpose: This study was to evaluate the effects of the Ca-P coating implant crystallized the hydroxyapatite on the surface by the removal torque test and the histomorphometric analysis in vivo.

Material and methods: 135 screw type implants, 4.0mm in length and 3.75mm in diameter were used in this study. Implants were divided into 3 groups and treated in the different methods. Group I was not treated, Group II was treated in the SLA method, and Group III was treated in the Ca-P coating with the anodizing method and the hydroxyapatite was crystallized on the surface with the hydrothermal treatment. Firstly, the surface roughness of each group was measured. 45 rabbits were used in this experiment. Two implants were inserted on right tibial metaphysis and one implant was inserted on left side with the alternating order. After the healing periods of 3, 5, and 12 weeks, the rabbits were sacrificed to evaluate the osseointegration by the removal torque test and the histomorphometric analysis.

Results:

1. In the analysis for the surface roughness, Group II showed the highest roughness. And Group III showed higher secondly. There was a significant difference one another statistically.
2. In the removal torque test, Group III and II were significantly higher than Group I. There was no statistical difference between Group III and Group II.
3. For all Groups, the removal torque values at 12th week were significantly higher than at 3rd and 5th week.
4. In histomorphometric analysis, the bone implant contact rates of Group III and II were higher than that of Group I at 3rd and 5th week. There was a significant difference at 5th week.
5. In histomorphometric analysis, the bone implant contact rate of Group III and II increased from 3rd week to 5th week, but decreased at 12th week. In Group I, the contact rate at 12th week was significantly higher than at 3rd week and 5th week.

Key words : Removal torque, Histomorphometry, Ca-P coated implant, SLA method, Anodizing method