

# 성견에 식립한 인산칼슘 피복 임플란트가 골조직 유착에 미치는 생물학적인 영향

심언철<sup>1</sup> · 임성빈<sup>1</sup> · 정진형<sup>1</sup> · 김종여<sup>2</sup>

<sup>1</sup>단국대학교 치과대학 치주과학교실,

<sup>2</sup>단국대학교 치과대학 구강조직학교실

## I. 서론

임플란트는 부분 혹은 완전 무치악환자에 있어서 인접치아의 삭제나 악골에 손상을 주지 않으면서 적절한 저작과 발음 그리고 심미적 기능을 회복하기 위한 보철치료의 한 술식으로 임상에 사용되고 있다.

Maggiolo<sup>1)</sup>가 1807년에 골내에 임플란트 이식을 시도한 이후 다양한 수술방법과 재료의 발달 그리고 임플란트의 골에 대한 생물학적 반응에 관한 개념들이 발전되어 왔다. 1950년대부터 골막하 임플란트나 브레이드 임플란트 등이 임상에 이용되었으며<sup>2,3)</sup> Bränemark<sup>4,5)</sup>가 동물실험 중 골조직과 타이타늄간에 직접적인 유착이 일어난다는 것을 발견한 이후에 골 유착(osseointegration)의 개념이 소개되었다. Albrektsson등<sup>6)</sup>은 골유착이란 광학현미경하에서 임플란트와 골조직이 섬유성 결합조직의 개재없이 직접 접촉하는 상태라고 정의하였으며 순수 타이타늄 임플란트를 이용한 여러 연구에서 성공적인 골 유착을 보고하였다<sup>7-12)</sup>.

Albrektsson등<sup>13-14)</sup>은 골 유착을 위한 필수조건에는 골 조직의 손상을 줄이는 세심한 골 삭제, 초기안정성, 치유기간동안의 적당한 하중, 임플란트 주변의 조직형태, 생물학적인 재료, 골침착이 잘 되는 표면

형태등이라고 보고하였다. Albrektsson등의 보고에서 언급되었듯이 임플란트의 재료가 골 유착에서 중요한 것을 알 수 있다. 또한 임플란트는 반복되는 하중 및 순간적인 압력의 부과에도 변형되거나 파괴되지 않아야 하므로 기계적 강도가 매우 높은 소재로 제조되어야 한다. 치과용 임플란트로 사용할 수 있는 재료 중 현재 가장 많이 사용하고 있는 재료는 타이타늄으로 우수한 생체친화성을 가지고 있으며 가공이 용이 할 뿐 아니라 다른 금속과 비교하여 가벼우며 다른 금속과의 합금으로 제조되거나 적절한 처리과정을 거치면 강도가 향상될 수 있다.<sup>15-17)</sup> 이런 순수 타이타늄으로 만들어진 임플란트 표면의 특성들은 다양하며 기계연마면(machined titanium surface)의 임플란트는 생체친화성이 뛰어나도 불구하고 골유착이 늦게 일어나고 상악과 같이 골질이 불량한 골에서 골유착(osseointegration)이 부족하며 기능시골 융합이 파괴되기도 한다. 이를 극복하기 위하여 임플란트표면과 골조직과의 접촉면적을 넓히기 위한 연구가 진행되었다<sup>18-19)</sup>. 골융합을 촉진시키는 방법으로 주로 임플란트의 표면을 화학적 또는 물리적으로 변형시켜 서로 다른 표면의 성질을 가진 임플란트에 대한 연구가 이루어 졌다<sup>20-43)</sup>. Hahn과 Palich<sup>44)</sup>는 임플란트에 타이타늄을 분사하여 박막

(titanium plasma spray; TPS)하면 다공성 표면을 형성하는 데 유효하다고 보고하였다. TPS 임플란트는 평활한 표면의 임플란트 보다 removal torque가 높았다고 보고되었다<sup>45)</sup>. 또한 Buser<sup>46)</sup>등은 골과 임플란트의 접촉정도는 임플란트의 표면 거칠기와 상관관계가 있으며 hydroxyapatite(HA)가 코팅된 임플란트는 코팅되지 않은 임플란트 혹은 sandblasting처리한 임플란트에 비하여 골과 임플란트간 접촉률과 최대 전단강도가 크다고 하였다.<sup>47)</sup> 그러나 HA로 코팅된 임플란트는 코팅 공정동안 HA분말이 고온에 노출되어 화학적으로 균일하지 않는 HA 피복층이 형성되고 생체내에서 장기간 경과되면 분해(degradation)또는 흡수(resorption)된다. HA로 피복된 기존 임플란트는 그 피복층의 결정균일성이 낮고 금속 임플란트와의 밀착력이 약하며 생체내에서 분해 또는 흡수되는 등의 문제점이 있는 것으로 보고되고 있다. 칼슘과인은 골 기질을 구성하는 기본 물질로서 약 80년동안 골전도 현상을 나타내는 것으로 알려져 왔다. 1920년에 Albee와 Morrison<sup>48)</sup>은 triple calcium phosphate의 사용이 골 치유를 촉진한다고 보고하였다. 그러나 이 재료는 1920년대 말까지 골과 임플란트의 재료로 사용되지 않았다.<sup>49)</sup> 골 조직의 치유에 있어서 HA의 장점은 골의 계면에 섬유성 조직이 적게 형성되며 임플란트와 골 사이에 강한 결합을 형성하게 하며 회복기를 감소시켜 골 조직의 성장을 빠르게 하는 것으로 알려졌다. Jansen<sup>50,51)</sup>등에 의한 동물실험에서 HA피복은 타이타늄 임플란트 주위 골 조직의 치유를 증진시킨다고 보고하였다. Caulier<sup>52-54)</sup>등은 임플란트에 HA를 피복하는 것이 골 양과 골질이 불량한 골에서 골 결합을 얻는 데 도움을 준다고 보고하였다. 일반적으로 플라즈마 분사 법(plasma spray technique)은 HA를 피복하는 방법으로 가장 많이 사용된다. 플라즈마 분사 법에 의한 피복이 생분해, 파절과 같은 단점에 의해 장기간 임상에서 사용 시 안전성과 예후 면에서 의심받기 시작하였다<sup>55-61)</sup>. 또한 플라즈마 분사 법에 의한 피복이 임플란트 본래의 표면 성질을 변형시키는 것으로 알려졌다. 이런 문제들을 해결하고 또한 임플란트의 표면 성질을 유지하기 위하여 초 박막 피복 법이 개발되

었고 van Dijk와 Hulshoff등은 마그네트론 스퍼터(magnetron sputter)에 의한 방법<sup>62-68)</sup>, Chen Yang등은 솔-겔 피복 법에 의한 방법<sup>69)</sup>으로 Ca-P를 피복한 임플란트에 대한 연구에서 임플란트 주변의 골 조직의 치유를 촉진시킨다고 보고하였으며 이외에도 Pulsed laser deposition<sup>70)</sup>, ion beam assisted deposition<sup>71)</sup>, electrophoresis<sup>72)</sup>, surface induced mineralization<sup>73)</sup>, biometric deposition<sup>74)</sup>등 다수의 피복 법이 개발되었다. 임플란트 표면의 특성을 연구하는 방법으로 조직학적 방법과 조직계측학적 방법 등이 있으며 기능적인 분석으로는 골과 임플란트의 removal torque를 측정하는 방법 등이 있다. 이 연구의 목적은 Ca-P를 OCT-Inc방법에 의해 초 박막 피복된 임플란트와 피복되지 않은 기계 연마면의 임플란트에서 생체조직과의 조직학적 반응 및 조직계측학적 측정, 생체 내 골 결합력을 측정하여 비교하고자 하였다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 임플란트 재료

지름 4.0mm, 길이 8.5mm의 나사형, 기계연마면 형태의 임플란트(AVANA Co. 한국) 56개를 사용하였으며 이중 28개는 실험군으로 Ca-P를 피복하였으며 나머지 28개는 대조군으로 피복하지 않았다.

치과용 타이타늄 임플란트에 Ca-P를 초 박막 피복시키기 위하여 Ca-P결정 또는 칼슘염과 포스페이트 염을 산 용액에 용해시킨 후 고농도의 칼슘이온과 포스페이트 이온용액을 제조하여 고농도의 칼슘이온과 포스페이트 이온용액을 낮은 온도에서 알카리 용액과 혼합하여 혼합액을 제조하였다. 상기 혼합액으로부터 침전 반응 및 결정성장의 핵으로 작용할 수 있는 무형 칼슘포스페이트 과립 또는 결정을 제거하여 Ca-P 초 박막 피복용액을 제조하였다. 제조된 과포화용액을 치과용 타이타늄 임플란트(AVANA Co. 한국)를 한번에 20개정도의 임플란트를 피복할 수 있도록 제작된 용기에 넣고 150ml 내지 200ml의 상기 과포화 용액을 첨가한 후 이를 8℃로 유지하는

항온조에서 1일내지 6일 동안 피복하였다. 이 후 온도를 37℃까지 올리고, 이 온도에서 5내지 24시간 더 피복하였다. 피복하는 전 과정은 무균실(clean room)에서 저온 상태를 유지하면서 실시되었고 피복이 종결된 후 증류수를 이용하여 1회 이상 반복 세척하고 무균대(clean bench) 내에서 1시간 이상 건조한 다음 (주)그린피아(천안, 한국)에서 방사선( $\gamma$ ray)으로 멸균하였다. Ca-P 초 박막 피복된 치과용 임플란트의 픽스처와 피복하지 않은 임플란트의 표면 사진을 얻었다(Figure 1). 또한 Ca-P 초 박막 피복된 임플란트와 피복되지 않은 임플란트를 주사전자현미경(SEM:840A, JEOL, 일본)하에서 관찰하고 표면을 10,000배로 확대한 SEM사진을 얻었다.

## 2. 실험동물

실험은 전신적으로 건강한 생후 13개월 내지 16개월 된 체중 15kg 내외의 비글 견(beagle dog)을 사용하였다. 임플란트를 식립하기 위하여 실험동물에 Xylazine hydrochloride(Rompun<sup>®</sup>, 한국 바이엘) 1.2 - 1.4 ml (1ml = 23.5mg) 과 Ketamine hydrochloride(유한양행, 한국) 1.0 - 1.2 ml (1ml = 50mg)을 근주하고 기관내 삽관 (내경 7.0mm)후 전지정맥에 Angiocatheter를 삽입하였다. 그리고 N<sub>2</sub>O<sub>2</sub>-O<sub>2</sub>-Enflurane(1.0-1.5%)를 인공호흡기를 이용하여 기관내 튜브를 통해서 흡입시키면서 환기조절(일회 호흡량: 150-200 ml, 횟수: 14-15 회/분)을 하였으며, 근이완제는 투여하지 않았다. 수액공급은 하트만씨 용액을 100-200 ml/시간의 속도로 주입하였으며, 간헐적으로 거드랑이에서 심박수를 측정하여 55-60 회/분을 확인하였다. 수술도중 급작스런 움직임이 있을 시는 thiopental 25mg 또는 Ketamine 50mg을 정주하였다. 상기와 같은 방법으로 준비된 실험동물을 이용하여 오른쪽 대퇴골에는 임플란트(MAT;machined surface Avana-type titanium (AVANA Co, 한국))에 Ca-P초박막 피복된 고정체를, 왼쪽 대퇴골에는 기존 임플란트를 각각 2개씩을 표준화된 수술방법에 따라 14마리의 비글 견에 총 56개의 임플란트를 식립하였다.

## 3. 골 결합력 측정

Ca-P가 피복된 임플란트의 골 결합력을 기존 임플란트의 골 결합력과 비교하기 위하여 외과적 수술처치를 한지 4주, 8주의 실험동물을 전신 마취한 후 토오크 드라이버(torque driver, Tohnici FTD2-S, Tokyo, Japan)를 이용하여 임플란트 고정체를 풀면서 최대값의 수치를 측정하였다(Figure 3).

## 4. Ca-P 초 박막 피복된 임플란트의 생체조직과의 조직학적 반응 및 조직계측학적 측정

외과적 수술과 임플란트 매식술을 수행한 3일, 1주, 2주, 12주, 24주에 각 2마리씩, 4주, 8주에 각 1마리씩 전신 마취하여 희생시킨 후 표본을 제작하여 조직학적 반응을 검사하고 또한 칼슘 인산 초 박막 피복 임플란트와 기존의 임플란트에 뼈조직이 연조직의 개재없이 융합된 양상을 조직계측학적 검사(bone-to metal contact)로 확인하였다. 조직표본 방법은 임플란트를 포함한 골 편을 채취하여 조직시편 제작을 위해 10% 중성 완충 포르말린으로 고정하였다. 조직 편을 24시간 간격으로 70%, 80%, 95%, 100%, 순수 100%의 순으로 알콜 농도를 높여 탈수와정을 거쳤다. 탈수된 조직을 100% 알콜과 아세톤을 2:1, 1:1, 1:2, 비율로 바뀌가며 치환시키고 Spurr레진을 제조사의 지시법에 따라 제조한 후 아세톤과 Spurr레진을 2:1, 1:1, 1:2의 비율로 교환하여 침투시키고 100% Spurr 레진으로 2회 24시간씩 교환하였다. 침윤된 조직을 포매될 주형에 위치시켰으며 실온에서 24시간, 70℃ 전열기에서 8시간 중합시켰다. 주형에서 꺼낸 시편은 임플란트의 장축방향을 따라서 대퇴골의 내 외측 방향으로 절단하였다. 절단은 저속회전 다이아몬드 톱(low speed diamond saw, Excell, Extec, USA)을 사용하여 150 $\mu$ m 두께로 실시하고 플라스틱 슬라이드에 부착시킨 후 여러 단계의 grinding system을 이용하여 최종 두께가 약 20-30 $\mu$ m 가 되도록 가능한 얇게 연마하였다. 조직학적 분석을 위해 toluidine blue 염색을 시행하였다. 제작된 시편은 광학현미경으로 관찰하였다. 골내 매식된 임

플란트와 골 계면과의 유착정도를 비교하고, 임플란트와 숙주 골간의 신생골 형성과 유착상태를 관찰하였으며, 임플란트 표면에서 골 유착정도를 조직형태 계측하였다. 조직형태 계측은 표본을 피복된 임플란트와 피복되지 않은 임플란트의 상부 3개의 나사산과 이외의 나사산 전체를 구분(Con-3, Con-inf, Exp-3, Exp-inf)하여 디지털 카메라가 부착된 현미경을 사용하여 컴퓨터에 입력하고 화상분석 프로그램(Imagepro-Plus V.3.02)으로 백분율로 표시하였다.

### III. 연구 결과

#### 1. SEM 소견

육안으로 관찰 시 Ca-P 코팅된 임플란트는 불투명한 회색빛이 감돌 뿐 특별한 변화를 관찰할 수 없었다. SEM 저배율 소견에서도 차이를 관찰하기 어려우나(Figure 1) 고배율에서 대조군 임플란트 표면은 연마된 평평한 면을 나타내고 있으며(Figure 2 대조군), Ca-P 초 박막 피복 임플란트는 Ca-P 결정상들이 넓은 표면적을 만들고 있었다(Figure 2 실험군).

#### 2. 조직학적 소견

##### 1) 3일 소견

모든 임플란트의 조직반응은 유사하며 별 다른 염증반응은 관찰되지 않았으며 original drill hole이 확실하게 구분되며 drill hole과 임플란트 표면사이에 미세한 틈이 관찰되었다. 임플란트에 수직방향인 본래의 소주골 양상을 관찰할 수 있었고 골수와 육아조직들이 나사에 잘 접촉이 되어 있는 것을 볼 수 있었다(Figure 4).

##### 2) 1주 소견

대조군에서는 잘 발달된 상부 피질골과 소수의 소주골들이 골수강 내에 산재하며 임플란트와 접촉하는 골수가 적은 반면 실험군에서는 피질골의 두께는 미미하나 잘 발달된 미세한 소주골들이 망상을 이루며 임플란트와 접촉하고 있는 소주골의 숫자가 대조군에 비하여 높게 나타나고 있다. 이러한 개체간의

차이는 전 실험과정에 걸쳐 나타나고 있다(Figure 5).

##### 3) 2주 소견

대조군 상부 피질골은 임플란트와 접촉이 잘 이루어지고 있으며 골수강내의 소주골의 접촉정도는 실험군에 다소 떨어지고 있다. 3일, 1주소견에서 보이던 임플란트 주위의 original hole이 없어졌다(Figure 6).

##### 4) 4주 소견

실험군, 대조군 모두 임플란트 나사면을 따라서 신생골주들이 증가된 것을 관찰할 수 있었다. 각 군에서 보통 4개의 임플란트가 심어졌는데 그중 4주, 8주, 12주의 대조군에서 각각 1개씩 골유착이 실패한 개체가 나타났으며 임플란트 주위로 Toluidine blue로 염색된 연조직이 둘러싸고 있는 것을 볼 수 있다(Figure 7).

고배율 소견에서는 대조군 및 실험군 모두 임플란트 나사내에 부분적으로 접촉된 신생골주들을 관찰할 수 있다(Figure 8).

##### 5) 8주 소견

두 군 모두 4주에 비해 잘 배열된 신생골 골주를 관찰할 수 있으며 다소 두터워진 것을 확인할 수 있었다. 특히 임플란트 하방면을 따라서 신생골의 형성이 관찰되고 있다(Figure 9).

고배율 소견에서 임플란트 나사면을 따라서 더욱 치밀해진(compact) 소주골이 접촉하고 있는 것을 볼 수 있으며 실험군에서 더욱 큰 접촉물을 보이고 있다. 그러나 다른 개체에서는 실험군의 접촉물이 떨어지는 경우도 있었다(Figure 10).

##### 6) 12주 소견

임플란트 주변으로 신생골 조직의 형성이 양호하며 임플란트 하방부위의 접촉이 대부분 골로 이루어졌다. 임플란트의 하부면을 따라서 형성된 신생골의 얇은 판상 모양을 관찰할 수 있었다(Figure 11). 고배율 소견에서는 대조군의 피질골에서 골개조(remodeling)이 활발히 일어나고 있어 새로운 골원의 형성을 관찰할 수가 있었다. 실험군에서도 유사한 골개조를 관찰할 수 있으며 지방세포로 이루어진 황 골

수를 관찰할 수 있었다(Figure 12).

#### 7) 24주 소견

양 군 공히 임플란트 나사 전체를 따라서 골 접촉이 잘 이루어져 있으며 대조군에서는 두터운 피질골이 많으며 실험군에서는 전형적인 소주골주들이 많은 것을 볼 수 있었다(Figure 13).

고배율 소견에서 양 군 모두 골이 compact해졌고 Toluidine blue에 염색된 부분은 골 개조가 이루어지고 있음을 알 수 있다(Figure 14). 이를 확대해 보면 나사면을 따라서 새로운 골 개조가 이루어지고 있으며 반전선들이 많이 관찰된다(Figure 15).

### 3. 조직계측학적 소견

Table 1은 골과 임플란트의 접촉률을 보여준다.

Ca-P가 피복된 임플란트와 피복되지 않은 임플란트 사이의 골접촉률은 피복된 임플란트에서 약간 높았으며 두 군 모두 시간이 지나면서 골 접촉률이 증가하는 것을 볼 수 있다.

### 4. 골 결합력 측정소견

Table 2는 골 결합력 측정결과를 나타내는데 실험군과 대조군 모두 차이가 없음을 보여준다.

Table 1. 골과 임플란트의 접촉률

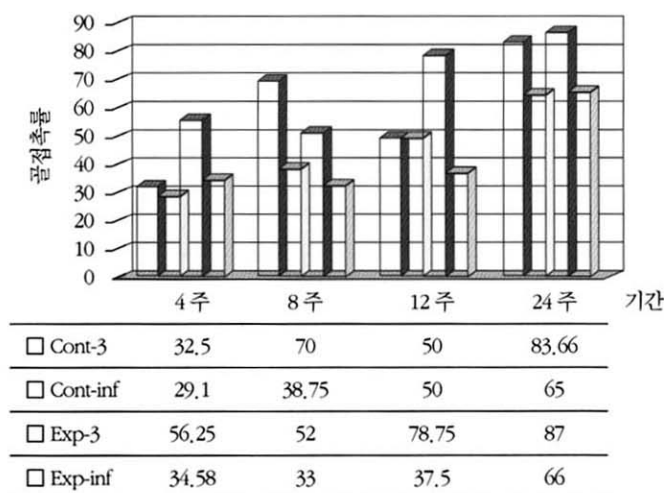
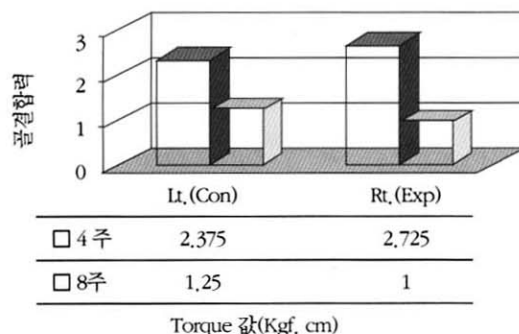


Table 2. 골 결합력



#### IV. 총괄 및 고찰

오늘날 치과 수복분야에서 널리 사용되고 있는 임플란트는 스웨덴의 정형외과 의사인 브레네막(Brånemark)교수가 만든 임플란트가 기초가 되어 현재 다양한 종류의 제품이 개발되어 널리 사용되고 있다. 현재 수많은 회사에서 이에 기초한 임플란트를 개발하고 있고 그 성공율도 높다고 보고하고 있으며 더 높은 성공율을 위해 많은 연구가 진행되고 있다.

임상적으로 임플란트 식립시 다양한 부위에서 다양한 성공률을 보이는 것은 기본적으로 골질의 차이에 기인한다. 골질이 좋은 부위(cortical bone)에서는 골질이 불량한 부위(cancellous bone)에 비하여 보다 높은 성공률을 나타낸다. 이런 이유로 골질이 불량한 부위에서 성공률을 높이기 위하여 다음과 같은 전략이 필요한데, 더 길거나 넓은 두께의 임플란트를 사용하거나 부가적인 임플란트의 사용 또는 거친 표면을 가진 임플란트의 사용 등이다.

Buser<sup>(46)</sup> 등은 서로 다른 표면특성을 지닌 임플란트에 대한 골조직의 반응을 형태계측학적으로 분석한 연구에서 불규칙하고 거친 표면을 갖는 임플란트가 평활한 표면을 갖는 임플란트에 비하여 더 많은 골접촉이 있었다고 보고하였다.

각각의 전략들은 모두 골과 임플란트의 접촉면적의 증가를 얻기 위한 방법으로 이를 통해 보다 안정적인 골유착을 얻기 위함이다. 최근의 연구들에서는 임플란트 표면 처리를 통해 더 넓은 면적의 골접촉을 의도하거나 빠른 초기 골유착을 유도하고 있다. 일반적으로 많은 연구결과에서 거친 임플란트 표면이 기계연마면 형태의 임플란트보다 골과 임플란트 접촉의 양이 월등히 높은 것으로 보고되고 있으며<sup>75-79)</sup> 임플란트를 제거하는 힘에 있어서도 높은 것으로 보고되었다.<sup>21,26)</sup> 이 연구에서 사용된 칼슘 인산 피복도 골과 임플란트간의 접촉을 높이고 초기에 골 조직반응을 유도하기 위하여 사용되어진다고 보고되고 있다.<sup>16-18)</sup> 칼슘 인산은 약 80년 전부터 골유도능력이 있다고 알려진 물질로 1920년 Albee와 Morrison<sup>(48)</sup>은 칼슘 인산을 이용하여 골의 치유를

보고했다. 치유를 촉진시키는 물질로서 이러한 칼슘 인산의 장점으로서는 생활골과의 계면에서 섬유성 조직의 형성이 적다는 것과 매식체와 골조직 사이에서 강한 결합을 형성한다는 것 그리고 골조직을 빠르게 성장시켜 회복기를 줄여준다는 것이다. 이런 칼슘인산을 임플란트에 피복하는 방법으로 현재까지 널리 사용되고 있는 방법은 plasma-spray 방법으로 피복의 붕괴나 약화 같은 단점에도 불구하고 임상적인 사용에서 오랜 기간의 안정성과 예후가 의심되었다.<sup>55-61)</sup> 이러한 문제점을 극복하기 위해 얇은 막 피복 방법이 소개되었다. 최근 몇 년간의 증가되는 관심은 매우 얇은 피복(<10 $\mu$ m)에 관한 부분이다. 이런 피복방법으로는 Magnetron sputtering<sup>(62-68)</sup>, pulsed laser deposition<sup>70)</sup>, ion beam assisted deposition<sup>71)</sup>, electrophoresis<sup>72)</sup>, surfaced-induced mineralization<sup>3)</sup>, biomimetic deposition<sup>74)</sup>, sol-gel processing<sup>(69)</sup> 등이 있다.

본 연구에서는 앞서 언급한 방법으로 칼슘인산 박막 피복을 시행하였고, 피복된 임플란트를 여러 가지 방법을 통해 분석하였다. 우선 조직학적으로 광학현미경하에서 임플란트와 골과의 관계와 골의 성숙도 등을 평가하였고 이를 토대로 조직 계측학적으로 분석하여 골접촉률을 계산하였다.

광학 현미경적 소견에서 3일 후에 두 군 모두 조직 반응은 유사하며 임플란트와 골사이에 drilling시 생긴 틈이 관찰되며 임플란트에 수직방향인 본래의 소주골양상이 관찰된다. 2주 후에 실험군에서 소주골의 접촉정도는 대조군에 비하여 높으며 3일, 1주 소견에서 보이던 original drill hole이 없어졌으나 Hayakawa<sup>(80)</sup> 등의 토끼를 이용하여 Ca-P를 피복한 임플란트의 골조직반응에 대한 연구의 2주 소견과 차이를 보인다. 4주 후 소견에서 실험군 및 대조군 모두 임플란트 나사면을 따라서 신생골주들이 증가된 것을 관찰할 수 있었으며, 실험군에서 더 많은 골접촉률을 보였다.

이는 미세하게 임플란트 표면을 거칠게 한 임플란트가 기계연마된 임플란트보다 골과 임플란트의 접촉률이 더 우수하며 초기 골-임플란트접촉이 빠르다고 한 Buser<sup>(81)</sup> 등, Cochran<sup>(82)</sup> 등의 결과와 일치한다. 8

주 후에는 4주에 비하여 잘 배열된 신생골 골주를 관찰할 수 있었다. 12주 후에는 두 군 모두 임플란트의 하부면을 따라서 형성된 신생골의 얇은 판상모양을 관찰할 수 있었으며 골개조가 일어나고 있다. 이전의 Vercaigne<sup>83)</sup>등의 연구에서 12주 후의 골 접촉률은 거친표면의 임플란트와 평활한 임플란트에서 차이가 없다고 하였는데 이 실험에서는 실험군에 비하여 대조군에서 골 접촉률이 높게 나왔다. 이는 개체간의 차이가 아닌 가 의심된다. 24주 후 두 군 모두 임플란트 나사 전체를 따라서 골 접촉이 잘 이루어져 있다.

Removal torque의 측정은 Johansson등<sup>84)</sup>이 나사형 임플란트와 골과의 결합력을 평가하기 위하여 시도한 이후로 최근에 골유착의 정도를 평가하기 위한 방법으로 많이 이용된다. removal torque에 영향을 주는 요소로는 임플란트주위의 골질, 임플란트재료의 생체적합성, 임플란트의 형태 및 표면의 상태, 그리고 초기고정이 중요하다고 Senneby<sup>85)</sup>등이 보고하였다.

Calson과 Rostlund 등<sup>86)</sup>은 거친 표면의 임플란트와 평활한 표면의 임플란트의 removal torque를 측정하여 비교하였는데 거친표면의 임플란트에서 보다 큰 removal torque가 필요하다고 보고하였다. 이는 거친 표면의 임플란트가 골과 임플란트의 접촉량이 크다는 것을 의미하는 것이다. 이 실험에서 removal torque의 값이 실험군과 대조군 모두 차이를 보이지 않았는데 이는 조직학적 소견과 관련하여 생각하면 우연히 모든 실험에서 실험군 보다 대조군에서 더 두터운 치밀골을 관찰할 수 있었다. 이런 이유로 차이가 없지 않나 사료된다.

## V. 결론

이 연구의 목적은 임플란트의 초기 골결합에 영향을 미칠것이라 사료되는 Ca-P를 OCT-Inc방법에 의해 초박막 피복된 임플란트와 피복되지 않은 임플란트에서 생체조직과의 조직학적 반응 및 조직계측학적 측정, 생체 내 골 결합력을 측정하여 비교하고 그 유용성을 평가하고자 한 연구로 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 조직학적 소견으로 3일에는 대조군과 실험군의 임플란트 조직반응은 유사하며 별 다른 염증반응은 관찰되지 않았고, 1주에는 대조군에서는 잘 발달된 상부 피질골과 소수의 소주골들이 골수강 내에 산재하며 임플란트와 접촉하는 골주가 적은 반면 실험군에서는 피질골의 두께는 미미하나 잘 발달된 미세한 소주골들이 망상양상을 이루며 임플란트와 접촉하고 있는 소주골의 숫자가 대조군에 비하여 높게 나타나고 있었다. 2주에는 대조군 상부 피질골은 임플란트와 접촉이 잘 이루어지고 있으며 골수강내의 소주골의 접촉정도는 실험군에 다소 떨어지고 있었고 4주에는 실험군, 대조군 모두 임플란트 나사면을 따라서 신생골주들이 증가된 것을 관찰할 수 있었다. 8주에는 두 군 모두 4주에 비해 잘 배열된 신생골 골주를 관찰할 수 있으며 고배율 소견에서 임플란트 나사면을 따라서 더욱 치밀한(compact)소주골이 접촉하고 있는 것을 볼 수 있었다. 실험군에서 더욱 큰 접촉률을 보이고 있으나 다른 개체에서는 실험군의 접촉률이 떨어지는 경우도 있었다. 12주 고배율 소견에서는 대조군의 피질골에서 골개조(remodeling)가 활발히 일어나고 있어 새로운 골원의 형성을 관찰할 수가 있었다. 실험군에서도 유사한 골개조를 관찰할 수 있으며 지방세포로 이루어진 황골수를 관찰할 수 있었다. 24주에는 고배율 소견에서 양 군 모두 골이 compact해졌고 Toluidine blue에 염색된 부분은 골개조가 이루어지고 있음을 알 수 있었다.
2. 조직계측학적 결과에서 Ca-P가 피복된 임플란트와 피복되지 않은 임플란트 사이의 골접촉률은 피복된 임플란트에서 약간 높았으며 두 군 모두 시간이 지나면서 골접촉률이 증가하는 것을 볼 수 있었다.
3. 골 결합력 측정결과에서 실험군과 대조군 모두 차이가 없음을 보여주었다.

이상의 결과를 종합해 보아 Ca-P 피복 임플란트가 초기에 생체내에서 주변골과의 결합력이 우수함을

알 수 있었고 Ca-P 피복 임플란트가 피복하지 않은 임플란트에 비해 우수한 임플란트-골 계면을 얻을 수 있었다.

이러한 이유로 피복된 Ca-P가 골조직내의 조골세포 및 전구세포를 임플란트로 끌어들이어 골 형성을 유도하는 능력이 있을 것으로 생각하였고 이를 토대로 성공적인 임플란트 식립에 도움을 줄 수 있는 방법이라고 사료되었다.

## VI. 참고문헌

1. Maggiolo, : "Le manual de l'art du dentiste, Nancy, 1807. in Lew, I.: progress in implant dentistry- an elevation". J. Am. Dent. Assoc. 59:478-492, 1959.
2. Linkow LI: Endosseous oral implantology: A 7-year progress report. Dent Clin North Am. 14: 185-200, 1970.
3. Natiella JR, Armitage JE, Greene GW, Meenaghan HA: Current evaluation of dental implant. Council on dental materials and devices. J Am Dent Assoc. 84:1359-1373, 1972.
4. Branemark PI, Breine U, Johansson B, Roylance PJ, Rockert H, Yoffey JM: Regeneration of bone marrow. A clinical and experimental study following removal of bone marrow by curettage. Acta Anat. 59:1-46, 1964.
5. Branemark PI: Introduction to osseointegration. In Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T (eds): Tissue integrated prosthesis. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago, Quintessence Publishing Co., pp11-76, 1985.
6. Albrektsson, T: Osseointegrated titanium implants. Acta Orthop Scand. 52:155-170, 1981
7. Deporter DA, Watson PA, Pilliar RM: A histological assessment of the initial healing response adjacent to porous-surface, titanium alloy dental implant system in dogs. J Dent Res. 65:1064-1070, 1986.
8. Robers E: Bone tissue interface. J Dent Educ. 52: 804-809, 1988.
9. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI: A 15-year study of Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg. 10:387-416, 1981.
10. Babbush CA, Kent JN, Misiek DJ: Titanium plasma sprayed (TPS) screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible. J Oral Maxillofac Surg. 44:274-282, 1986.
11. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L: Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. J Periodontol. 59:287-296, 1988
12. Buser D, Weber HP, Lang NP: Tissue integration of a longitudinal study with ITI hollow-screw and hollow cylinder implants. Clin Oral Imp Res. 1: 33-40, 1990.
13. Albrektsson, T., "Intra-osseous anchorage of dental implants", J. Prosthet. Dent., 50: 255-261, 1983.
14. Albrektsson, T., Jansson, T., and Lekholm, U. "Osseointegrated dental implants, Dent. Clin. North. Am. 30: 151-174, 1986
15. Steflik DE, Parr GR, Sisk AL, Lake FT et al. Osteoblast activity at the dental implant-bone interface: Transmission electron microscopic and high voltage electron microscopic observations. J periodontol. 65:404-413, 1994.
16. Kasemo B, Lausmaa J. Biomaterial and implant surfaces: A surface science approach. Int J Oral Maxillofacial Implants. 3:247-259, 1988.
17. Zueiqat H, Howlett CR. Titanium substrata composition influences osteoblastic phenotype: In vitro study. J Biomed Mater Res. 47:360-366, 1999.
18. Nanci A, Wuest JD, Peru L, Brunet P, Shama V, Z Alzal S, McKee MD. Chemical modification of



- titanium surface s for covalent attachment of biological molecules. *J Biomed Mater Res* 40:324-335,1998.
19. Taborelli M, Jobin M, Francois P, Vaudaux P, Tonerri Szmukler-Moncler S, Simpson P, Descouts P. Influence of surface treatments developed for oral implants on the physical and biological properties of titanium. (1) Surface characterization. *Clin Oral Impl Res*, 8:208-216, 1997.
  20. Buser D, Schenk RK, Steinmann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res*, 1991;25:889-992.
  21. 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
  22. Cook S, Baffes G, Palafox A, Wolfe M, Burgess A. Torsional stability of HA-coated and grit-blasted titanium dental implants. *J Oral Implantol*, 18:354-358, 1992.
  23. Cook S, Kay J, Thomas K, Jarcho M. Interface mechanics and histology of titanium and hydroxy-lapatite-coated titanium for dental implant applications. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2:15-22, 1987.
  24. Cook S, Salkeid S, Gaisser D, Wagner W. The effect of surface macrotexture on the mechanical and histologic characteristics of hydroxylapatite-coated dental implants. *J Oral Implantol*, 14:288-294, 1993.
  25. Deporter DA, Watson PA, Pilliar RM, Chipman ML, Valiquette N. A histological comparison in the dog of porous-coated vs. threaded dental implants. *J Dent Res*, 69:1138-1145, 1990.
  26. Ericsson I, Johansson CB, Bystedt H, Norton MR. A histomorphometric evaluation of bone-to-bone implant contact on machine-prepared and roughened titanium dental implants: A pilot study in the dog. *Clin Oral Implants Res*, 5:202-206, 1994.
  27. Gotfredsen K, Wennerberg A, Johansson C, Skovgaard LT, Hjorting-Hansen E. Anchorage of TiO<sub>2</sub>-blasted HA-coated, and machined implants: An experimental study with rabbits. *J Biomed Mater Res*, 29:1223-1231, 1995.
  28. Gottlander M, Albrektsson T. Histomorphometric analyses of hydroxylapatite-coated and uncoated titanium implants. The importance of implant design. *Clin Oral Implants Res*, 3:71-76, 1992.
  29. 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.
  30. Gottlander M, Albrektsson T, Carlsson L. A histomorphometric study of unthreaded hydroxyapatite-coated and titanium-coated implants in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1992;7:485-490.
  31. Jansen JA, van de Waerden J, Wolke J, de Groot K. Histologic evaluation of the osseous adaptation to titanium and hydroxyapatite-coated titanium implants. *J Biomed Mater Res*, 1991;25:973-989.
  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;2:24-29.
  33. Matsui Y, Ohno K, Michi K, Yamagata K. Experimental study of high velocity flame-sprayed hydroxyapatite coated and noncoated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1994;9:397-404
  34. Stefflik D, McKinney R. Ultrastructural comparisons of ceramic and titanium dental implants in vivo: A scanning electron microscopic study. *J Biomed Mater Res*, 1989;23:895-909.

35. Thomas K, Cook S. An evaluation of variables influencing implants fixation by direct bone apposition. *J Biomed Mater Res.* 1985;19:875-901.
36. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol J. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6:24-30.
37. Gotfredsen K, Rostrup E, Hhorting-Hansson E, Stoltze K, Budtz-Jorgensen E. Histological and histomorphometrical evaluation of tissue reactions adjacent endosteal implants in monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 1991;2:30-37.
38. Wilke HJ, Class L, Steinemann S. The influence of various titanium surfaces on the interface shear strength between implants and bone. In: Heimke G, Soltesz U, Lee AJC, eds. *Advances in Biomaterials*, vol. 9, *Clinical Implant Materials*. Amsterdam: Elsevier Science Publishers B.V.; 1990:309-314.
39. Meffert R, Block M, Kent J. What is osseointegration? *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1987;7(4):9-21.
40. Hahn H, Palich W: Preliminary evaluation of porous metal surfaced titanium for orthopedic implants. *J Biomed Mater Res.* 4:571-577,1970.
41. Steinmann SG, Eulenberger J, Mausli PA, Schroeder A: Adhesion of bone to titanium. *Advance in Biomaterials Vol 6*. Amsterdam, Biological and AJC Lee Elsevier Science Publishers, pp409-414,1986.
42. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorelini JP, Fox CH, Stich H: Influence of surface characteristics on bone integration titanium implants, A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 25:880-902,1991.
43. Weinlaender M, Kenney EB, Lekobic V, Moy PK: Histomorphometry of bone apposition around tree types of osseous dental implants: *Int J Oral Maxillofac Implants.* 7:491-496,1992.
44. Albee FH, Morrison HF. Studies in bone growth- Triple calcium phosphate as a stimulus to osteogenesis. *Ann Surg.* 1920;71:32-9.
45. Bhaskar SN, Cutright DE, Knapp MJ, Beasley JD, Perez B, Driskell TD. Tissue reaction to intra-bony ceramic implants. *Oral Surg Oral Med Oral Path.* 1971;31:282.
46. Jansen, J.A., van der Waerden, J.P.C.M., Wolke, J.G.C. & de Groot, K. (1991) Histologic evaluation of the osseous adaptation to titanium and hydroxyapatite-coated titanium implants. *J Biomed Mater Res.* 25: 973-989.
47. Dhert, W.J.A., Klein, C.P.A.T., Jansen, J.A., van der Velde, E.A., Vriesde, R.C., Rozing, P.M. & de Groot, K. (1993) A histological and histomorphometrical investigation of fluorapatite, magnesium whitlockite and hydroxyapatite plasma-sprayed coatings in goats. *J Biomed Mater Res.* 27:127-138.
48. Caulier, H., van der Waerden, J.P.C.M., Paquay, Y.C.G.J., Wolke, J.G.C., Kalk, W., Naert, I. & Jansen, J.A. (1995) The effect of calcium phosphate (Ca-P) coatings on trabecular bone response: a histological study. *J Biomed Mater Res.* 29: 1061-1069.
49. Caulier, H., Vercaigne, S., Naert, I., van der Waerden, J.P.C.M., Wolke, J.G.C., Kalk, W. & Jansen, J.A. (1997a) The effect of Ca-P plasma-sprayed coatings on the initial bone healing of oral implants; an experimental study in the goat. *J Biomed Mater Res.* 34:121-128.
50. Caulier, H., van der Waerden, J.P.C.M., Wolke, J.G.C., Kalk, W., Naert, I. & Jansen, J.A. (1997b) A histological and histomorphometrical evaluation of the application of screw designed calcium phosphate (Ca-P) coated implants in the cancellous maxillary bone of the goat. *J Biomed*

- Mater Res, 35:19-30.
51. Ducheyne, P., Radin, S. & King, L.(1993) The effect of calcium phosphate ceramics composition and structure on in vitro behavior. I. Dissolution, J Biomed Mater Res, 27: 25-34.
  52. Kangasniemi, I.M.O., Verheyen, C.C.P.M., van der Velde, E.A. & de Groot, K.(1994) In vivo tensile testing of fluorapatite and hydroxylapatite plasma-sprayed coatings. J Biomed Mater Res, 28: 563-572.
  53. Climens, J.A.M.(1995) Fluorapatite coatings for the osseointegration of orthopaedic implants. Thesis, University of Leiden, The Netherlands.
  54. Klein, C.P.A.T., Wolke, J.G.C., de Blieck-Hogervost, J.M.A. & de Groot, K.A. (1994a) Calcium phosphate plasma-sprayed coatings and their stability: An in vivo study. J Biomed Mater Res, 28:909-917.
  55. Jansen, J.A., van der Waerden, J.P.C.M. & Wolke J.G.C.(1993a) Histologic investigation of the biological behavior of different hydroxyapatite plasma-sprayed coatings in rabbits. J Biomed Mater Res, 27:603-610.
  56. Cheang, P. & Khor, K.A. (1996) Addressing processing problems associated with plasma spraying of hydroxyapatite coatings, Biomaterials 17:537-544.
  57. Jansen, J.A., de Groot, K. (1993b) Application of magnetron sputtering for producing ceramic coatings on implant materials. Clinical Oral Implants Research 4:28-34
  58. Van Dijk, K., Schaeken, H.G. Wolke, J.G.C., Maree, C.H.M., Habraken, F.H.P.M., Verhoeven, J.& Jansen, J.A.(1995) Influence of discharge power level on the properties of hydroxyapatite films deposited on Ti6Al4V with RF magnetron sputtering. J Biomed Mater Res, 29:269-276.
  59. van dijk, K., Schaeken, H.G., Wolke, J.G.C & Jansen, J.A.(1996) Influence of annealing temperature on RF magnetron sputtered calcium phosphate coatings. Biomaterials 17:405-410.
  60. Wolke, J.G.C., van Dijk, K., Schaeken, H.G., de Groot, K. & Jansen, J.A.(1994) Study of the surface characteristics of magnetron-sputter calcium phosphate coatings. J Biomed Mater Res, 28: 1477-1484
  61. Wolke, J.G.C., van der Waerden, J.P.C.M., de Groot, K. & Jansen, J.A.(1997) Stability of radiofrequency magnetron sputtered calcium phosphate coatings under cyclically loaded condition. Biomaterial, 18:483-488
  62. Wolke, J.G.C. de Groot, K. & Jansen, J.A.(1998) In vivo dissolution behavior of various RF magnetron sputtered Ca-P coating. J Biomed Mater Res, 39:524-530.
  63. Hulshoff, J.E.G., Hayakawa, T., van Dijk, K., Leijdekkers-Govers, A.F.M., van der Waerden, J.P.C.M. & Jansen, J.A.(1997) Mechanical and histological evaluation of Ca-P plasma-spray and magnetron sputter-coated implants in trabecular bone of the goats. J Biomed Mater Res, 36:75-83.
  64. Cheng Yang, Wuhan, The effect of calcium phosphate implant coating on osteoconduction, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2001;92:606-9.
  65. Cotell CM, Pulsed laser deposition and processing of biocompatible hydroxylapatite thin films, Appl Surf Sci 1993;69:140-8.
  66. Cui FZ, Luo ZS, Feng QL. Highly adhesive hydroxyapatite coatings on titanium alloy formed by ion beam assisted deposition. J Mater Sei: Mater Med 1997;8:403-5.
  67. Ducheyne P, Radin S, Heughebaert M, Heughebaert JC. Calcium phosphate ceramic coatings on porous titanium: effect of structure and composition on electrophoretic deposition,

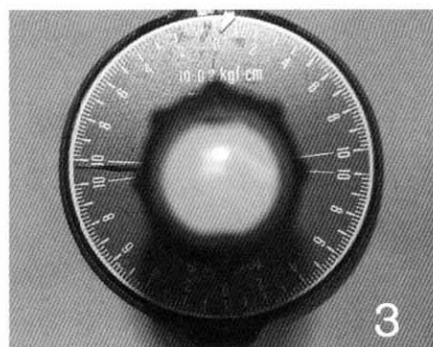
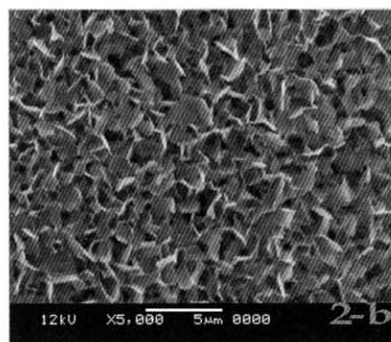
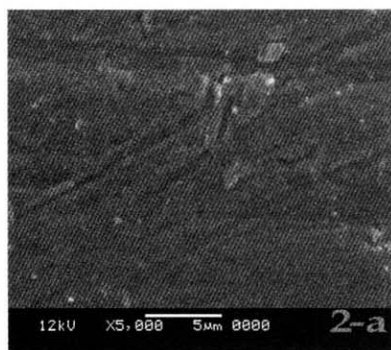
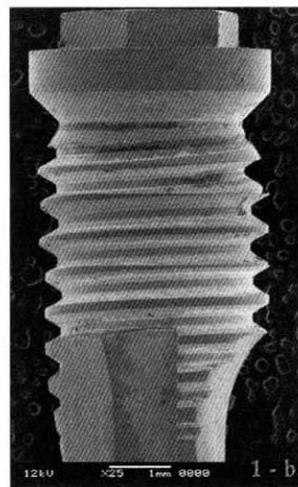
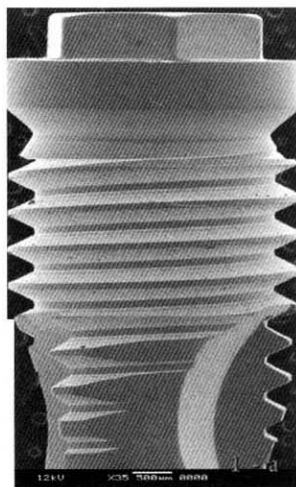
- vacuum sintering and in vitro dissolution. *Biomaterials* 1990;11:244-54.
68. Campbell AA, Fryxell GE, Linehan JC, Graff GL. Surface-induced mineralization: a new method for producing calcium phosphate coatings. *J Biomed Mater Res* 1996;32:111-8.
  69. Kim HM, Miyaji F, Kokubo T, Nakamura T. Bonding strength of bonelike apatite layer on Ti metal substrate. *J Biomed Mater Res (Appl Biomater)* 1997;38:121-7.
  70. Wennerberg, A., Albrektsson, T. & Andersson, B. (1995a) An animal study of c.p. titanium screws with different surface topographies. *J Mater Sci : Materials in Medicine* 6:302-309.
  71. Wennerberg, A., Albrektsson, T. Andersson, B & Krol, J.J. (1995b) A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clinical Oral Implants Research* 6:24-30.
  72. Wennerberg, A., Albrektsson, T., Johnansson, C. & Andersson, B. (1996a) Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effect of blasting material and surface topography. *Biomaterials* 17:15-22.
  73. Wennerberg, A., Albrektsson, T. & Lausmaa, J. (1996b) Torque and histomorphometric evaluation of c.p. titanium screws blasted with 25- and 75- $\mu$ m-sized particles of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. *J Biomed Mater Res*, 30:251-260.
  74. Wong, M., Eulenberger, J., Schenk, R. & Hunziker, E. (1995) Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. *J Biomed Mater Res*, 29(12):1567-1575.
  75. Hayakawa T, Yoshinari M, Nemoto K, Wolke JGC, Jansen JA. Effect of surface roughness and calcium phosphate coating on the implant/bone response. *Clin Oral Implants Res* 11:296-304, 2000.
  76. Vercaigne S, Wolke JGC, Naert Jansen JA. A histological evaluation of TiO<sub>2</sub>-gritblasted and Ca-P magnetron Sputter coated implants placed into the Trabecular bone of the goat: part 2. *Clin Oral Implants Res*, 11:314-324, 2000.
  77. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE: A morphologic and Biomechanic Comparison of Titanium implants in rabbit cortical and cancellous bone. *Int. J Oral Maxillofac Implants* 7:62-71, 1992.

## 사진부도 설명

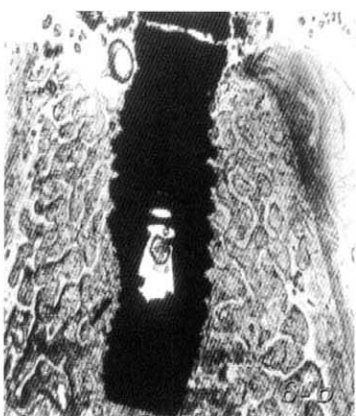
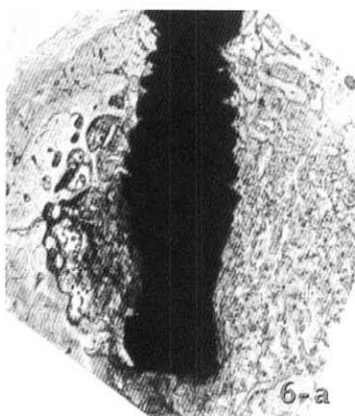
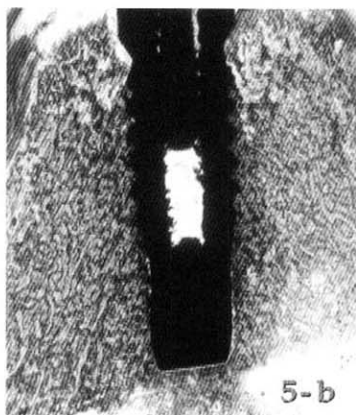
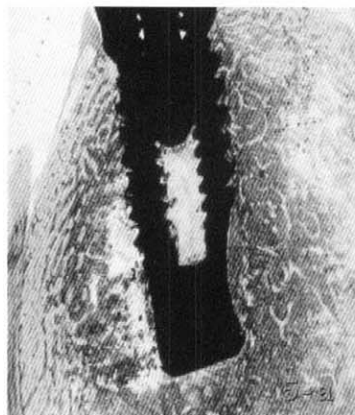
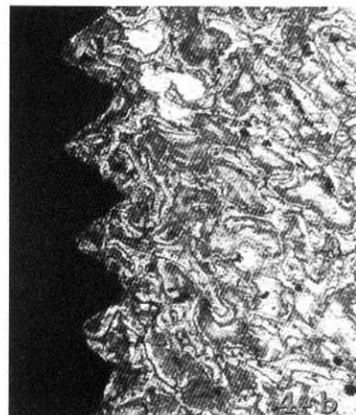
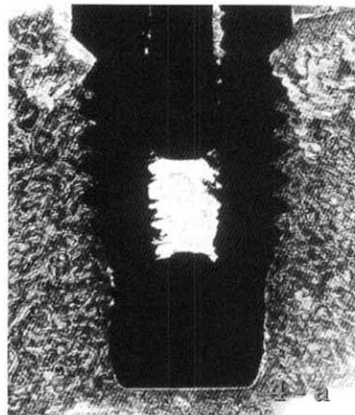
- Figure 1 Scanning Electron Microscopic features of implant  
a : control group(SEM×35)  
b : Ca-P coating implant(SEM×25)
- Figure 2 Surface morphology of implant  
a : control group(SEM×5000)  
b : Ca-P coating implant(SEM×5000)
- Figure 3 Removal Torque device
- Figure 4 Histologic findings of implant in beagle dog after 3 days  
a : Ground section, Toluidine blue×10  
b : Ground section, Toluidine blue×40
- Figure 5 Histologic findings of implant in beagle dog after 1 weeks  
a : control group(Ground section, Toluidine blue×10)  
b : Ca-P coating implant(Ground section, Toluidine blue×10)
- Figure 6 Histologic findings of implant in beagle dog after 2 weeks  
a : control group(Ground section, Toluidine blue×10)  
b : Ca-P coating implant(Ground section, Toluidine blue×10)
- Figure 7 Histologic findings of implant in beagle dog after after 4 weeks  
a : control group(Ground section, Toluidine blue×10)  
b : Ca-P coating implant(Ground section, Toluidine blue×10)
- Figure 8 Histologic findings of implant in beagle dog after 4 weeks  
a : control group(Ground section, Toluidine blue×40)  
b : Ca-P coating implant(Ground section, Toluidine blue×40)
- Figure 9 Histologic findings of implant in beagle dog after 8 weeks  
a : control group(Ground section, Toluidine blue×10)  
b : Ca-P coating implant(Ground section, Toluidine blue×10)
- Figure 10 Histologic findings of implant in beagle dog after 8 weeks  
a : control group(Ground section, Toluidine blue×40)  
b : Ca-P coating implant(Ground section, Toluidine blue×40)
- Figure 11 Histologic findings of implant in beagle dog after 12 weeks  
a : control group(Ground section, Toluidine blue×10)  
b : Ca-P coating implant(Ground section, Toluidine blue×10)
- Figure 12 Histologic findings of implant in beagle dog after 12 weeks  
a : control group(Ground section, Toluidine blue×40)  
b : Ca-P coating implant(Ground section, Toluidine blue×40)
- Figure 13 Histologic findings of implant in beagle dog after 24 weeks  
a : control group(Ground section, Toluidine blue×10)

- b : Ca-P coating implant(Ground section, Toluidine blue×10)
- Figure 14 Histologic findings of implant in beagle dog after 24 weeks
- a : control group(Ground section, Toluidine blue×40)
- b : Ca-P coating implant(Ground section, Toluidine blue×40)
- Figure 15 Histologic findings of implant in beagle dog after 24 weeks(Ground section, Toluidine blue×100)

# 사진부도 (1)

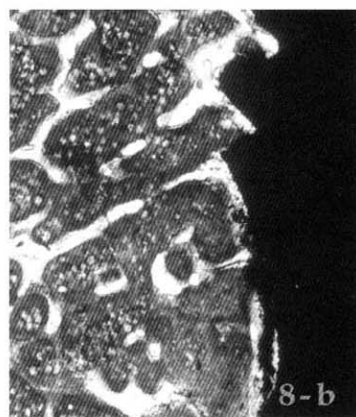
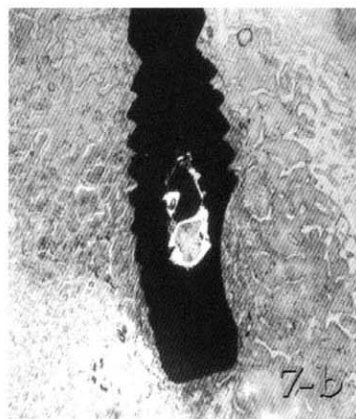
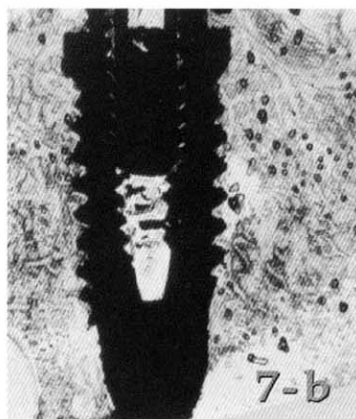
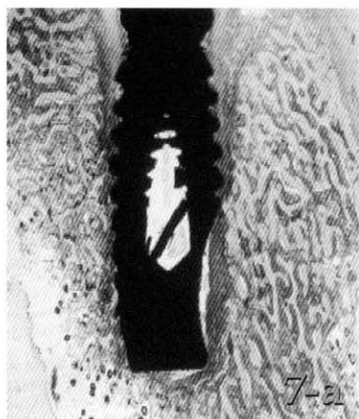


# 사진부도 (Ⅱ)

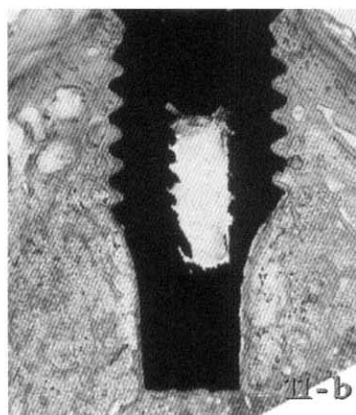
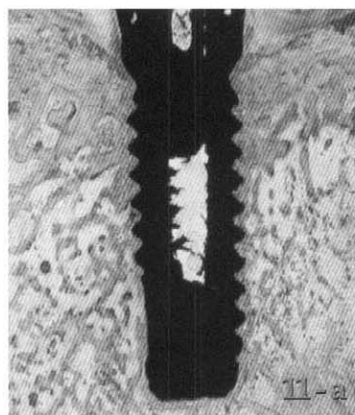
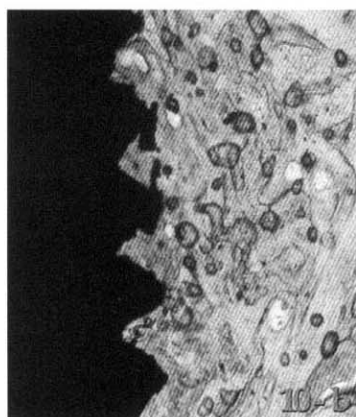
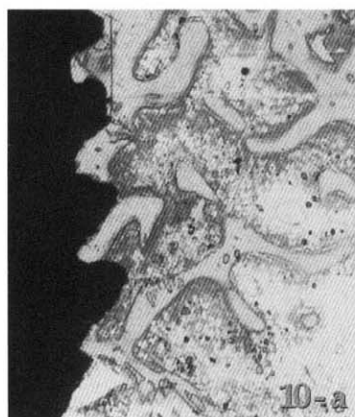
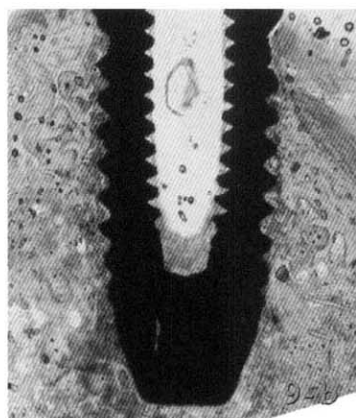
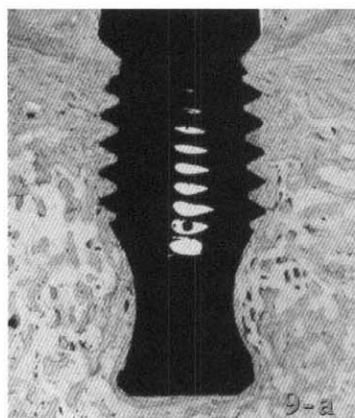




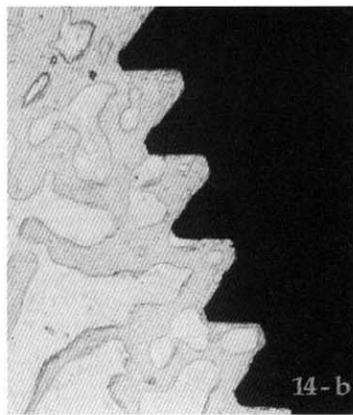
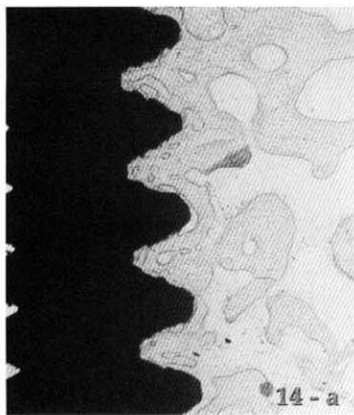
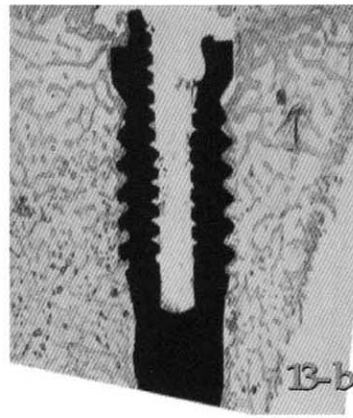
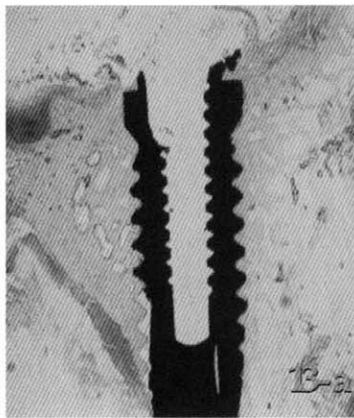
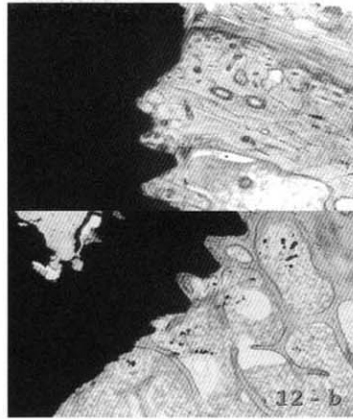
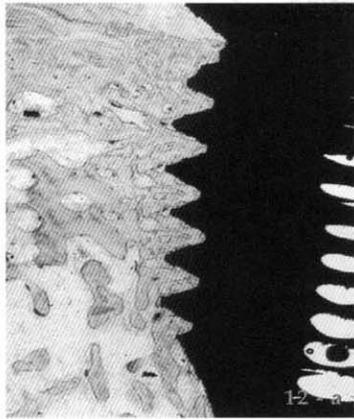
사진부도 (Ⅲ)



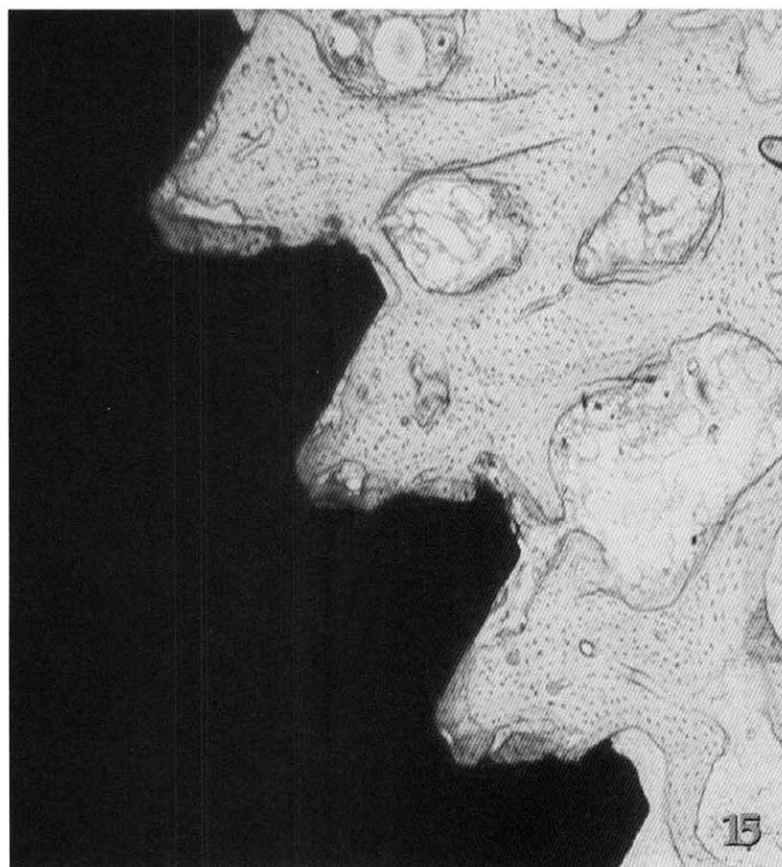
# 사진부도 (Ⅳ)



# 사진부도 (V)



사진부도 (VI)



## The Biological Effects of Calcium Phosphate Coated Implant for Osseointegration in Beagle Dogs

Eon-Cheol Shim<sup>1</sup>, Sung-Bin Lim<sup>1</sup>, Chin-Hyung Chung<sup>1</sup>, Jong-Yeo Kim<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Periodontology, College of Dentistry, Dan-Kook University

<sup>2</sup>Department of Oral Histology, College of Dentistry, Dan-Kook University

The influence of calcium phosphate (Ca-P) coating on the bone response of titanium implants was investigated two types of titanium implants, i.e. as -machined ,as -machined with Ca-P coating, were prepared. The Ca-P coating produced by OCT Inc technique. These implants were inserted into the left and right femur of beagle dog. After implantation periods of 3 days, 1weeks, weeks, 4weeks, 8weeks, 12weeks, 24weeks, the bone-implant interface was evaluated histologically, histomorphometrically, and removal torque. Histological evaluation revealed no new bone formation around different implant materials after 2weeks of implantation.

After 4 weeks, Ca-P coated implants showed a higher amount of bone contact than either of the non coated implants. After 12weeks, bone healing was almost completed.

And implant were removed by reverse torque rotation with torque-measuring device. Mean torque values for 4weeks control were 2,375Kgf.cm and experimental were 2,725Kgf.cm. And mean torque values for 8weeks control were 1,25Kgf.cm and experimental were 1,0Kgf.cm

On the basis of these findings, we concluded that deposition of a Ca-P coating on an implant has a beneficial effect on the bone response to this implant during the healing phase. Besides implant surface conditions the bone response is also determined by local implant site condition.