

성견에서 수산화인산염 피개 IMZ임플란트와 티타늄 피개 IMZ임플란트주위의 골형성 및 골성숙 정도에 대한 비교연구

연세대학교 치과대학 보철학교실

윤홍철, 한동후

I. 서론

결손치를 회복하려는 노력은 인류 역사를 통해 계속 되어왔다. 1920년대에 금속의 조직반응에 대해 관심을 가지기 시작하여 40년대와 50년대를 통해 생체비활성 (bioinert)인 금속 및 생체친화성 (biocompatible)이 있는 금속을 찾게 되었다^(6, 8). 그 후 여러 선학자들에 의해 티타늄이 임플란트 재료로 이용되었고 특히 1952년 Bränemark에 의한 임플란트와 골사이의 직접적인 결합의 발견과⁽⁹⁾, 그에 의해 “골유착” (osseointegration)이라는 정의가 내려짐으로 인해 임플란트는 치의학의 한 분야로 자리 잡아가고 있다.

임플란트와 조직과의 결합에 대한 개념은 크게 두가지로 정리될 수 있다. 그중 하나인 골유착 개념은 광학현미경상에서 골과 이식체사이에 섬유성 결합조직이 존재하지 않는 구조적, 기능적인 결합을 말한다^(1, 10). 전자현미경상에서도 proteoglycan이 20-50nm gap을 메우고 있고^(2, 21, 29), proteoglycan의 hydroxyl group과 임플란트의 티타늄 산화막 사이의 hydrogen bond에 의한 결합이^(3, 4) 임플란트와 골사이의 직접적인 결합을 뒷받침 해주고 있다. 이와 달리 Linkow등에 의해 주장되는 섬유유착 개념 (fibrointegration)은 이식체와 골조직 사이에 일정한 배열을 갖는 결합조직이 존재하여 자연치에 존재하는

치주인대 역할을 해주므로 힘의 분산에서 더욱 자연치에 가깝다고 주장하고 있으나^(5, 14, 30) 실제로 결합조직이 치주인대와 비교하여 조직학적으로나 기능적으로 그 역할을 대신해주지 못하고, 염증등에 의해 임상적인 성공률도 낮아^(5, 28) 골유착 개념에 비해 거의 받아들여지지 않고 있다. 그외의 방법으로 임플란트가 자연치의 상태를 그대로 재현해 준다는 측면에서 치주인대를 형성시키려는 연구가 진행되고 있다. 그중 하나가 치근일부가 잔존하는 부위에 임플란트를 이식하는 방법이다. 치주 인대가 임플란트 주위에 형성되어 결국 치주인대를 가지는 임플란트를 만드는 연구로 아직은 초기 연구단계라 할수 있다⁽¹²⁾. 그러므로 현재 사용되는 임플란트에 있어서 조직과 직접적인 결합을 가질수 있는 재료로는 크게 티타늄(Titanium)과 수산화인산염(Hydroxyapatite) 등을 들 수 있다. 티타늄은 생체친화성이 이미 증명됐고 골과의 골유착이 일어난다고 보고된 재료이며^(1, 9, 10, 28) 수산화인산염은 직접적으로 골형성은 유도(imduce)하지는 않지만 골성장을 인도(guiding)하는 “osteoconductive material”로 알려져 있다^(22, 23). 그런데 수산화인산염은 부서지기 쉬운 물리적 성질 때문에 고풍력을 계속 받아야 하는 치과용 임플란트 재료로는 부적절하다는 문제를 가지고 있었다.

이런 점을 해결하고자 티타늄 표면에 수산화인산염을 plasma spray coating처리하여 물리적인 단점을

극복함과 동시에 수산화인산염의 osteoconductive한 성질을 이용하려는 노력이 행해지고 있다. 티타늄 임플란트도 나사형 이외에 골과 접촉하는 면적을 넓히고 골조직과 친화성을 좋게 하기 위해 티타늄 표면에 티타늄분말을 plasma spray coating하여 이용하기도 한다^(20, 25). 최근에는 이와 같은 수산화인산염 피개 임플란트와 티타늄 피개 임플란트, 그리고 나사형 티타늄 임플란트 등에 대한 각각의 골유착 정도에 대한 비교연구가 많이 진행되고 있다. Block 등은 수산화인산염 피개 임플란트가 나사형의 티타늄 임플란트에 반하여 기계적 결합이 없는 상태에서도 전자현미경상에서 임플란트 표면과 골 사이에 생화학적 결합(biochemical bonding)이 존재하여 골과의 직접결합이 일어난다고 주장했고 이를 “biointegration”이라 정의 했다⁽⁷⁾. 그 외에도 Thomas⁽³⁹⁾, Weinlander⁽⁴¹⁾, Søballe⁽³⁸⁾, Matsui⁽³¹⁾ 등에 의해 수산화인산염과 골과의 반응에 대한 연구결과가 보고되고 있다. 이들은 수산화인산염의 osteoconductive한 성질에 의한 수산화인산염 피개 임플란트의 장점을 보고하고 있다. 반면에 Kirsch 등은⁽²⁶⁾ 4년반의 임상적 성공률에서 수산화인산염 피개 임플란트와 티타늄 피개 임플란트 사이에 큰 차이가 없음을 보고하고 있다. 특히 Gottlander 등은 토끼에서 임플란트 이식후 6개월에는 조직형태측정학적 방법에 의한 골접촉양이 수산화인산염 피개 IMZ 임플란트에서 티타늄 피개 IMZ 임플란트 보다 더 많다고 보고하였으나⁽¹⁷⁾, 나사형의 임플란트의 경우에는 6개월되는 유의차가 없고 1년 뒤에는 오히려 나사형 티타늄 임플란트가 더 많은 골접촉양을 가지고 있다고 보고하고 있다. 또한 초기에도(6주) 둘간의 유의차는 없는 것으로 주장하고 있다⁽¹⁸⁾. 이와 같이 수산화인산염 피개 임플란트, 티타늄 피개 임플란트 그리고 나사형 티타늄 임플란트 사이의 비교를 위한 연구는 아직도 계속 진행되고 있다. 그런데 많은 연구에서^(16, 24, 33, 36) 이용된 조직형태측정학적 방법은 조직학적으로 골라 임플란트의 접촉양이 얼마가 되었는지에 대한 평가였으며, 골의 석회화 시기 및 골의 석회화 정도에 대한 고찰은 결여되어 있는 상태여서 실제로 임플란트 주위의 골에서의 반응을 직접 알 수는 없는 방법이었다.

본 연구의 목적은 두 종류의 IMZ 임플란트 주위의 골형성 및 골성속도를 비교하는데 있다. 이를 위해 티타늄 피개 IMZ 임플란트와 수산화인산염 피개 IMZ 임플란트를 성견에 이식후 얻은 조직시편을 광학현미경, 편광현미경, 형광현미경, 그리고 EPMA를 이용하여 관찰하였다. 우선 광학현미경과 편광현미경을 이용한 조직학적 관찰후 임플란트 종류와(티타늄 피개 임플란트와 수산화인산염 피개 임플란트), 임플란트 부위(cervical, apical portion)에 따른 골유착 정도를 형태측정학적 방법을 이용하여 측정했고, 골형성 시기와 골개형 양상을 형광 현미경을 통하여 조사하였다. 또한 EPMA(Electron Probe Microanalyser)를 이용한 line profile과 각각의 임플란트 군 주위 특이원소(칼슘, 인, 티타늄)의 정량분석을 통하여 석회화 정도를 비교했다.

II. 실험방법

1. 실험동물 및 재료

실험동물은 영구치가 완전히 맹출된 15kg 내외의 선견 5마리를 사용하였고, 임플란트는 직경이 3.3mm, 길이가 8mm로 티타늄 피개 IMZ 임플란트 5개와 수산화인산염 피개 IMZ 임플란트 5개 등 총 10개를 사용하였다.

2. 실험방법

가. 발치 및 임플란트 이식

실험동물은 kg당 30mg의 Entobar[®](한림제약, 한국)를 정맥주사하여 전신마취시키고, 지혈을 위하여 2% Lidocaine HCl(epinephrine 1 : 100,000 함유)로 하악 양측 소구치부 협점막에 침윤마취 시켰다. 하악 좌우측 소구치를 발치하였고, 발치와가 치유된 12주후 동일한 술자의 시술하에 다시 상기한 방법으로 마취하여, 전에 발치한 부위의 치조제 정상을 외과용 수술도로 절개하였다. 임플란트 제조사의 지시대로 좌우 측에 각각 티타늄 피개 IMZ 임플란트(좌측)와 수산화인산염 피개 IMZ 임플란트(우측)를 이식하고

healing screw를 위치시킨후 절개부위를 3-0봉합사로 봉합하였다. 그후 감염방지를 위해 1일 500mg의 Cefazolin(유한양행, 한국)을 2일 동안 근육주사하였다.

나. 형광약제의 투여

장기간의 관찰에서 골조직이 형성된 시기를 구분하기 위하여, 새로 형성되는 골조직에 침착되어 형광현미경적 관찰시 자외선 하에서 밝은 황색 형광현미경적 관찰시 자외선 하에서 밝은 황색 형광을 나타내는 Oxytetracycline hydrochloride(Terramycin®, Pfizer Co. 한국), 적색 형광색 나타내는 Alizarin red S(Junsei chemical Co. Japan), 녹색형광을 나타내는 Calcein(Sigma Co, U.S.A)을 kg당 20mg씩 투여 하였으며, 그 시기는 임플란트 이식후 1주, 5주, 8주, 11주, 14, 16주에 Tetracycline, Calcein, Alizarin Red S, Tetracycline, Calcein, Alizarin Red S 순으로 투여하였다.

다. 실험동물희생 및 조직표본제작

16주의 Alizarin red S 투여 3일후 각 실험 동물을 희생시켜, 임플란트와 제 1대구치가 포함된 인접조직을 block section하였다. 70% 에탄올에 1주일간 고정 한 후, 골 trimmer(Maruto Co. Japan) 상에서 diamond disk를 이용하여 임플란트의 장축을 따라 협설 방향으로 이등분하여, 반은 전반적인 광학, 편광 및 형광 현미경적 관찰을 시행하고 나머지 반은 임플란트의 경부(cervix)와 첨부(Apex)로 나누어 잘라 일부는 EPMA를 위한 시편을 그리고 일부는 피질골과 해면골에서의 골유착을 관찰하기 위한 광학, 편광 및 형광현미경 시편을 제작하였다. 현미경적 관찰을 위한 시편은 70% 에탄올에 3일간 고정한 후 Villanueva골 stain에 3일간 침전하고, 에탄올의 농도를 상승시키며 탈수한 후, Polymethymethacrylate 로 포매하여 40일간 37℃항온기에서 경화하였다. 그리고 경조직 절단기인 Crystal cutter(Maruto Co.Japan)를 이용하여 200 μ m의 두께로 절단하고, 연마기인 Hard tissue grinding system(Maruto Co. japan)으로

30 μ m의 박편을 만들어 시편을 완성하였다.

3. 관찰및 측정

가. 광학현미경, 편광현미경 및 형광현미경적 관찰

임플란트 주위 계면골의 골형성 및 골개형 양상 그리고 석회화 시기와 정도를 알기위해 위의 시편을 이용하여 광학, 편광 및 형광 현미경적 관찰을 시행하였다.

나. 형태계측학적 측정

수산화인산염 피개 IMZ 임플란트와 티타늄 피개 IMZ 임플란트 주위의 골유착정도를 임플란트 장축을 따라 절단한 시편, 그리고 임플란트의 경부(cervix area)와 첨부(apex area)를 장축과 수직이 되게 절단한 시편을 가지고 임플란트 종류별, 그리고 임플란트 부위에 따른 골유착 정도를 측정하였다. 측정은 Vanox-T microscope에 video camera를 연결한 후 컴퓨터 화면상에서 Optomax V image analyser (Analytical measuring system Ltd. USA)를 이용하여 임플란트 표면길이와 골접촉 길이를 측정하였으며, VIDS VI program을 이용하여 측정치를 통계처리 하였다.

다. EPMA(Electron Probe Microanalyser)을 이용한 칼슘(Calcium), 인(Phosphorus), 티타늄(Titanium)의 line profile 및 정량분석

EPMA장치 안에 삽입 가능한 정도의 크기인 5 \times 5 \times 5cm의 원기둥 이하의 크기로 시편을 자른 후, 관찰할 표면을 carborundum을 이용하여 1200mesh까지 grinding하였고, 직경이 9 μ m, 6 μ m, 3 μ m, 1/4 μ m,인 diamond paste를 이요하여 순서대로 연마를 시행하였다. 연마후 검사시편 표면의 EPMA 분석을 위해 탄소를 피개하였다. EPMA 기종인 Superprobe JXA-8600 SX(JEOL, Tokyo, Japan)를 이용하여 칼슘, 인, 티타늄의 Lint profile 및 칼슘, 인, 티타늄의 정량 분석을 시행하였다. Line profile은 X-ray detector 로 WDS(wave length disper sive spectrometer, JEOL, Tokyo, Japan)를 이용하였고, 정량분석은

Ultrathin Beryllium window를 장착한 EDS (energy dispersive spectrometer, Oxford, England)를 이용하여 임플란트와 조직의 계면에서부터 100, 300, 600 μ m 떨어진 부위의 칼슘, 인, 티타늄의 양을 측정 하였다. 이때 이용한 표본분석결정은 칼슘과 인의 경우는 Apatite, 티타늄의 경우는 Rutile을 이용하였고 시료전류는 2.0nA, 가속전압은 15kV, beam의 직경은 약 1 μ m였다.

4. 통계처리

형태계측학적 측정으로 얻은 임플란트 표면 길이와 골접촉 길이를 임플란트 종류별, 부위별로 각각 백분율로 환산하여 종류별, 부위별 비교를 Mann-Whitney U Test로 시행하였다.

EPMA를 이용한 정량분석은 각각의 임플란트 종류별로 100 μ m, 300 μ m, 600 μ m에서의 칼슘, 인, 티타늄 값을 측정하여, 임플란트 종류별, 계면에서의 거리별 비교를 Kruskal-Wallis Test로 시행하였다.

III. 실험결과

1. 광학현미경, 편광현미경 및 형광현미경적 소견

가. 광학현미경적 소견

임플란트와 골조직의 계면 관찰시 티타늄 피개 임플란트와 수산화인산염 피개 임플란트의 대부분의 표면에서 광학현미경적 소견상 골과의 직접적인 결합을 보여주었다(Fig. 1, 2). 그러나 티타늄 피개 임플란트 시편의 일부 계면에서 상피조직의 하방이주가 관찰되었다(Fig. 3). 골수부위에서는 일부 섬유화가 일어난 조직소견을 관찰할 수 있었다. 수산화인산염 피개 임플란트의 경우에서는 일부표면에서 이탈된 수산화인산염 입자들이 대식세포(macrophage)에 의해 탐식작용(phagocytosis)이 일어나는 소견을 볼 수 있었고(Fig. 4), 피개 수산화인산염의 완전한 흡수로 임플란트체가 노출된 경우도 있었다(Fig. 5). 또한 피개된 수

산화인산염이 임플란트체로 부터 탈락되고 그사이로 연조직과 염증세포 침윤이 일어난 소견도 관찰할 수 있었다(Fig. 6).

나. 편광현미경적 소견

편광현미경적 관찰시 자연치 주위는 밀접하게 둘러싼 속상골(Bundle bone)과 그 주위 치밀골에서 동심원 구조의 골원이 규칙적으로 배열되어있고 교원섬유 또한 규칙적인 배열을 하고 있었다(Fig. 7, 8). 반면 티타늄 피개 임플란트와 수산화인산염 피개 임플란트의 계면 골조직은 기존 골조직과 달리 교원섬유 방향이 일정한 배열을 하지못한 채 복잡하게 혼합되어있는 양상을 가진 신생골 조직을 관찰할 수 있었다(Fig. 9). 장축의 수직방향으로 절단한 조직표본에서 새로 생성된 골의 두께는 부위에 따라 다양하지만 약 200-400 μ m정도로 관찰 됐다.

다. 형광현미경적 소견

자연치 주위의 골에서는 황색, 녹색, 적색, 황색, 녹색, 적색 순서대로 형광띠가 치아주위를 따라 형성되어 골막 골형성을 보여주었고, 골내부에서도 골개형에 의한 2차골원이 위순서대로 동심원사의 형광띠를 나타냈다(Fig. 10). 티타늄 피개 임플란트에 인접한 골조직에서는 황색을 띤 약간은 불규칙한 층판골과 바깥에서 안쪽으로 녹색, 적색 순서를 가지는 일차골원이 혼합되어있는 양상을 나타내어 아직도 lamellar compaction이 일어나는 양상을 보여주었다. 그 외측으로는 계면골개형(interface remodeling)에 의한 2차 골원이 황색 또는 녹색 형광띠를 가장 외부로하는 형광띠 2-3개의 2차골원을 보여주었다(Fig. 11). crestal골주위의 골막골 형서에 의한 형광띠는 색구별이 분명하지 않은채 겹쳐서 나타났다(Fig. 12).

수산화인산염 피개 임플란트 주위의 골에서는 적색과 약간의 황색이 혼합된 약간 불규칙한 층판골과 바깥에서 안쪽으로 녹색, 적색 순서를 가지는 일차골원이 혼합되어있는 양상을 나타내어 티타늄 피개 임플란트와 마찬가지로 아직도 lamellar compaction이 일어나는 양상을 보여주었지만 티타늄 피개 임플란트보

다 약간 빠른 골성숙을 보여주었다. 개면골개형에 의한 2차 골원도 황색 또는 녹색 형광띠를 가장 외부로 하는 형광띠 2-3개의 2차골원을 보여주어 티타늄 피개 임플란트와 동일한 소견이었다(Fig. 13). crestal골 주위의 골막골 형성에 의한 형광띠도 색구별이 분명하지 않은채 겹쳐서 나타났다(Fig. 14).

2. 형태계측학적 관찰(Table 1, Fig. 15)

임플란트 계면에서의 골접촉률을 계측한 결과 장축 절단표본(longitudinal section)에서 티타늄 피개 임플란트는 49.65%(SD=13.62), 수산화인산염 피개 임플란트는 75.36%(SD=8.06)의 값이 나왔고, 횡축절단

시편(cross-section)인 경부(cervix)와 첨부(apex) 표본에서는 티타늄 피개 임플란트인 경우 각각 90.51%(SD=10.62), 76.76%(SD=25.50)로 측정됐고, 수산화인산염 피개 임플란트에서는 97.90%(SD=2.98)와 84.63%(SD=13.71)로 각각 측정되었다. 위의 값을 종합한 골접촉률은 티타늄 피개 임플란트 72.75%(SD=23.94), 수산화인산염 피개 임플란트는 82.63%(SD=13.71)의 값을 보였다. 그러나 골접촉률이 위의 모든 값에서 매우 다양하여 임플란트 종류별 유의차는 존재하지 않았다(Table 1). 경부와 첨부를 비교한 부위별 비교에서도 임플란트 종류별로 유의차를 보이지 않았다.

Table 1. The percentage of Bone-to-Implant contact area.

	Hydroxyapatite-coated	Titanium-coated	P value
	IMZ Implant Mean(SD) %	IMZ Implant Mean(SD) %	
Longitudinal section	75.36 (8.06) n=5	49.65 (13.62) n=3	0.0526
Cervix	97.90 (2.98) n=4	90.51 (10.62) n=3	0.3840
Apex	84.08 (17.06) n=4	76.76 (25.50) n=4	0.7728
Total	82.63 (13.71)	72.75 (23.94)	0.4808

n : Number of sample Mann-Whitney U Test

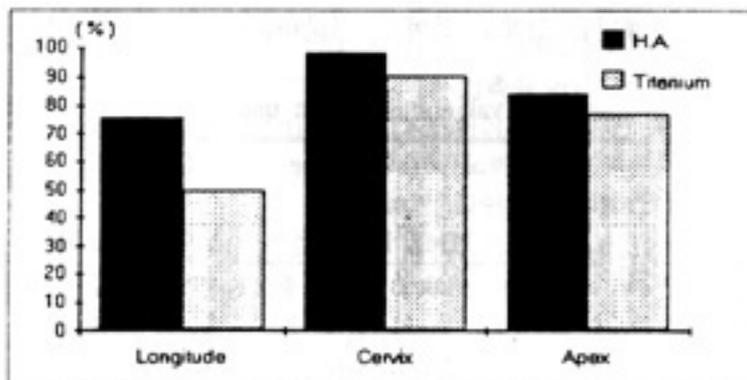


Fig. 15. The comparison of Bone-to-Implant contact area.

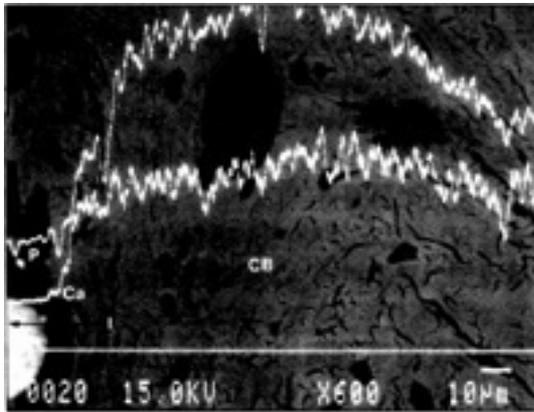


Fig. 16. Line profile of Calcium and phosphorous in Titanium coated implant

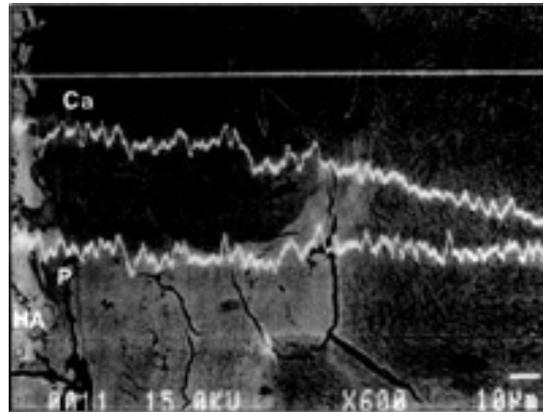


Fig. 17. Line profile of Calcium and Phosphorus in Hydroxyapatite coated implant

3. EPMA 이용한 LINE PROFILE

칼슘(Calcium)의 경우 작은 양이지만 티타늄 피개 임플란트의 경우에서 임플란트와 조직의 계면에서 20-30 μm 이내 부위에서는 양의 감소가 나타났고(Fig. 16), 수산화인산염 피개 임플란트 에서는 계면으로 올 수록 칼슘의 양이 풍부함을 알수있었다(Fig. 17). 인(phosphorus)인 경우는 티타늄 피개 임플란트와 수산화인산염 피개 임플란트 둘 다 큰 변화를 일으키지 않고 일정한 분포를 보였다. 티타늄의 경우는 티타늄 피개 임플란트와 수산화인산염 피개 임플란트 둘다에서 계면을 경계로 하여 원소의 양이 급격히 감소하여 골조직에서는 거의 존재하지 않음을 보여주었다.

4. EPMA를 이용한 정량분석(Table 2, Table 3, Fig. 18, Fig. 19)

칼슘의 경우 100 μm 에서는 자연치 주위골과 각 임플란트 주위의 양이 달랐고($P=0.0430$), 그외의 거리에서는 자연치 주위골과 유의차가 없었다. 또한 각각의 임플란트에서 계면과의 거리에 따른 비교에서도 거리가 보이지 않았다. 인(phosphorus)의 경우에서도 100 μm 에서는 자연치와 각 임플란트간의 유의차를 보였으나($P=0.0173$), 그외의 거리에서는 유의차를 보이지 않았고, 각 임플란트의 계면에서의 거리에 따른 비교에서도 유의차를 보이지 않았다. 티타늄 경우에는 존재하는 티타늄의 양이 너무 적어 EPMA 장비의 신뢰도 수준을 넘어 가므로 정량분석의 의미를 찾을 수가 없었다.

Table 2. The quantitative analysis value of Calcium using EPMA(%(SD))

	Tooth	Hydroxyapatite coated IMZ Implant	Titanium coated IMZ Implant	p value
100 μm	23.25 (3.10)	20.60 (1.63)	21.82 (2.88)	0.0430 *
300 μm	23.77 (3.1)	23.41 (3.45)	20.84 (2.34)	0.3479
600 μm	22.08 (1.42)	21.12 (1.42)	19.97 (2.17)	0.0694

* Statistical significance $p < 0.05$ (Kruskal-Wallis Test)

Table 3. The quantitative analysis value of phosphorous using EPMA(%(SD))

	Tooth	Hydroxyapatite coated IMZ Implanat	Titanium coated IMZ Implant	p value
100 μ m	23.25 (3.10)	20.60 (1.63)	21.82 (2.88)	0.0430 *
300 μ m	23.77 (3. 1)	23.41 (3.45)	20.84 (2.34)	0.3479
600 μ m	22.08 (1.42)	21.12 (1.42)	19.97 (2.17)	0.0694

* Statistical significance $p < 0.05$ (Kruskal-Wallis Test)

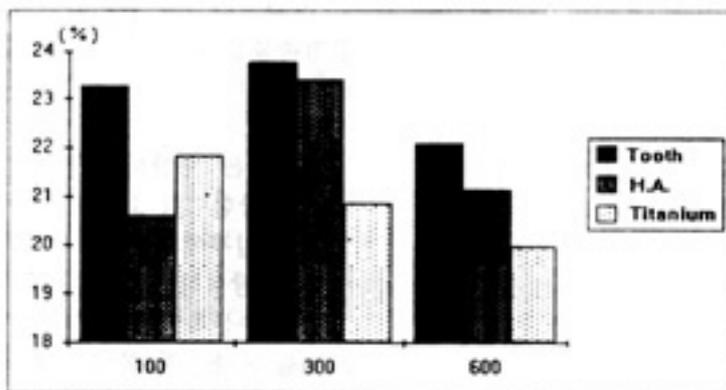


Fig. 18. Bar Graph showing the quantitative analysis value of Calcium using EPMA

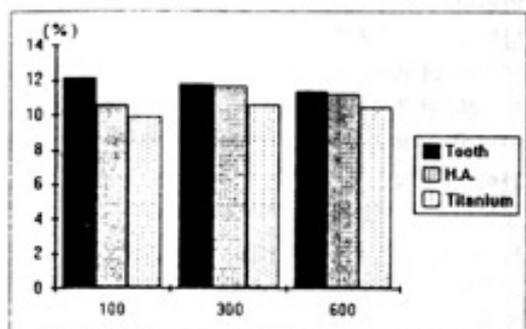


Fig. 19. Bar Graph showing the quantitative analysis value of phosphorous using EPMA

IV. 총괄 및 고찰

Bränemark에 의해 “골유착(Osseointegration) 개념이 정립되면서^(1, 10) 티타늄은 생체친화성

(biocompatible)있는 재료로서 임플란트의 주된 재료로 떠올랐다. 그후 보다 많은 골과의 접촉을 위해 표면의 설계를 바꾸기도 하고, 표면처리의 새로운 재료와 방법을 개발하는 등의 노력이 기울여졌다. 그런 재료 중의 하나인 수산화인산염은 일찌기 정형외과 영역에서 골대체물로 소개된 후 Jacho^(22, 23) 등에 의해 “Osteo conductive material”이라 알려졌고, 임플란트 표면에 plasma spray coating^(20, 25)된 수산화인산염을 통하여 임플란트와 골사이의 견고한 결합을 얻게 되었으며 이를 “Biointegration”이라 정의하였다.

그동안 상기 두 재료에 대한 많은 임상적 실험이 진행되었다. Gottlander등은 토끼를 이용한 실험결과 임플란트 이식후 6개월에서는 수산화인산염 피개 임플란트가 티타늄 피개 임플란트보다 골접촉양이 많다

고 보고하고 있다.⁽¹⁷⁾ 그런데 commercially pure 티타늄 나사형 임플란트(CP pure titanium screw)에 수산화 인산염을 피개한 수산화인산염 피개 CP 티타늄 나사형 임플란트와 피개안된 CP 티타늄 나사형 임플란트의 비교에서는 6개월서 둘간의 유의차가 없었으며 1년뒤에는 오히려 위의 결과와 반대로 피개안된 CP 티타늄 screw에서 골접촉률이 높았다⁽¹⁸⁾. Steri-Oss 임플란트를 이용한 실험에서도⁽¹⁹⁾ 6개월뒤에는 수산화인산염 피개 CP 티타늄 나사형 임플란트 사이에 골접촉률의 차이가 없어 결국 원통형(unthreaded cylindrical) 구조에서는 수산화인산염의 효과를 얻을 수 있었으나 나사형(thread type)의 임플란트에서는 수산화인산염 피개의 효과를 나타내지 못하는 것으로 보고하고 있다.

반면에 Weinlander등은⁽⁴¹⁾ 3가지의 다른 종류의 임플란트를 이용하여 조직형태계측학적으로 골접촉률을 비교한 결과 수산화인산염 피개 임플란트(71.31%)가 티타늄 피개 임플란트(plasma flame-sprayed titanium implant)(54.96%)보다 골접촉률이 컸고, 나사형 티타늄 임플란트(Titanium screw implant)(45.66%)보다도 골접촉률이 커서 수산화인산염 피개 임플란트가 티타늄 피개 임플란트나 나사형 티타늄 임플란트보다 골접촉능력이 상당히 우수한것을 보여 주고 있다.

성견을 이용한 이번 실험에서 임플란트 이식 16주 후의 골접촉률을 조사한 결과 수산화인산염 플란트에서는 72.75%를 나타내어 gottlander의 실험(17)과 유사한 값을(HA : 80.2%, Ti : 69.4%)얻었다. 그러나 위턱 측정값간의 차이가 다양하여 유의차는 존재하지 않았다. 치밀골로 주로 이루어진 임플란트의 경부(cervix)에서 측정한 값과 주로 해면골로 이루어진 첨부(Apex)의 측정값은 티타늄 피개 임플란트와 수산화인산염 피개 임플란트에서 각각 유의차는 없었지만 경부가 첨부에 비해 골접촉률이 많은것을 보여주었다. 표본 수가 작은 점도(n=6-7) 유의차가 없는 이유중의 하나라고 사료된다. 또한 장축절단시편(longitudinal section)이나 경부, 첨부 어느부분에서도 유의차는 없었지만 수산화인산염 피개 임플란트가 티타늄 피개 임

플란트보다 골접촉률이 높은것은 수산화인산염의 osteoconductive effect 때문인것으로 생각된다. 그러나 부위별로 상당히 다양한 골접촉률을 보여주므로 임상 응용시에도 환자의 골 상태에 따라 다양한 결과가 나올 수 있다고 생각된다.

위와 같은 수산화인산염의 효과는 광학현미경과 형광현미경 소견에서도 관찰 할수 있었다. 그러나 일부에서는 대식세포에 의한 수산화인산염의 탐식작용이 관찰되었다. 이러한 탐식 작용은 수산화인산염층을 흡수시키므로 임플란트를 노출시켜 결국 실패로 이르는 주장도 있고, 표면으로부터의 수산화인산염 흡수가 골형성과 석회화를 촉진한다는 주장이⁽³¹⁾ 공존하고 있는 상태이다. 또한 이러한 대식세포는 임플란트의 주위의 치유과정에 중요한 역할을 담당하며, 활택한 임플란트 표면보다는 거친 표면에 더 많이 나타나는 것으로 보고되고 있다⁽³⁵⁾. 본 연구에서는 탐식작용에 의해 수산화인산염이 용해되는 양상을 보였는데 의해 수산화인산염이 용해되는 양상을 보였는데 용해된 공간이 골조직으로 채워질지 결합조직으로 남을 것인지는 좀 더 많이 나타나는 것으로 보고되고 있다⁽³⁵⁾. 본 연구에서는 탐식작용에 의해 수산화인산염이 용해되는 양상을 보였는데 용해된 공간이 골조직으로 채워질지 결합조직으로 남을 것인지는 좀 더 관찰해야 될 과제라 생각된다. 또 하나의 문제는 plasma spray coating된 수산화인산염과 임플란트체와의 결합력에 대한 문제다. 광학현미경 소견상 일부 표면에서 수산화인산염층이 티타늄 임플란트체와 분리되어 그사이로 염증세포가 침윤된 소견을 보여주었다. 이 소견은 시편제작시 박리된것이 아니라 임플란트 이식후 일어난 것으로 사료된다. 새로운 수산화인산염 피개 방법에 대한 연구가⁽³¹⁾ 진행되고 있지만 아직까지는 피개된 수산화인산염의 결합력 또한 수산화인산염 피개 임플란트의 해결해야 될 점이다.

Kohri등은⁽²⁷⁾ 임플란트 주위의 변연골(crestal bone)이 수산화인산염 피개 임플란트에서는 임플란트 위쪽으로 경사지면서 접촉되어 있고 티타늄 피개 임플란트에서는 함몰된 양상으로 접촉되어 있다고 하였다. 본 연구에서는 일부에서만 위와같은 소견이 나타났는

데 수산화인산염의 재료적 특성에 의한 결과라 사료된다. 그러나 나머지 부위에서는 변연골에서 특징없는 소견을 보이고 있으므로 수술시 외과적 손상이나 인접골의 양과 질이 민감하게 영향을 미칠 수 있으므로 장기간 임상적인 연구가 필요하리라 사료된다.

편광현미경적 관찰에서는 계면에서의 골조직이 기존 골조직과 달리 교원질 섬유가 불규칙하게 배열되어 있었는데 이는 층판구조가 완전하게 형성되지 않은 신생골로 생각된다. 그리고 신생골의 두께는 부위마다 약간의 차이는 있었으나 200에서 400 μm 정도로 추정할 수 있었다. 이 관찰을 토대로 하여 EPMA를 이용한 정량분석시 고유골과 신생골의 경계점을 300 μm 로 간주하여 측정하였다.

형광현미경을 이용하여 골개형 양상을 관찰하기 위해서는 형광물질을 투여하는 방법을^(15, 37) 많이 이용하는데 이것은 투여시기별로 색깔이 다른 형광색 띠가 나타나므로 석회화된 시기와 양상을 알수 있게 해준다. 형광현미경 소견상 수산화인산염 피개 임플란트렌트인 경우는 계면에서 적색과 약간의 황색을 띤 불규칙한 층판골이 형성되었고 녹색 및 적색의 동심원상의 형광띠를 가지는 골원을 관찰할 수 있었다. 이는 임플란트 이식후 8주에 투여한 Alizarin red S의 형광물질이 석회화되는 부위에 침착되어 적색을 나타내게 되었고 11주에 투여한 Tetracycline의 황색일부가 나타나므로 석회화 시기는 8주에서 11주 사이라고 추정할 수 있다. 이는 Thomas⁽³⁹⁾와 Matui⁽³¹⁾가 보고한 시기와 거의 일치하는 소견이었다. 반면 티타늄 피개 임플란트인 경우는 황색의 불규칙한 층판골이 보여 11주에 투여한 Teracycline이 침착된것으로 간주하여 석회화 시기를 11주 전후라고 추정할 수 있었다. 또한 Roberts등은⁽³⁴⁾ 골 생리학상 토끼, 성견, 그리고 사람 사이에는 골개형시 토끼(1X), 성견(2X), 사람(3X)이라는 비율적인 시간관계가 있다고 보고하였고, 성견에서 임플란트 이식후 4주에 woven callus가 생기고 12주에 lamella compaction이 일어나며 동시에(12주) 계면골개형이 일어나 결국 36주가 되서야 compacta maturation이 일어난다고 보고하고 있다. 이번 관찰에서는 Roberts가 제시한 시기처럼 명확한 구별은 안

되었으나 시기적으로 비슷한 결과를 얻었다.

골개형에 의해 생기는 2차골원은 양쪽 임플란트의 소견이 비슷하였다. 또한 임플란트의 해면골쪽 계면에서의 골소주는 일정한 배열을 갖추지 못해서 Wolff's Law⁽¹³⁾에 의한 해면골의 골개형은 뚜렷하지 않았다. 이는 골개형이란 것이 힘(force)의 영향을 많이 받지 않는 상태에서 양쪽 임플란트의 소견이 일치한다는 것은 당연한 것이라 생각된다. 결국 수산화인산염의 효과를 석회화시기를 2주정도 앞당기는 결과를 가져왔고 골개형에는 큰영향을 미치지 못하는 것 같다.

양쪽 임플란트에서는 자연치에 비해 변연골에서 바깥 골막쪽으로 일어나는 골막 골성장이 형광띠가 구별이 안될만큼 불확실하게 나타났는데 이것은 자연치의 경우 지속적인 교합력으로 어느정도 자극이 일어나 골성장이 일어났지만 아직 상부 보철구조가 연결이 안된 임플란트에서는 자극이 적어 골막 골성장이 줄어들었다고 생각되었다. 그외에도 수술시 flap형성에 의해 골막이 손상되어 골막골 성장에 영향을 주었다고 생각된다.

1992년 Budd등은⁽¹¹⁾ EDX를 이용하여 임플란트 주위의 칼슘, 인, 티타늄(Ca, P, Ti)의 존재를 확인하려는 실험을 하였다. EPMA를 이용한 본실험의 Line Profile에서는 600배의 전자현미경 소견상 광학현미경과는 달리 골조직 내에서 많은 density 차이가 있어서 Line Profile을 시행하는 부위에 따라 많은 차이가 있었다. 그러나 전반적으로 임플란트 계면으로 올수록 수산화인산염 피개 임플란트인 경우 칼슘과 인의 함량이 주위보다 높았고, 티타늄 피개 임플란트인 경우는 계면에서 10-20 μm 의 거리에서 칼슘의 함량이 줄어드는 것을 볼 수 있었다. 이것은 피개된 수산화인산염에서 칼슘과 인 이온이 유리되어 나와 함량을 높인것 같다. 이 line profile의 뒷배경으로 이용된 backscattered electron image($\times 600$) 소견을 보면 시편제작중의 실수(artifact)로 티타늄 피개층과 골과의 완전히 분리된 소견을 나타냈지만 수산화인산염 피개 임플란트에서는 수산화인산염 피개층이 골과 완전히 결합되어있는 양상을 나타냈다. 이 또한 수산화인산염의 골과의 결합력을 간접적으로 보여주는 결과였

다.

칼슘, 인, 티타늄(Ca, P, Ti)의 정량분석에서는 편광 현미경 관찰의 결과를 토대로 계면에서 약 300 μm 를 신생골과 고유골의 경계로 하여 측정하였는데, 계면에서 100 μm 떨어진 부위에서는 자연치 주위골과 수산화인산염 피개 임플란트, 티타늄 임플란트 주위골 사이에 칼슘과 인의 양에서 유의차가 있었다. 그러나 수산화인산염 피개 임플란트와 티타늄 피개 임플란트 사이에는 칼슘과 인의 함량에서 어떤 유의차도 존재하지 않았다. 16주가 지난 상태에서 광학현미경과 형광현미경 소견상 인접한 계면에서 석회화가 완성된것으로 생각됐는데 정량분석상 무기질함량(Mineral content)은 자연치 주위골에 비해 낮은 값을 가졌다. Roberts등은⁽³⁴⁾ 성숙기간(maturation) 초기에 70%의 석회화(mineralization)가 일어나고 그 후 수개월동안 2차 석회화(secondary mineralization)가 일어난다고 보고하고 있는데 이를 토대로 추론해보면 지금상태도 2차 석회화(secondary mineralization) 과정이라 생각된다. 300, 600 μm 에서는 자연치 주위골과 유의차를 보이지 않았는데 이는 이정도 거리에서는 이미 석회화가 되었거나, 신생골보다는 고유골이 존재하고 있다는 것을 나타내준다고 하겠다. 티타늄인 경우 측정된 값이 낮아 장비의 유의수준을 넘게 되므로 비교평가 할수 없었다. 이상의 결과를 보았을 때 수산화인산염의 Osteoconductive effect는 골형성 시기의 단축과 골접촉률의 향상에 영향을 미치나 대식세포에 의한 수산화인산염의 흡수나 임플란트와의 분리에 따른 염증소견 등이 나타나는 문제점을 보여주었다. 결국 임플란트에서 수산화인산염의 특성을 유효적절한 의도로 사용할때는 많은 장점이 있으나 그에 따르는 문제점 또한 간과할수 없으므로 임플란트 시술시술자의 적절한 판단이 필수적이고, 수산화인산염의 단점에 대한 지속적인 연구와 개선책이 필요하리라 사료된다.

V. 결론

수산화인산염 피개 임플란트와 티타늄 피개 임플란트 주위의 골형성 및 골성숙도를 평가하기 위한 방법으로 광학, 편광, 형광 현미경 및 조직형태측학적 방법, EPMA를 이용한 line profile 및 Ca, P, Ti의 정량분석을 이용하였다. 각각의 방법의 결과를 서로 보완하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 임플란트 주위 골조직은 치아 주위 정상 골조직에 비해서 성숙도가 떨어졌으나, 임플란트 두군간에는 유의차가 없었으며, 골개형 양상도 차이가 없었다.
2. 수산화인산염 피개 임플란트 주위골의 석회화 시각 8-11주인 반면 티타늄 피개 임플란트는 11주 전후로 늦게 이루어 졌다.
3. 수산화인산염 피개 임플란트 계면에서의 골접촉률이 82.63%로 72.75%인 티타늄 피개 임플란트 보다 높았으나 통계학적으로는 유의차가 없었다.
4. 임플란트 주위 골조직이 자연치에 비해 100 μm 부위에서만 칼슘 및 인 함량이 적게 나타났으며(칼슘 : $P<0.01$).0.043, 인 : $P<0.01$).0.0173), 다른 부위에서는 유의차가 없었다. 또한 임플란트 두군간에도 유의차가 없었다.
5. 수산화인산염 피개 임플란트에서 피개된 수산화인산염이 티타늄 임플란트체와 분리되어 그 사이로 염증세포가 침윤된 양상이 관찰되었고, 대식세포에 의한 수산화인산염의 탐식작용도 관찰되었다.

전반적으로 수산화인산염 피개 임플란트에서 티타늄 피개 임플란트 보다 골형성 시기가 빨랐으나 골접촉률과 석회화 정도에서는 유의차가 없었고, 대식세포에 의한 수산화인산염의 흡수나 임플란트체와의 분리에 따른 문제점을 보여주었다.

참고문헌

1. Albrektsson, T., Bränemark, P-I., Hansson, H-A., and Lindstrom, J. ; Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man, *Acta Orthop Scand* 52 : 155-170, 1981.
2. Albrektsson, T. : Direct bone anchorage of dental implants, *J. Prost. Dent.* 50(2) : 255-261, 1983.
3. Albrektsson, T., and Jacobsson M. : Bonemetal interface in osseointegration, *J. Prost. Dent.*, 57(5) : 597-607, 1987.
4. Albrektsson, T. : The interface zone of inorganic implants in vivo. Titanium implants in bone, *Annals of Biomedical Engineering*, 2 : 1-27, 1983.
5. Babbush, C.A. ; titanium plasma spray screw implant system for reconstruction of the edentulous mandible, *Dent. Clin. North Am.*, 30 : 117-131, 1986.
6. Beder, O.E., and Eade, G. ; An investigation of tissue tolerance to titanium metal implants in dogs, *Surgery* ; 39(3): 470-473, 1956.
7. Block, M. S., Kent, J.N., and Kay, J.F. : Evaluation of hydroxyapatite-coated titanium dental implants in dogs, *J. oral Maxillofac Surg.* 45 : 601-607, 1987.
8. Bothe, R. T., Beaton, L. E., and Davenport, H.A. : Reaction of bone to multiple metallic implants, *Surg. Gynec. And Obstet.*, 71 : 598-602, 1940.
9. Bränemark, P. I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B.O., Lindstrom J., and Ohlsson, A. : Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental Studies, *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.*, 3 : 81-100, 1969.
10. Bränemark, P.I., Zarb, G. A., and Albrektsson, T. : Tissue-Integrated Prostheses : Osseointegration in Clinical Dentistry, Chicago, Quintessence publ. Co. Inc., 1985.
11. Budd, T. W., Nagahara, K., Bielat, K.L., Meenaghan, M.A., and Schaaf, N.G. : Visualization and initial characterization of the titanium boundary of the bone-implant interface of osseointegrated implants, *Int J Oral maxillofac Implants*, 7 : 151-160, 1992.
12. Buser, D., Warrer, K., Karring, T., and Stich, H. : Titanium implants with a true periodontal ligament : An alternative to osseointegrated implants ?, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 5 : 113-116, 1990.
13. Chamay, A., and Tschantz, P. ; Mechanical influences in bone remodeling Experimental research on Wolff's law, *J. Biomechanics*, 5 : 173-180, 1972.
14. Cross, D. L., Baumhammers A., Guarlotti C. A., Ruskin P.F., and Molinari J. A. : Healed bone over and through three month old sizegraded bladevent implants, *J. Periodontol*, 45(11) : 792-796, 1974.
15. Frost, H.M. : Tetracycline-based histological analysis of bone remodeling, *Calc Tiss. Res.*, 3 : 211-237, 1969.
16. Gotfredsen, K., Rostrup, E., Hjorting-Hansen, E., Stoltze, K., and Budtz-Jorgensen, E. : Histological and histomorphometric evaluation of tissue reactions adjacent to endosteal implants in monkeys, *Clinical Oral Implants Research*, 2 : 30-37, 1991.
17. Gottlander, M., Albrektsson, T., and Carlsson, L.V. : A histomorphometric study of unthreaded hydroxyapatite-coated and titanium-coated implants in rabbit Bone, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 7 : 487-490, 1992.
18. Gottlander, M., and Albrektsson, T. : Histomorphometric studies of hydroxyapatite-coated and uncoated CP titanium threaded implants in bone, *Int J Oral Maxillofac Implants*

- 6 : 399-404, 1991.
19. Gottlander, M., and Albrektsson, T. : Histomorphometric analysis of hydroxyapatite-coated and uncoated titanium implants, the importance of the implants design, *Clin Oral Impl Res.*, 3 : 71-76, 1992.
 20. Groot, K., Geesink R., Klein C.P.A.t., and Serekian P. : Plasma sprayed coatings of hydroxylapatite, *J. Biomed. Mater. Res.*, 21 : 1375-1381, 1987.
 21. Hansson, H.A., Albrektsson T., and Bronemark P.I. : Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants, *J. Prost. Dent.*, 50(1) : 108-113 1983.
 22. Jarcho, M. : Biomaterial aspects of calcium phosphated, Properties and applications, *Dent. Clin. North Am.*, 30(1) : 25-47, 1986.
 23. Jarcho, M. : Calcium phosphate ceramic and hard tissue prosthetics, *Clin. Orthop.*, 157 : 259-278, 1981.
 24. Johanson, C.B., Sennery, L., and Albrektsson, T. : A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and Vitallium implants, *Int J Oral Maxillofac implants*, 6 : 437-441, 1991.
 25. Kaplan, S. L., and Rose, P.W. : Plasma surface treatment, Plasma Science, Inc., Belmont, California.
 26. Kirsch, A., and Ackermann, K.L. : The IMZ osseointegrated system, *Dent. Clin. North Am.*, 33 : 733-791, 1989.
 27. Kohri, M., Cooper, E.P., Ferracane, J. L., and Waite, D.F. : comparative study of hydroxyapatite and titanium dental implants in dogs, *J Oral maxillofac Surg*, 48 : 1265-1273, 1990.
 28. Lavelle, C., Wedgwood, d., and Riess, G. : A new implant philosophy, *J. prosthet. Dent.* 43 : 71-77, 1980.
 29. Linder, L., Albrektsson, t., Bronemark, P. I., Hansson, H.A., Ivarsson, B., Jonsson, U., and Lundstrom, I. : Electron microscopic analysis of the bone-titanium interface, *Acta Orthop. Scand.*, 54 : 45-52, 1983.
 30. Linkow L.I. : Endosseous blade-vent implants : A two-year report, *J. Prosthet. Dent.*, 23 : 441-448, 1970.
 31. Matsui, Y., Ohno, K., Michi, K., and Yamagata, K. : Experimental Study of High-Velocity Flame-Sprayed Hydroxyapatite Coated and Noncoated Titanium Implants, *J. oral Maxillofac Surg.*, 9 : 397-404, 1994.
 32. Oonishi, H., Yamamoto, M., Ishimaru, H., Tsuji, E., Kushitani, S., Aono, M., and Ukon Y. : The effect of hydroxyapatite coating on bone growth into porous titanium alloy implants, *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 71-B : 213-216. Mar., 1989.
 33. Parr, G. R., Steflik, D. E., and Sisk, A.L. : Histomorphometric and histologic observations of bone healing around immediate implants in dogs, *Int J Oral maxillofac. Implants*, 8 : 534-504, 1993.
 34. Roberts, W. E., Turley, P. K., Brezniak N., and Fielder P.J. : Bone physiology and metabolism, *CDA Journal*, 54-60. Oct., 1987.
 35. Salthouse, T. N. : Some aspects of macrophage behavior at the implant interface. *J. Biomed. Mater. Res.*, 18 : 395-401, 1984.
 36. Sennery, L., Thomason, P., and Ericson, I.E. : A histomorphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone, *Int J Oral Maxillofac implants*, 7 : 62-71, 1992.
 37. Solheim, T. : Pluricolor fluorescent labeling of mineralizing tissue, *Scand. J. Dent. Res.* 82 : 19-27, 1974.
 38. Søballe, K., Hansen, E. S., Helle, B-R,

- Pedersen, C.M., and Bunger, C. : Hydroxyapatite coating enhances fixation of porous coated implants, *Acta Orthop Scand*, 61(4): 299-306, 1990.
39. Thomas, K. A., Kay, J. F., Cook, S. D., and Jarcho, M. : The effect of surface macrotexture and hydroxylapatite coating on the mechanical strengths and histologic profiles of titanium implant materials, *J. Biomed. Mater. Res.*, 21 : 1395-1414, 1987.
40. Thomas, K.A., and Cook, S.D. : An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition, *J. Biomed. Mater. Res.*, 19 : 875-901, 1985.
41. Weinlander, M., Kenney, E.B., Lekovic V., and Moy P.K. : Histomorphometry of bone apposition around three types of endosseous dental implants, *Int J Oral Maxillofac implants* 7 : 491-496

논문 사진부도 설명

1. Light microscopic finding

Ti : Titanium coated implant, HA : Hydroxyapatite coated implant, EP : Epithelium, HAp : Hydroxyapatite particle, Tic : Titanium core, MP : Macrophage, Ic : Inflammatory cell, B : Bone, Ob : Odontoblast

- Fig. 1. Light microscopic finding of titanium coated implant ($\times 25$) : Osseointegration is evident in most of the implant surface.
- Fig. 2. Light microscopic finding of hydroxyapatite coated implant ($\times 25$) : Osseointegration is evident in most of the implant surface.
- Fig. 3. Light microscopic finding of titanium coated implant ($\times 10$) : Light microscopic finding shows apical migration of epithelium between implant and bone.
- Fig. 4. Light microscopic finding of hydroxyapatite coated implant ($\times 40$) : Light microscopic finding shows phagocytosis of hydroxyapatite particles by macrophage.
- Fig. 5. Light microscopic finding of hydroxyapatite coated implant ($\times 33$) : Light microscopic finding shows complete resorption of HA layer resulted in exposure of implant core.
- Fig. 6. Light microscopic finding of hydroxyapatite coated implant ($\times 25$) : There was a separation of HA layer from the implant core and subsequent infiltration of inflammatory cells into the resulting space in the HA-coated implants.

2. Polarized microscopic finding

D : Dentin, C : Cementum, PL : Periodontal ligament, OS : Osteon, T : Natural tooth, BB : Bundle bone, NB : New bone, OB : Old bone, Ti : Titanium coated implant, Tic : Titanium core, BM : Bone marrow

- Fig. 7. Polarized microscopic finding of bone surrounding natural teeth ($\times 5$) : Polarized microscopic finding shows regularly arranged osteon in bone around natural tooth and regularly arranged collagen fiber.
- Fig. 8. Polarized microscopic finding of bone surrounding natural teeth ($\times 5$) : Polarized microscopic finding shows regularly arranged collagen fiber in bundle bone around natural tooth, and irregularly arranged collagen fiber around titanium coated implant compare with tooth.
- Fig. 9. Polarized microscopic finding of hydroxyapatite coated implant ($\times 5$) : Polarized microscopic finding shows irregularly arranged collagen fibers around implant.

3. Fluorescence microscopic finding

T : Natural tooth, Ti : Titanium coated implant, HA : Hydroxyapatite coated implant, PB : Periosteal bone formation, POs : Primary osteon, SOs : Secondary osteon, Od : Osteoid, CB : Crestal bone formation, PL : Periodontal ligament

- Fig. 10. Fluorescence microscopic finding of natural tooth ($\times 100$) : Fluorescence microscopic finding shows yellow, green, and red fluorescent band respectively, along periosteum, and secondary osteon with fluorescent unicentric band in the bone.

- Fig. 11. Fluorescence microscopic finding of titanium coated implant ($\times 100$) : Unicentric circular bands of primary osteon in green and red from outside in were observed in immature yellow lamellar bone.
- Fig. 12. Fluorescence microscopic finding of titanium coated implant ($\times 100$) Fluorescence microscopic finding show periosteal bone growth around crestal bone with indefinite fluorescent band.
- Fig. 13. Fluorescence microscopic finding of hydroxyapatite coated implant ($\times 100$) : Unicentric circular bands of primary osteon in green and red from outside in were observed in immature lamellar bone in primarily red and slightly yellow.
- Fig. 14. Fluorescence microscopic finding of hydroxyapatite coated implant ($\times 100$) Fluorescence microscopic finding shows periosteal bone growth around crestal bone with indefinite fluorescent band.

논문사진부도 ①

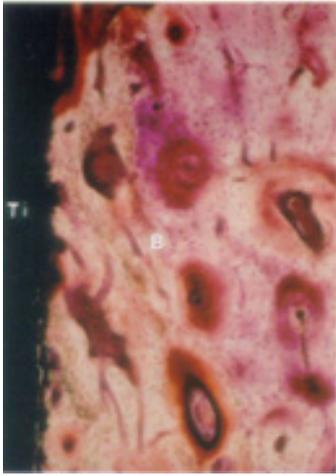


Fig. 1

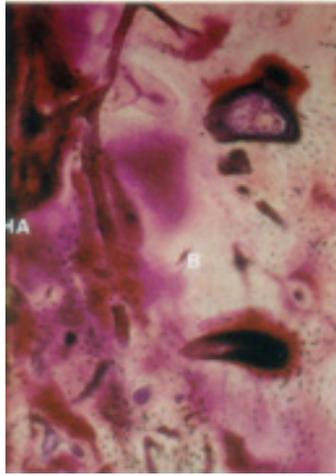


Fig. 2

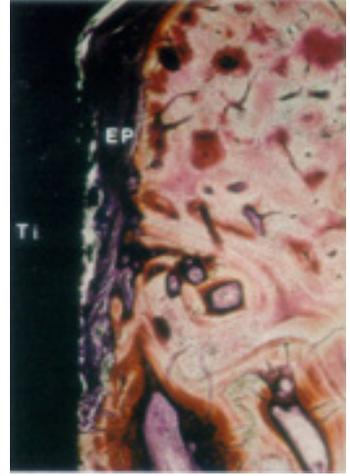


Fig. 3

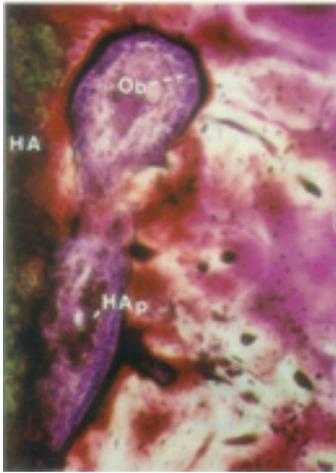


Fig. 4

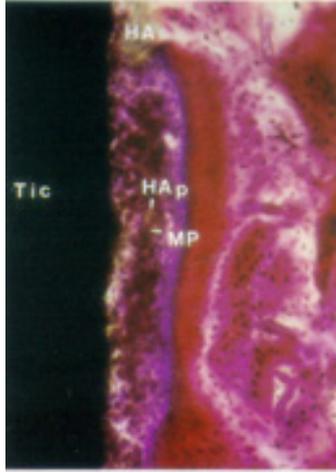


Fig. 5



Fig. 6



Fig. 7



Fig. 8

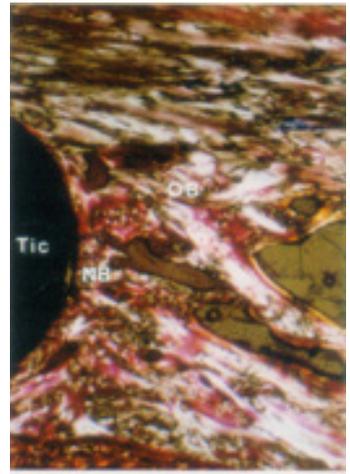


Fig. 9

논문사진부도 ②

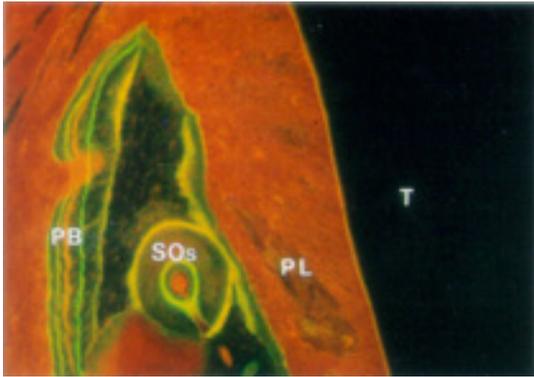


Fig. 10

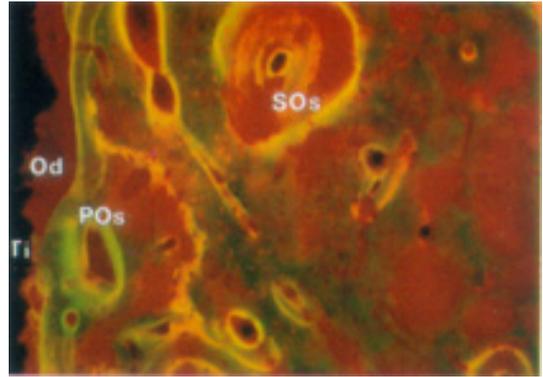


Fig. 11

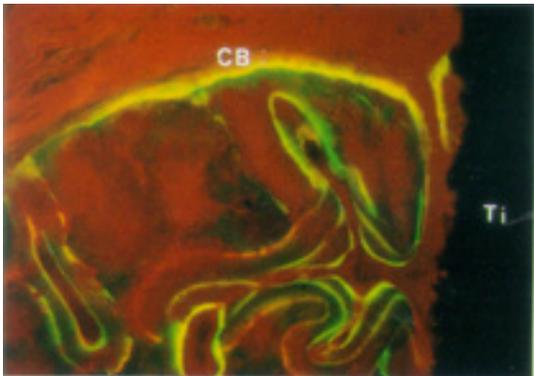


Fig. 12

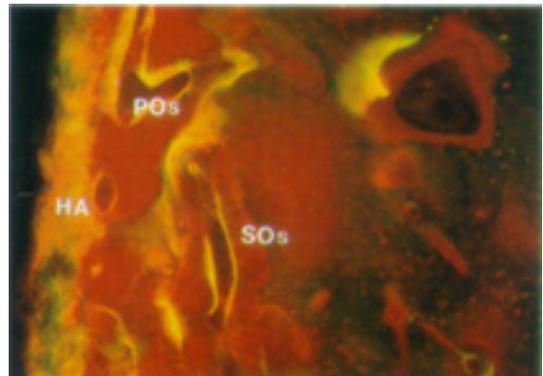


Fig. 13

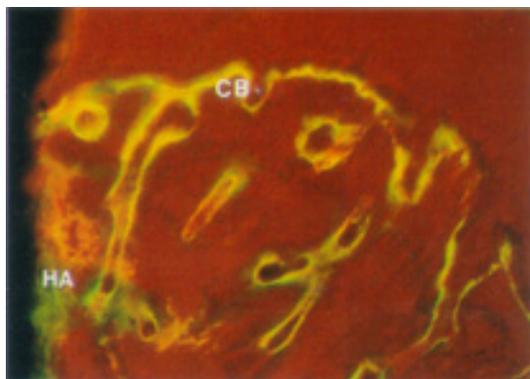


Fig. 14

= Abstract =

EFFECTS OF HYDROXYAPATITE AND TITANIUM-COATED DENTAL IMPLANTS ON BONE FORMATION AND MATURATION IN DOG

Hong-Cheol Yoon, Dong_hoo Han, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University

The purpose of this study was to compare the bone formation, maturation around HA-and titanium-coated dental implants in dog. 5 hydroxyapatite coated IMZ implants and 5 titanium coated IMZ implants were placed into the previously extracted site in the mandible of 5 adults dogs. All dogs were injected intravenously Tetracycline, Alizalin red S, and Calcein for bone fluorescent labelling, After the experimental period of 16weeks, the dogs were sacrificed and tissue samples around the implants were obtained. Microscopic observations(ligth, polariged and fluorescence microscope), morphometric analysis, line profile with EPMA, and quantitative analysis for Ca,P, and Ti were performed.

The results were as follows ;

1. Bone maturations around the implants were relatively lower than those of natural teeth. No significant differences in bone maturation and remodeling patterns were observed between the two implants groups.
2. Calcification of bone surrounding the implants was initiated in 8-11 weeks for HA-coated implants, while it took 11 weeks or more for Ti-coated implants.
3. Bone-to-implants contact ratio of 82.63% was recorded for HA-coated group and 72.25% for titanium coated group, with no significant difference between the two groups.
4. Bone around the implants exhibited reduced quantity of Ca and P in the 100 μ m region relative to natural teeth, while the rest of the regions showed no statistical differences. No significant differences were found between the two implant groups.
5. There was a separation of HA layer from the implant core and subsequent infiltration of inflammatory cells into the resulting space in the HA-coated implants, and evidences of phagocytosis of HA particles by macrophages.

Bone calcification was more rapid around HA-coated implants compared to titanium-coated implants, but HA coated implants did not show any significant differences either in the degree of calcification or the bone-to-implant contact ratio over Ti coated implants. HA coated implants may have complications associated with HA absorption and separation of HA layer from the implant core.

Key words : hydroxyapatite coated implant, titanium coated implant, bone formation, bone maturation, morphometric analysis, EPMA, fluorescent labelling.