

HA, TPS 및 Al₂O₃ 인공치근 매식체의 조직반응에 관한 실험적 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실 및 치학연구소

김선영 · 김영수

목 차

- I. 서 론
- II. 실험재료 및 방법
- III. 실험성적
- IV. 총괄 및 고찰
- V. 결 론
 - 영문초록
 - 참고문헌
 - 사진부도

I. 서 론

치아가 상실된 악구강계의 기능을 회복시켜 주는 방법으로서 인공치아 매식술이라고 하는 특수한 형태의 진료가 시도된지는 이미 오래되었다. 그간 수 많은 학자들이 나름대로의 주장을 갖고 여러가지 매식체를 개발하여 사용해 왔다^{1,2,3,4)}. 기술부위에 따라 점막하, 골막하, 골내, 골관통성 매식체등이 사용되었으며⁵⁾, 매식체의 재료로써 금속^{6,7)}, 도재⁸⁾, carbon^{9,10)}, 합성수지^{11,12,13)}등이 이용되었다. 또, 교합력의 분산과 잔존 치조골의 양을 고려하여 spiral^{14,15)}, bladevent¹⁶⁾, screw, cylinder등 여러 형태의 매식체가 제작되었고, 이들 매식체의 표면처리 방법도 다양하게 개발되었다¹⁷⁾. 대부분의 연구들은 모두 어떻게 하면 매

식체를 조직에 견고히 고정하여 지속적으로 보철물을 지지하도록 할 것인가에 초점을 두고 있다. 그러나, 이런 연구들은 시행착오적 발상이 많았으며, 왜 어떤 매식체는 성공적으로 기능을 하는데 어떤 매식체는 실패하는지를 제대로 설명해주지 못하였다.

Brånemark에 의해 연조직의 개재 없이 골과 매식체가 직접 접촉될 수 있다는 가능성이 발표된^{18,19)} 이래 가장 믿을 수 있는 매식체와 골과의 연결은 골유착(osseointegration)이라는 개념이 지배적이 되었다. 이에 따라 매식체와 골 간의 계면구조 및 매식체 주위 조직의 반응에 대한 정확한 이해의 필요성이 증가되어 매식체의 재료, 표면특성, 형태 및 매식 시술 방법등에 대한 다각적인 연구가 진행되었으며^{20,21,22,23,24,25,26,27,28)}, 국내에서도 김²⁹⁾, 이 & 김³⁰⁾등의 보고가 있었다.

최초의 골유착성 Brånemark 매식체의 재료는 순수 타이타늄이며, 표면은 평활한 원주형 구조에 미세나선이 추가된 형태이다. 그러나, 순수 타이타늄은 골 내에서 신속히 산화되어 실제로 골과 접촉하는 것은 주로 TiO₂ 형태의 금속 산화물 즉, 일종의 ceramic이다. 본 연구에서는 ceramic의 일종인 Al₂O₃를 이용한 매식체와 타이타늄표면에 HA를 도포한 매식체 및 타이타늄 플라즈마 분사법으로 표면처리된 매식체를 생견 치조골에 매식하여 이들과

골과의 반응을 방사선학적, 실체현미경적, 광학현미경적, 주사전자현미경적으로 관찰한 결과 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

가) 실험재료

체중 15kg정도의 성견 두마리(암, 수 각 1마리)를 사용하였으며, 사용된 매식체의 종류는 Table I 및 Fig.1과 같다.

나) 실험방법

(1) 매식상 형성

Pentotal sodium을 kg당 20mg 정맥주사하여 실험동물을 마취시킨 후 povidone으로 구강내를 소독하고 lidocaine으로 침윤마취를 추가하여 하악 우측 견치후방의 치아를 모두 발거하고 3-0봉합사로 봉합하였다.

(2) 매식체의 매식

발치 후 6개월이 경과된 뒤 실험동물 각각에 Microvent(HA), Biovent(HA), IMZ(HA), IMZ(TPS)를 제조회사가 추천하는 방법대로 매식하였으며 잇몸에는 S-type의 Bioceram매식체를, 잇몸에는 porous root type의 Bioceram매식체를 매식하였다. 본 실험에서는 매식체의 오염을 방지하기 위하여 길이를 조정하지 않았다. Bioceram매식체는 길이가 길어서 약 10mm정도로 잘라서 멸균소독 후 매식하였다. 매식 시술 시 잇몸에 매식한 Biovent(HA)와 두 종류의 Bioceram매식체는 하치조관을 관통하여 초기 안정성이 불확실하였으며, 잇몸에 매식한 Microvent(HA)는 잔존 치조제 정상보다 약 2mm정도 돌출되어 매식되었다.

(3) 실험 동물의 희생 및 표본 제작

매식 4개월 후 실험동물을 pentotal로 마취시키고 경동맥에 catheter를 삽입하여 2.5% glutaraldehyde로 관류 고정한 후 매식체 상부를 덮고 있는 치은조직이 포함되도록 하악골을

Table 1. Implants used in this study

Implants	Diameter (mm)	Length (mm)	Material	Surface characteristics	Form & Design
Microvent(HA)	3.25	7.0	Ti-alloy	HA plasma-sprayed	cylinder: flutes, threads, vertical grooves & apical vents
Biovent(HA)	3.5	8.0	Ti-alloy	HA plasma-sprayed	cylinder: vertical grooves, apical & vertical vents
IMZ(HA)	4.0	8.0	CP Ti	lamella HA coated	cylinder: apical vents
IMZ(TPS)	4.0	8.0	CP Ti	Ti plasma-sprayed	cylinder: apical vents
Bioceram (S-type)	4.0	19.5	α -Al ₂ O ₃	smooth	cylinder: threads
Bioceram (porous root)	4.2	20.5	α -Al ₂ O ₃	porous Al ₂ O ₃ particles are fused	cylinder: threads

적출하였다(Fig. 2). 적출된 하악골을 90Kvp로 30초간 soft x-ray촬영 후 매식체를 포함하는 사방 1cm 정도의 골편으로 분리하여 glutaraldehyde(0.1M cacodylate buffer : pH 7.4)에 침윤 고정하였다. 고정된 골편은 10% EDTA로 1개월간 탈회한 후 B-P knife(#15)로 이등분하여 매식체를 포함하는 골편과 매식체에서 떨어진 골편으로 분리하고 실체현미경(WILD M8 Heerbrugg Switzerland)으로 관찰한 후 일부 골편은 통법에 따라 H-E stain과 Masson's trichrome stain하여 광학 현미경으로 검경하고 나머지는 gold로 피막을 입혀서 주사 전자 현미경(Hitachi S-520)으로 검경하였다.

III. 실험성적

가) 방사선학적 소견(Fig. 3, 4)(Table II)

(1) Microvent(HA)

매식체 주변골에 약간의 방사선 불투과상이 관찰되었으나 심부의 지지골에서는 방사선 불투과도가 약간 감소되어 있었다. 매식체 삽입구 주변골에서 매식체 상부 cap을 향하여 골증식이 보여서 치조골 정상부가 상당히 융기되어 있었다.

(2) Biovent(HA)

매식체 주변골에 방사선 불투과도가 증가되어 있었으며 정상 치아의 치조백선과 유사한 방사선 불투과성의 경계가 관찰되었다. 심부의

지지골에서는 골다공증이 지속되었다. 매식체 삽입구 주변골의 증식도 다소 관찰되어서 치조골이 융기 되어 있었다.

(3) IMZ(HA)

매식체 주변골에 방사선 불투과상이 뚜렷하였으나 심부 지지골에서는 다소 방사선 투과성의 골다공증을 보였다. 매식체 삽입구 주변골에는 치조골의 증식도 관찰되어서 치조골이 약간 융기 되어 있었다.

(4) IMZ(TPS)

매식체 주변골의 방사선 불투과도는 미약하였으나 심부 지지골에서는 방사선 불투과도가 크게 증가되어 있었다. 심부지지골내에 골다공증은 관찰되지 않았다. 매식체 삽입구 주변골에는 치조골의 증식상이 경미하게 관찰되었다.

(5) Biocram(S-type)

매식체와 골계면에는 명확한 방사선 투과성이 관찰되었으나 근접골면에는 방사선 불투과도가 뚜렷이 증가되어 있었다. 심부의 지지골에는 치밀골이 불규칙하게 발달되어 있었다.

(6) Bioceram(porous root)

매식체와 골의 계면에는 명확한 방사선 투과선이 관찰되었으나 근접골면에 방사선 불투과도가 증가되어서 방사선 불투과성 띠를 형성해서 두터운 치조백선의 양상을 보였다. 심부의 지지골내의 골형성은 불규칙하였다.

나) 실체현미경적 소견(Fig. 5-14).

(1) Microvent(HA)

골이 매식체에 잘 부착된 양상을 보였으며 apical vent내로 골이 증식되어 들어가는 양상도 보였다. 탈락된 골면에는 HA입자가 단단히 붙어있었다(Fig. 5).

(2) Biovent(HA)

Healing cap에 섬유성 조직들이 잘 부착되어 있었으며 골이 떨어져나간 매식체 표면에는

Table 2. Radiological observations of various implants

Implants	Interface (gap)	Adjacent bone (radiopacity)	Supporting bone (radiopacity)
Microvent (HA)	-	++	-
Biovent(HA)	-	++	-
IMZ(HA)	-	++	-
IMA(TPS)	-	+	++
Bioceram (S-type)	++	-	++
Bioceram (porous root)	++	-	++

HA입자가 거의 남아 있지 않았으나, 부착된 골조직은 매식체에 잘 밀착되어 있었다(Fig.6).

(3) IMZ(HA)

여기에서도 healing cap에 섬유성 조직들이 긴밀하게 부착되어 있는 양상을 볼 수 있었다. 골이 떨어져 나간 매식체 표면에 HA입자들이 다소 붙어있었으며, 골과 매식체는 비교적 긴밀하게 부착되어 있었다. 떨어져 나간 골 표면에서 HA입자들은 많이 볼 수 있었고 매식체에 달라 붙어있는 골과 매식체 사이에 탈회과정에서 HA입자가 용해되어 생긴듯한 공간이 보였다. 그리고 골조직이 매식체를 따라 증식되어 치조제 정상부가 약간 융기 되어 있었다(Fig. 7-9).

(4) IMZ(TPS)

골과 매식체가 잘 부착되어 있었으며 apical vent내로 골이 증식되어 들어간 모습을 볼 수 있었다. 메어낸 골 표면에 타이타늄 입자들이 단단히 붙어있었다. 그리고 치조골의 절단면은 대부분 치밀골로 이루어져 있었다(Fig.10,11).

(5) Bioceram(S-type)

골과 매식체가 부착된 양상을 거의 볼 수 없었고 떨어진 골 표면에는 매식체의 나선구조가 선명하게 보였다. 치조골의 절단면에서는 매우 불규칙한 성긴 골조직이 관찰되었다(Fig. 12,13).

(6) Bioceram(porous root)

다공성 치근 부위에는 섬유양 조직이 부착되어 있었으나, 상부의 평활한 부분에는 부착된 조직이 거의 없었다. 치조골의 절단면은 불규칙한 신생 골조직으로 이루어져 있었다(Fig. 14).

다) 광학 현미경적 소견(Fig. 15-27)(Table III)

(1) Microvent(HA)

매식체와 골의 계면에 HA를 둘러 싸는듯한 신생골의 형성이 뚜렷하게 관찰되었으며, 일부

의 HA가 골면에 유착되어 있는 것이 관찰되었다. 심부의 지지골에는 골수강이 잘 유지되어 있었으며 신생골의 형성은 관찰되지 않았다(Fig. 15, 23).

(2) Biovent(HA)

매식체의 주변골에 HA를 둘러싸는 듯한 신생골이 부채꼴 모양으로 침착되고, 심부의 지지골 내에는 신생 경화골이 관찰되지 않고 골수강이 잘 보존되어 있었다(Fig. 16, 24).

(3) IMZ(HA)

매식체 주변골에 HA를 둘러싸는 부채꼴 모양의 신생골이 얇게 침착되어 있었다. 심부의 지지골에는 골수강이 잘 보존되어 있었으며 신생골 형성의 양상은 보이지 않았다(Fig. 17, 25). Healing cap에 부착된 연조직에는 염증세포의 침윤이 없었다(Fig. 18).

(4) IMZ(TPS)

매식체 주변골에 얇은 판상의 신생 치밀골층이 관찰되었으며, 이 신생 치밀골층은 심부의 지지골과 calciotraumatic line에 의해 구분되었으며 심부의 지지골 내에는 심한 신생 경질골침착이 진행되고 있었다(Fig. 19, 26). 매식체 주변의 연조직에서는 염증세포의 침윤이 관찰되지 않았다(Fig. 20).

Table 3. Histopathologic observations of peri-implant tissue

Implants	Adjacent bone formation	Supporting bone formation
Microvent(HA)	++	+
Biovent(HA)	++	+
IMZ(HA)	+++	+
IMZ(TPS)	++	++
Bioceram (S-type)	-	++
Bioceram (porous root)	-	++

+ Slight ++ Moderate +++ Severe
- Negative

(5) Bioceram(S-type)

매식체 인접골에 치밀골층이 불규칙하게 관찰되었으며 매식체와 골면의 유착이 불량하였고 인접골면에 골경화가 보였다. 심부의 지지골 내에는 불규칙한 신생 경질골침착이 진행되고 있었다(Fig. 21, 27).

(6) Bioceram(porous root)

매식체 인접골면에 비교적 불규칙하게 신생골이 형성되어 있었으나 매식체와 골면과의 유착은 불량하여서 매식체 인접골면에 골경화상이 관찰되었다. 심부의 지지골 내에는 불규칙한 신생 경질골의 침착이 부분적으로 관찰되었다(Fig. 22).

라) 주사 전자현미경적 소견(Fig. 28-38)

(1) Microvent(HA)

치조골이 매식체에 단단히 부착되어 있었다. HA입자는 매우 불규칙한 모양이었는데 섬유성 조직에 의해 잘 둘러 싸인 채 치조골 내로 침윤되어 있음을 관찰하였다(Fig. 28, 29).

(2) Biovent(HA)

치조골이 매식체에 단단히 부착되어 있었으며, 광학대 상에서는 형성중인 bone mineral로 추측되는 입자들이 관찰되었다(Fig. 30, 31).

(3) IMZ(HA)

불규칙한 판상 또는 과립형의 HA가 매식체 표면에 단단히 붙어 있었으며 매식체 주위 치조골면에는 두터운 신생골의 형성이 관찰되었다. 과립형의 HA의 일부가 신생 치조골 내로 침윤되어 있음이 관찰되었으며 대체로 치조골 심부의 지지골에는 골수강이 잘 발달된 성긴골의 구조를 보였다(Fig. 32, 33).

(4) IMZ(TPS)

매식체 표면은 거칠었고, 매식체에 인접한 치조골은 신생 치밀골상을 보였으며 치조골 심

부 지지골에도 치밀골이 잘 발달되어 있었다(Fig. 34, 35).

(5) Bioceram(S-type)

매식체가 골에서 쉽게 분리되었고 매식체 표면에 부분적으로 섬유성 골조직이 부착되어 있었다. 그리고 다수의 불규칙한 크기의 calcospherite과립이 매식체 표면에서 관찰되었다. 치조골 심부는 불규칙한 비교적 성긴 골로 이루어져 있었다(Fig. 36, 37).

(6) Bioceram(porous root)

매식체가 치조골과 쉽게 분리되었고 매식체 표면에는 Al_2O_3 가 거칠게 부착되어 있었으며 부분적으로 섬유성 골조직이 붙어 있었다. 섬유성 골조직 내에는 불규칙한 크기의 calcospherite과립들이 관찰되었다. 치조골 심부에는 불규칙한 신생골 형성으로 골수강이 불규칙하였다(Fig. 38).

IV. 총괄 및 고찰

Brånemark에 의해 골유착이라는 용어가 최초로 사용된 것은 1977년의 일이지만²⁰⁾ 연조직의 개재없이 골과 금속제 매식체가 직접 접촉된다는 개념이 처음으로 제시된 것은 1969년¹⁸⁾의 일이다. 1980년대 초까지도 이러한 골과 매식체의 직접 접촉이 가능한 지 여부에 대하여 논란이 많았으나 골유착성 매식체가 장기간의 임상 실험에서 좋은 결과를 보임으로써²¹⁾ 골유착성 매식체의 임상적 응용이 활발하게 되었다.

골유착성 매식체가 임상적으로 이용하려면 매식체 주위에 저분화된 섬유성 조직이 아닌 고분화된 골조직이 생성되어야 하며 이렇게 형성된 골조직이 기능시에 잘 적응하여야 한다³¹⁾. 매식체가 골유착이 되려면 골의 상태, 수술방법, 매식체에 가해지는 하중외에 매식체의 재료, 형태 및 표면처리 등을 고려하여야 한다³²⁾. 매식체 재료는 생적합성, 적절한 강도, 경도, 내부식성, 내마모성 및 파절에 대한 저항성을 갖추어야 한다³³⁾. 타이타늄은 지각을

구성하는 구조금속 중 알루미늄, 철, 마그네슘에 이어 네 번째로 많은 재료로서 대부분은 TiO_2 의 형태로 페인트용 색소로 이용되고 있다³⁴⁾. 이들은 고도의 생적합성, 강도 및 높은 내부식성을 갖추고 있어서 치과 및 외과 영역에서 진요하게 사용되는데 비교적 가격이 비싸고 고온에서 거의 폭발적으로 산화되어 구조하기가 어렵다는 점 때문에 널리 사용되지는 못한다³⁵⁾.

대부분의 금속은 대기에 노출되면 산화물을 형성하는데 이 산화물의 특성은 금속의 성질과 산화환경에 의해 결정된다. 신체내의 생리적 조건이 비교적 일정하다면 신체내에서 금속의 반응은 산화물층의 특성에 의해 결정된다. 순수한 타이타늄은 TiO_2 , TiO 및 Ti_2O_3 등의 산화물을 형성하는데 이 중 TiO_2 가 가장 안정된 산화물이어서 대부분의 생리적 조건에 이용된다.

매식체가 인체내에 매식되면 산화물과 생체 환경 사이에서 매우 복잡한 반응이 일어난다. 금속 내부로부터 이온이 확산되어 나오고, 생체 환경으로 부터 이온이 확산되어 들어가서 산화물 피막이 두꺼워진다. 따라서, 인체 내에서 생성된 산화물은 대기중에서 생성된 산화물과는 다르며 피막의 생성속도와 조성이 중요한 역할을 한다³⁶⁾.

순수 타이타늄과 일부 타이타늄 합금은 표면에 TiO_2 형태의 산화물을 형성하여 매우 강한 내부식성을 갖게 되는데 금속표면이 매끄럽지 못하고 흠이 있으면 이러한 내부식성이 떨어지고, 생체환경내에 활성이 강한 이온이 존재하는 경우에도 내부식성이 떨어진다. 그 밖에 주조시 이물질이 포함되어거나 표면이 오염되었을 때에는 금속 표면의 화학적 변화로 인하여 국소적인 부식이 일어나기도 한다.

치밀한 HA ceramic을 이용한 동물실험 및 임상실험에서 HA ceramic은 매우 우수한 생물학적 특성이 있음이 밝혀졌다^{37,38,39)}. 그러나 HACeramic은 기계적 특성이 약하여 하중을 받은 부위에서 사용할 수 없다. 이에 따라 타이타늄 표면에 HA를 플라즈마 분사법으로^{40,41)} 도포한 복합 매식체가 개발되기 시작했다.

본 실험에서 HA를 도포한 매식체 표면에 신생골이 밀착되어 있었으며, 골편이 떨어져 나간 매식체 표면에는 HA입자가 거의 남아 있지 않았고, 떨어져 나간 골편에서 많은 HA 입자를 발견할 수 있었는데 이것은 Denissen 등⁴²⁾의 보고와 일치하였다. Geesink 등^{43,44)}은 HA와 골계면의 전단 강도는 30MPa 정도라고 하였으며, De Groot 등⁴¹⁾ Carter 등⁴⁵⁾ Al-bright⁴⁶⁾ 등의 보고에 의하면 HA/Ti계면의 전단 강도는 약 22MPa인데 비해 피질골의 전단 강도는 45MPa이었는데 본 실험에서도 이들의 보고에 부합될 수 있는 결과를 얻었다. 그러나 Johansson 등⁴⁷⁾은 순수 타이타늄 매식체의 경우에는 매식후 시간 경과에 따라 제거하는데 필요한 토크가 증가된다고 하였으며, Thomas 등⁴⁸⁾은 개를 이용한 실험에서 HA가 도포된 타이타늄 매식체는 매식후 3, 5, 10주가 됨에 따라 전단 강도가 증가하였으나 32주 쯤에는 HA를 도포하지 않은 타이타늄 매식체가 10주 쯤에 나타내는 수치정도로 전단 강도가 감소하였다고 보고한 바 있다.

Denissen 등⁴²⁾은 매식체 주변의 지방성 골수 조직 내에서 유리된 HA입자를 발견했다고 보고하였는데 도포된 HA가 떨어져 나가는 현상이 지속된다면 결국 골이 내부의 타이타늄과 접촉하게 될 것이므로 이에 대해서는 더 많은 연구가 필요할 것으로 사료된다. 본 실험에서 탈회 후 골편을 매식체에서 분리했을 때 Microvent(HA)나 Biovent(HA)표면에서 보다는 IMZ(HA)표면에서 더 많은 HA입자가 남아 있었음을 관찰할 수 있었는데, 이것으로 HA의 질이나 도포방법 등이 도포된 HA의 내구성에 영향을 미침을 알 수 있었다.

타이타늄계 매식체의 표면적을 넓혀서 조직과의 반응 면적을 넓히고 기계적 유지를 얻을 수 있는 방법으로서 타이타늄 입자를 플라즈마 분사법으로 도포한 매식체의 성공적인 임상사례가 여러 문헌에 보고 되었다^{49,50)}. Strunz⁵¹⁾는 매식재료를 biotolerated, bioinert, bioactive 등으로 분류하였는데, Schroeder⁵²⁾는 bioinert한 재료도 특수한 경우에는 유착성 결합을 이룰 수 있다고 하였으며 이러한 결합을

이루려면 매식체 표면이 적절한 미세구조 (roughness, porosity)를 가져야 하며, 매식체와 매식상이 완벽하게 일치되어야 한다고 하였다. 그러나 Kasemo⁵³⁾ 등은 금속 이온의 용해가 일어나는 경우 거친 다공성 표면을 갖는 매식체가 불리하다고 하였다.

본 실험에서 사용한 IMZ(TPS) 매식체는 HA를 도포한 매식체보다 훨씬 안정된 조직반응을 보이는 것으로 관찰되었으나, 표면에 도포된 타이타늄 입자가 매식체로 부터 유리되는 경우 등에 대해서는 더 많은 연구가 있어야 할 것으로 사료되었다.

α -alumina oxide는 화학적으로 매우 안정되어있고 산과 강한 알칼리 용액에서도 부식되지 않으며 체액에 의해 변화되지 않는다. 또, 이것은 매우 훌륭한 전기 절연체에서 galvanic corrosion도 일어나지 않으며 기계적 특성도 매우 좋고 생적합성도 좋은 재료이다^{54,55,56)}. S-type의 Bioceram 매식체는 single crystal alumina로 이루어졌으며, porous root Bioceram 매식체는 root부위에 polycrystal porous alumina ceramic을 융합시킨 것으로서 조직이 자라들어 갈 수 있도록 고안된 것이다. McKinney 등⁵⁷⁾은 single crystal alumina를 이용한 실험에서 표본의 30%에서 직접적인 골접촉이 발생했다고 보고하였으며 나머지 70%에서는 치주인대와 유사한 구조를 가진 조직이 생겼다고 보고하였다.

본 실험에서는 골이 Bioceram 매식체에 부착된 흔적을 보지 못했는데 실험과정에서 초기 안정성이 불확실했던 것이 어느 정도 영향을 미쳤을 가능성도 배제할 수 없었다. 본 실험에서 HA를 도포한 매식체에 인접한 부위에서는 비슷한 정도의 골 형성이 신속 활발하게 이루어지고 있음을 볼 수 있었는데 이러한 화골 현상은 주변골에서는 볼 수 없었다. 반면에 TPS 매식체의 경우는 인접부 뿐만 아니라 주변골조직도 치밀한 경화골로 대체되는 것이 관찰되어서 매식체에 하중이 가해졌을 때에는 TPS 매식체가 유리할 것으로 사료된다. 한편 Al_2O_3 매식체는 방사선학적으로 치조골 내에 치밀한 경질 골조직을 발생시켰으나 매식체의

인접조직과의 유착은 불량하므로 골 유착성 매식체로서는 적합하지 않은 것으로 사료되었다 (Table II, III).

V. 결 론

저자는 HA를 플라즈마 분사법으로 도포한 매식체, 타이타늄을 플라즈마 분사법으로 도포한 매식체 및 $\alpha-Al_2O_3$ 로 만든 매식체를 성견 치조골에 매식하여 4개월간 비기능상태하에 둔 후 주위조직 반응을 방사선학적, 실체현미경적, 광학현미경적 및 주사전자현미경적으로 관찰하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. HA를 도포한 매식체에 인접한 부위에서는 대체로 신속하고도 활발한 신생 골형성이 보였으나 심부지지골에서는 이러한 화골 현상이 경미하였다.
2. TPS 매식체에서는 인접부위 뿐만 아니라 심부지지골에서도 상당한 화골 현상을 관찰할 수 있었다.
3. Al_2O_3 매식체에서는 인접조직의 신생 골형성이 매우 불량하였고, 심부의 지지골내에서는 불규칙한 화골현상이 관찰되었다. 따라서 Al_2O_3 는 골유착성 매식체로서는 부적합한 것으로 사료되었다.

REFERENCES

1. Schroeder, A.: A brief history of implantology, in Schroeder A, Sutter F, Krekler G: Oral Implantology, New York, Thieme Medical Publ Inc, pp 60-65, 1991.
2. Natiella, J.R., Armitage, J.E., Greene, G.W., Meenaghan, M.A.: Current evaluation of dental implants. J Am Dent Assoc. 84: 1358-1372, 1972.
3. Linkow, L., Mahler, M.S.: Implants for fixed and removable prosthesis. Dent Clin North

- Am. 21: 24-443, 1977.
4. Smith, C.H.: Rational use of endosteal implants. *J Prosthet Dent*, 38: 652-659, 1977.
 5. Babbush, C.A. (ed): *Implants. Dent Clin North Am.* 24: 399-594, 1980.
 6. Leventhal, G.: Titanium, a metal for surgery. *J Bone Joint Surg.* 33: 473-474, 1951.
 7. Smith, D.C.: Biomaterials in dentistry. *J Dent Res, Special Issue* 54: B146-B152, 1975.
 8. Hammer, W.B., Topazian, R.G., McKinney, Jr. R.V., Hulbert, S.F.: Alveolar ridge augmentation with ceramics. *J Dent Res.* 52: 356-361, 1973.
 9. Schnitman, P.A. Schulman, L.B.: Vitreous carbon implants. *Dent Clin North Am.* 24: 441-463, 1980.
 10. Kent, J.N., Bokros, J.C.: Pyrolytic carbon and carbon-coated metallic dental implants. *Dent Clin North Am.* 24: 465-485, 1980.
 11. Hodosh, M., Shklar, G., Pover, M.: The dental polymer implant concept. *J Prosthet Dent.* 22: 371-380, 1969.
 12. Hodosh, M., Shklar, G., Povar, M.: The porous vitreous carbon/polymethacrylate tooth implant; Preliminary studies. *J Prosthet Dent.* 32: 326-334, 1974.
 13. Hodosh, M., Shklar, G., Gettleman, L., Povar, M.: Strength and biocompatibility of polymethacrylate-silica composite dental implant material. *J Prosthet Dent.* 43: 197-203, 1980.
 14. Kaketa, T., Suzuki, K.: Histopathological findings on endo-osseous implants in dogs. *Bull Tokyo Dent Coll.* 10: 61-70, 1969.
 15. Lew, I.: The endosseous implant. Evaluations and modifications. *Dent Clin North Am.* 14: 201-213, 1970.
 16. Linkow, L.I.: Endosseous blade-vent implants: A two-year report. *J Prosthet Dent.* 23: 441-448, 1970.
 17. Carlsson, L., Rostlund, T., Albrektsson, B., Albrektsson, T.: Removal torques for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 3: 21-4, 1988.
 18. Brånemark, P-I, Adell, R., Breine, U., Hasson, B.O., Lindström, J., Ohlsson, A.: Intraosseous anchorage of dental prosthesis. 1. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 3: 81-100, 1969.
 19. Brånemark, P-I, Zarb, G.A., Albrektsson, T.: *Tissue-Integrated Prostheses.* Chicago, Quintessence Publ Co, pp. 11-76, 1985.
 20. Brånemark, P-I, Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallén, O., Öhman, A.: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 16:1-132, 1977.
 21. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., Brånemark, P-I: A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 10: 387-416, 1981.
 22. Albrektsson, T.: A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent.* 60: 75-84, 1988.
 23. Albrektsson, T., Dahl, E., Enbom, L., Engevall, S.: Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol.* 59: 287-296, 1988.
 24. Albrektsson, T., Lekholm, U.: Osseointegration – Current state of the art. *Dent Clin North Am.* 33: 1-15, 1989.
 25. Uthoff, H.K.: Mechanical factors influencing the holding power of screws in compact bone. *J Bone Joint Surg.* 55-b: 633-641, 1973.
 26. Akagawa, Y., Hashimoto, M., Kondo, N.,

- Yamasaki, A., Tsuru, H.: Tissue reaction to implanted biomaterials. *J Prosthet Dent.* 53: 681-686, 1985.
27. Hench, L.L.: The interfacial behavior of biomaterials. *J Biomed Mater Res.* 14: 803-811, 1980.
28. Jensen, O.: Site classification for the osseointegrated implant. *J Prosthet Dent.* 61: 228-234, 1989.
29. 김영수: Brånemark 골유착성 보철치료에 관한 연구. *대한치과의사협회지* 27: 627-647, 1989.
30. 이호영, 김영수: 수종의 치근형 골내매식체와 조직 간의 반응에 관한 조직학적 연구. *서울치대 논문집* 13: 133-150, 1989.
31. Brånemark, P-I: Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 50: 399-410, 1983.
32. Albrektsson, T., Brånemark, P-I, Hasson, H-A, Lindström, J.: Osseointegrated titanium implants. *Acta Orthop Scand.* 52: 155-170, 1981.
33. Parr, G.R., Gardner, L.K., Toth, R.W.: Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental material aspects. *J Prosthet Dent.* 54: 410-414, 1985.
34. Bannon, B.P., Mild, E.E.: Titanium alloys for biomaterial applications - An overview. Presented at A.S.T.M. - Sponsored symposium, Phoenix, May 1981.
35. Cotton, F.A., Wilkerson, G. (eds): *Advanced Inorganic Chemistry: A Comprehensive Text.* New York, Interscience Publishers, 1972.
36. Greene, N.D., Jones, D.A.: Corrosion in the body. Presented at the 3rd International Congress on Metal Corrosion, Moscow, May 1966.
37. Denissen, H.W., De Groot, K.: Immediate dental root implants from synthetic dense calcium hydroxylapatite. *J Prosthet Dent.* 42: 551-556, 1979.
38. Denissen, H.W., Veldhuis, A.A.H., Jasen, H.B.W., Van Den Hooff, A.: The interface of permucosal dense apatite ceramic implants in humans, *J Biomed Mat Res.* 18: 147-154, 1984.
39. Denissen, H.W., Kalk, W., Veldhuis, A.A.H., Van Den Hooff, A.: Eleven-year study of hydroxyapatite implants. *J Prosthet Dent.* 61: 706-712, 1989.
40. Bunsnan, R.F. (ed): *Deposition Technologies for Films and Coatings.* Park Ridge, N.J., Noyes Publications, 1981.
41. De Groot, K., Geesink, R.G.T., Klein, C.P.A.T., Serekian, P.: Plasma sprayed coatings of hydroxyl-apatite. *J Biomed Mater Res.* 21: 1375-1381, 1987.
42. Denissen, H.W., Kalk, W., De Nieuport, H.M., Maltha, J.C., Van Den Hooff, A.: Mandibular bone response to plasma-sprayed coatings of hydroxyapatite. *Int J Prothodont.* 3: 53-58, 1990.
43. Geesink, R.G.T., De Groot, K., Klein, C.P.A.T.: Bone bonding to apatite coated implants. *J Bone Joint Surg.* 70B: 17-22, 1988.
44. Geesink, R.G.T., De Groot, K., Klein, C.P.A.T.: Chemical implant fixation using hydroxyl-apatite coatings. *Clin Orthop.* 225: 147-170, 1987.
45. Carter, D.R., Speugler, D.M.: Mechanical properties and composition of cortical bone. *Clin Orthop.* 135: 192-217, 1978.
46. Albright, J.A.: Bone, physical properties, in Albright, J.A., Brand, R.A. (eds): *The Scientific Basis of Orthopaedis,* East Norwalk, Conn, Appleton, pp 135-184, 1979.
47. Johansson, C., Albrektsson, T.: Integration of screw implants in the rabbit: A 1-year

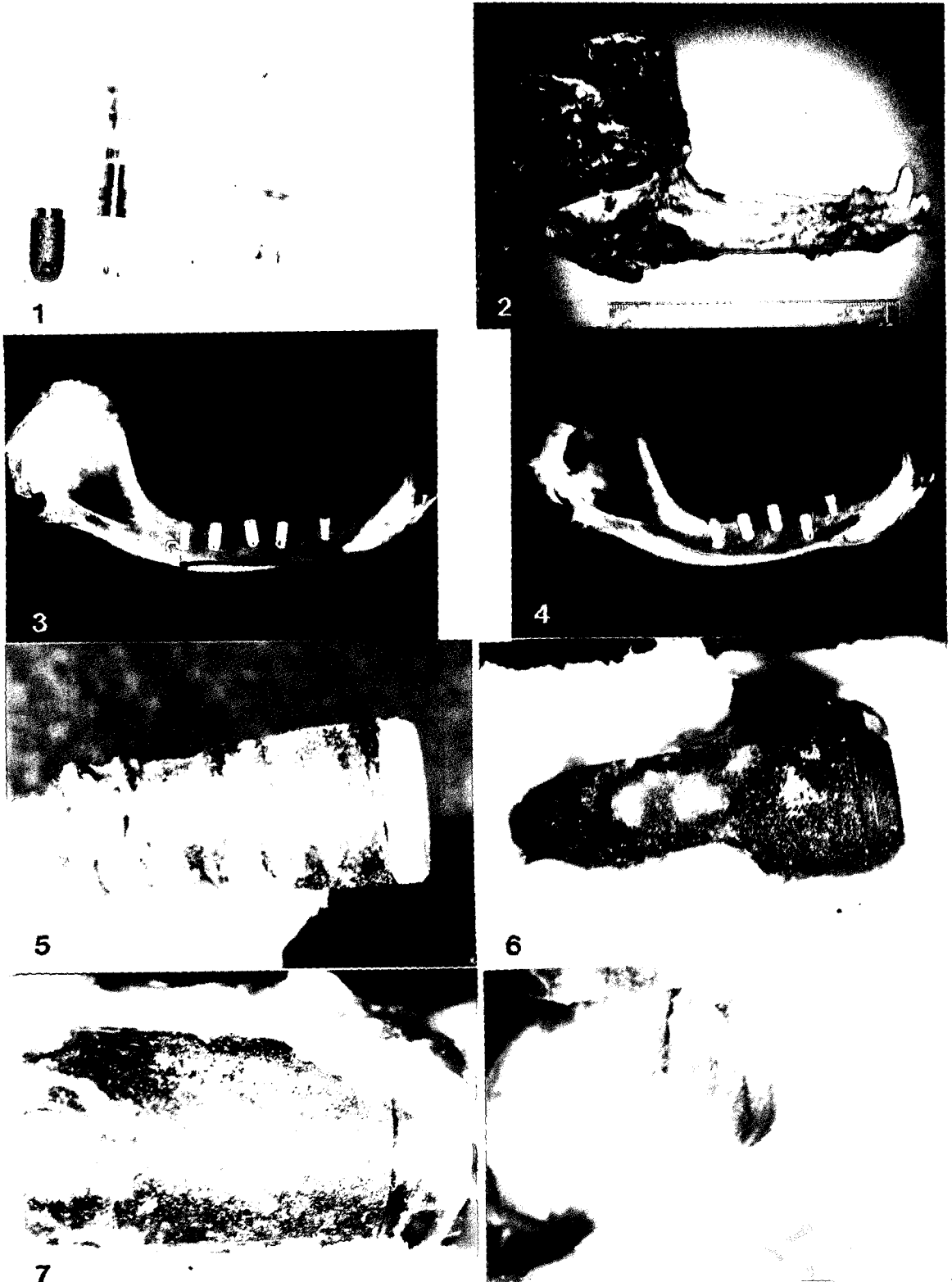
- follow up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Impants* 2: 69-75, 1987.
48. Thomas, K.A., Kay, J.F., Cook, S.D., Jarcho, M.: The effect of surface macrotexture and hydroxylapatite coating on the mechanical strengths and histologic profiles of titanium implant material. *J Biomed Mater Res.* 21: 1395-1414, 1987.
 49. Babbush, C.A.: Titanium plasma spray screw implant system for reconstruction of the edentulous mandible. *Den Clin North Am.* 30: 117-131, 1986.
 50. Kirsch, A., Ackermann, K.L.: A ten-year clinical report of the IMZ implant system: Oral rehabilitation of the partially and totally edentulous patient. printed matter.
 51. Strunz, V.: *Enossale Implanatationsmaterialien in der Mund-und Kieferchirurgie.* Munich: Hanser, 1985.
 52. Schroeder: Preconditions for long-term implantological success, in Schroeder, A., Sutter, F., Krekeler, G.: *Oral Implantology.* New York, Thieme Medical Publ Inc, pp 2-10, 1991.
 53. Kasemo, B., Lausmaa, J.: Metal selection and surface characteristics, in Branemark, P-I, Zarb, G.A., Albrektsson, T. (eds): *Tissue-Integrated Prosthesis,* Chicago, Quintessence Publ Co, pp 99-116, 1985.
 54. Mishima, A., Yamane, T., Yamanouchi, H.: Alpha alumina sapphire implant: Clinical development and its historical background. Presented at the 31st AAID Convention, Las Vegas, November, 1982.
 55. Koth, D.L., McKinney, R.V., Davis, O.B.: The single crystal sapphire endosteal implants: A longitudinal human study. *J Prosthet Dent.* 50: 72-80, 1983.
 56. McKinney, R.V., Steflik, D.E., Koth, D.L.: Evidence for a junctional epithelial attachment to ceramic dental implants. *J Periodontol.* 56: 579-591, 1985.
 57. McKinney, R.V., Koth, D.L.: The single-crystal sapphire endosteal dental implant: Material characteristics and 18-month experimental animal trials. *J Prosthet Dent.* 47: 69-84, 1982.

EXPLANATIONS OF FIGURES

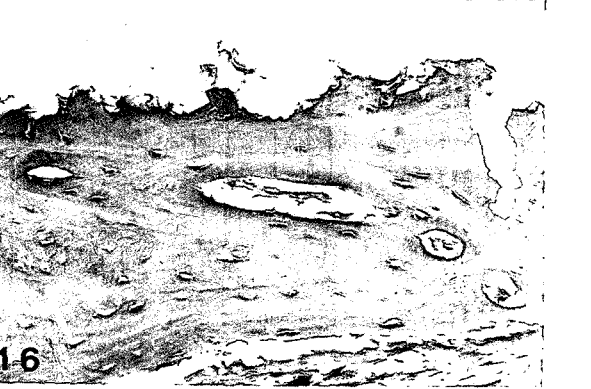
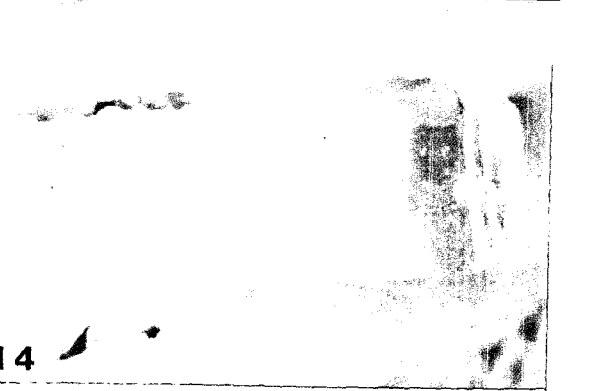
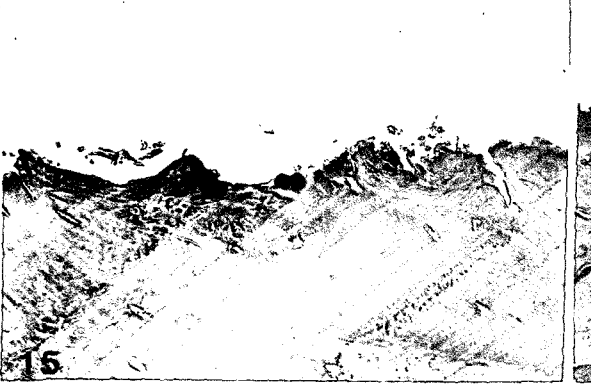
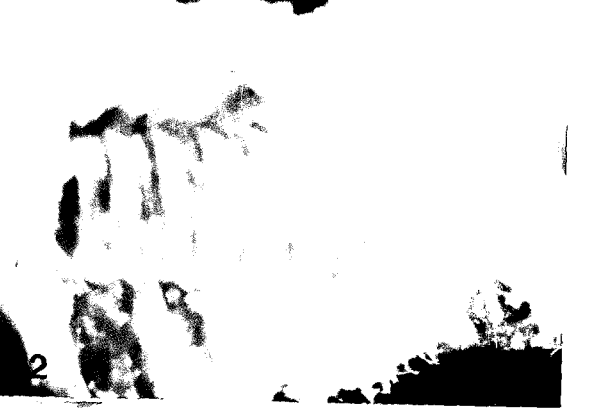
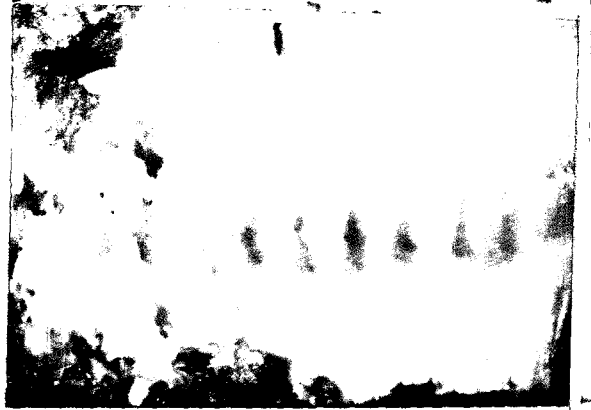
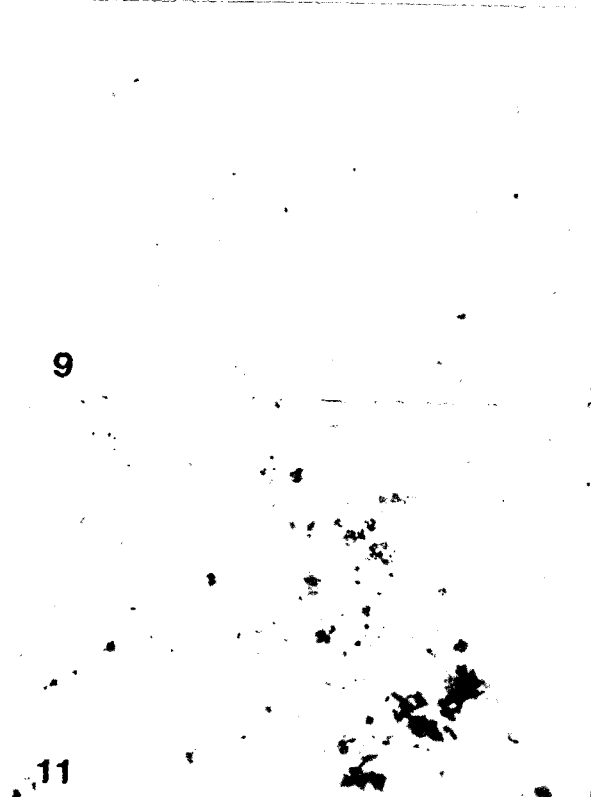
- Fig. 1.** Implants used in this study. From left IMZ(TPS) IMZ(HA), Microvent (HA), Biovent (HA), Bioceram (S-type) and Bioceram (porous root).
- Fig. 2.** Removed mandible of dog.
- Fig. 3.** Radiographs of the implants in the dog mandible. From left Bioceram (porous root), IMZ(TPS), IMZ(HA), Biovent(HA), Microvent(HA).
- Fig. 4.** Radiographs of the implants in the dog. From left Bioceram (S-type), IMZ(TPS), IMZ (HZ), Biovent(HA), Microvent(HA).
- Fig. 5.** Microvent(HA) implant with attached bone tissue.
- Fig. 6.** Biovent(HA) implant with attached bone tissue.
- Fig. 7.** IMZ(HA) implant with attached bone and soft tissue.
- Fig. 8.** Magnification of healing cap region in Fig. 7. Fibrous tissue is well-attached to the implant.
- Fig. 9.** There are numerous HA particles in the detached bone from IMZ(HA) implant.
- Fig. 10.** IMA(TPS) implant with attached bone and soft tissue.
- Fig. 11.** There are some detached Ti particles in the bone tissue.
- Fig. 12.** Bioceram (S-type) implant with no bone attachment.
- Fig. 13.** Detached bone surface from the Bioceram (S-type) implant.
- Fig. 14.** Bioceram (porous root) implant with some attached tissue.
- Fig. 15.** Some HA particles are seen in the bone adjacent to Microvent(HA) implant (x100).
- Fig. 16.** Rough bone surface detached from the Biovent(HA) implant (x100).
- Fig. 17.** Reversal line is clear in the bone adjacent to IMZ(HA) implant (x200).
- Fig. 18.** Soft tissue response to IMZ(HA) implant. No inflammatory cells are seen (x100).
- Fig. 19.** Compact lamellar bone is formed adjacent to IMZ (TPS) implant (x100).
- Fig. 20.** No inflammatory reactions are seen in the soft tissue adjacent to IMZ(TPS) implant (x100).
- Fig. 21.** Bone response to Bioceram (S-type) (x100).
- Fig. 22.** Bone response to Bioceram (porous root) (x100).
- Fig. 23.** There are some elevation of newly formed crestal bone along the surface of the Microvent (HA) implant (Masson's trichrome stain, x200)
- Fig. 24.** Bone response to Biovent(HA) implant (x400).
- Fig. 25.** Bone response to IMZ(HA) implant (x200).
- Fig. 26.** Homogeneous compact bone around IMZ(TPS) implant (x100).
- Fig. 27.** There are no bone remodelling adjacent to Bioceram (S-type) implant (x400).
- Fig. 28.** Bony attachment to Microvent(HA) implant (x20).

- Fig. 29.** Some residual HA particles are attached to Microvent(HA) implant and others are attached to bone (x1500).
- Fig. 30.** New bone formation adjacent to Biovent(HA) implant (x40).
- Fig. 31.** Magnification of Fig. 30. Newly formed bone mineral particles are seen (x2200).
- Fig. 32.** Bony attachment to IMZ(HA) implant (x100).
- Fig. 33.** Magnification of Fig. 32. Residual HA particles are seen on the implant surface (x200)
- Fig. 34.** Bony attachment to IMZ(TPS) implant (x30).
- Fig. 35.** Alveolar bone is tightly attached to IMZ(TPS) implant (x250).
- Fig. 36.** Fibroblast-like cells are seen adjacent to Bioceram (S-type) implant (x1000).
- Fig. 37.** Newly forming dense particles are seen adjacent to IMZ(TPS) implant (x250).
- Fig. 38.** Fibrotic tissue is attached to Bioceram (porous root) implant (x170).

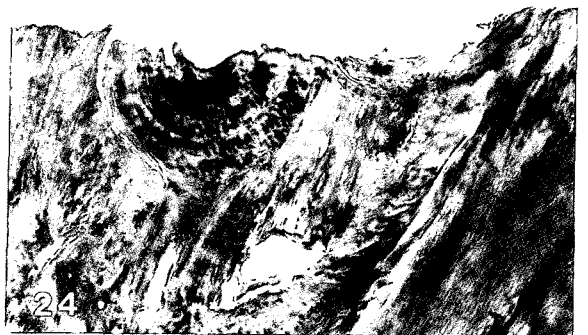
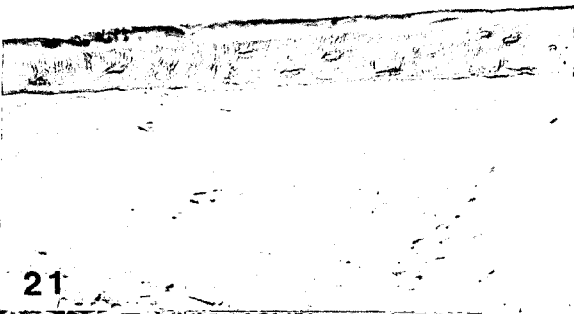
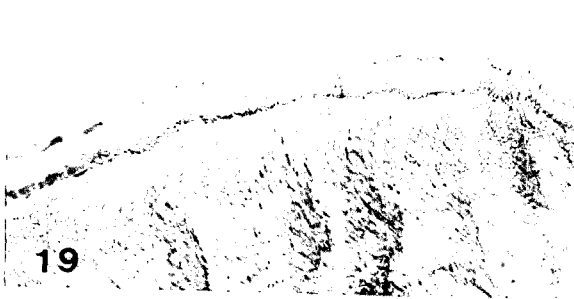
논문 사진부도 ①



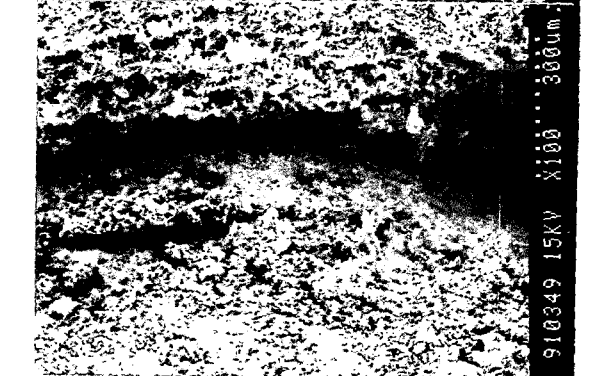
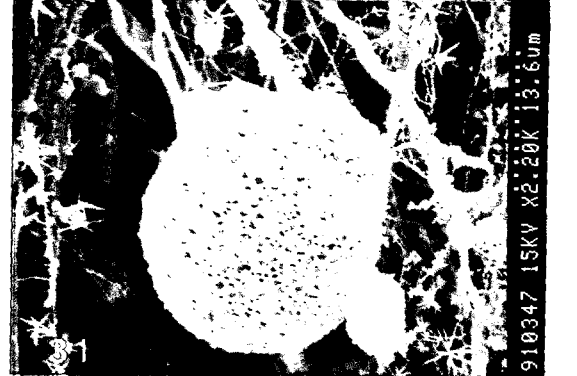
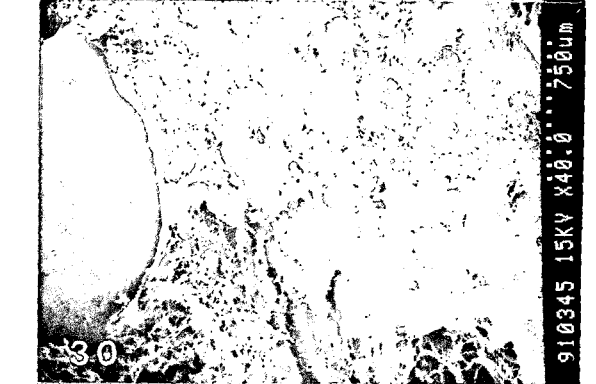
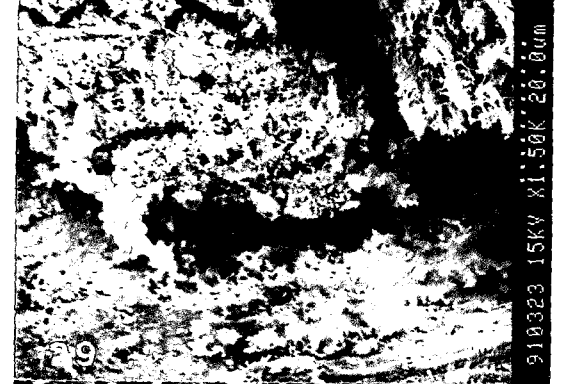
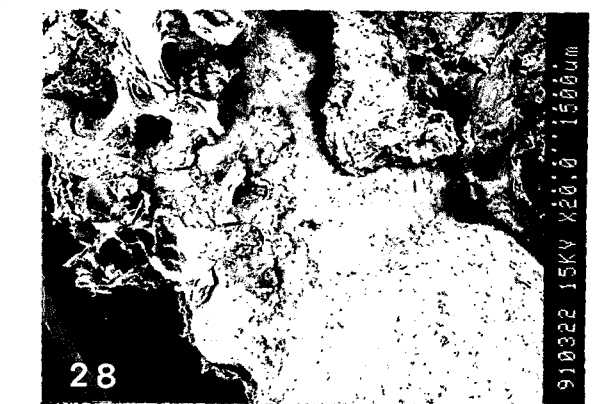
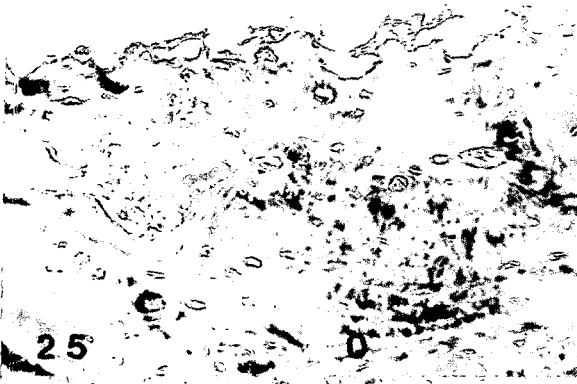
논문 사진부도 ②



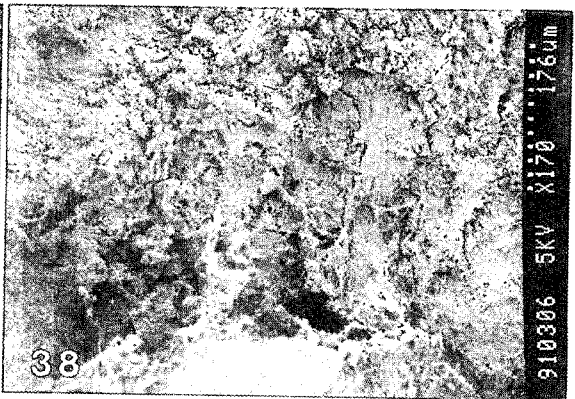
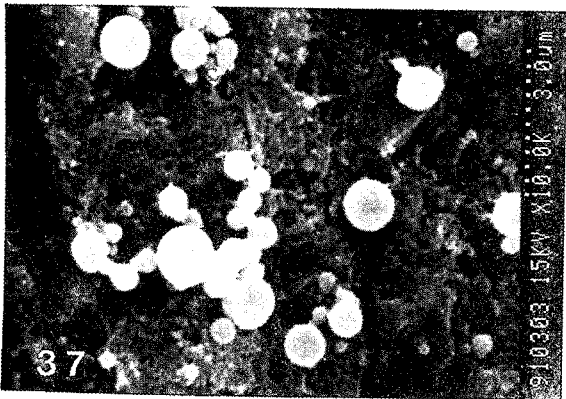
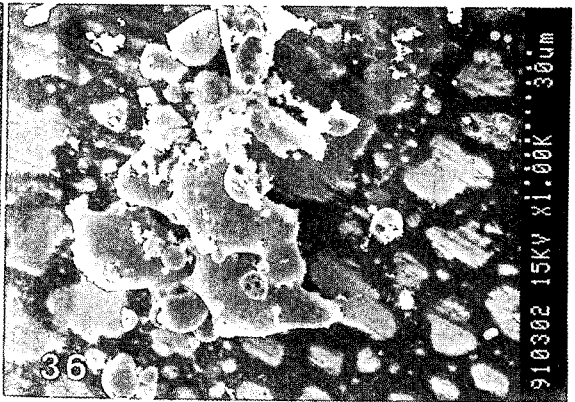
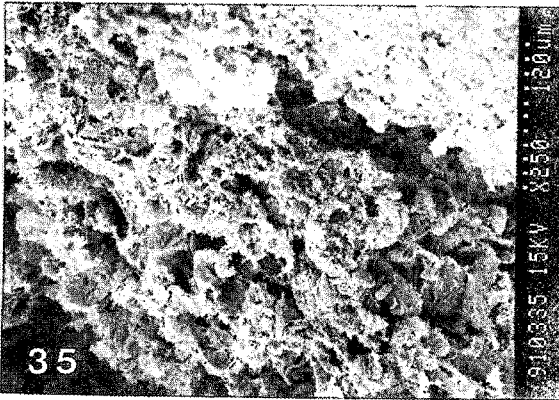
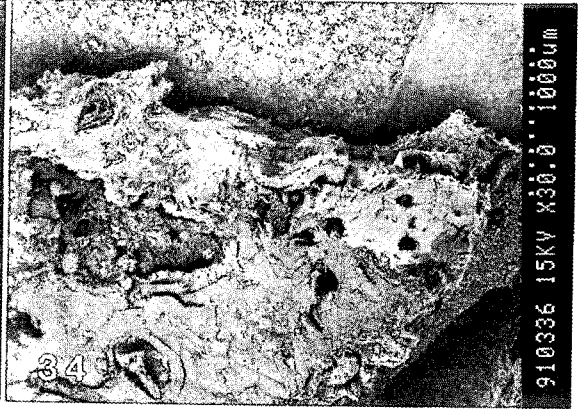
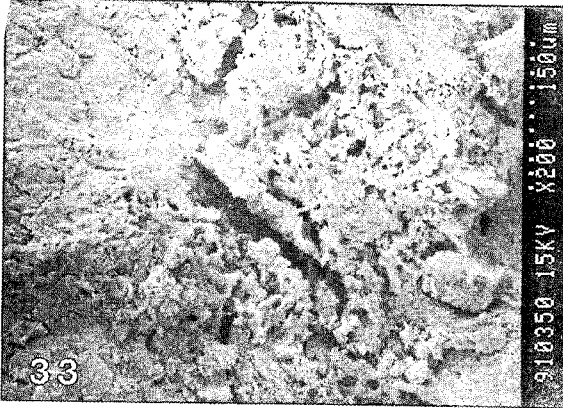
논문 사진부도 ③



논문 사진부도 ④



논문 사진부도 ⑤



– ABSTRACT –

EXPERIMENTAL STUDIES ON THE TISSUE RESPONSE OF HA COATED, TPS AND Al_2O_3 ARTIFICIAL ROOT IMPLANTS

Sun Young Kim, Yung Soo Kim

*Department of Prosthodontics, and Dental Research Institute, College of Dentistry,
Seoul National University*

Since the concept of a direct contact between bone and implants, without interposed soft-tissue layers, was reported by Dr. Brånemark, there has been increasing necessity for correct understanding of bone-implant interface and surrounding tissue response.

Beside quality of bone, surgical technique, load applied to implants, one must consider implant materials, design and surface characteristics to obtain osseointegration.

In this study HA plasma-sprayed implants, TPS implants and Al_2O_3 implants were inserted into the alveolar bone of dog and tissue response was observed with radiograph, stereoscope, light microscope, and scanning electron microscope. Results were as follows:

1. There was rapid and active bone formation in the region adjacent to HA plasma-sprayed implants but in the deep supporting bone only slight bone formation was seen.
2. There was considerable lamella bone formation in the region adjacent to TPS implants and the deep supporting bone became more compact.
3. There was some gap and sclerosing bone formation in the adjacent region of Al_2O_3 implants, but there was irregular new bone formation in the deep supporting bone. Therefore, it seems that Al_2O_3 is not adequate for osseointegrated implants.

Keywords: Tissue Response, HA, TPS, Al_2O_3