

# 초기 골 접촉이 없는 수산화 인회석 피복 임프란트 주위 골의 치유

조형수<sup>1</sup> · 신광웅<sup>1</sup> · 김흥중<sup>2</sup> · 박주철<sup>3</sup> · 한경윤<sup>1</sup> · 김병욱<sup>1</sup>

조선대학교 치과대학 치주과학교실<sup>1</sup>

구강해부학교실<sup>2</sup>, 구강조직학교실<sup>3</sup>

## I. 서론

골조직과 금속과의 직접적인 결합 현상이 발견된 것을 계기로 하여 임프란트학에 골유착 개념이 도입되어<sup>1)</sup> 골유착성 임프란트가 시술된 환자를 대상으로 장기적인 관찰을 통한 객관적 자료가 보고되고 있는 현재, 임프란트는 치과시술의 중요한 일부가 되고 있다.

생체내에 식립되는 임프란트 재료들은 생체적합성, 부식에 대한 저항성, 내구성, 무독성 및 적절한 물리적 성질 등을 지녀야 하는데 현재 티타늄과 hydroxyapatite(HA)가 가장 널리 사용되고 있다. 특히 HA는 생체 골조직내 무기질의 주구성 성분으로서 골표면과 친화성이 뛰어나므로 골조직과의 결합성이 타 재료에 비해 훨씬 높은 것으로 보고되고있다<sup>2,5)</sup>.

De Groot 등<sup>6)</sup>은 소결된 HA를 생역학적 성질을 분석하였는데 HA는 600-700 MPa 정도의 압축강도와, 200-250 MPa 정도의 인장강도를 갖고 있지만 피로 파절에 대한 저항성은 매우 낮다고 보고하였다. 즉 dense HA 임프란트는 생리적인 인장력에 의해서도 수개월 내에 피로파절이 야기되므로 전혀 힘이 가해지지 않는 곳이나 압축력만이 작용하는 곳에 사용되어야 하는데 만약 인장력이 작용하는 부위에서는 그

사용에 한계가 있어 티타늄 표면에 HA를 얇게 피복하는 방법을 제시하였다.

HA와 골계면 사이에서 발생하는 물리-화학적인 반응에 대해서는 아직 명확하게 밝혀지지 않았으나 임프란트와 골에서 유리된 calcium과 phosphate 이온들이 계면에 침착되므로서 결합이 형성된다는 이론 유출설과 HA 피복면에서 이러한 이온이 용해되어 침착이 된다는 용해 침착설이 지배적이다<sup>3,7,8)</sup>.

HA 피복 임프란트의 성공에 영향을 끼치는 요인 중의 하나가 피복층의 두께인데, 층이 두꺼우면 피복면이 쉽게 탈락된 반면 얇게 하면 기계적 성질은 더 좋아지나 용해의 위험이 크므로 현재 대부분의 상용 임프란트 HA 피복층의 두께는 50-100 $\mu$ m 이다<sup>6,7)</sup>.

HA의 흡수에 관해서는 아직까지 논란의 대상이 되고 있는데, Klein 등<sup>9)</sup>과 Cook 등<sup>10)</sup>은 HA흡수가 관찰되지 않고 안정되었다고 주장한 반면, Jansen 등<sup>11)</sup>과 Van Blitterswijk 등<sup>12)</sup>은 HA 흡수가 관찰되었다고 주장했으며 Bagambisa 등<sup>13)</sup>은 HA표면에서 파골세포성 흡수를 관찰하였다고 보고하였다. HA의 물리적 성질 중 용해율은 calcium phosphate phase와 상호관련이 있는데<sup>14)</sup>, 보다 많은 crystalline HA가 많이 피복된 것은 용해에 대한 저항이 크다고 할 수 있으며<sup>15)</sup>, 반면 amorphous calcium phosphate와 tricalci-

um phosphate(TCP)의 농도가 증가하면 HA 피복이 용해될 수 있다고 생각되고 있다<sup>4,16)</sup>. 부가적으로, HA와 TCP의 비는 치주조직 결손부에 biphasic calcium phosphate ceramics의 재생 잠재력을 평가하는 연구에서 골재생에 중요한 것으로 밝혀졌는데 조직학적 결과는 HA : TCP 비가 85 : 15를 갖는 biphasic calcium phosphate ceramic으로 결손부를 치료할 때 골재생이 가장 많이 일어나는 것으로 밝혀졌다<sup>7)</sup>.

HA 피복 임플란트는 초기 골 반응이 우수하다는 것과 골이 치관부로 침착이 촉진되어 치조골정의 높이를 유지한다는 것이 장점으로 보고되었는데<sup>18,19)</sup>, 골과 임플란트의 접촉이 양적인 면에서 증가되었고 치유를 증진시켰으며, 상업적으로 시판되는 순수 티타늄과 같은 생체 불활성 재료와 비교했을 때 골에 대한 평균적인 계면강도에 있어서도 평균 5-8 배정도 증가된다고 보고되었다<sup>20)</sup>. 반면, HA 표면이 티타늄 임플란트나 치아표면 보다 치주병 원인 세균에 의해 군락화의 가능성의 증가 여부<sup>21)</sup>, HA 피복 임플란트 주위 골 조직의 급속한 파괴의 원인<sup>21,22)</sup>, 그리고 임플란트의 동요도와 손실을 야기하는 HA 피복의 용해 및 HA와 티타늄 사이 계면의 파절 등은 HA 피복 임플란트와 관련된 관심 사항이 되고 있다<sup>23-29)</sup>.

본 논문은 임상가들이 임플란트를 식립하기 위한 외과적인 시술동안에 치밀골이 적고 망상골이 많은 골질에 직면하여 바람직한 임플란트의 직경보다 더 큰 구멍을 형성할 수 있다는 임상적 경험을 토대로, 임플란트와 골과의 접촉이 없는 상태에서 시간 경과에 따른 골 치유반응을 관찰하기 위하여 초기 골반응이 우수하다고 보고된 나선형의 HA 피복 임플란트를 성견의 대퇴골에 식립한 후 골 치유반응에 대해서는 광학현미경과 공초점레이저 주사현미경으로 조직학적 소견을 관찰하였고, 임플란트 안정성은 동요도와 회전제거력으로 평가하였다.

## II. 실험재료 및 방법

### 1. 실험재료

생후 8~9개월 된 체중 12kg 내외의 잡종 성견 5마

리가 동일 조건하에서 1개월간 사육된 후 암·수 구별 없이 실험동물로서 이용되었다.

임플란트 매식체로는 길이가 8mm이고 직경이 각각 3.8mm, 5.0mm, 6.0mm인 hexed thread형태인 HA 피복 임플란트(STERI-OSS®, BASUSH & LOMB Co, U.S.A)를 각각 7개씩 21개를 사용하였으며, 상부 연조직의 침투를 차단하기 위하여 차폐막(Teflon®, Gore-Tex, W.L.Gore, Flagstaff, U.S.A)을 사용하였다.

### 2. 실험방법

#### (1) 동물수술 및 임플란트의 식립

실험견의 대퇴부위에 임플란트를 식립하기 위하여 xylazine(Rompun®, Bayer Vetchem Korea Co.) 2cc 와 ketamine(Ketara®, 유한양행) 2cc를 각각 대퇴부위에 근육주사하여 전신마취시킨 후 마취상태 유지를 위하여 소량의 마취약을 첨가해 주었다. 시술 중 움직임을 최대한 억제시키기 위하여 견고하게 앞, 뒤 다리를 고정한 다음, 좌측 대퇴부위를 삭모한 후 소독하고 출혈과 동통억제를 위하여 2% lidocaine으로 침윤마취를 하였다. 피부를 수술용 칼이 골접촉이 될 때까지 깊게 삽입한 뒤에 무릎관절 쪽에서 시작하여 상방으로 12cm정도 절개한 뒤에 근육층과 골막을 이개시킨 뒤 대퇴골을 노출시켰다.

조직학적 관찰을 위한 3마리의 실험견 대퇴골에 3종류의 매식체간 간격을 약 1cm가 되도록 유지하면서 직경 6mm, 깊이 10mm로 hole을 뚫었다. 각각의 hole에 직경 3.8mm, 5.0mm, 6.0mm의 매식체를 삽입한 후 직경 3.8mm, 5.0mm의 매식체는 hole의 정중앙에 위치시키고 골형성이 되는 동안에 움직임을 최대한 억제하기 위하여 차폐막에 punch로 구멍을 뚫은 뒤에 매식체의 덮개나사를 이용하여 고정시킨 뒤 차폐막을 골막하방으로 위치시킨 뒤에 4-0봉합사를 이용하여 층간봉합 방법으로 촘촘히 봉합하였으며, 정확히 식립 되었는지 여부는 방사선 사진을 촬영하여 확인하였다.

동요도와 회전제거력을 측정하기 위한 2마리의 실험견에서도 상기와 같은 수술방법으로 대퇴골을 노

출시키고 골단에서 부터 3.8mm, 5.0mm 그리고 6.0mm 순으로 2개씩 식립하였다.

시술 후 염증억제를 위하여 Lincomycine(Lincocin<sup>®</sup>, 한국업존)을 3일간은 2cc씩 근육주사하고 2일간은 1cc씩 근육주사하였다.

골에 6mm직경의 구멍을 형성한 후 6mm직경의 임플란트를 식립한 경우를 6.0mm군을 대조군, 5.0mm를 식립한 5.0mm군(실험 2군)과 3.8mm를 식립한 3.8mm군(실험1군)을 실험군으로 구분하였고, 희생시킨 기간별로는 4주군, 8주군, 그리고 12주군으로 구분하였다.

### (2) 형광약제의 투여

골 성장의 시기, 방향 등을 관찰하기 위해 4주군에는 Terramycin<sup>®</sup>(Pfizer)을, 8주군에는 Terramycin<sup>®</sup>(Pfizer)과 Arizarin Red<sup>®</sup>(Sigma)을, 12주군에는 Terramycin<sup>®</sup>(Pfizer), Arizarin Red<sup>®</sup>(Sigma) 및 Calcein<sup>®</sup>(Sigma)을 각각 20mg/Kg로 2주 간격으로 근육내 주사하였다(Table 1).

### (3) 조직표본 제작 및 관찰

임플란트 식립 후 각 4, 8, 12주째에 실험견을 희생

시켰는데, 조직표본 제작을 위해 대퇴골을 적출한 후 곧바로 70% alcohol로 고정하여 조직변화를 최소화 시켰다. 적출한 대퇴골에 방사선 사진을 촬영하여 임플란트의 장축을 확인한 다음 골절편을 제작하였다. 골절편을 70% alcohol에 6일간 고정하고 흐르는 물에 1일간 수세하였다. Villanueva bone stain 용액에 3일간 침적하여 염색을 시행하였다. 70%, 90%, 95%, 100% I, 100% II, 100% III, 100% IV에 각 12시간씩 탈수시킨 다음, Aceton과 Spurr resin의 혼합체로 투명 및 침투를 시행하였다. Spurr resin에 포매한 뒤 진공상태의 실온에서 2일 동안 방치한 후, 70℃ 항온기에서 1일간 처리하여 실온에서 경화시켰다. 경화된 절편을 저속 diamond wheel saw(South Bay Technology inc.)를 사용하여 80-100 $\mu$ m 두께로 연속 절단한 다음, Omnipal 2000(South Bay Technology inc.) 연마기를 사용하여 20 $\mu$ m 두께로 연마한 후 덮개유리로 봉입하였다. 형광물질의 보호를 위해 어두운 상자에 보관한 후 광학현미경 및 공초점 레이저 주사현미경(confocal laser scanning microscope)하에서 관찰하였다.

### (4) 동요도 측정

Table 1. Time schedule for intramuscular injections of fluorescent dyes

	Surgery	2-week	4-week	6-week	8-week	10-week	12-week
4-week group	Tm	Tm	Sacrifice				
8-week group	Tm	Tm	Ar	Ar	Sacrifice		
12-week group	Tm	Tm	Ar	Ar	Cal	Cal	Sacrifice

Tm : Terramycin, Ar : Arizarine Red, Cal : Calcein,

Table 2. Miller's periost test value

Miller의 분류	동요도	Periost test value
어떠한 동요도 발견할 수 없는 상태	0	-8에서 +9
촉진을 통해 약간의 동요를 느낄 수 있는 상태	I	+10에서 +19
시진을 통하여 동요를 감지할 수 있는 상태 (혈선휘 동요 1mm 이하)	II	+20에서 +29
입술이나 혀 등에 의하여 동요되는 상태 (혈선휘과 근원심으로 1mm 이상)	III	+30에서 +50

동요도와 회전제거력 측정을 위하여 실험견을 8주와 12주에 각각 희생시켰다. 동요도를 측정하기 위하여 임프란트에서 덮개나사와 차폐막을 제거하고 지대나사를 연결한 후 Periotest®(Simens AG, Bensheim, Germany)를 이용하여 임프란트와 지대나사의 연결부위로부터 상단 2mm부위에서 수직방향으로 2회 측정하여 동요도를 Miller의 분류법에 따라 평가하였다(Table 2).

#### (5) 회전제거력 측정

동요도 검사를 하고 난 후 잘라낸 골 절편을 레진 블록에 고정시켰고, 임프란트에 회전제거력을 전달하기 위하여 길이 20cm정도 쇠파대의 중앙에 임프란트의 상부 육각형과 같은크기의 구멍을 형성하였고, 쇠파대를 임프란트와 고정하기 위하여 측방에서 나사를 이용하여 측정시 움직임을 억제할 수 있도록 만들었다.

만능시험측정기(AUTOGRAPH® AGS-1000D SERIES, JAPAN)를 하중이 100kg이 되도록 하였고, 분당 3 mm정도 하방으로 작용하도록 조절하였다. 쇠파대의 구멍 중앙에서 임프란트를 맞추고 측방에서 나사로 고정한 후 임프란트에서 1cm부위에 하중을 가하여 나선형의 임프란트가 처음 풀리는 기시점의 하중값을 회전제거력의 측정값으로 평가하였다.

### III. 실험성적

#### 1. 광학현미경 소견

##### (1) 4주군

식립된 임프란트는 상부의 피질골을 수직으로 관통하여 대퇴골의 수질부위에 잘 식립되어 있었는데, 피질골 관통부에서는 골과 임프란트의 계면에 서로 다른 직경의 임프란트 식립군(3.8mm, 5.0mm, 6.0mm)들에 따른 뚜렷한 차이 없이 임프란트가 피질골에 의하여 직접 지지되고 있었으며, 임프란트의 수질부위에서는 임프란트가 주로 피질골 직하부의 골내막으로부터 형성된 것으로 보이는 미성숙 골주들에 의하여 지지되어 있었다(Figure 1, 2, 3).

직경 3.8mm 임프란트 식립군에서는 피질골 관통부에서도 피질골과 임프란트사이에 약간의 미성숙 골주들이 포함되어 있었으나, 전체적으로는 수질부위에서 임프란트계면을 따라서 그 계면에 직각이거나 평행한 소량의 미성숙 골주들이 관찰되었다(Figure 1).

직경 5.0mm 임프란트 식립군에서도 수질부위의 임프란트계면을 따라서 미성숙 골주들이 소수 관찰되었으나 피질골 직하부의 골내막 부위에 미성숙 골주들이 증가된 양상을 보였다(Figure 2).

직경 6.0mm 임프란트 식립군에서도 수질부위에서 임프란트가 미성숙 골주들에 의하여 지지되는 소견을 보였는데, 전체적으로 직경 3.8mm 및 5.0mm 임프란트 식립군과 비교하여 그 골주들이 서로 잘 연결되고 더욱 광범위하게 형성된 소견을 보였다(Figure 3).

##### (2) 8주군

전체적으로 임프란트는 피질골 관통부에서는 피질골에 의하여 임프란트의 수질부위에서는 대체로 임프란트 표면에 직각 방향으로 배열된 소량의 골주들에 의하여 지지되는 양상을 보였으며, 피질골부위에서는 피질골체와 임프란트 계면의 골개조를 반영하는 소견들과 임프란트의 수질부위에서는 미성숙 골주들의 충만화 등의 골성숙 양상도 관찰되었다(Figure 4, 5, 6).

직경 3.8mm 임프란트 식립군에서 피질골부위에 골수강이 증가하고 간질층판 및 동심원 층판이 관찰되며 임프란트계면에 불규칙한 타원형태의 소와등이 관찰되는 등의 골 개조 소견이 나타났다. 또한 임프란트의 수질부위에서도 4주군에서 관찰되었던 미성숙골주들의 양은 감소하였으나 골주들이 임프란트에 직각 방향으로 배열하면서 골주들의 골주골개조와 충만화 현상을 보였다(Figure 4).

직경 5.0mm 임프란트 식립군에서도 골개조와 충만화등의 골성숙 양상을 보였는데 그 정도는 직경 3.8mm 임프란트 식립군에서 보다 진행된 소견을 보였으며, 특히 이는 직경 6.0mm 임프란트 식립군에서 직경 3.8mm 및 5.0mm 임프란트 식립군에 비해

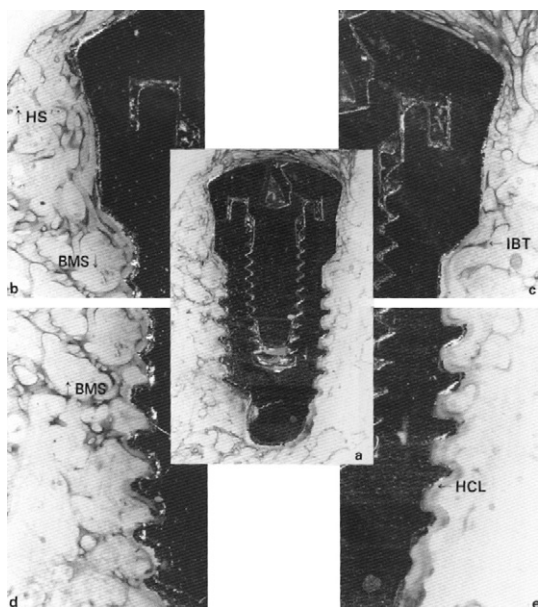


Figure 1. Micrographs of 3.8mm HA-coated implant after 4 weeks(Villanueva stain, a:  $\times 10$ , b,c,d,e:  $\times 40$ )

1b, 1c : cortical portion, 1d, 1e : medullary portion, IBT : immature bone trabeculae, HCL : HA coating layer, BMS : bone marrow space, HS : Haversian system(osteon)

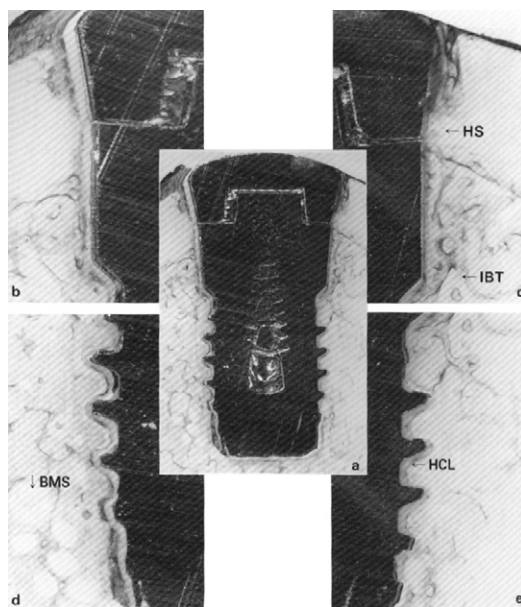


Figure 2. Micrographs of 5.0mm HA-coated implant after 4 weeks(Villanueva stain, a:  $\times 10$ , b,c,d,e:  $\times 40$ ).

2b, 2c : cortical portion, 2d, 2e : medullary portion, IBT : immature bone trabeculae, HCL : HA coating layer, BMS : bone marrow space, HS : Haversian system(osteon)

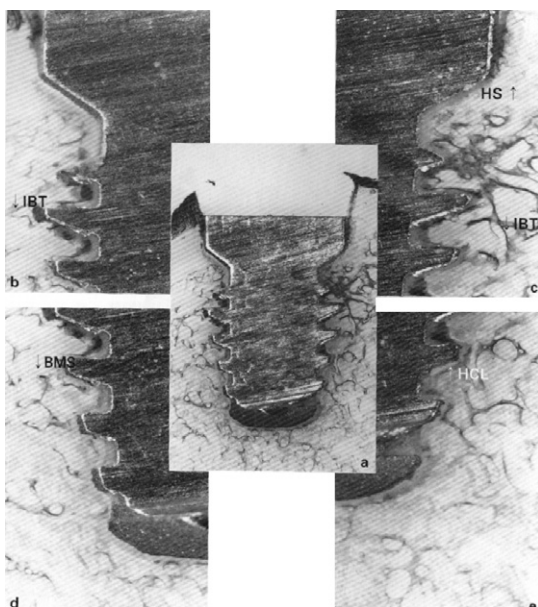


Figure 3. Micrographs of 6.0mm HA-coated implant after 4 weeks(Villanueva stain, a:  $\times 10$ , b,c,d,e:  $\times 40$ )

3b, 3c : cortical portion, 3d, 3e : medullary portion, IBT : immature bone trabeculae, HCL : HA coating layer, BMS : bone marrow space, HS : Haversian system(osteon)

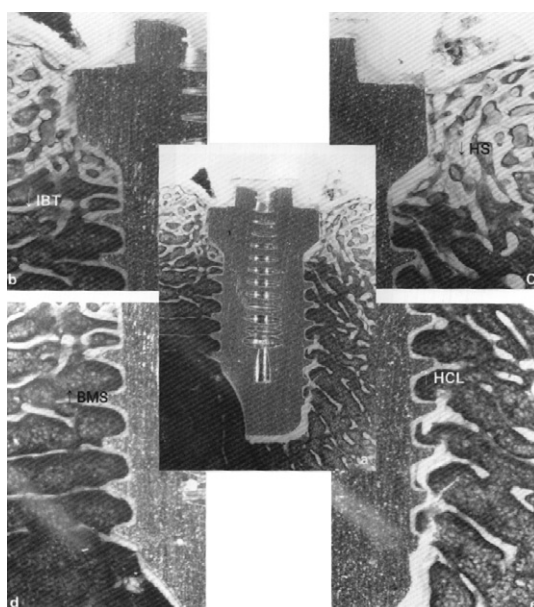


Figure 4. Micrographs of 3.8mm HA-coated implant after 8 weeks(Villanueva stain, a:  $\times 10$ , b,c,d,e:  $\times 40$ )

4b, 4c : cortical portion, 4d, 4e : medullary portion, IBT : immature bone trabeculae, HCL : HA coating layer, BMS : bone marrow space, HS : Haversian system(osteon)

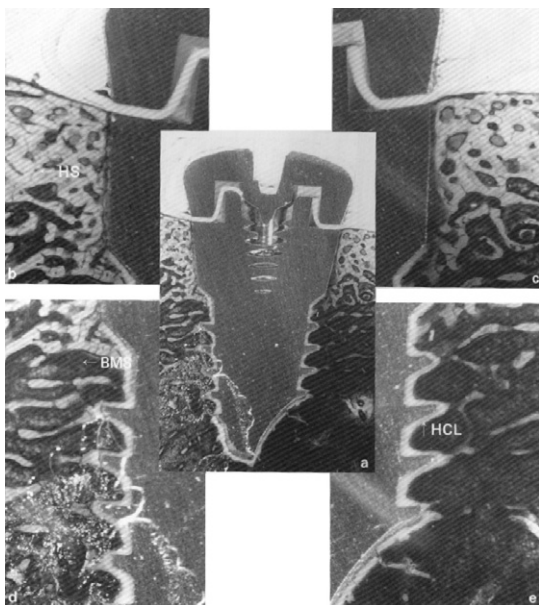


Figure 5. Micrographs of 5.0mm HA-coated implant after 8 weeks(Villanueva stain, a:  $\times 10$ , b,c,d,e:  $\times 40$ )  
5b, 5c : cortical portion, 5d, 5e : medullary portion, IBT : immature bone trabeculae, HCL : HA coating layer, BMS : bone marrow space, HS : Haversian system(osteon)

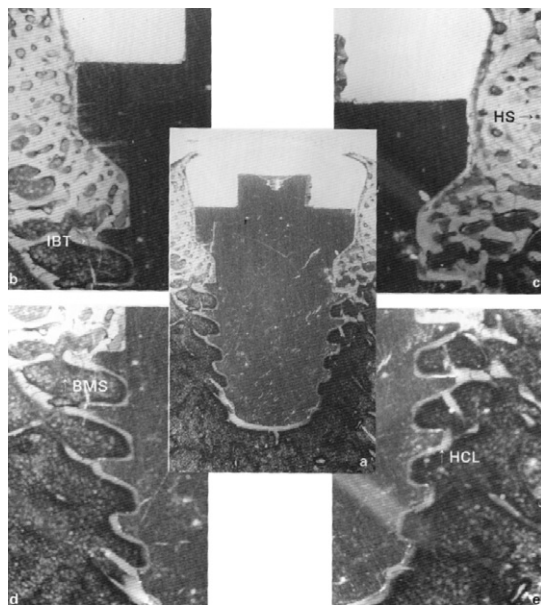


Figure 6. Micrographs of 6.0mm HA-coated implant after 8 weeks(Villanueva stain, a:  $\times 10$ , b,c,d,e:  $\times 40$ )  
6b, 6c : cortical portion, 6d, 6e : medullary portion, IBT : immature bone trabeculae, HCL : HA coating layer, BMS : bone marrow space, HS : Haversian system(osteon)

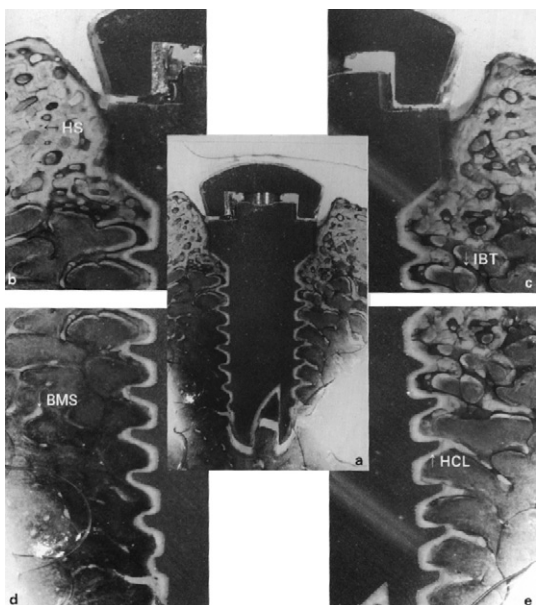


Figure 7. Micrographs of 3.8mm HA-coated implant after 12 weeks(Villanueva stain,a:  $\times 10$ , b,c,d,e:  $\times 40$ )  
7b, 7c : cortical portion, 7d, 7e: medullary portion, IBT : immature bone trabeculae, HCL : HA coating layer, BMS : bone marrow space, HS : Haversian system(osteon)

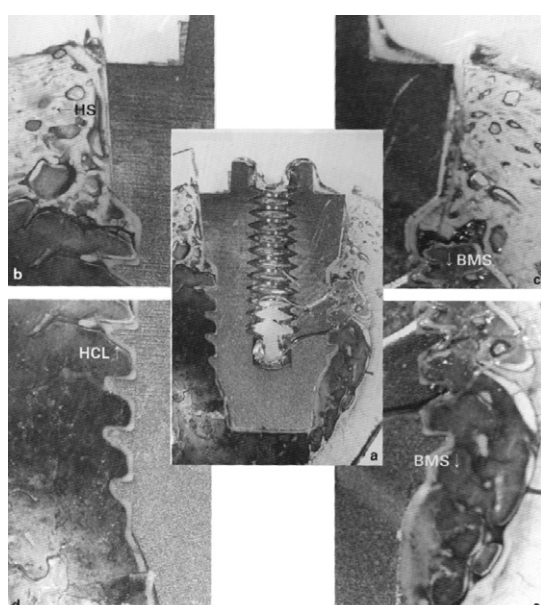


Figure 8. Micrographs of 5.0mm HA-coated implant after 12 weeks(Villanueva stain, a:  $\times 10$ , b,c,d,e:  $\times 40$ )  
8b, 8c : cortical portion, 8d, 8e : medullary portion, IBT : immature bone trabeculae, HCL : HA coating layer, BMS : bone marrow space, HS : Haversian system(osteon)

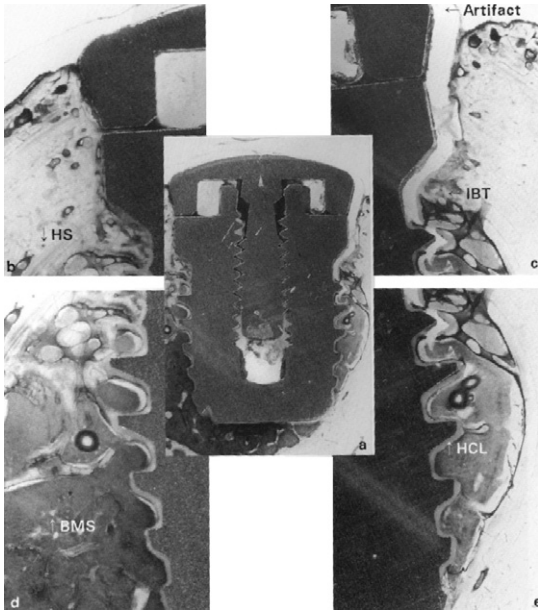


Figure 9. Micrographs of 6.0mm HA-coated implant after 12 weeks(Villanueva stain, a:  $\times 10$ , b,c,d,e:  $\times 40$ )  
9b, 9c : cortical portion, 9d, 9e : medullary portion, IBT : immature bone trabeculae, HCL : HA coating layer, BMS : bone marrow space, HS : Haversian system(osteon)

여 현저히 진행된 소견을 보였는데, 4주군에서 관찰되었던 피질골 하부의 골내막부위의 미성숙 골주들이 상부의 피질골체와 거의 구분할수 없을 정도로 성숙되어 있었으며 4주에 비하여 두께가 증가된 층판골들이 임플란트를 거의 간격없이 지지하고 있었다(Figure 5, 6).

### (3) 12주군

임플란트들이 8주군과 유사하게 주로 피질골들에 의하여 지지되고 있었으나 임플란트의 수질부위에서는 소량의 성숙 골주들에 의한 지지도 관찰되었다(Figure 7, 8, 9).

직경 3.8mm 임플란트 식립군에서 임플란트의 피질골 관통부에서는 하버스관을 중심으로 다수의 골세포들이 동심원상으로 배열한 동심원 층판과 그 사이 사이의 간질 층판 및 임플란트 계면 인접부에서 주로 분포한 다수의 골수강등을 포함하는 피질골들이 임플란트를 지지하고 있었으며 임플란트의 수질

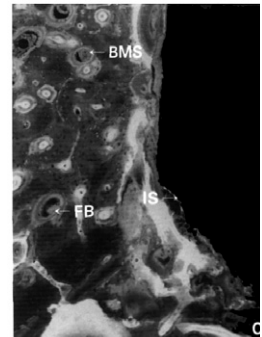
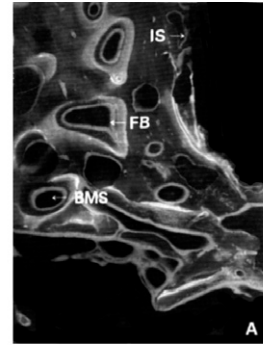


Figure 10. Confocal laser scanning micrograph of HA-coated implant after 12weeks(A : 3.8mm, B : 5.0mm, C : 6.0mm,  $\times 40$ )

IS : implant surface, FB : fluorescent bands, BMS : bone marrow space.

부위에서는 소량의 성숙 골주들도 관찰 되었다(Figure 7).

직경 5.0mm 및 6.0mm 임플란트 식립군에서도 직경 3.8mm 임플란트 식립군과 유사한 소견을 관찰할 수 있었으나, 특히 직경 6.0mm 임플란트 식립군에서는 다른 군에 비하여 형성된 피질골이 그 양이 많고 두터우며 골수강을 거의 관찰할 수 없는 성숙 층판골의 양상을 나타냈으며, 골내막 부위의 신생골 부위도 골주 형태의 골이 없이 성숙 층판골에 의하여 지지되는 소견을 보였다(Figure 8, 9).

## 2. 공초점레이저 주사현미경 소견

4주군 관찰에서 3.8mm군과 5.0mm군에서는 미성숙골의 침착과 형성을 나타내는 노란색의 형광대가 지지골과 임플란트 사이 뿐 아니라 피질골체 및 미

성숙 골주들에서도 관찰되었으나, 6.0mm군에서는 형광대가 주로 피질골과 매식체 사이의 좁은 신생골 형성 지역에서 관찰되었다.

8주군 관찰에서 신생골 형성과 침착을 나타내는 노란색 및 적색의 형광대가 3.8mm군, 5.0mm군, 및 6.0mm군에서 모두 주로 원형 또는 타원형의 형태로 성숙중인 충관골체의 골수강부위에서 관찰되었는데, 형광대의 크기와 면적은 3.8mm에서 5.0mm 및 6.0mm군으로 갈수록 감소하는 양상을 보였다.

12주군 관찰에서 신생골 형성과 침착을 나타내는 노란색, 적색 및 녹색의 형광대가 임프란트-골 계면과 성숙 충관골체 사이 사이의 골수강에서 관찰되었는데, 형광대가 직경 3.8mm, 5.0mm, 및 6.0mm군으로 갈수록 그 크기와 양이 감소된 형태로 나타났는데, 특히 6.0mm군에서 충관골들이 더욱 성숙되어 잘 발달된 하버스관과 골세포들을 성숙 충관골의 형태로 관찰되었다(Figure 10).

### 3. 동요도 비교

임프란트의 안정성을 평가하기 위하여 8주와 12주에 희생시킨 실험견에서 동요도를 측정한 결과 6.0mm군, 5.0mm군, 및 3.8mm군 모두 8주째부터 어떠한 동요도를 발견할 수 없는 상태를 나타냈다(Table 3).

Table 3. Periotest value

group	8-week(n=2)		12-week(n=2)	
6.0mm	-6	-7	-8	-8
5.0mm	-5	-6	-7	-8
3.8mm	-5	-5	-6	-7

(n) : number

### 4. 회전제거력 비교

임프란트의 안정성을 평가하기 위하여 8주와 12주에 희생시킨 실험견에서 회전제거력을 측정한 결과, 6.0mm군, 5.0mm군 및 3.8mm군 모두 시간 경과에

Table 4. Removal torque test value(Unit:Ncm)

group	8-week(n=2)		12-week(n=2)	
6.0mm	22.06	19.84	102.46	96.52
5.0mm	10.74	10.24	53.52	50.86
3.8mm	5.68	6.12	23.65	25.94

(n) : number

따라 회전제거력이 증가되는 경향을 보였으며, 6.0mm군, 5.0mm군, 3.8mm군 순으로 높은 회전제거력을 보였다(Table 4).

## IV. 총괄 및 고안

완전 무치악이나 부분 무치악 환자에서 결손치의 수복을 위한 치료방법의 하나로써 골유착성 임프란트는 지속적인 실험 및 임상적 연구결과를 바탕으로 치의학 분야에서 확고한 위치를 차지하고 있다<sup>2-5)</sup>.

Hartman 등<sup>30)</sup>과 Kay 등<sup>31)</sup>은 임프란트 재료와 형태 및 표면처리 방법에 의해 임프란트의 초기안정이 영향을 받는다고 하였는데, 티타늄 분말을 소결하여 피복 처리하거나<sup>32)</sup>, dense HA를 피복 처리하거나<sup>15)</sup>, 티타늄 표면을 sandblaster로 처리하고 산으로 부식시켜 골과의 접촉면적을 증대시켜 초기안정을 향상시키고 골유착을 증대시키고 있다.

임프란트의 표면처리 방법에는 plasma-spraying 방법, sputter coating법, vapor deposition 술식, glow discharge 처리, 레이저 열처리, 이온 매식 등<sup>33)</sup>이 있는데, 특히 HA 피복 임프란트의 경우, 3만도 이상의 고온에서 HA 입자를 띄우고 가스를 3,000m/s 고속으로 주입하여 금속 면에 HA를 coating하는 plasma-spraying방법이 가장 많이 쓰이고 있다<sup>6)</sup>.

HA 피복 임프란트는 HA coating의 생화학적 구성에 따라 다양한 바, Kim 등<sup>34)</sup>이 현재 시판되고 있는 4종류의 HA 피복 임프란트(Integral, Calcitec ; Bio-Vent, Dentsply ; Denar Steri-Oss, Steri-Oss ; Sustain, Lifecore Biomedical)를 비교하였는데 crystalline HA, tricalcium phosphate, amorphous calcium phosphate가 30%에서 66% 정도로 다양하게 함유되어 있



으면서 임프란트 피복 결정체를 이루고 있다고 보고하였다.

티타늄 임프란트와 HA 피복 임프란트의 골 유착률에 관한 연구를 살펴보면, Block 등<sup>8)</sup>은 성견에서 10개월 후에 유착률을 검사하여 HA 피복 임프란트는 82.6%, grit-blasted titanium 임프란트는 50.2%라 보고하였으며, Gottlander 등<sup>25)</sup> 토끼의 장골에 TPS 임프란트와 HA 피복 임프란트를 식립하여 6개월 후에 관찰한 결과 HA 피복 임프란트에서 75.9%, 티타늄 임프란트에서는 59.9%의 접착률을 보고하였다. 그리고 Weinlander 등<sup>35)</sup>은 개의 하악골에 3종류의 임플란트 식립한 후 3개월에 골과 임프란트의 계면 접착을 분석하였는데 titanium screw 임프란트는 45.66%, titanium cylinder 임프란트는 54.96%, HA 피복 cylinder는 71.35%였다고 보고하였다. 이상과 같이 티타늄 임프란트와 HA 피복 임프란트의 골 유착률에 관한 연구를 살펴보면 비록 실험동물과 관찰기간이 다르지만 HA 피복임프란트에서 유착률이 보다 더 높았음을 알 수 있었다.

임프란트와 골 계면에 관한 연구에서 골, HA 피복층, 그리고 티타늄의 결합은 티타늄과 HA 피복층 사이에서 분리가 보고되었고, HA와 골조직의 결합력이 HA와 금속간의 결합력보다 더 크다고 보고되었으며, 광화된 골이 20에서 50 nm의 전자 치밀 부위에 의해 분리됨이 보고되었다<sup>36)</sup>.

## 1. HA 피복 임프란트의 조직학적 소견

임프란트 식립 4주군의 모든 군에서 피질골 부위는 피질골에 의하여 직접 지지되고 있었으며, 수질골 부위에서는 임프란트가 주로 피질골 직하부의 골내막으로부터 형성된 것으로 보이는 미성숙 골주들에 의하여 지지되어 있었는데, 6.0mm 대조군에서는 Jansen<sup>11)</sup>, 허와 정<sup>37)</sup>, 그리고 안 등<sup>38)</sup>의 4주 후의 관찰결과와 유사하게 임프란트 주변에 미성숙단계의 망상골이 관찰되었다. 5.0mm군과 6.0mm군의 조직학적 소견은 비슷한 바 초기 치유상태를 관찰할 수 있는 실험군이 필요할 것으로 사료되었다.

임프란트 식립 8주군의 피질골 부위에서는 피질골

체와 임프란트 계면의 골개조를 반영하는 소견들과 수질골 부위에서는 임프란트 표면에 직각 방향으로 배열된 소량의 골주들에 의하여 지지되는 양상과 미성숙 골주들의 증판화등의 골성숙 양상도 관찰되었는데, 6.0mm 대조군에서는 Jansen 등<sup>11)</sup>의 8주 후에 성숙된 2차 골원이 나타난다는 보고와 유사하였으며, 한과 조<sup>39)</sup>, 안 등<sup>38)</sup>의 식립 8주의 경우 동심원상의 동심원추관 형태의 골개조를 관찰할 수 있었다는 결과와 유사하였다.

임프란트 식립 12주군은 8주군과 유사하게 주로 피질골에 의하여 지지되고 있었으며 3.8mm군에서는 임프란트의 수질골 부위에서도 소량의 성숙 골주들에 의한 지지가 관찰되었으며, 5.0 및 6.0mm군에서는 형성된 피질골이 그 양이 많고 두터우며 골내막 부위의 신생골 부위도 성숙 증판골에 의하여 지지되는 소견을 보였는데, 이것은 이주 성숙된 치밀골이 임프란트와 직접적으로 부착되어 있는 양상을 나타냈다는 Han과 Han<sup>40)</sup>, Schenk<sup>41)</sup>, 그리고 안등<sup>38)</sup>의 보고와 유사하였다.

본 연구에서 조직학적 소견을 보다 자세하게 관찰하기 위하여 레이저선을 광원으로 이용하는 공초점 레이저 주사현미경을 부가적으로 이용하였는데, 주사된 빛은 사진 증폭관에서 분석되어 고감도의 수상기에 상을 맺도록 하고 컴퓨터 프로그램에 의해 초점이 맞는 상만을 관찰할 수 있도록 하는데 해상력이 매우 높아 최근에 여러 분야에서 이용되고 있다<sup>42,43)</sup>.

공초점 레이저 주사현미경으로 관찰한 결과 신생골 형성과 침착을 나타내는 노란색, 적색, 녹색의 형광대가 시간이 지날수록 성숙된 증판골 형태로 관찰되었고, 3.8mm군에서 6.0mm군으로 갈수록 형광대의 크기와 양이 감소된 형태로 나타났는데, 임프란트 주위에 0.5mm 정도의 간격(5.0mm군)이 있더라도 12주가 경과되면 조직학적으로 유사한 양상을 관찰할 수 있었으나 1.1mm 정도의 간격(3.8mm군)이 있을 경우에는 12주가 되어도 치유중인 양상을 나타낸 바 보다 더 장기적인 관찰이 필요할 것으로 사료된다.

HA 피복 임프란트의 장점으로는 첫째 초기 골 반

응이 우수하다는 것인데, Block 등<sup>8)</sup>은 개의 상악과 하악에 HA 피복 임플란트와 grit-blasted titanium cylinder 임플란트를 식립한 후 조직학적으로 관찰하였는데, HA 피복 임플란트가 1개월과 4개월에서 골형성과 골 성숙률이 빨랐음을 관찰하였고, Weinlander 등<sup>35)</sup>은 성견에서, Gottlander 등<sup>25)</sup>은 토끼에서 티타늄 임플란트보다 HA 피복 임플란트에서 골 적합이 보다 빠르다고 보고하였는데, 본 연구와 유사한 실험 간격으로 티타늄 임플란트로 연구한 안 등<sup>38)</sup>의 연구와 비교해 보았을 때 HA 피복 임플란트에서 골유착이 보다 더 빨리 일어남을 확인할 수 없었는데 이것은 실험 간격이 너무 길었기 때문이라고 사료된다.

## 2. HA 피복 임플란트의 동요도 측정

임플란트의 안정성과 골유착을 평가하기 위하여 타진법, 방사선촬영법<sup>44)</sup>, 동요를 측정하는 기구인 Periotest를 이용하는 법<sup>45-48)</sup>, 회전제거력을 측정하는 방법<sup>49-52)</sup>, 임플란트를 식립할 때 절삭 저항성(cutting resistance)을 측정하는 방법 및 자기공명주파수를 측정하는 방법<sup>53)</sup>들이 제시되고 있는데 본 연구에서는 Periotest value(PTV)와 회전제거력을 측정하였다.

Teerlinck 등<sup>54)</sup>은 치주조직이 건강한 자연치의 평균 PTV는 +1.5에서 +7의 범위를 나타내며 하악골에서 임플란트 시술 6-42개월 후에 평균 PTV가 -1.74라고 보고하였고, Chavez 등<sup>45)</sup>은 하악골에 임플란트를 식립한 지 2 - 24개월 후에 PTV가 -6에서 +2까지의 범위를 나타냈다고 보고하였다. 한편 Chavez 등<sup>45)</sup>은 PTV가 +6이상인 경우에 임플란트의 안정성을 위협하는 심각한 경우로 생각하였고, Olive 등<sup>55)</sup>은 실패한 임플란트의 약 67%에서 초기 PTV가 +4이상이었다고 보고하였다. 그리고 Ochi 등<sup>56)</sup>은 티타늄 임플란트와 HA 피복 임플란트의 동요를 측정하여 HA 피복 임플란트의 PTV가 더 낮게 나타났다고 보고하였다. 최근 안 등<sup>38)</sup>은 초기 골 접촉이 없는 상태로 순수 티타늄 임플란트를 식립한 후 3.8mm군에서 8주와 12주에 각각 PTV를 측정하여 -4와 -6를 나타냈다고

보고하였는데, 본 실험에서도 PTV가 3.8mm군에서도 8주와 12주에서 -5와 -6을 나타내어 Ochi 등<sup>56)</sup>의 연구결과와는 달리 티타늄 임플란트와 HA 피복 임플란트의 동요도가 비슷하게 측정되었다.

PTV가 낮게 나타난다는 것은 임플란트가 안정을 얻었다고 평가할 수 있는데, 본 실험처럼 임플란트가 골과 직접적인 접촉이 없다 할지라도 상부 연조직의 함입이 없으면서 시간이 경과된다면 어떠한 동요도 발견할 수 없는 상태(Miller의 분류: 동요도 0)를 나타내며, 조직학적 소견에서 밝혀진 것처럼 시간이 경과됨에 따라 임플란트와 접촉되는 부위에서 골이 성숙되므로 해서 동요도가 더욱 감소된 것으로 사료되었다.

## 3. 피복 임플란트의 회전제거력 측정

Johanson 등<sup>51)</sup>이 임플란트 초기고정을 평가하기 위해서 회전제거력을 측정한 이후로 최근에 널리 사용되고 있는데, 회전제거력을 측정하는데 영향을 끼치는 요소로는 골질, 임플란트 재료의 생체적합성, 임플란트의 형태 및 표면의 상태, 그리고 초기 고정 등이다.

Carlsson 등<sup>49)</sup>은 산으로 표면 처리하여 거친 표면을 갖는 임플란트와 평활한 표면을 갖는 임플란트(외직경 3.7 mm)에서 회전제거력을 측정하기 위하여 토끼를 이용하였는데, 6주 후에 거친 표면을 갖는 임플란트(26.4Ncm)에서 평활한 표면을 갖는 임플란트(17.2Ncm)보다 강한 회전제거력이 필요하다고 보고하였고, Johanson 등<sup>50)</sup>은 순수 티타늄 임플란트(직경 3.5mm, 길이 10 mm)를 토끼의 경골에 식립한 3개월 실험에서 회전제거력은 평균 24.9Ncm이었으며 골 접촉률은 34.7%라고 보고하였다. 인간을 대상으로 한 회전제거력에 관한 연구로서, Tjellstrom 등<sup>52)</sup>은 순수 티타늄 임플란트(직경 3.75mm, 길이 4 mm)를 측두골의 유양돌기에 식립하여 3-4개월 후 평균 회전제거력은 42.7Ncm(26-60 Ncm의 범위)였다고 보고하였다.

임플란트 식립 후 4주 내에 회전제거력을 측정할 경우 임플란트가 골에 형성된 나사를 따라 회전하면

서 빠져 나오지를 못하며 임프란트의 나사 사이에 생긴 신생골 자체가 그대로 빠져 나와 정확한 평가를 할 수 없으므로<sup>57)</sup>, 본 실험에서는 4주에서의 회전 제거력을 측정하지 않았다.

Sullivan 등<sup>58)</sup>은 20Ncm의 회전제거력에 견딜 수 없을 경우에는 임프란트의 안정이 의심되므로 제거해야한다고 보고했는데 본 연구의 3,8mm군에서도 12주가 경과된 경우(24,79Ncm) 안정성을 얻었다고 평가할 수 있는데, Sennerby 등<sup>17)</sup>이 임프란트의 고정 은 해면골의 피개량 보다는 치밀골에 의한 피개량에 의해 더 영향을 받는다고 보고한 것과 본 연구의 조직학적 소견과 연관지어 생각해보면 시간이 경과됨에 따라 골 성숙도가 향상되므로 회전제거력도 높아진 것으로 사료된다.

본 연구에서 임프란트의 안정성을 평가하기 위하여 동요도와 회전제거력을 측정하였는데, 동요도를 측정하는 기구인 Periotest는 측정방법에 따라 그 결과치가 영향을 받으므로 민감도가 떨어진다고 평가되고 있다. 본 연구의 동요도와 회전제거력에 대해서 살펴보면 식립 8주에서 Miller의 분류에 따라 동요도 "0"에 해당하는 수치가 측정되었으나 회전제거력은 6.0mm군에서도 선후학들이 보고한 회전제거력보다 낮게 측정된 바 향후 동요도 검사와 회전제거력 검사에 대한 상관관계와 최근 보고되고 있는 공명주파수를 분석하는 방법과 같은 보다 객관적인 기구를 이용하여 안정성을 측정하여야 할 것으로 사료되었다. 식립된 임프란트의 공명주파수를 분석하여 임프란트의 안정성을 평가한 Sennerby 등<sup>53)</sup>은 거친 표면을 갖는 임프란트가 평활한 표면을 갖는 임프란트보다 더 안정성을 나타내지 못한다고 보고하였다.

현재 HA 피복 임프란트에 관한 연구들을 보면 티타늄 임프란트 만큼 임상적 성공 가능성이 있음을 제시하고있으며 Type IV bone(low density, cancellous bone), 10mm이하의 짧은 임프란트, 발치와에 임프란트를 즉시 식립할 경우, 상악동이나 비강에 이식재를 사용하여 임프란트를 식립할 경우와 같이 제한적인 상황에서 유용한 치료방법이 될 수 있다라고 보고되고 있다<sup>34,59)</sup>.

본 연구는 HA 피복 임프란트와 골과의 긴밀한 직

접적인 접촉이 없어 초기 안정성을 얻을 수 없는 상태에서 시간 경과에 따른 골 치유반응을 관찰한 것으로, 임프란트와 주위 골 조직 사이에 간격이 있다 할지라도 시간이 경과됨에 따라 조직학적으로는 피질골과 해면골이 성숙되었고, 동요도의 수치도 감소되었으며, 그리고 회전제거력이 증가된다는 것을 알 수 있었는데, 향후 HA 피복 임프란트에 대해 문제점으로 제시되고 있는 HA의 용해, HA와 티타늄 계면에서의 파절 그리고 세균부착 등에 관한 장기간의 연구가 필요할 것으로 사료된다.

## V. 결론

임프란트가 주위 골과 직접적인 접촉이 없으며 오직 비흡수성 차폐막에 의해서 유지되는 상황에서 골과 임프란트 사이의 간격에 따른 초기 골 치유반응을 평가하기 위하여 5마리의 잠종 성견 대퇴골에 직경 6mm, 길이 10mm의 구멍을 3마리에는 3개씩, 2마리에는 6개씩 형성하고 직경 6.0mm, 5.0mm 3.8mm 길이 8.0mm의 나사형 HA 피복 임프란트(Steri-Oss®)를 식립하였는데 6.0mm군을 대조군으로, 5.0mm 및 3.8mm군을 실험군으로 하였다.

5마리 중 3마리는 광학현미경적 및 공초점 주사현미경적 검사를 위하여 2주 간격으로 Terramycin®, Arizarin Red®, 그리고 Calcein® 순서로 근육에 주사하고 식립 4주, 8주 및 12주 후에 희생시킨 후 Villanueva 염색을 시행하였고, 2마리는 식립 8주와 12주 후에 각각 희생시켜 동요도 검사(Periotest®: Simens AG, Bensheim, Germany) 및 회전제거력 검사(Autograph AGS-1000D series®, Japan)를 시행하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 조직학적 소견은 대조군과 초기 골 접촉이 없는 실험군에서도 시간이 경과함에 따라 골유착이 일어났으나, 3.8mm군에서는 대조군과 5.0mm군에 비해 골의 미성숙 양상이 관찰되었다.
2. 초기 골 접촉이 없는 실험군에서도 실험기간 중(8주, 12주)에 동요가 관찰되지 않았는데, 임

프란트와 골 사이의 간격 및 시간경과에 따른 동요도 차이가 관찰되지 않았다.

3. 임프란트의 회전제거력은 임프란트와 골 사이의 간격이 적을수록 시간이 경과할수록 증가하였다.

이상과 같은 실험 결과를 볼 때, HA 피복 임프란트가 주위 골에 의해 초기 접촉을 얻을 수 없는 상황에서 서도 차폐막을 사용할 경우 시간이 경과함에 따라 골유착은 일어날 수 있으나 간격이 큰 경우에는 골성숙이 지연되었고, 동요도와 회전제거력간의 상관관계에 대한 연구의 필요성이 제기되었다.

## VI. 참고문헌

1. Branemark, P. I. : "Intra-osseous anchorage of dental prothesis", Scand J Plast Reconst Surg, 3:81-100, 1969.
2. Hentrich, R. L. : "An evaluation of inert and resorbable ceramics for future clinical orthopedic applications", J Biomed Mat Res, 5:25-51, 1971.
3. Jarcho, M. : "Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthetics", Clin Orthop Related Res, 157:259-278, 1981.
4. Kasemo, B. : "Biocompatibility of titanium implants surface science aspects", J Prosthet Dent, 49:832-837, 1983.
5. Søballe, K. : "Hydroxyapatite ceramic coating for bone implant fixation Mechanical and histological studies in dogs", Acta Orthop Scand, 64(supp.255):1-58, 1993.
6. De Groot, K., Greesink, R. G., Klein, T., and Serekian, P. : "Plasma sprayed coating of hydroxyapatite", J Biomed. Mat Res, 21:1375-1381, 1987.
7. 김명래 : "임프란트의 선택, 식립, 보철과 유지", 「의치학사」, 76-81, 1997.
8. Block, M. S., Kent, J. N., and Kay, J. F. : "Evaluation of hydroxylapatite-coated titanium dental implants in dogs", J Oral Maxillofac Surg, 45:601-607, 1987.
9. Klein, C.P.A.T. : "Calcium phosphate implant materials and biodegradation", Thesis, Free Unibersity, Amsterdam 1983.
10. Cook, S.D., Thomas, K.A., Kay, J.F., and Jarcho, M. : "Hydroxylapatite-coated titanium for orthopaedic implant", Clin Orthop, 232:225-243, 1988.
11. Jansen, J. A., van de Waerden, J. P. C. M., Wolke, J. G. C., and de Groot, K. : "Histologic evaluation of osseous adaptation to titanium and hydroxyapatite-coated titanium implants", J Biomed Mat Res, 23:973-989, 1991.
12. van Blitterswijk, C. A., Grote, J. J., Kuijpers, W., Daems, W. T., and de Groot, K. : "Macropore tissue ingrowth : a quantitative study on hydroxyapatite ceramic", Biomaterials, 7:137-43, 1986.
13. Bagambisa, F.B., Joos, U., and Schilli, W. : "The surface of implanted hydroxyapatite is subjected to the laws of remodeling, In Bioceramics(Ed. Heimke G)" Proceedings of the 2nd International Symposium on Ceramics in Medicine, Heidelberg, Germany, 2:49, 1989.
14. LeGeros, R. Z., and Craig, R. G. : "Strategies to affect bone remodeling: Osseointegration", J Bone Miner Res, 8(supplement):583-596, 1993.
15. Kay, J. F. : "Calcium phosphate coatings for dental implants", Dent Clin North. Am, 36:1-18, 1992.
16. Zablotsky, M. H. : "Hydroxyapatite coatings in implant dentistry", implant Dent, 1:253-257, 1992.
17. Sennerby, L., Thomesen, P., and Ericson, L. E. : "A Morphologic and biomechanic comparison of titanium implants in rabbit cortical and

- cancellous bone", *Int J Oral Maxillofac Implants*, 7:62-71, 1992.
18. 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.
  19. Pilliar, R. M., Deporter, D. A., Watson, P. A., Pharoah, M., and Valiquette, N. : "The effect of partial coating with hydroxyapatite on bone remodeling in relation to porous-coated titanium-alloy dental implants in the dogs", *J Dent Res*, 70:1338-1345, 1991.
  20. Golec, T.S., and Krauser, J. T. : "Long-term retrospective studies on hydroxyapatite-coated endosteal and subperiosteal implants", *Den Clin North Am*, 36:39-45, 1992.
  21. Becker, W., Becker, B. E., Newman, M. G., and Nyman, S. : "Clinical and microbiological findings that may contribute to implant failure", *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5:31-38, 1990.
  22. Johnson, B. W. : "HA-coated dental implants: Long-term consequences", *J Calif Dent Assoc*, 20:33-41, 1992.
  23. Albrektsson, T., and Sennerby, L. : "State of the art in oral implants", *J Clin. Periodontol*, 18:474-481, 1991.
  24. De Bruijn J.D., Klein, C.P., de Groot, K., and van Blitterswijk, C.A. : "The ultrastructure of the bone-hydroxyapatite interface in vitro", *J Biomed Mat Res*, 26:1365-1382, 1992.
  25. 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*, 7:485-490, 1992.
  26. Gottlander, M., and Albrektsson, T. : "Histomorphometric studies of hydroxyapatite-coated and uncoated commercially pure titanium threaded implants in bone", *Int J Oral Maxillofac Implants*, 6:399-404, 1991.
  27. Lewandowski, J. A., and Johnson, C. M. : "Structural failure of osseointegrated implants at the time of restoration. A clinical report", *J Prosthet Dent*, 62:127-129, 1989.
  28. Spivak, J. M., Ricci, J. L., Blumenthal, N. C., and Alexander, H. : "A new canine model to evaluate the biological response of intramedullary bone to implant materials and surfaces", *J Biomed Mat Res*, 24:1121-1149, 1990.
  29. Thomas, K. A., Kay, J. F., Cook, S. D., and Jarcho, M. : "The effect of surface macrotexture and hydroxyapatite coating on the mechanical strengths and histologic profiles of titanium implant materials", *J Biomed Mat Res*, 21:1395-1414, 1987.
  30. Hartman, L. C., Meenaghan, M. A., Schaaf, N. G., and Hawker, P. B. : "Effects of pretreatment sterilization and cleaning methods on materials properties and osseointegration of a threaded implant", *Int J Oral Maxillofac Implant*, 4:11, 1989.
  31. Kay, J.F. : "Designing to counteract the effects of initial device instability : materials and engineering", *J Biomed Mat Res*, 22:1126, 1988.
  32. Denissen, H. W., Kalk, W., de Nieuport, H. M., Maltha, J. C., and van den Hooff, A. : "Mandibular bone response to plasma-sprayed coatings of hydroxyapatite", *Int J Prosthodont*, 3:53-58, 1990.
  33. Wagner, W. C. : "A brief introduction to advanced surface modification technologies", *J Oral Implant*, 18:231-235, 1992.
  34. Kim, Y., LeGeros, J., and LeGeros, R. : "Characterization of commercial HA-coated dental implants", [abstract 287]. *J Dent Res*, 73:137, 1994.

35. Weinlander, M., Kenney, E. B., Lekovic, V., Beumer, J., Moy, P. K., and Lewis, S. : "Histomorphometry of bone apposition around three types of endosseous dental implants", *Int J Oral Maxillofac Implants*, 7:491-596, 1992.
36. Piattelli, A., Piattelli, M., Romasco, N., and Trisi, P. : "Histochemical and laserscanning microscopy characterization of the hydroxyapatite - bone interface: An experimental study in rabbits", *Int J Oral Maxillofac Implants*, 9:163-68, 1994.
37. 허남기, 정현주 : "성견 대퇴골에 매식된 Titanium Plasma Spray 및 Hydroxyapatite 피복임프란트 주위의 골치유 양상", 「대한치주과학회지」, 제25권 2호:418-428, 1995.
38. 안재현 · 김홍중 · 박주철 · 한경윤 · 김병옥 : "초기 골접촉이 없는 순수 티타늄 임프란트 주위 골의 치유반응", 「대한치주과학회지」, 제29권 1호:233-249, 1998.
39. 한경호, 조규성 : "성견의 치주질환 이환 발치와에 이식된 Hydroxyapatite 피개이식체 주위의 신생골 형성에 관한 연구", 「대한치과이식학회지」, 제13권, 36호: 60-81, 1993.
40. Han, C.H., and Han, D.H. : "A study on shear-bond strength of the interface between bone and titanium plasma-sprayed IMZ implants in rabbits", *Int J Oral Maxillofac Implants*, 9:698-709, 1994.
41. Schenk, R. K., Bruser, D., Hardwick, W. R., and Cahlin, C. : "Healing pattern of regeneration in membrane-protected defects: A histologic study in the canine mandible", *Int J Oral Maxillofac Implants*, 9:13-29, 1994.
42. 김명국 : "공초점레이저 주사현미경", 「치과임상」, 192:18-21, 1997.
43. 하권수, 이지원 : "Principle and application of laser scanning confocal microscope", 「이주의학」, 제2권 2호:91-95, 1997.
44. Stentz, W. C., Mealey, B. L., Nummikoski, P. V., Gunsolley, J. C., and Waldrop, T. C. : "Effects of Guided Bone Regeneration Around Commercially Pure Titanium and Hydroxyapatite-coated Dental Implants. I. Radiographic Analysis", *J Periodontol*, 68:199-208, 1997.
45. Chavez, H., Ortman, L., and DeFranco, R. : "Assessment of oral implant mobility", *J Prosthet Dent*, 70:421-426, 1993.
46. Schulte, W. : "The new Periotest method", *Compendium(suppl. 12)*:410-417, 1990.
47. Schulte, W., Ernst, E., and Lukas, D. : "Periotest values and tooth mobility in periodontal disease: a comparative study", *Quintessence*, 21:289-293, 1990.
48. Schulte, W., Lukas, D., Maunz, M., and Stepper, M. : "Periotest for measuring periodontal characteristics correlation with periodontal bone loss", *J Periodont Res*, 27 : 184-190, 1992.
49. Carlsson, L., Rostlunt, T., Albrektson, B., and Albrektson, T. : "Removal torque for polished and rough titanium implants", *Int J Oral Maxillofac Implants*, 3:21-24, 1988.
50. Johanson, B., Sennerby, L., and Albrektson, T. : "A removal torque and histomorphologic study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and vitallium implants", *Int J Oral Maxillofac Implants*, 6:437-441, 1991.
51. Johanson, C., and Albrektsson, T. : "Integration of screw implants in the rabbits. A 1-year follow up of removal torque of titanium implants", *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2:69-75, 1987.
52. Tjellstrom, A., Jacobson, M., and Albrektson, T. : "Removal torque of osseointegrated craniofacial implants: A clinical study", *J Oral Maxillofac Implants*, 3:287-289, 1988.
53. Sennerby, L., and Meredith, N. : "Resonance

- Frequency Analysis: Measuring Implant Stability and Osseointegration”, *Compendium*, 19(5):493-502, 1998.
54. Teerlink, J., Quiryman, M., and Darius, P.: “Periotest: An object clinical diagnosis of bone apposition toward implants”, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 6:55-61, 1991.
  55. Olive, J., and Aparacio, C.: “The periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability”, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5:390-400, 1990.
  56. Ochi, S., Morris, H. F., Gillete, W., Glasscock, W., Lambert, P., and Lanciello, F. : “Mobility differences among implant designs and coatings at uncovering(abstract 291)”, *J Dent Res*, 73:138, 1994.
  57. 이준석 · 김영수 · 김창희: “Titanium Implant의 Removal Torque에 관한 연구”, 「대한치과 보철 학회지」, 제32권, 1호: 148-169, 1995.
  58. Sullivan, D. Y., Sherwood, R. L., and Collins, T.: “The reverse torque test: a clinical report”, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11:179-185, 1996.
  59. Biesbrock, A. R., and Edgerton, M. : “Evaluation of the Clinical Predictability of Hydroxyapatite-Coated Endosseous Dental Implants: A Review of the Literature”, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 10:712-720, 1995.

## Healing of the Bone around Hydroxyapatite-Coated Implants without Primary Bone Contact

Hyung-Soo Cho<sup>1</sup>, Kwang-Yong Shin<sup>1</sup>, Heung-Joong Kim<sup>2</sup>,

Joo-Cheol Park<sup>3</sup>, Kyung-Yoon Han<sup>1</sup>, Byung-Ock Kim<sup>1</sup>

Department of Periodontology<sup>1</sup>, Department of Oral Anatomy<sup>2</sup>, Department of Oral Histology<sup>3</sup>

School of Dentistry, Chosun University

Implant stability is the key to long-term successful outcome for osseointegrated implants. To evaluate the initial healing response of bone around HA-coated implants without primary bone contact, 21 HA-coated thread type implants(STERI-OSS?) were placed in the femurs of 5 mongrel dogs, about 1-year old.

Implants, 8 mm in length and 3.8mm(experimental 1group), 5.0mm(experimental 2group) and 6.0mm(control group) in diameter, were inserted after 3 holes of 6.0mm in diameter and 10mm in depth were prepared in the surgical sites each dog.

Implants were supported by only non-resorbable membrane(Teflon®), in order to prevent the ingrowth of upper soft tissue into the gap between bone and implant, and to maintain each implant to be positioned in the center of the drilled hole.

9 implants with different diameters were inserted in 3 dogs for histologic observation, and 12 implants were inserted in 2 dogs for mobility test and removal torque test.

Fluorescent dyes were injected for the observation of new bone formation in order of Terramycin®, Arizarin Red®, and Calcein® at an interval of 2 weeks.

3 dogs were sacrificed for histologic observation at 4, 8, and 12-week after placement. Light microscopy and confocal laser scanning microscopy were used to qualitatively characterize the bone around HA-coated implant.

2 dogs were sacrificed for mobility test(Periotest®, Simens AG, Bensheim, Germany) and removal torque test (Autograph® AGS-1000D series, Japan) at 8 and 12-week after placement

The results were as follows:

1. Histologic observation showed that osseointegration occurred to both control and experimental groups as time lapse, but delayed bone healing was revealed in 3.8mm group (experimental 1group), compared to control group and 5.0mm group (experimental 2group).
2. The mobility test showed that the experimental groups had no distinguishable movement during experimental periods of 8 and 12-week, and there was no difference in mobility depending on the gap between bone and implant, and time lapse.
3. The removal torque forces were increased depended on the gaps decreasing between bone and implant,



and time lapse.

The results suggest that HA-coated implant without primary bone contact, based on guided bone regeneration could obtain its stability in all experimental groups as time lapse, but bone healing was delayed in experimental group of 3.8mm. And the results suggested that studies on correlationship between mobility test and removal torque test for implant stability would be necessary.

---

Key Words ; HA-coated implant, initial healing, without primarybone contact