

# 국내 제작 Avana 임프란트와 Brånemark 임프란트 주위 골조직에 대한 광학 및 형광 현미경학적 연구

연세대학교 치과대학 치과보철학교실 및 구강병리학교실\*

한동후 · 전영식 · 김 진\* · 김선재

## I. 서 론

골유착 임프란트는 1965년 환자에 처음 시술된 이후 전세계적으로 치과 임상에서 널리 사용되기 시작하면서 Adell등이 완전 무치악 환자에서의 높은 성공률을 보고하였고 근래에 와서는 부분 무치악의 수복에서는 물론<sup>28)</sup> 단일 치아 결손시의 보철적 수복에 있어서도 성공적으로 사용됨으로써<sup>16)</sup> 이제는 치과 보철 수복 영역에서 특수한 보철이 아닌 일반적인 보철 치료 술식의 하나로 자리를 잡아가고 있다.

골 유착 개념은 지난 30여년간의 연구 및 임상 경험을 통하여 임프란트 식립 시 골내 임프란트의 가장 바람직한 치유형태로 받아들여지게 되었으나 골 조직과 임프란트의 직접적인 접촉이 모든 부위에서 일률적으로 일어나는 것이 아니라 매식부위, 골 개형의 정도에 따라 매우 다양하게 나타나게 된다.

Albrektsson과 Jacobsson<sup>1)</sup>은 골유착 임프란트가 치밀골 부위에서의 골 유착이 적어도 90~95%가 일어나야 성공적이라고 보고한 바 있고, Carlsson등<sup>5)</sup> Gottlander등<sup>11)</sup> Weinlaender등<sup>29)</sup> 그리고 Ettinger등<sup>9)</sup>도 형태 계측학적 연구를 통하여 임프란트 주위의 골 접촉률을 보고한 바 있다. 티타늄 임프란트에서 골 접촉 면적을 넓히기 위하여 나사형태로 제작하고 또한 여기에 수산화인염이나 티타늄분말을 Plasma Spray Coating하는 방법이 사용되기도 하였으며<sup>7)</sup> 최

근에는 티타늄 임프란트의 표면 거칠기와 표면 처리 방법에 따른 골 형성에 대하여 많은 연구 결과가 보고되고 있다.<sup>3,13,20)</sup>

Brånemark 임프란트가 소개된 이후, 많은 복제품들이 제작, 상품화 되어 판매되어 왔으며 이들은 모양이나 크기 그리고 나사의 설계에 있어서도 매우 유사한 것들 이었다. 그렇지만 단순히 티타늄같은 생적합성 재료를 사용한다고 해서 임프란트가 골 조직내에서 섬유 조직층의 게재없는 완전한 골 유착을 이룰 수 있는 것은 아니다. 여기에 추가하여 주의 깊은 외과적 시술 과정<sup>12)</sup>, 건강한 골 조직상, 하중 조건<sup>3,4,14,15,24)</sup>, 초기 고정성, 그리고 임프란트의 형태와 적절한 표면 처리 등이 큰 영향을 끼친다. 임프란트의 표면 상태는 fixture의 제작과 그 처리 과정에 따라 크게 차이가 날 수 있다<sup>17)</sup>. 일반적으로 임프란트 표면의 최외곽 분자층은 골유착 과정의 핵심 요소로 알려져 있으며, 세포와 산화막의 반응이 소수의 분자층에서만 일어남으로서 이 분자층에서 나타나는 구성 요소의 변화는 임프란트의 생적합성과 골 유착에 영향을 줄 수 있다<sup>18)</sup>. 티타늄 합금의 표면에 형성되는 산화막은 임프란트의 생물학적 성질에 큰 영향을 끼치며 이 산화막의 두께는 임프란트의 제작시의 절삭 방법, 절삭시 사용한 냉각제, 표면 거칠기, 그리고 멸균 방법등에 의하여 좌우됨으로<sup>8,21,25)</sup>, 형태나 크기만 같다고 해서 임상 결과가 같을 수는 없으며

본 논문은 1998년 연세대학교 치과대학 교내 연구비로 이루어졌음.

이러한 미세한 차이가 임상결과에 큰 영향을 끼칠 수 있다<sup>1)</sup>.

골유착 임프란트는 가철성 의치를 고정성 의치로 전환할 수 있으며, 고정성 보철물 제작을 위하여 자연치아를 삭제할 필요가 없는 등 이제까지 사용되어 온 전통적인 보철 치료 방법에 비해 많은 장점을 가지고 있음에도 불구하고, 국내에서는 임프란트 수술에서부터 보철물 완성까지 장기간이 소요된다는 점과 또 한편으로는 고가의 진료비가 일반인들에게 대중화된 보철 치료로서 자리를 잡는데 있어서 커다란 장애가 되고 있다. 현재 국내에서는 임프란트 시술 시 진료비의 대부분을 시술 장비 구매비와 재료비가 차지하고 있으며 이러한 장비와 재료는 전량 수입에만 의존하고 있어 고가의 진료비를 환자에게 부담시킬 수 밖에 없는 현실이다. 따라서 임프란트 시술의 커다란 걸림돌이었던 진료비 문제를 해결하여 양질의 임프란트 시술을 받을 수 있는 기회를 보다 많은 국민들에게 제공하기 위해서는 국내에서 수입품을 대체할 수 있는 치과용 골유착 임프란트를 개발하고 상품화하여 저가로 보급할 수 있도록 하는 것이 필수적이라 하겠다.

본 연구에서는 국내에서 제작, 상품화한 티타늄 임프란트의 표면 거칠기를 Brånemark 임프란트와 비교한 다음, 성견의 대퇴골에 식립하여 골 유착 및 골 형성 양상을 Brånemark 임프란트와 비교해 봄으로써 국내 임프란트의 개발 및 제작 기술 향상에 도움이 되고자 한다.

## II. 실험 재료 및 방법

### 1. 실험 동물 및 재료

건강 상태가 양호한 15kg내외의 체중을 가진 성견 5마리를 실험에 사용하였으며 임프란트는 대조군으로 직경 3.75mm, 길이 10mm의 나선형 Brånemark 임프란트 (MKII, Nobel Biocare AB, Sweden) 10개, 실험군으로 국내 제작된 동일한 크기의 Avana 임프란트 (Sumin Synthesis Dental Materials Co., Busan, Korea) 10개를 사용하였다.

### 2. 표면 거칠기 측정

실험 재료로 사용한 Brånemark 임프란트와 Avana 임프란트를 무작위로 각각 3개씩을 선택한 뒤 Accura 1500M(Intec Engineering Co., Seoul, Korea)를 이용하여 각 임프란트의 삼차원적 표면 거칠기와 단면 형상을 얻고 각각을 비교하기 위하여 Ra(중심선 평균 거칠기), Rq(자승 평균 평방근 거칠기), Rmax(최대 높이), Rsk(진폭 분포 및 비대칭도) 그리고 Rku(침도)값을 측정하였다.

### 3. 실험 방법

외과적인 시술을 위하여 Entobar<sup>®</sup>(한림제약, 한국)를 30ml/kg으로 혈관내 주사하여 전신 마취하였으며 좌우 대퇴골 원심 외측부의 표피를 절개하고 골막을 박리한 후 통상적인 임프란트 식립 방법에 따라 임프란트를 식립하였다. 양측의 대퇴골에는 실험군과 대조군을 각각 1개씩 조합하여 좌우 양측에 각각 2개씩, 전체 20개의 임프란트를 식립하고 4-0 흡수성 봉합사로 골막을 봉합한 후 표피를 봉합하였다. 그 후 감염 방지를 위하여 1일 500mg의 Cefazolin(유한양행, 한국)을 3일 동안 근육 주사하였다.

### 4. 형광 약제의 투여

장기간의 관찰에서 골조직이 형성된 시기와 골 개형 정도를 파악하기 위하여 새로 형성되는 골조직에 침착되어 형광 현미경적 관찰시 자외선하에서 녹색 형광을 나타내는 Calcein (Sigma Co., U.S.A.), 적색 형광을 나타내는 Alizarin Red S (Junsei Chemical Co., Japan) 그리고 밝은 황색 형광을 나타내는 Oxytetracycline Hydrochloride (Terramycin<sup>®</sup>, Pfizer Co., Korea)을 20mg/kg의 용량으로 정맥 주사하였으며 그 주입 시기와 약제는 임프란트 식립 후 4주째에 Calcein, 7주째에 Alizarin Red S, 10주째에 Calcein, 그리고 실험 동물을 희생시키기 1주일전인 13주째에 Oxytetracycline Hydrochloride를 사용하였다.

## 5. 실험 동물 희생 및 조직 표본 제작

임프란트 식립 7주째에 상기도 감염으로 실험 동물 중 한 마리가 감염사하여 실험에서 제외시켰으며 나머지는 14주째에 동시에 희생시켜 임프란트와 인접 골조직을 block section하였다.

Block section한 시편은 70% 에탄올에 1주일간 고정된 후 Bone trimmer(Maruto Co., Japan)상에서 충분한 주수하에 diamond disk를 이용하여 대퇴골의 장축에 수직된 방향으로 임프란트의 장축을 따라 이등분으로 절단하였다. Villanueva bone stain용액에 3일간 침적 시킨 뒤 에탄올의 농도를 상승시키며 탈수한 후, 아세톤에서 완전히 탈수시키고 진공상태에서 polymethylmethacrylate로 포매하여 37℃ 항온기에서 40일간 경화 시킨 다음 이등분한 한쪽은 Crystal cutter(Maruto Co., Japan)을 이용하여 장축 방향으로 200 $\mu$ m의 두께로 절단하고 나머지 한쪽은 임프란트 상부의 치밀골층과 하부의 해면골층 부위에서 각각 임프란트의 장축에 수직되게 200 $\mu$ m의 두께로 절단해낸 다음 Hard Tissue Grinding System(Maruto Co., Japan)으로 연마하여 30 $\mu$ m의 박편으로 제작한 후 Vanox-S research microscope(Olympus, Japan)를 이용하여 광학 및 형광 현미경적 관찰을 하였다.

## 6. 광학 및 형광 현미경적 관찰

임프란트 주위의 골조직과 임프란트 계면에서의 조직학적 관찰과 형광약제 투여 시기에 따른 석회화 및 골 개형 과정을 관찰하기 위해 Vanox-S research microscope(Olympus, Japan)를 이용하여 광학 및 형광 현미경적 관찰을 시행하였다.

Table 1. Brånemark 임프란트의 표면 거칠기 측정값 ( $\mu$ m)

Parameter Implant	Ra	Rq	Rmax	Rsk	Rku
MkII 1	0.550	0.724	4.37	0.58	3.88
MkII 2	0.473	0.605	3.36	0.50	3.05
MkII 3	0.492	0.618	3.07	-0.03	2.60

## 7. 조직형태계측학적 관찰

광학 현미경을 이용하여 20배의 배율로 영상을 채득한 다음, 컴퓨터 상에서 영상 분석기(Image - Pro, Version 3.0, Cybernetics Media, U.S.A.)를 사용하여 피질골 부위에 접한 임프란트의 길이를 측정하고 이 범위내에서 임프란트와 골 조직의 접촉부위를 측정하여 피질골 부위에서 각각의 임프란트의 골 접촉률을 산정하였다.

## III. 실험 성적

### 1. 표면 거칠기

#### 가. 대조군

대조군으로 사용한 Brånemark 임프란트는 각 표면 거칠기 파라메타의 측정에서 Ra=0.505 $\mu$ m, Rq=0.649 $\mu$ m, Rmax=3.6 $\mu$ m, Rsk=0.35 그리고 Rku=3.18의 평균값을 나타내었으며 각각의 측정값은 아래 도표와 같다(Table 1), (Fig. 1a, 1b).

#### 나. 실험군

Avana 임프란트는 각 파라메타의 평균값이 Ra=0.704 $\mu$ m, Rq=0.883 $\mu$ m, Rmax=7.8 $\mu$ m, Rsk=0.15 그리고 Rku= 6.72로 나타났으며 각각의 측정값은 아래 도표와 같다(Table 2), (Fig. 2a, 2b).

### 2. 광학 현미경적 소견

#### 가. 대조군

임프란트 상부의 변연골 부위에서 골흡수나 상피조직의 하방 이주는 관찰되지 않았으며 치밀골 부위와 접한 임프란트의 계면은 골조직과 직접적인 접촉을 이루는 것을 볼 수 있었으며(Fig. 3a), 이중 약 30%정도는 유골조직(osteoid tissue)인 것으로 나타

Table 2. Avana 임프란트의 표면 거칠기 측정값( $\mu$ m)

Parameter Implant	Ra	Rq	Rmax	Rsk	Rku
Avana 1	0.814	0.986	5.07	-0.46	2.68
Avana 2	0.661	0.877	14.03	0.97	14.98
Avana 3	0.637	0.786	4.29	-0.07	2.50

났다. 골수 조직에 위치한 임프란트의 계면에서도 계면의 1/3정도에서 골소주가 임프란트에 부착된 것을 확인할 수 있었으며(Fig. 4a, 5a) 모든 시편에서 임프란트와 인접한 골조직에서 염증 반응으로 추정되는 염증세포의 침윤이나 거대세포의 존재를 발견할 수 없었다.

#### 나. 실험군

실험군으로 사용한 Avana 임프란트에서도 대조군과 전반적으로 유사한 조직 소견을 보였으며 골조직과 유골 조직의 분포도 동일한 양상을 나타내었고(Fig. 6a, 7a) 염증 반응도 확인할 수 없었다. 그러나 일부 시편에서 골수 조직내에 위치한 임프란트의 하단 부위에서 띠모양의 섬유 조직대가 형성되어 있는 것이 관찰되었다(Fig. 8a).

### 3. 형광 현미경적 관찰

#### 가. 대조군

치밀골 부위에서 임프란트에 인접한 신생 골 부위는 주위의 기존 골 조직에 비하여 다수의 동심원상의 골원 구조를 관찰할 수 있었다. 계면에 인접한 신생 골 조직에서는 계면과 평행하게 배열된 녹, 황색 띠를 가진 다소 불규칙한 층판골 구조를 보였고 적, 녹, 황색 띠를 가진 동심원상의 1차 골원 구조도 관찰되어 아직도 lamella compaction이 일어나고 있음을 알 수 있었다.

신생 골과 기존 골과의 경계에서는 적, 녹, 황색 띠를 가진 2차 골원 구조를 가지는 계면 골 개형(interface remodeling)을 보였다(Fig. 3b). 형광 염색제를 투여한 시기를 고려해 볼 때 임프란트 계면에서의 신생골은 임프란트 식립 후 7주 경과 이전에 형성되었으며 그 이후 골 개형이 이루어진 것으로 판단된다.

골수 부위에서도 골 소주의 외형에 따라 평행하게 임프란트 표면에 수직으로 접촉된 적, 녹, 황색 띠가 관찰 되었으며(Fig. 4b, 5b) 이는 7주 경과 이전에 신생 골 소주가 임프란트의 표면에 형성된 것을 보여주었다.

#### 나. 실험군

대조군과 비교시 유사한 소견을 보였으며 골 형성

및 골 개형 시기에 있어서도 차이점을 발견할 수 없었다(Fig. 6b, 7b, 8b).

### 4. 조직형태계측학적 관찰

Brånemark 임프란트와 Avana 임프란트의 골 접촉률을 산출한 결과 Brånemark 임프란트는 평균 골 접촉률이 36%~92%로서 평균 67%(SD 23%)로 나타났으며 Avana 임프란트는 44%~90%로 평균 골접촉률은 70%(SD 16%)로 나타났다. 두 임프란트의 골 접촉률은 Wilcoxon Rank Sum Test를 이용하여 비교해본 결과 유의 확률값이 0.05이상으로 통계적인 유의차가 없는 것으로 나타났다.

## IV. 고 찰

임프란트의 표면에 관한 많은 연구들 중에는 표면이 거칠수록 골 형성에 유리하다는 일부 연구 보고가 있으나 불규칙한 표면이 오히려 반대의 결과를 낳을 수도 있다는 것을 고려하지 않을 수 없다. 임프란트의 표면적이 넓어지면 이와 동시에 이온이 유리될 가능성도 커지게 된다<sup>23)</sup>. 또한 표면 거칠기가 증가할수록 초기 안정성이 떨어져 임프란트의 고정에 필수적인 임프란트의 안정에 역효과를 가져올 수 있다<sup>5)</sup>. 장기적인 임프란트의 기능과 관련하여 생각해 볼 때 임프란트의 이상적인 표면 거칠기는 아직 논란의 여지가 많다. 단순한 표면 거칠기뿐만 아니라 거칠기의 종류와 거친 표면의 국소적 규모도 골형성에 중요한 것으로 알려져 있다.

실험에서 사용한 Brånemark 임프란트의 표면 거칠기 파라미터의 측정값은 Wennerberg<sup>30)</sup>의 실험결과와 비교하였을때 전반적으로 낮은 값을 기록하였으며 특히 Rmax(최대높이) 값에서 많은 차이를 보였다. 엄밀한 의미에서 보면 Rmax는 Wennerberg 등이 사용한 Rt와는 다소 차이가 있다. Rmax는 단위길이내에서 측정된 나사산과 골의 최대 높이인 반면 Rt는 평가 구간내에서 거칠기 곡선의 최고점과 최저점의 수직 높이로서 Rt에는 평균의 효과가 없어서 표면의 굽힘이나 면지의 영향이 그대로 나타나는 단점이 있다. 본 실험에서 Avana 임프란트가 Brånemark 임프란트에 비하여 그 표면이 더 거칠고 불규칙성이 심한 것으로 나타났으나 Wennerberg등이

3I(3I Implant Innovations, Palm Beach, FL), Impla-Med 등의 나사형 임프란트에서 보고한 측정값과 비교해 볼 때는 오히려 낮은 값을 기록하여 더욱 평활한 표면 거칠기를 나타내었다. 그러나 실험에서 사용한 표면 거칠기 파라메타들은 공학적 용도로 주로 사용되는 것으로 이들중 어떤 파라메타가 임프란트를 비교 평가하는데 사용될 수 있을지에 대해서는 밝혀진 바 없어서 생물학적 용도로 사용하는 데는 많은 어려움이 있으므로 단순히 연삭 제조 공정을 평가하는 기준으로 보는 것이 바람직하리라 본다.

Fluorochrome labeling procedure는 형광 약제를 투여한 시기에 나타나는 석회화 조직을 관찰하기 위하여 사용되는 방법으로 골 개형의 시기와 방향, 정도를 파악하는데 효과적인 것으로 알려져 있다. Tetracycline은 칼슘등 생물학적 활성이 강한 이온과 결합하는 성질을 가져 새로 형성되는 골 조직에 침착되어 밝은 황색 형광을 나타내며<sup>10)</sup>, 골 형성 속도에도 영향을 끼치지 않는 것으로 보고되고 있어서<sup>27)</sup> 형광 분석법에 주로 사용되고 있다. Tetracycline과 함께 사용할 수 있는 약제로는 Alizarin Red S와 Calcein등이 있으나 Alizarin Red S는 골 형성을 방해할 수 있어서 실험 동물을 희생시키기 직전에 주로 사용된다<sup>22)</sup>.

형광 현미경상에서 Brånemark 임프란트와 Avana 임프란트는 큰 차이를 보이지 않았다. 이는 실험 기간이 비교적 짧은 14주로서 임프란트 식립후의 초기 치유기간 동안만의 관찰이므로 그 한계가 있다고 본다. 모든 임프란트의 조직 시편을 관찰하였을 때 임프란트의 계면에 인접한 신생골 조직에서는 적,녹,황색의 띠를 가진 동심원상의 1차 골원 구조가 관찰되어 식립 후 14주째까지도 lamella compaction이 일어나고 있음을 보여 주었다. 식립 7주째에 주입한 Alizarin Red S에 의한 적색 형광띠가 계면에서 나타남으로서 7주 경과 이전에 신생 골이 형성된 것으로 판단된다.

광학 현미경 상에서 Avana 임프란트 주위에서는 Brånemark 임프란트에서와 마찬가지로 치밀골과 접한 임프란트의 계면은 골 조직과 직접적인 접촉을 이루는 것으로 나타났으며 염증 반응을 확인할 수 없었다. 신생골은 주로 층판 골이었으며 골 변연에 인접한 곳에서부터는 골 소주가 형성된 것이 관찰되었다.

Albrektsson과 Jacobsson<sup>1)</sup>은 피질골 부위에서 골 유착이 잘 이루어진 임프란트는 최소한 90~95%의 직접적인 골접촉이 나타나야 한다고 하였으나 이 수치는 너무 높게 나타난 것으로 보인다. 이들은 그 이후의 보고에서 임프란트 식립 6주 후 임프란트와 골조직의 접촉률은 27~69%로 다양히 나타났으며 평균 53%가 된다고 하였다. 성견의 대퇴골을 실험 부위로 사용한 본 실험에서는 피질골 부위에서의 골 접촉률만을 관찰하였으며 Brånemark 임프란트와 Avana 임프란트가 각각 67%(23%), 70%(16%)로 비교적 높게 기록 되었다. 그러나 이전의 연구들이 주로 표면 처리방법이 각각 다른 임프란트들의 골 접촉률을 비교하였으며<sup>11,26,29)</sup> 사용한 실험 동물과 실험 부위, 그리고 관찰 시점이 각기 달라 임상적으로 적절히 골 유착이 이루어진 임프란트와 주위 골 조직과의 접촉 관계에 대하여 정량적으로 일정한 기준을 제시하기에는 무리가 있다고 보여진다.

본 실험은 임프란트에 하중을 가하지 않은 상태에서 이뤄진 것으로 정상적으로 구강내에서 기능시 교합압을 받고 있는 상태의 임프란트에 대한 골 접촉률과는 차이가 날 수도 있다. Ettinger<sup>9)</sup>은 임프란트의 골 접촉률을 비교한 실험에서 동일 시편을 중, 형으로 절단하여 관찰한 결과, 골 접촉률이 크게 차이가 나는 것을 보고하고 임프란트의 골 접촉은 역동적이며 삼차원적으로 관찰하여야 하며 골 접촉률은 임프란트와 접하는 골 조직이 계속적으로 변화하는 과정 중의 한 시점에서 측정된 것으로만 받아들여져야 한다고 하였다. 임프란트에 하중이 가해지면 이에 따라 주위의 골 조직은 골 개형이 이뤄지므로 임프란트의 수명이 다할 때까지 장기적으로 골 접촉률을 관찰하여야만 임프란트의 주위 골 조직에 대한 정량적 분석이 중요한 의미를 가질 수 있으리라 사료된다. 또한 이전의 연구 보고들에서<sup>16)</sup> 광학 현미경이 임프란트와 접촉하는 골 조직을 관찰하는데 사용되었으나 광학 현미경만을 사용하여 골 접촉률을 산정할 때는 실제 임프란트와 접촉하는 골 조직의 양보다도 더 많이 산정될 가능성이 있어 microradiographic technique을 함께 사용함으로써 골 조직이 임프란트와 실제로 접촉하고 있는지를 판별하는데 도움이 될 수 있으므로<sup>25,19)</sup> 골 접촉률을 관찰하는데 있어서 더 많은 연구가 필요하리라 본다.

## V. 결 론

국내 제작된 Avana 임플란트의 골 유착 상태를 관찰하여 임상에서의 사용 가능성을 평가하기 위하여 표면 거칠기를 측정하고 성건의 대퇴골에 식립하여 골 유착 상태를 Brånemark 임플란트와 비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 표면 거칠기를 측정한 결과 Avana 임플란트가 Brånemark 임플란트에 비하여 다소 거친 표면을 보였다.
2. 광학 및 형광 현미경적으로 임플란트의 인접 조직을 관찰한 결과 두 군 모두에서 염증 세포나 거대 세포의 침윤은 발견할 수 없었다.
3. 광학 및 형광 현미경적으로 임플란트 계면에서 골 형성 상태를 비교한 결과 골 유착 상태 및 골 형성 시기에 차이를 보이지 않았다.
4. 임플란트의 골 접촉률은 두 군간에 유의차가 없었다.

이상의 결과를 토대로 Avana 임플란트는 Brånemark 임플란트에 비하여 표면 거칠기는 다소 거칠었으나, 이런 거친 표면이 오히려 골 유착에 유리할 수 있으므로 향후 이 부분에 대한 연구가 좀더 진행되어야 할 것으로 사료된다. 또 Brånemark 한 임플란트와 골 형성 상태를 비교 분석한 결과, CP Grade II Titanium을 사용한 Avana 임플란트에서도 우수한 성적을 보였으므로 치과 임상에서도 높은 성공률을 거둘 수 있으리라 사료된다.

## 참 고 문 헌

1. Albrektsson, T., and Jacobsson, M.: Bone-metal interface in osseointegration, *J. Prosthet. Dent.*, 1987; 57 : 597-607.
2. Albrektsson T, Lekholm U: Osseointegration: Current state of the art, in Berman C (ed): *Osseointegration*. Philadelphia, WB Saunders, 1989, pp 537-554
3. Binon, P.P., Weir, D. J., and marshal S. J : Surface analysis of an original Brånemark implant and three related clones, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1992; 7: 168-175.
4. Brunski, J. B., Moccia, A. F., Jr., Pollack, S. R., Korostoff, E., and Trachtenberg, D. I.: The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface: I. Histological aspects, *J. Dent. Res.*, 1979; 58:1953-1969.
5. Carlsson, L., Rostlund, T., Albrektsson B. and Albrektsson T.: Implant fixation improved by close fit, *Acta Orthop. Scand.*, 1988; 59(3):272-275.
6. Dahlin C, Sennerby L, Lekholm U, Linde A, Nyman S. : Generation of new bone around titanium implants using a membrane technique: An experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4:19-25.
7. Degroot, K., Geesink, R., Klein, CPAT and Serekian, P.: Plasma sprayed coatings of hydroxylapatite, *J. Biomed. Mater. Res.*, 1987; 65(8): 1375-1381.
8. Donley, T.G. and Gillette, W.B.: Titanium endosseous implant-soft tissue interface: a literature review, *J. Periodontol.*, 1991; 62:153.
9. Ettinger, R. L., et al.: Measurement of the interface between bone and immediate endosseous implants : A pilot study in dogs, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1993; 8(4) :420-427.
10. Frost, H. M.: Tetracycline-based histological analysis of bone remodeling, *Calc. Tiss. Res.*, 1969; 3:211-237.
11. 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*, 1992; 7:485-490.
12. Haider, R., Watzek, G., and Plenck, H.: Effects of drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1993; 8(1) :83-91.
13. Helsingen, A.L. and Lyberg, T.: Comparative surface analysis and clinical performance stud-

- ies of b implants and related clones, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1994; 9:422-430.
14. Hoshaw, S. J.: Investigation of bone modeling and remodeling at a loaded bone-implant interface [PhD thesis], Troy, NY: Rensselaer Polytechnic Institute, 1992.
  15. Hoshaw, S. J., Brunski, J. B., and Cochran, G. V. B.: Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1994; 9(3) : 345-359.
  16. Jemt, T., et al.: Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from multicenter prospective study, *Int. J. Oral and Maxillofac. Impl.*, 1991; 6: 29-36.
  17. Kasemo B., Lausmaa J: Biomaterial and implant surfaces: On the role of cleanliness, contamination and preparation procedures. *J Biomed Mater Res* 1988;22:145.
  18. Kasemo B., Lausmaa J.: Metal selection and surface characteristics, in Brånemark P-I, Zarb C.A., Albrektsson, T. (eds): *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago, Quintessence Publ Co, 1985, pp 99-116.
  19. Keller J.C., Young F.A.: Histomorphometric analysis of bone ingrowth into porous coated dental implants In: Lemons JE (ed). *Quantitative Characterization and Performance of Porous Implants for Hard Tissue Applications*. Philadelphia: American Society of Testing and Materials, 1987:219-232.
  20. Kern, M. and Thompson, V.P.: Effects of sand-blasting and silica-coating procedures on pure titanium, *J. Den.*, 1994; 22:300-306.
  21. Lautenschlager, E.P. and Monaghan, P.: Titanium and titanium alloys as dental materials, *Int. Dental J.*, 1993; 43:245.
  22. Olerud, S., and Lorenzi, G. L.: Triple fluorochrome labeling in bone formation and bone resorption, *J. Bone and Joint Surg.*, 1970; 52-A(2): 274-278.
  23. Osborn, J. F., Willich, P., and Meenen, N.: The release of titanium into human bone from a titanium implant coated with plasma-sprayed titanium. In : Heimke G., Soltesz U, Lee AJC(eds), *Advances in Biomaterials*, Amsterdam Elsevier, 1990: 75-80, 1990.
  24. Roberts, W. E., Smith, R IC, Zilberman, Y., Mozsary, P. G., and Smith, R. S.: Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants, *Am. J. Orthod.*, 1984; 86(2) : 95-111.
  25. Roberts, W. E. : Bone tissue interface, *J. Dent. Education*, 1988; 52(12) : 804-809.
  26. Sennerby, L., Thomsen, P., and Ericson, L. E.: A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1992; 7: 62-71.
  27. Thomas, K.A., and Cook, S. D.: An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition, *J. Biomed. Mater. Res.*, 1985; 19:875-901.
  28. Van Steenberghe, D., Lekholm, U., Bolender, C., Folmer, T., Henry, P., Herrmann, I., et al.: The applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism. A prospective multicenter study of 558 fixtures, *Int. J. Oral and Maxillofac. Impl.*, 1990; 5:271-281.
  29. Weinlaender, M., Kenney, E. B., Lekovic, V., Beumer, J., III, Moy, P. IC, and Lewis S.: Histomorphometry of bone apposition around three types of endosseous dental implants, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1992; 7(4) : 491-496.
  30. Wennerberg, A., Albrektsson, T. and Andersson, B.: Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1993; 8:622-633.

### 사진부도 설명

- Fig. 3a, 3b. Brånemark Mk II implant in the femoral diaphysis of a dog (longitudinal section,  $\times 40$ ). Direct contact of lamellar bone to implant surface is observed in the cortical layer. In these areas, osteoid tissue surrounded by new bone could be observed.
- Fig. 4a, 4b. Brånemark Mk II implant in the femoral diaphysis of a dog (longitudinal section,  $\times 40$ ) The implant surface in close contact with the bone marrow is covered by bone trabeculae or is in contact with marrow cells (apical portion).
- Fig. 5a, 5b. Brånemark Mk II implant in the femoral diaphysis of a dog (cross section,  $\times 40$ )
- Fig. 6a, 6b. Avana implant in the femoral diaphysis of dog (longitudinal section,  $\times 40$ ) Histologic features are similar with Brånemark Mk II implant.
- Fig. 7a, 7b. Avana implant in the femoral diaphysis of dog (longitudinal section,  $\times 40$ ) Histologic features are similar with Brånemark Mk II implant.
- Fig. 8a, 8b. Avana implant in the femoral diaphysis of dog (cross section,  $\times 40$ ) Histologic features are similar with Brånemark Mk II implant.



사진부도 ①

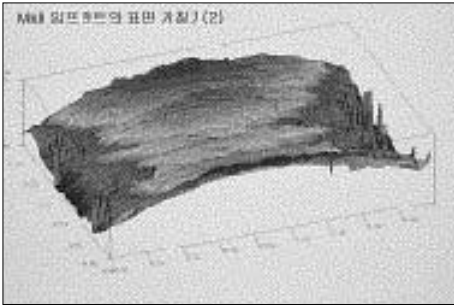


Fig. 1a

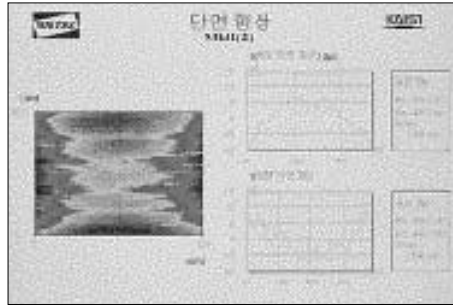


Fig. 1b

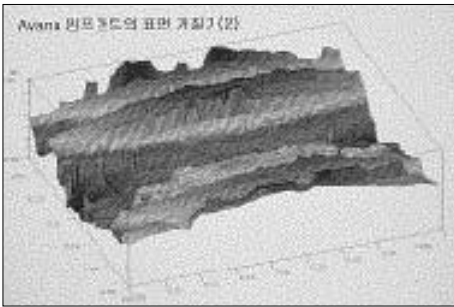


Fig. 2a

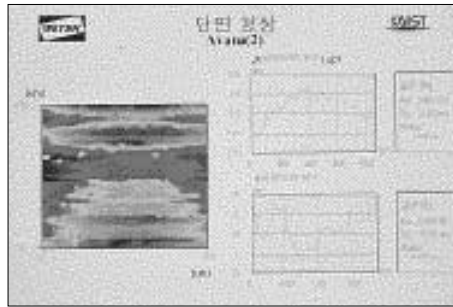
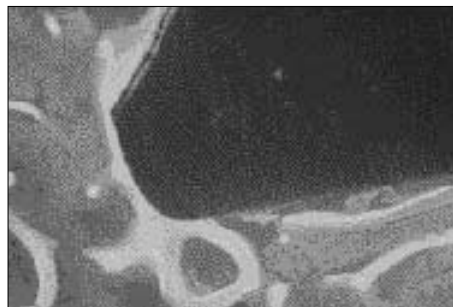
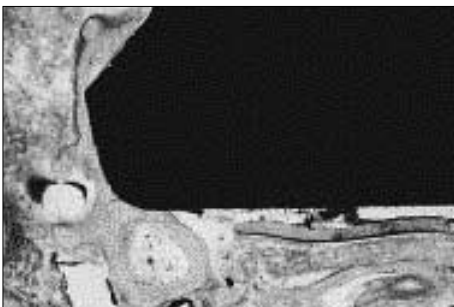
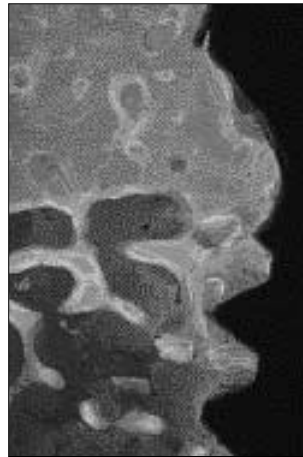


Fig. 2b



사진부도 ②

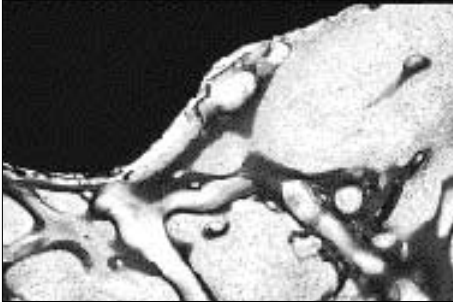


Fig. 5a



Fig. 5b

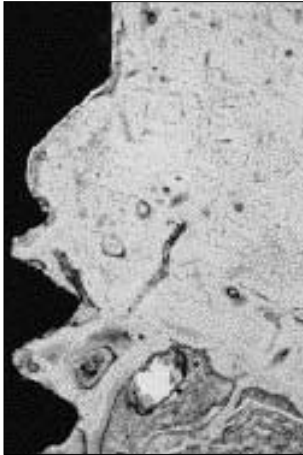


Fig. 6a

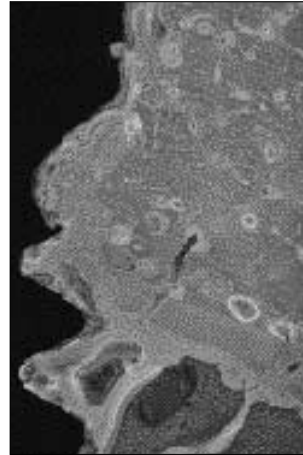


Fig. 6b



Fig. 7a

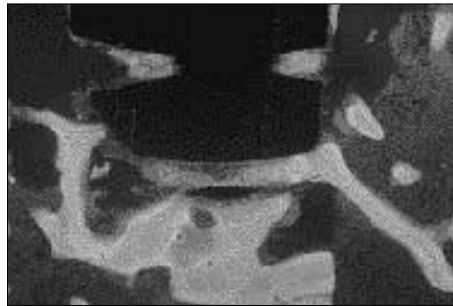


Fig. 7b

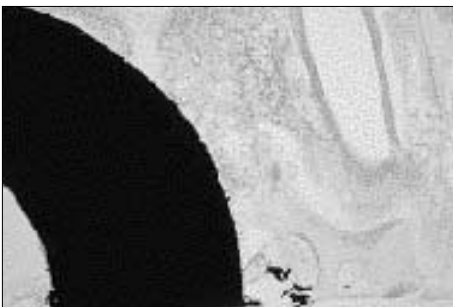


Fig. 8a

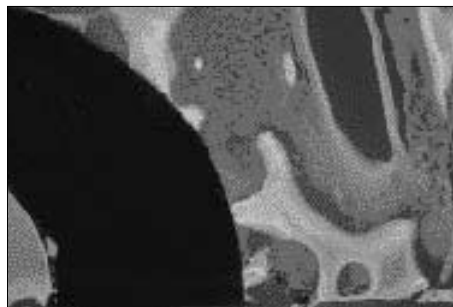


Fig. 8b

ABSTRACT

**A HISTOMORPHOMETRIC STUDY OF TWO DIFFERENT  
THREADED CP TITANIUM IMPLANTS.**

Dong-Hoo Han, Young-Sik Jeon, Jin Kim\*, Seon-Jae Kim

*Department of Prosthodontics and Oral Pathology\*, College of Dentistry, Yonsei University*

The purpose of this study was to compare surface roughness and bone formation around two types of threaded commercially pure titanium implants manufactured by two different companies. The test implants were manufactured by Sumin synthesis dental materials Co. (Avana, Busan, Korea), while the controls were manufactured by Nobel Biocare (MK II, Goteborg, Sweden).

To compare bone formation adjacent to newly product implant with Brånemark MK II implant, surface roughness was measured by Accurate 1500M and histomorphometric analysis was done.

The results were as follows:

1. Measurement of surface roughness showed that Avana implant had a slightly more irregular surface compared with Brånemark implant.
2. In the light microscopic studies, no infiltration of inflammatory cells nor the giant cells were observed on both groups.
3. In the light and fluorescent microscopic studies, the amount of osseointegration and the extent and the timing of bone formation were similar.
4. There were no statistically difference between two groups in the average bone to implant contacts.

Brånemark implant: 67%(SD 23%), Avana implant: 70%(SD 16%).

Comparing with Brånemark implant, Avana implant made of CP grade II titanium showed similar good bone healing, formation and osseointegration.

---

**Key words** : Implant, Histomorphometric analysis, Bone contact, Surface roughness.