

# 토끼 경골에서 hydroxyapatite 코팅의 면적에 따른 임프란트의 뒤틀림 제거력과 조직계측학적 분석

문상권<sup>1</sup> · 조규성<sup>2</sup> · 안세영<sup>3</sup> · 이 훈<sup>3</sup> · 김한성<sup>4</sup> · 심준성<sup>5</sup> · 최성호<sup>2</sup>

<sup>1</sup>연세대학교 치과대학 치주과학교실, 치주조직 재생연구소

<sup>2</sup>연세대학교 치과대학 치주과학교실, 치주조직 재생연구소, BK21 의과학 사업단

<sup>3</sup>솔고바이오메디칼 의공학연구소

<sup>4</sup>연세대학교 보건과학대학 의공학부

<sup>5</sup>연세대학교 치과대학 보철과학교실

## 1. 서론

Br emark 등<sup>1)</sup>이 골유착의 개념을 최초로 소개하였다. 골유착은 처음에는 광학현미경하에서 관찰되는 '살아있는 골과 부하를 받는 임프란트 표면 사이의 직접적인 구조적, 기능적 연결'로 정의되었으나<sup>2)</sup> 머지않아 '기능적 부하 하에서 유지되는 골과 합성물질 사이의 임상적으로 증상이 없는 견고한 고정'이라는 좀 더 임상적인 정의가 부여되었다<sup>3)</sup>. 생체조직과 인공적인 재료 사이에 형성되는 역동적 계면에 대한 생물학적인 이해가 깊어짐에 따라 임프란트 기술은 지속적으로 발전하고 있는 상황이다.

여러 금속이 존재하지만 티타늄(Ti)과 그 합금들이 현재 치과용 임프란트의 골내에 삽입되는 부분에서 최고의 재료로 인식되고 있다. 티타늄은 안정된 산화막을 통해 생체와 상호작용을 나타내는데, 이 산화막이 탁월한 생체적합성의 근간을 이룬다<sup>4,5)</sup>. 티타늄은 공기에 노출되면 거의 즉시( $10^{-9}$  sec) 산화막을 생성하기 시작하고 그 두께는 1초 내에 2-10nm에 이르게 된다<sup>6,7)</sup>. 티타늄 산화막의 높은 불활성, 조절된 두

께, 빠른 형성, 손상된 경우 즉시 수복되는 능력, 화학적 자극에의 저항, 화학 반응에서의 촉매 활성, 그리고 골과 유사한 탄성계수로 인해 티타늄은 최고의 골내 매식물 재료로 여겨지고 있다<sup>8,9)</sup>. 산화막의 상태, 주로 화학적 순도와 표면의 청결함이 골유착의 결과에 지대한 영향을 미치게 된다<sup>10,11)</sup>.

Hydroxyapatite(HA), tricalcium phosphate, 바이오그라스(bioglass)는 흔히 사용되는 생활성(bioactive) 세라믹이고 이들은 골과 점착적인(cohesive) 화학적 결합을 이루게 된다<sup>12,13,14)</sup>. HA는 임프란트 전체를 구성할 수도 있고, 금속에 코팅된 형태로 적용될 수도 있지만, 낮은 굽힘 강도로 인해 치과용 임프란트에서는 전체적인 사용에 비해 코팅이 선호된다. 코팅의 목표는 금속 중심부와 코팅 사이에 강한 부착을 얻는데 있다. HA 코팅된 임프란트는 임상적으로 중요한 가치를 지닌다. 화학적 조성이 골과 유사하며 절삭형 표면에 비해 5배의 표면적을 가지고, 그 거칠기 또한 절삭형 표면에 비해 2-8배 더 거친 것으로 나타났다<sup>15)</sup>. 이런 거친 표면으로 인해 장기적으로는 더 높은 실패의 위험성이 보고 되기도 하였다. 1992년

\* 본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임. (01-PJ1-PG4-01PT03-0023)  
교신 저자: 최성호, 서울특별시 서대문구 신촌동 134 연세대학교 치과대학 치주과학교실, 우편번호: 120-752

Table 1. Number of samples used in each group for removal torque measurement and histometric analysis

	Control	Exp. 1	Exp. 2
Removal Torque Value	7	7	7
Histometric Analysis	5	5	5

Johnson<sup>16)</sup>이 HA 코팅된 임플란트와 연관된 문제점을 언급하였으며, Wheeler<sup>17)</sup>는 8년 동안 시행된 연구를 통해 TPS 임플란트의 생존률이 92.7%인 반면 HA 코팅된 임플란트의 생존률은 77.8%라고 보고하였다. IIA 코팅된 임플란트에서는 또한 코팅된 표면의 흡수 혹은 분리가 나타나며, 이러한 코팅의 분해는 많은 논쟁을 야기하고 있다<sup>18)</sup>. Liao 등<sup>19)</sup>과 한 등<sup>20)</sup>은 임플란트 주위에서 분리된 HA를 발견하였으며 이로 인해 조직학적으로 염증 소견이 있음을 발견하였다. Darimont 등<sup>21)</sup>은 골과 접촉하지 않은 부위에서 HA 코팅의 두께가 감소함을 발견하였다. 이와 같은 단점에도 불구하고 임상적으로는 골질이 좋지 않은 III, IV 형 골질, 발치와나 상악동 골이식술이 시행된 부위에서 HA 코팅된 임플란트가 사용되고 있다<sup>21)</sup>.

본 연구에서는 HA 코팅의 면적에 따른 뒤틀림 제거력 측정치의 변화와 코팅된 표면에 대한 골의 반응, HA와 티타늄 계면에 대한 다소의 지견을 조직계측학적 분석을 통해 얻었기에, 이에 보고하는 바이다.

## II. 실험재료 및 방법

### 1. 실험 동물

체중 2.5-3.5kg 내외의 10마리의 웅성 토끼를 실험 동물로 하였다. 모두 건강한 상태였으며, 실험 토끼들은 실험기간 동안 한 마리씩 각각 다른 우리에서 사육되었다. 변화된 환경에 대한 1주간의 적응기간을 갖게 한 후 실험을 시작하였으며, 표준화된 실험 사육용 사료를 사용하였다. 모든 실험동물은 연세대학교 임상의학연구소센터에 의한 관리를 따랐다.

### 2. 실험 재료

본 실험에 사용된 임플란트는 직경 3.5mm, 육각형 상부구조(hexagonal top)의 길이가 2mm, 나사(screw)의 길이가 6mm인 형태로 순수 티타늄을 절삭 가공하여 제작하였다. 절삭형 임플란트와 더불어 일부는 HA 코팅을 전체 표면에 걸쳐 시행하였고, 나머지는 HA 코팅을 띠(band) 형태로 시행하여, 매식체의 상부와 하부에만 HA가 코팅되게 하였다(Figure 1). 코팅의 두께는 50 $\mu$ m로 실시하였다.

### 3. 실험군 설정

실험군은 모두 3군으로 나누어 대조군으로는 아무런 표면처리를 하지 않고 절삭된 임플란트를 사용하였고, 실험 제1군은 HA를 50 $\mu$ m의 두께로 나사의 표면에 띠(band)의 형태로, 실험 제2군은 HA를 50 $\mu$ m의 두께로 나사의 전체면에 걸쳐 코팅 처리한 임플란트를 사용하였다. 코팅은 플라즈마 분사 방식(plasma spray technique)으로 시행하였다. 10마리의 토끼 중 4마리에서는 한 마리당 3개의 매식체가 식립되었으며 나머지 6마리에서는 한 마리당 4개의 매식체가 식립되어서 총 36개의 매식체(각 군당 12개)가 식립 되었다. 각 군이 식립될 위치는 임의로 정해졌다. 실험군 설정 및 각 실험군의 수는 다음과 같다(Table 1).

### 4. 실험방법

수술은 Atropine\* 0.05mg/kg을 피하주사하고, Rompun<sup>®</sup> † 4mg/kg을 정맥주사하여 전신마취를 유도한 후 시행하였으며, 수술부위에는 에피네프린

\*Kwangmyung Pharm. Co., Ltd, Seoul, Korea

† Bayer Korea Ltd. Seoul, Korea

(1:100,000)이 포함된 2% 염산 리도케인<sup>‡</sup>을 이용한 국소마취를 추가로 실시하였다. 수술 전 거즈에 적신 요오드와 70% 에탄올의 혼합액을 사용해서 피부에 대한 소독을 실시하였으며 이후 수술은 무균적 조건에서 실시하였다.

토끼의 경골 부위에 피부 절개 후 근막 및 골막의 판막을 형성하여 경골의 내측 기시부위를 노출시킨 후 임프란트 식립은 경골 측면의 평평한 면에 실시하였다. 생리식염수의 관주 하에 점진적인 골삭제를 실시해서 3.5mm의 매식체가 식립될 수 있도록 하였다. 이후 탭(tap)을 사용한 태핑(tapping)을 통해 매식체의 식립을 용이하게 하였다. 임프란트는 한 쪽의 피질골만을 관통하도록 하였다(Figure 2).

식립 후 골막과 근막에 대한 봉합을 흡수성 봉합사<sup>§</sup>로 우선 실시한 후 피부에 대한 봉합도 역시 흡수성 봉합사로 실시하였다. 수술 후 3일 동안 항생제를 투여했으며, 7일 후 피부 봉합에 대한 발사를 시행하였다.

## 5. 평가방법

### 가. 뒤틀림 제거력(removal torque) 측정

임프란트 식립 수술 8주 경과 후, 토끼의 귀 정맥에 공기를 주입하여 희생시켰다. 피부 절개 후 근막, 골막을 이용한 판막을 형성하여 경골 부위에 식립된 임프란트를 노출시키고 뒤틀림 제거력 측정기구<sup>¶</sup>에 고정체의 육각형 머리(hexagonal top)를 연결한 후 골에서 임프란트가 분리되는 힘을 측정하였다(Figure 3). 골 증식이 육각형 머리 부위 상방까지 일어난 경우에는 과증식된 골을 조심스럽게 제거한 후 상기한 방식으로 힘을 측정하였다. 각 군당 7개의 매식체에 대해서 임프란트와 골 사이에서 분리가 일어날 때까지 제거력(torque)을 점진적으로 증가시켜 최고 제거력(peak torque) 수치를 기록하였다.

### 나. 조직 표본 제작

희생된 토끼의 경골을 절단한 후 10% 중성포르말린액에 담구어 고정시켰다. 각 군당 5개의 매식체에 대해서 조직 표본을 제작하였다. 24시간의 간격을 두고 70%부터 시작해서 90%, 95%, 100%로 알콜의 농도를 증가시키면서 탈수를 시행한 후 xylene과 methyl-methacrylate 레진을 사용한 포매를 실시하였다. 마지막으로 benzoyl peroxide를 첨가하고 절단 및 연마장치를 이용하여 최종적으로 두께 50 $\mu$ m의 표본을 만들고 toluidine blue, basic fuchsin과 alizarin red 5를 사용한 Paragon 염색법으로 염색한 후 광학 현미경으로 조직 소견을 관찰하였다.

### 다. 조직계측학적 분석

조직계측학적 분석은 현미경<sup>\*\*</sup>과 연결된 컴퓨터를 통해 실시되었으며, 영상분석소프트웨어<sup>††</sup>를 이용하였다. 광학 현미경에 CCD 카메라를 부착하여 영상 저장장치로 컴퓨터와 연결하여 조직의 현미경상을 디지털 영상으로 컴퓨터 화면상에 나타나도록 한 후, 영상분석소프트웨어를 사용하여 정량 계측하였다. 모든 측정은 대안렌즈 배율 10 $\times$ , 대물렌즈 배율 2 $\times$  하에서 실시되었다. 정확한 골 접촉의 측정을 위해 필요한 경우 고배율의 대물렌즈로 교체 후 조직 표본에 대한 관찰을 실시하였다.

골-임프란트 접촉률은 다음과 같이 구하였다.

$$\text{골-임프란트 접촉률} = \frac{\text{나사와 접촉하고 있는 골의 길이}}{\text{임프란트 측면의 나사선 길이}} \times 100$$

이와 같은 방법으로 피질골(cortical bone), 해면골(marrow bone) 각각에서의 골-임프란트 접촉률 및 전체적인 골-임프란트 접촉률을 구하였다(Figure 4).

<sup>‡</sup> Yuhan Corporation, Seoul, Korea

<sup>§</sup> 5-0 Vicryl<sup>®</sup> Ethicon Ltd, Edinburgh, Scotland, UK

<sup>\*\*</sup> Lorenz Messtechnik GmbH Type GM-70, Obere Schloßstraße 131, 73553 Alfdorf, Deutschland

<sup>††</sup> Olympus BX50, Olympus Optical Co., Tokyo, Japan

<sup>¶</sup> Image-Pro Plus<sup>®</sup>, Media Cybernetics, Silver Spring, M.D

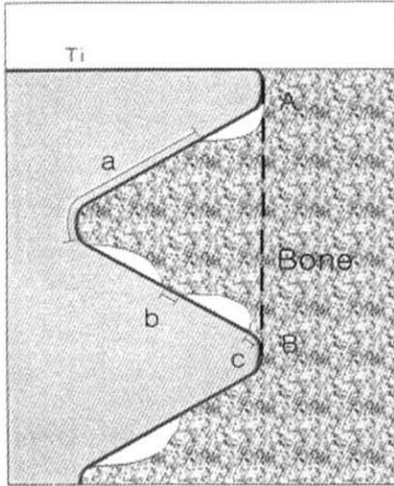


Figure 4. Morphometry of ground sections. For each thread, the length from A to B along the fixture surface was measured first(d), and then the length in contact with bone was measured next(a+b+c), bone to implant contact was calculated as  $\{(a+b+c)/d\} \times 100$ . For each thread, the area of the triangular region defined by an imaginary line connecting A and B(dotted line) and the fixture surface is measured first(Af). The area of bone inside the triangular region is calculated next(Ab). Percentage of bone area inside threads was calculated as  $(Ab/Af) \times 100$ .

임프란트 나사산과 나사산의 정점을 연결하는 선과 나사산의 사면 그리고 임프란트 몸체에 의해 경계지어지는 부위의 면적을 구한 후(나사산과 나사산 사이의 면적) 해당하는 부위에 존재하는 골의 면적(나사산과 나사산 사이의 골면적)을 구해서 그 비율로

나사산 사이의 골면적 비율을 산출하였다(Figure 4). 나사산 사이의 골면적 비율은 다음과 같이 구하였다.

$$\text{골면적 비율} = \frac{\text{나사산과 나사산 사이의 골면적}}{\text{나사산과 나사산 사이의 면적}} \times 100$$

골-임프란트 접촉률의 측정에서와 마찬가지로 피질골, 해면골, 그리고 전체 골에 대해 골면적 비율을 산출하였다.

### 라. 통계처리

분산분석(ANOVA post hoc)을 이용하여 통계처리를 하였으며 뒤틀림 제거력 관찰, 골접촉률, 골면적 비율을 모두  $p < 0.05$  수준에서 통계학적 유의성을 비교하였다. t-test를 사용해서 같은 군내에서의 피질골과 해면골 사이의 골-임프란트 접촉률과 나사산 사이의 골면적 비율의 차이를 비교하였다.

## III. 연구 결과

### 1. 뒤틀림 제거력(Removal Torque) 측정 실험

뒤틀림 제거력 측정치(Removal Torque Value, RTV)는 대조군, 실험 제1군, 실험 제2군이 각각  $9.36 \pm 5.64$  Ncm,  $48.40 \pm 16.66$  Ncm,  $82.37 \pm 22.56$  Ncm로 나타났다(Table 2). Hydroxyapatite(HA)의 양이 증가함에 따라 RTV가 증가하는 양상을 보였으며 각 군 사이에서 통계학적으로 유의한 차이가 나타났다( $p < 0.05$ ).

Table 2. Removal Torque Measured in Ncm

	Removal Torque Measured in Ncm		
	Control	Exp. 1	Exp. 2
R.T.V	$9.36 \pm 5.64$	$48.40 \pm 16.66^{\dagger}$	$82.37 \pm 22.56^{\dagger*}$

<sup>†</sup> Statistically different from control group( $p < 0.05$ ).

<sup>\*</sup> Statistically different from experimental 1 group( $p < 0.05$ ).

## 2. 조직학적 소견

모든 군에서 대부분의 골-임프란트 사이의 접촉은 피질골에서 나타났다(Figure 5, 6a, 7). 피질골과 해면골 모두 절삭형 표면에 비해 HA 표면에서 더 밀접한 골-임프란트 접촉이 관찰되었다(Figure 8a, 8b, 9a, 9b). 직접적인 골 접촉이 일어나지 않는 계면에서는 결합조직이 관찰되었다(Figure 8a). 해면골에서는 HA 코팅된 부위에서 두드러진 골형성을 보이는 부분이 더 많이 관찰되었다(Figure 6b). HA 코팅과 골과의 계면은 긴밀한 결합을 보인 반면, 이에 반해 임프란트 몸체와 HA 코팅 사이에는 뚜렷한 경계를 나타내는 빈 공간이 존재하기도 하였고, 일부에서는 임프란트 몸체에 얇은 두께의 HA가 잔존하기도 하였다(Figure 10a, 10b). 염증세포의 침윤은 관찰되지 않았다.

## 3. 조직계측학적 분석

### 가. 피질골에서의 골-임프란트 접촉률

피질골에서의 골-임프란트 접촉률은 대조군, 실험 제1군, 실험 제2군에 대해 각각  $38.94 \pm 10.89\%$ ,  $66.90 \pm 14.13\%$ ,  $73.00 \pm 19.37\%$ 로 나타났으며, 두 실험군과 대조군 사이에서 통계학적으로 유의한 차이가 나타났다( $p < 0.05$ )(Table 3).

### 나. 해면골에서의 골-임프란트 접촉률

해면골에서의 골-임프란트 접촉률은 대조군, 실험 제1군, 실험 제2군에서 각각  $8.30 \pm 5.38\%$ ,  $14.59 \pm 5.91\%$ ,  $18.54 \pm 11.76\%$ 로 나타났으며, 대조군과 실험

제2군 사이에 통계학적인 유의차가 나타났다( $p < 0.05$ ). 피질골과 해면골에서의 골-임프란트 접촉률을 비교한 결과 모든 군에서 통계학적으로 유의하게 피질골에서 높은 골-임프란트 접촉률을 보이는 것으로 나타났다( $p < 0.05$ )(Table 3).

### 다. 전체적인 골-임프란트 접촉률

전체적인 골-임프란트 접촉률을 측정한 결과 대조군, 실험 제1군, 실험 제2군에 대해 각각  $22.40 \pm 10.1\%$ ,  $31.19 \pm 7.5\%$ ,  $41.41 \pm 12.2\%$ 로 나타났으며, 대조군과 실험 제2군 사이에서 통계학적인 유의차가 나타났다( $p < 0.05$ )(Table 3).

### 라. 피질골에서의 나사산 사이의 골면적 비율

피질골에서의 나사산 사이의 골면적의 비율을 측정한 결과 대조군, 실험 제1군, 실험 제2군에서 각각  $53.68 \pm 7.25\%$ ,  $55.19 \pm 13.19\%$ ,  $57.04 \pm 13.27\%$ 로 나타났으며, HA 코팅 비율이 높아질수록 증가하는 경향을 보였으나 통계학적으로 유의한 차이는 없었다(Table 4).

### 마. 해면골에서의 나사산 사이의 골면적 비율

해면골에서의 나사산 사이의 골면적 비율은 대조군, 실험 제1군, 실험 제2군에서 각각  $12.34 \pm 14.61\%$ ,  $17.56 \pm 20.04\%$ ,  $20.26 \pm 12.83\%$ 로 나타났으며, 피질골에서와 같이 통계학적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 피질골과 해면골에서의 골면적 비율을 비교한 결과 모든 군에서 통계학적으로 유의하게 피질골에서 높은 골면적 비율을 가지는 것으로 나타났다( $p < 0.05$ )(Table 4).

Table 3. Bone to Implant Contact(%)

	Bone to Implant Contact(%)		
	Cortical bone	Marrow Bone	Total
Control	$38.94 \pm 10.89^{\dagger}$	$8.30 \pm 5.38$	$22.40 \pm 10.07$
Exp. 1	$66.90 \pm 14.13^{\dagger *}$	$14.59 \pm 5.91$	$31.19 \pm 7.50$
Exp. 2	$73.00 \pm 19.37^{\dagger *}$	$18.54 \pm 11.76^{\dagger}$	$41.41 \pm 12.16^{\dagger}$

<sup>†</sup> Statistically different from Control group( $p < 0.05$ ).

<sup>\*</sup> Statistically different from Marrow bone( $p < 0.05$ ).

Table 4. Percentage of Bone Area Inside Threads(%)

	Percentage of Bone Area Inside Threads(%)		
	Cortical bone	Marrow Bone	Total
Control	53.68±7.25 <sup>†</sup>	12.34±14.61	30.30±12.46
Exp. 1	55.19±13.19 <sup>†</sup>	17.56±20.04	31.57±15.15
Exp. 2	57.04±13.27 <sup>†</sup>	20.26±12.83	34.25±12.56

<sup>†</sup> Statistically different from Marrow Bone(p(0.05)).

#### 바. 전체적인 나사산 사이의 골면적 비율

전체적인 나사산 사이의 골면적 비율 측정치는 대조군, 실험 제1군, 실험 제2군에 대해 각각 30.30±12.46 %, 31.57±15.15 %, 34.25±12.56 %로 나타났으며, 역시 통계학적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다(Table 4).

### IV. 고찰

임프란트와 골 사이의 계면을 평가하기 위해 사용되는 방법에는 크게 생역학적 검사와 조직계측학적 분석이 있다. 생역학적 검사 중 대표적인 것이 뒤틀림 제거력(Removal Torque Value, RTV) 측정인데, 여러 실험<sup>22,23,24</sup> 및 임상 연구 결과<sup>25</sup> RTV의 측정은 높은 재현성을 보여주었으며 이는 나사형 임프란트의 비교나 연구를 위해 RTV의 측정이 유용한 정보를 제공함을 의미한다. RTV는 임프란트 표면의 구조, 임프란트의 기하학적 변이, 계면조직의 구조, 주위골의 골질에 따라 영향을 받게 되며 실험에 사용된 동물, 임프란트의 길이나 직경, 식립 후 치유기간에 따라 차이가 많이 나타나게 된다. 부가적으로, 초기고정<sup>26</sup>, 임프란트 표면의 청결도와 소독 정도<sup>27</sup> 등도 영향을 미치는 요소이다. 조직계측학적 분석을 위해 연구자들은 골-임프란트 접촉을 '총 임프란트 길이'에 대한 비율이나 3개의 연속된 '최상의 나사선'에서의 길이의 비율로 분석한다<sup>28</sup>. 골질, 피질골과 해면골 사이의 비율, 그리고 임프란트의 길이에 따라 '총 임프란트' 길이와 '3개의 최상의 나사선' 길이에 대해 분석을 시행한 경우 사이에서 상당한 차이가 존재할 수 있다<sup>29</sup>.

본 연구에서는 HA 코팅의 면적을 달리한 3종류의

임프란트에서의 RTV와 골-임프란트 접촉률, 나사산 사이의 골면적 비율을 비교하였다. 절삭형 표면의 임프란트를 대조군으로 설정했으며 실험 제1군은 HA 코팅을 띠(band) 형태로, 실험 제2군은 HA 코팅을 전체 표면에 대해서 실시하여 HA 코팅의 면적에 변화를 주었다. 실험에서 사용된 코팅의 두께 50µm는 현재 상업적으로 사용되고 있는 임프란트의 HA 코팅 두께가 보통 50-70µm인 것으로 보고한 Gross 등<sup>30</sup>, Tufekci 등<sup>31</sup>의 연구를 근거로 하였다. DeGroot 등<sup>32</sup>에 의하면 플라즈마 분사 방식(plasma spray technique)으로 얻어지는 50µm 정도의 코팅 두께가 적절한 코팅의 강도를 부여하고 in vivo 상에서 기질로부터의 금속 이온의 유리를 방지하는 것으로 나타났다.

RTV는 실험 제2군, 실험 제1군, 대조군의 순서로 크게 나타났으며 각 군 사이에서 유의차가 있는 것으로 나타났다(p<0.05). 이전에 실시된 여러 실험에서도 표면처리된 임프란트에서 더 강한 고정이 보고되었다<sup>26,33,34,35</sup>. 토끼의 경골에 식립된 절삭형 3.75 × 6 mm 나사형 임프란트에 TiO<sub>2</sub>나 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>를 분사(blasting)한 경우의 RTV가 각각 24.9, 26.5 Ncm였다<sup>36</sup>.

골-임프란트 접촉률을 피질골, 해면골에 대해 따로 측정하였으며 또한 골질의 구별없이 전체에 걸쳐서 측정하였다. 우선, 피질골에서의 골-임프란트 접촉률을 살펴보면 대조군에 비해 HA 코팅이 시행된 실험 제1군과 실험 제2군에서 통계학적으로 유의하게 높은 접촉률을 보이고 있다(p<0.05). 해면골에서는 가장 넓은 면적으로 HA 코팅이 시행된 실험 제2군에서 대조군에 비해 통계학적으로 유의하게 높은 접촉률을 보이고 있다(p(0.05). 골질의 구별없이 전체에 걸쳐서 측정한 결과도 실험 제2군에서 통계학적으로

유의하게 높은 접촉률이 관찰되었다( $p < 0.05$ ). 이전에 실시된 연구에 의하면 절삭형, sandblasted, 플라즈마 분사(plasma-sprayed) 티타늄 표면에 비해 HA로 코팅 처리된 임프란트에서 더 높은 직접적 골 접촉이 관찰되었으며, Block 등<sup>37)</sup>도 HA로 코팅된 임프란트에서 grit-blasted 임프란트에 비해서 높은 골-임프란트 접촉률을 관찰하였다. Darimont 등<sup>21)</sup>이 HA 코팅된 임프란트와 TPS 코팅된 임프란트의 피질골과 해면골에서의 골-임프란트 접촉률을 비교한 결과 HA 코팅된 임프란트가 특히 피질골에서 골과 더 긴밀한 접촉을 이루고 있다고 보고하였다. 본 실험에서도 피질골과 해면골 사이의 접촉률을 분석한 결과, 각 군에서 피질골에서 통계학적으로 유의하게 높은 골-임프란트 접촉이 피질골에서 일어나는 것으로 관찰되었다.

골접촉률과 RTV 사이에 상관관계가 있음이 Johansson 등<sup>22)</sup>에 의해서 보고 되었다. 본 실험에서도 역시 높은 골-임프란트 접촉률을 보이는 실험 제2군에서 가장 높은 RTV가 나타났다. 강한 결합을 보이는 피질골과 접촉하고 있는 HA의 면적이 실험 제2군, 실험 제1군, 대조군의 순으로 감소하기 때문에 RTV에서 차이가 있었던 것으로 여겨진다. 해면골에서는 HA로 코팅된 부분에서 부분적으로 골과 접촉하는 부분이 더 많이 관찰되었으며 이는 해면골에서의 실험 제1군과 실험 제2군의 높은 골-임프란트 접촉률을 설명한다. 피질골에서의 강한 결합과 해면골에서의 더 높은 골접촉으로 인해 결과적으로 HA로 코팅된 임프란트에서는 높은 RTV와 골-임프란트 접촉이 나타난 것으로 여겨진다.

나사산과 나사산의 정점을 연결하는 선과 임프란트의 나사산의 사면 그리고 임프란트 몸체에 의해 경계지어지는 부위의 면적을 구한 후 해당하는 부위에 존재하는 골의 면적을 구해서 그 비율로 나사산 사이의 골면적 비율을 산출하였다. 골-임프란트 접촉률의 측정에서와 마찬가지로 피질골, 해면골, 그리고 전체 골에 대해 골면적 비율을 산출하였다. 그 결과 피질골과 해면골 모두 각 군 사이에서 유의차가 나타나지 않았지만, 모든 군에서 해면골보다 피질골에서 통계학적으로 유의하게 높은 골면적 비율이 관

찰되었다( $p < 0.05$ ). 주목할 사실은 비슷한 골면적 비율에도 불구하고 HA 코팅된 군에서 더 높은 골-임프란트 접촉률이 나타났다는 점이다. Iamoni 등<sup>38)</sup>은 실험을 통해 HA 코팅이 이루어진 부분에서는 임프란트와 임프란트 주위골에서 동시에 조골세포의 활성이 일어나 더 빠른 골유착이 일어나는 반면, 코팅이 이루어지지 않은 임프란트에서는 조골세포의 활성이 임프란트 주위골에서만 일어나는 것을 관찰하였다. 이와 같은 HA의 특징으로 인해 안정화가 조기에 일어나고 섬유 조직의 개재 없이 골과의 접촉이 더 긴밀하게 나타나게 된다<sup>21)</sup>. 이로 인해 임상적으로는 골질이 좋지 않은 III, IV형 골질, 발치와나 상악동 골이식술이 시행된 부위에서 우선적으로 선택되어 질 수 있다<sup>21)</sup>.

HA 코팅과 골과의 계면은 긴밀한 결합을 보였는데 이에 반해 임프란트 몸체와 HA 코팅 사이에는 뚜렷한 경계를 나타내는 빈 공간이 존재하기도 하였다. 이는 이전의 김 등<sup>39)</sup>이 HA 코팅된 임프란트를 사용한 실험에서 나타난 결과와 일치하며 또한 Cook 등<sup>40)</sup>과 DeGroot 등<sup>32)</sup>이 이전에 실시한 연구에서 HA 코팅과 금속간의 강도가 HA와 골간의 결합에 비해 약하다는 이론과 일치한다. 하지만 Piattelli 등<sup>41)</sup>의 연구에서는 HA 코팅과 티타늄면 사이의 분리는 artifact로서 조직표본 제작 과정에서의 결과로 보고하였다. 이 등<sup>42)</sup>의 연구에서는 분리된 티타늄면에서 얇은 두께의 HA가 존재하는 것을 발견하고 이를 HA와 티타늄간의 결합의 문제라기보다는 HA 자체의 파절에 의한 문제일 수도 있음을 보고하였다. 본 실험에서도 일부에서 임프란트 몸체에 얇은 두께의 HA가 존재하는 파절이 나타나는 부위가 관찰되었다. 현재 HA를 코팅하는 방법으로 플라즈마 분사 방식<sup>43,44,45,46)</sup>, sputtering<sup>47,48)</sup>, polymer-assisted<sup>49)</sup> dipping<sup>50)</sup>, sol-gel processing<sup>51)</sup>, electrophoretic deposition<sup>52,53)</sup>, hot isostatic pressing<sup>54)</sup> 등이 있으나 그 어떤 방법도 만족스러운 코팅을 형성하지는 못하고 있다. Ergun 등<sup>55)</sup>은 HA와 티타늄이 화학적으로 결합을 이룬다고 하였다. 그럼에도 불구하고 플라즈마 분사 방식(plasma spray technique)으로 HA가 코팅된 경우 균열이 나타나거나 계면에서의 결합이 약한

것은 HA와 티타늄 사이의 열팽창계수의 차이에 의한 응력에 기인한다고 하였다<sup>55,56)</sup>. 이 응력을 해소하기 위해 Zheng 등<sup>56)</sup>은 HA 코팅시 Ti 분말을 첨가하는 HA/Ti composite 코팅을 시도하였고 그 결과 계면에서의 결합력이 유의하게 증가함을 발견하였다. 따라서, HA와 티타늄 사이의 열팽창계수의 차이를 줄이는 것이 성공적인 코팅을 위해 해결되어야 할 과제이다.

본 연구를 통해 HA 코팅의 면적이 증가함에 따라 RTV가 증가하며 골-임프란트 접촉률 또한, 피질골과 해면골 모두에서 증가함을 발견하였다. 하지만, HA와 임프란트 몸체 사이의 약한 결합이 문제가 될 수 있음을 확인하였다. 최근에는 다양한 방법으로 표면처리를 시행한 임프란트가 많이 있지만 골질이 좋지 않아 적절한 초기고정(initial stability)의 획득이 어려운 상황에서는 HA로 코팅된 임프란트가 적절히 사용될 수 있다. 본 실험에서는 임프란트에 부하가 가해지지 않았고 또한 임프란트가 외부로 노출되지 않았기 때문에 실제로 임상에서 기능하는 임프란트와는 다른 환경에서 실험이 진행되었다는 한계점이 있지만 이에 대한 보완을 통해 다양한 임상 환경을 반영하며, 강한 HA-티타늄 결합을 얻을 수 있는 방법을 추후의 연구를 통해 찾는 노력은 계속되어야 할 것이다.

## V. 결론

대조군, 실험 제1군, 실험 제2군 임프란트를 토끼의 경골에 식립하고 8주의 치유기간 경과 후 뒤틀림 제거력(removal torque value, RTV)과 조직계측학적 분석을 통한 골-임프란트 접촉률(bone to implant contact) 및 나사산 사이의 골면적 비율(percentage of bone area inside threads)을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 뒤틀림 제거력 측정 결과 Hydroxyapatite(HA) 코팅 면적이 넓을수록 높은 RTV를 가졌으며 모든 군 사이에서 통계학적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다( $p < 0.05$ ).

2. 골-임프란트 접촉률 측정 결과 피질골에서는 두 실험군이 대조군에 비해 통계학적으로 유의하게 높은 접촉률을 보였으며 해면골에서의 접촉률과 전체적인 접촉률은 실험 제2군이 대조군에 비해 통계학적으로 유의하게 높은 것으로 나타났다( $p < 0.05$ ). 모든 군에서 피질골이 해면골에 비해 통계학적으로 유의하게 높은 접촉률을 보였다( $p < 0.05$ ).
3. 나사산 사이의 골면적 비율은 모든 골질에 대해 HA 코팅의 비율이 높아질수록 증가하였으나 통계학적인 유의차는 없었다. 모든 군에서 피질골이 해면골에 비해 통계학적으로 유의하게 높은 골면적 비율을 보였다( $p < 0.05$ ).

이상의 결과로 보아, HA 코팅의 면적이 넓어질수록 높은 뒤틀림 제거력으로 임프란트의 고정을 안정화시키고 피질골 뿐만 아니라 해면골에서도 골-임프란트 접촉률을 증진시키는 것으로 사료된다.

## VI. 참고문헌

1. Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 3: 81-100, 1969.
2. Brånemark P-I. Introduction to osseointegration. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (eds). *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence 11-76, 1985.
3. Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: A requiem for the periodontal ligament? [guest editorial]. *Int J Periodontics Restorative Dent* 11: 88-91, 1991.
4. Pilliar RM, Weatherly GC. Developments in implant alloys. *CRC Crit Rev Biocompatibility* 1: 371-403, 1986.
5. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J* 43:



- 245-253, 1993.
6. Ducheyne P. Titanium and calcium phosphate ceramic dental implants, surfaces, coatings and interfaces. *J Oral Implantol* 14: 325-340, 1988.
  7. Donley TG, Gillette WB. Titanium endosseous implant? soft tissue interface: A literature review. *J Periodontol* 62: 153-160, 1991.
  8. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J Prosthet Dent* 54(3): 410-414, 1985.
  9. Kasemo B, Lausmaa J. Metal selection and surface characteristics. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (eds). *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence 99-116, 1985.
  10. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. *Acta Orthop Scand* 52: 155-170, 1981.
  11. Baier RE, Meyer AE, Natiella JR, Carter JM. Surface properties determining bioadhesive outcome: Methods and results. *J Biomed Mater Res* 18: 337-355, 1984.
  12. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil* 23: 79-90, 1996.
  13. Lacefield WR. Current status of ceramic coatings for dental implants. *Implant Dent* 7: 315-322, 1998.
  14. Hench LL, Wilson J. Surface-active biomaterials. *Science* 226: 630-636, 1984.
  15. Hayashi K, Uenoyama K, Matsuguchi N, Sugioka Y. Quantitative analysis on vivo tissue responses to titanium-oxide and hydroxyapatite-coated titanium alloy. *J Biomed Mater Res* 25: 515-523, 1991.
  16. Johnson BW. HA-coated dental implants: Long-term consequences. *J Calif Dent Assoc* 20(6): 33-41, 1992.
  17. Wheeler SL. Eight-year clinical retrospective study of titanium plasma-sprayed and hydroxyapatite-coated cylinder implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11(3): 340-350, 1996.
  18. Lozada JL, James RA, Boskovic M. HA-coated implants: Warranted or not? *Compend Contin Educ Dent* 14(suppl 15): 539-543, 1993.
  19. Liao H, Fartash B, Li J. Stability of hydroxyapatite coatings in titanium oral implants (IMZ). 2 retrieved cases. *Clin Oral Implants Res* 8(1): 682-72, 1997.
  20. 한경호: 성견의 치주질환 이환 발치와에 매식된 Hydroxyapatite 피개매식체 주위의 신생골 형성에 관한 연구. 박사학위 논문, 연세대학교 대학원, 서울, 1993.
  21. Darimont GL, Cloots R, Heinen E, Seidel L, Legrand R. In vivo behavior of hydroxyapatite coatings on titanium implants: a quantitative study in the rabbit. *Biomaterials* 23: 2569-2575, 2002.
  22. 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 Implants* 2: 69-75, 1987.
  23. Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Albrektsson T. Removal torque for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 3: 21-24, 1988.
  24. Bolind P, Wennerberg A, Albrektsson T. Influence of external administration of epinephrine on bone regeneration. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4: 285-287, 1989.
  25. Tjellstrom A, Jacobsson M, Albrektsson T. Removal torque of osseointegrated craniofacial implants: A clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 3: 287-289, 1988.
  26. Wennerberg A, Hallgren C, Johansson C, Danelli S. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each placed with two surface roughness. *Clin Oral Implants Res* 9: 11-19,

- 1998.
27. Baier RE, Meyer AE, Implant surface preparation, *Int J Oral Maxillofac Implants* 3: 9-20, 1988.
  28. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11: 38-45, 1996.
  29. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. A morphometric and biomechanical comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7: 62-71, 1992.
  30. KA, Berndt CC, Iacono VJ. Variability of hydroxyapatite-coated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13: 601-610, 1998.
  31. Tufekci E, Brantly WA, Mitchell JC, Mc Glumphy EA. Microstructure of plasma-sprayed hydroxyapatite-coated Ti-6Al-4V dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12: 25-31, 1997.
  32. DeGroot K, Geesink R, Klein CPAT, Serekian P. Plasma-sprayed coatings of hydroxyapatite. *J Biomed Mater Res* 21:1375-1381, 1987.
  33. Gotfredsen K, Nimb L, Hjrting-Hansen E, Jansen JS, Holmen A. Histomorphometric and removal torque analysis of TiO<sub>2</sub>-blasted titanium implants. An experimental study on dogs. *Clin Oral Implants Res* 3: 77-84, 1992.
  34. Ericsson I, Johansson, CB, Bystedt H, Norton MR. A histomorphometric evaluation of bone-to-implant contact on machine-prepared and roughened titanium dental implants. A pilot study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 5: 202-206, 1994.
  35. Wennerberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12: 486-494, 1997.
  36. Wennerberg A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. *Biomaterials* 17: 15-22, 1996.
  37. Block MS, Finger IM, Fontenot MG, Kent JN. Loaded hydroxyapatite-coated and grit-blasted titanium implants in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4(3): 219-225, 1989.
  38. Iamoni F, Rasperini G, Trisi P, Massimo S. Histomorphometric analysis of a half hydroxyapatite-coated implant in humans: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14: 729-735, 1999.
  39. 김진숙: 성견 치주질환 발치와에 즉시임프란트 매식술시 Titanium Plasma Sprayed 임프란트와 Hydroxyapatite Coated 임프란트간의 계면조직에 관한 연구. 석사학위 논문, 연세대학교 대학원, 서울, 1993.
  40. Cook SD et al. Interface mechanics and histology of titanium and hydroxyapatite coated titanium for dental application. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2(1): 15-21, 1987.
  41. Piattelli RM, Tristi P. Microscopic and chemical analysis of bone-hydroxyapatite interface in a human retrieved implant. A case report. *J. Periodontol* 64: 906-909, 1993.
  42. 이정옥: 성견 치주질환 발치와에 즉시임프란트 매식술시 Titanium Plasma Sprayed 임프란트와 Hydroxyapatite Coated 임프란트간의 계면조직에 관한 주사현미경적 연구. 석사학위 논문, 연세대학교 대학원, 서울, 1993.
  43. Kay JF. Bioactive surface coatings: Cause for encouragement and caution. *J Oral Implantol* 14: 43-54, 1988.
  44. Ducheyne P, Healy KE. The effect of plasma sprayed calcium phosphate ceramic coatings on the metal ion release from porous titanium and cobalt-chromium alloys. *J Biomed Mater Res* 22:1137-1163, 1988.

45. Ji H, Ponton CB, Marquise PM. Microstructural characterization of hydroxylapatite coating on titanium. *J Mater Sci: Mater Med* 3:283-287, 1992.
46. Park E, Condrate RA, Hoelzer DT, Fishman GS. Interfacial characterization of plasma-spray coated calcium phosphate on Ti-6Al-4V. *J Mater Sci: Mater Med* 9:643-649, 1998.
47. VanDijk K, Schaeken HG, Wolke JGC, Jansen JA. Influence of annealing temperature on RF magnetron sputtered calcium phosphate coatings. *Biomaterials* 17: 405-410, 1996.
48. Liu X, Weng J, Tong W, Zuo C, Zhang X, Wang P, Liu Z. Characterization hydroxylapatite film with mixed interface by Ar<sup>+</sup> ion beam enhanced deposition. *Biomaterials* 18: 1487-1493, 1997.
49. Brendel T, Engel A, Russel C. Hydroxylapatite coating by polymeric route. *J Mater Sci: Mater Med* 3:175-179, 1992.
50. Li T, Lee J, Kobayashi T, Aoki H. Hydroxylapatite coating by dipping method. *J Mater Sci: Mater Med* 7:355-357, 1996.
51. Russel SW, Luptak KA, Suchicital CTA, Alford TL, Pizzicano VB. Chemical and structural evaluation of sol-gel derived hydroxylapatite thin films under rapid thermal processing. *J Am Ceram Soc* 79:97-103, 1996.
52. Duchyne P, Reemdonck WV, Heughebaert JC, Heughebaert M. Structural analysis of hydroxylapatite coating on titanium. *Biomaterials* 7: 97-103, 1986.
53. Kim CS, Ducheyne P. Compositional variations in the surface and interface of calcium phosphate ceramic coatings on Ti and Ti-6Al-4V due to sintering and immersion. *Biomaterials* 12: 461-469, 1991.
54. Hero H, Wie H, Jorgensen RB, Ruyter IE. Hydroxylapatite coating on Ti by hot isostatic pressing. *J Biomed Mater Res* 28:154-156, 1994.
55. Ergun C, Doremus R, Lanford W. Hydroxyapatite and titanium: Interfacial reactions. *J Biomed Mater Res* 65A(3):336-343, 2003.
56. Zheng X, Huang M, Ding C. Bond strength of plasma-sprayed hydroxyapatite/Ti composite coatings. *Biomaterials* 21: 841-849, 2000.

## 사진부도 설명

- Figure 1            Implants used in this study. From left to right, smooth surface(control), HA coated throughout the surface(group 2), and HA coated in band form(group 1).
- Figure 2            Two implants placed in the tibia.
- Figure 3            Device used to measure the removal torque.
- Figure 5            Photomicrograph of control implant, ( $\times 20$ ) Most of the bone to implant contact took place in the cortical bone.
- Figure 6a, b        Photomicrograph of group 1 implant. Note the distinct bone formation in the apical area on the HA coated portion(white box),( $\times 20$ ) Higher magnification of the area on the right( $\times 100$ ).
- Figure 7            Photomicrograph of group 2 implant. More direct bone to implant contact can be observed in the cortical bone. ( $\times 20$ )
- Figure 8a, b        In cortical bone, smooth surface(left) shows less direct contact compared to HA coated surface(right). Connective tissue lining between the bone and the fixture surface can be observed where there is no direct contact, ( $\times 100$ )
- Figure 9a, b        In marrow bone, less bone to implant contact is observed on smooth surface(left) compared to HA coated surface(right). ( $\times 100$ )
- Figure 10a, b      Crack whenever present, was found either within the HA coated area(left), or between the implant body and the HA coating(right), but never between the bone-HA coating interface. ( $\times 100$ )

사진부도 ( III )

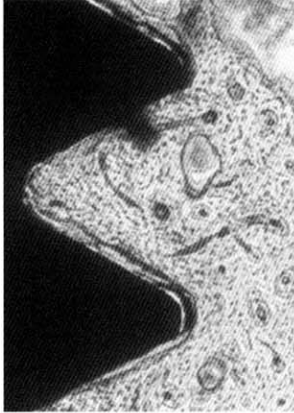


Figure 8a

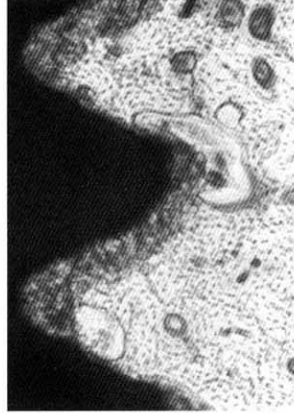


Figure 8b

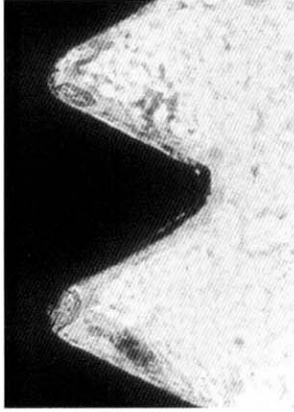


Figure 9a

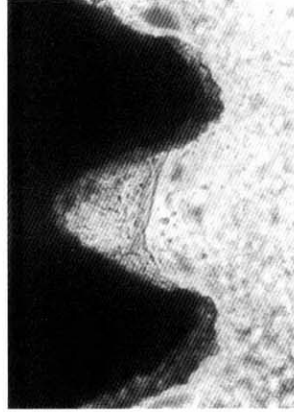


Figure 9b

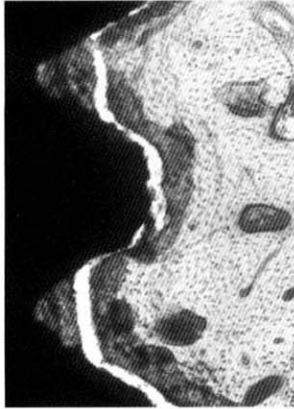


Figure 10a

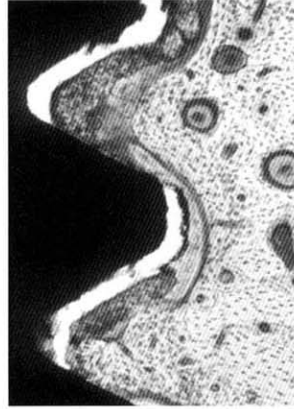


Figure 10b

사진부도 ( II )



Figure 5



Figure 6a



Figure 6b



Figure 7

사진부도 ( III )



Figure 8a



Figure 8b



Figure 9a

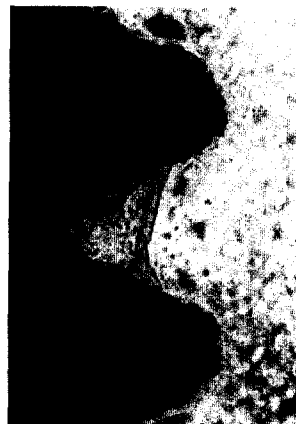


Figure 9b



Figure 10a



Figure 10b

# Removal Torque and Histometric Evaluations of Implants with Various Area of Hydroxyapatite Coating Placed in the Rabbit Tibia

Sang-Kwon Moon<sup>1</sup>, Kyoo-Sung Cho<sup>2</sup>, Sae-Young Ahn<sup>3</sup>, Hoon-Lee<sup>3</sup>,  
Han-Sung Kim<sup>4</sup>, June-Sung Shim<sup>5</sup>, Seong-Ho Choi<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Dept. of Periodontology, Research Institute for Periodontal Regeneration, College of Dentistry, Yonsei University, Seoul, Korea

<sup>2</sup>Dept. of Periodontology, Research Institute for Periodontal Regeneration, College of Dentistry, Brain Korea 21 Project for Medical Science, Yonsei University, Seoul, Korea

<sup>3</sup>Institute of Biomedical Engineering, Solco Biomedical Co., Ltd

<sup>4</sup>Dept. of Biomedical Engineering, College of Health Sciences, Yonsei University

<sup>5</sup>Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University, Seoul Korea

**Background:** This study presents a biomechanical and histometric comparison of bone response to implants with various area of hydroxyapatite(HA) coating.

**Methods:** The implants were placed in the tibia of 10 rabbits weighing 2.5-3.5kg. The control group had a machined surface, the experimental group 1 had 50 $\mu$ m thick HA coated in a band form, and the experimental group 2 had 50 $\mu$ m thick HA coated on the entire surface. 8 weeks after implantation, the animals were sacrificed. Removal torque was measured and histologic preparation was also performed for histologic and histometric analysis. Bone to implant contact as well as percentage of bone area inside threads were measured. ANOVA post hoc, and t-test were used for statistical analysis with p-value p<0.05.

## Results:

1. The removal torques were  $9.36 \pm 5.64$  Ncm,  $48.40 \pm 16.66$  Ncm, and  $82.37 \pm 22.56$  Ncm for the control, exp. 1, and exp. 2 group respectively. Statistically significant difference were found among all the groups(p<0.05).
2. Bone to implant contact in the cortical bone were  $38.94 \pm 10.9$  %,  $66.90 \pm 14.1$  %,  $73.00 \pm 19.4$  %, in the marrow bone,  $8.30 \pm 5.4$  %,  $14.59 \pm 5.9$  %,  $18.54 \pm 11.8$  %, and in total,  $22.40 \pm 10.1$  %,  $31.19 \pm 7.5$  %,  $41.41 \pm 12.2$  % for the control, exp.1, and exp. 2 group respectively . In the cortical bone, exp. 1, and exp. 2 group showed statistically significantly higher contact compared to control group. Total contact and in the marrow bone, only exp. 2 group showed statistically significantly higher contact compared to control group(p<0.05). In all the groups significantly higher contact were observed in the cortical bone



compared to the marrow bone( $p < 0.05$ ).

3. Percentage of bone area inside threads in the cortical bone were  $55.68 \pm 7.25 \%$ ,  $55.19 \pm 13.19 \%$ ,  $57.04 \pm 13.33 \%$ , in the marrow bone,  $12.34 \pm 14.61 \%$ ,  $17.56 \pm 20.04 \%$ ,  $20.26 \pm 12.83 \%$ , and in total,  $30.30 \pm 12.46 \%$ ,  $31.57 \pm 15.15 \%$ ,  $34.25 \pm 12.56 \%$  for the control, exp.1, and exp. 2 group respectively. There was no statistical difference among the groups. In all the groups significantly higher bone area were observed in the cortical bone compared to the marrow bone( $p < 0.05$ )

---

Keyword: Rabbit tibia, Removal torque, Bone-to-implant contact, Percentage of bone area inside threads, Hydroxyapatite coating