

## 임플란트의 표면처리 방법이 골유착에 미치는 영향에 관한 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

연세대학교 치과대학 치과보철학교실(영동세브란스 병원)\*, 연세대학교 공과대학 재료공학부†

가톨릭대학교 의과대학 치과학교실(여의도 성모병원)\*\*

University of Gothenburg, Department of Handicap Research††

최정원 · 김광남 · 허성주 · 장익태 · 한중현\*

백흥구† · 최용창\*\* · Ann Wennerberg††

### I. 서 론

Albrektsson 등<sup>1)</sup>은 골유착에 영향을 주는 여섯 가지 요인들로서 임플란트 재료, 임플란트 모양, 표면 특성, 골질, 수술방법, 수술후 임플란트의 부하상태 등이라고 발표하였다.

치과용 임플란트는 기계적 강도와 제작의 용이성 등의 특성을 가져야 하고 생체적합성이 뛰어나 골유착을 일으킬 수 있는 표면특성을 지녀야 한다. 타이타늄은 적절한 기계적 강도와 가공성을 지녔으며 또한 타이타늄산화막 표면은 내부식성이 뛰어나고 우수한 골유착능력을 지녀 치과용 임플란트 재료로 가장 많이 사용되고 있다.

그동안 기계적 성질의 변화없이 최적의 골유착 표면을 얻기 위하여 다양한 표면처리 방법이 개발되어 왔다. 임플란트의 표면처리 방법이 골유착에 미치는 영향을 연구하기 위하여 먼저 표면처리 방법을 적용하고, 그 표면의 물리, 화학, 미세구조적 특징을 분석한 후, 이것의 생체반응을 관찰함으로써 골유착을 위한 최적의 표면처리 방법을 알 수 있을 것이다. 본 연구는 이러한 순서대로 진행되었다.

Wagner<sup>2)</sup>는 임플란트 표면처리는 크게 표면의 화학적 특성조절과 미세구조 조절로 나누어 볼 수 있다고 하였다. 본 연구는 화학적 특성조절으로써 thermal oxidation을 이용하였고, 미세구조 조절으로써 blasting, etching을 이용하였다.

임플란트 표면은 대기중에 노출되면 즉시 산화막을 형성하게 되며, thermal oxidation과 electrochemical oxidation에 의하여 산화막 두께를 증가시킬 수 있다.<sup>3)</sup> 이때 주로 관찰되는 산화물은 TiO<sub>2</sub>이며 anatase, rutile, brookite 3종류의 결정구조를 형성하게 되는데 이중 anatase, rutile form이 가장 흔하며 rutile form의 전단강도가 가장 강하다.<sup>4)</sup> 일반적으로 타이타늄산화막의 두께가 증가할수록 결정화는 증가된다.<sup>5,6)</sup>

Larsson 등<sup>6)</sup>은 산화막의 두께가 증가할수록 골유착에 유리하다고 하였다. 그 이유에 대하여 Healy 등<sup>7)</sup>은 산화막이 두꺼울수록 매식후 금속이온 방출이 감소되기 때문이라고 설명하였으며, Taylor 등<sup>8)</sup>은 산화막이 수술로 인한 외상으로 발생하는 reactive oxygen species를 제거해주는 역할을 해주어 초기 염증반응을 감소시키기 때문이라고 하였다.

임플란트 표면의 미세구조는 blasting, grinding,

※ 본 논문은 보건복지부 선도기술 의료공학 기술개발사업(HMP-98-G-2-035-B)의 지원에 의하여 이루어짐.

electropolishing, plasma spraying, coating 등 여러 방법으로 변화시킬 수 있다. Gotfredson 등<sup>9)</sup>은 machining된 표면과 TiO<sub>2</sub> blasting된 표면의 임플란트를 가도에서 실험한 결과 표면조도를 증가시키면 뒤틀림제거력이 증가한다고 하였다. 또한 Buser 등<sup>10)</sup>도 표면조도가 클수록 조직형태학적 계측시 골-금속간 접촉이 증가된다고 하였다. 또한 이때 금속표면의 요철의 높이 외에도 요철의 방향, 모양 등이 조직반응에 중요하다고 하였다. Wilke 등<sup>11)</sup>은 blasting된 표면과 plasma spraying된 표면을 비교 연구한 결과 표면조도의 증가에 비례하여 골유착이 촉진되는 것은 아니며 적절한 조도를 지녀야 한다고 하였다. Hanson<sup>12)</sup>은 최적의 골유착 능력을 갖는 표면 미세구조를 이론적으로 계산해내기도 하였다. 이들의 연구를 통하여 표면조도만이 미세구조의 척도는 아니며 요철의 크기, 모양, 방향성 등을 모두 분석하는 것이 필요함을 알 수 있었다.

저자는 표면의 물리적 특성을 blasting 및 etching 처리를 하여 변화시키고 화학적 특성을 oxidation 처리하여 변화시킨 후, 이들의 표면을 주사전자현미경과 공초점레이저 주사현미경으로 분석하고, 이들 표면처리한 임플란트를 10마리의 토끼의 경골에 3개월 동안 식립한 후 골유착에 미치는 영향을 뒤틀림제거력으로 측정, 비교해본 결과 다소 흥미 있는 결과를 얻었기에 이를 보고하고자 한다.

## II. 실험재료 및 방법

### 1. 실험재료

본 실험에 사용된 임플란트는 직경 3.75mm, 나사골 간격(pitch height)는 0.5mm, 나사(screw)와 사각형 상부구조(square top)의 길이가 각각 4mm인 모양으로 grade II 순수 타이타늄을 machining가공하여 제작하였다(Fig. 1).

실험군은 모두 4군으로 나누어 제1군은 대조군으로 아무런 표면처리를 하지 않고 machining된 상태 그대로 하였고, 제2군은 50 $\mu$ m의 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>로 5kgf/cm<sup>2</sup> 압력으로 blasting처리하였으며, 제3군은 blasting처리한 후 NH<sub>4</sub>OH, H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>, H<sub>2</sub>O이 각각 1 : 1 : 5의 비율로 혼합, 제조된 90 $^{\circ}$ C 용액에서 1분 간 처리하여 etching하고, 제4군은 blasting처리한 후 순수 산소환

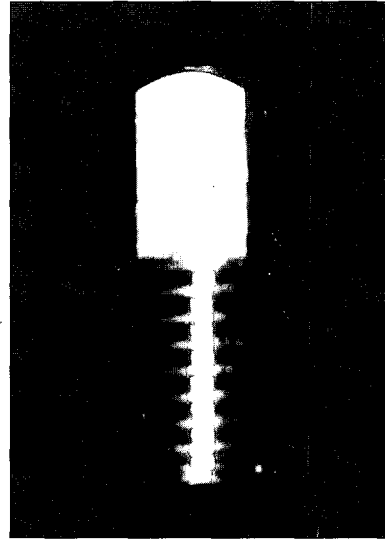


Fig. 1. Square top implant.

경에서 20 $^{\circ}$ C/min으로 800 $^{\circ}$ C 까지 가열하여 2시간동안 oxidation하였다.

본 실험에서는 각군당 15개의 임플란트를 준비하여 모두 60개의 임플란트를 사용하였다.

### 2. 실험방법

#### 가. 임플란트의 표면분석

표면분석방법은 형태분석(visual analysis)을 위하여 주사전자현미경(S-800, Hitachi, Japan)을 사용하였고, 수치분석(numerical analysis)을 위하여 공초점 레이저 주사현미경(TopScan 3D, Heidelberg Instruments, Germany)를 사용하였다.

공초점 레이저주사현미경으로 각 군에 대하여 3개씩의 임플란트를 측정하였는데 나사의 구조상 나사산(top), 나사골(valley), 사면(flank)에 차이가 있을 수 있기 때문에 각 시편당 나사산, 나사골, 사면을 3곳씩 스캐닝하였다.

스캐닝은 각 부위당 245 $\times$ 245 $\mu$ m를 검사하였으며 표면의 나사모양 및 형태와 거칠기를 구분하기 위하여 Gaussian filter(filter size=50 $\times$ 50 $\mu$ m)를 적용하였다. 스캐닝후에 얻어진 입체 상에서 Sa, Sz, Scx, Sdr값을 구하였다.

Sa : 표면의 평균평면에서의 높이편차의 절대값의 평균

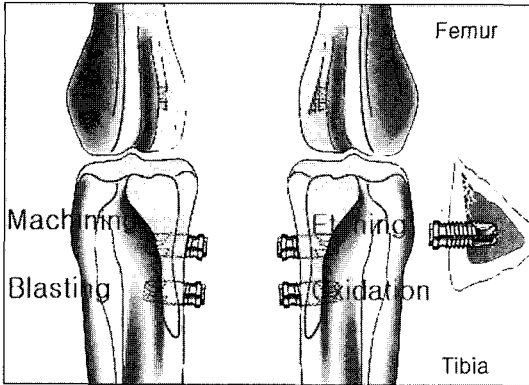


Fig. 2. Location of different implants in rabbit tibia.

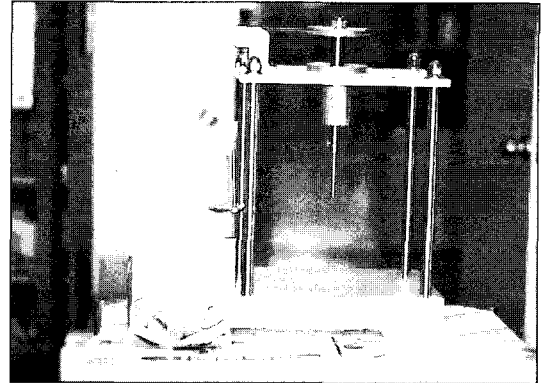


Fig. 3. Removal torque measuring machine.

Sz : 가장 높은 곳 5곳, 가장 낮은 곳 5 곳의 높이의 편차의 절대값

Scx : 높은 곳 사이의 평균 거리

Sdr : 표면적 증가비율

#### 나. 골유착 평가를 위한 동물실험

여러가지의 표면처리가 골유착에 미치는 영향을 알아보기 위하여 동물실험을 시행하였다. 동물은 가토(New Zealand White rabbit) 2.5~3.0kg의 암컷 10마리를 사용하였다.

Ketamine(유한양행)과 Rompun(바이엘코리아)을 각각 10mg/kg, 0.15ml/kg의 용량으로 근육내 주사하여 마취하고 수술부위의 털을 면도한 후 Betadine으로 소독하였다. 수술부위를 Lidocaine(유한양행, 1:100,000) 1cc로 국소마취한 후 표피, 근육, 골막을 모두 절개후 골막을 거상하였다. 가토 경골의 내측 결절부위의 평활면에 매식하였다.

임플란트 매식방법은 통법대로 round bur preparation, 2mm twist drill, pilot drill, 3mm twist drill로 형성하였고, countersinking은 하지 않았다. Tapping후에 임플란트를 manual installation하였으며 이때 bicortical fixation이 되지 않도록 주의하였다. 식립후에는 충상봉합(Dexon, black silk)하고 Kanamycin (50mg/kg, 동아제약)을 근육주사하였다.

수술후 1주일내 수술부위를 검사하였는데 8마리는 아무런 문제가 없었고, 2마리에서 부종이 심하고 창상치유가 지연되어 절개후 배농하고 봉합하였으며, 그후 정상적으로 치유되었다.

우측 경골 근심쪽은 machined 임플란트를, 원심쪽

은 blasted 임플란트를 매식하였으며 좌측 경골 근심쪽은 blasting후 etching한 임플란트를, 원심쪽은 blasting후 oxidation한 임플란트를 매식하였다(Fig. 2).

3개월의 치유기간후 2차 수술하여 식립된 임플란트를 노출시키고 뒤틀림제거력 측정기(신성정밀)로 뒤틀림제거력을 측정하였다(Fig. 3).

#### 다. 통계분석

공초점 레이저 주사현미경 결과에 대해서는 표면처리에 의한 Sa, Sz, Scx, Sdr값의 변화를 ANOVA(P<0.05)시행후 LSD(Least Significant Difference) 방법으로 사후검정하였고, 뒤틀림제거력에 대하여 좌우로 비교하여 Wilcoxon test(P<0.05)를 시행하였다.

### Ⅲ. 실험성적

#### 1. 표면 분석 성적

여러 가지 표면처리한 임플란트의 주사전자현미경 소견은 Fig. 4, 5, 6, 7과 같았다.

제 1군은 milling에 의한 규칙적인 groove가 관찰되었고(Fig. 4), 제 2군에서는 규칙적 groove는 더 이상 관찰되지 않았으며 매우 거친 표면이 관찰되었다(Fig. 5). 제 3군은 blasting에 의해 생긴 요철의 첨단 부분이 제거되어 거칠기가 감소하였으며(Fig. 6), 제 4군은 blasting에 의해 생긴 요철 위에 미세침상 결정구조로 덮이는 양상을 보였다(Fig. 7).

공초점 레이저주사현미경 측정결과 각군의 나사사면

**Table I . TopScan 3D result**

Implant	Surface	Screw	Sa( $\mu\text{m}$ )	Sz( $\mu\text{m}$ )	Scx( $\mu\text{m}$ )	Sdr(ratio)
1	M	Top	0.36	5.02	10.06	1.07
		Valley	0.21	1.83	8.55	1.03
		Flank	0.97	16.61	8.09	1.37
2	M	Top	0.44	12.26	10.02	1.11
		Valley	0.21	2.17	9.52	1.02
		Flank	0.58	13.52	7.9	1.18
3	M	Top	0.52	13.77	10.7	1.17
		Valley	0.23	3.84	10.14	1.03
		Flank	0.71	14.15	7.67	1.26
4	B	Top	1.56	20.71	12.28	1.39
		Valley	1.24	15.72	11.55	1.32
		Flank	0.86	11.98	10.79	1.28
5	B	Top	1.36	19.6	13.36	1.31
		Valley	1.72	20.89	11.08	1.48
		Flank	0.77	11.22	10.38	1.22
6	B	Top	1.57	17.17	12.09	1.37
		Valley	1.39	16.27	11.92	1.33
		Flank	0.74	11.67	10.39	1.23
7	Et	Top	1.08	14.15	11.92	1.26
		Valley	0.77	15	10.4	1.22
		Flank	0.73	11.44	9.71	1.23
8	Et	Top	1.1	15.33	12.54	1.24
		Valley	0.86	17.26	11.13	1.26
		Flank	0.81	13.16	10.18	1.25
9	Et	Top	0.98	18.28	10.41	1.29
		Valley	1.23	20.21	10.52	1.4
		Flank	0.65	11.5	9.34	1.2
10	Ox	Top	1.32	10.51	16.65	1.16
		Valley	1.32	10.47	16.1	1.17
		Flank	0.49	8.14	9.87	1.08
11	Ox	Top	0.9	14.96	13.93	1.16
		Valley	1.23	10.85	12.8	1.22
		Flank	0.45	7.22	8.94	1.11
12	Ox	Top	0.95	13.1	2.32	1.17
		Valley	1.08	11.24	11.82	1.22
		Flank	0.75	12.22	10.32	1.18

M : machining, B : blasting, Et : etching, Ox : oxidation

부분에서 얻은 3차원 영상은 Fig. 8, 9, 10, 11과 같다.

각군의 임플란트에서 부위별로 Sa, Sz, Scx, Sdr값을 측정한 결과는 Table I과 같다.

이들 측정값으로부터 아래와 같은 결과를 얻었다.

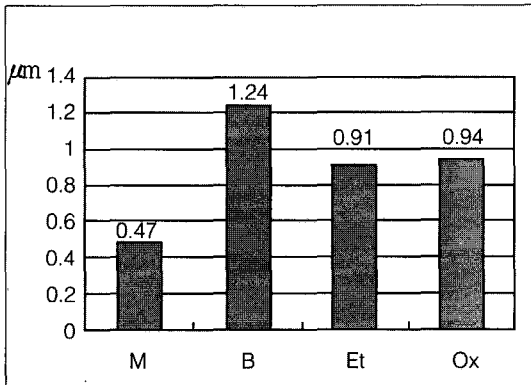


Fig. 12. The effect of surface treatment on surface roughness(Sa).

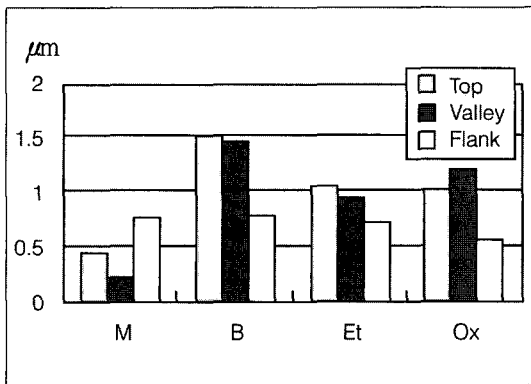


Fig. 13. The effect of surface treatment on screw -Sa( $\mu\text{m}$ ).

1. 표면조도는 machining군은 Sa값이  $0.47\mu\text{m}$ 으로 최소값을 보인 반면, blasting군은  $1.25\mu\text{m}$ 으로 최대값을 보였으며, etching, oxidation에 의하여 감소하였다(ANOVA, LSD  $P<0.05$ ) (Table II, Fig. 12).
2. Machining군의 표면에서도 나사의 부위 (나사산, 나사골, 사면)에 따라 표면미세구조에 큰 차이를 보였다(Fig. 13).
3. Blasting후 나사산, 나사골부분에서는 Sa, Sz가 크게 증가하였으나 사면부분에서는 큰 변화를 보이지 않았다. 사면부분은 경사를 이루기 때문에 blasting의 효과가 현저히 떨어졌다(Fig. 13).
4. Sa, Sz, Sdr값은 상호 밀접한 상관관계를 보였다.

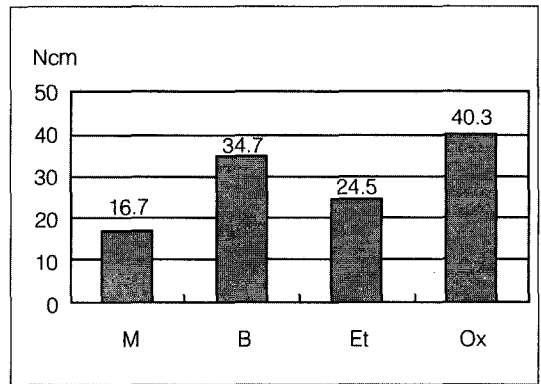


Fig. 14. Removal torque.

Table II. TopScan 3D result

Surface		Sa( $\mu\text{m}$ )	Sz( $\mu\text{m}$ )	Scx( $\mu\text{m}$ )	Sdr(ratio)
Machining	Mean	0.47 <sup>a</sup>	9.24 <sup>a</sup>	9.18 <sup>a</sup>	1.14 <sup>a</sup>
	S.D.	0.26	5.89	1.13	0.12
Blasting	Mean	1.25 <sup>c</sup>	16.14 <sup>b</sup>	11.54 <sup>b</sup>	1.32 <sup>b</sup>
	S.D.	0.36	3.84	0.98	0.13
Etching	Mean	0.91 <sup>b</sup>	15.15 <sup>b</sup>	10.68	1.26 <sup>b</sup>
	S.D.	0.2	2.99	1.02	0.12
Oxidation	Mean	0.94 <sup>b</sup>	10.96 <sup>a</sup>	12.53 <sup>b</sup>	1.16 <sup>a</sup>
	S.D.	0.33	2.35	2.67	0.12

a < b < c at  $P<0.05$  (ANOVA and LSD test)

**Table III.** Removal torque (Ncm)

Rabbit	Machining	Etching	Blasting	Oxidation
1	17.5	22.5	32.5	45
2	12.5	27.5		40
3	30	30	45	50
4	19.5	27.5	30	37.5
5	20	29.5	30	35
6	10	30	25	45
7	17.5	25	27.5	37.5
8	15	22.5	45	35
9	12.5	15	37.5	52.5
10	12.5	15	40	25
Mean	16.7 <sup>a</sup>	24.5 <sup>b</sup>	34.7 <sup>c</sup>	40.3 <sup>c</sup>

machining<etching at  $P<0.01$  (Wilcoxon test) blasting<oxidation at  $P=0.21$  (Wilcoxon test)

a < b < c at  $P<0.05$  (ANOVA and LSD test)

## 2. 뒤틀림저거력 측정성적

10마리의 토끼중 한 마리에서 blasting처리한 한개의 임플란트가 골유착에 실패하였으며 그 외에는 모두 골유착을 이루었다. 뒤틀림저거력 측정값은 Table 3 과 같으며 통계분석결과 다음과 같은 결과를 얻었다(Fig. 14).

1. Etching군 (24.5 Ncm)은 machining군 (16.7 Ncm)보다 큰 값을 보였다(Wilcoxon test  $P<0.01$ ).
2. Oxidation군(40.3 Ncm)은 blasting군(34.7 Ncm)보다 평균값은 컸으나 통계적 유의성은 없었다(Wilcoxon test  $P=0.21$ ).
3. Oxidation군과 blasting군에서 가장 크게 나타났다(ANOVA  $P<0.05$ ).

## VI. 총괄 및 고안

많은 연구논문에서 표면 거칠기에 따른 생체반응을 비교하였으나 표면분석방법과 거칠기를 정량화하는 방법에는 큰 차이가 있었다. 어떤 연구에서는<sup>13-19)</sup>정량적 기술을 전혀 하지 않았고, 다른 연구들에서는 정성적 분석방법을 사용하였는데 주사전자현미경이 가장 많이 사용되었으며, 이는 시각적 기술에 적당하다.<sup>20-24)</sup> Listgarten 등<sup>25)</sup>은 표면조도의 측정방

법에 대하여 접촉식 표면조도 측정기보다 주사전자현미경이 비교평가에 유리하다고 하였고, 이는 접촉식 표면조도 측정기의 탐침의 직경이 plasma coating 시 나타나는 요철의 크기보다 크기 때문이라고 하였다. 그러나 주사전자현미경은 측방관찰에는 매우 우수하지만 요철의 수직고경을 측정하는데는 정확하지 못하다. 또한 정성적 분석방법이기 때문에 거칠기를 기술하는 표준화된 수치가 없으므로 다른 연구 결과들과 비교하기가 곤란하다.

임플란트의 표면조도 측정에서 정량적 방법이 많이 쓰이지 못한 것은 적절한 측정방법을 찾기가 어려웠기 때문이며 이는 임플란트의 크기, 모양 등과 밀접히 관련된다. 정형외과의 인공관절 임플란트 연구에서는 기계적 탐침에 의한 측정이 가능하지만 치과 임플란트에서는 나사형인 경우 탐침으로는 측정이 불가능하다. Wilke 등<sup>11)</sup>은 연구에 사용된 나사형 임플란트와 동일한 표면처리를 원반형 재료에 행하여 이를 측정함으로써 이러한 문제를 해결하였다.

Cohen<sup>26)</sup>, Thomas 등<sup>27)</sup> 2차원 표면조도 측정기를 사용하였으며, 2차원 표면조도 측정기와 주사전자현미경을 함께 사용하기도 하였다.<sup>11,28,29)</sup> Ungersbock 등<sup>30)</sup>은 2차원 표면조도 측정기, 주사전자현미경상과 간섭 대조 현미경상을 함께 분석하였으며 2차원 표면조도 측정의 측정 길이, cut-off length와 탐침의 직경을 함께 자세히 기술하였다. Martin 등<sup>31)</sup>은 표면거

칠기의 요철의 높이 외에도 요철의 경사도나 간격 등이 생체반응에 영향을 줄 수 있다고 주장하였고, 따라서 표면조도 측정 시에 다양한 변수들을 이용해야 한다고 하였다. 과거에 주로 사용된 변수들은 Ra, Rt, Rz였고 이는 모두 요철의 높이를 기술하는 것이었다. Ungersbock 등<sup>30)</sup>은 요철의 모양을 기술하는 변수를 함께 이용하였다.

또한 표면구조가 삼차원구조이기 때문에 2차원 측정으로는 충분치 못하며, 많은 생체재료들이 표면의 강도가 약하기 때문에 접촉식 측정장치 보다는 비접촉식 3차원 광학측정장치들이 이용되고 있다. Nentwig 등<sup>32)</sup>은 공초점 레이저주사현미경과 주사전자현미경을 이용하여 표면을 분석하였으며 공초점 레이저주사현미경 측정으로 Rz값과 Sdr값을 얻어서 인접골과의 가능한 골접촉 면적을 예측하기도 하였다.

nm수준의 표면조도 측정도 최근 들어 이루어지고 있는데 도체인 대상물은 STM(Scanning Tunneling Microscopy)으로 측정하고, 부도체인 대상물은 AFM(Atomic Force Microscopy)으로 측정하였다.<sup>6)</sup>

1979년 Albrektsson<sup>33)</sup>은 타이타늄 공간의 틈새크기가 100 $\mu\text{m}$  정도이면 골증식에는 충분한 크기라고 하였다. 또한 Bobyin 등<sup>34)</sup>은 코발트 합금 임플란트를 이용한 연구에서 50~400 $\mu\text{m}$  정도가 골조직의 증식에 유리하다고 하였다. Clemow 등<sup>35)</sup>은 타이타늄합금 임플란트를 다공성 코팅하여 175~235 $\mu\text{m}$  사이의 공극을 형성한 후 골반응을 연구하여 공극이 작을수록 골성장이 촉진된다고 하였다. Breme 등<sup>36)</sup>은 타이타늄합금 임플란트에서 100 $\mu\text{m}$ 의 공극이 골 형성에 가장 적당하다고 하였다. Orton 등<sup>21)</sup>은 다공성 표면의 뒤틀림제거력이 큰 이유에 대하여, 기계적 맞물림이 크고, 응력분산에 유리하며, 임플란트 나사와 골조직사이의 탄성계수의 차이를 완충하는 기능 때문이라고 하였다.

Predecki 등<sup>37)</sup>은 타이타늄과 알루미늄 임플란트에 95~1,000 $\mu\text{m}$ 의 공극을 형성하여 식립하였는데 500, 1,000 $\mu\text{m}$ 의 공극에서 골 성장이 가장 빨랐으며 95 $\mu\text{m}$ 의 공극에서는 골 성장은 관찰되지 않았다. Carlsson 등<sup>38)</sup>은 순수 타이타늄 임플란트를 electropolishing군과 machining군으로 처리하여 토기에 식립하여 뒤틀림제거력과 조직조건을 관찰하였는데 보다 거친 표면을 지닌 machining군에서 뒤틀림제거

력은 컸으나 조직학적 차이는 없었다. Predecki<sup>37)</sup>의 연구에서와 같이 Ra 값이 0.5 $\mu\text{m}$  이상이어야 신생골의 형성이 가능하리라 생각된다.

nm수준에서의 골 반응에 대한 연구는 매우 적으며 Alarney 등<sup>39)</sup>은 anodic oxide가 thermal oxidation보다 다공성의 표면을 형성한다고 하였고, Larsson 등<sup>6)</sup>의 연구에서 산화막의 nm수준의 불규칙성이 뒤틀림제거력을 증가시키는 이유일 수 있다고 주장하였다.

Wennerberg<sup>40)</sup>의 연구에서 순수 타이타늄 나사형 임플란트를 machining, 25 $\mu\text{m}$ , 75 $\mu\text{m}$ , 250 $\mu\text{m}$ 의 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>로 blasting하여 TopScan 3D로 분석한 결과 각각 0.7, 1.14, 1.31, 2.0 $\mu\text{m}$ 의 Sa값을 얻은 바 있다. 즉 blasting의 입자크기에 의하여 Sa값이 1~2 $\mu\text{m}$  사이에서 변화하며 입자크기가 클수록 Sa값이 증가한다.

이는 이번 실험의 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>입자 크기가 50 $\mu\text{m}$ 이고 이때의 Sa값이 1.25 $\mu\text{m}$ 인 것과 일치하는 결과라고 볼 수 있으며 따라서 blasting처리는 입자크기에 의하여 매우 일관성 있는 표면 거칠기를 만들어낸다고 생각된다. 단 blasting은 나사산, 골 등의 부위에 따라서 그 효과가 매우 달랐으며 이를 보다 균일하게 처리하는 방법에 대하여 연구가 필요하리라 생각된다.

본 연구에서는 NH<sub>4</sub>OH, H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>, H<sub>2</sub>O가 1 : 1 : 5로 혼합된 용액을 etching용액으로 사용하였는데 이는 일반적으로 사용되어온 HCl, H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> 등의 강산과 금속면을 etching하는 데는 비슷한 효과를 가지나 타이타늄 산화막의 etching에 보다 효과적이기 때문이었다.

Klokkevold 등<sup>41)</sup>의 연구에서 machined 표면을 HCl/H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> 용액으로 etching한 결과 1~2 $\mu\text{m}$  정도의 크기를 갖는 표면요철을 얻은 바 있다. 본 연구에서는 blasting하여 1~2 $\mu\text{m}$ 의 요철을 먼저 형성하고 이를 etching 함으로써 요철의 크기에는 변화 없이 요철의 첨단을 제거하여 보다 완만한 요철이 형성되는 결과를 얻었다. Blasting 후 형성되는 요철 첨단은 임플란트 식립시 떨어져나가 입자로 남아 골유착에 영향을 미칠 수 있으리라 생각되며 blasting 후에 etching 처리함으로써 이러한 영향을 줄일 수 있으리라 생각된다. 이러한 요철첨단의 유무가 골유착에 미치는 영향에 대해서는 본 연구에서는 정확히 비교해볼 수 없었고 추후 연구가 필요하다고 사료된다.

표면의 oxidation방법은 thermal oxidation, anodizing, H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 침적 등이 있으며 Larsson 등<sup>42)</sup>의

연구에서 thermal oxidation, H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 침적후 표면을 비교함으로써 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 침적후에는 nm수준에서 표면조도의 변화 없이 산화막의 증가를 보였고, 상온에서 thermal oxidation한 후에는 표면조도가 감소함을 보였다. 본 연구에서는 이와는 달리 800℃의 고온에서 thermal oxidation함으로써 침상결정구조의 형성을 보였으며 결정의 크기는 주사전자현미경 관찰결과 10nm정도의 크기였다. 즉, 고온에서 처리함으로써 결정구조화가 촉진됨을 알 수 있었다.

또한 blasting군과 oxidation군의 뒤틀림제거력 측정결과 통계적 유의성은 없었지만 oxidation군의 평균값이 크게 관찰되었는데(Wilcoxon test P=0.21) 표면조도는 blasting군이 1.25 $\mu$ m, oxidation군이 0.94 $\mu$ m로서 blasting군이 오히려 더 거친 표면을 보였다. 이는 Wennerberg 등<sup>43)</sup>의 연구에서 1.11 $\mu$ m, 1.45 $\mu$ m의 표면조도를 갖는 임플란트의 뒤틀림제거력비교에서 1.45 $\mu$ m의 거친 표면의 뒤틀림제거력이 유의성있게 크게 측정된 결과와 비교해보면 oxidation표면처리가 표면조도의 감소에도 불구하고 골유착을 증진시키는 효과를 유발했다고 생각되며 그 가능한 이유에 대해서는 nm수준의 침상결정구조가 세포반응에 영향을 주었거나, 산화막의 두께가 두꺼워 신생 골형성에 양호한 환경이 주어져 골유착이 증진된 것으로 사료된다.

## V. 결 론

임플란트의 표면처리가 골유착에 미치는 영향을 연구하기 위하여 순수 상용 타이타늄 임플란트를 blasting과, blasting 후 etching, oxidation으로 표면처리하고 이를 주사전자현미경과 공초점 레이저 주사현미경으로 표면분석한 후 토끼의 경골에 매식하여 3개월 후에 뒤틀림제거력을 측정, 비교하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 주사전자현미경 소견에서 모든 실험군은 blasting 처리에 의하여 표면 거칠기가 증가하였으며, 이를 etching 처리하면 요철의 침단이 제거되어 거칠기가 감소하였고, oxidation 처리 후에도 표면이 침상결정구조로 덮이면서 거칠기가 감소하였다.
2. 공초점 레이저주사현미경에 의한 표면조도 측정에서 machining군에서 최소, blasting군에서 최대값을 보였으며, etching군과 oxidation군은 blast-

ing 군보다 표면조도값이 작았다.

3. 뒤틀림제거력 측정결과 machining군, etching군, blasting군, oxidation군의 순으로 뒤틀림제거력이 컸고, blasting군과 oxidation군은 통계적으로 유의성 있는 차이를 보이지 않았다(P<0.05).

※ 고 김광남 교수님의 지도에 감사드리며 삼가 고인의 명복을 빕니다.

## REFERENCES

1. Albrektsson T, Branemark P-I, Hasson H-A, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Acta Orthp Scand 1981;52:155-170.
2. Warren C, Wagner, A brief introduction to advanced surface modification technologies. J Oral Implantology 1992;18:3:231-235.
3. Lausmaa J. Surface spectroscopic characterization of titanium implant materials. J Electron Spectroscopy and Related Phenomena, 1995. Accepted for publication.
4. Ask M, Lausmaa J, Kasemo B. Preparation and surface spectroscopic characterization of oxide films on Ti4Al4V. Applied Surface Science 1989;35:283-301.
5. Mc Alarney ME, Skalakov R, Kim S. TEM immunogold staining of C3 from plasma onto titanium oxides. J Biomed Mater Res 1991;25:848-864.
6. Larsson C, Thomsen P, Aronsson B-O, Rodahl M, Lausmaa J. et al. Bone response to surface modified titanium implants with different oxide thickness and morphology. Biomaterials 1994;15:1062-1074.
7. Healy KE, Ducheyne P. The mechanism of passive dissolution of titanium in a model physiological environment. J Biomed Mater Res 1992;26:319-338.
8. GC Taylor, RJ Waddington, R Moseley, K



- R Williams and G Embery Influence of titanium oxide and titanium peroxy gel on the breakdown of hyaluronan by reactive oxygen species. *Biomaterials* 1996;13:1313-1319.
9. Gotfredsen K, Hjorting-Hansen E, Jensen JS, Holmen A. Histomorphometric and removal torque analysis for TiO<sub>2</sub>-blasted titanium implants. An experimental study on dogs. *Clin Oral Impl Res* 1992;3:77-84.
  10. Buser D, Schenk RK, Steinmann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature. *J Biomed Mater Res* 1991;25:889-902.
  11. Wilke HJ, Claes L, Steinmann S. The influence of various titanium surfaces on the interface shear strength between implants and bone. In: Heimke, G., Soltesz, U., Lee, A. J. C. (eds). *Clinical Implant Materials. Advances in Biomaterials.* Elsevier Science Publishers B. V. Amsterdam 1990;9:309-314.
  12. Hanson S. On the role of surface roughness for load bearing bone implants M. Sc. Thesis Centre for Biomechanics, Calmers University fo Technology and University of Goteborg, Goteborg 1991.
  13. Freeman JW. Tissue reponse to varying surface finishes of titanium implants. *South Carolina Dental Journal* 1972;10-13.
  14. Claes L, Hutzschenreuter P, Pohler O. Losemomente von Corticalis-zugschrauben in Abhangigkeit von Implantationszeit und O-berflächenbeschaffenheit. *Arch Orthop. Unfall-Chir* 1976;85:155-159.
  15. Donath K, Kirsch A, Oxborn JF. Zellulare Dynamik um ennsalle Titanimplantate. *Fortschr Zahnarztl Implantol I*, 1984;55-58.
  16. Kirsch A, Donath K. Tierexperimentelle Untersuchungen zur bedeutung der mikro-morphologie von titanimplantatoberflächen. *Fortschr Zahnarztl Implantol I*, 1984;35-40.
  17. Recum von AF. New aspects of biocompatibility: Motion at the interface. In: Heimke, G., Soltesz, U., Lee, A. J. C. (eds). *Clinical Implant Materials, Advances in Biomaterials Vol9.* Elsevier Science Publisher B. V. Amsterdam 1990;297-302.
  18. Recum von AF, Optitz H, Wu E. Collage type I and III at the implant/tissue interface. *J. Biomed Mater Res* 1993;27:757-761.
  19. Meyle J, Gultig K, Huttemann W, von Recum A, Elbner G, Wolburg H, Nisch W. Oberflächenmikromorphologie und Zellreaktion. *Z Zahnarztl Implantol.* 1994;10:51-60.
  20. Cook SD, Thomas KA, Kay JF, Jarcho M. Hydroxyapatite-coated titanium for orthopedic applications. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1986;232:225-243.
  21. Orton EC, Polher O, Shenk R, Hohn RB. Comparison of porous titanium-surfaced and standard smooth-surfaced bone plates and screws in an unstable fracture model in dogs. *Am J Vet Res* 1986;47:677-682.
  22. Inoue T, Cox JE, Pilliar RM, Melcher AH. Effect of the surface geometry of smooth and porous-coated titanium alloy on the orientation of fibroblasts in vitro. *J Biomed Mter Res* 1987;16:167-173.
  23. Cochran DL, Simpson J, Weber HP, Buser D. Attachment and growth of periodontal cells on smooth and rough titanium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:289-297.
  24. Niederauer GG, McGee TD, Keller JC, Zaharias RS. Attachment of epithelial cells and fibroblasts to ceramic materials. *Biomaterials* 1994;15:342-352.

25. Listgarten MA, Buser D, Steinmann SG, Donath K, Lang NP, Weber HP. Light and transmission electron microscopy of the intact interface between non-submerged titanium-coated epoxy resin implants and bone or gingiva. *J Dent Res* 1992;71:364-371.
26. Cohen J. Tissue reaction to metals - The influence of surface finish. *J Bone Joint Surgery* 1961;43-A:687-699.
27. Thomas KA, Cook SD. An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition. *J Biomed Mater Res* 1985;19:875-901.
28. Gotfredsen K, Hjorting-Hansen E, Jensen JS, Holmen A. Histomorphometric and removal torque analysis for TiO<sub>2</sub>-blasted titanium implants. An experimental study on dogs. *Clin Oral Impl Res* 1992;3:77-84.
29. Carlsson L, Regner L, Johansson C, Gottlander M, Herberts P. Bone response to hydroxyapatite-coated and commercially pure titanium implants in the human arthritic knee. *J Orthop Res* 1994;12:274-285.
30. Ungersbock A, Rahn B. Methods to characterize the surface roughness of metallic implants. *J Materials Science: Mater in Med* 1994;5:434-440.
31. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford Jr J, Dean DD, Cochran DL, Boyan BD. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells(MG63). *J Biomed Mater Res* 1995;29:389-401.
32. Nentwig GH, Reichel M. Vergleichende Untersuchungen zur Mikromorphologie und Gesamtoberfläche enossaler Implantate. *Z Zahnarztl Implantol* 1994;10:150-154.
33. Albrektsson T. Healing of bone grafts - In vivo studies of tissue reactions at autografting of bone in the rabbit tibia. Ph. D. Thesis. Laboratory of Experimental Biology, Dept of Anatomy Univ. of Gothenburg, Goteborg 1979.
34. Bobynd JD, Pillar RM, Cameron HU, Weatherly GC. The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by ingrowth of bone. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1980;150:263-270.
35. Clemow AJT, Weinstein AM, Klawitter J, Koeneman J, Anderson J. Interface mechanics of porous titanium implants. *J Biomed Mater Res* 1981;15:73-82.
36. Breme J, Wadewitz V, Furbacher B. Production and mechanical properties of porous sintered specimens of the implant alloy TiAl<sub>5</sub>Fe<sub>2</sub>. In: Heimke, G., Soltesz, U., Lee, A. J. C. (eds). *Clinical Implant Materials, Advances in Biomaterials Vol 9*. Elsevier Science Publishers B. V., Amsterdam 1990;63-68.
37. Predecki P, Stephan JE, Auslaender BA, Mooney VL, Kirkland K. Kinetics of bone growth into cylindrical channels in aluminum oxide and titanium. *J Biomed Mater Res* 1972;6:375-400.
38. Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Albrektsson, T. Removal torques for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:21-24.
39. Eulenberger J, Steinmann SG. Losemamente an kleinschrauben aus stahl und titan mit unterschiedlichen oberflächen. *Unfallchirurg* 1990;63:96-99.
40. Ann Wennerberg On surface roughness and implant incorporation. Dept of Biomaterials/ Goteborg Univ. Goteborg Sweden PhD Thesis 1997.
41. Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M,

- Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of th titanium surface. Clin Oral Impl Res 1997;8:442-447.
42. C Larsson, P Thomsen and LE. Ericson. The ultrastructure of the interface zone between bone and surface modified titanium. Institute of Anatomy and Cell Biology, Goteborg University, Mediciareg. 3, S-413 90 Goteborg, Sweden.
43. Ann Wennerberg, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric & removal torque study of screw shaped titanium implants with three different surface topographies. Clin Oral Impl Res 1995;6:24-30.

### 사진부도 설명

- Fig. 4. 1군의 주사전자현미경 사진 (machined surface) (×700, 3500)
- Fig. 5. 2군의 주사전자현미경 사진 (blasted surface) (×700, 3500)
- Fig. 6. 3군의 주사전자현미경 사진 (blasted and etched surface) (×700, 3500)
- Fig. 7. 4군의 주사전자현미경 사진 (blasted and oxidated surface) (×3500, 10500)
- Fig. 8. 공초점 레이저주사현미경 소견 - machined flank
- Fig. 9. 공초점 레이저주사현미경 소견 - blasted flank
- Fig. 10. 공초점 레이저주사현미경 소견 - blasted and etched flank
- Fig. 11. 공초점 레이저주사현미경 소견 - blasted and oxidated flank

---

#### Reprint request to:

**Seong-Joo Heo, D.D.S., M.S.D., Ph.D.**  
 Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University  
 28, Yeongeon-Dong, Chongro-Gu, Seoul, 110-768, Korea  
 Tel. 82-2-760-2661 Fax. 82-2-760-3860  
 heosj@plaza.snu.ac.kr

사진부도

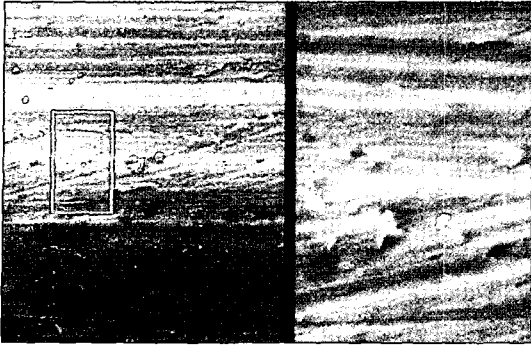


Fig. 4

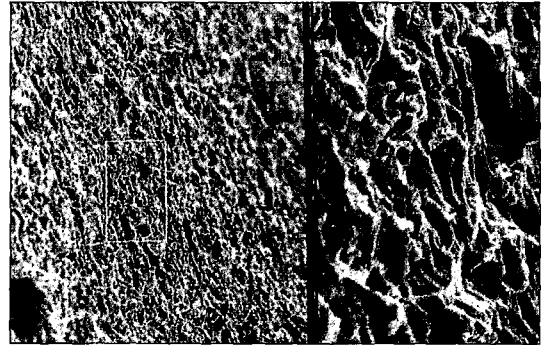


Fig. 5.

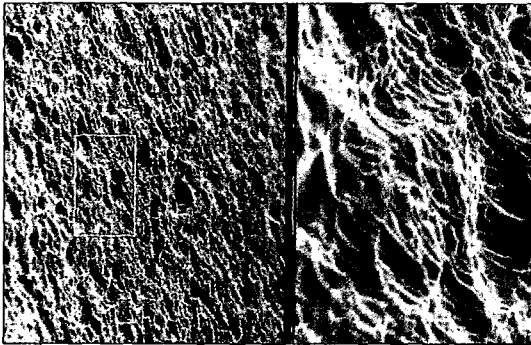


Fig. 6

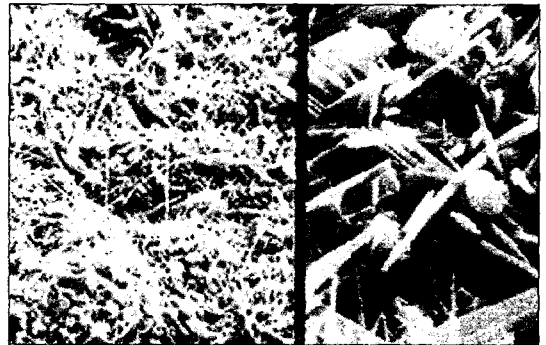


Fig. 7

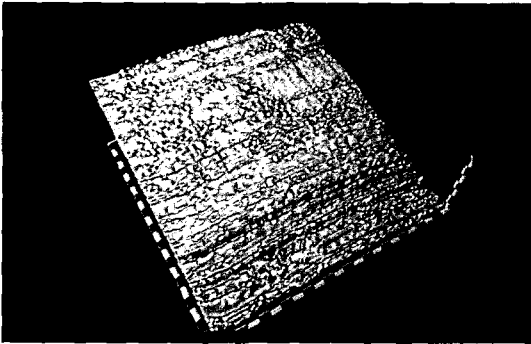


Fig. 8

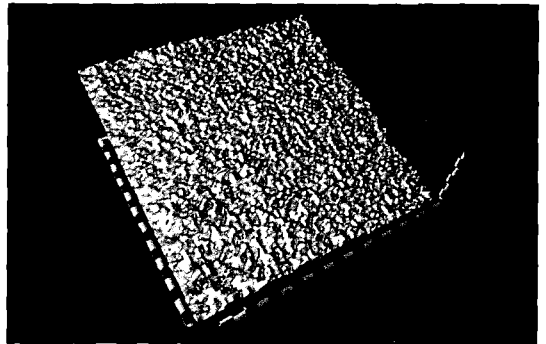


Fig. 9

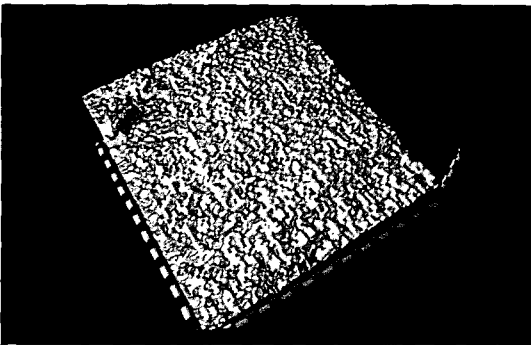


Fig. 10

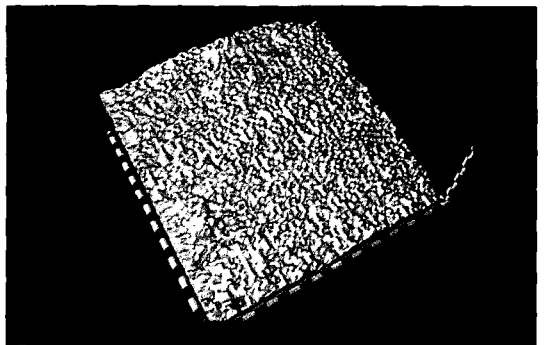


Fig. 11

## ABSTRACT

# THE EFFECT OF VARIOUS SURFACE TREATMENT METHODS ON THE OSSEOINTEGRATION

Jeong-Won Choi, Kwang-Nam Kim, Seong-Joo Heo, Ik-Tae Chang,  
Chong-Hyun Han\*, Hong-Gu Baek<sup>†</sup>, Yong-Chang Choi\*\*, Ann Wennerberg<sup>††</sup>

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University*  
*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University(Youngdong Severance Hospital)\**  
*Department of Materials Science and Engineering, Yonsei University<sup>†</sup>*  
*Department of Dentistry, College of Medicine, Catholic University(Yeouido st. Mary's Hospital)\*\**  
*University of Gothenburg, Department of Handicap Research<sup>††</sup>*

The purpose of this study was to compare the effects of various surface treatments by measuring removal torque on bone healing around titanium implants.

40 Screw-shaped cp titanium implants with length of 4mm, outer diameter of 3.75mm, and pitch-height of 0.5mm were used. Group 1 was left as machined(control), Group 2 was blasted with 50 $\mu$ m Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, group 3 was blasted and etched in etching solution(NH<sub>4</sub>OH : H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>:H<sub>2</sub>O=1 : 1 : 5) at 90 $^{\circ}$ C for 1 minute, group 4 was blasted and oxidated under pure oxygen at 800 $^{\circ}$ C.

The implant surface roughness was analyzed with SEM and CLSM(Confocal Laser Scanning Microscope), and implants were placed in proximal tibial metaphysis of 10 New Zealand White rabbits. After 3 months of healing period, removal torque of each implant was measured to compare bone healing around implant.

The results obtained were as follows

1. In SEM view, blasting increased the roughness of the surface, but etching of that rough surface decreased the roughness due to the removal of the tip of the peak. Oxidation also decreased the roughness due to formation of needle-like oxide grains on the implant surface.
2. The Sa value from CLSM was least in the machined group(0.47 $\mu$ m), greatest in blasted group(1.25 $\mu$ m), and the value decreased after etching(0.91 $\mu$ m) and oxidation(0.94 $\mu$ m).
3. The removal torque of etched group(24.5Ncm) was greater than that of machined group(16.7Ncm)(P<0.05), and was greatest in the oxidated group(40.3Ncm) and the blasted group(34.7Ncm).

---

**Key words** : Implant, Osseointegration, Removal torque, Surface analysis, Surface treatment, Thermal oxidation