

## 타이타늄 표면 처리 특성에 따른 젖음성에 관한 연구

한영수<sup>1</sup> · 신상완<sup>2\*</sup>

고려대학교 임상치의학대학원 고급치과보철학과, <sup>1</sup>대학원생<sup>2</sup>교수

**연구목적:** 임플란트가 식립되어질 때 매식체는 조직액과 접촉하게 된다. 임플란트의 조직액 흡착은 표면처리에 따라 다양하게 나타난다. 이 때 임플란트 시편의 표면 거칠기와 젖음성과의 상관관계를 분석하고자 하였다.

**연구재료 및 방법:** 표면 거칠기와 젖음성의 상관관계를 측정하기 위해 네 종류의 임플란트 시편을 각각 5종류 만들었다. 각각의 그룹은 그룹 A: Machined Surface, 그룹 B: Anodized surface, 그룹 C: RBM (HA blasting) surface, 그룹 D: CMP (calcium methaphosphate) coating surface<sup>o</sup>이다.

**연구결과:** 1. 표면의 거칠기는 RBM, CMP, Anodized, Machined 그룹 순서로 거칠었다. RBM과 CMP는 통계적으로 유의차가 없었다 ( $P < .05$ ). 2. 젖음성은 Anodized, RBM, CMP, Machined 그룹 순서로 높았다. CMP와 Machined는 통계적으로 유의차가 없었다 ( $P < .05$ ). 3. 표면 거칠기와 젖음성과의 상관관계는 없었다. (*대한치과보철학회지* 2009;47:12-20)

**주요단어:** 젖음성, 표면 거칠기, Sessile drop method

### 서론

임플란트는 완전 무치악 환자를 치료 하는 방법으로 Brånemark에 의해서 1965년 처음 소개 되었다.<sup>1</sup> 그 후 부분 무치악 환자를 비롯하여 단일 치아 회복의 치료 방법으로도 이용되어 오고 있다. Adell 등<sup>2</sup>에 의해서 골유착성 임플란트의 15년간의 장기 성공률이 발표되면서 많은 임상가들의 주목을 끌었고 오랜 기간 연구가 이뤄졌으며, 이제는 보철 치료 술식 중 안정성이 입증된 일반적인 치료 방식으로 이해되고 있다.<sup>3,4</sup>

표면처리를 하지 않은 Machined surface를 가지는 치과용 타이타늄 임플란트가 Brånemark에 의해 도입된 이후 오랫동안 전부, 부분 무치악 환자의 기능 회복을 위해 사용되어왔고, 장기간의 좋은 결과를 보여 왔다.<sup>5,7</sup> 그러나 동물 실험과 조직학적 연구 결과를 살펴보면 변형된 표면 형태를 가지는 임플란트가 골과 임플란트 사이에 더 나은 기계적 안정성을 부여하고, blood clot을 더 잘 유지하며, 골 치유 과정을 자극 한다고 보고되었다.<sup>8,10</sup> 또한 Esposito 등<sup>11</sup>은 오랜 추적 연구를 통해서 rough surface 임플란트가 smooth surface 임플란트 보다 초기 성공률이 높다고 보고하였다. 이러한 연구들을 근거로 하여 표면을

거칠게 하거나 표면 에너지를 증가시켜서 젖음성을 증가 시키려는 많은 노력들이 진행되고 있다. 이는 임플란트의 표면 처리 방법에 따라 골유착에 다양한 결과가 나타날 수 있기 때문이다.

표면처리 방법으로 coating (titanium plasma spray), abrasion (TiO<sub>2</sub> blasting 또는 soluble/resorbent blasting materials), blasting 및 etching (alumina oxide와 H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>/HCl), anodizing<sup>12</sup>, Calcium methaphosphate coating 등 많은 방법이 연구 되고 있다. Buser 등<sup>13-15</sup>은 현재 상업적으로 많이 사용되는 임플란트 표면형태 중 하나인 blast-media에 의해 macro-roughness 부여하고 HCl/H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> 산처리에 의해 micro-roughness를 부여하여 더 나은 초기 골 반응을 유도할 수 있다고 하였다. Anodized 방식은 전기 산화를 이용하여 타이타늄 산화층을 형성하여 pore를 형성함으로써 그 속으로 골이 성장하여 견고한 고정을 얻을 수 있게 한 것이다. CMP coating 방식은 CMP Sol을 떨어 뜨린 후 고속 회전 시켜서 표면에 CMP 막을 형성, 거친 표면을 유도하여 조직액의 젖음성을 증가시키는 방식이다.

임플란트의 시편 표면조도를 증가시키려는 수많은 시도들에 반해 Wilke<sup>21</sup> 등은 Blasting된 표면과 Plasma spraying된 표면을 비교 연구한 결과 표면 거칠기 증가에

교신저자: 신상완

152-703 서울시 구로구 구로동길 97 고려대학교 임상치의학대학원 고급치과보철학과 02-818-6874; e-mail, swshin@korea.ac.kr

원고접수일: 2008년 6월 1일 / 원고최종수정일: 2008년 12월 23일 / 원고채택일: 2008년 12월 30일

비례하여 골 유착이 촉진되는 것은 아니고 적절한 거칠기를 지녀야 한다고 하였다. Hanson<sup>2</sup>은 최적의 골유착 능력을 갖는 표면 미세구조를 알아내려고도 하였다. 이들의 연구를 통하여 시편 표면 조도만이 미세구조의 척도는 아니라는 것을 알 수 있다.

MacDonald 등<sup>16</sup>과 Rupp 등<sup>17</sup>은 임플란트의 젖음성이 좋으면 골유착이 유리하다고 하였다. 임플란트는 식립 후 초기에 조직액과 반응하여 임플란트 표면에서 분자생물학적인 변화가 일어나는데, 세포 수준에서 sandblast와 산 처리에 의해 얻어진 macro, micro-roughness를 가지는 임플란트 표면 변화가 초기 조직액을 더 많이 흡착하고, 결과적으로 골 발생 세포들의 이주와 배열을 향상시키기 때문이라고 이유를 설명하였다. 하지만 비슷한 거칠기를 가지는 표면 구조라도 표면의 표면 에너지에 의해서 초기 조직액 흡착량이 많은 차이가 나타난다. 이런 조직액 흡착량은 정적 접촉각 측정 방법인 Sessile drop method로 측정 가능하다.<sup>14</sup> 이러한 표면 에너지는 임플란트 생산 과정 중 마지막 과정 중 하나인 부동태화 과정과 소독 및 멸균 과정에 의해서 변화될 수도 있다.<sup>15</sup>

최근 연구 되어지는 다양한 표면 처리에 따른 젖음성의 비교 분석과 시간에 따른 젖음성의 변화, 표면조도와 젖음성의 관계에 대한 분석이 필요하리라 판단된다. 본 연구를 통하여 표면 처리를 달리한 Machined surface, Anodized surface, RBM, CMP Surface 임플란트의 표면조도를 측정하고 젖음성의 차이를 알아보고 시간에 따른 젖음성의 차이를 비교하였다. 또한 표면조도와 젖음성 간의 상관관계를 알아보았다.

## 연구 재료 및 방법

### 1. 연구재료

#### 1) 실험재료

지름 10 mm, 두께 1 mm인 Titanium Grade IV 시편을 20개 제작하였다.

**Table I.** Classification of experimental implants

Groups	Surfae type	N
Group A	Machined surface	5
Group B	Anodized surface	5
Group C	RBM surface	5
Group D	CMP surface	5

#### 2) 시편의 표면 처리 방법

실험군은 모두 4군으로 나누어 실시하였다.

제 1군은 대조군으로 표면 처리를 하지 않은 Machined surface군이다. 질산유 제거를 위해 에칠알콜을 사용하여 10분간 초음파 세척을 3회 실시 후 70°C에서 건조 실시하였다.

제 2군은 대조군 시편 (Machined)에 양극 산화를 실시하여 Ti 표면에 pore를 균일하게 형성하였다. 양극 산화 후 표면의 산성 제거를 위해 중화 처리를 실시하였다 (NaOH 1M). 중화 처리 후 에칠알콜을 사용하여 10분간 초음파 세척을 3회 실시 후 최종 증류수 초음파 3회 실시 후 70°C 건조기에서 24시간 건조 실시하였다.

제 3군은 대조군 시편 (Machined)에 HA (hydroxyapatite) blasting을 하여 표면 거칠기를 형성한 후 HA particle제거를 위해 15% 질산을 사용하여 10분간 처리 하였다. 질산 처리 후 에칠알콜을 사용하여 10분간 초음파 세척을 3회 실시 후 최종 증류수 초음파 3회 실시 후 70°C 건조기에서 24시간 건조 실시하였다.

제 4군은 RBM disc 시편에 CMP coating을 실시하였다. disc 표면에 CMP sol 0.1 ml을 떨어뜨린 후 6000 RPM으로 회전시켜 얇은 막을 형성 24시간 70°C 건조 후 진공 열처리로 열처리 실시, 열처리 완료 후 에칠알콜을 사용하여 10분간 초음파 세척을 3회 실시, 최종 증류수 초음파 세척 3회 실시 후 70°C 건조기에 24시간 건조 실시하였다.



**Fig. 1.** Surface treated disc.

### 2. 연구 방법

#### 1) 시편 표면 조도 측정

표면거칠기 장비는 일본 Mitutoyo사 SV-3000S4을 이용하였으며 그 측정조건은 Stylus: 1.2, Measurement Length: 1.69 mm, Speed: 0.05 mm/s, Filter: Gaussian로 하였으며 측정장비를 JIS1994 표준에 근거하여 측정하고 그 값을 보정하였으며 각 group당 5개 sample을 측정하였고 1개의 sample에서 3회 측정하였다.

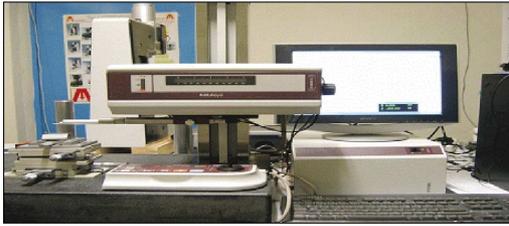


Fig. 2. Disc surface roughness measurement machine.

2) 표면 젖음성 측정

표면 젖음성 측정은 sessile drop method를 이용했다. 시편당 3 μl의 0.9%염화나트륨 농도의 멸균생리식염수(중외제약, 대한민국)를 dropping후, 동영상 카메라가 부착된 측정장비 (model name OCA20®, Dataphysics, Germany)를 이용, 시편 표면과 이루는 각을 측정하였다. 시간에 관한 변화를 알아보기 위해서 5초, 10초, 15초 간격으로도 측정하였다. 사용한 용액은 36.5℃이었으며 나머지 조건은 동일한 상태로 유지하였다.

3. 분석 방법

1) 임플란트 표면 처리에 따른 젖음성과 표면조도의 차이를 분석하기 위해 일원 분산 분석 (One-way ANOVA)을 하여 F 검증하고 그 후 Scheffé 사후 검증 (Post Hoc Test)

을 하였다.

2) 경과 시간에 따른 젖음성 효과의 차이를 분석하기 위해 일원 분산 분석 (One-way ANOVA)을 하여 수집된 실험 데이터는 통계 패키지 SPSS 11.0을 사용하여 분석하였다. 본 연구에서 사용된 통계를 F 검증하고 그 후 Scheffé 사후 검증 (Post Hoc Test)을 하였다. 분석에 사용된 경과 실험 시간은 5초, 10초 그리고 15초이다.

3) 임플란트 표면 특성과 경과 시간의 주 효과 (main effects)와 교호 작용 효과 (interaction effects)를 분석하기 위해 이원 분산 분석 (Two-way ANOVA)하였다.

4) 임플란트 표면 처리에 따른 젖음성과 표면조도의 상관관계를 조사하기 위해 Pearson 상관계수를 구하였다.

결과

1. 임플란트 표면 처리에 따른 표면조도 차이

임플란트 표면 처리에 따라 표면조도의 차이가 있는지를 알아본 결과, 유의 수준 0.05에서 F 값이 273.470, P 값이 0.000으로 통계적인 유의성이 있었다(Table II). 표면처리가 동질적인 집단을 알기위해 Scheffé 사후 검증한 결과 RBM (m = 1.69), CMP (m = 1.58), Anodized (m = 0.78) 그리고 Machined (m = 0.18) 순으로 나왔고 RBM과 CMP만

Table II. Distribution analysis for surface roughness by implant surface

Groups	Mean	SD	F value	P value	Scheffé PHT
Machined	0.18	0.05	273.47	0.000*	Machined < Anodized < (CMP = RBM)
Anodized	0.78	0.14			
RBM	1.69	0.26			
CMP	1.58	0.16			
Total	1.05	0.64			

\* P < .05

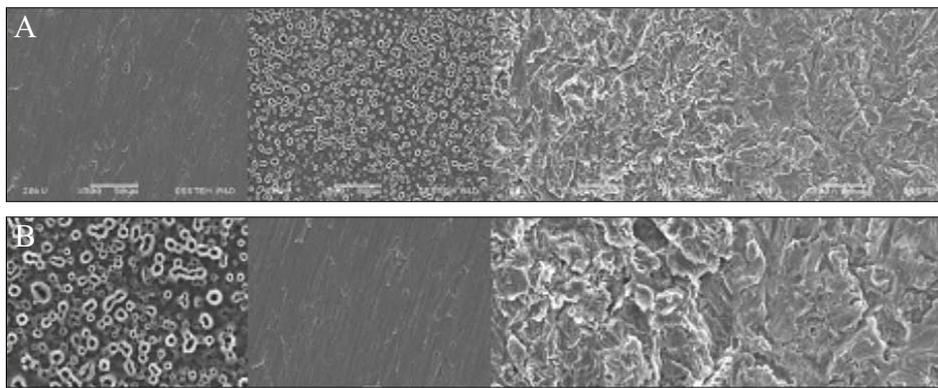


Fig. 3. SEM photographs of surface treated titanium. A (× 500), B (× 1,000)

동질적인 집단으로 나타났다.

## 2. 임플란트 표면 처리에 따른 젖음성 차이

### 1) 표면처리에 따른 젖음성의 차이

임플란트 표면 처리에 따른 젖음성의 차이는 유의 수준 0.05에서 통계적인 유의성이 있었다 (Table III). 젖음성의 차이가 구체적으로 어떻게 다른지 알기 위하여 Scheffé 사후 검증하였다. 그 결과 Anodized 표면의 경우 ( $m = 17.70$ )가 가장 좋은 결과가 나왔고, RBM 표면 처리한 경우 ( $m = 27.86$ )가 그 다음으로 좋은 결과가 나왔다. 그 반면 CMP ( $m = 66.28$ )와 Machined ( $m = 70.52$ ) 표면 처리의 경우는 상대적으로 젖음성이 좋지 않았다. 또한 CMP와 Machined 표면 처리의 경우 젖음성의 차이는 사후 검증 결과 통계적인 유의성이 없었다.

### 2) 시간에 따른 젖음성 차이

시간 경과에 따른 젖음성의 변화는 유의 수준 0.05에서 통계적인 유의성이 없는 것으로 나왔다 (Table IV). 또한 Scheffé 사후 검증 결과 역시 15초의 경우 ( $m = 44.80$ )가 가장 좋은 결과가 나왔고 그 다음 10초 ( $m = 45.01$ )과 5초 ( $m = 45.59$ ) 순으로 나왔으나 그 차이에 대한 통계적인 유의성을 발견할 수 없었다.

### 3) 표면 처리와 시간 경과에 따른 젖음성 차이 분석

임플란트 표면 처리 방법과 시간 경과에 따른 젖음성의 주 효과 (main effects)와 교호 작용 효과 (interaction effects)가 있는지 알아보기 위해서 이원 분산 분석 (Two-way ANOVA)을 하였다. Table V는 각 표면처리와 경과 시간별 젖음성의 평균과 표준 편차를 정리한 표이고 Table VI는 각 분산 원천 (source)별 제곱 합 (sum of squares), 평균 제곱 (mean squares)과 그에 해당하는 F 값과 P 값을 정리한 분산 분석표이다.

유의 수준 0.05에서 일원 분산 분석 시 Table III, IV와 마찬가지로 임플란트 표면 처리 방법에 따른 젖음성의 주 효과 차이는 통계적인 유의성이 있었으나 (F 값 = 423.494, P 값 = 0.000) 경과 시간에 따른 젖음성의 주 효과는 통계적인 유의성이 없었다 (F 값 = 0.132, P 값 = 0.877). 표면 처리와 경과 시간의 교호 작용 효과 역시 F 값이 0.013, P 값이 1.000으로 통계적인 유의성을 찾을 수가 없었다.

이는 아래 평균 반응 차트 (Fig. 5)에서도 시각적으로 확인할 수 있다. 시간 경과에 따라서 각 임플란트 표면 처리당 추정 젖음성의 평균의 경과를 추적한 결과 각 표면 처리당 젖음성의 추정 평균의 변화는 있으나 경과 시간당 변화를 보면 거의 평행선을 유지해 표면 처리와 경과 시간의 교호 작용은 없는 것으로 나타났다.

**Table III.** Distribution analysis of wettability by implant surface treatment

Groups	Mean	SD	F value	P - value	Scheffé PHT
Machined	70.52	8.00	135.59	0.000*	Anodized < RBM < (CMP = Machined)
Anodized	17.70	2.66			
RBM	27.86	4.52			
CMP	66.28	3.70			
Total	45.59	24.20			

\*  $P < .05$

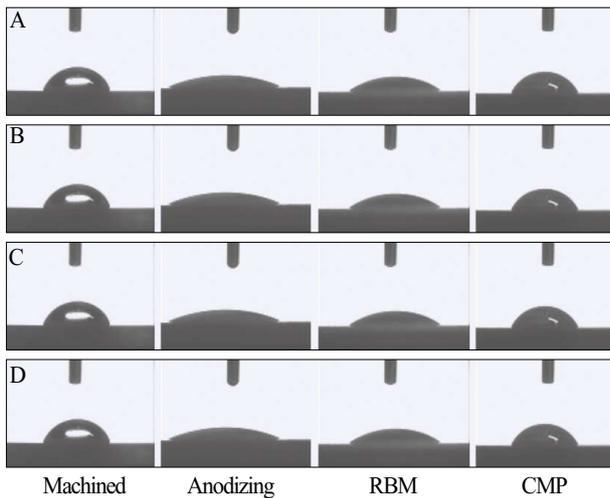
**Table IV.** Distribution analysis for wettability by the time

Time	Mean	SD	F value	P - value	Scheffé PHT
5 sec	45.59	24.20	0.006	0.994	15sec = 10sec = 5sec
10 sec	45.01	24.30			
15 sec	44.80	24.29			
Total	45.13	23.85			

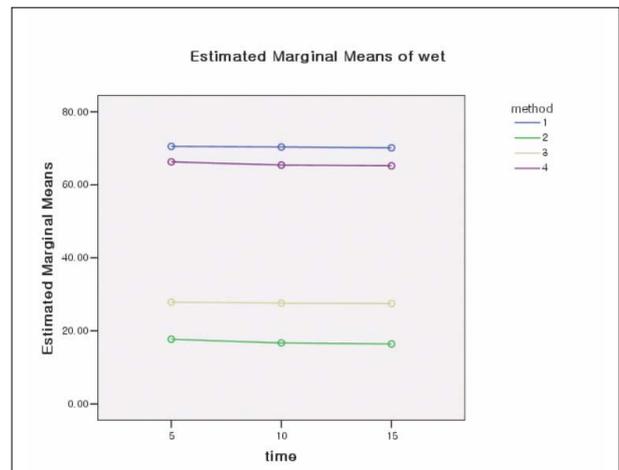
\*  $P < .05$

**Table V.** Mean and SD of wettability by the time

Groups	5 sec	10 sec	15 sec
Machined	70.52 (8.00)	70.34 (7.83)	70.12 (7.68)
Anodized	17.70 (2.66)	16.70 (2.18)	16.42 (1.95)
RBM	27.86 (4.52)	27.60 (4.49)	27.46 (4.57)
CMP	66.28 (3.70)	65.40 (3.88)	65.20 (3.89)



**Fig. 4.** Photographs of surface wettability.  
A, after 1 second      B, after 2 second  
C, after 3 second      D, after 4 second



**Fig. 5.** Change of surface wettability by the time processing.  
1: Machined surface 2: Anodized surface 3: RBM surface 4: CMP surface.

**Table VI.** Distribution analysis of wettability by the time

Source	Sum of Squares	df	Mean Squares	F value	P value
Surface properties	32333.42	3	10777.81	423.494	0.000*
Time	6.70	2	3.35	0.132	0.877
S.properties* time	1.94	6	0.32	0.013	1.000
Corrected Total	1221.59	48			

\*  $P < .05$

**Table VII.** Corelationship wettability with surface roughness

Groups	Wettability Mean	Surface Roughness Mean	Pearson r	P value
Machined	70.49	0.18	-0.189	0.501
Anodized	17.65	0.78	-0.140	0.619
RBM	27.88	1.69	0.061	0.830
CMP	66.52	1.58	0.256	0.358
Total	45.64	1.05	-0.234	0.071*

\*  $P < .1$ , \*\*  $P < .05$

### 3. 표면처리에 따른 표면조도와 젖음성의 상관관계 분석

표면 처리에 따른 젖음성과 표면조도의 상관관계를 알기 위해 Pearson 상관계수를 구한 결과 Machined ( $r = -0.189$ ,  $P$  값 = 0.501)와 Anodized ( $r = -0.140$ ,  $P$  값 = 0.619)는 음의 표본 상관계수가 나온 반면 RBM ( $r = 0.061$ ,  $P$  값 = 0.830)과 CMP ( $r = 0.256$ ,  $P$  값 = 0.358)은 양의 표본 상관계수가 나왔다. 그러나 4 가지 방법 전부 통계적인 유의성은 없었다.

### 총괄 및 고찰

많은 연구 논문에서 임플란트의 골유착 성공률을 높이기 위한 수많은 방법들을 제시하고 있다.<sup>11-15</sup> Albrektsson<sup>45</sup>은 골유착이란 광학 현미경하에서 임플란트와 골조직이 섬유성 결합조직의 포함 없이 직접 접촉되어 임상적으로 움직임이 없는 상태라고 정의하였고, 골유착을 얻기 위해서는 임플란트의 재질, 디자인, 표면처리방법, 골의 상태, 수술기법, 부하조건 등이 중요하다고 하였다.

근래에 와서 임플란트의 표면처리에 관한 다양한 방법들이 제시 되어 오고 있다.<sup>12-15</sup> 이러한 노력들은 임플란트

표면처리를 통하여 Fixture의 표면에너지를 증가시키고 초기 조직액과 Fixture사이의 분자생물학적 반응을 증가시키기 위함이다. 임플란트 수술시에 술자들은 Fixture가 조직액과 접촉 할 때, Fixture의 표면처리 종류에 따라서 조직액의 젖음성이 다름을 경험하게 된다. MacDonald 등<sup>16</sup>과 Rupp 등<sup>17</sup>은 임플란트의 젖음성이 좋으면 골유착이 유리하다고 하였다. 임플란트는 식립 후 초기에 조직액과 반응하여 임플란트 표면에서 분자생물학적인 변화가 일어난다. 거친 표면을 갖고 표면에너지가 높은 임플란트는 초기 조직액을 더 많이 흡착하고 결과적으로 골 발생 세포들의 이주와 배열을 증가시키기 때문에 골유착에 유리하다.

임플란트의 표면처리는 변화를 거듭하고 있다. 초기의 아무런 표면처리가 안된 평활한 기계 절삭면 임플란트도 외관상으로는 매끄러우나 미세한 거칠기를 가지며 산소와 결합하여 산화막을 형성함으로써 골형성에 유리한 형태가 된다. 이러한 Machined surface 역시 장기적인 임상자료와 동물 실험을 통해서 안정된 표면중의 하나로 인정되고 있다.<sup>5,7</sup> 그럼에도 불구하고 골유착 기간을 단축시키고 보철물을 보다 더 빠르게 적용하기 위한 다양한 표면 처리 방법들이 연구되어 오고 있다. 최근에 가장 활발하게 연구되어 오고 있는 표면처리 방법에는 Anodized, RBM, CMP coating 등이 있다. Anodized surface는 Machined surface에 양극 산화를 실시하여 타이타늄 표면에 pore를 균일하게 형성시키는 방법이다. RBM surface는 Machined surface에 HA (hydroxyapatite) Blasting을 하여 표면거칠기를 형성하는 방법이다. CMP coating surface는 CMP Sol을 떨어뜨린 후 고속으로 회전시켜 CMP 막을 형성한 후 진공 건조 열처리를 실시 하여 표면거칠기를 만들어주는 방식이다.

임플란트의 골유착 성공률을 증가시키기 위한 다양한 인자들 중 표면처리에 관심을 갖게 되었고 최근 활발하게 연구 되어지는 표면처리 방법에 따른 임플란트와 조직액간의 젖음성에 관한 연구가 필요하다고 판단하여 본 실험을 진행하였다. 여러 논문에서 표면 거칠기에 따른 생체 반응을 비교 하였으나 표면 분석 방법과 거칠기를 정량화하는 방법에는 큰 차이가 있었다. 정성적 분석 방법으로 주사전자현미경이 가장 많이 사용되었으며, 이는 시각적 기술에 적당하다. Listgarten<sup>18</sup>등은 표면조도의 측정 방법에 대하여 접촉식 표면 조도 측정기 보다 주사전자 현미경이 비교 평가에 유리하다고 하였다. 이는 접촉식 표면조도 측정기의 탐침이 Plasma coating시 나타나는 요철의 크기보다 크기 때문이라고 설명하였다. 그러나 주사전자현미경은 측방 관찰시에는 매우 우수하지

만 요철의 수직고경을 측정하는 데는 정확하지 못하다. 시편표면 거칠기를 측정하는 방법들은 여러 조건들이 달라지고 표준화된 수치가 없는 상태에서 표면 조도를 구하기 때문에 다른 연구 결과들과 비교하기는 곤란한 점이 많다.

본 실험에서는 4 가지 임플란트 표면 처리 (Machined surface, Anodized surface, RBM surface, CMP surface)에 따른 시편 표면조도를 일본 Mitutoyo사 SV-3000S4을 이용하여 측정하였으며, 젖음성이 어떻게 다른지를 분석하기 위해 정적 접촉각 분석 방법인 Sessile drop method<sup>14</sup>를 이용하여 확인하였다. 시간에 따른 접촉각의 차이를 알아보기 위해서 각 group당 5초 후, 10초 후 그리고 15초 후 젖음성을 측정하였다.

실험 결과는 다음과 같았다. 임플란트 처리에 따른 표면조도의 차이도 일원 분산 분석한 결과 통계적인 유의성이 있는 것으로 나왔다. 시편 표면 조도는 RBM, CMP, Anodized, Machined의 순으로 큰 값이 나왔다. Scheffé 사후 검증한 결과 CMP와 RBM는 동질적으로 나왔으나 다른 표면 처리와는 이질적인 것으로 밝혀졌다 (Table I). 임플란트 표면 처리에 따른 젖음성의 차이는 5초 후에 측정된 데이터만을 사용하여 분산 분석한 결과 통계적인 유의성이 있었다. Anodized, RBM, CMP, Machined의 순으로 젖음성이 좋았다 (Table II). 경과 시간에 따른 젖음성의 차이는 통계적인 유의성을 발견하기 힘들었다. 임플란트 표면 처리와 경과 시간의 교호 작용 효과 역시 통계적인 유의성이 없는 것으로 나타났다 (Fig. 5). 표면 처리에 따른 표면조도와 젖음성의 상관관계를 알기 위해 Pearson 상관계수를 구한 결과 Machined와 Anodized는 음의 표본 상관계수가 나온 반면 RBM과 CMP는 양의 표본 상관계수가 나왔다. 그러나 4 가지 방법 전부 통계적인 유의성은 없었다.

Gotfredson<sup>19</sup>등은 Machined surface와 산화 타이타늄 Blasting된 표면의 임플란트를 실험한 결과 표면조도를 증가시키면 뒤틀림 제거력이 증가한다고 하였다. 또한 Buser<sup>20</sup>등은 표면 조도가 클수록 조직형태학적 계측시 골, 금속간 접촉이 증가된다고 하였다. 표면조도 이외에도 요철의 방향, 모양 등이 조직반응에 중요하다고도 하였다. Wilke<sup>21</sup>등은 다양한 표면을 연구한 결과 표면조도의 증가에 비례하여 골유착이 촉진되는 것은 아니며 적절한 조도를 지녀야 한다고 하였다. Hanson<sup>22</sup>은 최적의 골유지 능력을 갖는 표면 미세 구조를 계산해 보기도 했다. 이들의 연구를 분석해 볼 때 표면조도 만이 미세구조의 척도는 아니며 요철의 크기, 모양 방향성들 모두 고려하여 분석하는 것이 필요하리라 사료된다.

이상으로 골유착을 유리하게 하기 위한 임플란트 표면의 거칠기와 이와 관계되어지는 젖음성에 대하여 고찰해보았다. 본 실험에서는 시편의 종류에 따라서 젖음성에 차이가 있는 것으로 나타났고, 시간에 따라서는 영향을 받지 않는 것으로 나타났다. 또한 시편표면 조도와 젖음성의 상관관계도 통계적인 유의성이 없었다. 전체적으로 측정되어지는 표면 조도의 값도 중요하지만 젖음성을 결정하는 표면 에너지에 영향을 주는 다른 인자가 있음을 알았고, 시편표면 조도를 측정하는 균일한 기준이 필요함을 느꼈다. 디스크 시편을 통해서만 젖음성을 측정하는 것이 아니고 임플란트 fixture를 이용하여 젖음성을 3차원적으로 측정하는 방법이 술자들에게 더 현실적으로 다가 올수 있으므로, 표준화된 입체적 측정 방법이 개발 될 필요가 있을 것으로 사료된다. *In vitro* 상에서 표면 처리된 임플란트의 젖음성의 차이가 실질적으로 인체에서 임플란트 식립시 조직액 흡착에 영향을 주어 임플란트의 성공률에 기여하는지 *in vivo* 상의 확인도 필요 할 것으로 본다.

## 결론

본 연구에서는 골유착을 증가시키기 위하여, 4종류의 표면 처리를 달리한 타이타늄 시편을 이용하였다. 한 종류의 표면처리 당 5개의 시편을 제작, 총 20개의 시편을 이용하여 실험하였다. 실험을 통하여 시편의 젖음성, 시간에 따른 젖음성에 변화, 시편 표면 조도를 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 표면조도를 측정한 결과 RBM, CMP, Anodizing, Machined group의 순으로 거칠었다. 그러나 RBM과 CMP는 유의할만한 차이가 없었다 ( $P < .05$ ).
2. 타이타늄 시편의 젖음성을 분석한 결과 Anodizing, RBM, CMP, Machined group의 순서로 좋은 젖음성, 즉 낮은 접촉각을 보였다. 그러나 CMP와 Machined는 유의할 만한 차이가 없었다 ( $P < .05$ ).
3. 시간에 따른 젖음성의 변화는 모든 실험군에서 유의할 만한 차이가 없는 것으로 나왔다. 각각의 시편의 종류에 따른 젖음성의 변화도 시간에 따라 유의할 만한 차이가 없는 것으로 나왔다 ( $P > .05$ ).
4. 표면 처리에 따른 젖음성과 표면조도의 상관관계를 알기위해 Pearson 상관 계수를 이용 한 결과 Machined와 Anodized는 음의 표본 상관계수가 나온 반면 RBM과 CMP는 양의 표본 상관계수가 나왔다. 그러나 4 가지 방법 전부 통계적인 유의성은 없었다.

이상의 결과로 보아 *in vitro* 상에서 임플란트의 표면 처

리 방법에 따라 젖음성에 차이가 있는 것으로 나타났다. 이러한 젖음성의 차이는 실제 인체에서 임플란트 식립시에 조직액의 흡착에 영향을 미칠 것으로 판단된다.

## 참고문헌

1. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg 1969;3:81-100.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981;10:387-416.
3. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Implants 1990;5:347-59.
4. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engevall S, Engquist B, Eriksson AR, Feldmann G, Freiberg N, Glantz PO, Kjellman O, et al. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. J Periodontol 1988;59:287-96.
5. Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. J Clin Periodontol 1991;18:474-81.
6. Eckert SE, Parein A, Myshin HL, Padilla JL. Validation of dental implant systems through a review of literature supplied by system manufacturers. J Prosthet Dent 1997;77:271-9.
7. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. J Prosthet Dent 1992;68:949-56.
8. Cordioli G, Majzoub Z, Piattelli A, Scarano A. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:668-74.
9. Gotfredsen K, Wennerberg A, Johansson C, Skovgaard LT, Hjørting-Hansen E. Anchorage of TiO<sub>2</sub>-blasted, HA-coated, and machined implants: an experimental study with rabbits. J Biomed Mater Res 1995;29:1223-31.
10. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Anchorage of titanium implants with different surface characteristics: an experimental study in rabbits. Clin Implant Dent Relat Res 2000;2:120-8.
11. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Failure patterns of four osseointegrated oral implant systems. J Mater Sci Mater Med 1997;8:843-7.
12. Sul YT, Johansson CB, Petronis S, Krozer A, Jeong Y, Wennerberg A, Albrektsson T. Characteristics of the surface oxides on turned and electrochemically oxidized pure titanium implants up to dielectric breakdown: the oxide thickness, micropore configurations, surface roughness,

- crystal structure and chemical composition. *Biomaterials* 2002;23:491-501.
13. Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, Hoffmann B, Lussi A, Steinemann SG. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res* 2004;83:529-33.
  14. Park JY, Gemmell CH, Davies JE. Platelet interactions with titanium: modulation of platelet activity by surface topography. *Biomaterials* 2001;22:2671-82.
  15. Kim JS, Shin SY, Ryu JJ. A study on the stability of 5 different surface treatment methods to dental implant using resonance frequency and histomorphometric analysis. *J Korean Acad Prosthodont* 2005;43:78-94.
  16. MacDonald DE, Deo N, Markovic B, Stranick M, Somasundaran P. Adsorption and dissolution behavior of human plasma fibronectin on thermally and chemically modified titanium dioxide particles. *Biomaterials* 2002;23:1269-79.
  17. Rupp F, Scheideler L, Rehbein D, Axmann D, Geisgerstorfer J. Roughness induced dynamic changes of wettability of acid etched titanium implant modifications. *Biomaterials* 2004;25:1429-38.
  18. Listgarten MA, Buser D, Steinemann SG, Donath K, Lang NP, Weber HP. Light and transmission electron microscopy of the intact interfaces between non-submerged titanium-coated epoxy resin implants and bone or gingiva. *J Dent Res* 1992;71:364-71.
  19. Gotfredsen K, Nimb L, 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 Implants Res* 1992;3:77-84.
  20. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991;25:889-902.
  21. Wilke HJ, Claes L, Steinmann S. The influence of various titanium surfaces on the interface shear strength between implants and bone. *Clinical implant Materials. Advances in Biomaterials*. Elsevier Science Publishers B. V. Amsterdam 1990;9:309-14.
  22. Hanson S. On the role of surface roughness for load bearing bone implants M. SC. Thesis Centre for Biomechanics. Calmers University of Goteborg. Goteborg 1991.

## Wettability of titanium implants depending upon surface properties

Young-Soo Han<sup>1</sup>, DDS, Sang-Wan Shin<sup>2\*</sup>, DDS, MPH, PhD, MSc

<sup>1</sup>Graduate Student, <sup>2</sup>Professor, Advanced Prosthodontics,  
Graduate School of Clinical Dentistry, Korea University

**Statement of problem:** When an implant is fixed, a fixture comes into contact with a tissue fluid. Adhesion of a tissue fluid to a surface of implant is various case by case.

**Purpose:** The ultimate goal of this work is to analyze a correlation between a surface roughness and wettability of implant specimens. A measurement for wettability is performed considering 4 types of specimen implant with surface treatments different from each other to investigate the change of wettability with the elapse of time. **Material and methods:** Firstly, 20 specimens of titanium were prepared. The specimen were made of a commercial Titanium Grade IV with the diameter of 10 mm and the thickness of 1 mm. According to the method of surface treatment, the specimens were classified into 4 groups of 5 specimens per group. Group A: Machined Surface Group B: Anodized surface Group C: RBM (HA blasting) surface Group D: CMP (calcium methaphosphate) coating surface. Surface roughness of specimen was measured using SV-3000S4 (Mituyoto, Japan). The measurement was based on the standard of JIS1994. Sessile drop method was used to measure the wettability, which measures contact angle between implant disc and saline with the time interval of 5, 10, and 15 seconds. SPSS 11.0 was used to analyze the collected data. In order to analyze the difference of wettability and surface roughness according to implant surface treatment method. The statistical significance was tested with the confidence level of 95%. Pearson's correlation coefficient was used to evaluate the correlation of surface roughness and wettability. **Results:** The difference of surface roughness was statistically significant in the order of Group C ( $1.69 \pm 0.26$ ), Group D ( $1.58 \pm 0.16$ ), Group B ( $0.78 \pm 0.14$ ) Group A ( $0.18 \pm 0.05$ ). The wettability has also a statistically significant difference, which was in the order of group B ( $17.70 \pm 2.66$ ), Group C ( $27.86 \pm 4.52$ ), Group D ( $66.28 \pm 3.70$ ) Group A ( $70.52 \pm 8.00$ ). There was no difference in wettability with the passage of time. **Conclusions:** 1. The surface roughness was high in the order of RBM, CMP, Anodized, Machined group ( $P < .05$ ). 2. The wettability was high in the order of Anodized, RBM, CMP, Machined group ( $P < .05$ ). 3. There was no statistical significance in the correlation of surface roughness and wettability. (*J Korean Acad Prosthodont 2009;47:12-20*)

**Key words:** Wettability, Surface roughness, Sessile drop method

Corresponding Author: Sang-Wan Shin

Dept. of Prosthodontics, Graduate School of Clinical Dentistry, Korea University, 97, Gurodonggil, Guro-Gu, Seoul, 152-703, Korea  
+82 2 818 6874: e-mail, swshin@korea.ac.kr

Article history

Revised June 1, 2008 / Last Revision December 23, 2008 / Accepted December 30, 2008.