

## 치과 임플란트용 타이타늄의 표면처리에 따른 부식특성

김승표 · 최한철<sup>†</sup>

조선대학교 치과대학, 광주시 동구 조선대길 146  
(2025년 7월 31일 접수, 2025년 8월 17일 수정, 2025년 8월 20일 채택)

### Corrosion Characteristics of Titanium for Dental Implant with Surface Modifications

Seung-pyo Kim and Han-Cheol Choe<sup>†</sup>

Department of Dental Materials, College of Dentistry, Chosun University, Gwangju 61452, Korea

(Received July 31, 2025; Revised August 17, 2025; Accepted August 20, 2025)

This study evaluated the corrosion characteristics of pure titanium specimens under four surface conditions: machined, polished after machining, RBM-treated, and SLA-treated. FE-SEM surface observations showed residual machining debris on the machined surface and parallel scratches on the polished surface, while the RBM-treated surface exhibited irregular depressions of various sizes, and the SLA-treated surface revealed a micro-honeycomb structure with nanopores. Surface roughness measurements indicated increasing roughness from 0.27  $\mu\text{m}$  on the machined surface and 0.39  $\mu\text{m}$  on the polished surface to 1.58  $\mu\text{m}$  on the RBM surface and 2.16  $\mu\text{m}$  on the SLA surface. According to results of potentiodynamic polarization test, the SLA-treated surface showed the highest corrosion potential (-363 mV) and the lowest corrosion current density ( $0.87 \times 10^{-9} \text{A/cm}^2$ ), demonstrating superior corrosion resistance. After the corrosion test, localized pitting-induced collapse was observed on the machined surface, whereas the polished surface appeared relatively intact. No obvious corrosion regions were detected at low magnification on the RBM and SLA surfaces. EDS elemental mapping revealed that Na and Cl were evenly distributed on the machined and polished surfaces, while distinct NaCl crystalline precipitates were observed on the RBM and SLA surfaces.

**Keywords:** Dental implant, Titanium, Surface treatment, Surface characteristics, Corrosion

### 1. 서론

현대문명의 발달 및 노령인구 증가로 초고령화 사회로 진입함에 따라 손상된 조직을 대체할 수 있는 물질의 발전이 꾸준히 개발되고 있다. 치과용 임플란트는 상실된 치아 부위에 고정되어 장기간 생체 내 하중을 지지해야 하는 고정체로 구강환경에 따른 기계적응력과 pH, 온도, 화학적 조성 등의 제어가 중요하다. 이러한 이유로 치과용 임플란트의 소재 및 표면 특성이 골유착(osseointegration)의 성공 여부를 결정짓는 주요 인자라고 할 수 있다 [1]. 특히, 티타늄(Ti) 및 그 합금은 높은 비강도(specific strength), 내식성, 우수한 생체적합성, 기계적특성으로 인해 치과용 및 정형외과용 임플란트 재

료로 폭넓게 사용되고 있다. Ti 표면은 대기 중 산소와 즉각 반응하여 두께 2~10 nm 수준의  $\text{TiO}_2$  부동태 피막(passive film)을 형성하며, 뼈 조직이 아주 얇은 산화막을 사이에 두고 접촉을 하여 뛰어난 부식저항성과 초기 단백질 흡착을 매개하여 골유착(osseointegration)의 기반이 된다.

그러나, 자연 발생적인 2~10 nm의  $\text{TiO}_2$  층은 매우 얇고 생체불활성(bioinert) 특성으로 인해 세포 부착 및 분화가 지연될 뿐만 아니라, 저마모성(low wear resistance)으로 장기적인 기계적 안정성이 저하될 우려가 있다 [2,3].

이 문제를 해결하기 위해 일정한 거칠기를 유지하기 위한 다양한 표면처리 기법들이 제안되고 있으며, 그중에서도 샌드블라스팅법, 샌드블라스팅-산부식(블라스트 & 에칭)법, 양극산화(anodization)법, 플라즈마 전해산화(Plasma Electrolytic Oxidation)법, 플라즈마 스프레이

<sup>†</sup>Corresponding author: hcchoe@chosun.ac.kr

김승표: 박사학위과정생, 최한철: 교수

(Plasma spray)법, HA 코팅(Hydroxyapatite Coating)법은 대표적인 물리·화학적 방법으로 꼽히면서 많은 연구가 이루어지고 있다 [4-6]. 각 처리법은 표면에 나노/마이크로/메트로 기공 또는 돌기 구조를 형성하여 표면 거칠기를 조절하고, 동시에 산화층의 화학 조성 및 표면 에너지를 변화시켜 세포 반응성을 향상시키는 역할을 한다 [7,8].

일반적으로 표면거칠기를 증가하기 위한 수단으로 현재 상용되고 있는 표면처리방법은 대표적으로 샌드블라스팅 방법이 이용되고 있으며 알루미나( $Al_2O_3$ ) 및 HA (Hydroxyapatite) 등의 입자를 고압 분사하여 마이크로/메트로 규모의 거칠기를 부여함으로써 골-임플란트 기계적 결합을 향상시키고, 표면적을 확대하여 세포 부착에 유리한 환경을 조성한다. 최근에는 HA 또는 TCP(인산삼칼슘) 계의 생체흡수성 블라스트 입자를 사용하여 표면을 기계적으로 거칠게 한 후, 잔류 입자가 시술 전 세척 과정에서 완전히 용해·제거됨으로써 순수 Ti 표면에 순수하고 규칙적인 미세 거칠기를 형성한다. 이 방식은 비흡수성 알루미나 대비 이물 잔류 위험을 낮추기 때문에 RBM (Resorbable Blast Media) 표면처리 방식이 각광을 받고 있다 [9,10]. 더욱이, 표면거칠기 증가시키기 위한 샌드블라스팅 처리 후 산 에칭(Acid etching) 공정은 HCl,  $H_2SO_4$ , HF 등의 강산을 이용해 1.5~2.5  $\mu m$  수준의 거친 표면을 형성하여 표면 자유에너지와 친수성을 향상시켜 초기 골세포 부착 및 분화를 촉진하는 효과적인 SLA (Sandblasted, Large grit, Acid-etched) 표면처리 기술로 사용되고 있다 [11]. 이러한 표면처리를 통해 강화된 산화막은 부식거동을 억제하고 미세 전류 발생을 최소화하여 골조직 자극을 줄일 수 있다 [12]. 그럼에도 불구하고, 한편에서는 처리 강도나 처리 매개변수에 따른 거칠기 변화가 세포 반응에 미치는 영향 및 부식특성이 상이하게 보고되기도 하며, 또 다른 한편에서는 서로 다른 처리법을 동일 실험 조건하에 비교

한 종합 연구가 미미한 실정이다.

따라서, 본 연구에서는 순수한 티타늄 시편을 이용하여 기계가공된 표면, 기계가공후 연마된 표면, 샌드블라스팅 처리 후 표면, 샌드블라스팅 처리 후 산 에칭 표면에 대한 표면 거칠기를 분석 후 전자현미경(FE-SEM) 및 EDS를 통해 물리적 거칠기와 형태학적 특성을 정량·정성 분석하고, 0.9% NaCl 전해액에서 전기화학적 방법으로 부식거동변화를 평가하고자 한다. 이를 통해 표면처리 방식별 거칠기에 따른 부식 특성 변화를 조사하였다.

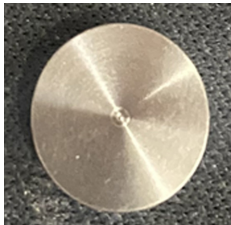


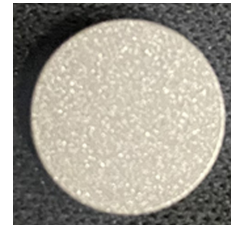
## 2. 연구방법

### 2.1 시편준비

본 연구에서 사용된 시편은 (주)KJ MEDITEC에서 제조된 냉간가공된 순수한 티타늄(CW-Pure-Ti) 디스크를 준비하였다. 각 시편의 조건은 Table 1에 다음과 같이 나타내었다. 모든 시편은 실험을 위해 CNC (computer numerical control) 가공 선반기를 이용하여 CW-pure-Ti 봉 형태를 10×2( $\varnothing$ ×L) mm의 크기로 제작하였다. 이후 기계가공 시 사용되는 공구류 및 절삭유 등의 불순물 제거 및 표면 bur제거를 위해 핀 연마 및 초음파세척을 진행하였다.

세척된 시편은 #1의 경우 기계가공처리 시편, #2의 경우 100-600 grit 샌드페이로 연마한 시편, #3의 경우 HA 분말을 이용하여 샌드블라스팅한 RBM (Resorbable Blast Media) 시편, #4의 경우  $Al_2O_3$  분말을 이용하여 샌드블라스팅 후 산 에칭한 SLA (Sandblasting Large grit Acid etching) 시편을 준비하였다. 준비된 시편은 FE-SEM (Field-Emission Scanning Electron Microscopy, S-4800, Hitachi, Japan) 및 표면거칠기(Surface Roughness Analyzer (DH-8, Diavite, Swiss)장비를 이용하여 표면 패턴 형상 및 표면거칠기를 알아보았다.

Table 1. The sample condition used in this study

Sample	#1	#2	#3	#4
material	CW-Pure titanium	CW-Pure titanium	CW-Pure titanium	CW-Pure titanium
Size ( $\varnothing \times L$ ) mm	10 × 2	10 × 2	10 × 2	10 × 2
Surface treatment	Bulk machined	Bulk #600 polished	RBM	SLA
Surface image				

**Table 2. The condition of potentiodynamic polarization test**

Potentiodynamic polarization test	
Electrolyte	0.9% NaCl
Working electrode	Sample
Counter electrode	High dense carbon
Reference electrode	Saturated calomel reference electrode
Scan rate	1.67 mV/sec
Potential range	-1000 mV ~ 1500 mV
Temperature	36.5±1 °C

## 2.2 전기화학적 시험평가

시편의 부식 특성을 평가하기 위해 Potentiostat (PARSTAT MC, AMETEK, USA)을 사용하여 36.5±1 °C의 일정 온도에서 동전위 분극시험(Potentiodynamic test) 시험을 진행하였으며 이때 전해액은 치과재료에 대한 ISO 10271에 따라 생체유사 용액인 0.9% NaCl용액을 사용하였다. 고밀도 탄소를 보조전극으로, 포화 칼로멜전극(SCE: Saturated calomel reference electrode)을 기준 전극으로, 시편을 작업 전극으로 하여 3전극 시스템을 사용하였다. 시험전 cell의 용존산소를 제거하기 위하여 부식시험 중에 아르곤 가스를 NaCl 용액에 흘려보냈으며 인가전위는 -1000 mV에서 최종전위 1500 mV까지 1.67 mV/sec의 주사속도로 시편에 시험하였다. 시험 후 Tafel 라인 분석을 사용하여 부식전위와 부식전류밀도를 결정하였다. 부식시험 조건은 Table 2에 나타내었다.

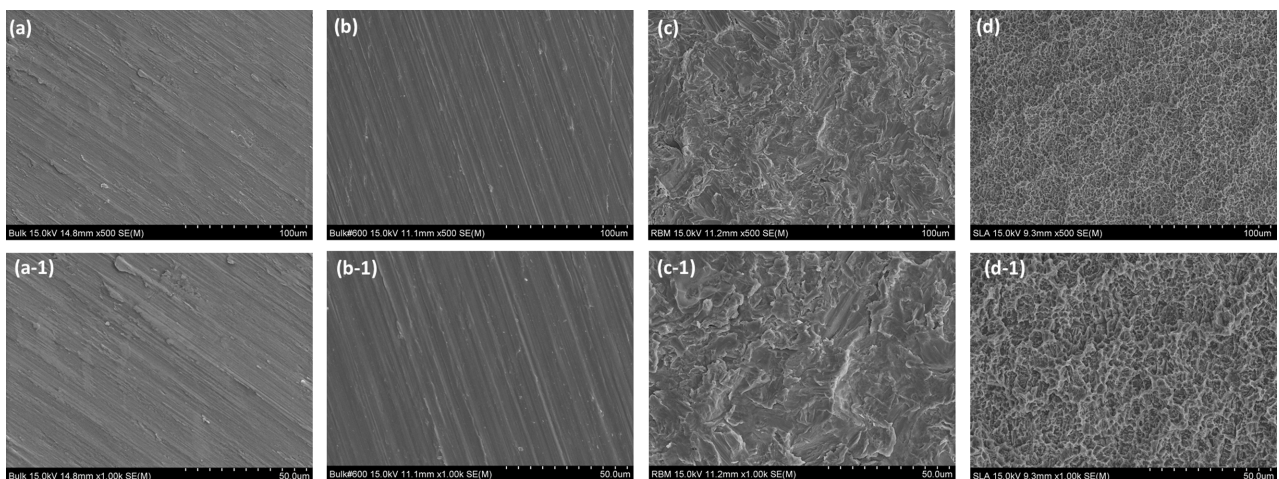
시험 후의 시편 표면은 FE-SEM을 이용하여 부식 후의 표면형상을 관찰하였고, EDS (Energy Dispersive Spectrometer : 7593-H (HORIBA, Japan)을 이용하여 부식후의 EDS Mapping 성분분석을 실시하였다.

## 3. 연구결과 및 고찰

### 3.1 준비된 시편에 대한 표면형상 및 거칠기 관찰

Fig. 1은 각 조건별 표면처리 형상의 표면을 500배 및 1000배의 배율로 관찰한 이미지이다. a, a-1은 기계가공만 마친 표면, b, b-1은 기계가공 후 600 grit 샌드페이퍼로 연마한 표면, c, c-1은 HA 분말을 이용한 RBM 표면, d, d-1은 SLA표면을 나타낸다.

Fig. 1a, a-1의 경우, 기계 가공으로 인해 가공 잔류물이 시편 표면에 존재하는 것을 관찰할 수 있었고, 표면 전체가 상대적으로 매끄러운 표면을 나타내고 있다. 기계적인 가공과 비슷한 조건으로 표면의 거칠기를 만들기 위하여 #600SiC로 연마한 표면에서는 스크래치만이 발견이 되나 기계적인 가공에 의한 표면에서는 표면에서 부풀은 흔적들이 보이는데 이는 tool에 의한 소착현상 등으로 나타난 결과로 보인다. Fig. 1b, b-1의 경우 600 grit 연마로 연마한 표면으로서 가공 잔류물이 거의 남아있지 않고, 고배율에서는 연마를 통한 규칙적인 균일한 표면형상을 나타낸다. Fig. 1c, c-1의 경우 HA (hydroxyapatite) 분말을 이용하여 샌드블라스팅한 표면으로서 표면이 다양한 크기의 오목함의 굴곡의 불규칙한 표면으로 균일하게 나타내고 있으며 HA의 분말이 표면에 코팅[13]되는 효과도 있을 것으로 생각된다. Fig. 1d, d-1의 경우, 저배율에서는 알루미늄 샌드블라스팅으로 인한 메크로 규모의 굴곡형상의 구조의 양상이 관찰되고 있으며 고배율에서는 메크로 크기의 굴곡형상 안에 1 ~ 5 μm 크기의 불규칙한 별집구조 형상의 미세 홈이 나타내어 거친 표면의 형상을 나타내고 있다. 이는 메크로/마이크로의 이중 스케일의 표면을 나타낸다. 산에서 에칭처리를 하면 표면에 이러한 두가지 구조의 표



**Fig. 1. FE-SEM morphologies of surface (×500(a - d) and ×1000(a-1 - d-1)) : (a, a-1) Bulk machined, (b, b-1) Bulk # 600, (c, c-1) RBM, (d, d-1) SLA**

**Table 3. The results of surface roughness test according to sample conditions**

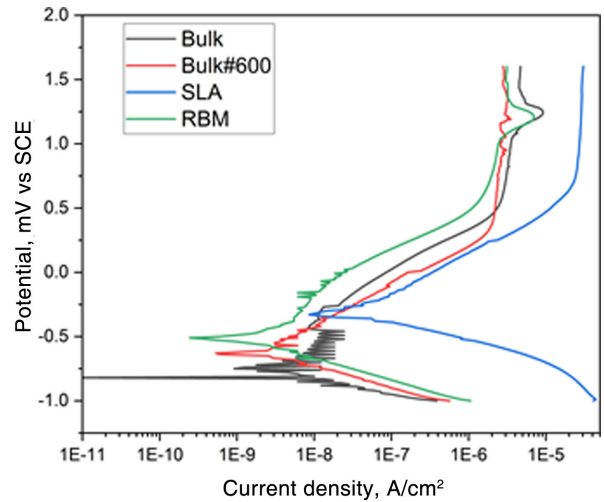
Specimen ( $\mu\text{m}$ )	Bulk machined	Bulk #600 polished	RBM	SLA
1	0.265	0.375	1.586	2.154
2	0.273	0.400	1.632	2.126
3	0.301	0.395	1.544	2.099
4	0.268	0.410	1.525	2.223
5	0.254	0.386	1.601	2.198
Average	$0.27 \pm 0.01$	$0.39 \pm 0.01$	$1.58 \pm 0.04$	$2.16 \pm 0.05$

면을 얻을 수 있으며 처리과정에서 두꺼운 산화피막을 형성하는 효과도 얻을 수 있다 [6].

각 조건별 표면 조도측정 결과의 평균 Ra 값은 Table 3에 나타내었다. 모든 시편은 FE-SEM 표면형상의 이미지와 유사한 결과 값을 나타내었으며, 기계가공 표면의  $0.27 \mu\text{m}$ , 연마된 표면의  $0.39 \mu\text{m}$ , RBM 표면의  $1.58 \mu\text{m}$ , SLA 표면의  $2.16 \mu\text{m}$ 의 거칠기로 증가추세를 나타내었다. 이러한 표면처리에 대한 거칠기의 변화는 골조직과의 결합을 촉진하는 피막이 형성되고 생화학적으로 보호 역할을 함으로써 골조직과의 접촉 확대로 인해 골조직과 임플란트 사이의 결합에서 우수한 결과를 나타내어 임플란트로써 우수한 특성을 나타낼 것으로 생각된다 [2]. 실제로 임상적으로 사용되는 임플란트의 거칠기는  $1.67 \mu\text{m}$ 로 RBM처리한 표면이 임상에서 사용하는 거칠기에 유사하게 나타났다.

**3.2 전기화학적 동전위분극시험 평가**

Fig. 2는 각 조건별 표면처리 시편에 대한 생체유사조건인  $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$ 의 0.9% NaCl용액에서 동전위분극시험을 통하여 조사한 곡선이다. Bulk 기계가공한 경우 부식전위( $E_{\text{corr}}$ )가  $-884 \text{ mV}$ 로 가장 낮은 부식전위를 가지며, Bulk # 600 grit으로 연마된 표면의 경우  $-594 \text{ mV}$ , RBM 표면은  $-514 \text{ mV}$ , 및 SLA 표면은  $-363 \text{ mV}$ 로 각 조건별에 따른 4가지 표면중 SLA 표면이 가장 높은 부식전위를 나타내었다. 부식전류밀도( $I_{\text{corr}}$ )의 경우에서도  $0.87 \times 10^{-9} \text{ A/cm}^2$ 의 결과값으로 다른 시편들의 비해 가장 낮은 부식전류밀도 값을 나타내었다. 또한, 표면처리를 하지 않은 시편과 표면처리한 시편들과 비교를 하였



**Fig. 2. Potentiodynamic polarization curves for samples in 0.9% NaCl solution**

을 때 표면처리한 시편들이 더 높은 부식전위와 낮은 부식전류밀도를 나타내었다. 기계가공을 한 상태는 표면에서 기계가공시에 공구와 마찰에 의한 부풀음이나 소착에 의하여 틈과 같은 유사한 형상들이 있는데 이곳에서 부식이 쉽게 발생하게 되어 부식전위가 낮게 나타난 것으로 생각된다. 예칭한 경우는 부식전위가 높게 나타나는데 이는 산에칭시에 형성된 산화피막의 영향으로 볼 수 있으며 전류밀도가 크게 증가하는 이유는 미세기공들이 존재하여 부식반응이 발생할 수 있는 표면적을 제공하였기 때문으로 판단된다 [14]. 특히 RBM처리한 경우는 거친 표면임에도 불구하고 우수한 부식저항표면을 보이는데 이는 표면에 HA미세 분말로 표면을 코팅

**Table 4. The results of potentiodynamic polarization test for samples in 0.9% NaCl solution**

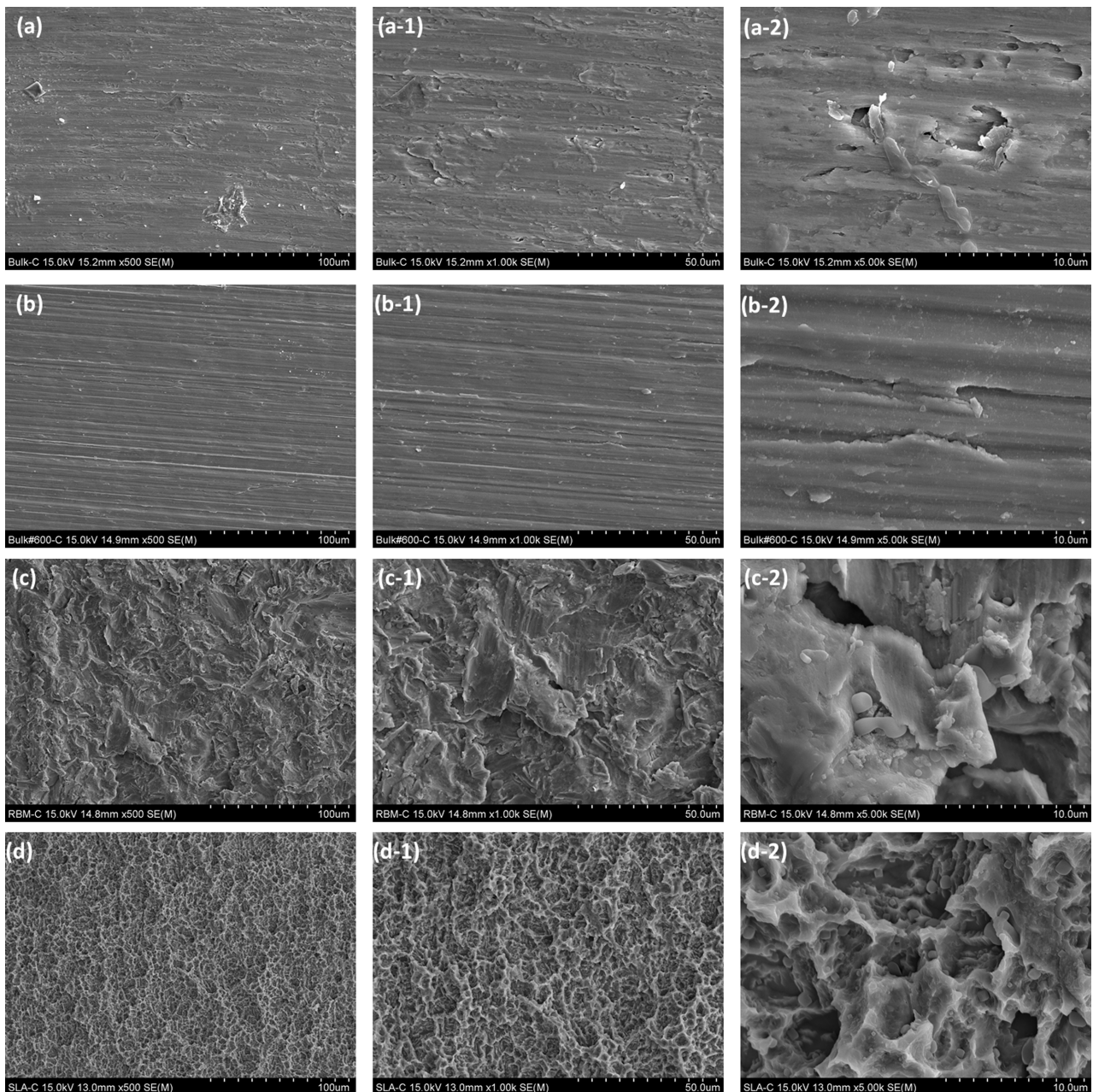
Data	Bulk machined	Bulk #600 polished	RBM	SLA
$E_{\text{corr}}$ (mV)	-884.00	-594.09	-514.54	-363.16
$i_{\text{corr}}$ ( $\text{A/cm}^2$ )	$14.2 \times 10^{-9}$	$5.97 \times 10^{-9}$	$3.23 \times 10^{-9}$	$0.87 \times 10^{-9}$
$\beta_a$ (mV)	245.44	203.15	481.80	132.60
$\beta_c$ (mV)	135.59	889.91	296.97	176.05

하였기 때문에 판단된다 [15]. 자세한 부식 결과 값은 Table 4에 나타내었다.

### 3.3 부식 시험 후 표면형상 및 EDS 성분 관찰

Fig. 3은 부식실험 후 각 조건별 표면처리 형상의 표면을 500배, 1000배, 및 5000배의 배율로 관찰한 이미지이다. a, a-1, a-2은 기계가공만 마친 표면, b, b-1, b-2은 기계가공 후 600 grit 샌드페이퍼로 연마한 표면, c, c-1, c-2은 HA 분말을 이용한 RBM 표면, d, d-1, d-2은

SLA표면을 나타낸다. Fig. 3a의 경우, 표면 전반에 넓고 불규칙한 피팅(pitting)부위가 관찰되었고, 부분적으로 국부 부식으로 인해 표면형상이 붕괴된 형태를 나타내고 있다. 이는 앞에서 고찰한 분극곡선거동과 잘 일치함을 보여주고 있다. Fig. 3b의 경우, 기계가공만 마친 표면에 비해 상대적으로 깨끗한 표면을 나타내고 있으며, 부분적으로 부식 잔류물의 표면형상을 나타낸다. Fig. 3c의 경우, 부식의 부위를 관찰할 수 없었고, 5000배의 고배율에서 마이크로크기의 거친표면에서 미량의 NaCl이



**Fig. 3.** FE-SEM morphologies of corrosion surface after potentiodynamic polarization test ( $\times 500$ (a - d),  $\times 1000$ (a-1 - d-1), and  $\times 5000$ (a-2 - d-2)) : (a, a-1, a-2) Bulk machined, (b, b-1, b-2), Bulk # 600, (c, c-1, c-2) RBM, (d, d-1, d-2) SLA

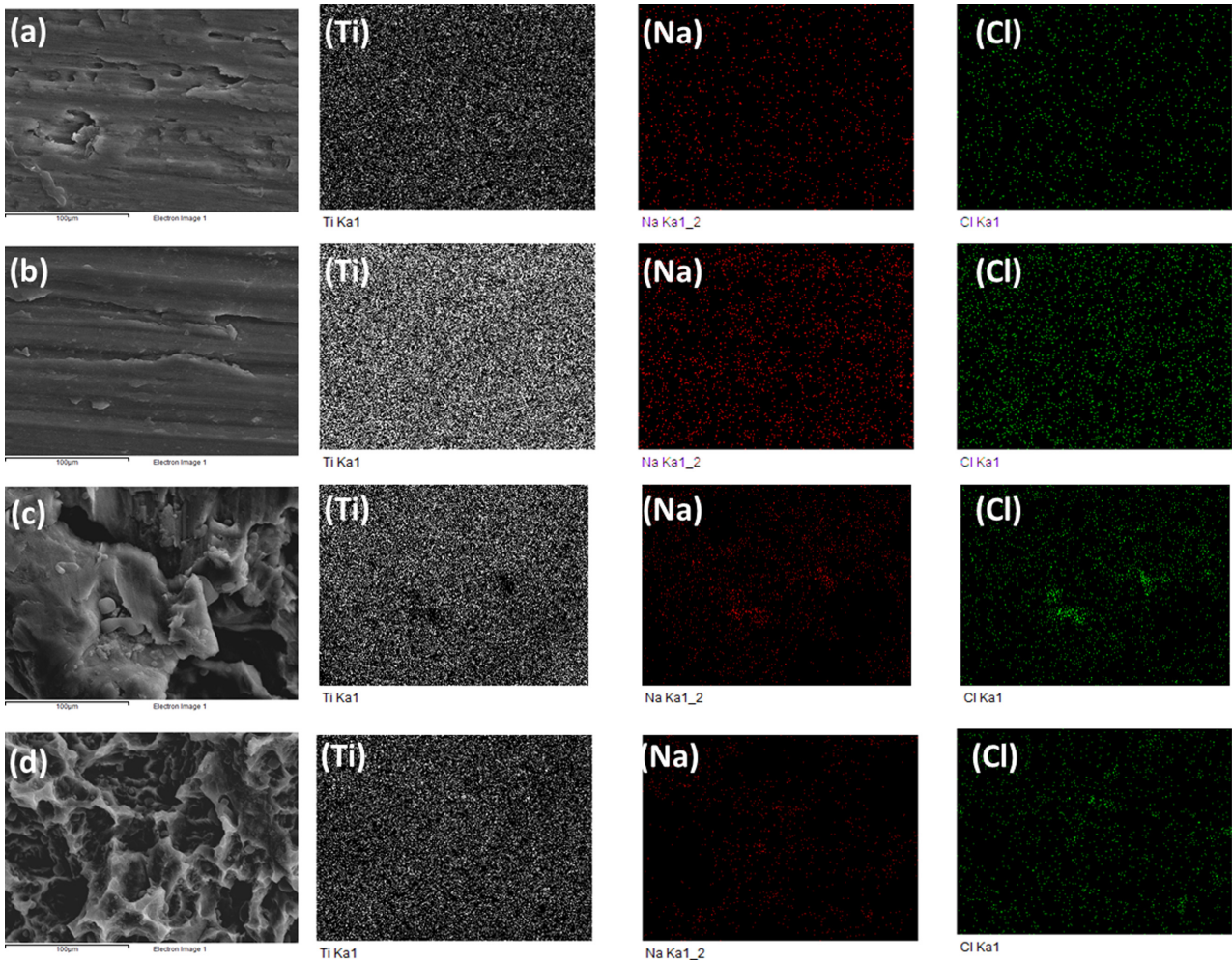


Fig. 4. EDS mapping of corrosion surface after potentiodynamic polarization test : (a) Bulk machined, (b) Bulk # 600, (c) RBM, (d) SLA

석출된 것을 확인할 수 있었다. 부식이 발생하지 않았으며 부식과정에서 예리한 가장자리들이 사라진 형태를 보이고 있다. Fig. 3d의 경우에서도 저배율에서는 부식의 부위를 관찰할 수 없었고, 5000배의 고배율에서 부분적으로 미세구조 홈 사이사이에 NaCl결정들이 존재한 것을 확인할 수 있었으며 표면형상의 부식으로 인한 변화는 관찰되지 않았다.

Fig. 4는 부식실험 후 각 조건별 표면처리 형상의 EDS-Mapping 결과를 보여준다. a은 기계가공만 마친 표면, b은 기계가공 후 600 grit 샌드페이퍼로 연마한 표면, c은 HA 분말을 이용한 RBM 표면, d은 SLA표면을 나타낸다. 전체적으로 Ti 분포도는 균일하게 분포되고 있음을 확인할 수 있었으며, Fig. 4a 및 b의 경우, 표면에서 전반적으로 Na와 Cl 성분이 균일하게 분포되었으나 NaCl결정의 석출은 관찰되지 않았다. Fig. 4c의 경우, Na와 Cl 성분이 NaCl결정이 존재한 부분에서 농

도가 높게 관찰됨을 알 수 있다. Fig. 4d의 경우, 표면에서도 Na와 Cl의 분포가 NaCl결정이 존재한 부위에서 나타나 전기화학 실험과 부식 후의 FE-SEM 표면형상 관찰 결과와 일치하며, RBM과 SLA 표면처리한 표면에서 NaCl이 결정으로 석출되어 부식을 효과적으로 억제함을 알 수 있었다 [16,17].

#### 4. 결론

본 연구에서는 순수한 티타늄 시편을 이용하여 기계가공된 표면, 기계가공 후 연마된 표면, RBM 처리 후 표면, 및 SLA 처리 표면에 대한 부식특성을 평가하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

FE-SEM 관찰한 표면형상 결과, 기계가공된 표면은 가공 잔류물이 시편 표면에 존재하였고, 600 grit 샌드페이퍼로 연마한 표면은 스크래치만 존재하였다. RBM

표면의 경우 다양한 크기의 오목함의 굴곡의 불규칙한 표면의 형상을 나타내었고, SLA표면의 경우 마이크로 크기의 별집구조 형상과 나노구조의 기공이 형성되었다.

표면조도측정결과, 기계가공된 표면의 거칠기는 0.27  $\mu\text{m}$ , 연마된 표면은 0.39  $\mu\text{m}$ , RBM 표면은 1.58  $\mu\text{m}$ , SLA 표면은 2.16  $\mu\text{m}$ 를 각각 나타내었다.

동전위분극시험결과, SLA 표면의 경우 부식전위( $E_{\text{corr}}$ )가 -363 mV 및 부식전류밀도( $I_{\text{corr}}$ ) 0.87  $\times 10^{-9}$  A/cm<sup>2</sup>로 가장 높은 부식전위 및 가장 낮은 부식전류밀도를 나타내었다.

부식실험 후 부식표면을 관찰한 결과, 기계가공된 표면의 경우, 부분적으로 국부 부식으로 인해 표면형상이 붕괴된 형태를 나타내었고, 연마한표면의 경우 기계가공만 마친 표면에 비해 상대적으로 깨끗한 표면을 나타내고 있으며, RBM 및 SLA 표면의 경우 저배율에서는 부식의 부위를 관찰 할 수 없었다. EDS-Mapping 결과, 기계가공만 된 표면 및 연마한 표면의 경우 Na 와 Cl 성분이 균일하게 분포되었으며 RBM 및 SLA 표면의 경우 NaCl결정이 석출되었다.

## References

1. R. Zhi, C. H. Chung, A. P. Michael, Y. C. Chang, K. Hyun, Z. Zhong, and L. C. Li, The impact of dental implant surface modifications on osseointegration and biofilm formation, *Journal of Clinical Medicine*, **10**, 1641 (2021). Doi: <https://doi.org/10.3390/jcm10081641>
2. H. Takao, Biofunctionalization of titanium for dental implant, *Japanese Dental Science Review*, **46**, 93 (2010). Doi: <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2009.11.001>
3. S. Kozue, O. Naofumi, S. Shigeo, W. Kazuaki, Surface modification of Ti-6Al-4V alloy using an oxygen glow-discharge plasma to suppress the elution of toxic elements into physiological environment, *Surface and Coatings Technology*, **232**, 298 (2013). Doi: <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2013.05.018>
4. I. J. Hwang, H. C. Choe, Effects of Zn and Si ions on the corrosion behaviors of PEO-treated Ti-6Al-4V alloy, *Applied Surface Science*, **477**, 79 (2019). Doi: <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2017.12.015>
5. Y. H. Jeong, Y. P. Moon, C. H. Lee, J. W. Yu, H. C. Choe, Surface characteristics of dental implant fixture with various manufacturing process, *Journal of Surface Science and Engineering*, **43**, 12 (2010). Doi: <https://doi.org/10.5695/jkise.2010.43.1.012>
6. S. P. Kim, H. C. Choe, Functional elements coatings on the plasma electrolytic oxidation-treated Ti-6Al-4V alloy by electrochemical precipitation method, *Journal of Nanoscience and Nanotechnology*, **19**, 4344 (2019). Doi: <https://doi.org/10.1166/jnn.2019.16278>
7. S. Harjit, K. Raman, P. Chander, S. Sunpreet, HA-based coating by plasma spray techniques on titanium alloy for orthopedic applications, *Materialstoday: Proceedings*, **50**, 612 (2022). Doi: <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.03.165>
8. P. Vanzillotta, M. Sader, I. Bastos, G. Soares, Improvement of in vitro titanium bioactivity by three different surface treatments, *Dental Materials*, **22**, 275 (2006). Doi: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.03.012>
9. X. P. Jiang, X. Y. Wang, J. X. Li, D. Y. Li, C. S. Man, M. J. Shepard, T. Zhai, Enhancement of fatigue and corrosion properties of pure Ti by sandblasting, *Materials Science and Engineering A*, **429**, 30 (2006). Doi: <https://doi.org/10.1016/j.msea.2006.04.024>
10. R. Martins, T. M. Cestari, R. V. N. Arantes, P. S. Santos, R. Tara, M. J. Carbonari, R. C. Oliveria, Osseointegration of zirconia and titanium implants in a rabbit tibiae model evaluated by microtomography, histomorphometry and fluorochrome labeling analyses, *Journal of Periodontal Research*, **53**, 210 (2017). Doi: <https://doi.org/10.1111/jre.12508>
11. H. Kim, S. H. Choi, J. J. Ryu, S. Y. Koh, J. H. Park, I. S. Lee, The biocompatibility of SLA-treated titanium implants, *Biomedical Materials*, **3**, 025011 (2008). Doi: <https://doi.org/10.1088/1748-6041/3/2/025011>
12. Y. X. Gu, J. Du, M. S. Si, J. J. Mo, S. C. Qiao, H. C. Lai, The roles of PI3K/Akt signaling pathway in regulating MC3T3-E1 preosteoblast proliferation and differentiation on SLA and SLActive titanium surfaces, *Journal of Biomedical Materials Research A*, **101A**, 748 Doi: <https://doi.org/10.1002/jbm.a.34377>
13. H. J. Kim, Y. H. Jeong, H. C. Choe, W. A. Brantley, Hydroxyapatite formation on biomedical Ti-Ta-Zr alloys by magnetron sputtering and electrochemical deposition, *Thin Solid Films*, **572**, 119 (2014). Doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.tsf.2014.07.058>
14. M. K. Kwon, J. S. Lee, M. E. Kim, H. C. Choe, Surface characteristics and biocompatibility of MoS<sub>2</sub>-coated dental implant, *Corrosion Science and Technology*, **23**, 72 (2024). Doi: <https://doi.org/10.14773/cst.2024.23.1.72>
15. H. J. Mun, H. C. Choe, Surface characteristics of dental orthodontic wires coated with DLC, TiCN, and TiN film, *Korean Journal of Dental Materials*, **52**, 67 (2025). Doi: <http://dx.doi.org/10.14815/kjdm.2025.52.2.67>
16. J. U. Kim, B. S. Lim, B. W. Ahn, Y. S. Yun, H. C. Choe, Enhancing the durability and surface properties of

ceramic-glass via DLC coating method, *Corrosion Science and Technology*, **23**, 365 (2024). Doi: <https://doi.org/10.14773/cst.2024.23.5.365>

17. H. C. Choe, S. C. Kim, S. Y. Park, Fatigue fractured sur-

face of dental file in EDTA solution with coating materials, *Corrosion Science and Technology*, **24**, 34 (2025). Doi: <https://doi.org/10.14773/cst.2025.24.1.34>