



## Cp-Ti와 Ti-6Al-4V 합금으로 제조된 치과용 임플란트의 부식특성에 관한 블라스팅과 산세처리의 영향

문영필, 최한철\*, 박수정, 김원기, 고영무

조선대학교 치과대학 치과재료학교실 및 생체재료나노계면활성화센터

### Effects of Blasting and Acidic Treatment on the Corrosion Characteristics of Dental Implant Fabricated with Cp-Ti and Ti-6Al-4V Alloy

Young-Pil Moon, Han-Cheol Choe\*, Su-Jung Park, Won-Gi Kim, Yeong-Mu Ko

Department of Dental Materials & Research Center of Nano-Interface Activation for Biomaterials,  
 College of Dentistry, Chosun University, Gwangju 501-759, Korea

(Received July 20 2006 ; accepted August 27 2006)

#### Abstracts

The effects of blasting and acidic treatment on the corrosion characteristics of dental implant fabricated with Cp-Ti and Ti-6Al-4V alloy have been researched by using electrochemical methods. The fabricated implants were cleaned and sandblasted by  $Al_2O_3$  powder and then acidic treatment was carried out in nitric acid solution. The surface morphology were observed using scanning electron microscope. The corrosion behaviors were investigated using potentiostat and EIS in 0.9% NaCl solution at  $36.5 \pm 1^\circ C$ . The potentiodynamic test in 0.9% NaCl indicated that the corrosion potential of blasting and acidic treated implant was lower than that of non treated implant, but current density was higher than that of non treated implant. From the cyclic potentiodynamic test results of Ti implant, the passivation current density of blasting and acidic treated implant slightly higher than that of non treated implant. From A.C. impedance test results in 0.9% NaCl solution, polarization resistance( $R_p$ ) value of blasting and acidic treated implant was lower than that of non treated implant. In case of blasting and acidic treated implant surface, the pits were observed in valley and crest of implant surface.

*Keywords: Blasting, Acidic Treatment, Corrosion Characteristics, Dental Implant*

## 1. 서 론

Ti와 Ti 합금은 생체조직과의 친화성이 매우 우수하고 뛰어난 생체적합성과 기계적인 성질 및 내식성을 가지고 있다. 이러한 이유로 최근에는 치과용 임플란트로 많이 사용되고 있다<sup>1-4)</sup>. 일반적으로 티타늄 합금이 대기중에 노출되면 Ti 표면에서 산소와 결합하여 2~5 nm의  $TiO_2$ 라는 자연적인 산화막을 형성하여 내식성을 향상시키며 생리용액의 구성 성분, 단백질, 경조직 및 연조직이 재료표면에 부착하는데 매우 중요한 역할을 할 뿐만 아니라 골

유착에도 중요한 역할을 하여 생체적합성에 많은 기여를 한다<sup>5)</sup>. 그러나 자연적인 산화막은 두께가 얇고 경도와 내마모성이 낮으며 공식을 발생하기 쉬운 단점이 있다<sup>6)</sup>. 또한 산화막의 파괴로 인한 생체재료의 기능을 쉽게 상실하는 경우가 있다. 또한 티타늄 합금은 자체적으로 생체불활성인 특성을 지녀 골과 직접적으로 화학결합하지 못하고 골 형성을 적극적으로 유도하지 못한다는 단점을 갖는다. 따라서 이를 개선하기 위해 티타늄 표면의 미세현미경학적 구조를 변화시키는 방법들이 연구되었고 사용되어져 왔다.

치과용 티타늄 임플란트의 표면특성을 조절하는 것은 골과 연조직이 치유되는 동안 이상적인 반응

\*Corresponding author. E-mail : hcchoe@chosun.ac.kr

을 얻기 위하여 매우 중요하게 되었으며 최적의 골 유착을 얻기 위한 티타늄 임플란트의 표면처리 방법에 관한 많은 연구가 이루어지고 있다<sup>7,8)</sup>. 이러한 표면처리 방법에는 인산, 칼슘 분말을 플라즈마 분사하는 방법, 양극산화법, 샌드블라스팅 법 및 산세처리법 등 여러 가지가 있으며 거칠기를 부여하고 이에 따라 골과의 친화성을 증가시켜 생체활성도를 높이는 방법이 많이 사용되고 있다<sup>9-11)</sup>. Buser 등<sup>12,13)</sup>에 의하면 골과 임플란트의 유착은 표면거칠기에 따라 증가하며 표면처리된 임플란트에서 골조직과의 결합성이 우수함을 보고한 바 있다. 최근에는 HA(hydroxy apatite) 입자를 이용하여 RBM(resorbable blast media) 처리나 acidic 처리를 동시에 하는 방법으로 골과의 친화성을 증가시키는 표면처리를 많이 사용하고 있으나 구강 내에서 이들 처리 방법에 따른 표면의 내식성에 관한 연구는 미미하다.

따라서 본 연구에서는 치과용 Cp-Ti 및 Ti-6Al-4V 임플란트를 제조한 후, HA 입자를 이용하여 샌드블라스팅 처리를 하고 질산용액에서 산세처리를 행하여 표면처리를 부여하고 0.9% NaCl 전해액에서 전기화학적 시험을 통해 표면처리에 따른 부식 거동을 조사하였으며 주사전자현미경을 통해 부식 전과 후의 표면을 비교하였다.

## 2. 실험 방법

본 실험에서는 샌드블라스팅 및 산세처리(SA)에 따른 전기화학적 특성을 조사하기 생체의료용 Cp-Ti와 Ti-6Al-4V 합금을 사용하여 (주)케이제이메디텍에서 치과용 임플란트로 제조하였다. 임플란트 제조 후 알마린, 시너 및 증류수를 이용하여 세척한 후, 50  $\mu\text{m}$ 의  $\text{Al}_2\text{O}_3$  분말을 이용하여 표면에 macro pore를 형성하기 위하여 샌드블라스팅 처리를 하였고 아세톤, 증류수 및 알코올을 이용하여 각각 10 분씩 초음파 세척을 하였다. 산세처리를 위해 질산과 증류수를 각각 40 wt% : 60 wt% 비율로 혼합한 용액을 이용하여 30분간 침지하여 산세처리를 행하였고 처리 후에는 증류수로 세척하여 건조하였다. 미세기공 형성을 위하여 블라스팅 처리를 행하였으며 이를 위해 40~80 mesh 크기의 HA 입자를 이용하여 air blow법으로 임플란트 표면에 6  $\text{kg}/\text{cm}^2$ 의 압력으로 블라스팅 처리한 후 알콜과 증류수로 세척하였다. 세척이 끝난 후에는 130°C에서 15분간 고압 증기 멸균하고 다시 120°C에서 15분간 고압 증기멸균한 뒤 건조하였다. 표면처리가 끝난 시편 주사전자현미경(Hitachi, Japan)을 이용하여 표면을

관찰하였다.

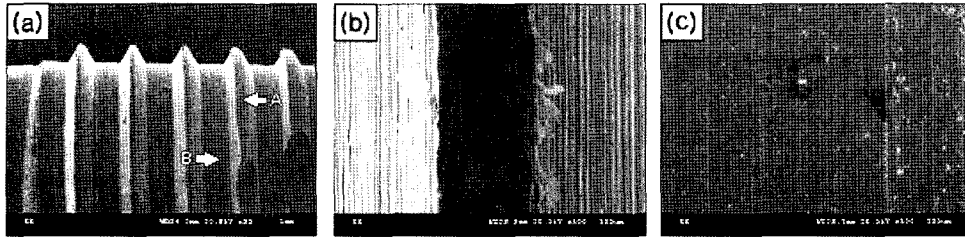
부식 특성은 전기 화학적 방법을 통해 정량적으로 평가하기 위해 0.9% NaCl 전해액에서 1.66 mV/sec의 주사 속도로 동전위 분극시험을 실시하였으며 시험에 사용된 장비는 potentiostat(EG&G, model 263, USA)을 이용하였다. 작업전극은 시편을, 보조전극은 고밀도 탄소 전극을 사용하였고, 기준전극은 포화감홍전극(SCE)을 사용하였다. -1500 mV의 음극 전류 하에서 10분간 인위적으로 환원을 시키는 동시에 Ar 가스를 주입하여 교반함으로써 시편 표면의 불순물, 산화물 및 용존산소를 제거한 후 -1500 mV에서 +2000 mV까지 동전위 분극 시험을 행하였다. 또한 시편의 공식 특성을 순환동전위 분극시험으로 조사하기 위해 0.9% NaCl 전해액에서 -1000 mV에서 환원시킨 후 +1600 mV까지 재부동태영역을 지난 후 -800 mV까지 순환시켰다. 교류 임피던스 측정 실험은 potentiostat과 frequency response detector(model 1025, EG & G, USA)을 연결하여 10 mHz의 저주파에서 100 kHz의 고주파까지 측정하였다.

## 3. 결과 및 고찰

### 3.1 임플란트 표면 관찰

그림 1(a)은 Cp-Ti를 이용하여 임플란트를 제조한 후, 표면 상태를 SEM으로 관찰한 사진이다. 임플란트의 형태는 기존의 예리한 나사산이나 나사골을 피하여 나사골에서는 평평하게 디자인함으로써 하중을 받았을 때 파절의 원인이 되는 것을 최소화한 임플란트를 사용하였다. 전체적인 표면을 보여주고 있는 그림 1(a)을 통해 표면이 깨끗하고 매우 매끄럽게 보이지만 그림 1(b)과 같이 임플란트의 나사산 부분을 확대해 보면 표면에 기계적 가공에 의한 스크래치가 다량 형성되었음을 보여주고 있다. 그림 1(c)은 나사골 부분을 확대한 모습으로써 골부분에서는 비교적 평평하고 평활한 양상을 보여주고 있다. 그림 1(d)은 Cp-Ti의 표면에 블라스팅 및 산세처리하여 SEM으로 관찰한 사진으로 표면이 매우 거칠다는 것을 확인할 수 있었다. Ti-6Al-4V 합금의 경우도 Cp-Ti와 유사한 결과가 관찰되었는데 산세처리 하지 않은 임플란트의 경우 표면이 매끄러웠던 반면(그림 2(a)) 산세 처리 한 후에는 표면이 매우 거칠었다(그림 2(d)). 특히 나사골과 산에서의 거칠기보다는 나사면을 가공하는 과정에서 기계적인 거칠기가 심하게 나타남을 알 수 있다. 이러한 결합은 산세처리를 함으로써 거의 없어지며 새로운 표면의 거칠기가 형성됨을 보인다. 또한 예

➤ SA non-treated



➤ SA treated

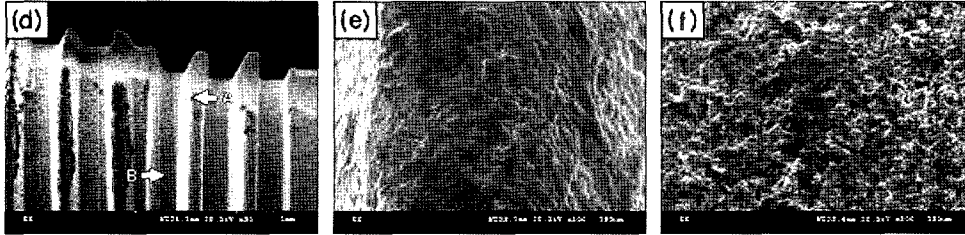
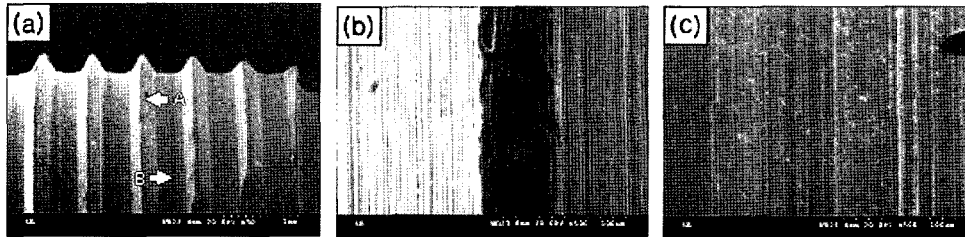


Fig. 1. SEM showing the surface morphology of SA non-treated and SA treated Cp-Ti implant. (a),(d) implant shape, (b),(e) crest surface at A point, (c),(f) valley surface at B point.

➤ SA non-treated



➤ SA treated



Fig. 2. SEM showing the surface morphology of SA non-treated and SA treated Ti-6Al-4V implant. (a),(d) implant shape, (b),(e) crest surface at A point, (c),(f) valley surface at B point.

리했던 나사산 끝은 샌드블라스팅과정에서 무너지지만 산세과정에서 완만하고 둥근 모양으로 재형성을 알 수 있다. 산세처리한 표면에서 최근에 문제가 되는 것은 기존에 산화알루미늄이나 산화규소분말을 사용한 경우는 임플란트표면에 박혀져 인체에 해로운 영향을 미치는 것으로 알려지면서 HA 분말을 이용한 산세처리를 행하고 있다. 특히 나사산보다는 나사골에 이들 입자들이 쉽게 박힐 수 있을 것으로 생각된다. 이는 나사골 표면에 샌드블라스팅 입자가 수직으로 분사되는 확률이 높지만 나사산은 수직으로 분사될 확률이 낮기 때문이다. 이런 이유로 산세처리한 표면을 관찰해보면 나사골과 나

사산에 형성된 표면 형상이 달리 나타나고 있음을 확인할 수 있다.

이와 같이 표면에 기계적인 가공만을 한 경우는 기계적인 스크래치만으로 골과의 유착을 유도하지만 표면에 산세처리를 한 경우는 표면에 무수한 크고, 작은 불규칙한 형태의 표면형상을 부여함으로써 골유착이 쉽게 이루어져 접착할 수 있는 표면적을 제공함으로써 접착력이 크게 증가할 것으로 생각된다<sup>12,13)</sup>. 그러나 이러한 무수히 많은 결함은 구강내에서 염소이온에 의한 금속원소의 용출을 유발할 수 있어 부식측면에서는 좋지 않는 결과를 초래할 수 있다.

3.2 부동태 피막 특성

그림 3(a)은 Cp-Ti로 제조한 임플란트를 산세처리 전과 후의 부식거동을 구강 내 환경과 비슷한 0.9% NaCl 수용액에서 동전위분극곡선으로 나타내고 있으며 그림 3(b)은 Ti-6Al-4V로 제조한 임플란트의 산세처리에 따른 동전위분극곡선을 나타내고 있다. 두 임플란트 모두 산세처리하였을 때 부식전위의 감소가 발생한다는 것을 관찰할 수 있었다. 이는 표 1의 부식 수치를 통해서도 확인할 수 있었는데 Cp-Ti의 경우 산세처리 하기 전의 부식 전위 ( $E_{corr}$ )값(-300 mV)은 표면처리 후의 값(-360 mV)보

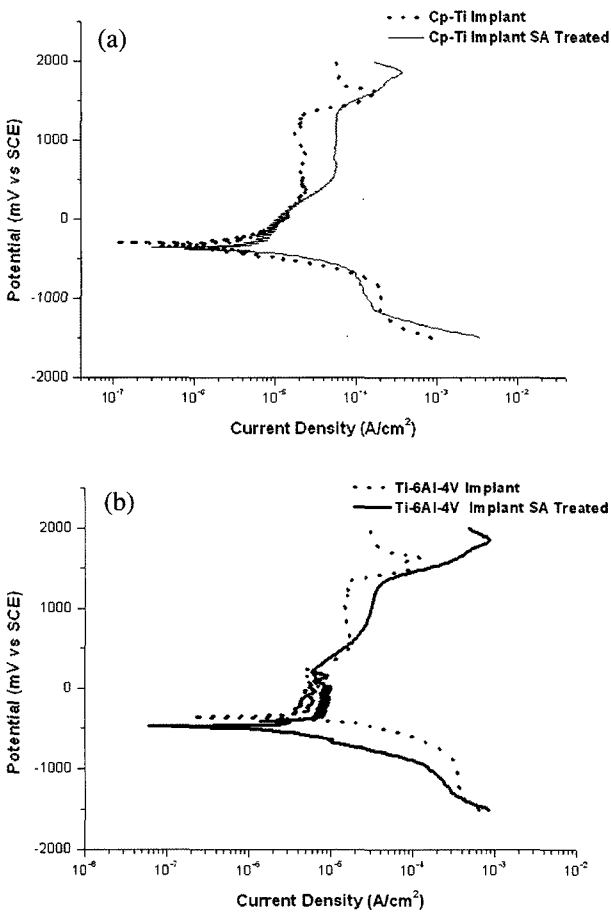


Fig. 3. Polarization curves of SA non-treated and SA treated implant after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C. (a) Cp-Ti implant, (b) Ti-6Al-4V.

Table 1. Corrosion potential ( $E_{corr}$ ), corrosion current density ( $I_{corr}$ ) of Ti implants after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C

	$E_{corr}$ (mV)	$I_{corr}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )
Cp-Ti Implant	-300	$1.294 \times 10^{-6}$
Cp-Ti Implant SA treated	-360	$4.017 \times 10^{-6}$
Ti-6Al-4V Implant	-360	$5.786 \times 10^{-6}$
Ti-6Al-4V Implant SA treated	-470	$7.862 \times 10^{-6}$

다 높았음을 알 수 있었다. Ti-6Al-4V 임플란트의 경우에도 CP-Ti의 경우와 유사하게 산세처리 전의 부식전위 값(-360 mV)이 산세처리 후의 값(-470 mV)보다 높았음을 알 수 있었다. 부식전류밀도( $I_{corr}$ ) 값은 부식전위와는 정반대의 경향을 나타내어 Cp-Ti의 경우에는 산세처리 하기 전의 전류밀도 값 ( $1.294 \times 10^{-6} \mu\text{A}/\text{cm}^2$ )은 산세처리 한 뒤에 증가하여  $4.017 \times 10^{-6} \mu\text{A}/\text{cm}^2$  에 도달하였다. Ti-6Al-4V 임플란트의 경우에는 부식전류밀도 값은  $5.786 \times 10^{-6} \mu\text{A}/\text{cm}^2$ 에서  $7.862 \times 10^{-6} \mu\text{A}/\text{cm}^2$  로 증가함을 관찰할 수 있었다. 또한, 표 1을 통해 Cp-Ti로 제조한 임플란트가 Ti-6Al-4V로 제조한 임플란트에 비해 내식성이 더 우수하였다는 것을 확인할 수 있었는데 이와 같이 산세처리에 의해 표면에서 부식될 수 있는 표면적을 제공함으로써 내식성이 크게 감소하였음을 알 수 있었다. 특히 나사의 표면 중에서도 나사골 부분에서 더 쉽게 부식이 발생하였을 것으로 생각된다.

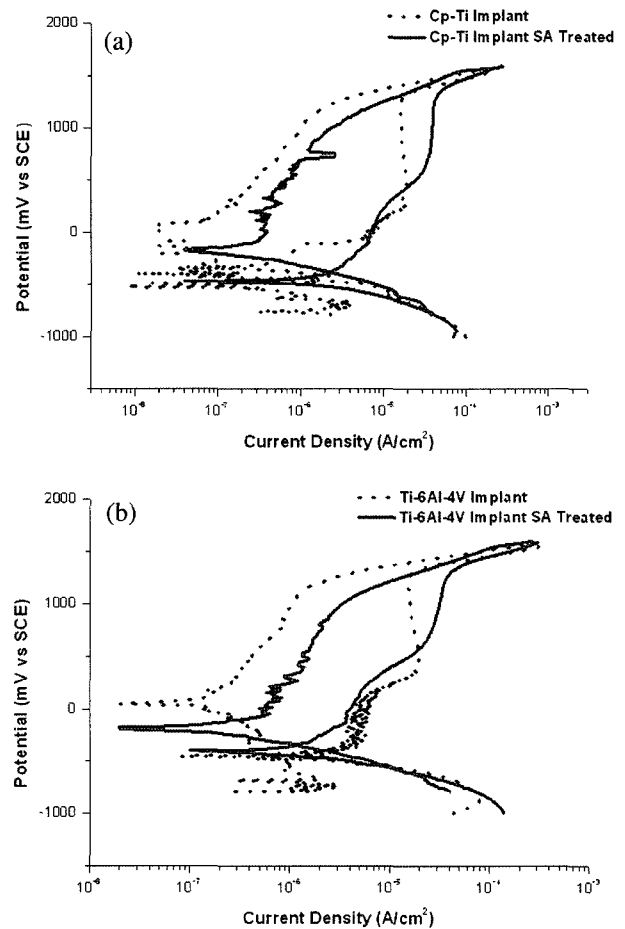


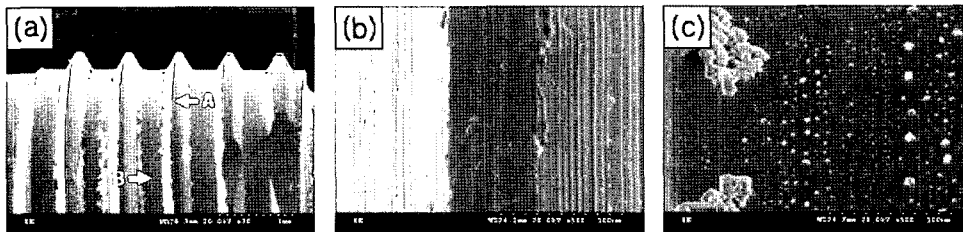
Fig. 4. Cyclic polarization curves of SA non-treated and SA treated implant after cyclic potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C. (a) Cp-Ti implant, (b) Ti-6Al-4V implant.

3.3 공식 특성

그림 4(a)는 Cp-Ti로 제조한 임플란트의 산세처리 전과 후의 순환동전위분극곡선을 나타내고 있으며 그림 4(b)는 Ti-6Al-4V로 제조한 임플란트의 순환동전위분극곡선을 나타내고 있다. 산세처리한 임플란트의 부식전위가 산세처리하지 않은 임플란트보다 낮게 형성되는 것을 확인할 수 있었으며 reverse scan 곡선에서 부동태 전류밀도가 산세처리하지 않은 임플란트에 비해 크게 감소되었다. Cp-Ti의 경우 Ti-6Al-4V보다 더 넓은 재부동태화 전위 영역을 나타내었다. 전체적인 순환동전위곡선의 양상은 산

세처리한 경우가 처리하지 않은 경우에 비하여 오른쪽에 위치함으로써 내식성이 크게 감소함을 보인다. 순환동전위법은 시편표면에서 공식에 대한 저항을 평가하는 방법으로 잘 알려져 있다. 여기에서 공식전위와 부식전위와의 차이로 저항성을 평가할 수 있는데 산세처리한 경우는 처리하지 않은 경우에 비하여 공식전위와 부식전위의 차가 작음을 알 수 있다. 또한 순수 Ti로 제조된 임플란트는 Ti-6Al-4V으로 제조된 임플란트에 비하여 공식전위와 부식전위의 차가 큼을 알 수 있어 공식에 대한 저항성이 큼을 알 수 있다.

➤ SA non-treated



➤ SA treated

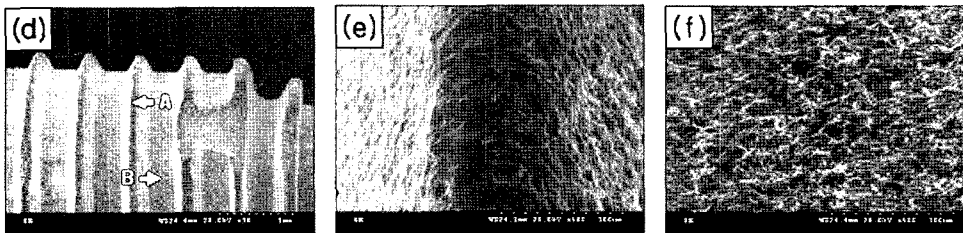


Fig. 5. SEM showing the surface morphology of SA non-treated and SA treated Cp-Ti implant after cyclic potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at  $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$ . (a),(d) implant shape, (b),(e) crest surface at A point, (c),(f) valley surface at B point.

➤ SA non-treated



➤ SA treated

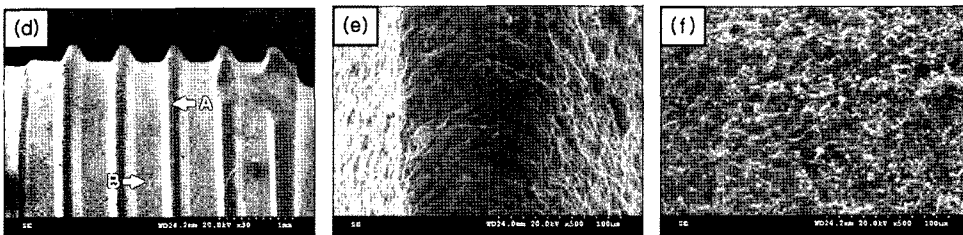


Fig. 6. SEM showing the surface morphology of SA non-treated and SA treated Ti-6Al-4V implant after cyclic potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at  $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$ . (a),(d) implant shape, (b),(e) crest surface at A point, (c),(f) valley surface at B point.

그림 5는 Cp-Ti를 순환동전위분극시험한 후 표면을 주사전자현미경으로 관찰한 모습으로 표면에 부식 생성물이 발생하였음을 관찰할 수 있었으며, 산세처리 한 임플란트(그림 5(d))가 산세처리 하지 않은 임플란트(그림 5(a)) 보다 표면에서 부식생성물이 더 뚜렷하게 관찰되었다. 그림 5(a)와 그림 6(a)에서 공식시험을 한 시편을 관찰해 보면 앞에서 논의 한 바와 같이 기계적인 결함부위가 뚜렷하게 침식이 되었음을 알 수 있는데 이는 표면에서 활성화할 수 있는 확률이 높기 때문이다. 특히 나사의 면에서 침식이 심하게 나타나며 나사골에서는 그다지 현저한 침식은 보이지 않고 있다. 산세처리를 한 그림 5(d)과 그림 6(d)을 보면 산세처리한 임플란트의 경우 공식이 관찰되었는데 이는 블라스팅 자리가 공식(pit)의 자리로 제공되어 공식(pit)으로 성장하였을 것으로 생각된다. 특히 나사골에서 형성된 표면이 부식이 심하게 나타나고 있다. 표면에는 부식

생성물이 보이고 있으며 이러한 표면형태는 앞의 순환동전위곡선과 잘 일치하고 있다.

### 3.4 교류 임피던스 부식시험 결과

그림 7(a)은 0.9% NaCl 전해액에서 Cp-Ti 임플란트의 표면에 산세처리 하기 전과 후를 임피던스로 측정된 Nyquist plot이다. 임플란트 표면에 표면처리 하지 않은 경우 전체적으로 반원의 궤적이 더 크다는 것을 관찰할 수 있다. 이는 표면처리 하지 않은 임플란트의 내식성이 표면처리한 임플란트보다 우수함을 의미한다. 표면처리에 따른 Cp-Ti 임플란트의 정확한 내식성을 평가하기 위해  $R_p$  값의 변화를 측정하였다. Nyquist plot상에서  $R_p$  값을 측정할 수 있으나 저주파 영역에서 산란 등을 고려하면 그림 7(c)과 같은 Bode plot상에서 저주파영역과 고주파 영역에서 얻는 임피던스의 차를 구하는 것이 더 일반적인 방법이다<sup>14)</sup>.

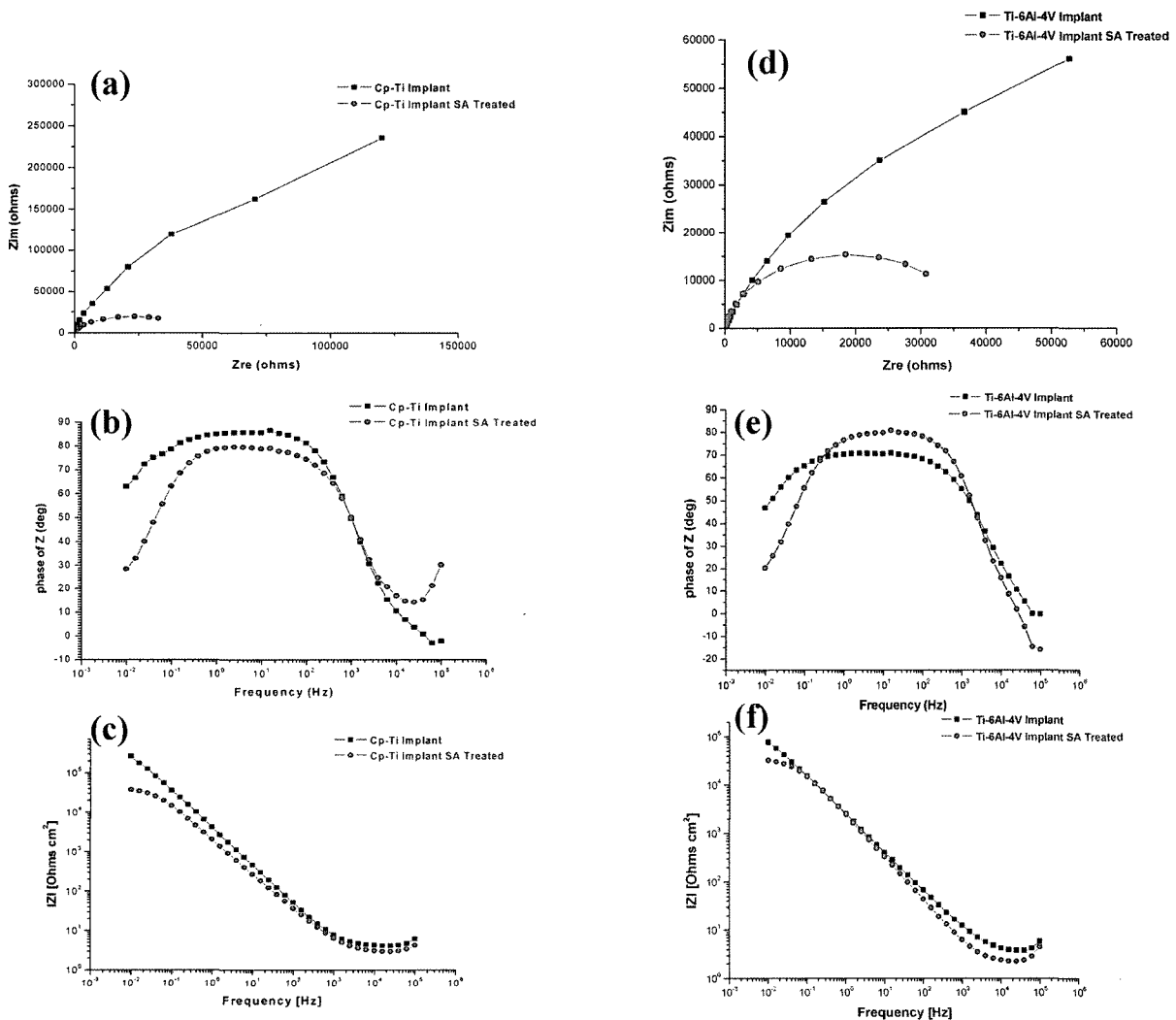


Fig. 7. Impedance spectra of SA non-treated and SA treated Cp-Ti and Ti-6Al-4V implant after AC impedance test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C. (a),(d) nyquist plot, (b),(e) bode-phase plot (c),(f) bode plot.

그림 7(b)와 (c)는 AC 임피던스 실험 후 Cp-Ti 임플란트의 Bode phase plot과 Bode plot을 나타내고 있다. 먼저, Bode phase plot을 살펴보면 모든 시편에서 위상 각이 고주파수에서  $0^\circ$  쪽으로 떨어지다가 증가하는 것을 관찰할 수 있었다. 이러한 고주파수영역에서의 임피던스는 용액의 저항( $R_s$ )을 나타낸다<sup>14-16</sup>. 이와는 반대로 중, 저 주파수영역에서 위상 각이 몇몇 시편에서 낮은 값으로 떨어지는 것을 관찰할 수 있는데 이는 임피던스에서 표면필름의 저항에 지배를 받은 것으로 생각되고 넓은 주파수영역에 걸쳐 위상 각이  $90^\circ$ 에 가깝게 일정한 phase가 존재하는데, 이는 모든 시편의 캐패시터 반응을 나타내고 있으며 이런 현상은 표면에 존재하는 부동태피막을 암시함을 나타낸다<sup>14-16</sup>. 따라서  $90^\circ$ 에 가까운 위상 각 영역이 넓을수록 매우 안정한 부동태피막을 형성하여 내식성이 우수한 것으로 생각된다.

그림 7(b)에서 산세처리 하지 않은 시편의 경우 위상 각의 영역이 산세처리한 시편에 비해 작은 것을 알 수 있었고  $90^\circ$ 에 가까운 영역에서 넓은 것을 확인할 수 있었는데 위상 각이  $90^\circ$  부근에서 넓은 것은 부동태영역이 넓다는 것을 의미한다. 그림 7(c)의 Bode plot은 모든 시편에서 2개 영역으로 특성화되는 유사한 현상을 보였으며<sup>14-16</sup> 먼저, 고주파 영역에서의 bode plot은 위상 각이 0에 가까워질수록  $\log(f)$ 에 따른  $\log|Z|$ 의 값이 일정하였는데 이는 전해질의 저항( $R_s$ )에 의한 것으로 생각된다. 중, 저의 주파수영역에서는  $\log(f)$ 에 따른  $\log|Z|$ 의 값이 대략 -1에 가까운 기울기를 갖는 것을 확인하였는데 이것은 순수 캐패시터한 지역에서 임플란트의 표면에 대한 조밀한 부동태 피막의 capacitance( $C_p$ )를 나타낸다.

이러한 해석을 바탕으로 그래프를 관찰하면 임플란트 표면에 산세처리를 한 시편보다 산세처리하지 않은 시편의 내식성이 우수함을 알 수 있었으며 이는 표 2를 통해 확인할 수 있었다. 표 2는 분극저항( $R_p$ )을 나타내는데 산세 처리를 하지 않은 Cp-Ti의 경우의  $R_p$  값( $2.65 \times 10^5 \Omega \cdot \text{cm}^2$ )이 산세처리한 Cp-Ti의  $R_p$  값( $3.71 \times 10^4 \Omega \cdot \text{cm}^2$ )에 비해 높았

으며 Ti-6Al-4V의 경우에도 유사하게 산세처리한 값( $3.28 \times 10^4 \Omega \cdot \text{cm}^2$ )이 처리하지 않은 값( $7.70 \times 10^4 \Omega \cdot \text{cm}^2$ )에 비해 낮게 나타났으며 Ti-6Al-4V로 제조한 임플란트에 비해 Cp-Ti로 제조한 임플란트의  $R_p$  값이 더 높게 나타났으며 이러한 값들은 분극곡선상에서 나타나는 결과 값과 일치하므로 내식성이 우수함을 알 수 있었다.

## 4. 결 론

본 연구에서는 산세 표면처리에 따른 Cp-Ti와 Ti-6Al-4V 임플란트의 전기화학적 특성을 조사한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다. 임플란트 표면에 산세처리 한 시편의 동전위 분극 시험결과, 부식전위는 크게 감소하고 부식전위밀도가 증가하였다. 이때 Cp-Ti는 Ti-6Al-4V 보다 부식전위밀도가 높게 나타났다. 순환동전위 시험에서는 산세처리 한 경우가 부식전위가 낮고 reverse scan 곡선에서 부동태영역 전류밀도가 산세처리하지 않은 것에 비해 크게 감소하였으며, Cp-Ti의 경우 Ti-6Al-4V보다 더 넓은 재부동태화 전위 영역이 발생하였다. 산세처리 한 경우의  $R_p$  값이 산세처리하지 않은 경우에 비해 낮게 나타났고, Cp-Ti의  $R_p$  값이 Ti-6Al-4V에 비해 크게 증가하였다. 그리고 표면에서 산세처리하지 않은 경우에 비해 공식(pit)이 관찰되었으며 블라스팅 자리가 공식(pit)의 자리로 제공되었다.

## 후 기

이 논문은 2004년도 조선대학교 연구비의 지원을 받아 연구되었음.

## 참고문헌

1. M. Niinomi, Materials Sci. Eng., A, 243 (1998) 231.
2. J. E. Davies, B. Lowenberg, A. Shiga, J. Biomed Mat. Res., 24 (1990) 1289.
3. M. Therin, A. Meunier, P. Christel, J. Mat. Sci. Mat. in Med., 2 (1991) 1.
4. N. R. Van, J. Mater. Sci., 22 (1987) 3801.
5. D. Krupa, J. Baszkiewicz, J. A. Kozubowski, A. Barcz, J. W. Sobzak, A. Biliniski, M. D. Lewandowska-Szumiel, B. Rajchel, Biomaterials, 22 (2001) 2139.
6. H. Brauner, Surf. Coat Technol., 62 (1993) 618.
7. E. Giglio, M. R. Guascito, L. Sabbatin, G. Zambonin, Biomaterials, 22 (2001) 2609.
8. T. Y. Kim, W. W. Son, T. Y. Kwon, I. K. Kang, K. H. Kim, The Journal of the Korea Research

Table 2. Polarization resistance ( $R_p$ ) of SA non-treated and SA treated Ti implants after electrochemical test in 0.9% NaCl solution at  $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$

Sample	$R_p$ ( $\Omega \cdot \text{cm}^2$ )
Cp-Ti Implant	$2.65 \times 10^5$
Cp-Ti Implant SA treated	$3.71 \times 10^4$
Ti-6Al-4V Implant	$7.70 \times 10^4$
Ti-6Al-4V Implant SA treated	$3.28 \times 10^4$

- Society for Dental Materials, 29 (2002) 253.
9. S. Ban, K. Matsuo, N. Mizutani, J. Hasegawa, *Dent Mater.*, (1999) 259.
  10. K. Groot, R. Geesink, Klein CPAT, Serekian P. J *Biomed Mater Res.*, 21(1987) 1375.
  11. T. Hanawa, K. Asami, K. Asaoka, *Corros. Sci.*, 38 (1996) 1579.
  12. D. Buser, S. Schenk, J. P. Steinemann, C. H. Fiorellini, Fox H Stich. *J. Biomed. Mater. Res.*, 25 (1991) 889.
  13. D. Buser, T. Nydegger, T. Oxaland, *J. Biomed Mater. Res.*, 45 (1999) 75.
  14. N. Ibris, J. M. Rosca, *J. Electroanal. Chem.*, 526 (2002) 53.
  15. J. E. G. Gonzalez, J. C. Mirza-Rosca, *J. Electroanal. Chem.*, 471 (1999) 109.
  16. E. Kobayashi, T. J. Wang, H. Doi, T. Yoneyama, H. Hamanaka, *Mater. Sci.: Mater. Med.*, 9 (1998) 567.