



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

2  
0  
0  
9  
년

2009년 2월  
박사학위논문

2  
월

박  
사  
학  
위  
논  
문

치  
과

임  
플  
란  
트

고  
정  
체  
에  
서

양  
극  
산  
화

처  
리  
가

내  
식  
성  
에

미  
치  
는  
영  
향

신

정

제

# 치과 임플란트 고정체에서 양극산화 처리가 내식성에 미치는 영향

조선대학교 대학원

치 의 학 과

신 정 제



# 치과 임플란트 고정체에서 양극산화 처리가 내식성에 미치는 영향

Effect of Anodizing Treatment on the Corrosion  
Resistance of Various Dental Implant Fixture

2009년 2월 25일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

신 정 제

치과 임플란트 고정체에서 양극산화  
처리가 내식성에 미치는 영향

지도교수 고 영 무

이 논문을 치의학 박사학위 논문으로 제출함.

2008년 10월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

신 정 제

신정제의 박사학위 논문을 인준함.

위원장	경북대학교	교수	김교한	인
위원	서울대학교	교수	임범순	인
위원	조선대학교	교수	황호길	인
위원	조선대학교	교수	최한철	인
위원	조선대학교	교수	고영무	인

2008년 12월 일

조선대학교 대학원

# 목 차

영문초록 .....	IV
1. 서 론 .....	1
2. 실험재료 및 방법 .....	2
2-1. 시편준비 .....	2
2-2. 양극산화법을 이용한 산화막 형성 .....	3
2-3. 전기화학적 시험 .....	4
2-3-1. 동전위 분극시험 .....	5
2-3-2. 교류 임피던스 시험 .....	5
3. 실험 결과 및 고찰 .....	7
3-1. 주사전자현미경에 의한 고정체 표면관찰 .....	7
3-2. 다양한 임플란트 고정체의 양극분극특성 .....	14
3-3. A. C. 임피던스 시험 .....	18
4. 결 론 .....	22
참고문헌 .....	23
감사의 글	

# 표 목 차

Table 1. The condition of dental implant fixture samples .....	2
Table 2. The condition of electrochemical corrosion test .....	6
Table 3. Value of corrosion current density( $I_{\text{corr}}$ ), corrosion potential( $E_{\text{corr}}$ ) and corrosion current density at 300 mV( $I_{300}$ ) determined for various type of implant fixture from the potentiodynamic polarization curves in 0.9% NaCl solution at $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$ .....	17
Table 4. Polarization resistance ( $R_p$ ) from various type of non treated and anodized implant fixture after A.C. impedance test in 0.9% NaCl solution at $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$ .....	20



# 도 목 차

Fig. 1. Schematic diagram of the electrochemical anodizing treatment .....	3
Fig. 2. Schematic diagram of the electrochemical corrosion tester .....	4
Fig. 3. FE-SEM micrographs showing the surface of fixture. (A Co.) .....	8
Fig. 4. FE-SEM micrographs showing the surface of fixture. (B Co.) .....	9
Fig. 5. FE-SEM micrographs showing the surface of fixture. (C Co.) .....	10
Fig. 6. FE-SEM micrographs showing the surface of fixture. (D Co.) .....	11
Fig. 7. FE-SEM micrographs showing the surface of fixture. (E Co.) .....	12
Fig. 8. FE-SEM micrographs showing the various type of anodized surfacee	13
Fig. 9. Polarization curves from various type of implant fixture after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at $36.5\pm 1^{\circ}\text{C}$ .....	15
Fig. 10. Polarization curves from various type of anodizing treated implant fixture after potentio dynamic test in 0.9% NaCl solution at $36.5\pm 1^{\circ}\text{C}$	16
Fig. 11. The results from various type of implant fixture after corrosion A.C. impedance test in 0.9% NaCl solution at $36.5\pm 1^{\circ}\text{C}$ .....	19
Fig. 12. The results from various type of anodizing treated implant fixture after corrosion A.C. impedance test in 0.9% NaCl solution at $36.5\pm 1^{\circ}\text{C}$ .....	19
Fig. 13. FE-SEM micrographs showing the various type of anodized surface after corrosion test .....	21

# *Effect of Anodizing Treatment on the Corrosion Resistance of Various Dental Implant Fixture*

*Shin Jeong-Che*

*Director : Prof. Ko, Yeong-Mu, D.D.S., M.S.D., Ph.D.*

*Dept. of Dentistry,*

*Graduate School of Chosun University*

This study was performed to investigate the effect of Anodizing Treatment on the Corrosion Resistance of Various Dental Implant Fixture. Titanium implant was selected with sort of 5 types made by a domestic companies. They have different surface treatment and structure of screw, respectively.

Estimation of electrochemical behavior of anodized dental implant in 1M  $H_3PO_4$  electrolytes have been evaluated by using electrochemical methods. specimen was used for corrosion test in 0.9 % NaCl solution at  $36.5 \pm 1^\circ C$ .

The surface morphology were observed using scanning electron microscopy (SEM) and energy dispersive x-ray spectroscopy(EDX). The electrochemical stability was investigated using potentiostat(EG&G Co, 263A). The corrosion surface were observed using scanning electron microscopy(SEM).

The results were as follows:

1. From the results of SEM micrographs, samples of RBM treatment were

observed more smooth roughness surface than sample of SLA treatment, the SLA treated sample was formed deep and fine surface.

2. From the results of potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution, corrosion resistance of RBM treated samples were presented value of higher than SLA treated sample of that.

3. In case of samples with anodizing treatment, it has a regular pore with  $1\mu\text{m}$  size and decreased surface roughness and tended to smooth than non treated samples.

4. Anodizing treated samples were presented lower value of current density and higher value of corrosion potential than non treated samples.

In conclusion, samples of anodizing treatment were observed higher corrosion resistance that as received samples, it depends on the stable  $\text{TiO}_2$  porous thin film.

# 1. 서 론

치과용 티타늄 임플란트는 생체적합성이 우수하고 부식저항성 및 기계적 특성이 우수할 뿐만 아니라, 골의 역학적인 특성과 조화를 이루며, 골 조직과 직접적인 유착(osseointegration)을 형성하기 때문에 상실된 치아 및 경조직을 대체하기 위하여 치과 및 임상분야에서 널리 이용되고 있다<sup>1,2)</sup>.

순 티타늄 및 티타늄 합금은 치과용 임플란트로서 임상에 적용하였을 때, 골과 화학적으로 직접 결합하지 못하고 인산칼슘계 임플란트에 비해 골 형성 유도가 부족한 단점이 있어 임플란트 표면에 다양한 표면처리를 함으로써 표면개질을 할 필요가 있다<sup>3)</sup>. 이와 같은 이유로 골 유착을 증진시키기 위해 티타늄 임플란트 표면개질을 통해 생체활성을 높이는 많은 연구가 진행되고 있다. 대표적인 방법으로 티타늄 임플란트 표면에 적당한 거칠기를 부여하는 방법으로서 SLA(Sandblasted, Large grit, Acid etched), RBM(Resorbable Blasting Media), Laser ablation 등의 방법<sup>4,5)</sup>이 있고, 티타늄의 산화처리 방법에 따라 산화물의 화학적 상태에 변화를 주는 방법<sup>6,7)</sup>, 생체에 매식하였을 때 활성도가 뛰어난 HA(Hydroxyapatite)를 표면에 코팅하는 방법<sup>8,9)</sup> 등이 연구되어져 왔다. 이들 여러 가지 방법 중 전기화학적 처리를 통한 양극산화방법은 표면에 형성된  $TiO_2$  산화막이 기질과의 접착력이 우수하고, 양극방전을 통해 다공성 표면을 형성시킬 수 있으며, 전해액의 종류에 따라 구조 및 조성을 변화시키기 용이한 장점이 있다<sup>10,11)</sup>. 임플란트를 생체에 매식하였을 때, 매식된 금속 임플란트로 부터 금속 이온들이 용출되면서 생체에 유해한 반응을 일으킬 수 있기 때문에 평가되어야 할 중요한 특성중 하나가 부식 저항성이다. 티타늄의 경우 생체적합성과 부식저항성은 표면의  $TiO_2$  산화막에 기인하며 이는 제조방법이나 조건에 따라서 서로 다른 구조에 따라 여러 가지 차이를 나타냄으로서 이는 부식 저항성에 영향을 미치게 된다. 따라서 본 연구에서는 최근 많이 상용되고 있는 국내 5개 제조사의 임플란트 fixture를 준비하고, 전기화학적 방법을 통해 표면에 micropore를 갖는  $TiO_2$  산화막을 형성한 후 전기화학적 분석을 통해 임플란트 재료로서의 적합성을 알아 보았다.

## 2. 실험재료 및 방법

### 2-1. 시편 준비

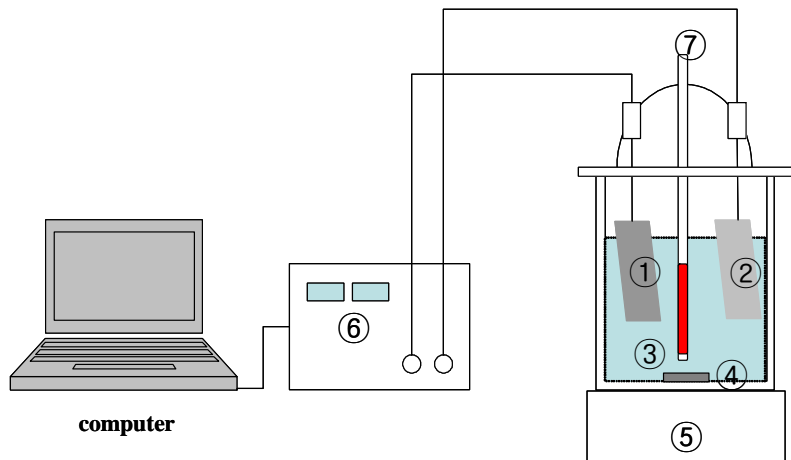
본 연구에서 사용된 시편은 국내 5 개 제조사에서 제조된 각각의 티타늄 임플란트 fixture를 10개씩 준비하였다. 각 제조사별 제품 조건은 표 1에 다음과 같이 나타내었다. 모든 시편은 순수 titanium으로 제조되었으며, 각 제조사별로 크기의 차이가 있으며, 시편 1,2,3 그리고 5의 경우는 RBM(Resorbable Blast Media) 방법으로 표면처리 하였으며, 시편 4의 경우는 SLA(Sandblasted Large grit Acid etched) 방법을 사용하였다. 준비된 시편은 전기 화학적 시험을 시행하기 전에 임플란트 표면을 SEM(Scanning Electron Microscopy)을 통해 표면특성을 알아보았다.

*Table 1. The condition of dental implant fixture samples*

<i>Groups</i>	<i>A Co.</i>	<i>B Co.</i>	<i>C Co.</i>	<i>D Co.</i>	<i>E Co.</i>
<i>Material</i>	<i>Cp-Ti</i>	<i>Cp-Ti</i>	<i>Cp-Ti</i>	<i>Cp-Ti</i>	<i>Cp-Ti</i>
<i>Size(ØxL)mm</i>	<i>4.0x13.0</i>	<i>4.0x10.0</i>	<i>4.0x10.0</i>	<i>3.8x10.0</i>	<i>5.0x10.0</i>
<i>Surface treatment</i>	<i>RBM</i>	<i>RBM</i>	<i>RBM</i>	<i>SLA</i>	<i>RBM</i>

## 2-2. 양극산화법을 이용한 산화막 형성

티타늄 임플란트 표면에 Micropore를 갖는 TiO<sub>2</sub> 산화막을 형성하기 위해 전기화학적 방법으로 양극산화법을 이용하였다. 실험에 사용된 장비는 Fig. 1과 같이 KDP-1500 직류전원공급기, KOREA 를 사용하였다. 실험에 사용된 전해질 용액은 1M H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> 용액을 사용하였으며 양극산화시 인가전압은 180V로 인가하고, 전류밀도는 30mA/cm<sup>2</sup> 로 정전류를 공급하여 일정 전압까지 도달시켜 다공성 산화막을 생성하였다. 각 제조사별 임플란트 fixture의 다공성 산화막 형성과 표면구조를 관찰하기 위해 SEM과 EDX(Energy Dispersive X-ray spectroscopy)를 사용하였으며, 산화막 형성에 따른 부식특성은 전기화학적 시험방법으로 알아보았다.



① Ti anode

② Pt cathode

③ electrolyte

④ magnetic bar

⑤ stirrer

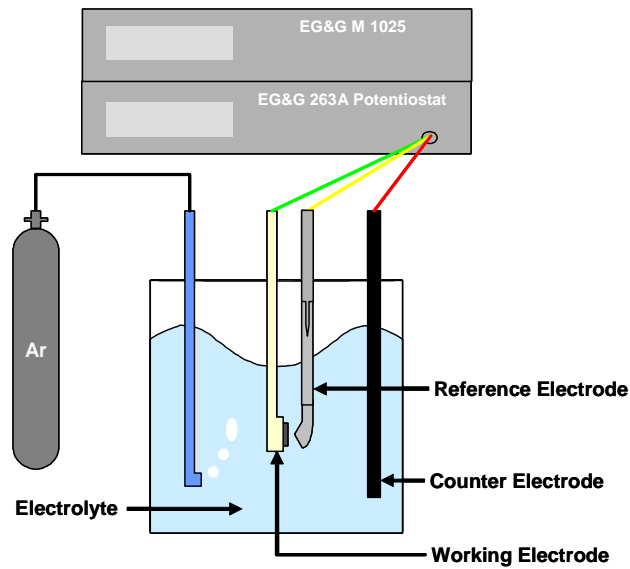
⑥ power supply

⑦ thermometer

*Fig. 1. Schematic diagram of the electrochemical anodizing treatment*

### 2-3. 전기화학적 시험

전해액에서 부식특성을 평가하기 위하여 부식 전해액으로써 생체유사 용액인 0.9% NaCl 용액을 사용하여 평가하였다. 전기화학장비는 Fig. 1과 같이 potentiostat 263A, EG&G, USA을 이용하였으며, 동전위 분극시험(potentiodynamic test) 및 교류 임피던스 시험(A. C. impedance test)을 행하였다.



*Fig. 2. Schematic diagram of the electrochemical corrosion tester.*

### 2-3-1 동전위 분극시험(*potentiodynamic test*)

각 제조사별 임플란트 fixture 양극산화 처리 전, 후의 부식특성을 전기화학적인 방법을 통해 정량적으로 평가하기 위해 동 전위 분극시험을 행하였다. 샘플의 분극 거동을 알아보기 위해 생체유사조건인  $36.5\pm 1^\circ\text{C}$ 의 0.9% NaCl 전해액에서 1.66mV/sec의 속도로 시행하였으며 시험에 사용된 장비는 potentiostat 263A, EG&G, USA을 이용하였다. 작업전극은 시편을 보조전극은 고밀도 탄소전극을 사용하였고, 기준전극은 포화감홍전극(saturated calomel electrode)를 사용하였다. -1500mV에서 2000mV의 전위에서 시행하였고, 시험 전 cell의 용존산소를 제거하기 위하여 아르곤(Ar) 가스를 주입하였다(Table 2).

### 2-3-2 교류 임피던스 시험(*A. C. impedance test*)

교류 임피던스 시험은 동전위 분극시험과 같은 조건인  $36.5\pm 1^\circ\text{C}$ 의 0.9% NaCl 전해액에서 측정하였다. 임피던스 측정장치 또한 Potentiostat/Galvanostat(EG&G, 263A, USA)를 분석 장치인 frequency response detector(1025, EG&G, USA)와 연결하여 사용하였으며, 측정방식은 동 전위 분극시험과 같았다. 측정에 사용한 주파수 영역은 100kHz의 저주파에서 10MHz의 고주파까지의 범위에서 조사하였다(table 2).



*Table 2. The condition of electrochemical corrosion test.*

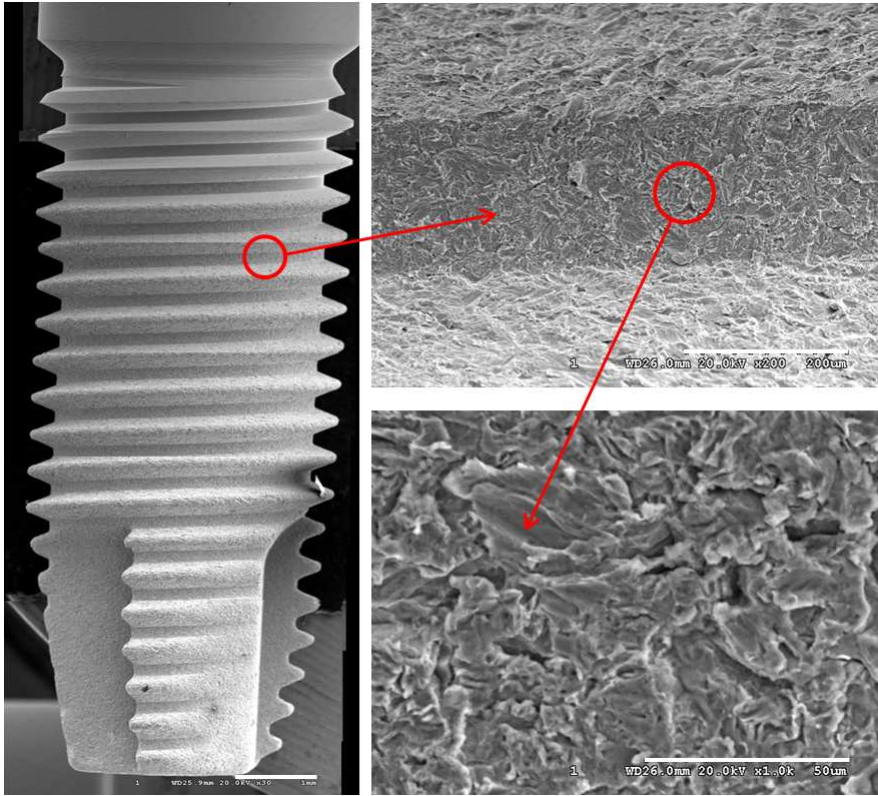
	<i>Potentiodynamic test</i>	<i>A.C. impedance</i>
<i>Electrolyte</i>	0.9% NaCl	0.9% NaCl
<i>Working electrode</i>	Sample	Sample
<i>Counter electrode</i>	High dense carbon	High dense carbon
<i>Reference electrode</i>	SCE	SCE
<i>Scan rate</i>	1.66 mV/s	—
<i>Temperature</i>	36.5 ± 1°C	36.5 ± 1°C
<i>Frequency range</i>	—	100 kHz ~ 10 mHz
<i>A.C amplitude</i>	—	10 mV
<i>Point</i>	—	5 point/decade

### 3. 실험 결과 및 고찰

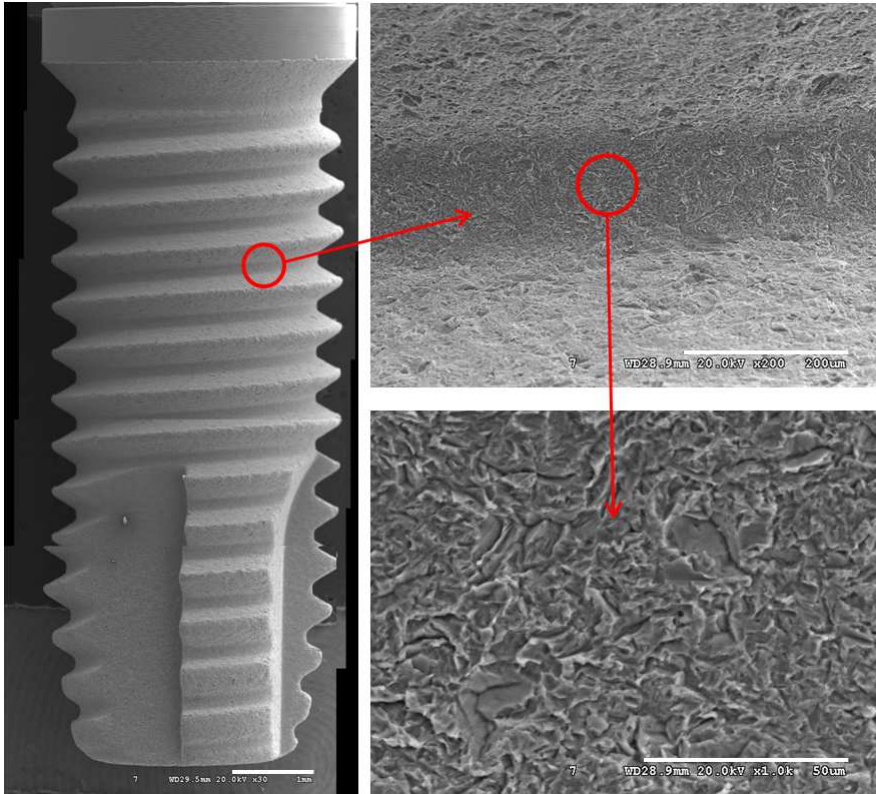
#### 3-1. 주사전자현미경에 의한 고정체 표면관찰

Fig. 3 ~ 7은 각 실험군의 임플란트 고정체를 주사전자현미경을 이용하여 표면을 관찰한 사진이다. Fig. 3, 4, 5, 7의 경우 고정체에 RBM 처리한 표면에서는 상대적으로 미세한 분사입자를 고압으로 분사함으로써 생성된 거친 요철면과 미세한 균열 양상이 관찰되고 비교적 완만한 능선과 골짜기 형태의 거친 표면을 나타내었다. SLA 처리한 Fig. 6의 경우 날카롭게 돌출된 부분과 dimple 상의 요철이 나타나고 불규칙하고 거친 표면 구조가 관찰되었다.

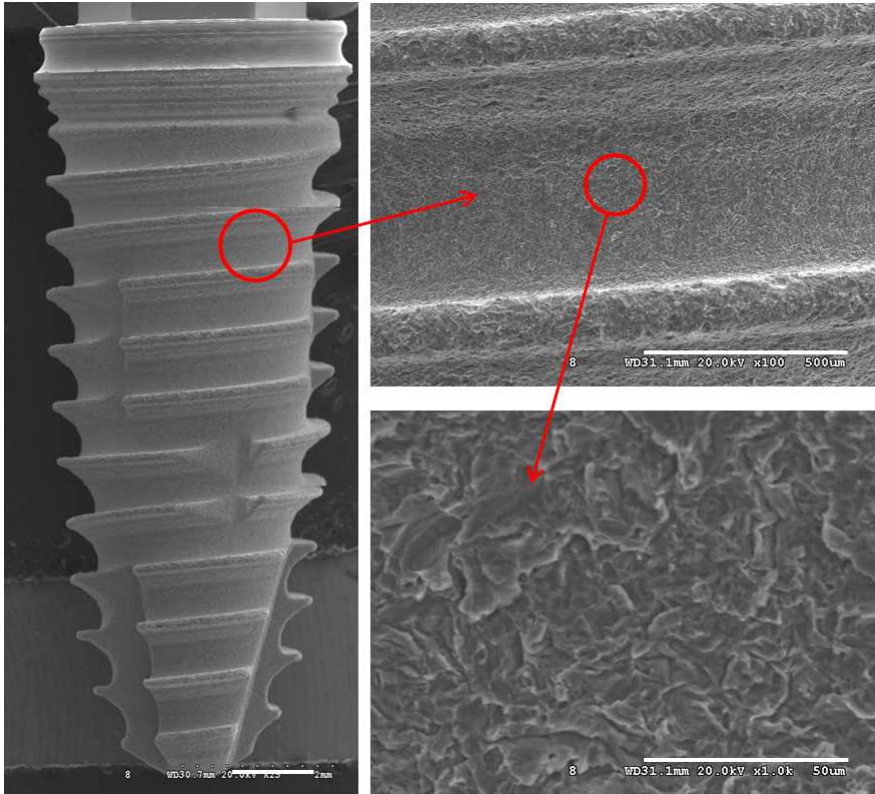
Fig. 8은 각 회사의 임플란트 고정체에 양극산화 처리한 표면에서는 RBM 및 SLA 처리에 의해 형성된 요철면 상에 직경 약 1~2  $\mu\text{m}$  미세 기공이 치밀하게 형성되었다. 표면에 형성된 미세 기공으로 인하여 골조직과의 결합을 촉진하는 피막이 형성되어 표면층이 생화학적 장점을 갖는 보호피막으로 작용되고 내부의 금속은 기계적 성질이 우수한 물체로 작용되므로 임플란트로서 우수한 특성을 발휘하게 된다<sup>12)</sup>. 임플란트의 표면에 1~2  $\mu\text{m}$ 의 기공이 존재할 때 표면에서 결합조직의 견고한 부착이 일어나고<sup>13)</sup> 골조직과의 접촉 확대와 임플란트의 표면 거칠기가 우수한 골유착을 유도할 때 임플란트 고정체 표면의 거칠기와 다공질 층의 형성은 골조직과 임플란트 사이의 결합에서 보다 우수한 결과를 보일 것으로 생각된다.



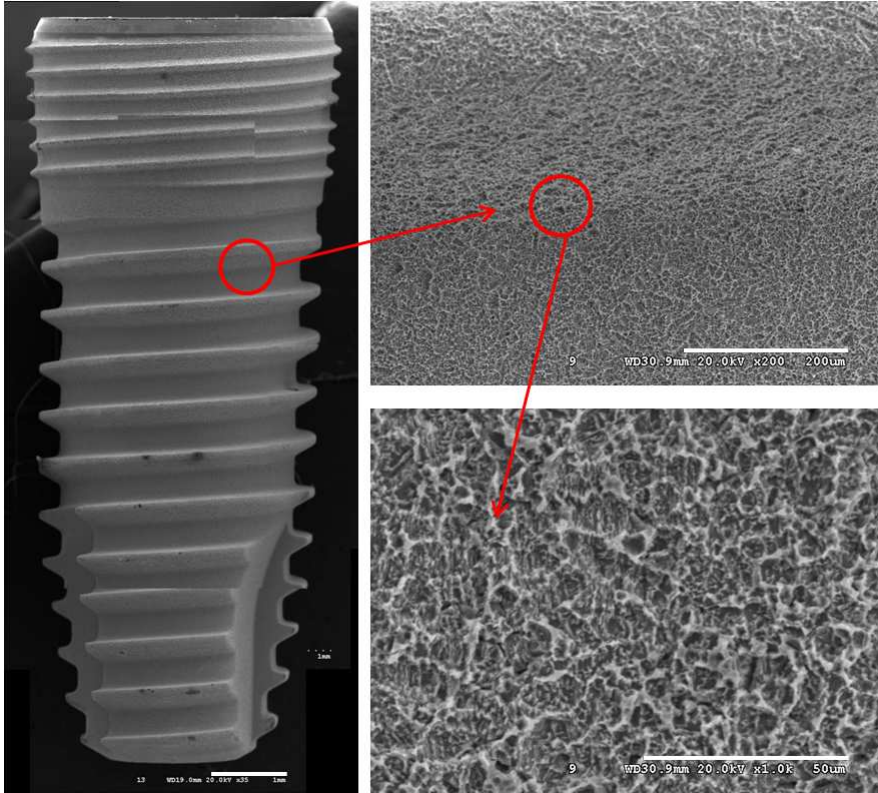
*Fig. 3. FE-SEM micrographs showing the surface of fixture. (A Co.)*



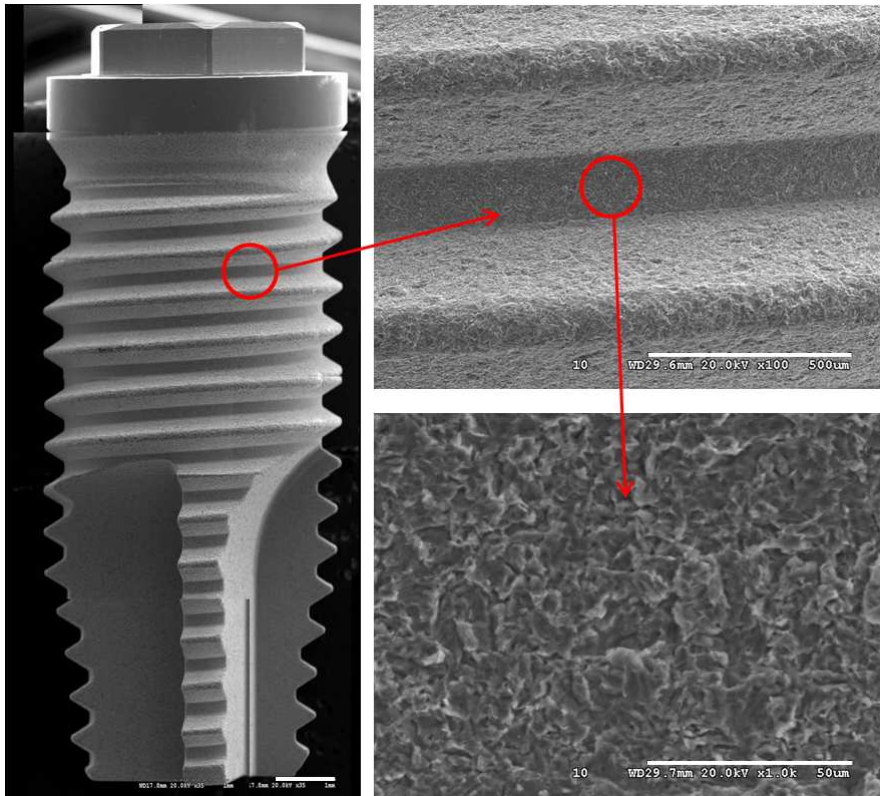
*Fig. 4. FE-SEM micrographs showing the surface of fixture. (B Co.)*



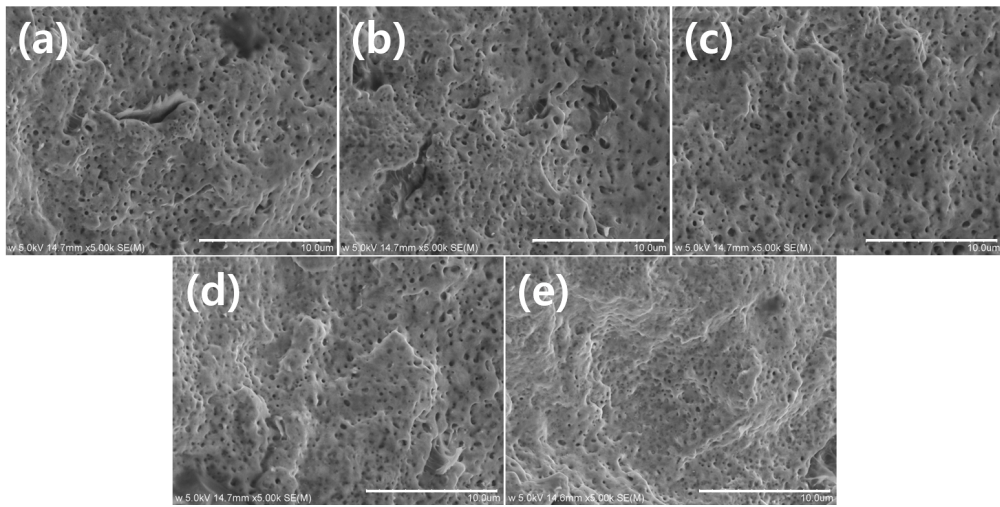
*Fig. 5. FE-SEM micrographs showing the surface of fixture. (C Co.)*



*Fig. 6. FE-SEM micrographs showing the surface of fixture. (D Co.)*



*Fig. 7. FE-SEM micrographs showing the surface of fixture. (E Co.)*



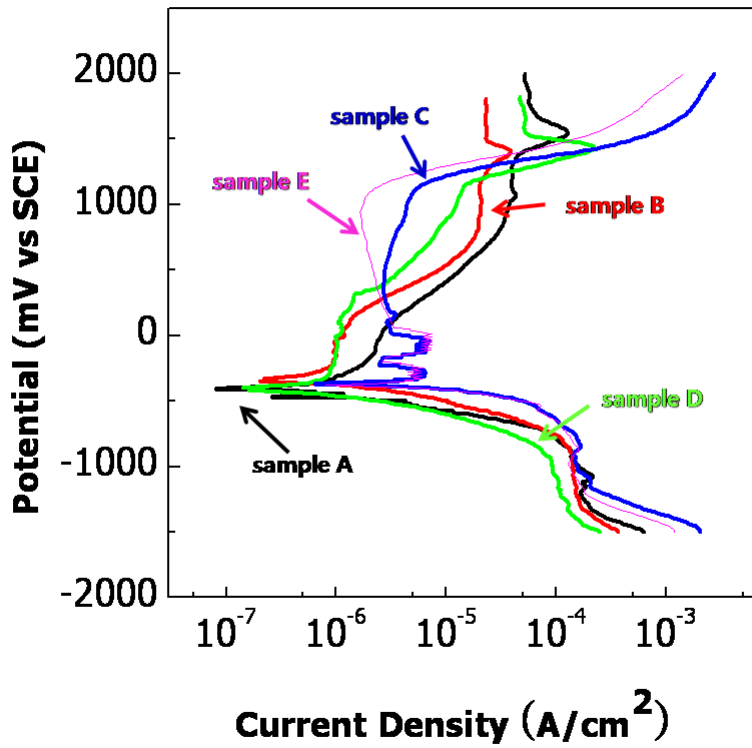
*Fig. 8. FE-SEM micrographs showing the various type of anodized surface.*

*(a) A Co. (b) B Co. (c) C Co. (d) D Co. (e) E Co.*

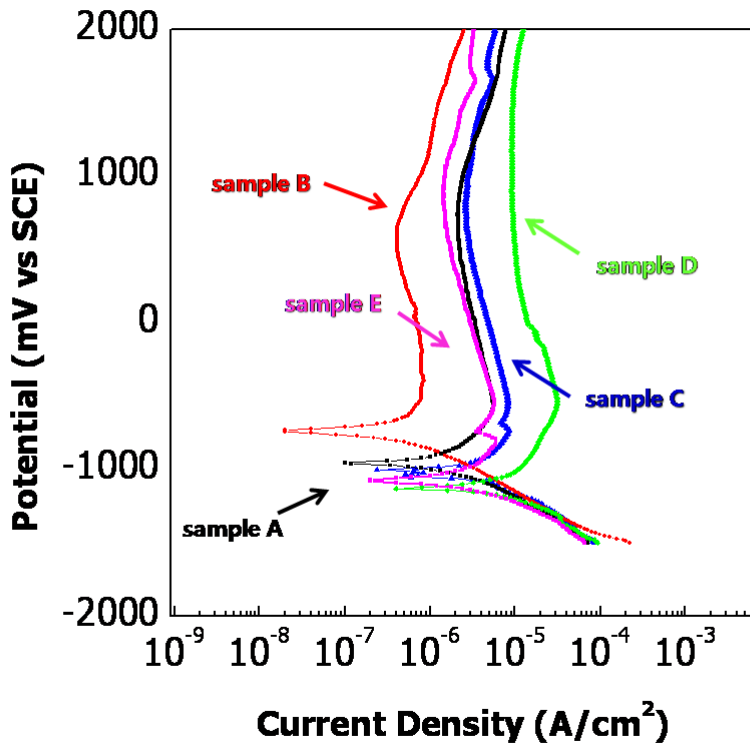


### 3-2. 다양한 임플란트 고정체의 양극분극특성

내식성을 평가하기 위한 동전위 분극시험은 용액과 금속표면이 접촉될 때 표면에 있는 이온이 이온화 경향에 의해 형성되는 부식전위를 측정할 수 있으며 미세한 전위에 의해 합금표면에 부식을 일으키고, 그때 형성되는 부식생성물에 의해 나타나는 전류차단을 인지함으로써 금속이 용액내로 용출되어 전해액과 어떤 반응이 나타나는가를 정량적으로 나타낼 수 있다<sup>14)</sup>. Fig. 9, 10은 각 회사의 임플란트 고정체를  $36.5\pm 1^\circ\text{C}$ 의 0.9% NaCl 용액에서 동전위 분극시험을 통하여 조사한 그래프이다. 양극산화 처리한 시편의 경우 처리하지 않은 시편에 비해 부식전위가 낮아져 내식성이 감소하였다. 이러한 이유는 양극산화 처리로 인한 미세 기공이 다량 발생하여 공식전위가 일어남으로써 내식성이 감소되는 것으로 생각된다. 그러나 양극산화 처리한 시편 대부분이 부동태 피막구간이 매우 넓고 전류밀도가 낮아짐에 따라 안정한  $\text{TiO}_2$  산화막이 형성되어 있는 것으로 사료된다. 동 전위 분극시험을 통해 알아본 부식전위( $E_{\text{corr}}$ ), 부식전류밀도( $I_{\text{corr}}$ ) 및 구강 내 전위 300mV의 부식전류밀도( $I_{300}$ ) 값을 Table 3에 나타내었다. 이로부터 전체적인 부식특성은 부식전류밀도에 있어서 양극산화 처리한 시편이 처리하지 않은 시편에 비해 낮은 부식전류밀도를 보여 다공성  $\text{TiO}_2$  산화막이 내식성의 향상에 영향을 미치는 것을 알 수 있었다.



*Fig. 9. Polarization curves from various type of implant fixture after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C*



*Fig. 10. Polarization curves from various type of anodizing treated implant fixture after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C*

*Table 3. Corrosion potential( $E_{corr}$ ), corrosion current density( $I_{corr}$ ) and current density( $I_{300mV}$ ) from various type of implant fixture after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at  $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$ .*

Data		A Co.	B Co.	C Co.	D Co.	E Co.
<b>Non treated</b>	$I_{corr}$ (A/cm <sup>2</sup> )	$2.94 \times 10^{-6}$	$1.94 \times 10^{-6}$	$8.24 \times 10^{-7}$	$7.07 \times 10^{-6}$	$3.96 \times 10^{-6}$
	$I_{300mV}$ (A/cm <sup>2</sup> )	$6.45 \times 10^{-6}$	$2.90 \times 10^{-6}$	$1.46 \times 10^{-6}$	$2.76 \times 10^{-6}$	$2.48 \times 10^{-6}$
	$E_{corr}$ (mV)	-410	-350	-400	-370	-380
<b>Anodized</b>	$I_{corr}$ (A/cm <sup>2</sup> )	$2.69 \times 10^{-6}$	$3.24 \times 10^{-7}$	$3.28 \times 10^{-7}$	$1.61 \times 10^{-5}$	$2.71 \times 10^{-6}$
	$I_{300mV}$ (A/cm <sup>2</sup> )	$2.58 \times 10^{-6}$	$5.02 \times 10^{-7}$	$3.56 \times 10^{-6}$	$1.09 \times 10^{-5}$	$2.18 \times 10^{-6}$
	$E_{corr}$ (mV)	-950	-730	-1000	-1130	-1070

### 3-2. A.C. 임피던스 측정

Fig. 11, 12는 각 회사의 고정체를 양극산화 처리 전과 후를 0.9% NaCl 전해액에서 임피던스 측정을 한 그래프이다. Nyquist plot을 살펴보면 양극산화 처리하지 않은 시편에 비해 양극산화 처리한 시편의 경우 반원의 궤적이 증가하는 것을 관찰할 수 있었다. 이는 표면에 다공질의 양극산화 피막이 형성되어 내식성이 증가함을 의미한다.

그리고 Bode plot을 관찰한 결과 모든 시편에서 2개 영역으로 특성화되는 유사한 현상을 보였으며 먼저, 고주파 영역에서의 Bode plot은 phase angle이 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 캐패시티브한 지역에서 Ti 합금에 대한 조밀한 부동태 피막의 캐피시턴트 ( $C_p$ )를 나타낸다. Table 4는  $R_s$  및  $R_p$  값을 나타낸 것으로 표면처리를 하지 않은 고정체 보다 양극산화 처리한 고정체가 더 높은  $R_p$  값을 갖는 것을 관찰할 수 있었다<sup>15)</sup>.

마지막으로 Bode phase plot을 살펴보면 양극산화처리 하지 않은 시편의 경우 phase angle이 90°에 가까운 영역을 관찰할 수 있으며 이러한 영역이 넓을수록 매우 안정한 부동태피막을 형성하여 내식성이 우수한 것으로 생각된다. 양극산화 처리한 시편의 경우 고주파 영역으로부터 phase angle 90°에 가까운 phase가 나타나는데 이는 표면에 캐패시티브 역할을 하는 양극산화 피막이 형성되어있어 부동태 피막과 같은 경향이 나타난다<sup>16)</sup>. 저주파 영역으로 가면서 감소하다 다시 증가하는 경향을 나타내는데 이는 양극산화시 형성된 미세기공에 의한 영향<sup>16)</sup>으로 사료된다.

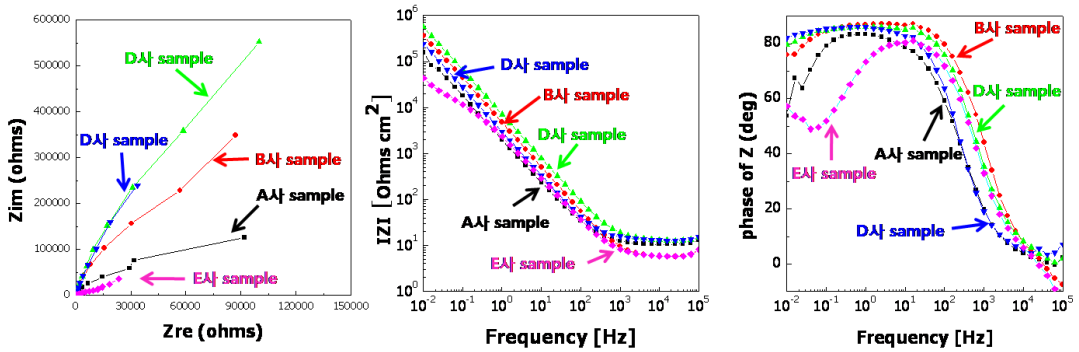


Fig. 11. The results from various type of implant fixture after corrosion A.C. impedance test in 0.9% NaCl solution at  $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$

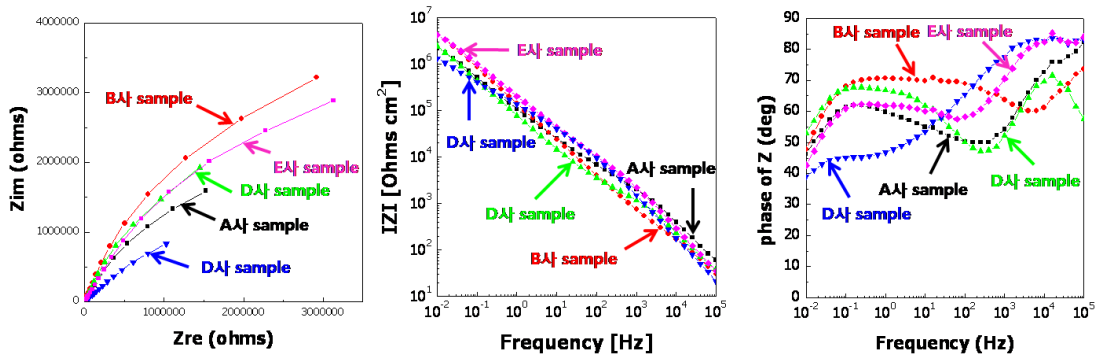
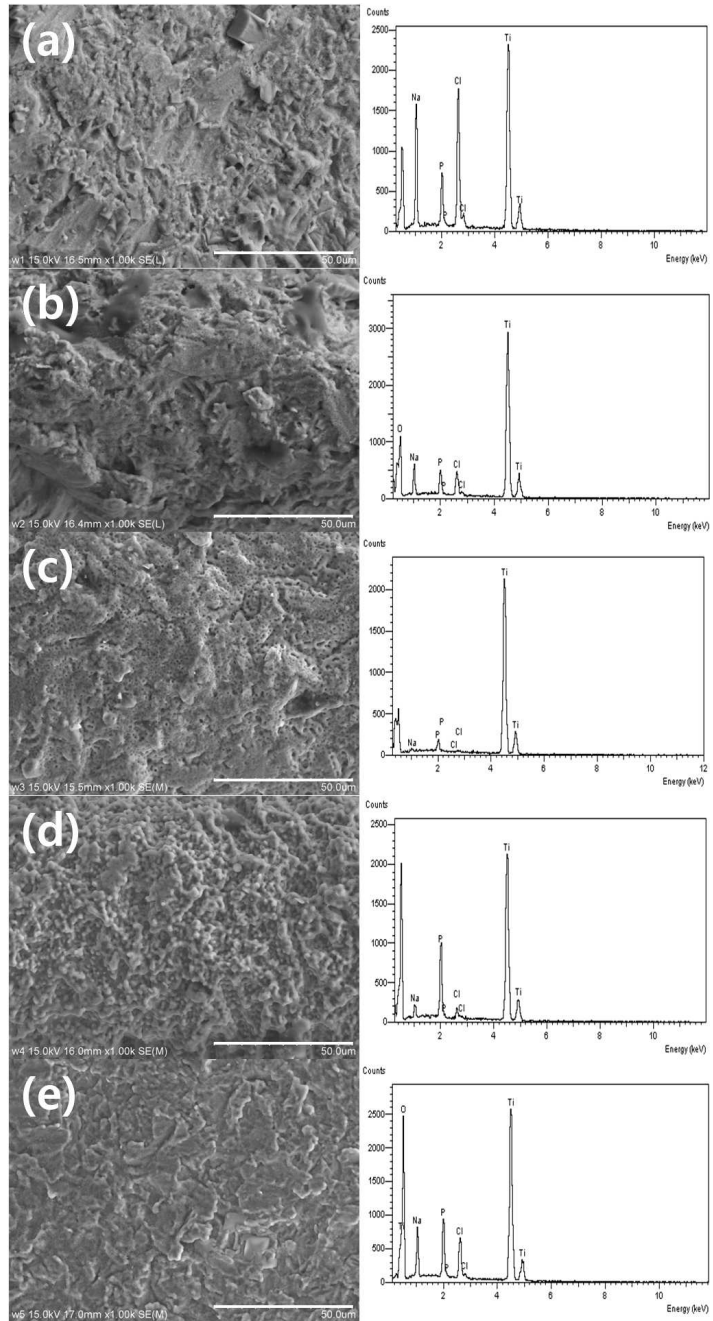


Fig. 12. The results from various type of anodizing treated implant fixture after corrosion A.C. impedance test in 0.9% NaCl solution at  $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$

*Table 4. Polarization resistance ( $R_p$ ) from various type of non treated and anodized implant fixture after A.C. impedance test in 0.9% NaCl solution at  $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$*

Data		A Co.	B Co.	C Co.	D Co.	E Co.
<b>Non treated</b>	$R_p$ ( $\Omega/\text{cm}^2$ )	$1.56 \times 10^5$	$3.60 \times 10^5$	$5.62 \times 10^5$	$2.43 \times 10^5$	$4.30 \times 10^4$
<b>Anodized</b>	$R_p$ ( $\Omega/\text{cm}^2$ )	$2.20 \times 10^6$	$4.34 \times 10^6$	$2.41 \times 10^6$	$1.32 \times 10^6$	$4.26 \times 10^6$



**Fig. 13.** FE-SEM micrographs showing the various type of anodized surface after corrosion test.

(a) A Co. (b) B Co. (c) C Co. (d) D Co. (e) E Co.



## 4. 결 론

임플란트 고정체를 이용하여 양극산화법으로 표면에 다공질 층을 형성한 후 전기화학적 특성을 조사한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. RBM 처리한 실험군의 표면이 SLA 처리한 실험군의 표면에 비해 매끄러운 표면 거칠기를 나타내었으며 SLA 처리한 표면은 아주 깊고 미세한 거칠기가 많이 형성되었다.
2. RBM 처리한 표면은 SLA 처리한 표면에 비하여 내식성이 우수하며 부식 후 표면은 블라스팅 처리 시에 나타나는 가공잔유물이 부식되고 없어진 양상으로 보였다.
3. 양극산화 처리한 실험군의 경우, 1 $\mu$ m 크기의 일정한 포어가 형성되었으며 양극산화처리를 하면 표면의 거칠기가 크게 감소하고 표면이 매끄럽게 되는 경향을 보였다.
4. 양극산화 처리한 표면의 부식특성은 양극산화 처리하지 않은 시편에 비하여 분극곡선이 좌측으로 이동하고 넓은 부동태 피막 영역을 보였다.

결론적으로, 임플란트 고정체의 표면에 양극산화법을 이용하여 표면처리를 시행하면 내식성이 더욱 향상되었음을 관찰할 수 있었는데 이는 표면에 안정한 부동태 피막이 증가하였기 때문으로 생각된다.

## 참 고 문 헌

1. Hobo S, Ichida E, Garcia LT(1989). Osseointegration and occlusal rehabilitation. Quintessence Int, Tokyo.
2. Hamanaka H(2001). Titanium and titanium alloys: Dental materials of preference in the 21th century. in: Proceedings of The Fifth International Symposium on Titanium in Dentistry, Society for Titanium Alloys in Dentistry, pp. 1.
3. Rubin LR(1983). Biomaterials in reconstructive surgery. C. V. Mosby, St. Louis.
4. Deligianni DD, Katsala N, Ladas S, Sotiropoulou D, Amedee J, Missirlis YF(2001). Effect of surface roughness of the titanium alloy Ti-6Al-4V on human bone marrow cell response and on protein adsorption. *Biometer. Res.* 32(1):166.
5. Schwarts Z, Kieswetter K, Dean DD, Boyan BD(1997). Underlying mechanism at the bone-surface interface during regeneration. *J. Periodontal Res.* 32(1):166.
6. Feng B, Chen JY, Qi SK, He L, Zhao JZ, Zhang XD(2002). Characterization of surface oxide films on titanium and bioactivity. *J Mater. Sci. Mater. Med* 13:457.
7. Sul YT, Johansson CB, Petronis S, Krozer A, Jeong YS, Wennerberg A, Albreksson T(2002). 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. *Biometer.* 23:491.
8. Chen J, Tong W, Cao Y, Feng J, Zhang X(1997). Effect of atmosphere on phase transformation in plasma-sprayed hydroxyapatite coatings during heat treatment. *J. Biomed. Mater. Res.* 34:15.
9. Dijk KV, Schaeken HG, Wolke JCG, Maree CHM, Habraken FHPM,

- Verhoeven J, Jansen JA(1995). Influence of discharge power level on the properties of hydroxyapatite films deposited on Ti6Al4V with RF magnetron sputtering. *J. Biomed. Mater. Res.* 29:269.
10. Schreckenbach JP, Marx G, Schlottig F, Textor M, Spencer ND(1999). Characterization of anodic spark-converted titanium surface for biomedical applications. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* 10:453.
  11. Ishizawa H, Fujino M, Ogino M(1997). Histomorphometric evaluation of the thin hydroxyapatite layer formed through anodization followed by hydrothermal treatment. *J. Biomed. Mater. Res.* 35:199-206.
  12. Kasemo B, Lausmaa J(1985). Metal selection and surface characteristics. Quintessence, Chicago 99-116.
  13. Recum AF(1990). New aspects of biocompatibility: Motion at the interface. *Biomaterials* 9:297-302
  14. Shukla AK, Balasubramaniam R, Bharagava S(2005). Effect of replacement of V by Fe and Nb on passive film behavior of Ti-6Al-4V in simulated body fluid conditions. *J Alloys comp* 24:144-152
  15. Lee K, Choe HC, Ko YM(2008). Electrochemical properties of anodized dental implant alloys. *The J. Korean Res. Soc. Dent. Mater.* 35(3):285.
  16. Pan J, Thierry D and Leygraf C(1996). Electrochemical impedance spectroscopy study of the passive oxide film on titanium for implant application *Electrochem Acta* 41:1147.

## 감사의 글

내 인생에 있어서 수 많은 날들을 인간의 존엄성 속에서 치의학에 몸담아 끊임 없는 노력과 도전으로 여기에 이르게 되었습니다. 지금도 많은 아쉬움과 부족함을 느끼는 것은 인간의 존엄성과 윤리를 요구하는 학문이기에, 치과의료학은 나날이 변화를 거듭나고 있고, 우리 의료인들은 이어 받은 지식을 후학도들에게 양질의 기술을 전달할 의무가 있다고 생각이 되어 지기 때문입니다.

지금까지 학술연마에 도움을 주시고 논문이 완성될 때까지 많은 가르치심을 주신 고영무교수님, 최한철교수님, 김병훈박사님께 진심으로 감사의 말씀을 드리며, 특히 부족함이 많은 저에게 지도편달을 아끼지 않았던 고영무교수님께 고개 숙여 감사하는 마음을 이 글로나마 표현하고 싶습니다. 실험실습을 많이 도와주신 조교선생님께도 감사의 말씀을 드리며 특히, 외국장을 맡기며 묵묵히 저의 일을 지켜 봐주신 대학원 박사과정 학도였던 여러 선생님과 같이 했던 많은 날들을 아름다운 추억으로 고이 간직하고 싶습니다.

가정에서는 오늘의 저를 여기까지 성장하게 해주시고 지켜 봐주신 노모님과 잘 자라고 있는 우리 사랑스런 아들 기연, 중현에게도 고마움을 전하며 몸이 불편한 하운이에게도 하루빨리 완치되기를 기원합니다. 부족한 저에게 언제나 변함없이 옆에서 응원해준 저의 사랑스런 아내에게도 고맙다는 감사의 마음을 전하며 항상 가정에 평온이 있기를 기원합니다.

끝으로 사랑하는 모든 분들에게 이 논문을 바칩니다.

2008. 12

저자 신 정 제

## 저작물 이용 허락서

학 과	치의	학 번	20077380	과 정	박사
성 명	한글: 신 정 제      한문: 愼 廷 帝      영문 : Shin Jeong-Che				
주 소	경기도 안산시 단원구 선부동 1081 한양 3차 산호아파트				
연락처	E-mail: hyunridental@hanmail.net, 031-408-2875				
논문제목	한글 : 치과 임플란트 고정체에서 양극산화 처리가 내식성에 미치는 영향				
	영문 : Effect of Anodizing Treatment on the Corrosion Resistance of Various Dental Implant Fixture				

본인이 저작한 위의 저작물에 대하여 다음과 같은 조건아래 조선대학교가 저작물을 이용할 수 있도록 허락하고 동의합니다.

- 다                    음 -

1. 저작물의 DB구축 및 인터넷을 포함한 정보통신망에의 공개를 위한 저작물의 복제, 기억장치에의 저장, 전송 등을 허락함
2. 위의 목적을 위하여 필요한 범위 내에서의 편집·형식상의 변경을 허락함. 다만, 저작물의 내용변경은 금지함.
3. 배포·전송된 저작물의 영리적 목적을 위한 복제, 저장, 전송 등은 금지함.
4. 저작물에 대한 이용기간은 5년으로 하고, 기간종료 3개월 이내에 별도의 의사 표시가 없을 경우에는 저작물의 이용기간을 계속 연장함.
5. 해당 저작물의 저작권을 타인에게 양도하거나 또는 출판을 허락을 하였을 경우에는 1개월 이내에 대학에 이를 통보함.
6. 조선대학교는 저작물의 이용허락 이후 해당 저작물로 인하여 발생하는 타인에 의한 권리 침해에 대하여 일체의 법적 책임을 지지 않음
7. 소속대학의 협정기관에 저작물의 제공 및 인터넷 등 정보통신망을 이용한 저작물의 전송·출력을 허락함.

**동의여부 : 동의( O )    반대(    )**

2009년    2    월    일

저작자: 신 정 제    (서명 또는 인)

**조선대학교 총장 귀하**