

2010年  
2月

2010년 2月  
博士學位論文

博士學位論文

# 치과 임플란트 고정체의 제조 공정이 표면특성에 미치는 영향

치과 임플란트 고정체의 제조 공정이 표면특성에 미치는 영향

조선대학교 대학원

광응용공학과

문 영 필

문영필

# 치과 임플란트 고정체의 제조 공정이 표면특성에 미치는 영향

Effects of Manufacturing Process on the Surface Characteristics of  
Dental Implant Fixture

2010년 2월 25일

조선대학교 대학원

광응용공학과

문 영 필

# 치과 임플란트 고정체의 제조 공정이 표면특성에 미치는 영향

지도교수 최 한 철

이 논문을 박사학위 신청논문으로 제출함.

2009년 10월

조선대학교 대학원

광응용공학과

문 영 필

# 문영필의 박사학위 논문을 인준함

위원장    조선대학교    교 수    안 상 건    인

위    원    조선대학교    교 수    김 명 수    인

위    원    조선대학교    교 수    오 상 호    인

위    원    조선대학교    교 수    박 종 락    인

위    원    조선대학교    교 수    최 한 철    인

2009년 12월 28일

조선대학교 대학원

# 목 차

영문초록 .....	VI
<b>1. 서 론 .....</b>	<b>1</b>
<b>2. 이론적 배경 .....</b>	<b>3</b>
2-1. 생체용 금속재료로서 필요조건 .....	3
2-2. 생체용 티타늄 금속재료 .....	4
2-3. 치과용 임플란트 .....	6
2-4. 전기화학적 부식 .....	7
2-4-1. 금속의 전기화학적 반응 .....	7
2-4-2. AC 임피던스 .....	11
<b>3. 실험재료 및 방법 .....</b>	<b>13</b>
3-1. 시편준비 .....	13
3-2. 전기화학적 시험 .....	16
3-2-1. 동전위 분극시험 .....	17
3-2-2. 교류 임피던스 시험 .....	17
<b>4. 실험 결과 및 고찰 .....</b>	<b>19</b>
4-1. 주사전자현미경에 의한 고정체 표면관찰 .....	19
4-2. 제조 공정에 따른 임플란트 고정체의 양극분극특성 .....	27
4-3. 제조 공정에 따른 임플란트 고정체의 AC 임피던스 특성 .....	30
4-4. 부식실험 후 고정체 표면관찰 .....	33

5. 결 론 .....	39
참고문헌 .....	40

# 표 목 차

Table 1. Physical properties of titanium .....	5
Table 2. The sample condition of dental implant fixture used in this study.....	14
Table 3. The classification of samples with manufacturing process of dental implant fixture .....	15
Table 4. The condition of electrochemical corrosion test .....	18
Table 5. Corrosion potential( $E_{\text{corr}}$ ), corrosion current density( $I_{\text{corr}}$ ) and current density( $I_{300\text{mV}}$ ) of dental implant fixture with various manufacturing process after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$ .....	29
Table 6. Polarization resistance ( $R_p$ ) of dental implant fixture with various manufacturing process after AC impedance test in 0.9% NaCl solution at $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$ .....	32

# 도 목 차

Fig. 1. Corrosion reaction of metal in acid solution.....	9
Fig. 2. Hypothetical anodic and cathodic polarization behavior for a material exhibiting passive anodic behavior.....	10
Fig. 3. Nyquist plots according to various reaction tape.....	12
Fig. 4. Schematic diagram of the electrochemical corrosion tester.....	16
Fig. 5. FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 1 specimen.....	21
Fig. 6. FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 2 specimen.....	22
Fig. 7. FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 3 specimen.....	23
Fig. 8. FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 4 specimen.....	24
Fig. 9. FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 5 specimen.....	25
Fig. 10. EDX results from implant fixture surface at 5th process step.....	26
Fig. 11. Polarization curves of dental implant fixture with various manufacturing process after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C.....	28
Fig. 12. AC impedance results of dental implant fixture with various manufacturing process after corrosion AC impedance test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C .....	31
Fig. 13. FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 1 specimen after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C.....	34
Fig. 14. FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 2 specimen after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±	

1°C.....	35
Fig. 15. FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 3 specimen after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5± 1°C.....	36
Fig. 16. FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 4 specimen after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5± 1°C.....	37
Fig. 17. FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 5 specimen after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5± 1°C.....	38

# ABSTRACT

## Effects of Manufacturing Process on the Surface Characteristics of Dental Implant

**Young-Pil Moon**

**Director : Prof. Han-Cheol Choe, Ph. D.**

**Dept. of Optical Application Engineering,**

**Graduate School of Chosun University**

Titanium and Ti-6Al-4V alloy are used in the medical field, for dental implants, Ti and Ti-6Al-4V alloy present the advantage of great compatibility with body fluids. The adverse body reaction to the implant is due to the metallic ions released by the implant, the amount of ions released depending on the corrosion rate of the implant.

This study was performed to investigate the effects of manufacturing process on the surface characteristics of dental implant. The study was selected with 5 steps by cleaning, surface treatment and sterilization with same size and screw structure.

The 1st step machined surface, 2nd step cleaned by thinner and prosol solution, 3rd step surface treated by RBM method, 4th step cleaned and dried, 5th step sterilized by gamma ray.

Estimation of electrochemical behavior of 5 steps of dental implant have been evaluated by using electrochemical methods. These specimens were used for corrosion test in 0.9 % NaCl solution at  $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$ . The electrochemical stability was investigated using potentiostat (EG&G Co, 263A). The corrosion surface

were observed using scanning electron microscopy (SEM).

The surface morphology were observed using scanning electron microscopy (SEM) and energy dispersive x-ray spectroscopy (EDX).

The results were as follows:

1. From the results of SEM micrographs, sample of step 5 was observed very clean surface than sample of step 3. The sample of step 5 was observed rough surface with shape of low ridge and valley.

2. From the results of potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution, step 5 of implant fixture with RBM treatment, clean and gamma sterilization was shown the lowest value of corrosion current density. Especially, step 3 of implant fixture with RBM treatment was presented the lowest value of corrosion resistance and the highest value of corrosion current density.

3. From the results of AC impedance test, step 3 of sample was presented lower value of polarization resistance than other samples.

In conclusion, step 5 of implant fixture with RBM treatment, clean and gamma sterilization was observed higher corrosion resistance, it depends on the step of manufacturing process by form the stable  $\text{TiO}_2$  passive film.

# 1. 서 론

현대문명의 발달에 따라 인간의 신체가 노화되거나 조직에 상해를 입는 등의 이유로 손상된 조직을 대체할 수 있는 물질의 눈부신 발전이 있어왔다. 대체 물질 중, 의료용 임플란트는 인간의 조직이나 기관이 더 이상 기능을 수행할 수 없을 때, 일부 또는 전체를 대체하여 생체 조직내에 삽입 또는 이식이 되는 기구를 말한다. 이러한 임플란트가 생체에 매식되어 조직 및 기관의 본래의 기능을 회복하게 된다<sup>1)</sup>.

의료용 임플란트과 치과에 적용되었을 때, 치과용 임플란트는 구강의 움직임에 따라 발생하는 기계적 응력과 pH, 온도, 화학적 조성 등의 구강환경에서 견딜 수 있어야 한다<sup>2,3)</sup>. 치과용 임플란트는 일반적으로 티타늄 및 티타늄 합금을 이용하고 있다. 티타늄은 공기중에 노출되어 안정된  $TiO_2$  산화막을 형성하여 이것이 단단한 보호막 역할을 한다. 즉 다른 외부 물질과의 반응을 못하게 되고 뼈 조직이 아주 얇은 산화막을 사이에 두고 접촉을 하여, 생체적합성이 우수하고 부식 저항성 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>4,5)</sup>. 하지만, 티타늄 및 티타늄 합금을 이용하여 임플란트를 제조시, 기계 가공된 임플란트 표면은 골과 화학적으로 결합하지 못하는 경우가 있고 골 형성 유도가 부족한 단점이 있어서, 일정한 거칠기를 유지하기 위해 표면처리를 한다<sup>6,7)</sup>.

임플란트 표면처리의 대표적인 방법으로  $Al_2O_3$  또는  $TiO_2$ 를 이용하여 일차적으로 분사 처리한 후 이차적으로 HCl/ $H_2SO_4$  등과 같은 산을 이용하여 표면 거칠기를 형성하는 방법으로 SLA(sandblasted, large grit, acid etched)법이 있으며, 임플란트 표면에  $Al_2O_3$ ,  $TiO_2$  및 HA(hydroxy apatite)와 같은 생체 친화성 있는 매질을 분사하여 표면 거칠기를 형성하는 방법으로 RBM(resorbable blasting media)법<sup>8)</sup>을 이용한다. 또한, 기계가공 및 표면처리 후 임플란트 표면에 잔류하는 이물질들은 골 조직과의 유착을 방해할 수 있고, 멸균되지 않은 치과용 임플란트는 세포 괴사를 유발할 수도 있어, 치과용 티타늄 합금 임플란트는 신체에 매식되어야 하는 조건을 갖추기 위해 단계적인 세척 및 멸균공정과 표면처리 공정을 거쳐 제조가

이루어지게 된다<sup>9)</sup>. 이와 같이 임플란트 제조 공정은 기계적 가공, 세척, 블라스팅 처리, 멸균처리를 거치면서 제조되는데, 각각의 임플란트 마다 공정을 간소화 하는 경우도 있어 각각의 공정과정이 표면특성에 어떠한 영향을 미치는가에 대한 연구가 필요하지만 이에 대한 연구는 미미한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 국내에서 제조되고 있는 치과용 임플란트 고정체를 제조 공정에 따라 5가지로 분류하여, 표면의 특성을 주사전자현미경을 통해 관찰하고, 전기화학적 방법을 통해 공정단계에 따른 전기화학적 특성을 알아보았다.

## 2. 이론적 배경

### 2-1. 생체용 금속재료로서 필요조건

생체 금속 재료의 적용은 생물학적으로 심장 이식 등과 같이 살아있는 장기를 이식할 때 중요한 혈액형이나 조직 반응성과 같은 문제들과 전혀 상관이 없다고 할 수 있다. 하지만, 고농도 염소이온이 존재하는 가혹한 부식 환경과 인공 고관절 및 치과용 임플란트 등과 같은 경우 반복적인 하중을 견뎌야 한다. 특히, 생체재료와 부식이 되어 금속원소나 부식 생성물이 생체 내에 용출되거나 부식된 곳이 파괴의 원인으로 작용하고 금속 재료를 약화시키게 된다면 생체 조직 내에 중요한 문제를 일으키게 된다<sup>10)</sup>.

임플란트가 인체에 적용되기 위해서는 생체적합성과 생체기능성을 갖추어야 한다<sup>11)</sup>. 생체적합성이란 임플란트에 사용되는 의료용 재료가 생체조직과 접촉시 나타나는 국부적 또는 전신적 조직 반응을 말하는데, 삼입 부위에 거부반응이 나타나지 않아야 하며, 알레르기를 일으키지 않아야 되며, 독성이 없어야 되며 혈액성분을 파괴하거나 변형을 시키지 않고 혈전현상이나 암 유발이 없어야 한다. 예를 들어 임플란트 주 재료인 티타늄의 경우 생체 적합성이 있는 금속이지만 이 생체적합성이라는 것은 생체와 반응하되 긍정적 반응을 하거나 또는 생체와 전혀 반응하지 않는 경우 둘 다 생체적합성이라 하는데 티타늄은 후자에 속하기 때문에 면역반응이 일어나지 않아 알레르기나 거부 반응이 없고 어떤 독성물질도 유리되지 않아서 앞서 말한 생체적합성을 가지고 인체 내에서 안정되게 유지된다.

생체 기능성이란 임플란트가 체내에 존재하는 동안 목표한 기능을 완전히 수행 할 수 있어야 되는 특성으로 임플란트가 적당한 기계적 강도를 지녀야 하며, 적절한 모양으로 설계되어야 하며, 제작이 용이하여야 하며, 멸균 및 소독이 가능하여야 하며, 재현성이 있어야 되는 특성을 의미한다.

## 2-2. 생체용 티타늄 금속재료

티타늄은 지구상에 존재하는 금속중에 4번째로 풍부한 원소로서 구리의 60배에 이를 정도로 매장량이 풍부하다. 특히 티타늄은 비강도가 높고 내식성이 우수한 장점 때문에 항공우주산업, 석유화학 장치산업 등에 주로 이용되어져 왔으며, 또한 산업 발전과 더불어 생활수준 향상으로 인한 생체 의료용 부품과 스포츠 레저, 건축, 토목, 자동차 산업 등에 이르기까지 응용 범위가 넓다. 표 1은 티타늄의 대표적인 물리적 성질을 나타낸 것으로 비중이 낮고 용점이 높으며, 열 및 도전율이 낮은 특징이 있으며 882.5도에서 상변화가 일어난다<sup>12)</sup>.

특히, 티타늄은 표면에 부동태 피막이 형성되어 표면층이 열역학적으로 안정하고 금속이온이 용출되지 않아 생체 적합성이 우수하며, 생체 내에서 불활성이기 때문에 금속이온과 단백질 사이에 직접적인 유기적 반응이나 간접적인 무기적 반응은 일어나지 않게 된다. 이 부동태 피막을 스테인리스강과 비교하여 보면 부동태 구역이 넓고 견고하여 파괴되어도 산화성 환경에서는 재생이 용이하게 일어난다. 환원성 산이나 착염에서는 부식이 일어나지만 산화성, 중성 및 약환원성 환경에서는 충분한 내식성을 지니고 있다<sup>13)</sup>.

의료용 금속 재료 중 주 재료인 티타늄은 대퇴부와 골반을 연결하는 고관절, 무릎 관절, 어깨 관절의 인공관절이나 치아와 같은 경조직을 대체하는 임플란트로 사용되며 용도에 따라서 골절 고정 장치, 인공관절 대체물, 치과용 임플란트에 주로 사용된다. 생체용 임플란트 금속재료의 강도는 뼈조직 보다는 높아야 하고 탄성률은 뼈 조직과 비슷하여야 하는데 티타늄은 이러한 기계적 성질을 갖추고 있어서 의료용 금속으로 매우 유용하다고 할 수 있다<sup>13)</sup>.

티타늄은 의료용 금속재료로서 매년 사용빈도가 증가하는 것으로 알려져 있으며, 그 뿐 아니라, 우주 항공산업이나 군사용으로 사용되고 있는데, 여기서 사용되고 있는 티타늄 합금은 비자성 특성, 비 강도, 내식성 및 내 충격성, 방탄성능, 용접성 등이 좋은 장점과 함께 가격이 비싸다는 단점을 가지고 있다. 그리고 티타늄은 수중 장비면에서 우수한 특수성을 나타내는데, 스테인리스 강이나 구리 및 알루미늄 합금 등에 비해 해수에서의 부식 피로영향이 가장 낮으며 자연수, 해양 분위기 등의 일반 부식에도 잘 견딘다. 이러한 내식성은 티타늄 금속 표면에 형성되는 산화 티타늄의 보호막 때문인 것으로 알려져 있다<sup>14)</sup>. 티타늄의 또 하나의 장점은 낮은

탄성률과 높은 강도를 갖는 것인데 다른 합금에 비해 높은 내 충격성을 갖고 있으며, 이러한 물리적 성질은 부품의 수명을 높여주며, 비자성 성질은 기뢰와 같은 부품 이용 시 아주 이상적이라고 할 수 있다.

**Table 1. Physical properties of titanium**

Density(at 20℃)	4.54 g/cm <sup>3</sup> (α phase)
Melting point	1668 ℃
Volume change in α-β transformation	5.5 %
α-β transformation temperature	882.5 ℃
Coefficient of expansion(20)	8.41 × 10
Specific heat(at 25℃)	0.126 cal/g
Electrical conductivity(about Cu)	2.2 %
Elastic modulus	103-107 GPa
Crystal lattice α phase(below 882.5 ℃)	Hexagonal Closed Packing
Crystal lattice β phase(above 882.5 ℃)	Body Centered Cubic

### 2-3. 치과용 임플란트

치과용 임플란트는 음식물을 씹을 때 발생하는 압축력과 전단응력을 견뎌야 하고, pH, 온도, 화학적 조성 등이 시시각각 변화하는 심각한 구강 환경에서 견딜 수 있어야 한다<sup>23)</sup>. 이것은 치근의 인공 대체물로서 약한 골 속에 매식되어 치아의 역할을 대신하며 인공 대체물과 연결되는 기둥은 잇몸을 뚫고 구강내로 도출되고 가공 치아가 기둥에 다시 고정되어 자연 치아와 동일한 기능을 수행하게 된다. 치과 임플란트의 형태는 고정체 외형을 기준으로 볼 때 나사형 임플란트와 실린더형 임플란트로 크게 구분할 수 있으며, 임플란트 고정체와 지대주를 연결하는 형태를 기준으로 살펴볼 때 내부연결 형태와 외부연결 형태로 구분할 수 있다. 이와 같은 내부 연결 형태와 외부연결 형태는 각기 다른 장점을 가지고 치과 임상에서 사용되고 있는데 각각의 개념과 기계적 특성에 관하여 논란이 되고있다<sup>2)</sup>.

현재 이용되고 있는 인공 치아는 인체 내에서 유해한 작용 없이 골과 결합하여 치아의 역할을 대신한다는 골유착 개념이 발견되어 안정적인 치료의 효과를 누리고 있으며, 세계적으로 사용되고 있는 인공 치아의 소재는 주로 티타늄 소재를 사용하고 있다. 또 최근 들어서 티타늄 표면에 다양한 표면처리를 하여 골과의 결합을 증진시키고자 하는 연구가 계속되고 있다<sup>15)</sup>.

## 2-4 전기화학적 부식

### 2-4-1. 금속의 전기화학적 반응

부식이란 액체용액에 의해 퇴보되는 현상으로 주위 환경과의 전기화학적 또는 화학적 반응에 의해 금속에 가해지는 파괴적인 공격이다. 금속재료를 수용액 중에 넣으면 금속표면의 불균일성 때문에 양극부위와 음극부위가 형성되어 국부전지작용에 의해 부식이 진행된다. Fig. 1과 같이 양극부에서는 금속이 이온으로 용출되고, 음극부에서는 전자를 받아 수소발생반응(또는 산소환원반응)<sup>16)</sup>이 일어나 전하적으로 양쪽이 균형을 이루게 된다. 금속의 부식 반응은 금속의 산화반응과 용액 내의 환원반응으로 구성되어 있으며 환원반응은 용액 내에 존재하는 용존산소의 환원 반응과 수소이온의 환원에 의한 수소 발생 영역으로 구분할 수 있다. 금속을 염산중에 넣으면 다음과 같이 반응하며 수소를 발생한다.



그러나 용액 중에 용존산소가 존재하면 음극반응으로



로 되는 산소 환원반응이 일어난다. 탈기한 알카리 용액 중에서는



로 되는 반응이 일어나며, 용존산소를 함유하는 알카리 용액 중에서는



와 같은 반응이 일어난다.

동전위 분극시험은 내식성을 측정하는 방법은 합금의 중량감소를 측정하거나 전해질에 의해 녹아있는 금속이온의 양을 측정하는 방법들이 있지만 장시간의 실험기간이 필요하다. 하지만 전기화학적 방법을 이용한다면 단시간에 금속의 부식특성을 정확하게 측정할 수 있는 특징을 가지고 있다.

Fig. 2는 부동태금속의 양극분극곡선을 나타내고 있으며 부식속도의 관점에서 볼 때 금속의 부동태화는 전위에 따른 전류밀도의 변화를 나타내는 분극곡선으로 알 수 있다<sup>16)</sup>. 전류밀도의 증가에 따른 금속의 부동태화를 보면 부식전위  $E_{corr}$  값을 가질 때의 전류밀도를 부식전류밀도  $I_{corr}$ 라 한다. 전위가 증가하면 금속이 활성화되고 전류밀도 즉, 부식속도가 지수의 함수로 증가되는데 준위가 초기 부동태화전위  $E_{pp}$ 에 도달하면 부동태피막의 생성으로 반응성이 감소하고 전류밀도는 부동태구역 전류밀도  $I_p$ 인 낮은 값으로 나타난다. 부동태 통과구역 이하에서는 전위가 증가되더라도 부동태구역에서 전류밀도는  $I_p$ 로 유지되지만 그 이상으로 전위가 증가하면 부동태피막의 파괴로 금속이 다시 활성화되어 전류밀도가 증가하게 된다.

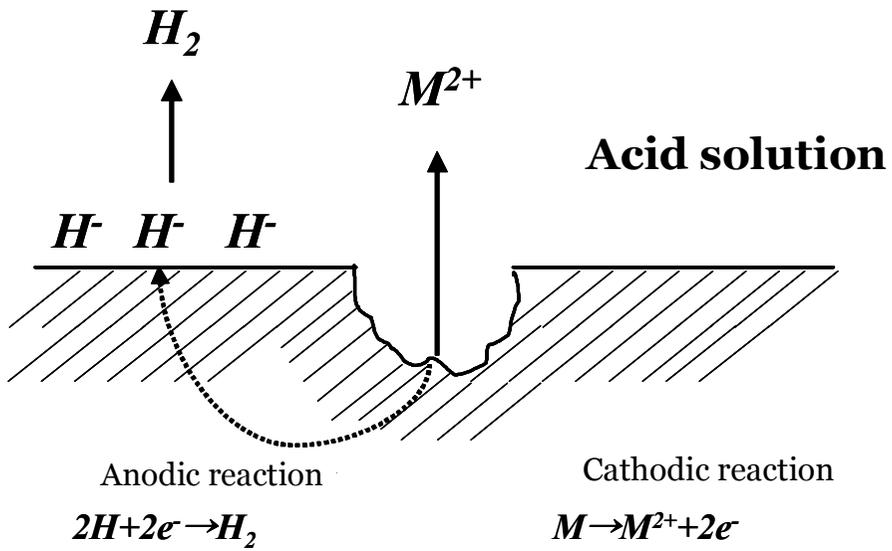


Fig. 1. Corrosion reaction of metal in acid solution.

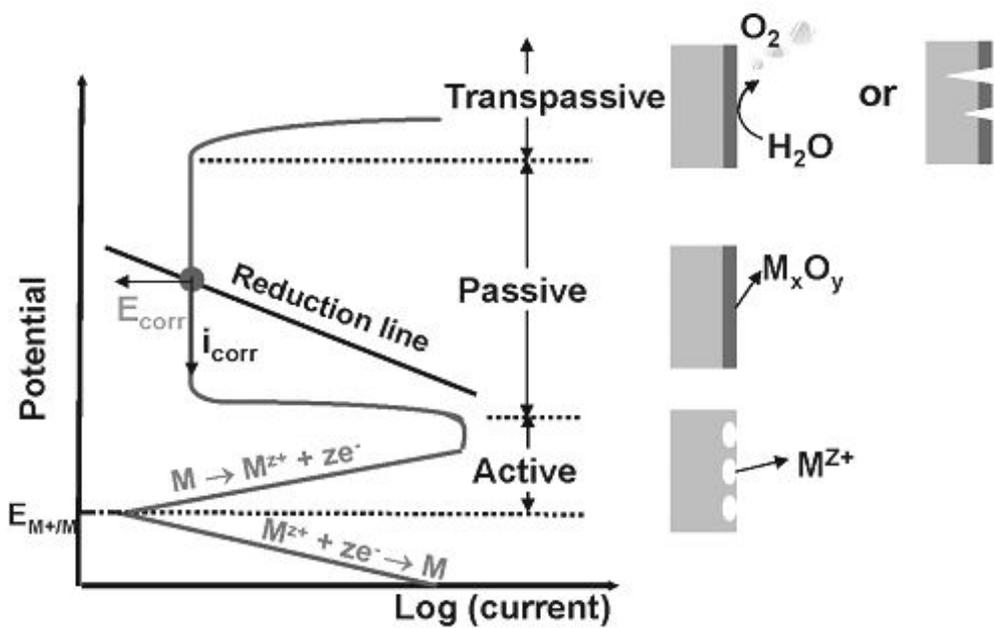


Fig. 2. Hypothetical anodic and cathodic polarization behavior for a material exhibiting passive anodic behavior.

## 2-4-2. A.C. 임피던스

A.C. 임피던스 측정은 직류대신 작은 진폭 및 주파수를 가진 교류를 작업 전극에 가해 실수부와 허수부의 임피던스 값을 얻는 방법으로 기존의 직류 분극법으로는 접근하기가 곤란한 유기도장(organic coating)된 시편의 부식거동, 전극과 용액 계면 반응해석 등에 응용되고 있다.

금속이 수용액 내에 존재할 때 금속표면과 수용액의 계면에서 생기는 전기 이중층 용량  $C_d$ 와 활성화분극에 필요한 전하이동저항성분(charge transfer resistance :  $R_{ct}$ )와 확산임피던스(diffusion impedance :  $Z_d$ )가 조합된 등가회로를 구성할 수 있다. 이러한 등가회로를 주파수의 변화에 따라 복소평면에 도시한 것을 Nyquist plot이라 하며 A.C. 임피던스 측정결과 해석에 가장 보편적인 방법으로 사용하고 있다. 전극계면에서의 반응율속 단계가 활성화 분극에 의해 지배되는 경우 A.C. 임피던스 궤적은  $C_d$ 와  $R_{ct}$ 에 의한 한 개의 반원궤적을 그린다. 반응율속이 확산제어에 의한 경우 A.C. 임피던스 궤적은  $45^\circ$ 의 직선궤적을 갖는 Warburg 임피던스가 관찰된다. 전극 계면에서의 반응이 활성화분극과 확산반응이 공존할 경우, Nyquist plot은 각각의 특성이 동시에 표현되는 한 개의 반원궤적과 직선궤적으로 나타나게 된다.

Fig. 3은 전극용액 계면에서 피막층이 존재할 경우와 존재하지 않을 경우의 Nyquist plot을 나타낸다. 피막층이 존재하지 않을 경우는 용액자체 저항( $R_s$ ), 전극용액 계면 간에 존재하는 정전용량성분(double layer capacitance :  $C_{dl}$ )과 전하이동저항성분이 병렬로 연결된 등가회로로 제시되며 복소평면에 도식화하면 1개의 반원이 관찰된다<sup>17)</sup>. 피막 층이 존재할 경우는 피막 층에 의한 정전용량성분(coating layer capacitance :  $C_{cc}$ ), 피막저항(coating layer resistance :  $R_c$ )과 피막층을 투과하는 부식인자의 확산임피던스가 전극 용액 계면에서 구성된 등가회로와 병렬로 연결된 등가회로 모형으로 제시된다.

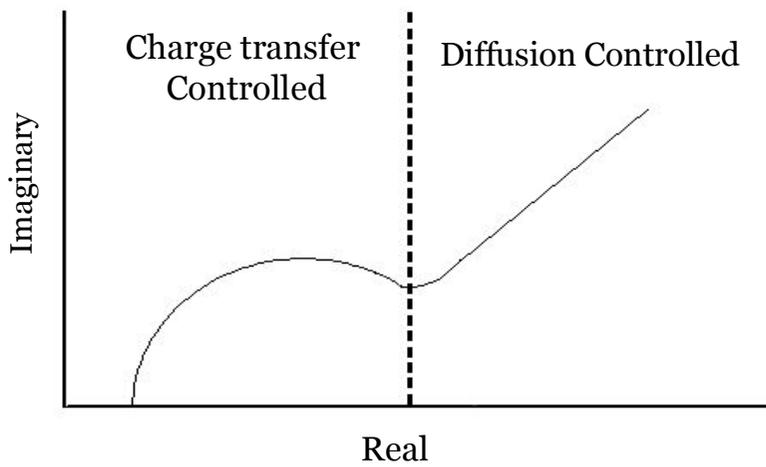
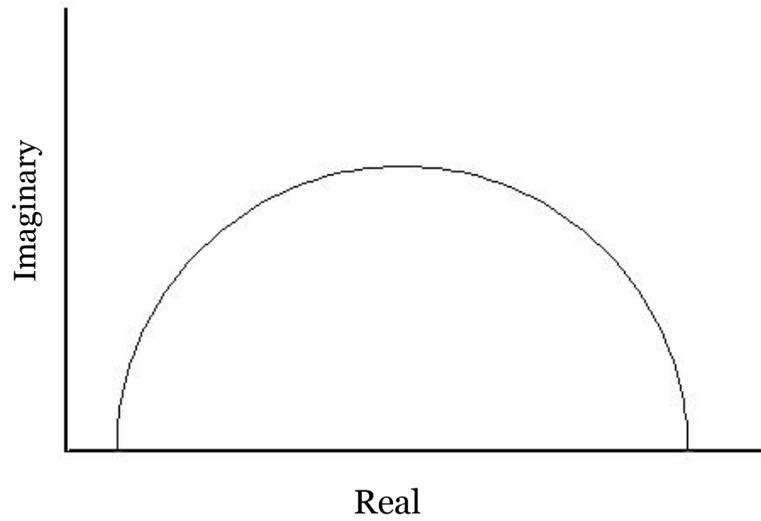


Fig. 3. Nyquist plots according to various reaction tape.

### 3. 실험재료 및 방법

#### 3-1. 시편 준비

본 연구에서 사용된 시편은 (주)KJ MEDITEC에서 제조된 치과용 임플란트 고정체(JUST)를 세척 및 표면처리의 5단계로 각각 10개씩 준비하였다. 각 시편의 조건은 표 2에 다음과 같이 나타내었다. 모든 시편은 Ti-6Al-4V 티타늄 합금으로 제조되었으며,  $5.6 \times 8.0(\text{Ø} \times \text{L})\text{mm}$ 의 크기를 가진 임플란트 고정체를 사용하였다.

첫 번째 단계는 CNC(computer numerical control) 선반가공 후 표면 처리하지 않은 시편을 준비하였다. 두 번째 단계로는 시너(thinner)와 프로솔(절삭유 세척제)를 사용하여 1차 세척 한 것으로 하였다. 세 번째 단계는 세척 후 50 mesh 크기를 갖는 인산칼슘 분말을 이용하여 RBM 표면처리하는 단계였으며, 네 번째 단계는 RBM 표면처리 후 2차 세척 과정이다. 표 3에 나타낸 것과 같이 순차적인 세척 단계를 거쳤으며, 다섯 번째 단계는 표면처리와 모든 세척 단계를 마친 후 감마멸균(gamma sterilization) 하는 단계의 시편을 사용하였다. 자세한 세척조건 및 표면처리 단계를 표 3에 나타내었다.

이와 같이 준비된 시편은 전기 화학적 시험을 시행하기 전에 임플란트 표면을 FE-SEM(field-emission scanning electron microscopy, S-4800, Hitachi, Japan) 및 EDX(energy-dispersive X-ray spectroscopy, S-4800, Hitachi, Japan)를 통해 표면 특성을 알아보았다.

**Table 2. The sample condition of dental implant fixture used in this study**

<b>Groups</b>	<b>step 1</b>	<b>step 2</b>	<b>step 3</b>	<b>step 4</b>	<b>step 5</b>
<b>Material</b>	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V
<b>Size (ØxL)mm</b>	5.6x8.0	5.6x8.0	5.6x8.0	5.6x8.0	5.6x8.0
<b>Step of treatment</b>	machined	1st cleaned	RBM treated	2nd cleaned	Gamma sterilized

**Table 3. The classification of samples with manufacturing process of dental implant fixture**

Groups	Treatment methods
<b>step 1</b>	- machined (not clean)
	- 1st stage of cleaning
<b>step 2</b>	① Thinner-use the ultra sonic cleaner for 10min ② Prosol-use the ultra sonic cleaner for 10min
<b>step 3</b>	- RBM(resorbable blasting media) treatment (not clean) ◦ Use the calcium phosphate media with 50 mesh size
	- 2nd stage of cleaning
	① Castrol almarine 5- use the ultra sonic cleaner for 10min ② Thinner - use the ultra sonic cleaner for 10min ③ Green power - use the ultra sonic cleaner for 10min
<b>step 4</b>	④ Nitric acid 20% + distilled water 80% - deposit for 3 min ⑤ Neutral detergent - use the ultra sonic cleaner for 10min ⑥ Water - use the ultra sonic cleaner for 10min ⑦ Ethanol - use the ultra sonic cleaner for 10min ⑧ Distilled water - use the ultra sonic cleaner for 10min ⑨ Drying - Dry in the clean bench
	- Gamma sterilization
<b>step 5</b>	◦ Expose the gamma ray with 34 kgy(kilo gray) for 52,164 sec

### 3-2. 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(AC impedance test)을 행하였다.

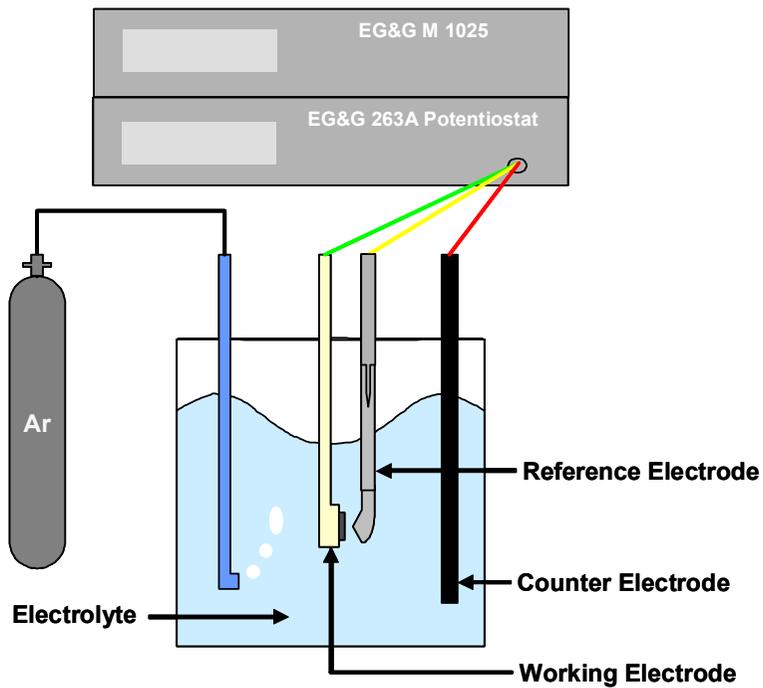


Fig. 4. Schematic diagram of the electrochemical corrosion tester.

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

각 제조 공정에 따른 임플란트 고정체의 부식특성을 전기화학적인 방법을 통해 정량적으로 평가하기 위해 동 전위 분극시험을 행하였다. 샘플의 분극거동을 알아보기 위해 생체유사조건인  $36.5\pm 1^\circ\text{C}$ 의 0.9 % NaCl 전해액에서 1.66 mV/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. -1500 mV에서 2000 mV의 전위에서 시행하였고, 시험 전 cell의 용존산소를 제거하기 위하여 아르곤(Ar) 가스를 주입하였다(Table 4). 시험 후의 시편 표면은 FE-SEM을 이용하여 표면을 관찰하였다.

### 3-2-2 교류 임피던스 시험(AC 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 동전위 분극시험과 같았다. 측정에 사용한 주파수 영역은 100 kHz에서 10 mHz의 범위에서 조사하였다(table 4).

**Table 4. The condition of electrochemical corrosion test**

	Potentiodynamic test	AC impedance
Electrolyte	0.9 % NaCl	0.9 % NaCl
Working electrode	Sample	Sample
Counter electrode	High dense carbon	High dense carbon
Reference electrode	SCE	SCE
Scan rate	1.66 mV/s	—
Temperature	36.5 ± 1°C	36.5 ± 1°C
Potential range	-1500 mV ~ 2000 mV	—
Frequency range	—	100 kHz ~ 10 mHz
A.C amplitude	—	10 mV
Point	—	5 point/decade

## 4. 실험 결과 및 고찰

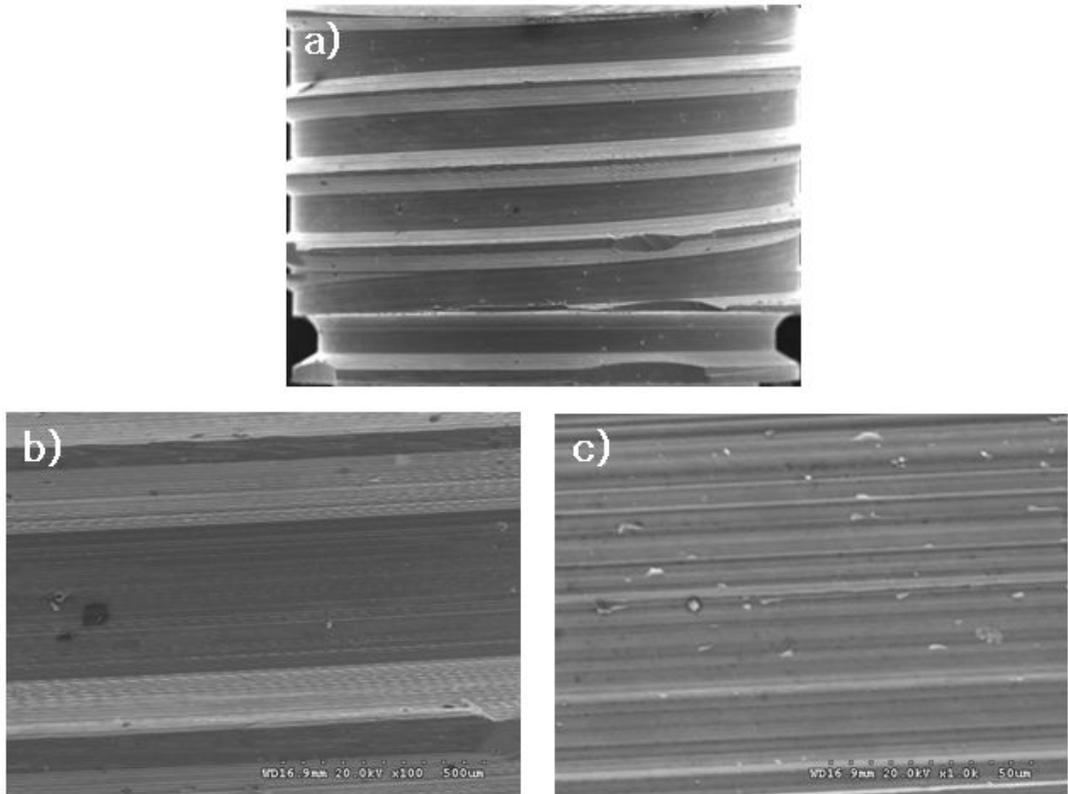
### 4-1. 주사전자현미경에 의한 고정체 표면관찰

Fig. 5 ~ 9은 각 실험군의 임플란트 고정체를 세척 및 표면처리 단계별로 주사전자현미경을 이용하여 표면을 관찰한 사진이다. 기계가공만 마친 Fig. 5의 경우 가공 잔류물이 시편 표면에 존재하는 것을 관찰할 수 있고, 표면이 거친 상태의 나사골과 나사산의 형태를 나타내었다. Fig. 6의 경우 기계가공 후 1차 세척을 한 시편으로서 가공 잔류물이 거의 남아 있지 않고, 깨끗한 표면을 나타내었다. 이는 표면에서 잔류물의 제거와 동시에 산에서 세척함으로써 표면에 산화막이 형성 되었을 것으로 생각된다. Fig. 7 ~ 9은 기계가공 후 HA(hydroxy apatite) 분말을 고압으로 분사하여 표면에 일정한 거칠기를 부여한 시편이다. 주사전자현미경 사진에서 확인한 결과 약 10 ~ 20  $\mu\text{m}$  크기의 입자를 갖는 표면을 나타내었고, Fig. 7의 경우 표면처리 후 세척을 하지 않아 표면에 많은 가공 잔류물이 남아 있음을 확인할 수 있었다. Fig. 8의 경우 2차적인 9단계의 세척과 건조를 마친 후의 시편으로서 매우 깨끗하고 일정한 표면을 나타내었으며, 표면 처리 후 나사산이 Fig 5, 6의 표면처리 전의 시편에 비해 표면에 존재하는 기계적인 가공결합이 감소한 비교적 완만한 능선과 골짜기 형태를 나타내었다. Fig. 9의 경우 세척 및 건조 후 34 kgy(kilo gray)의  $\gamma$ -선을 52,164초 동안 조사하여 멸균처리한 시편이다. 표면의 잔류물 및 형상의 차이는 Fig. 5와 구별이 가지 않았지만, 표면에 존재한 세균 등이  $\gamma$ -선 멸균처리에 의해 제거되고 세척과 표면처리를 거침으로서 표면에 남아 있는 잔류물들이 깨끗이 제거되고 세포활성을 방해하는 독성물질을 멸균함으로써 생체에 매식되었을 때 골 유착이 잘 되도록 처리하는 단계라고 생각된다. 또한, 표면처리를 통하여 표면에 형성된 미세 기공으로 인하여 골조직과의 결합을 촉진하는 피막이 형성되어 표면층이 생화학적 장점을 갖는 보호피막으로 작용되고 내부의 금속은 기계적 성질이 우수한 몸체로 작용되므로 임플란트로써 우수한 특성을 발휘하게 된다<sup>18)</sup>.

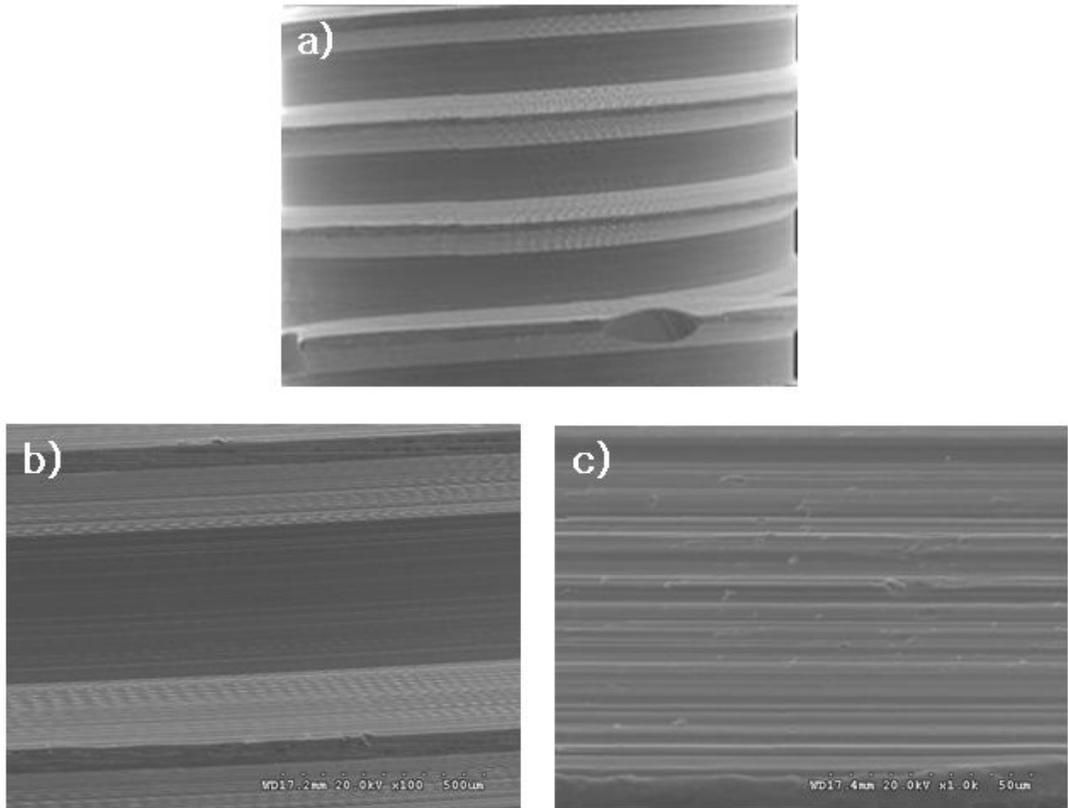
임플란트의 표면에 10~20  $\mu\text{m}$ 의 기공이 존재할 때 표면에서 결합조직의 견고한 부착이 일어나고<sup>19)</sup>, 골조직과의 접촉 확대와 임플란트의 표면 거칠기가 우수한 골

유착을 유도할 때 임플란트 고정체 표면의 거칠기와 다공질 층의 형성은 골조직과 임플란트 사이의 결합에서 보다 우수한 결과를 보일 것으로 생각된다.

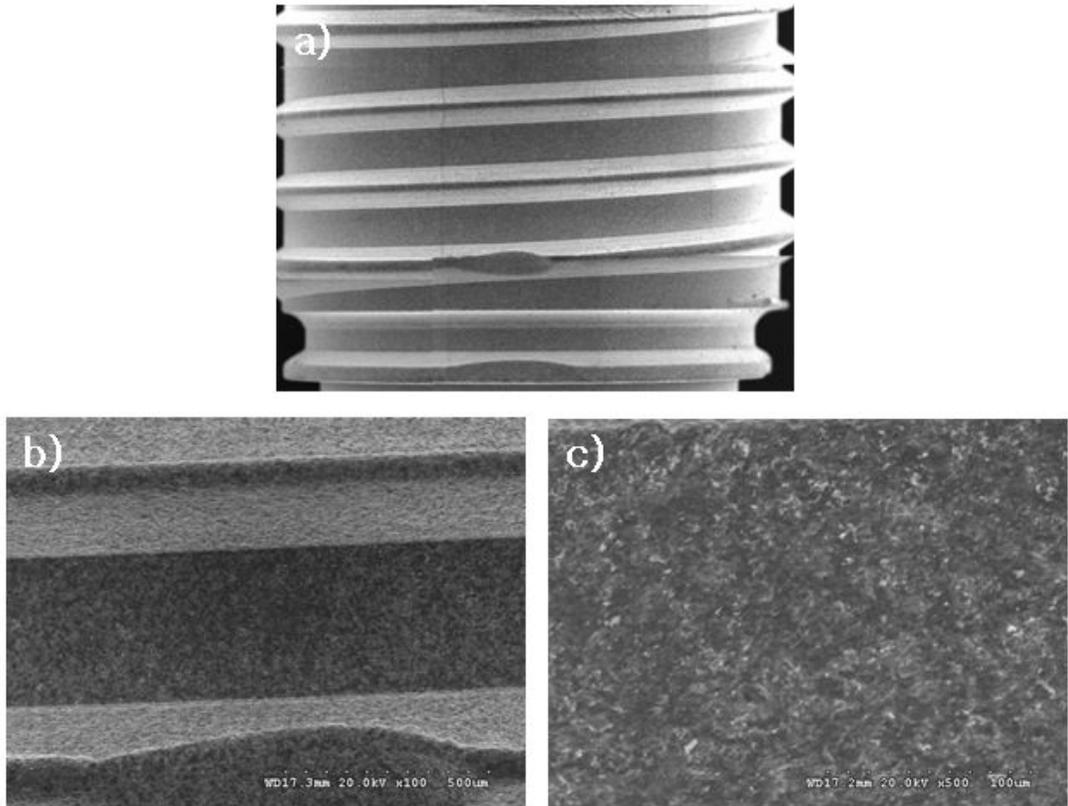
Fig. 10은 최종 세척, 표면처리, 건조 및 멸균 처리를 거친 시편 표면의 EDX 분석 결과이다. 실험에 사용된 모든 시편은 치과용 임플란트 재료로 널리 쓰이고 있는 Ti-6Al-4V 합금임을 알 수 있었고, Ti, Al, V 원소의 조성이 합금원소와 같이 일정하게 검출됨으로서, 유기물이나 다른 잔류물이 남아 있지 않음을 확인할 수 있었다.



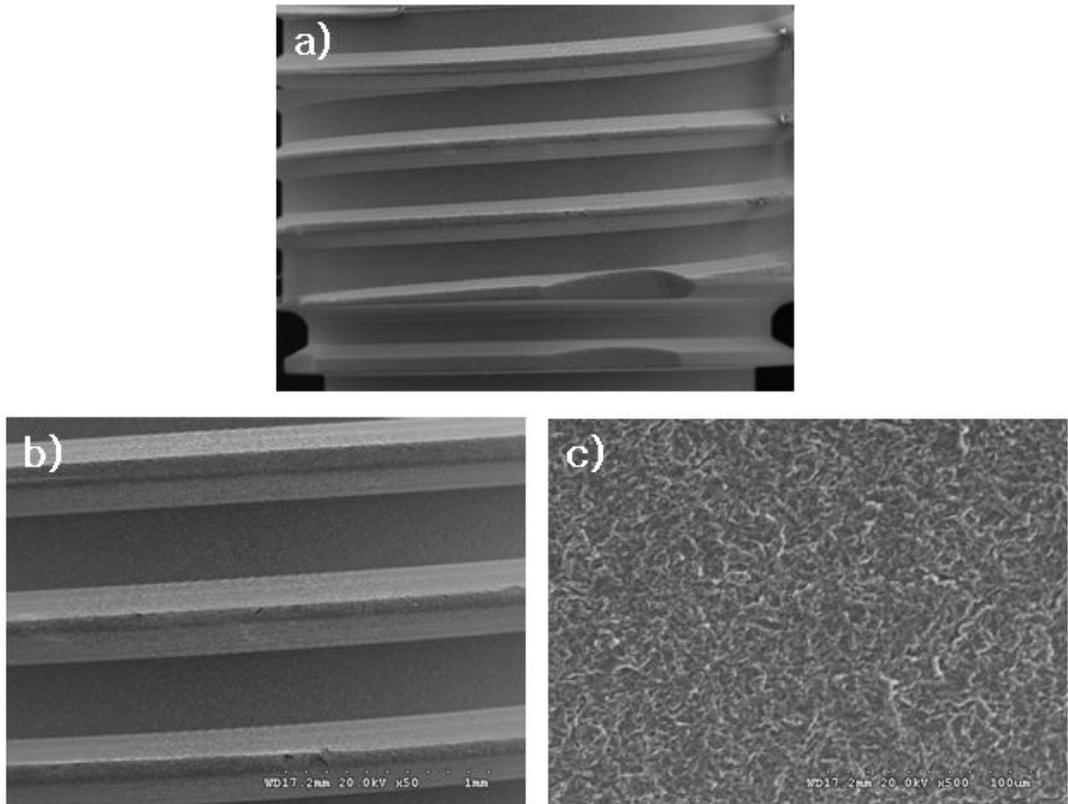
**Fig. 5. FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 1 specimen.  
a)  $\times 35$ , b)  $\times 100$ , and c)  $\times 1000$**



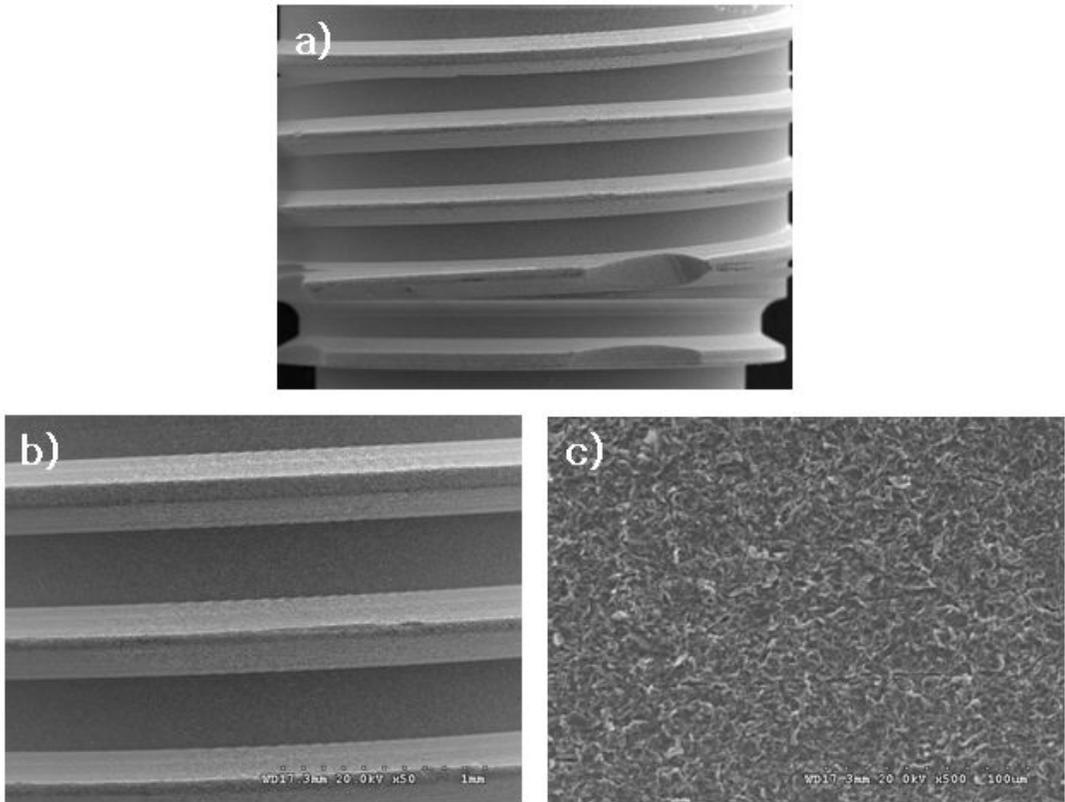
**Fig. 6.** FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 2 specimen.  
a)  $\times 35$ , b)  $\times 100$ , and c)  $\times 1000$



**Fig. 7. FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 3 specimen.  
a)  $\times 35$ , b)  $\times 100$ , and c)  $\times 500$**



**Fig. 8.** FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 4 specimen.  
a)  $\times 35$ , b)  $\times 50$ , and c)  $\times 500$



**Fig. 9. FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 5 specimen.  
a)  $\times 35$ , b)  $\times 50$ , and c)  $\times 500$**

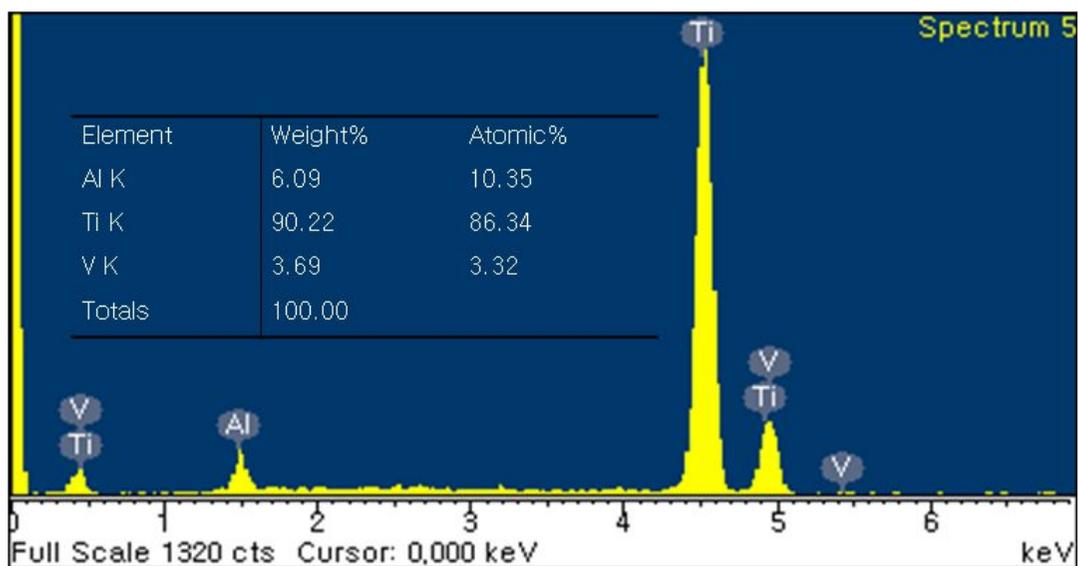


Fig. 10. EDX results from implant fixture surface at 5th process step.

## 4-2. 제조 공정에 따른 임플란트 고정체의 양극분극특성

내식성을 평가하기 위한 동전위 분극시험은 용액과 금속표면이 접촉될 때 표면에서 금속이 산화되면서 나타나는 에너지인 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>20)</sup>.

Fig. 11은 세척 및 표면처리의 5 단계에 따른 임플란트 고정체를 36.5±1°C의 0.9 % NaCl 용액에서 동전위 분극시험을 통하여 조사한 양극분극곡선이다. 전체적으로 관찰하였을 때, 기계가공만 마친 step 1 시편의 경우 1차적인 세척을 마친 step 2 시편에 비해 높은 부식전류밀도( $I_{corr}$ ) 값을 나타내었다. RBM 표면처리 후 세척을 하지 않은 step 3 시편의 경우 5개 실험군 중 가장 낮은 부식전위( $E_{corr}$ )와 가장 높은 부식전류밀도( $I_{corr}$ ) 값을 나타내었고 1500 mV 영역의 높은 전위에서 2차 양극곡선이 나타남을 알 수 있었다. 또한, 표면처리하지 않은 step 1, 2 시편과 BRM 표면처리를 마친 step 3, 4, 5 시편을 비교하였을 때, 표면처리 하지 않은 실험군이 더 높은 부식전위( $E_{corr}$ ) 값과 낮은 부식전류밀도( $I_{corr}$ ) 값을 나타냄을 볼 수 있는데 이는 표면처리를 통해 시편 표면에 거칠기를 부여함으로써 시편 표면적이 표면처리 하지 않은 시편에 비해 넓어짐에 기인한다고 생각한다. 또한 구강 내 전위 300 mV에서의 부식전류밀도를 관찰한 결과, step 3 시편의 경우 RBM 처리 후 세척하지 않음에 기인하여 가장 높은 부식전류밀도를 나타내었다.

5가지 실험군에서 볼 때, step 5의 표면처리, 세척, 건조 및 멸균처리한 시편의 경우  $4.59 \times 10^{-7}$ 의 부식전류밀도( $I_{corr}$ ) 값을 나타내어 0.9 % NaCl 수용액에서 가장 우수한 내식 특성을 나타내었다.

부식전위( $E_{corr}$ ), 부식전류밀도( $I_{corr}$ ) 및 구강 내 전위 300 mV( $I_{300}$ )의 부식전류밀도( $I_{300}$ ) 값을 Table 5에 나타내었다. 이로부터 전체적인 부식특성은 부식전류밀도에 있어서 5단계의 마지막까지 세척, 표면처리 및 멸균한 시편이 세척하지 않거나 표면처리 하지 않은 시편에 비해 낮은 부식전류밀도를 보여 세척 및 멸균이 내식성의 향상에 영향을 미치는 것을 알 수 있었다.

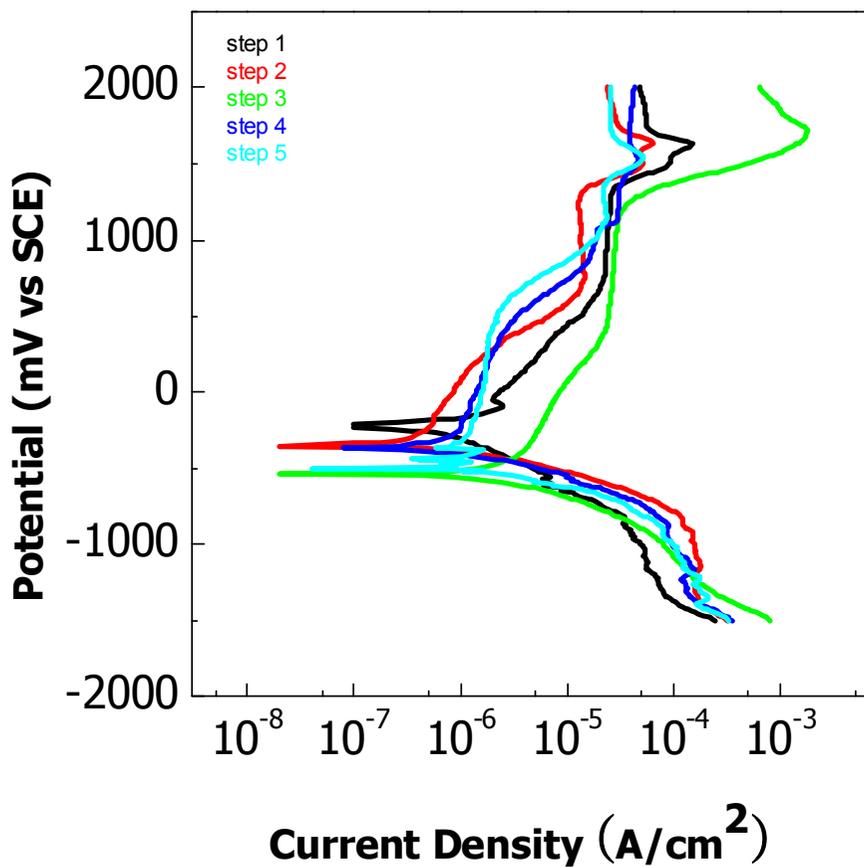


Fig. 11. Polarization curves of dental implant fixture with various manufacturing process after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1 °C.

Table 5. Corrosion potential( $E_{\text{corr}}$ ), corrosion current density( $I_{\text{corr}}$ ) and current density( $I_{300\text{mV}}$ ) of dental implant fixture with various manufacturing process after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at  $36.5\pm 1^\circ\text{C}$

Data	Step 1	Step 2	Step 3	Step 4	Step 5
$I_{\text{corr}}$ (A/Cm <sup>2</sup> )	$5.41\times 10^{-7}$	$7.09\times 10^{-7}$	$6.97\times 10^{-6}$	$1.23\times 10^{-6}$	$4.59\times 10^{-7}$
$E_{\text{corr}}$ (mV)	-230	-350	-540	-370	-500
$I_{300}$ (A/Cm <sup>2</sup> )	$6.32\times 10^{-6}$	$2.16\times 10^{-6}$	$1.87\times 10^{-6}$	$2.16\times 10^{-6}$	$1.80\times 10^{-6}$

### 4-3. 제조 공정에 따른 임플란트 고정체의 AC 임피던스 측정

Fig. 12 는 세척, 표면처리 및 멸균 단계에 따라 임플란트 고정체를 0.9% NaCl 전해액에서 임피던스 측정을 한 그래프이다. Nyquist plot에서 볼 때, step 3의 RBM 처리 후 세척하지 않은 시편의 경우 다른 시편에 비해 반원의 궤적이 매우 낮고, 2차 세척, 2차 세척 후 멸균 처리한 step 4, 5 시편의 경우 높은 반원의 궤적을 나타내어 세척 및 멸균처리가 끝난 시편의 경우 처리하지 않은 시편에 비해 높은 내식성을 나타냄을 알 수 있었는데, 이는 표면에 가공 잔류물 등이 제거됨으로서 표면에 안정된 부동태 피막을 형성할 수 있음에 기인한다고 생각한다. 하지만, RBM 표면처리 하지 않은 step 1, 2 시편의 경우도 매우 높은 궤적을 나타내는 것을 관찰할 수 있는데, 이는 표면처리한 시편에 비해 비교적 적은 표면적이 노출된 상태로 같은 조건하에 시험되어진 결과로 사료된다.

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 것이며, 중주파수와 저주파수 영역에서는  $\log(f)$ 에 따른  $\log |Z|$ 의 값이 대략 -1에 가까운 기울기를 갖는데 이것은 순수 캐패시티( $C_p$ ) 특성을 나타내며, Ti 합금에 대한 치밀한 부동태 피막을 형성한 것을 나타낸다. 표 6은 각 시편의 분극저항( $R_p$ ) 값을 나타낸 것으로 RBM 표면처리 후 세척하지 않은 시편의 경우 세척 및 멸균 처리한 시편보다 더 낮은  $R_p$  값을 갖는 것을 관찰할 수 있었다<sup>21)</sup>.

마지막으로 Bode-phase plot을 살펴보면 표면처리, 세척 및 멸균한 step 5의 시편의 경우 phase angle이 90°에 가깝고 고주파에서 저주파 영역에 걸쳐 넓은 영역을 나타냄을 관찰할 수 있으며 이러한 영역이 넓을수록 매우 안정한 부동태피막을 형성하여 내식성이 우수한 것으로 생각된다. 또한, step 5 시편의 경우, 고주파 영역으로부터 phase angle 90°에 가까운 phase가 나타나는데 이는 표면에 가공 잔류물과 기계적 가공결함이 남아 있지 않음으로 아주 안정된 TiO<sub>2</sub> 부동태 피막이 형성된 것으로 생각된다<sup>22,23)</sup>.

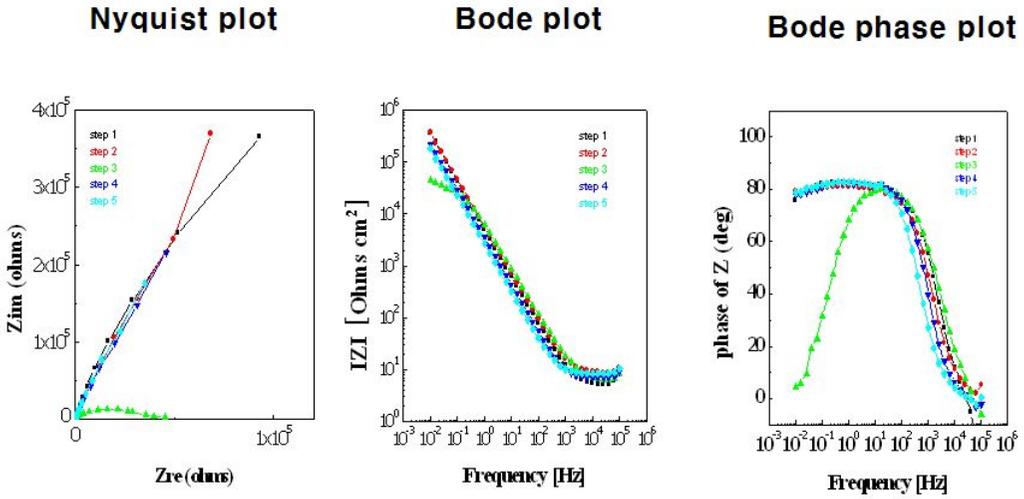


Fig. 12. AC impedance results of dental implant fixture with various manufacturing process after corrosion AC impedance test in 0.9% NaCl solution at  $36.5 \pm 1 \text{ }^\circ\text{C}$ .

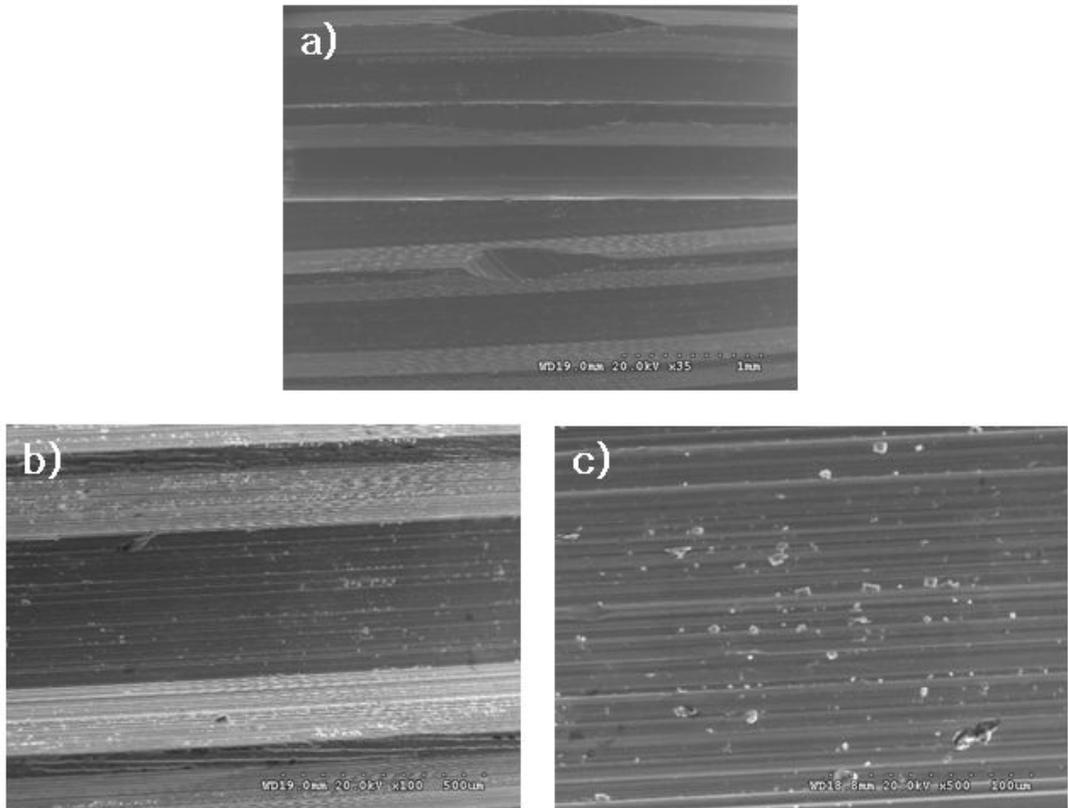
Table 6. Polarization resistance ( $R_p$ ) of dental implant fixture with various manufacturing process after AC impedance test in 0.9% NaCl solution at  $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$

	Sample 1	Sample 2	Sample 3	Sample 4	Sample 5
$R_p$ ( $\Omega\text{cm}^2$ )	$3.76 \times 10^5$	$3.76 \times 10^5$	$4.54 \times 10^4$	$2.21 \times 10^5$	$1.79 \times 10^5$

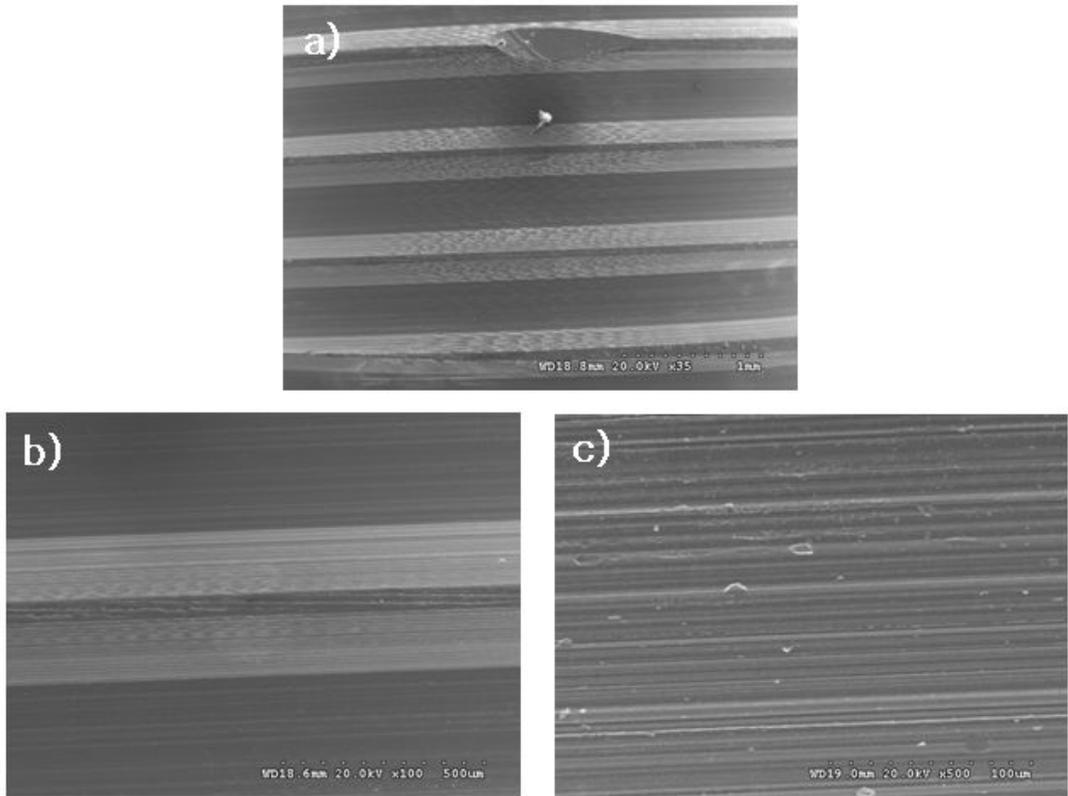
#### 4-4. 부식실험 후 고정체 표면관찰

Fig. 13 ~17는 0.9% NaCl 수용액에서 전기화학시험을 마친 후의 세척, 표면처리 및 멸균 단계별 임플란트 고정체를 주사전자현미경으로 관찰한 사진이다.

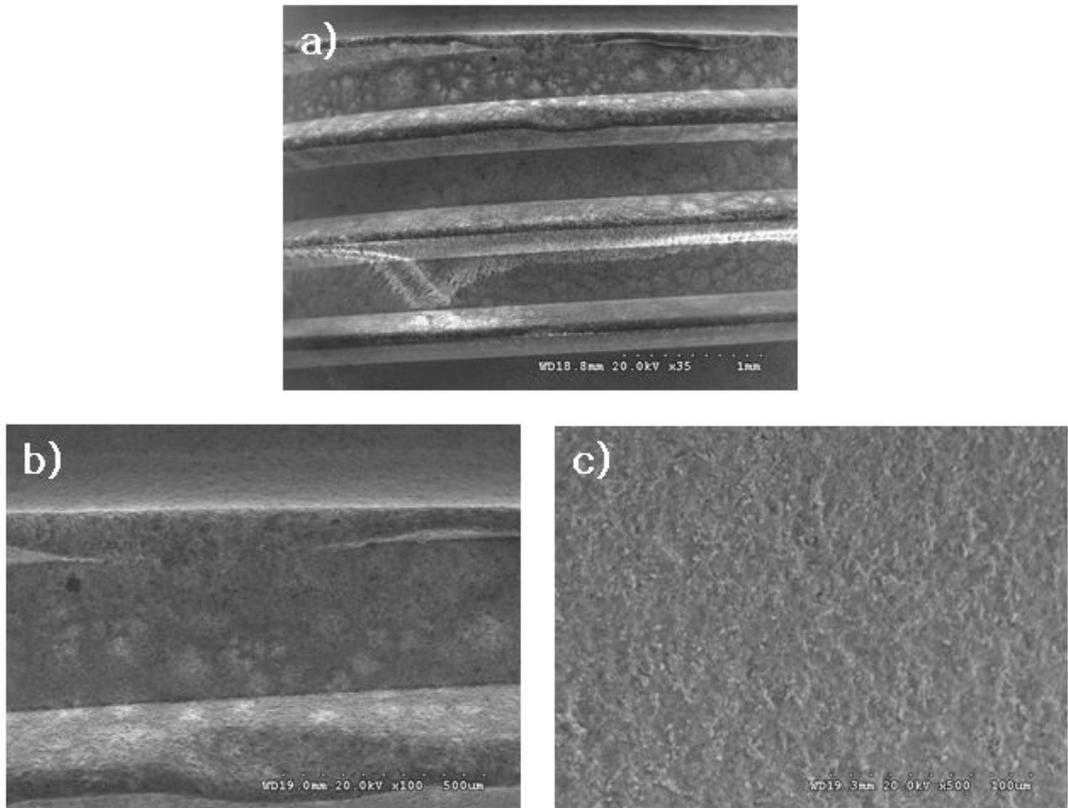
기계가공만 마친 Fig. 13의 step 1 시편의 경우는 표면에 많은 부식 잔류물을 관찰할 수 있었고, 기계가공 후 1차 세척한 Fig. 14의 step 2 시편의 경우 step 1 시편에 비해 비교적 깨끗한 표면을 나타내었다. 하지만, BRM 표면처리 후 세척하지 않은 Fig. 15의 step 3 시편의 경우 매우 심한 부식 부위를 관찰할 수 있었고, 이는 동전위 분극시험 및 임피던스 시험의 결과에서 볼 수 있듯이 낮은 내식성을 나타내는 결과와 일치한다고 생각된다. Fig. 16의 2차 세척을 마치고 멸균 처리한 step 4 시편의 경우 부식의 부위를 찾아볼 수 없었고, Fig 17의 멸균처리까지 마친 step 5 시편의 경우도 매우 깨끗한 표면특성을 나타내어 세척 및 멸균 처리에 의해 내식성이 좌우된다고 판단된다.



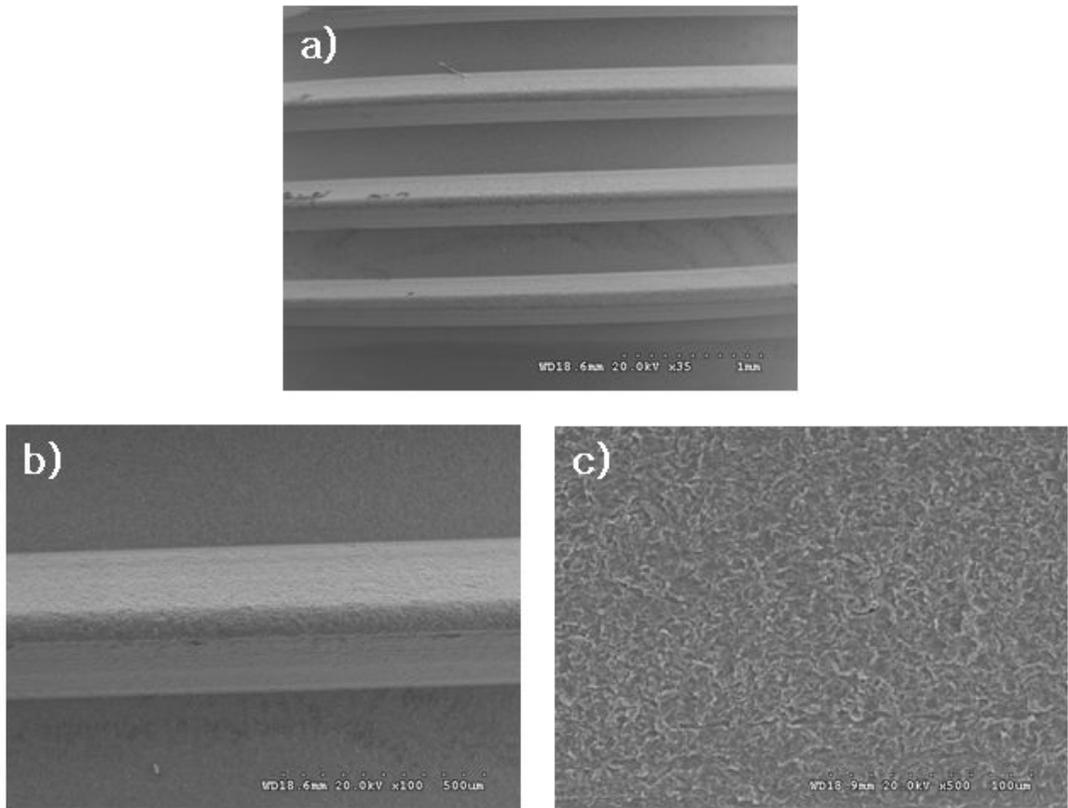
**Fig. 13.** FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 1 specimen after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at  $36.5\pm 1^\circ\text{C}$ . a)  $\times 35$ , b)  $\times 100$ , and c)  $\times 500$



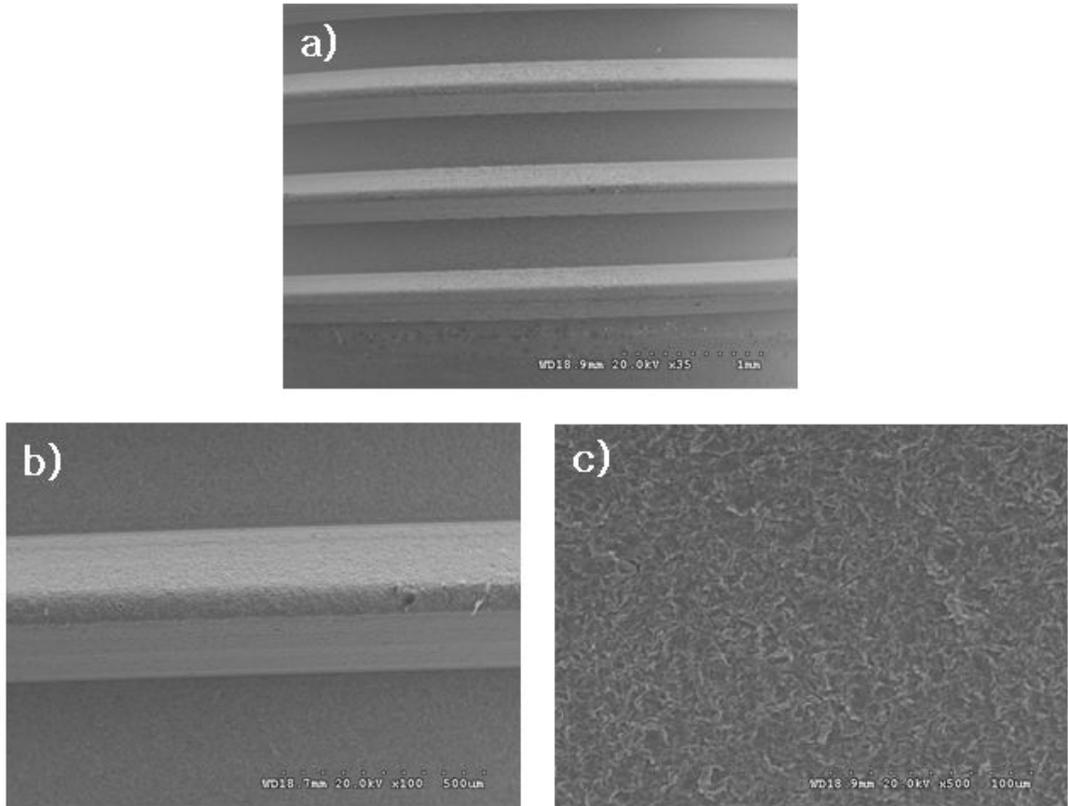
**Fig. 14.** FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 2 specimen after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at  $36.5\pm 1^\circ\text{C}$ . a)  $\times 35$ , b)  $\times 100$ , and c)  $\times 500$



**Fig. 15.** FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 3 specimen after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at  $36.5\pm 1^\circ\text{C}$ . a)  $\times 35$ , b)  $\times 100$ , and c)  $\times 500$



**Fig. 16.** FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 4 specimen after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at  $36.5\pm 1^\circ\text{C}$ . a)  $\times 35$ , b)  $\times 100$ , and c)  $\times 500$



**Fig. 17.** FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 5 specimen after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at  $36.5\pm 1^\circ\text{C}$ . a)  $\times 35$ , b)  $\times 100$ , and c)  $\times 500$

## 5. 결 론

치과용 임플란트 고정체의 제조 공정의 단계로 분류하여 0.9 % NaCl 생리 전해액에서 양극분극특성과 임피던스 특성을 조사한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 세척, 표면처리 및 멸균 처리를 마친 실험군의 표면이 세척하지 않은 실험군에 비해 가공 잔류물이 없는 깨끗한 표면을 나타내었으며, RBM 처리한 실험군의 표면은 기계 가공한 실험군에 비해 표면의 거칠기가 증가하고, 완만한 능선과 골짜기 형태의 나사산과 골의 형태를 나타내었다.
2. 동전위 분극시험 결과, 세척, 건조 및 멸균처리한 시편의 경우  $4.59 \times 10^{-7} \text{ A/cm}^2$ 의 부식전류밀도( $I_{\text{corr}}$ ) 값을 나타내어 0.9% NaCl 수용액에서 가장 우수한 내식 특성을 나타내었다.
3. AC 임피던스 측정 결과, RBM 처리 후 세척하지 않은 실험군이 다른 실험군에 비해  $4.54 \times 10^4 \text{ A/cm}^2$  값의 가장 낮은 분극저항값을 나타내어 낮은 내식성을 나타내었다.
4. 전기화학적 부식시험 후 임플란트 고정체 표면을 관찰한 결과, 세척을 한 실험군이 세척하지 않은 실험군에 비해 부식잔류물이 남아있지 않고 깨끗한 표면을 나타내었고, RBM 표면처리 후 세척하지 않은 실험군의 경우 임플란트 나사골 부분에서 매우 심한 부식의 흔적을 관찰할 수 있었다.

결론적으로, 임플란트 고정체의 제조과정에 있어서 세척, 표면처리 및 멸균 처리와 같은 제조 공정이 고정체 표면의 내식성을 좌우하며, 모든 처리를 마친 실험군의 경우 표면에 안정된 부동태 피막을 형성하여 높은 내식성을 나타내었다.

## 참 고 문 헌

1. Rater, Hoffman, Schoen, Lemons(1996). Biomaterials Science, Academic Press.
2. Balfour A, Gray R(1995). Comparative study of antirotational single tooth abutment. *J. Prosthet. Dent.* 73:36.
3. Binon P(1996). Evaluation of three slip fit hexagonal implant. *Implant Dentistry.* winter. 5:235.
4. Hobo S, Ichida E, Garcia LT(1989). Osseointegration and occlusal rehabilitation. Quintessence Int, Tokyo.
5. 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.
6. Rubin LR(1983). Biomaterials in reconstructive surgery. C. V. Mosby, St. Louis.
7. 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.
8. Schwarts Z, Kieswetter K, Dean DD, Boyan BD(1997). Underlying mechanism at the bone-surface interface during regeneration. *J. Periodontal Res.* 32(1):166.
9. 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.
10. Fraker A.C(1987).Corrosion of metallic implant and prosthetic devices. Metal

- handbook, 9th eds., Corrosion. 13:1324.
11. Hench L.L.(1980). *Biomaterials, science*. 208:826.
  12. Donachie MJ(1982). Titanium and Titanium Alloys Source Book. ASM, Metal Park, Ohio, 3.
  13. Breme J, Biehl. V, Schulte. W, d'Hoedt. B. and Donath. K(1993). Development and functionality of isoelastic dental implants of titanium alloys. *Biomaterialism*. 14(12):887.
  14. Brunette. DM, Tengvall. P, Textor. M, Thomsen. P, Titanium in medicine(2001). *Engineering materials*, Springer.
  15. Ekfeldt A, Carlsson G.E, Borjesson G(1994). Clinical evaluation of the single-tooth restoration supported by osseointegrated implant, A retrospective study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant*, 9:179.
  16. JB. Foreword. Corrosion. ed. by Shreir. L., et al., 2th, 1987, pp.16.
  17. Ho Wf, Ju CP, Chern Lin JH(1999). Structure and properties of cast binary Ti-Mo alloys. *Biomaterials* 20:2115.
  18. Kasemo B, Lausmaa J(1985). Metal selection and surface characteristics. Quintessence, Chicago 99.
  19. Recum AF(1990). New aspects of biocompatibility: Motion at the interface. *Biomaterials* 9:297.
  20. 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.
  21. Lee K, Choe HC, Ko YM(2008). Electrochemical properties of anodized dental implant alloys. *The J. Korean Res. Soc. Dent. Mater.* 35(3):285.
  22. Ibris N, Rosca JCM(2002). EIS study of Ti and its alloys in biological media. *J Electro Chem* 526:53.
  23. obayashi E, Wang TJ, Doi H, Yoneyama T, Hamanaka H(1998). Mechanical properties and corrosion resistance Ti-6Al-7Nb alloy dental casting. *Mater Sci.:Mater. Med* 9:567.

# 저작물 이용 허락서

학 과	광응용공학과	학 번	20077431	과 정	박사
성 명	한글: 문 영 필    한문: 文 泳 弼    영문 : Moon Young-Pil				
주 소	광주광역시 북구 대촌동 959-21				
연락처	E-mail: moonicm@bcline.com				
논문제목	<b>한글 : 치과 임플란트 고정체의 제조 공정이 표면특성에 미치는 영향</b> 영문 : Effects of Manufacturing Process on the Surface Characteristics of 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 의사표시가 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 ) 조건부 동의(        ) 반대(        )

2010 년 2 월        일

저작자: 문 영 필 (서명 또는 인)

조선대학교 총장 귀하