



치과 임플란트 고정체의 여러 가지 제조공정과정에서 따른 표면특성

정용훈^a, 문영필^a, 이충환^b, 유진우^c, 최한철^{a*}

^a조선대학교 치의학전문대학원 치과재료학교실 및 생체재료나노계면활성화센터

^b조선대학교 치의학전문대학원 보철학교실, ^c신경대학교

Surface Characteristics of Dental Implant Fixture with Various Manufacturing Process

Yong-Hoon Jeong^a, Young-Pil Moon^a, Chung-Hwan Lee^b,
Jin-Woo Yu^c, Han-Cheol Choe^{a*}

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

^bDepartment of Prosthodontics, School of Dentistry, Chosun University

^cShingyeong University, 1485, Namyang-Dong, Hwaseong-Si, Gyeonggi-Do 445-741, Korea

(Received January 11, 2010 ; revised February 27, 2010 ; accepted February 27, 2010)

Abstract

In this study, surface characteristics of dental implant fixture with various manufacturing process have been researched using electrochemical methods. The dental implant fixture 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, 3th step-surface treated by RBM (resorbable blasting media) method, 4th step-cleaned and dried, 5th step-sterilized by gamma-ray. The electrochemical behavior of dental implant fixture has been evaluated by using potentiostat (EG&G Co, 2273A) in 0.9% NaCl solution at $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$. The corrosion surface was observed using field-emission scanning electron microscopy (FE-SEM) and energy dispersive x-ray spectroscopy (EDS). The step 5 sample showed the cleaner and rougher surface than step 3 sample. The step 5 sample of implant fixture treated by RBM and gamma sterilization showed the low corrosion current density compared to others. Especially, the step 3 sample of implant fixture treated by RBM was presented the lowest value of corrosion resistance and the highest value of corrosion current density. The step 3 sample showed the low value of polarization resistance compared to other samples. In conclusion, the implant fixture treated with RBM and gamma sterilization has the higher corrosion resistance, and corrosion resistance depends on the step of manufacturing process.

Keywords: Dental implant, Corrosion resistance, RBM, Surface treatment, Gamma-ray

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 조직 내에 삽입 또는 이식이 되는 기구를 말한다. 이러한 임플란트가 생체에 매식되어 조직 및 기관의 본래의 기능을 회복하게 된다¹⁾.

의료용 임플란트가 치과에 적용되었을 때, 치과용 임플란트는 구강의 움직임에 따라 발생하는 기계적 응력과 pH, 온도, 화학적 조성 등의 구강환경에서 견딜 수 있어야 한다²⁻⁴⁾. 치과용 임플란트는 일반적으로 티타늄 및 티타늄 합금을 이용하고 있다. 티타

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

높은 공기 중에 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 우수하다. 또한, 골의 역학적인 특성과 조화를 이루어 골 조직과 직접적인 유착(osseointegration)을 형성하기 때문에 상실된 치아 및 경 조직을 대체하기 위하여 치과 및 임상분야에서 널리 이용되고 있다^{5,6)}. 하지만, 티타늄 및 티타늄 합금을 이용하여 임플란트를 제조 시, 기계 가공된 임플란트 표면은 골과 화학적으로 결합하지 못하는 경우가 있고 골 형성 유도가 부족한 단점이 있어서, 일정한 거칠기를 유지하기 위해 표면처리를 한다^{7,8)}.

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(hydroxyapatite)와 같은 생체 친화성 있는 매질을 분사하여 표면 거칠기를 형성하는 방법으로 RBM(resorbable blasting media) 법⁹⁾을 이용한다. 또한, 기계가공 및 표면처리 후 임플란트 표면에 잔류하는 이물질 들은 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 된다¹⁰⁾. 이와 같이 임플란트 제조 공정은 기계적 가공, 세척, 블라스팅 처리, 멸균처리를 거치면서 제조되는데, 각각의 임플란트마다 공정을 간소화 하는 경우도 있어 각각의 공정 과정이 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. 실험재료 및 방법

2.1 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 1에 다음과 같이 나타내었다. 모든 시편은 Ti-6Al-4V 티타늄 합금으로 제조되었으며, 5.6×8.0 (Ø×L)mm의 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 세척한 것으로 하였다. 세 번째 단계는 세척 후 50 mesh 크기를 갖는 인산칼

Table 2. The classification of samples with manufacturing process of dental implant fixture

Groups	Treatment methods
step 1	- machined (not clean)
step 2	- 1st stage of cleaning ① Thinner-use the ultra sonic cleaner for 10min ② Prosol-use the ultra sonic cleaner for 10min
step 3	- RBM (resorbable blasting media) treatment (not clean) · Use the calcium phosphate media with 50 mesh size
step 4	- 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 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
step 5	- Gamma sterilization · Expose the gamma ray with 34 kgy (kilo gray) for 52,164 sec

Table 1. The sample condition of dental implant fixture used in this study

Groups	step 1	step 2	step 3	step 4	step 5
Material	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V
Size (Ø×L)mm	5.6×8.0	5.6×8.0	5.6×8.0	5.6×8.0	5.6×8.0
Step of treatment	machined	1st cleaned	RBM treated	2nd cleaned	Gamma sterilized

습 분말을 이용하여 RBM 표면처리 하는 단계였으며, 네 번째 단계는 RBM 표면처리 후 2차 세척 과정이다. 표 2에 나타난 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 2에 나타내었다.

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

2.2 부식시험

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

각 제조 공정에 따른 임플란트 고정체의 부식특성을 전기화학적 방법을 통해 정량적으로 평가하기 위해 동 전위 분극시험을 행하였다. 시편의 분극거동을 알아보기 위해 생체유사조건인 36.5±1°C의 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(표 3). 시험 후의 시

편 표면은 FE-SEM을 이용하여 표면을 관찰하였다.

교류 임피던스 시험은 동전위 분극시험과 같은 조건인 36.5±1°C의 0.9% NaCl 전해액에서 측정하였다. 임피던스 측정장치 또한 Potentiostat/Galvanostat (EG&G, 2273A, USA)를 분석 장치인 frequency response detector(EG&G, 2273A, USA)와 연결하여 사용하였으며, 측정방식은 동전위 분극시험과 같았다. 측정에 사용한 주파수 영역은 100 kHz에서 10 mHz의 범위에서 조사하였다(표 3).

3. 결과 및 고찰

3.1 제조공정에 따른 임플란트 고정체의 표면

그림 1은 본 연구에서 사용된 최종 세척, 표면처리, 건조 및 멸균 처리를 거친 시편 표면을 EDS로 분석한 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 검출됨으로써, 유기물이나 다른 잔류물이 남아 있지 않음을 확인할 수 있었다.

그림 2~6은 각 실험군의 임플란트 고정체를 세척 및 표면처리 단계별로 주사전자현미경을 이용하여 표면을 관찰한 사진이다. 기계가공만 마친 그림 2의

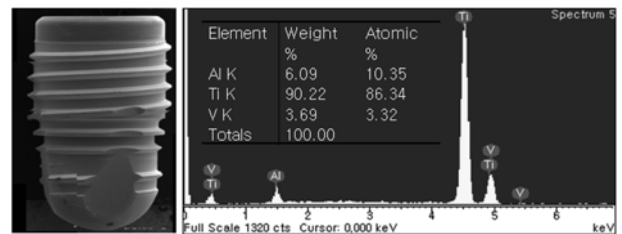


Fig. 1. EDS results from implant fixture surface at 5th step process.

Table 3. 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 kMz~10 mHz
A.C amplitude	-	10 mV
Point	-	5 point/decade

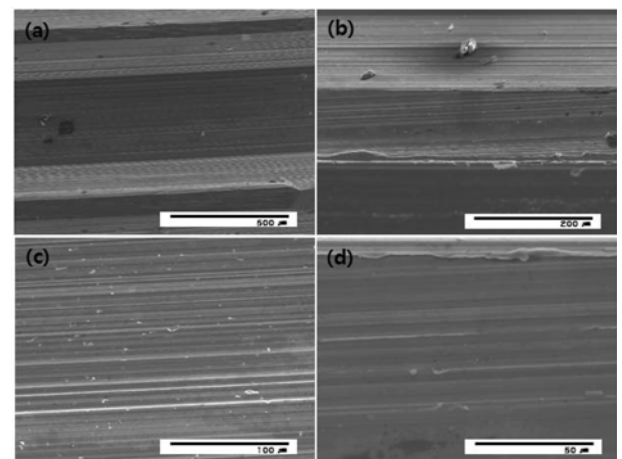


Fig. 2. FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 1 specimen. (a) ×100, (b) ×200, (c) ×500, (d) ×1000.

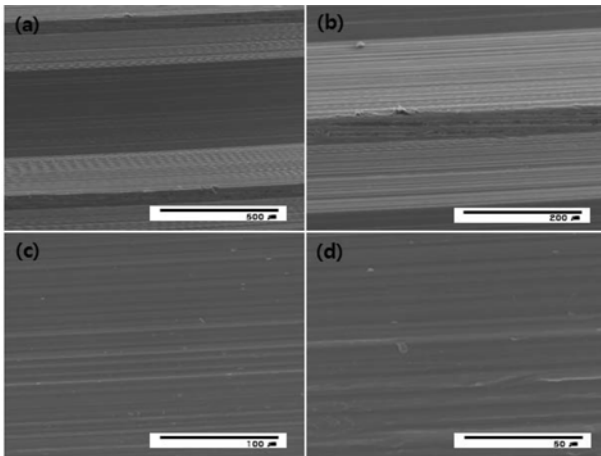


Fig. 3. FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 2 specimen. (a) $\times 100$, (b) $\times 200$, (c) $\times 500$, (d) $\times 1000$.

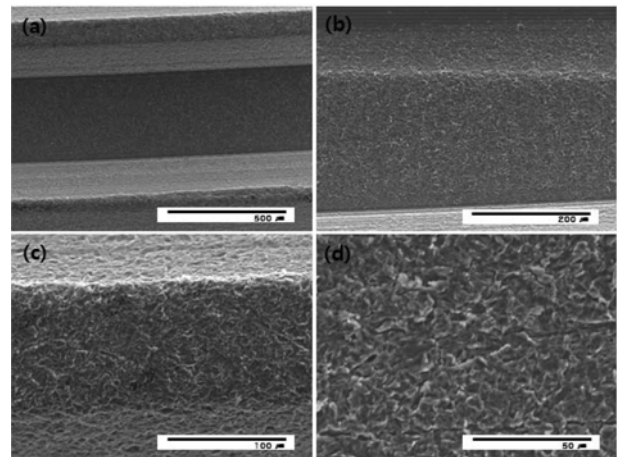


Fig. 6. FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 5 specimen. (a) $\times 100$, (b) $\times 200$, (c) $\times 500$, (d) $\times 1000$.

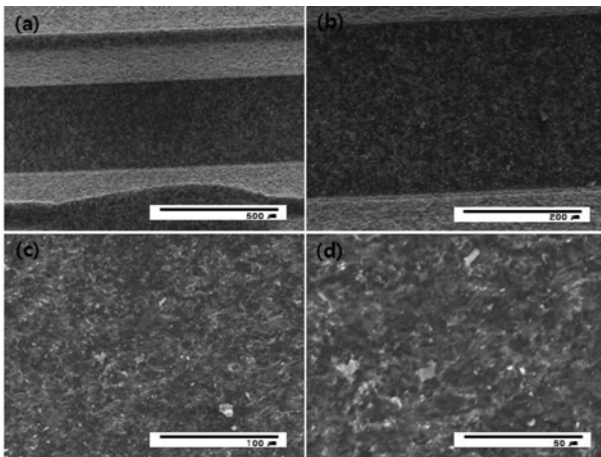


Fig. 4. FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 3 specimen. (a) $\times 100$, (b) $\times 200$, (c) $\times 500$, (d) $\times 1000$.

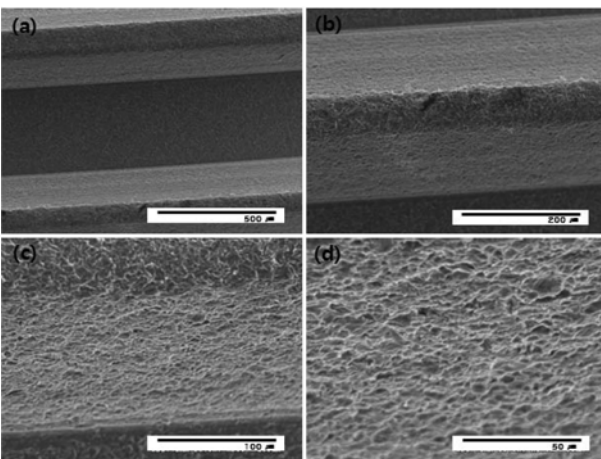


Fig. 5. FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 4 specimen. (a) $\times 100$, (b) $\times 200$, (c) $\times 500$, (d) $\times 1000$.

경우 가공 잔류물이 시편 표면에 존재하는 것을 관찰할 수 있고, 표면이 거친 상태의 나사골과 나사산의 형태를 나타내었다. 그림 3의 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. 그림 4~6은 기계가공 후 HA(hydroxy apatite) 분말을 고압으로 분사하여 표면에 일정한 거칠기를 부여한 시편이다. 주사전자현미경 사진에서 확인한 결과 약 $10\sim 20\ \mu\text{m}$ 크기의 입자를 갖는 표면을 나타내었고, 그림 4의 경우 표면처리 후 세척을 하지 않아 표면에 많은 가공 잔류물이 남아 있음을 확인할 수 있었다. 그림 5의 경우 2차적인 9단계의 세척과 건조를 마친 후의 시편으로서 매우 깨끗하고 일정한 표면을 나타내었으며, 표면 처리 후 나사산이 그림 3, 3의 표면처리 전의 시편에 비해 표면에 존재하는 기계적인 가공결함이 감소한 비교적 완만한 능선과 골짜기 형태를 나타내었다. 그림 6의 경우 세척 및 건조 후 34 kgy(kilo gray)의 γ -선을 52,164초 동안 조사하여 멸균처리한 시편이다. 표면의 잔류물 및 형상의 차이는 그림 5와 구별이 가지 않았지만, 표면에 존재한 세균 등이 γ -선 멸균처리에 의해 제거되고 세척과 표면처리를 행함으로써 표면에 남아 있는 잔류물들이 깨끗이 제거되고 세포활성을 방해하는 독성물질들을 멸균함¹⁰⁾으로서 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 우수

한 몸체로 작용되므로 임플란트로써 우수한 특성을 발휘하게 된다¹¹⁾.

임플란트의 표면에 10~20 μm의 기공이 존재할 때 표면에서 결합조직의 견고한 부착이 일어나고¹²⁾, 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.

3.2 제조공정에 따른 임플란트 고정체의 양극분극 특성

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 있다¹³⁾.

그림 7은 세척 및 표면처리의 5단계에 따른 임플란트 고정체를 36.5±1°C의 0.9% NaCl 용액에서 동

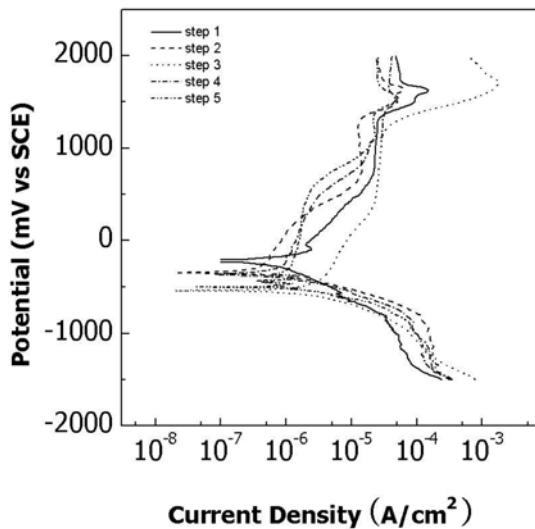


Fig. 7. Anodic polarization curves of dental implant fixture with various manufacturing process after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C.

전위 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 $4.59 \times 10^{-7} A/cm^2$ 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 표 4에 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.

3.3 제조공정에 따른 임플란트 고정체의 임피던스 특성

그림 8은 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 높

Table 4. Corrosion potential (E_{corr}), corrosion current density (I_{corr}) and current density (I_{300mV}) of dental implant fixture with various manufacturing process after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C

Data	Step 1	Step 2	Step 3	Step 4	Step 5
I_{corr} (A/cm ²)	5.41×10^{-7}	7.09×10^{-7}	6.97×10^{-6}	1.23×10^{-6}	4.59×10^{-7}
E_{corr} (mV)	-230	-350	-540	-370	-500
I_{300} (A/cm ²)	6.32×10^{-6}	2.16×10^{-6}	1.87×10^{-5}	2.16×10^{-6}	1.80×10^{-6}

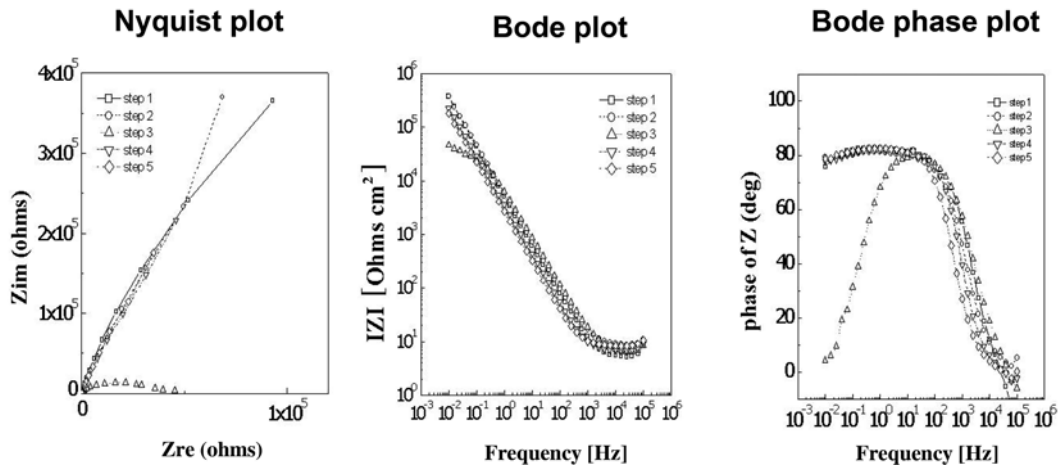


Fig. 8. AC impedance results of dental implant fixture with various manufacturing process after AC impedance test in 0.9% NaCl solution at $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$.

은 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 캐패시터(C_p) 특성을 나타내며, Ti 합금에 대한 치밀한 부동태 피막을 형성한 것을 나타낸다. 표 5는 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 있었다¹⁴⁾.

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_2 부동태 피막이 형성된 것으로 생각된다¹⁵⁻¹⁸⁾.

3.4 부식표면

그림 9~10은 0.9% NaCl 수용액에서 전기화학시험을 마친 후의 세척, 표면처리 및 멸균 단계별 임플란트 고정체를 주사전자현미경으로 관찰한 사진이다.

기계가공만 마친 그림 9(a,b,c)의 step 1 시편의 경우는 표면에 많은 부식 잔류물을 관찰할 수 있었고, 기계가공 후 1차 세척한 그림 9(d,e,f) step 2 시편의 경우 step 1 시편에 비해 비교적 깨끗한 표면을 나타내었다. 하지만, BRM 표면처리 후 세척하지 않은 그림 10(a,b,c)의 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. 그림 10(d,e,f)의 2차 세척을 마치고 멸균 처리한 step 4 시편의 경우 부식의 부위를 찾아볼 수 없었고, 그림 10(g,h,i)의 멸균처리까지 마친 step 5 시편의 경우도 매우 깨끗한 표면특성을 나타내어 세척 및 멸균 처리에 의해 내식성이 좌우된다고 판단된다.

Table 5. 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 (Ωcm^2)	3.76×10^5	3.76×10^5	4.54×10^4	2.21×10^5	1.79×10^5

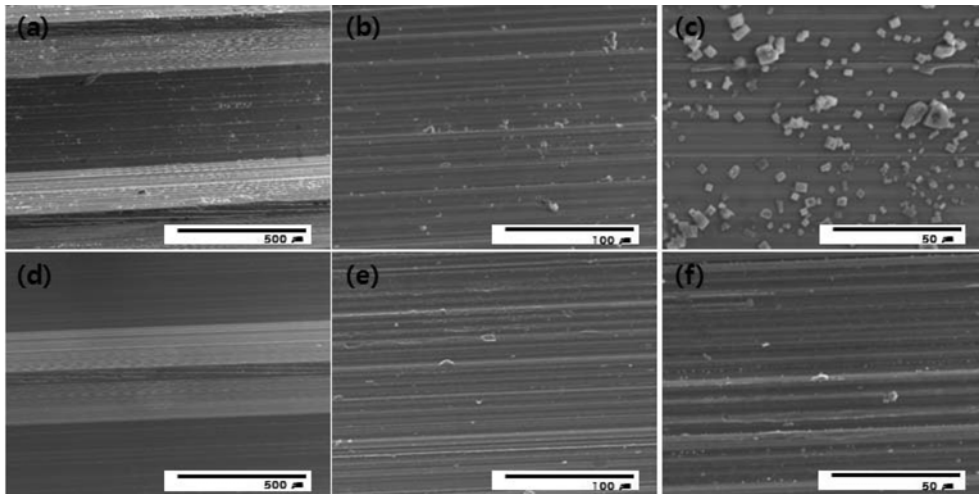


Fig. 9. FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 1 (a,b,c) and step 2 (d,e,f) specimen after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C. (a,d) ×100, (b,e) ×500, (c,f) ×1000.

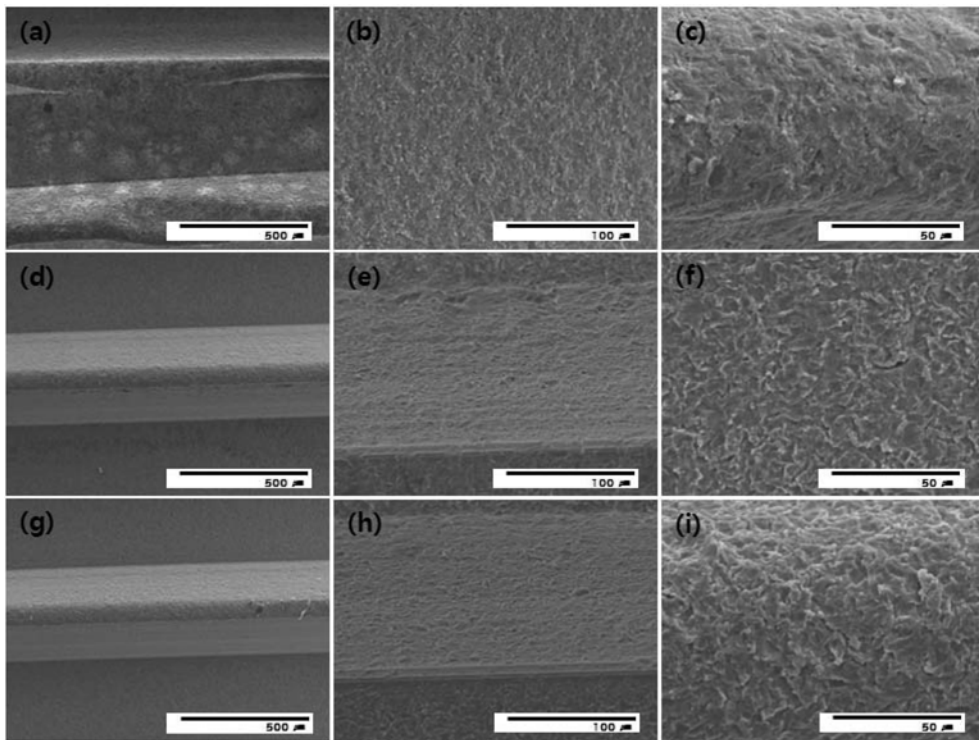


Fig. 10. FE-SEM micrographs showing the dental implant fixture surface of step 3 (a,b,c), step 4 (d,e,f) and step 5 (g,h,i) specimen after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C. (a,d,g) ×100, (b,e,h) ×500, (c,f,i) ×1000.

4. 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_{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 $4.54 \times 10^4 \Omega \text{cm}^2$

값의 가장 낮은 분극저항 값을 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.

참고문헌

1. D. M. Brunette, P. Tengvall, M. Textor, P. Thomsen, *Titanium in Medicine*, Springer, Berlin (2001).
2. A. Balfour, R. Gray, *J. Prosthet. Dent.*, 73 (1995) 36.
3. P. Binon, *Implant Dentistry*, 5 (1996) 235.
4. W. G. Kim, C. H. Lee, C. H. Chung, H. C. Choe, *J. Kor. Inst. Surf. Eng.*, 43(1) (2010) In press.
5. S. Hobo, E. Ichida, L. T. Garcia, *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*. Quintessence Int., Tokyo (1989).
6. H. Hamanaka, *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, (2001) 1.
7. L. R. Rubin, *Biomaterials in Reconstructive Surgery*. C. V. Mosby, St. Louis (1983).
8. D. D. Deligianni, N. Katsala, S. Ladas, D. Sotiropoulou, J. Amedee, Y. F. Missirlis, *Biomater. Res.*, 32 (2001) 166.
9. Z. Schwarts, K. Kieswetter, D. D. Dean, B. D. Boyan, *J. Periodontal Res.*, 32 (1997) 166.
10. B. Feng, J. Y. Chen, S. K. Qi, L. He, J. Z. Zhao, X. D. Zhang, *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 13 (2002) 457.
11. B. Kasemo, J. Lausmaa, *Metal Selection and Surface Characteristics*. Quintessence, Chicago, (1985) 99.
12. A. F. Recum, *Biomaterials*, 9 (1990) 297.
13. A. K. Shukla, R. Balasubramaniam, S. Bharagava, *J. Alloys Comp.*, 24 (2005) 144.
14. K. Lee, H. C. Choe, Y. M. Ko, *The J. Korean Res. Soc. Dent. Mater.*, 35 (2008) 285.
15. N. Ibris, J. C. M. Rosca, *J. Electro. Chem.*, 526 (2002) 53.
16. E. Obayashi, T. J. Wang, H. Doi, T. Yoneyama, H. Hamanaka, *Mater Sci.:Mater. Med.*, 9 (1998) 567.
17. D. M. Brunette, P. Tengvall, M. Textor, P. Thomsen, *Titanium in Medicine*. Engineering Materials, Springer, (2001).
18. R. R. Winston, N. D. Greene, *Corros. Sci.*, 9 (1969) 755.