

2008 년 2 월

석사학위논문

다양한 전해액에서 치과용  
임플란트의 전기화학적 안정성 평가

조 선 대 학 교 대 학 원

치의공학과

김 태 한

다양한 전해액에서 치과용  
임플란트의 전기화학적 안정성 평가

*Estimation of Electrochemical Stability of Dental  
Implant in Various Electrolytes*

2008年 2月 日

조 선 대 학 교 대 학 원

치의공학과

김 태 한

다양한 전해액에서 치과용  
임플란트의 전기화학적 안정성 평가

지도교수 최 한 철

이 논문을 이학석사 학위 논문으로 제출함

2007 年 10 月 日

조 선 대 학 교 대 학 원

치의공학과

김 태 한

# 김태한의 석사학위논문을 인준함

위원장    조선대학교    교    수    김    홍    중    인

위    원    조선대학교    교    수    안    상    건    인

위    원    조선대학교    교    수    최    한    철    인

2007년 10월 일

조선대학교 대학원

# 목 차

영문초록 .....	iv
I. 서 론 .....	1
II. 연구재료 및 방법 .....	3
III. 연구성적 .....	6
V. 결 론 .....	17
참고문헌 .....	18

## *LIST OF TABLES*

Table 1. The condition of electrochemical corrosion test. ....	5
Table 2. Table 2. The chemical composition of eletrolyte for corrosion test.....	5
Table 3. Table 3. The electrochemical data from corrosion test results after electrochemical test in various electrolytes at $36.5\pm 1^{\circ}\text{C}$ .....	15

*LIST OF FIGURES*

Fig. 1. Schematic diagram of the electrochemical corrosion tester.....4

Fig. 2. SEM and EDX micrographs showing the surface of Ti implant.....7

Fig. 3. polarization curves of Ti Implant after potentiodynamic test in electrolytes at 36.5±1°C.....9

Fig. 4. Current density - time curves of Ti Implant after potentiostatic test in electrolytes at 36.5±1°C at 250mV.....10

Fig. 5. CPP curves of Ti Implant after CPP test in electrolytes at 36.5±1°C.....14

Fig. 6. SEM and EDX showing the corrosion morphology of Ti implant after corrosion test in various electrolytes at 36.5±1°C. a) 0.9% NaCl, b) AS, c) SBF .....16

# Estimation of Electrochemical Stability of Dental Implant in Various Electrolytes

*Tae-Han Kim*

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

*Dept. of Dental Engineering,*

*Graduate School of Chosun University*

Titanium and its alloy have been widely used in dental implant and orthopedic prostheses. Estimation of electrochemical stability of dental implant in various electrolytes have been researched by using electrochemical methods. The Neoplant (Neobiotech Co. Korea) was used for corrosion test in 0.9%NaCl, artificial saliva, simulated body fluids.

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 potentiodynamic test in various solution, the current density of implant tested in SBF and AS solution was lower than that of implant tested in 0.9% NaCl solution.



2. From the results of passive film stability test, the variation of current density at constant 250mV showed the consistent with time in the case of implant tested in SBF and AS solution, whereas, the current density at constant 250mV in the case of implant tested in 0.9% NaCl solution showed higher compared to SBF and AS solution as time increased.

3. From the results of cyclic potentiodynamic test, the pitting potential and  $|E_{\text{pit}} - E_{\text{corr}}|$  of implant tested in SBF and AS solution were higher than those of implant tested in 0.9% NaCl solution.

# 1. 서 론

최근 Cp-Ti와 Ti-6Al-4V 합금은 생체조직과의 친화성이 매우 우수하고 뛰어난 생체적합성과 기계적인 성질 및 내식성을 가지고 있다. 이러한 이유로 최근에는 치과용 임플란트로 많이 사용되고 있지만<sup>1,2)</sup>, Al이나 V등과 같은 독성 때문에 논란이 많이 되고 있다. 그러나 치과용 Ti합금은 강도를 유지해야 되기 때문에 전 세계적으로 Ti-6Al-4V합금이 유용하게 사용되고 있다.

일반적으로 티타늄 합금이 대기중에 노출되면 순간적으로 Ti 표면에서 산소와 결합하여 2~5nm의 TiO<sub>2</sub>라는 자연적인 산화막을 형성하여 내식성을 향상시키며 생리 용액의 구성 성분, 단백질, 경조직 및 연조직이 재료표면에 부착하는데 매우 중요한 역할을 할 뿐만 아니라 골 유착에도 중요한 역할을 하여 생체적합성에 많은 기여를 한다<sup>3)</sup>. 그러나 자연적인 산화막은 두께가 얇고 경도와 내마모성이 낮으며 공식을 발생하기 쉬운 단점이 있다<sup>4)</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. 이를 개선하기 위해 티타늄 표면개질을 통하여 여러 가지 방법으로 표면특성을 조절하고 있으며 최적의 골 유착을 얻기 위한 티타늄 임플란트의 표면처리 방법에 관한 많은 연구가 이루어지고 있다<sup>5)</sup>. 이러한 표면처리 방법에는 인산, 칼슘 분말을 플라즈마 분사하는 방법, 양극산화법, 샌드블라스트링 법 및 산세처리법 등 여러 가지가 있으며 거칠기를 부여하고 이에 따라 골과의 친화성을 증가시켜 생체활성도를 높이는 방법이 많이 사용되고 있으나<sup>6,7)</sup>, 골과의 경계면에서 임상적으로 사용 후 문제가 많이 발생되고 있다<sup>8)</sup>. 최근에는 HA입자를 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. 또한 치과용 임플란트는 체내에 매식되었을 경우, 구강 내에서 타액과 골 내에서는 체액과 반응하는 특수성이 있어 다양한 용액에 노출되어 부식특성이 다르게 나타날 것으로 생각된다. 하지만 지금

까지의 연구는 주로 내식성의 평가에 있어서 인공타액이나 0.9% NaCl 용액에서 시험하고 평가하고 있다.

따라서 본 연구에서는 국내에서 제조된 임플란트를 이용하여 Ti-6Al-4V합금을 사용하고 표면이 RBM처리된 임플란트를 이용하여  $\text{Cl}^-$  이온을 함유한 수종의 신체 유사용액에서 전기화학적인 방법을 통해 특성을 알아보고자 한다.

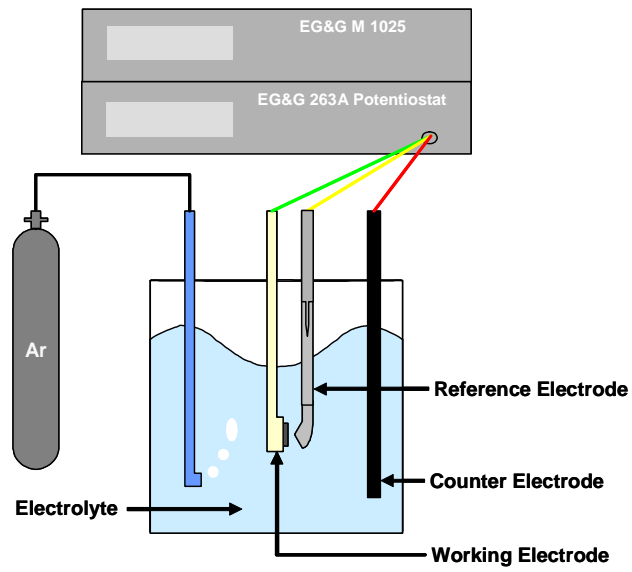
## 2. 실험재료 및 방법

### 2-1. 시편 준비

본 연구에서 사용된 시편은 국내에서 제조된 Neoplant(Neobiotech Co. Korea)를 사용하였다. 재질은 Ti-6Al-4V합금을 사용하여 표면에 RBM처리한 시편이다. 시편을 각 용액별로 10개씩 준비하여 전기 화학적 시험을 전에 임플란트 표면을 FE-SEM과 EDX를 통해 표면특성을 알아보았다.

### 2-2. 여러 가지 용액에서 전기화학적 시험

전해액에서 부식특성을 평가하기 위하여 부식 전해액으로써 simulated body fluid(SBF), Fusayama-meyer용액인 artificial saliva(AS)을 준비하고, 0.9% NaCl 용액을 대조군으로 하여 평가하였다. 전기화학장비는 Fig. 1과 같이 potentiostat 263A, EG&G, USA을 이용하였으며 실험 조건은 Table 1과 같이  $-1500\text{mV} \sim 2000\text{mV}$  까지 동전위 분극시험(potentiodynamic test)을 행하였고,  $250\text{mV}$ 에서 부동태 안정성 시험(potentiostatic test)를 하였고,  $-1000\text{mV}$ 에서 시작하여  $1500\text{mV}$ 를 정점으로  $-800\text{mV}$ 까지 순환동전위 분극시험(cyclic polarization test)를 행하였다. 실험에 사용된 전해질 용액의 조성은 Table 2와 같으며 구강 내 환경과 동일하게  $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$ 로 일정하게 유지하여 사용하였으며 용존산소를 제거하기 위해 실험 시작 30분 전부터 Ar 가스를 유입하여 실험이 끝날 때까지 유지시켜 주었다. 전기화학시험 후 각 샘플은 주사전자현미경, EDX를 사용하여 표면을 관찰하였다.



*Fig. 1. Schematic diagram of the electrochemical corrosion tester.*

*Table 1. The condition of electrochemical corrosion test.*

Potentiodynamic Test	Potentiostatic Test	CPPT Test
Potential : -1500~2000 mV	Potential: 250 mV	Potential E <sub>1</sub> : -1000 mV Potential E <sub>v</sub> : 1500 mV Potential E <sub>p</sub> : -800 mV
Solution : 0.9% NaCl, Artificial Saliva, SBF Working electrode : Sample Reference electrode : SCE Counter electrode : High dense carbon Scan rate : 1.667 mV/s Temp.: 36.5±1°C		

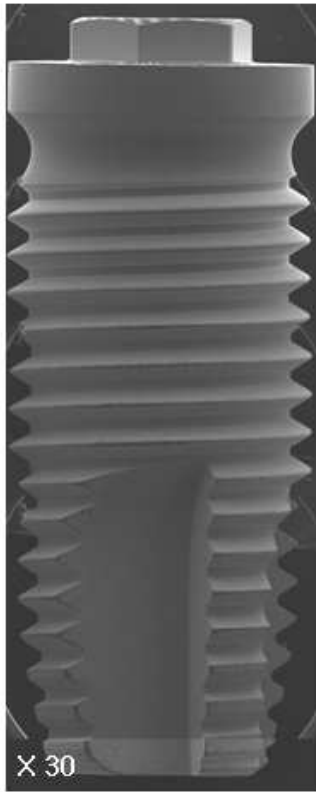
*Table 2. The chemical composition of eletrolyte for corrosion test.*

Fusayama-meyer Type		SBF (Simulated Body Fluid)	
NaCl	0.4 g	NaCl	7.9949 g
KCl	0.4 g	NaHCO <sub>3</sub>	0.3528 g
CaCl <sub>2</sub> · 2H <sub>2</sub> O	0.906 g	KCl	0.2235 g
NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> · 2H <sub>2</sub> O	0.690 g	Ka <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub>	0.147 g
Na <sub>2</sub> S · 9H <sub>2</sub> O	0.005 g	MgCl · 6H <sub>2</sub> O	0.305 g
Urea	1.0 g	CaCl <sub>2</sub>	0.2775 g
Distilled Water	1000 ml	Na <sub>2</sub> SO <sub>4</sub>	0.071 g
		Distilled Water	1000 ml

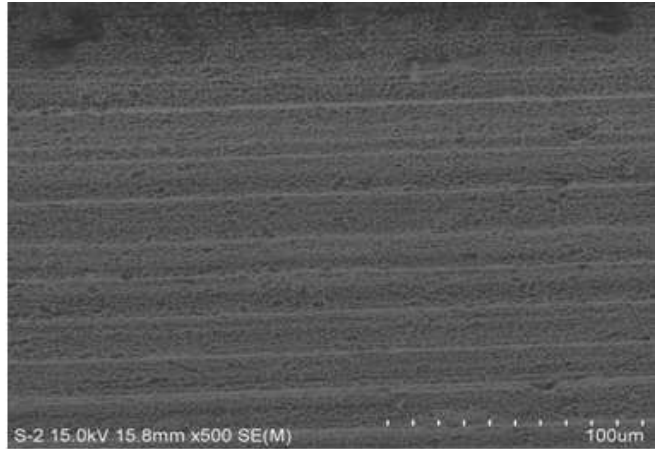
### 3. 실험 결과 및 고찰

#### 3-1. 주사전자현미경에 의한 임플란트 표면관찰

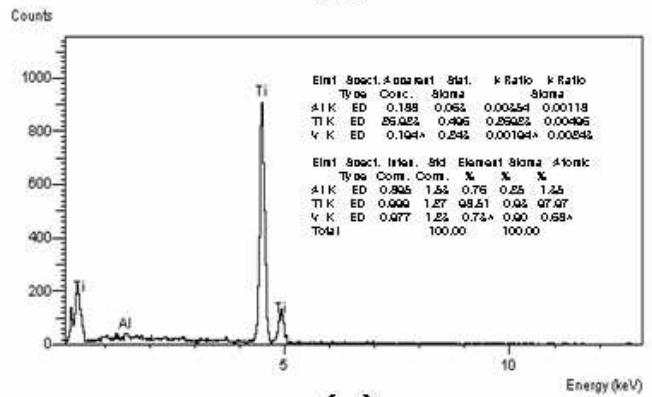
임플란트 표면을 주사전자현미경으로 관찰 한 것이 Fig. 2이며 RBM처리로 인하여 표면의 거칠기가 부여된 임플란트이다. 전체적인 표면을 보여주고 있는 Fig. 2(a)를 통해 표면이 깨끗하고 매우 매끄럽게 보이지만 Fig. 2(b)와 같이 임플란트의 나사산 부분을 확대해 보면 표면에 기계적 가공에 의한 스크래치가 다량 형성되었음을 보여주고 있다. 또한 표면에 RBM처리를 하여 거칠기를 부였기 때문에 미세한 핏트 모양의 표면을 보여준다. 이 표면에서 EDX분석을 행한 것이 Fig. 2(c)이며 검출되는 성분이 주로 Ti, Al, V이므로 Ti-6Al-4V합금임을 알 수 있다. 이와 같이 표면에 기계적인 가공만을 한 경우는 기계적인 스크래치만으로 골과의 유착을 유도하지만 표면에 RBM처리를 한 경우는 표면에 무수하게 크고, 작은 불규칙한 형태의 표면형상을 부여함으로써 골유착이 쉽게 이루어져 접착할 수 있는 표면적을 제공함으로써 접착력이 크게 증가할 것<sup>9)</sup>으로 생각된다. 그러나 이러한 무수히 많은 결함은 구강 내에서 염소이온에 의한 금속원소의 용출을 유발할 수 있으며 결국 임플란트가 파절<sup>10)</sup>되는 결과를 초래할 수도 있다.



(a)



(b)



(c)

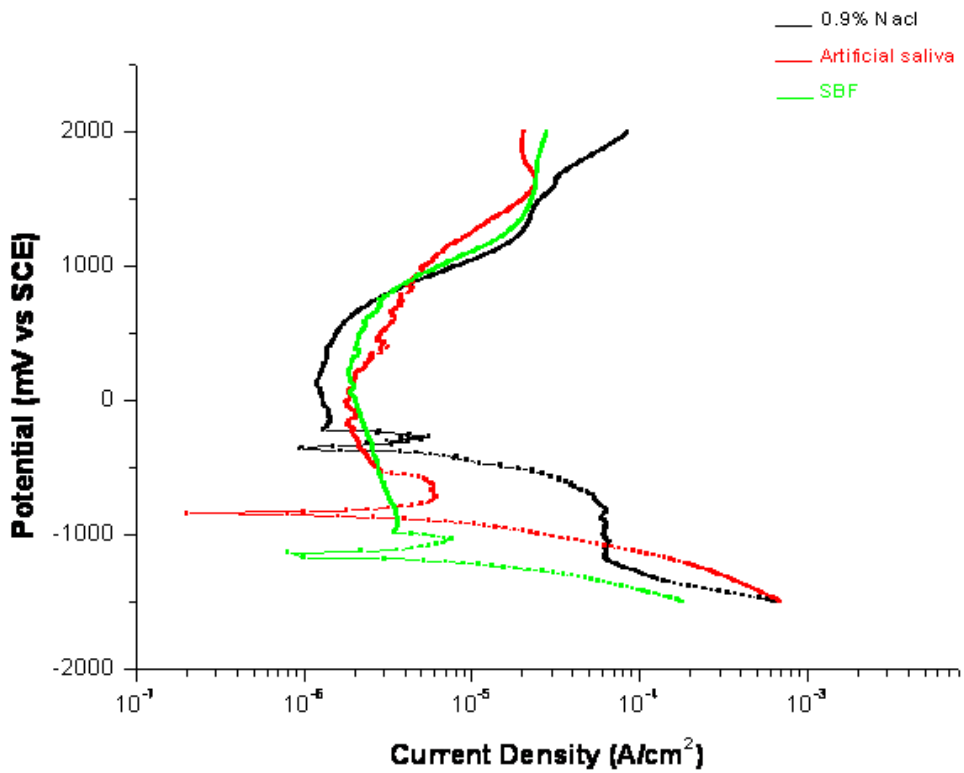
*Fig. 2. SEM and EDX micrographs showing the surface of Ti implant*



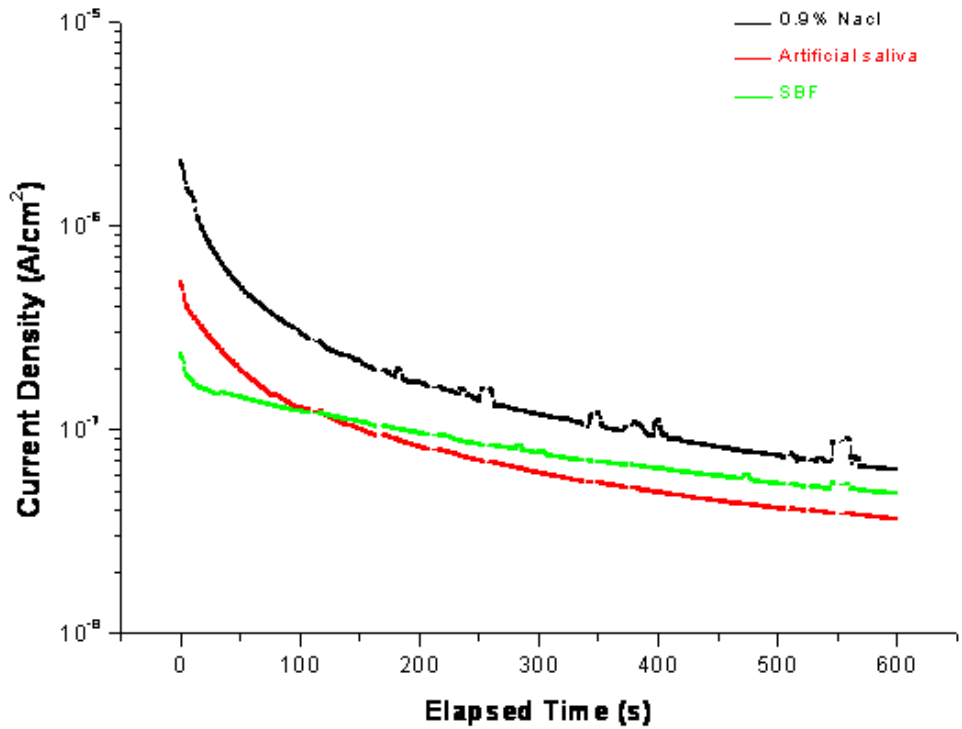
### 3-2. 여러 가지 용액에서 양극분극특성

Fig. 3은 임플란트를 0.9% NaCl, Artificial Saliva, SBF용액에서 양극분극특성을 조사한 곡선으로 3가지 용액 모두 비슷한 양극분극특성을 보인다. 각각의 용액에서 부식전위( $E_{corr}$ )값은 0.9% NaCl에서  $-360\text{ mV}$ , AS용액에서는  $-940\text{ mV}$ , 및 SBF용액에서는  $-1130\text{ mV}$ 를 보여 0.9% NaCl용액에서 높았음을 알 수 있었다. 또한 부식전류밀도( $I_{corr}$ ) 값은 0.9% NaCl의 경우에는  $3.6 \times 10^{-6}\ \mu\text{A}/\text{cm}^2$ , SBF는  $6.3 \times 10^{-7}\ \mu\text{A}/\text{cm}^2$ 로 감소하였다. 또한, Table 3에서 알 수 있듯이 구강내의 전위에 해당하는  $300\text{ mV}$ 에서 나타나는 전류밀도는 0.9% NaCl의 경우에는  $5.0 \times 10^{-6}\ \mu\text{A}/\text{cm}^2$ , SBF는  $1.5 \times 10^{-6}\ \mu\text{A}/\text{cm}^2$ 로 크게 감소하였다. 전반적으로 경향을 보면 일반 연구에서 고찰하는 0.9% NaCl용액 내에서 임플란트의 내식성은 AS나 SBF용액에 비해서 내식성보다 낮음을 알 수 있는데 이는 Table 2의 용액의 성분에서 알 수 있듯이  $\text{Cl}^-$ 이온의 성분이 내식성에 크게 영향을 미쳤을 것으로 생각된다.

표면의 안정성을 조사하기 위하여 정전압장치를 이용하여 전류밀도의 변화와 시간관계를 조사한 것이 Fig. 4이다. Fig. 3의 분극곡선에서는 시간에 따른 표면의 거동을 고찰 할 수 없기 때문에 구강내의 전위에 해당되는  $250\text{ mV}$ 에서 전위를 일정하게 하고 시간을 600초까지 유지하면 전류밀도가 전반적으로 감소되는 경향을 보인다. 이는 표면에 안정한 피막을 형성하고 있다고 볼 수 있는데 초기에 100초까지는 3가지 용액 모두에서 전류밀도가 감소하다가 0.9% NaCl이 가장 높은 전류밀도로 불안정한 표면을 보이고 SBF 및 AS순으로 시간이 증가함에 따라 안정화가 증가되었다. 이 이유는 용액을 이루는 여러 가지 유기물질이 표면에 흡착되어 나타나거나  $\text{Cl}^-$ 이온 농도의 감소로 표면에  $\text{TiO}_2$ 의 형성을 촉진<sup>11)</sup>하였기 때문으로 생각된다.



*Fig. 3. Polarization curves of Ti Implant after potentiodynamic test in electrolytes at 36.5±1°C.*



*Fig. 4. Current density time curves of Ti Implant after potentiostatic test in electrolytes at 36.5±1°C at 250mV.*

### 3-3. 여러 가지 용액에서 CPPT에 의한 pitting 특성

Fig. 5는 0.9% NaCl, Artificial Saliva, SBF용액에서 임플란트의 순환동전위분극곡선을 나타내고 있다. 0.9% NaCl용액에서 CPPT곡선이 가장 우측에 있고 SBF, AS순으로 좌측으로 이동하여 나타남을 알 수 있다. reverse scan 곡선에서 부동태 영역에서 전류밀도도 좌측방향으로 크게 이동하여 나타나는데 이는 표면에 아주 안정한 부동태피막이 형성됨을 암시한다. 왼쪽에서 불규칙하게 나타나는 곡선은 표면에 유기물질이 덮여져 세라믹과 같은 분극거동을 나타내고 있어 SBF의 용액 구성성분인  $\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ,  $\text{NaH}_2\text{PO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ,  $\text{Na}_2\text{S} \cdot 9\text{H}_2\text{O}$ , 로부터 표면에 많은 부식생성물을 형성하기 때문이며 역시 AS도 용액을 구성하고 있는  $\text{Na}_2\text{SO}_4$ ,  $\text{CaCl}_2$ ,  $\text{MgCl}_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ ,  $\text{K}_2\text{HPO}_4$ ,  $\text{NaHCO}_3$ 에서 많은 부도체의 물질이 표면을 덮기 때문으로 생각된다. 이는  $\text{Cl}^-$ 이온의 침식을 방해하는 부식억제효과<sup>12)</sup>로 볼 수 있다.  $\text{Cl}^-$ 이온에 의한 침식기구는 임플란트 나사와 같이 표면이 불규칙한 형태로 틈이 존재한 평평한 재료로 생각을 할 수 있으며 이러한 틈은 임상적으로 사용한 후에 집중적으로 틈을 통하여 틈부식<sup>13)</sup>이 발생할 가능성이 매우 높은 자리로 작용할 것으로 생각된다. 틈부식은 산업체에서는 말할 것도 없고 특히 치과 보철물에서 빈번히 발생하는 부식의 특징으로 구멍이나 gasket 표면, lap joint, surface deposit, 볼트나 rivet head 밑의 틈에 소량의 수용액이 정체되어 있을 때, 이 틈에서 발생하는 부식의 형태<sup>13)</sup>를 말한다. 따라서 deposit corrosion 또는 gasket corrosion이라고 부르기도 한다. 실제의 환경에서 임플란트의 표면에 이물질이 부착되든가 또는 구조상의 틈부분(나사, 스크래치 등)은 다른 곳에 비해 현저히 부식되는데 이러한 현상을 틈부식이라 한다. 공식(pitting corrosion)<sup>13)</sup>과 유사한 현상이지만 틈부식은 실제 환경에서 발생하므로 실용 면에서 중요한 의미가 있다. 임플란트에서 주로 사용되는 Ti와 같이 부동태 산화피막으로 인해 내식성을 갖는 금속 또는 합금은 틈 부식에 민감하다. 왜냐하면 부동태 피막은  $\text{Cl}^-$ 이온 혹은  $\text{H}^+$ 이온에 의해 쉽게 파괴되기 때문이며

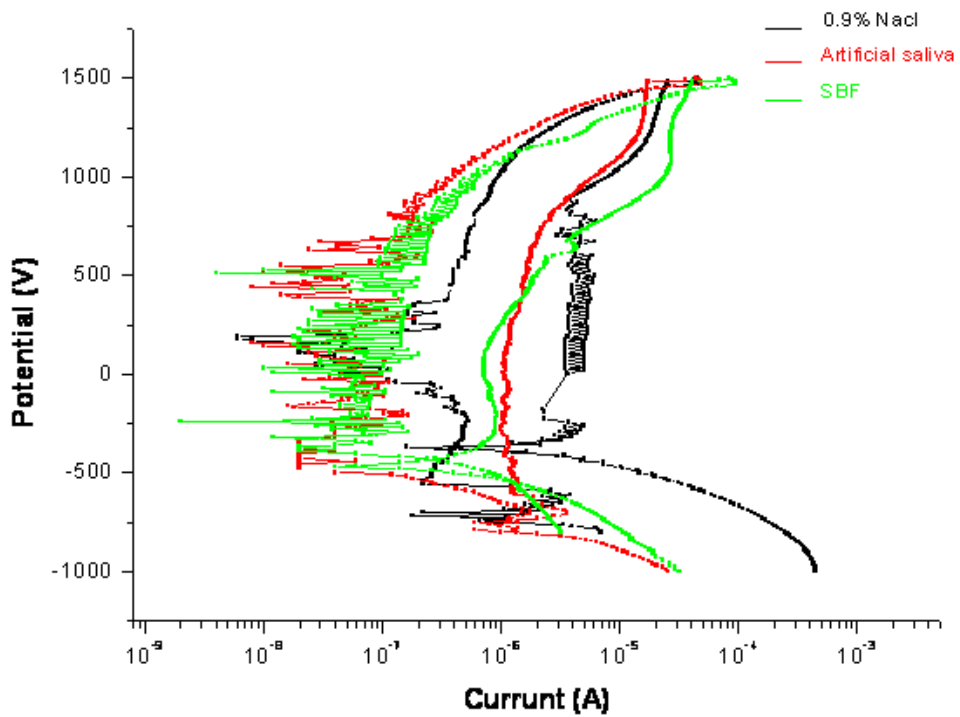
그 기전은 다음과 같다<sup>13)</sup>. 즉 반응은 초기에 전체 표면에 균일하게 일어나며 잠시 후 틈에서는 산소가 완전히 소모되어 음극 반응은 일어나지 않고, 양극 반응 즉 양이온이 증가하여 균형을 맞추기 위해 음이온인  $Cl^-$ 이온이 틈으로 이동한다. 그 결과 틈의  $Cl^-$ 이온 농도가 증가한다. 따라서 금속의 용해속도는 빨라진다. 부동태화를 형성하는 Ti합금은 일부 불균질한 부분이 용해하면 틈내부에서는 anode 반응( $M \rightarrow M^+ + e^-$ )과 cathode 반응( $O_2 + 2H_2O + 4e^- \rightarrow 4OH^-$ )이 진행하고 어느 시간 경과하면 틈내의 산소는 소비되어 cathode 반응이 억제되며  $OH^-$ 의 생성이 감소한다. 그래서 틈내부의 이온량이 감소하여 전기적 균형이 깨어진다. 부식계로서는 전기적 중성이 유지될 필요가 있으므로 외부로부터  $Cl^-$ 이온이 침입하여 금속염( $M^+Cl^-$ )을 형성한다. 이 염은 가수분해 하여  $MCl + H_2O \rightarrow MOH + HCl$ 의 반응에 의해 염산이 생겨 pH가 저하하여 부식이 가속화하기 쉬운 조건으로 된다. 틈부식의 특징은 틈이 있는 경우나 침전물이 있는 환경에서 주로 발생하고 구강 내와 같이  $Cl^-$ 이온을 포함하는 염화물 환경에 노출 시 주로 발생하고 처음 부식이 발생 되는 데는 다소 시간이 걸리나 일단 생기면 부식이 급 가속한다는 것이 주 특징이다. 또한 육안 관찰이 어렵기 때문에 상당히 진행된 후에나 발견 가능하여 치과 임플란트 시스템같이 틈이 존재하면 장시간 임상사용 시에 나타나는 부식특성으로 생각할 수 있다. 공식과 더불어 Ti합금에 가장 많이 발생하는 부식 형태이며 볼트 대신 용접을 하여 사용하는 것이 방지법이나 임플란트 시스템같이 접합부를 볼트로 잇기 때문에 이러한 부식에 주로 노출되기 쉽다. 따라서 이를 방지하기 위해서는 틈을 완벽하게 밀봉하거나 날카로운 모서리를 피하고 용액이 정체될 수 있는 영역이 생기지 않도록 임플란트시스템을 설계해야한다. 또한 임플란트시스템의 표면을 균일하게 해야한다. 본 임플란트에서도 틈부식과 같은 기전으로 RBM처리에 의해 표면에 형성된 결함은 기계적인 가공결함과 동시에  $Cl^-$ 이온에 의해 쉽게 부동태피막이 파괴될 수 있다.

이러한 측면에서 순환동전위법은 시편표면에서 공식과 틈부식에 대한 저항을 평가하는 방법으로 잘 알려져 있다. Fig. 5에서 임플란트의 부식전위( $E_{corr}$ )와 공식전위( $E_{pit}$ )를 조사하여 Table 3에 나타내었다. 각 용액에서 구한 이들 값으로부터 공

식의 평가는  $|E_{\text{pit}}-E_{\text{corr}}|$ 의 절대 값<sup>14)</sup>으로 나타내는데 절대값이 큰 경우는 틈부식의 발생이 거의 없지만 낮은 경우는 틈부식이 쉽게 발생하는 것으로 평가된다. 이러한 고찰을 근거로 0.9% NaCl용액은  $|E_{\text{pit}}-E_{\text{corr}}|$  값이 760 mV를, AS는 1690mV를, SBF는 1630을 나타내어 AS가 공식의 저항성이 매우 높음을 보인다.

Fig. 6은 순환동전위분극시험한 후 표면을 주사전자현미경으로 관찰한 모습으로 표면에 부식생성물이 발생하였음을 관찰할 수 있었으며, 이는 EDX분석을 통하여 확인할 수 있다. (a)는 0.9% NaCl용액에서 CPPT후 표면에서 검출된 성분으로 Ti, Cl, Na가 검출되어 표면에 주로  $\text{TiO}_2$ 와 NaCl에 의한 부식생성물이 형성되었음을 보인다. (b)는 AS에서 CPPT시험 후 검출된 성분으로 K, Ti, Cl, Na, V이 검출되어 Ti와 함께 V도 잘 알려진  $\text{V}_2\text{O}_5$ 의 산화피막을 표면에 형성하는데 기여<sup>15)</sup>하고 있음을 알 수 있다. (c)는 SBF의 경우로 Cl의 peak가 크게 나타나고 Ca, K등이 부식생성물 형성에 기여하여 내식성이 크게 증가한 것으로 확인되었다.

결론적으로 구강에 매식되는 치과 임플란트는 구강내의 타액에 노출이 되고 매식이 된 후에는 체액에 노출이 됨으로써 각각의 부분에서 임플란트 재료의 내식성을 고찰하는 것에 의미가 있으며 다른 용액에 비해서 AS용액이 내식성을 덜 감소시키는 것으로 나타났다.

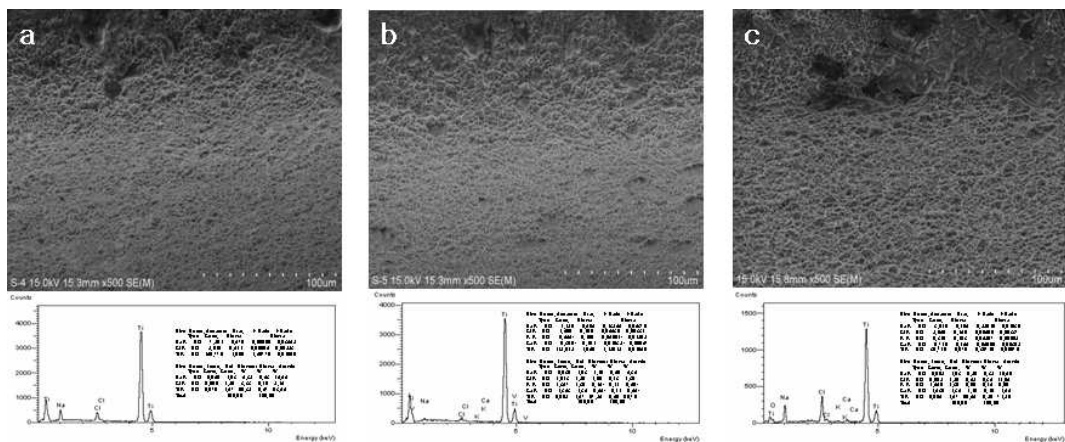


*Fig. 5. CPP curves of Ti Implant after CPP test in electrolytes at 36.5±1°C.*

*Table 3. The electrochemical data from corrosion test results after electrochemical test in various electrolytes at  $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$ .*

Solution	0.9%NaCl	Artificial Saliva	SBF
$I_{\text{corr}}$ (A/cm <sup>2</sup> )	$3.6 \times 10^{-6}$	$2.5 \times 10^{-6}$	$6.3 \times 10^{-7}$
$I_{300\text{mV}}$ (A/cm <sup>2</sup> )	$5.0 \times 10^{-6}$	$1.5 \times 10^{-6}$	$1.5 \times 10^{-6}$
$E_{\text{corr}}$ (mV)	-360	-940	-1130
$E_{\text{pit}}$ (mV)	+400	+750	+500
$E_{\text{rep}}$ (mV)	-	-	-
$ E_{\text{pit}} - E_{\text{corr}} $	760	1690	1630





*Fig. 6. SEM and EDX showing the corrosion morphology of Ti Implant after corrosion test in various electrolytes at  $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$ . a) 0.9% NaCl, b) AS Solution, c) SBF*

## 4. 결론

본 연구에서는 용액을 달리한 Ti-6Al-4V 임플란트의 전기화학적 안정성을 조사한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 양극분극시험결과, SBF용액과 AS에서 실험한 경우의 전류밀도가 0.9% NaCl에서 얻은 전류밀도보다 낮게 나타나 전기화학적 안정성이 우수하였다.
2. 부동태 안정성 시험 결과, SBF 용액과 AS용액에서 일정한 전위 250mV에서 전류밀도가 시간에 따라 비슷한 수치를 보였으며, 0.9% NaCl 용액의 경우는 다른 용액에 비하여 높은 전류밀도 값을 나타내었다.
3. 순환동전위 시험 결과, SBF 용액과 AS용액의 경우 표면에 많은 부식생성물의 형성으로 공식전위가 높고,  $|E_{\text{pit}} - E_{\text{corr}}|$  값이 0.9% NaCl 용액의 경우보다 높게 나타나 내공식성이 우수하였다.

## 5. 참고문헌

1. Davies JE, Lowenberg B, Shiga A(1990). The bone-titanium interface in vitro. *J Biomed Mat Res* 24:1289-1306.
2. Therin M, Meunier A, Christel P(1991). A histomorphometric comparison of the muscular tissue reaction to stainless steel, pure titanium and titanium alloy implant materials. *J Mat Sci Mat in Med* 2:1-8.
3. Krupa D, Baszkiewicz J, Kozubowski JA, Barcz A, Sobzak JW, Bilinski A, Lewandowska-Szumiel MD, Rajchel B(2001). Effect of calcium-ion implantation on the corrosion resistance and biocompatibility of titanium. *Biomaterials* 22:2139-2151.
4. Brauner H (1993). Corrosion resistance and biocompatibility of physical vapour deposition coatings for dental applications. *Surf Coat Technol* 62:618-625.
5. Giglio E, Guascito MR, Sabbatin L, Zambonin G(2001). Electropolymerization of pyrrole on titanium substrates for the future development of new biocompatible surfaces. *Biomaterials* 22:2609-2616.
6. Groot K, Geesink R, Klein CPAT, Serekian P(1987). Plasma sprayed coatings of hydroxyapatite. *J Biomed Mater Res* 21:1375-1381.
7. Hanawa T, Asami K, Asaoka K(1996). Microdissolution of calcium ions from calcium-ion-implanted titanium. *Corros Sci* 38:1579-1594.
8. Choe HC, Hong KS, Ko YM, Kim BO(2006), Surface analysis of clinically failed dental implant fixture, *J. Kor Inst Met & Mater*, 44:400-411
9. Buser D, Schenk S, Steinemann JP, Fiorellini CH, Fox H Stich(1991). Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implant: A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res*

25:889-902.

10. Lee JKJ, Choe HC, Chung CH(2004), Analysis of fractured implant fixture after prolonged implantation, *Metals and Materials International* 10:327-335

11. Han MJ, Choe HC, Chung CH(2005), Surface characteristics of clinically used dental implant screw, *Metals and Materials International* 11:449-459

12. HC Choe(2001), Effects of nitrogen ion implantation on the surface characteristics of iron aluminides, *Surface & Coatings Tech.* 148:77-87

13. Jones DA(1992). Principles and prevention of corrosion, Maxwell Macmillan international editions pp.243-285..

14. Son MK, Choe HC, Chung CH(2004). Corrosion behavior between dental implant abutment and cast gold alloy. *Metals and Materials International* 10:153-159.

15. Li C, Zheng YF, Zhao LC(2006). Electrochemical corrosion behavior of  $Ti_{44}Ni_{47}Nb_9$  alloy in simulated body fluids. *Materials Science & Eng.*, in press

## 감사의 글

이 논문을 마무리 하면서 부족한 저에게 따뜻한 관심과 열정적인 가르침으로 곁에서 많이 격려해주신 지도교수 최한철 교수님께 깊은 감사를 드립니다.

그리고 연구와 강의로 바쁘신 가운데에도 제 학위 논문 심사를 흔쾌히 맡아주시고, 많은 조언을 해주신 김홍중 교수님께도 깊은 감사를 드립니다.

실험하는 동안 여러 가지 많은 도움 주시고 조언을 해주셨던 치과재료학 교실 식구들에게도 깊은 감사를 드립니다.

그리고 오늘이 있기까지 항상 따뜻한 관심과 사랑으로 늘 함께 해주었고, 힘들고 어려울 때마다 끈임 없이 힘이 되어주었던 사랑하는 가족들과 주위의 모든 분들께도 깊은 감사의 마음을 전합니다.

2007. 12  
저자 김태한

# 저작물 이용 허락서

학 과	치의공학과	학 번	20057306	과 정	석사
성 명	한글: 김 태 한    한문: 김 태 한    영문 :				
주 소	경상남도 진주시 신안동 412 삼진 빌라 309				
연락처	E-MAIL : kit-dh@hanmail.net				
논문제목	<b>한글 : 다양한 전해액에서 치과용 임플란트의 전기화학적 안정성 평가</b> <b>영문 : <i>Estimation of Electrochemical Stability of Dental Implant in Various Electrolytes</i></b>				

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.

2008 년 2 월 일

저작자: 김 태 한 (서명 또는 인)

조선대학교 총장 귀하