

2
0
0
9
년

2009년 2월
석사학위논문

2
월

석
사
학
위
논
문

치과용 어버트먼트 나사의 다양한 전해액에서 부식거동

치
과
용
어
버
트
먼
트
나
사
의
다
양
한
전
해
액
에
서
부
식
거
동

고
장
혁

조선대학교 대학원

치 의 학 과

고 장 혁

치과용 어버트먼트 나사의 다양한 전해액에서 부식거동

Corrosion Behaviors of Dental Abutment Screw in the
Various Electrolytes

2009年 2月 25日

조선대학교 대학원

치 의 학 과

고 장 혁

치과용 어버트먼트 나사의 다양한
전해액에서 부식거동

지도교수 고 영 무

이 논문을 치의학석사 학위 신청논문으로 제출함

2008年 10月 日

조선대학교 대학원

치 의 학 과

고 장 혁

고장혁의 석사학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 최 한 철 인

위 원 조선대학교 교수 고 영 무 인

위 원 조선대학교 교수 김 병 훈 인

2008년 11월 일

조선대학교 대학원

목 차

영문초록	iv
I. 서 론	1
II. 연구재료 및 방법	3
III. 연구성적	6
V. 결 론	18
참고문헌	19
감사의글	22

LIST OF TABLES

Table 1. The condition of electrochemical corrosion test	5
Table 2. The chemical composition of electrolyte for corrosion test	5
Table 3. Corrosion potential(E_{corr}), corrosion current density(I_{corr}) and current density($I_{300\text{mV}}$) of various abutment screw types after potentiodynamic test in 0.9% NaCl, SBF and AS solution at $36.5\pm 1^\circ\text{C}$	12

LIST OF FIGURES

Fig.1. Schematic diagram of the electrochemical corrosion tester	4
Fig. 2. FE-SEM micrographs shown the surface of abutment (A Co.)	6
Fig. 3. FE-SEM micrographs shown the surface of abutment (B Co.)	7
Fig. 4. FE-SEM micrographs shown the surface of abutment (C Co.)	7
Fig. 5. FE-SEM micrographs shown the surface of abutment (D Co.)	8
Fig. 6. FE-SEM micrographs shown the surface of abutment (E Co.)	8
Fig. 7. Polarization curves from various types of abutment screw after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at $36.5\pm 1^\circ\text{C}$	10
Fig. 8. Polarization curves from various types of abutment screw after potentiody namic test in SBF solution at $36.5\pm 1^\circ\text{C}$	11
Fig. 9. Polarization curves from various types of abutment screw after potentiody namic test in AS solution at $36.5\pm 1^\circ\text{C}$	11
Fig.10. FE-SEM micrographs and EDX peaks shown the corrosion morphology of abutment screw after corrosion test in various electrolytes at $36.5\pm 1^\circ\text{C}$ (A Co.). (a) 0.9% NaCl, (b) AS solution	13
Fig.11. FE-SEM micrographs and EDX peaks shown the corrosion morphology of abutment screw after corrosion test in various electrolytes at $36.5\pm 1^\circ\text{C}$ (B Co.). (a) 0.9% NaCl, (b) AS solution	14
Fig.12. FE-SEM micrographs and EDX peaks shown the corrosion morphology of abutment screw after corrosion test in various electrolytes at $36.5\pm 1^\circ\text{C}$ (C Co.). (a) 0.9% NaCl, (b) AS solution	15
Fig.13. FE-SEM micrographs and EDX peaks shown the corrosion morphology of abutment screw after corrosion test in various electrolytes at $36.5\pm 1^\circ\text{C}$ (D Co.). (a) 0.9% NaCl, (b) AS solution	16
Fig.14. FE-SEM micrographs and EDX peaks shown the corrosion morphology of abutment screw after corrosion test in various electrolytes at $36.5\pm 1^\circ\text{C}$ (E Co.). (a) 0.9% NaCl, (b) AS solution	17

ABSTRACT

Corrosion Behaviors of Dental Abutment Screw in the Various Electrolytes

Ko, Jang-Hyuk

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

Dept. of dentistry,

Graduate School of Chosun University

Titanium and its alloy have been widely used in dental abutment screw. Estimation of electrochemical stability of dental abutment screw in various electrolytes have been researched by using electrochemical methods. Dental abutment screw was used for corrosion test in 0.9% NaCl, artificial saliva, and simulated body fluids.

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

The results were as follows:

1. All abutments showed the mechanical defects and scratch in the screw surface and degree of surface roughness of A, B and C samples was lower than that of D and E ones.

2. From the results of potentiodynamic test in various solution, the current density of C sample tested in SBF and AS solution was lower than that of D and E sample tested in 0.9% NaCl solution.

3. The current density of all samples tested in SBF and AS solution showed similar values, whereas, the current density of all samples tested in 0.9% NaCl solution showed higher than that of SBF and AS solution.

I. 서 론

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

임플란트와 관련한 문제점으로는³⁻⁷⁾ 임플란트와 치조골간의 골유착 파괴, 임플란트 파절, 임플란트와 상부보철물 연결부의 손상, 상부 보철물의 파절, 시멘트의 파괴, 유지나사의 풀림 및 파절, 치조골의 손실 등을 들 수 있다. 이러한 다양한 문제점 중 특히 임플란트 지대나사의 풀림은 임플란트 보철과 관련된 중요한 임상적 문제라 할 수 있는데 임플란트 지대나사의 풀림과 관련하여 Ekfeldt⁸⁾ 등은 단일 임플란트 보철물에 대한 임상적 평가에서 가장 두드러진 문제점이 지대나사의 풀림이고 그 빈도는 48%에 달한다고 하였으며, Laney⁹⁾ 등은 단일 치아 임플란트의 3년간 연구에서 가장 큰 문제점은 지대나사의 풀림현상이고 이러한 나사풀림으로 인해 구강위생이 불결해지며 주변조직에 염증이 생기고 상부 보철물이 파절될 수 있으며 궁극적으로는 골유착이 파괴될 수 있다고 하였다.

따라서 임플란트 지대나사의 풀림의 원인을 규명하고 이를 방지하기 위한 연구가 활발하게 진행되어 왔다. Jorneus¹⁰⁾ 등은 지대나사의 재료와 설계가 나사연결부의 안정성에 영향을 미치는 인자라고 지적하였으며 Tolman¹¹⁾ 등은 나사풀림의 원인으로 부적절한 설계원칙, 잘 맞지 않는 금속골격, 구성성분의 기계적 부조화, 교합관계와 저작기능의 문제 등의 원인을 지적하였고, Kohavi¹²⁾ 는 임플란트 보철물에 가해지는 과 하중이나 굽힘력에 의해 나사풀림이나 파절이 발생할 수 있다고 하였다. 이처럼 지대나사의 풀림현상과 연

관하여 다수의 논의가 이루어지고 있는 바, 본 연구에서는 임플란트 구성재료의 부식저항성에 초점을 맞추어 실험하였다.

임플란트 구성 재료 및 주조시 결합에 의해 야기되는 또 다른 중요한 문제 중의 하나가 부식이다. 부식이란 어떤 물질, 특히 금속이 환경과 반응하여 파괴되는 것으로 정의할 수 있다^{13,14}. 치과 영역에서는 40 여년전 치과용 합금의 갈바닉 부식에 대한 과학적인 연구¹⁵가 발표된 이후 부식에 대해 고려하기 시작하였으며 이들 대부분의 초기연구들은 아말감과 금의 고전적인 결합에 의한 부식을 언급하였다. 임플란트에 대한 부식은 고정체와 상부 구조물간의 이종금속으로 인한 갈바닉 부식에 대한 연구^{16,17}가 활발히 진행되어왔고, 최근에 이르러 지대주의 상부 구조물의 재료에 따른 갈바닉 부식에 대한 연구가 보고되고 있다^{18,19}. 그러나 이러한 갈바닉 부식에 관한 많은 연구와 대조적으로 단일치아 임플란트에서 상부구조에 사용된 합금과 지대주의 접촉으로부터 야기된 갈바닉 부식 및 주조시 발생하는 틈으로 인한 틈부식 (crevice corrosion)에 대한 연구는 미비하며 지대주와 주조합금의 접합에 관한 몇몇 논문들²⁰⁻²³도 지대주와 주조합금 사이의 적합의 오차로 인해 야기되는 틈부식의 위험성에 대해서 언급하지 않았다.

치과용 임플란트의 사용 환경은 구강환경인 인공타액과 매식되었을 때는 인공유사체액에 접하기 때문에 이러한 표면처리 된 임플란트가 각각 다른 용액에서 어떻게 이온이 용출되고 있는지를 전기화학적인 방법으로 고찰할 필요가 있다. 즉 치과용 임플란트는 체내에 매식되었을 경우, 구강 내에서 타액과 골 내에서는 체액과 반응하는 특수성이 있어 다양한 용액에 노출되어 부식특성이 다르게 나타날 것으로 생각되지만 지금까지의 연구는 주로 내식성의 평가에 있어서 인공타액이나 0.9% NaCl 용액에서 시험하고 평가한 것이 대부분이었다.

따라서 본 연구에서는 제조 판매되는 어버트먼트 나사를 이용하여 Cl 이온이 함유한 구강 내 용액, 체내 용액, 그리고 0.9% NaCl 용액에서 전기화학적 방법을 통해 부식특성을 조사하였다.

2. 실험재료 및 방법

2-1. 시편 준비

본 연구에서 사용된 시편은 국내업체 다섯 개 회사를 선별하여 사용하였으며 재질은 Cp-Ti를 사용하였다. 모든 어버트먼트 나사선은 기계적 가공이 처리된 시편이었으며 표면특성을 관찰하기 위해 FE-SEM(field emission scanning electron microscopy)과 EDX(energy dispersive x-ray spectroscopy) 분석을 시행하였다.

2-2. 여러 가지 용액에서 전기화학적 시험

전해액에서 부식특성을 평가하기 위하여 부식 전해액으로써 pH가 7.5인 simulated body fluid(SBF), pH가 5.5인 Fusayama-meyer용액인 artificial saliva(AS)을 준비하고, pH가 7.0인 0.9% NaCl 용액을 대조군으로 하여 평가하였다. 여기서 0.9% NaCl은 실험실적으로 부식성을 고찰하기 위한 용액으로 사용되며 실제로 SBF와 AS용액에서의 부식거동은 의미가 있다. 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 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 시편은 FE-SEM과 EDX를 사용하여 표면을 관찰하였다.

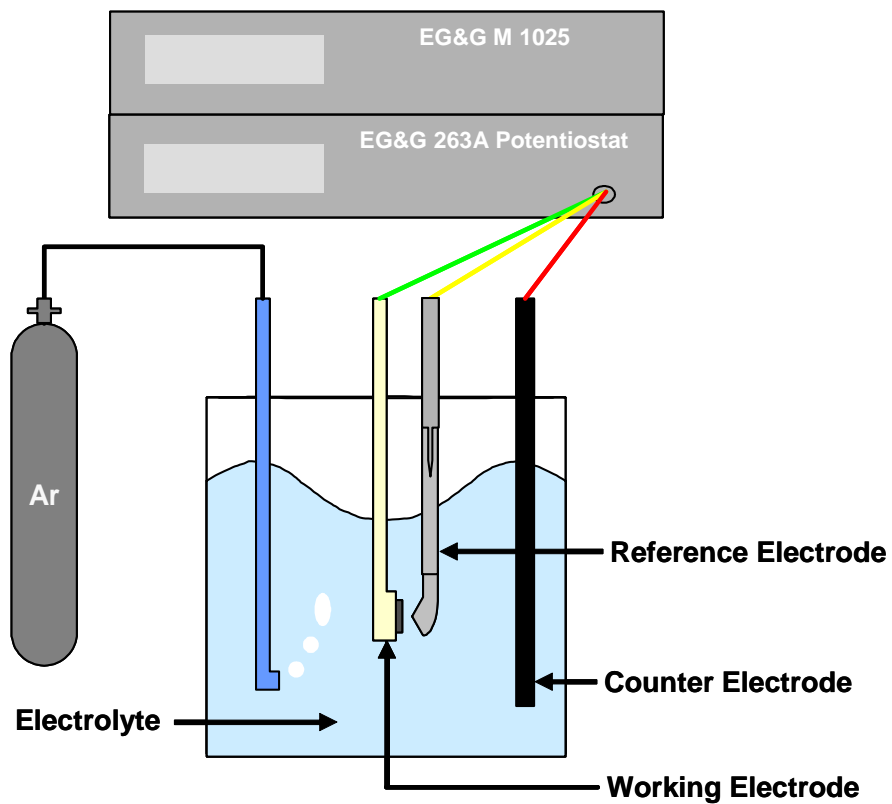


Fig. 1. Schematic diagram of the electrochemical corrosion tester.

Table 1. The condition of electrochemical corrosion test

Potentiodynamic test	Solution	0.9% NaCl SBF Artificial Saliva
	Working electrode	samples
	Counter electrode	High dense carbon
	Reference electrode	SCE
	Scan rate	1.667 mV/s
	Potential range	-1500~ 2000mV
	Temp	36.5±1℃

Table 2. The chemical composition of eletrolyte for corrosion test

Fusayama-meyer solution		SBF (Simulated Body Fluid)	
NaCl	0.4g	NaCl	7.9949g
KCl	0.4g	NaHCO₃	0.3528g
CaCl₂ · 2H₂O	0.906g	KCl	0.2235g
NaH₂PO₄ · 2H₂O	0.690g	K₂HPO₄	0.147g
Na₂S · 9H₂O	0.005g	MgCl · 6H₂O	0.305g
Urea	1.0g	CaCl₂	0.2775g
Distilled Water	1000ml	Na₂SO₄	0.071g
		Distilled Water	1000ml

3. 실험 결과 및 고찰

3-1. 주사전자현미경에 의한 임플란트 표면관찰

Fig. 2 ~ 6 은 각 회사의 어버트먼트 나사산을 주사전자현미경으로 관찰한 것이며 기계적 가공으로 인한 표면의 거칠기가 부여되었다. 전체적인 어버트먼트 나사산 표면을 보면 깨끗하고 매우 매끄럽게 보이지만 나사산 부분을 확대해 보면 표면에 기계적 가공에 의한 스크래치가 다량 형성되었음을 보여주었고 각 회사마다 각기 다른 거칠기가 부여됐음을 알 수 있었다. A, B, C Co. 경우 어버트먼트 나사산 표면의 거칠기가 매우 매끄러운 표면을 나타내었으나 D, E Co. 경우 매우 거칠고 요철이 심한 것을 확인할 수 있었다. 이러한 불규칙한 거칠기 부여는 구강 내에서 Cl 이온에 의한 금속원소의 용출을 유발할 수 있으며 결국 임플란트와 나사산 사이의 풀림현상⁷⁾ 및 파절²⁴⁾ 되는 결과를 초래할 수 도 있다.

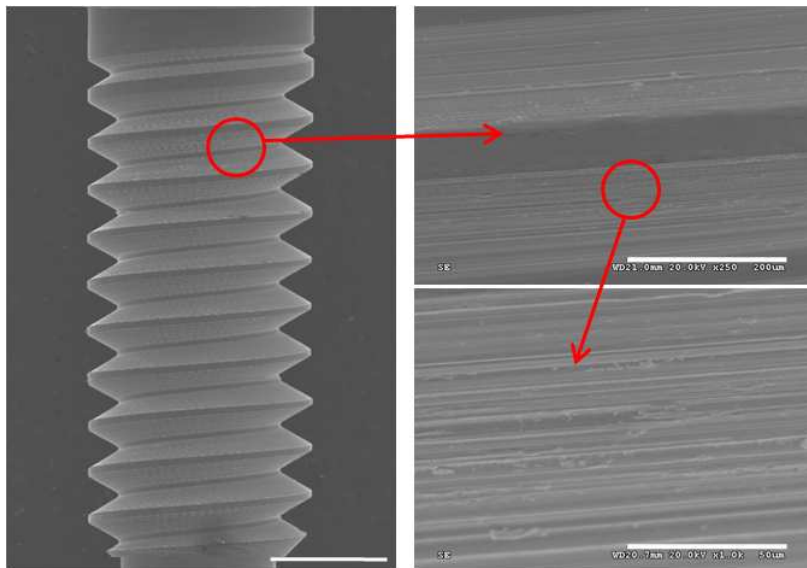


Fig. 2. FE-SEM micrographs shown the surface of abutment (A Co.).

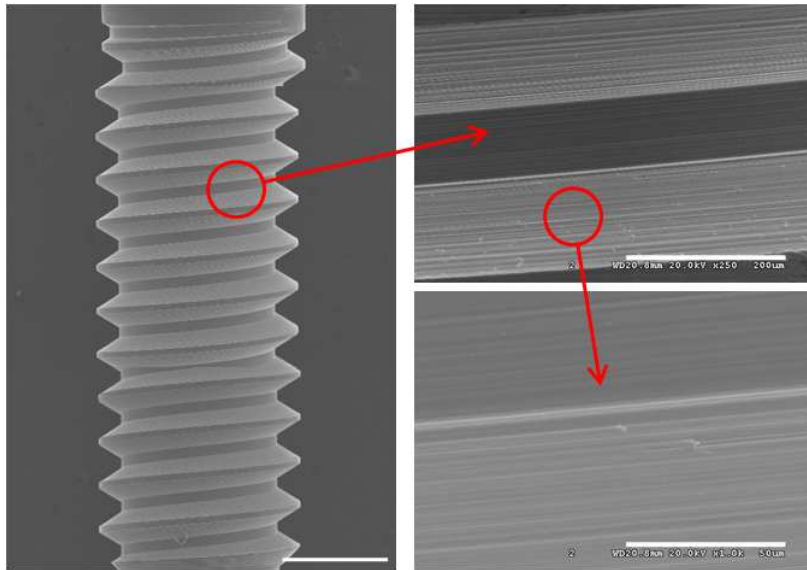


Fig. 3. FE-SEM micrographs shown the surface of abutment (B Co.).

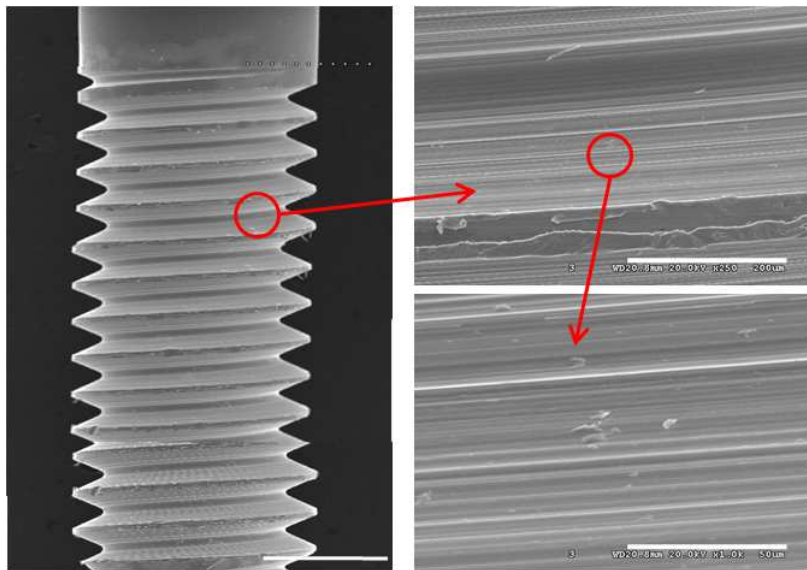


Fig. 4. FE-SEM micrographs shown the surface of abutment (C Co.).

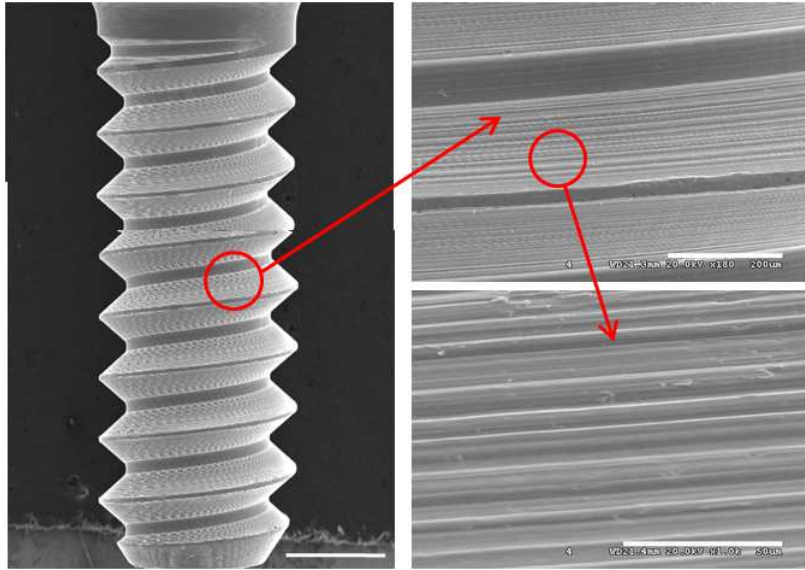


Fig. 5. FE-SEM micrographs shown the surface of abutment (D Co.).

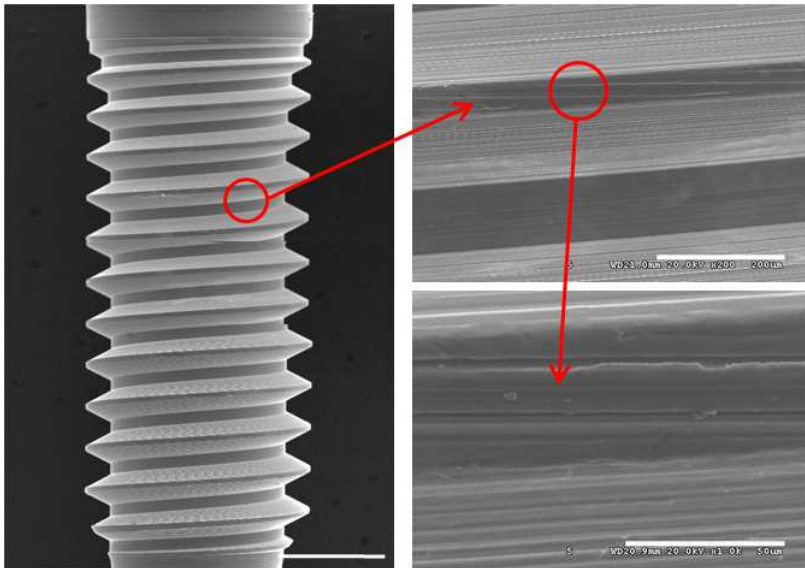


Fig. 6. FE-SEM micrographs shown the surface of abutment (E Co.).

3-2. 여러 가지 용액에서 양극분극특성

Fig. 7 ~ 9 는 각 회사의 어버트먼트 나사산을 0.9% NaCl, SBF 그리고 인공타액 용액에서 양극분극특성을 조사한 곡선이다. Fig. 7을 보면 0.9% NaCl 용액에서 각 회사의 부식전위(E_{corr})값은 A Co.에서 -350 mV, B Co.에서 -490mV, C Co.에서 -270, D Co.에서 -550mV 및 E Co.에서는 -490mV를 보여 C Co.에서 내식성이 우수하다는 것을 알 수 있었다. 또한 부식전류밀도 (I_{corr}) 값은 A Co.의 경우에는 $1.914 \times 10^{-6} \mu A/cm^2$, B Co.는 $3.183 \times 10^{-6} \mu A/cm^2$, C Co.는 $7.163 \times 10^{-7} \mu A/cm^2$, D Co.는 $6.412 \times 10^{-6} \mu A/cm^2$ 그리고 E Co.는 $1.415 \times 10^{-4} \mu A/cm^2$ 로 나타났다. 또한, Table 3에서 알 수 있듯이 구강내의 전위(I_{300mV})에서 나타나는 전류밀도는 A Co.의 경우에는 $1.053 \times 10^{-5} \mu A/cm^2$, B Co.는 $1.231 \times 10^{-4} \mu A/cm^2$, C Co.는 $3.268 \times 10^{-6} \mu A/cm^2$, D Co.는 $4.399 \times 10^{-4} \mu A/cm^2$ 그리고 E Co.는 $7.625 \times 10^{-4} \mu A/cm^2$ 로 나타났다. 전반적으로 경향을 살펴보면 일반적으로 사용하는 0.9% NaCl용액 내에서 임플란트의 내식성은 A, B, C Co.가 D, E Co.보다 내식성이 우수하다는 것을 알 수 있다. 이러한 이유는 A, B, C Co. 어버트먼트 나사산 거칠기가 D, E Co.의 거칠기에 비하여 매끄러운 표면을 가졌기 때문이라고 생각된다. 또한 Fig. 8, 9를 보면 SBF나 AS 용액에서도 유사한 거동이 나타났다.

가장 내식성이 우수한 C Co. 와 가장 내식성이 좋지 않은 E Co.를 0.9% NaCl, SBF 그리고 AS 용액에서의 양극분극특성을 조사해 보면 각각의 용액에서 C Co.의 부식전위(E_{corr})값은 0.9% NaCl에서 -270 mV, SBF용액에서는 -780 mV, 및 AS용액에서는 -710 mV를 보였고 E Co.의 부식전위(E_{corr})값은 0.9% NaCl에서 -490 mV, SBF용액에서는 -690 mV, 및 AS용액에서는 -960 mV를 보여 모든 회사에서 0.9% NaCl용액의 부식전위 값이 높음을 알 수 있었으나 C Co.에 대한 0.9% NaCl의 부식전류밀도(I_{corr}) 값은 $7.163 \times 10^{-7} A/cm^2$, SBF는 $4.306 \times 10^{-8} A/cm^2$ 그리고 AS는 2.389×10^{-7} 로 나타나 전반적인 경향을 살펴보면 AS나 SBF용액에서 임플란트의 내식성은 0.9% NaCl용

액에서 내식성에 비해 높음을 알 수 있는데 이는 Table 2의 용액의 성분에서 알 수 있듯이 Ca, Na, Mg등을 포함하는 부식생성물이 표면에 덮임으로써 내식성에 크게 영향을 미쳤을 것으로 생각된다²⁵⁾.

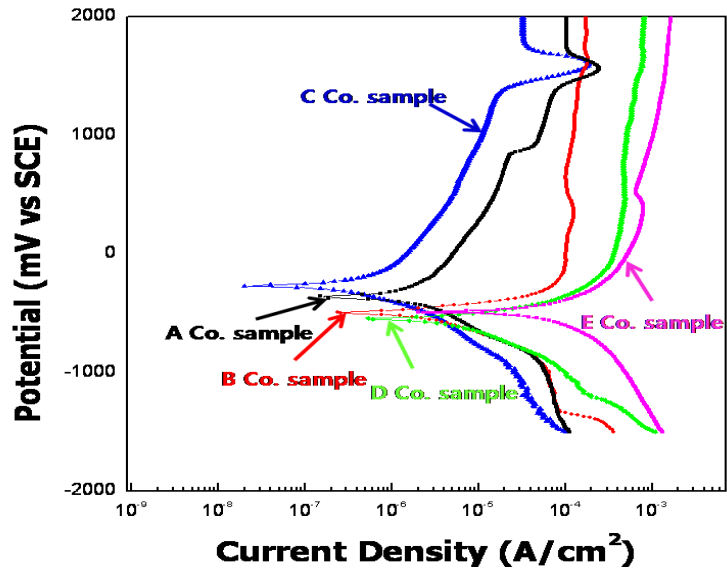


Fig. 7. Polarization curves from various types of abutment screw after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C.

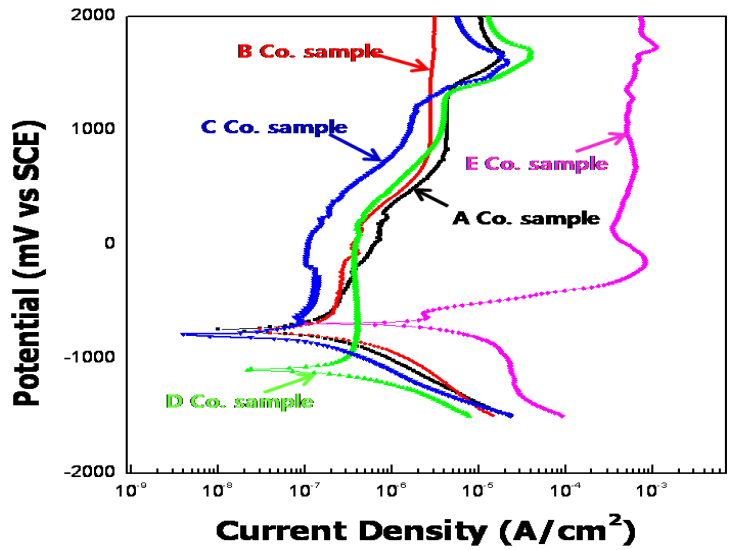


Fig. 8. Polarization curves from various types of abutment screw after potentiodynamic test in SBF solution at $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$.

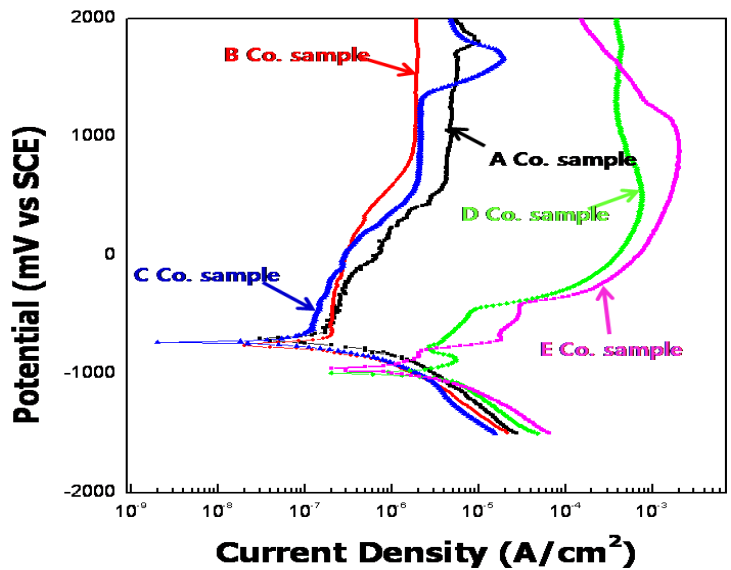


Fig. 9. Polarization curves from various types of abutment screw after potentiodynamic test in AS solution at $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$.

Table 3. Corrosion potential(E_{corr}), corrosion current density(I_{corr}) and current density(I_{300mV}) of various abutment screw types after potentiodynamic test in 0.9% NaCl, SBF and AS solution at $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$

Data	A ^ㅅ sample	B ^ㅅ sample	C ^ㅅ sample	D ^ㅅ sample	E ^ㅅ sample	
0.9% NaCl	I_{corr} (A/cath)	1.914×10^{-6}	3.183×10^{-6}	7.163×10^{-7}	6.412×10^{-6}	1.435×10^{-4}
	I_{300mV} (A/cath)	1.053×10^{-5}	1.231×10^{-4}	3.268×10^{-6}	4.399×10^{-4}	7.625×10^{-4}
	E_{corr} (mV)	-350	-490	-270	-550	-490
SBF	I_{corr} (A/cath)	2.863×10^{-7}	2.391×10^{-7}	4.306×10^{-8}	3.249×10^{-7}	9.261×10^{-5}
	I_{300mV} (A/cath)	8.502×10^{-7}	6.509×10^{-7}	2.186×10^{-7}	5.282×10^{-7}	4.214×10^{-4}
	E_{corr} (mV)	-750	-740	-780	-1100	-690
AS	I_{corr} (A/cath)	1.043×10^{-7}	2.255×10^{-7}	2.389×10^{-7}	3.514×10^{-6}	2.742×10^{-6}
	I_{300mV} (A/cath)	7.549×10^{-7}	4.894×10^{-7}	5.829×10^{-7}	6.738×10^{-4}	1.206×10^{-3}
	E_{corr} (mV)	-730	-760	-710	-990	-960

결론적으로 구강에 매식되는 치과 임플란트는 구강내의 타액에 노출이 되고 매식이된 후에는 체액에 노출이 됨으로써 각각의 부분에서 임플란트 재료의 내식성을 고찰하는 것에 의미가 있으며 0.9% NaCl 용액에 비해서 SBF 혹은 AS 용액이 내식성을 덜 감소시키는 것으로 나타났다.

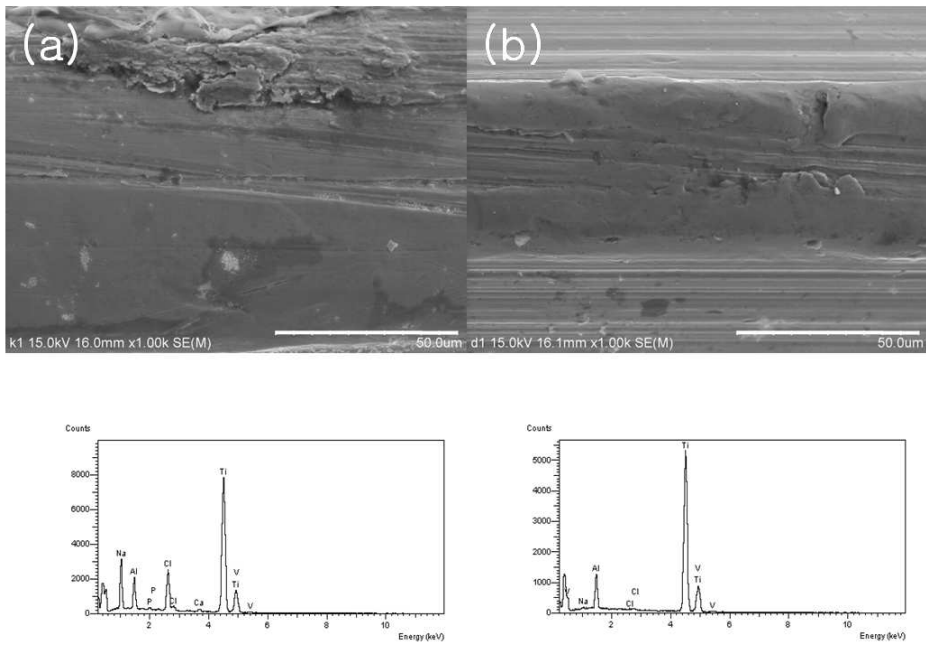


Fig. 10. FE-SEM micrographs and EDX peaks shown the corrosion morphology of abutment screw after corrosion test in various electrolytes at $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$ (A Co.).

(a) 0.9% NaCl

(b) AS solution

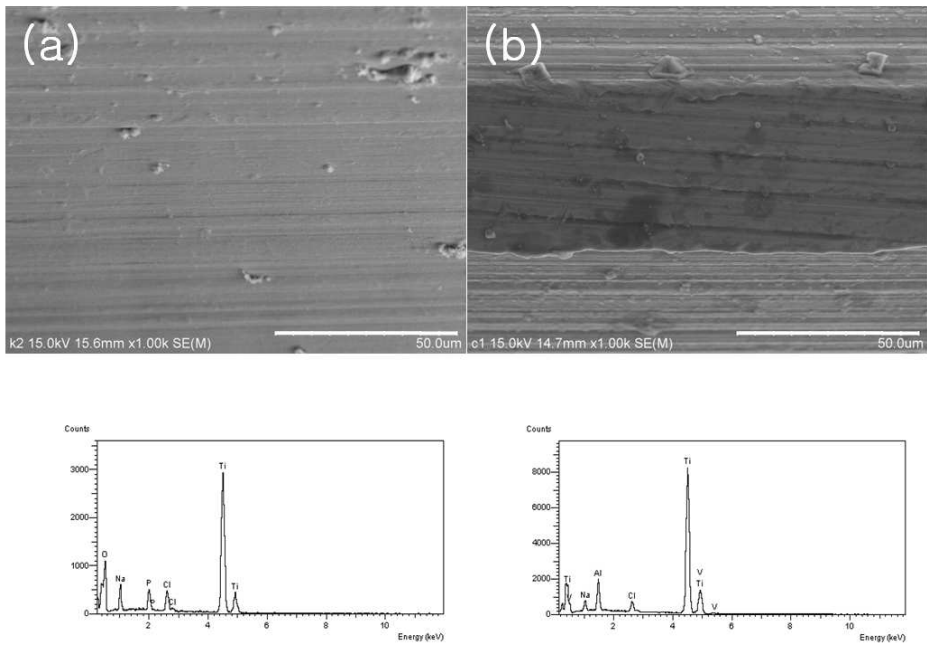


Fig. 11. FE-SEM micrographs and EDX peaks shown the corrosion morphology of abutment screw after corrosion test in various electrolytes at $36.5\pm 1^\circ\text{C}$ (B Co.).

(a) 0.9% NaCl

(b) AS solution

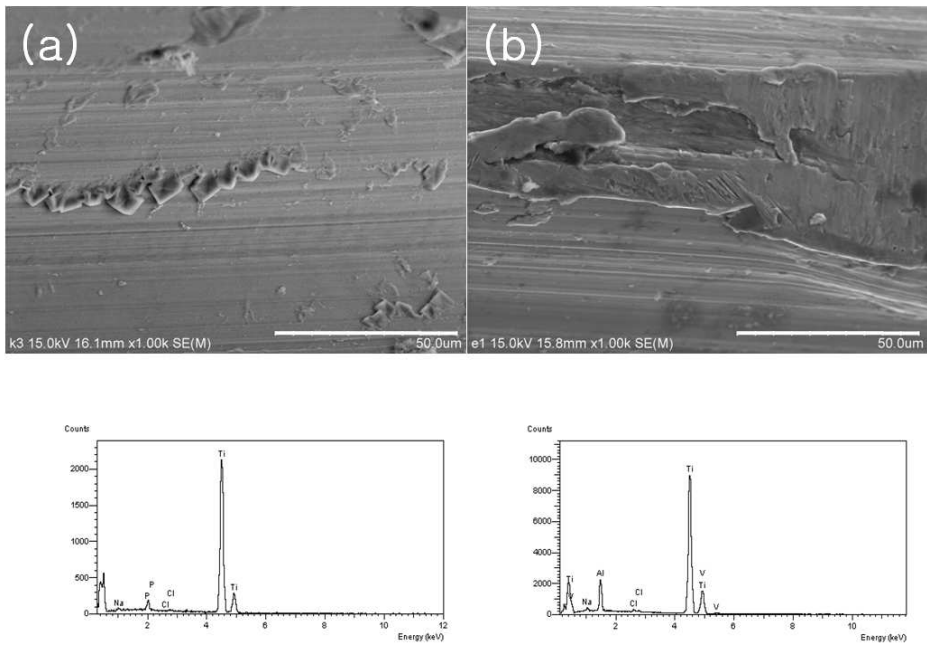


Fig. 12. FE-SEM micrographs and EDX peaks shown the corrosion morphology of abutment screw after corrosion test in various electrolytes at $36.5\pm 1^\circ\text{C}$ (C Co.).

(a) 0.9% NaCl

(b) AS solution

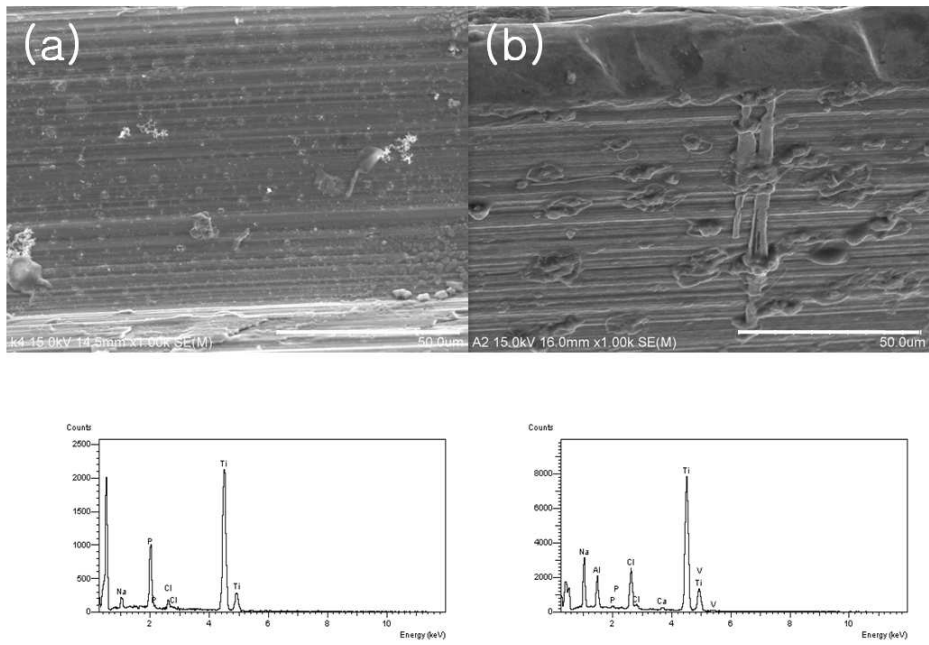


Fig. 13. FE-SEM micrographs and EDX peaks shown the corrosion morphology of abutment screw after corrosion test in various electrolytes at $36.5\pm 1^\circ\text{C}$ (D Co.).

(a) 0.9% NaCl

(b) AS solution

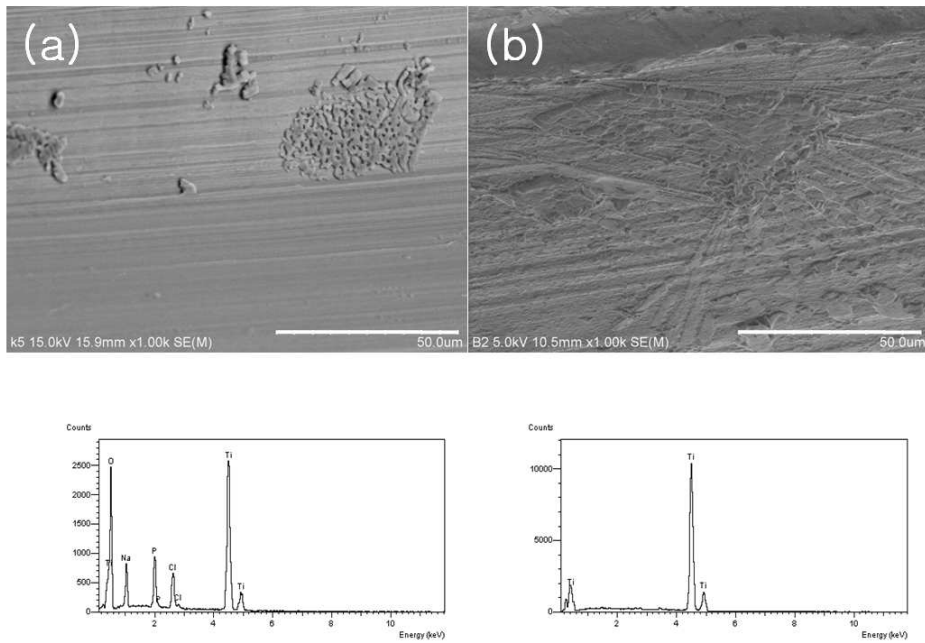


Fig. 14. FE-SEM micrographs and EDX peaks shown the corrosion morphology of abutment screw after corrosion test in various electrolytes at $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$ (E Co.).

(a) 0.9% NaCl

(b) AS solution

4. 결 론

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

1. 모든 시편의 표면에서 기계적인 스크래치가 발견되었으며 A, B, C Co. 어버트먼트 나사 표면의 거칠기는 D, E Co.의 것에 비하여 매끄러운 표면을 나타냈다.
2. 모든 전해액에서 부식실험 한 결과, C Co. 시편이 가장 낮은 전류밀도를 나타내었으며 D와 E Co.의 시편이 가장 높은 전류밀도를 보였다.
3. 모든 시편이 SBF와 인공타액에서 비슷한 전류밀도 값을 보였으며 0.9% NaCl 용액에서 전류밀도 값이 증가하는 경향을 보여 내식성이 가장 낮았다.

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. Kang YM, Lim JH, Cho IH(2006). A study on the abutment screw loosening of dental implants. *Int J Prosthodont* 34(1):1-14.
4. Beaty, K(1994). The role of screw in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9:52-54.
5. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD(1993). Torque required to loosen single-tooth implant abutment screw before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 6(5):435-439.
6. Binon PP(1995). Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 8:162-178.
7. Binon PP, Weir D, Watanabe L, Walker L(1992). Implant component compatibility. Chicago, Quintessence.
8. Ekfeldt A, Carlsson GE, Borjesson G(1988). Clinical evaluation of the single tooth restorations supported by osseointegrated implant: A retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implant* 9:179-183.
9. Laney WR, Jemt T, Harris D(1994). Osseointegrated implants for single-tooth replacement: Progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9:49-54.

10. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L(1992). Load and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7:353-359.
11. Tolman DE, Laney WR(1992). Tissue-integrated prosthesis complications. *Int J Oral Maxillofac Implant* 7:477-484.
12. Kohavi D(1993). Complications in the tissue integrated prostheses component: clinical and mechanical evaluation. *J Oral Rehabilitation* 20:413-422.
13. 이학열, 금속부식공학 1995, 90-104
14. Herbert HU, Revie RW(1985). Corrosion and corrosion control
15. Lain ES, Schriever W, Caughron GS(1940). Problem of electrogalvanism in the oral cavity caused by dissimilar dental materials. *J Am Dent Assoc* 27:1765.
16. Geis-Gestorfer J, Weber H(1988). Corrosion resistance of the implant materials contumet 35, Memory and vitallium in artificial physiological fluids. *Int J Oral Maxillofac Implants* 3:135-140.
17. Geis-Gestorfer J, Weber H(1989). In vitro substance loss due to galvanic corrosion in Ti implant/ Ni-Cr superconstruction systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4:119-123.
18. Hulterstrom M, Nilsson U(1991). Cobalt-chromium as a framework material in implant-suppoorted fixed prostheses A preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:475-480.
19. Hulterstrom M, Nilsson U(1994). Cobalt-chromium as a framework material in implant-suppoorted fixed prostheses A 3-Year Follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9:449-454.

20. Carr AB, Brantley WA(1993). Titanium alloy cylinder in implant framework fabrication a study of the cylinder-alloy interface. *J Prosthet Dent* 69(4): 391-397.
21. Carr AB, Brantley WA(1996). Characterization of noble metal implant cylinders as-received cylinders and cast interfaces with noble metal alloys. *J Prosthet Dent* 75(1):77-85.
22. Geis-Gestorfer J, Weber H(1987). Fundamental aspects of the methodics of potentiodynamical polarization measurements on dental alloys in artificial saliva. *Dtsch Zahnartztl* 42:91-97.
23. Patric DR(1992). Interfacial character/strength between cast metals and implant prosthetic components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7:127.

감사의 글

2년이란 대학원 생활을 통하여, 일생을 보냄에 있어 피가 되고 살이 되는 좋은 경험을 많이 하였고, 많은 분들의 따뜻한 관심과 애정 어린 질책 속에 또 다시 한층 성숙해질 수 있었습니다. 진정한 이 시대의 지식인으로서 소양과 자세를 일깨워 준 모든 분들께 한 분씩 찾아 뵙지 못하고 이렇게 지면으로나마 감사의 인사를 드리고자 합니다.

먼저, 연구와 강의로 바쁘신 가운데도 논문이 완성되기까지 자상하게 인도해 주시고 방향에 대하여 넓은 안목으로 키워주신 지도해주신 고영무, 최한철, 김병훈 세분의 교수님과 김원기, 정용훈, 장승현 이하 도움을 주신 조교 선생님들 꼼꼼한 행정업무를 진행해주신 황영선 선생님께 진심으로 깊은 감사를 드립니다.

입학에서부터 논문이 완성되기 까지 2년이란 배움의 여정이 힘들지 않고 즐거울 수 있게 철없는 막내 동생 투정 받아 주시면서 동거 동락해온 두분의 동기 권순성, 박진태 원장님과 선배 신정제, 하우형, 노상복 원장님들과 조대치 재교실 여러 원장님들께 고마움을 전합니다. 각자의 분야에서 건승하시길 진심으로 기원 합니다.

끝으로, 지금까지 변함 없는 믿음과 사랑으로 저를 응원 해주신 사랑하는 부모님과 사랑하는 아들 고정우, 동생 고장호 아낌없는 격려와 배려를 주신 매형 류홍석원장님, 류앤고치과의원 스텝분 들, 응원해주신 골드치과의원 스텝분 들, 황종하, 류승태장로님께 감사의 마음을 전합니다. 이외에 제가 미처 언급하지 못한 고마운 분들이 너무나 많습니다.

그 분들의 이름 하나 하나를 되새기지 못함을 죄송하게 생각하며, 어느 곳에서 무엇을 하던, 인생의 선후배로서 그리고 친구로서 많은 관심과 애정을 가지고 저를 지켜 봐주셨던 모든 분들께 부끄럽지 않은 모습으로 다시 뵙 수 있도록 어디서든 최선을 다하겠습니다.

2009. 2

고 장 혁 올림

저작물 이용 허락서

학 과	치의학과	학 번	20077165	과 정	석사
성 명	한글: 고 장 혁 한문: 高 章 赫 영문 : Ko Jang-Hyuk				
주 소	서울 마포구 중동 395번지 동원월드타운아파트 101-1001호				
연락처	E-MAIL : donald9894@hanmail.net				
논문제목	한글 : 치과용 어버트먼트 나사의 다양한 전해액에서 부식거동 영문 : <i>Corrosion Behaviors Dental Abutment Screw in the Various Electrolytes.</i>				

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()

2009 년 2 월 일

저작자 : 고 장 혁 (서명 또는 인)

조선대학교 총장 귀하