

2007년 2월

박사학위논문

2007년
2월

박사학위논문

치과 임플란트의 임상사용 전후에
전기화학적 안정성 평가

치과 임플란트의 임상사용 전후에 전기화학적 안정성 평가

조선대학교 대학원

치 의 학 과

정 용 태

정용

태

치과 임플란트의 임상사용 전후에 전기화학적 안정성 평가

Evaluation of Electrochemical Stability of
Dental Implant before and after Clinical Use

2007年 2月 日

조선대학교 대학원

치 의 학 과

정 용 태

치과 임플란트의 임상사용 전후에
전기화학적 안정성 평가

지도교수 정 재 현

이 논문을 치의학 박사학위 논문으로 제출함.

2006년 12월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

정 용 태

정용태의 박사학위 논문을 인준함.

위원장 고려대학교 교 수 신 상 완 인

위 원 서울대학교 임상교수 윤 창 근 인

위 원 조선대학교 교 수 강 동 완 인

위 원 조선대학교 교 수 정 재 현 인

위 원 조선대학교 교 수 최 한 철 인

2006 년 12월 일

조선대학교 대학원

목 차

영문초록	v
I. 서 론	1
II. 연구재료 및 방법	3
III. 연구성적	7
IV. 총괄 및 고안	22
V. 결 론	29
참고문헌	30

표 목 차

Table 1. Composition of artificial solution(Fusayama-meyer type) used in this study.	5
---	---

도 목 차

Fig. 1. SEM showing the implant used in this study. (a)non clinical used implant .(b)used implant	3
Fig. 2. Schematic diagram of the electrochemical corrosion test	6
Fig. 3. SEM and EDS showing the surface morphology of the nonclinical used implant .(a)abutment (b)abutment/fixture (c)fixture	7
Fig. 4. SEM and EDS showing the surface morphology of the clinical used implant. (a) abutment (b) abutment/fixture (c) fixture	8
Fig. 5. Anodic polarization curves of the implant before and after clinical use after potentiodynamic test in artificial saliva solution at $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$	9
Fig. 6. Nyquist plots of the implant before and after clinical use after AC impedance test in artificial saliva solution at $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$	10
Fig. 7. Bode plots of the implant before and after clinical use after AC impedance test in artificial saliva solution at $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$	11
Fig. 8. Bode-phase plots of the implant before and after clinical use after AC impedance test in artificial saliva solution at $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$	11
Fig. 9. SEM showing the implant after potentiodynamic corrosion test.(a) non clinical use (b) clinical use	12
Fig. 10. SEM and EDS showing the surface morphology of the non clinical used implant . (a) abutment (b) abutment/fixture (c) fixture	13
Fig. 11. SEM and EDS showing the surface morphology of the clinical used implant . (a) abutment (b) abutment/fixture (c) fixture.	13
Fig. 12. OM showing the cross-sectioned surface morphology of the non clinical used implant after potentiodynamic test. (a)fixture (b) abutment/fixture	14
Fig. 13. SEM showing the cross-sectioned fixture surface morphology of the non clinical used implant after potentiodynamic test.	15
Fig. 14. SEM showing the cross-sectioned abutment/fixture surface morphology	

of the non clinical used implant after potentiodynamic test	15
Fig. 15. OM showing the cross-sectioned surface morphology of the non clinical used implant after potentiodynamic test	16
Fig. 16. SEM and EDS showing the cross-sectioned abutment screw surface morphology(a,b,c at Fig.15) of the non clinical used implant after potentiodynamic test	16
Fig. 17. SEM and EDS showing the cross-sectioned abutment screw surface morphology(d,e,f,g at Fig.15) of the non clinical used implant after potentiodynamic test	17
Fig. 18. OM showing the cross-sectioned surface morphology of the clinical used implant after potentiodynamic test. (a) abutment/fixture (b) fixture	18
Fig. 19. SEM showing the cross-sectioned abutment/fixture surface morphology of the clinical used implant after potentiodynamic test	18
Fig. 20. SEM showing the cross-sectioned fixture surface morphology of the clinical used implant after potentiodynamic test	19
Fig. 21. OM showing the cross-sectioned surface morphology of the clinical used implant after potentiodynamic test	19
Fig. 22. SEM and EDS showing the cross-sectioned abutment screw surface morphology(a,b,c,d at Fig.21) of the clinical used implant after potentiodynamic test	20
Fig. 23. SEM and EDS showing the cross-sectioned abutment, abutment/fixture and fixture surface morphology(e,f,g at Fig.21) of the clinical used implant after potentiodynamic test	20
Fig. 24. SEM and EDS showing the cross-sectioned fixture surface morphology(h,i at Fig.21) of the clinical used implant after potentiodynamic test	21

Evaluation of Electrochemical Stability of Dental Implant before and after Clinical Use

Jeong, Yong-Tae, D.D.S., M.S.D.

Director :Prof. Chung, Chae-Heon, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Dentistry,

Graduate School of Chosun University

Successful implant therapy requires a dynamic equilibrium between biological and mechanical factors. The biological factors are generally considered multifactorial, whereas mechanical factors has been associated with instability of implant fixture, abutment and abutment screw. Interface defects between the implant fixture screw, electrochemical methods. Implant system(abutment screws, abutment screw and abutment after function may be associated with Implant failure.

In this study, evaluation of electrochemical stability of implant system(in vivo and in vitro) has been researched by using abutment and titanium fixture;frialit) were retrieved from patients after clinically used for 5 years. The unused implant systems were prepared for control group. Surfaces of implant systems observed by using FE-SEM and EDS after cross-section of were retrieved implant systems. In order to manufacture implant systems like a clinically used one, type III gold alloy was used for suprastructure of the implant systems. To simulate an oral environment, the samples of clinically used and non-used implant systems as a working electrode were exposed to artificial saliva at $36.5\pm 1^{\circ}\text{C}$. In potentiodynamic method, the potentials were controlled at a scan rate of $1.66\text{mV}/\text{sec}$ by a potentiostat(EG&G Co, PARSTAT 2273, USA). The electrochemical impedance spectroscopy was performed (10 mHz to 100 kHz) in artificial solution at $36.5\pm 1^{\circ}\text{C}$. After electrochemical test, the corrosion morphology

of each sample was investigated by FE-SEM and EDS.

Before corrosion test, surface of clinically used implant system showed severely attacked by oral debris at crevice of interface between fixture, abutment and abutment screw. After corrosion test, corrosion potential (-750mV) and pitting potential(+100mV) of clinically used implant system showed lower than those(-300mV and +1000mV) of non used implant system and clinically used implant system exhibited a lower range of passivation, indicating a lesser degree of inherent resistance against chloride ion. From the observation of the sectioned segments with FE-SEM, surface of clinically used implant system showed a greater extent of crevice corrosion at interface between implant fixture, abutment screw and suprastructure. From impedance tests of implant systems, the polarization resistance($R_p: 9.27 \times 10^3 \Omega_{cm^2}$) decreased in the case of clinically used implant system, whereas, $R_p(9.66 \times 10^2 \Omega_{cm^2})$ for clinically non used implant system increased compared to clinically used implant system.

Conclusively the surface attack after corrosion may result in the implant system instability. Also, we recommend the use of implant system without galvanic characteristics and crevice between fixture, abutment screw, and abutment.

I. 서 론

근래에 환자의 의치사용의 기피, 기능 및 심미적 요구가 증대됨에 따라 치과 임플란트의 적용범위가 광범위 해짐으로서 수종의 치과 임플란트 시스템들이 개발되어 소개되고 있다. 그러나 수종의 임플란트의 개발 및 시술의 증가와 함께 임플란트 실패에 관한 보고도 많아지고 있다. 이는 임플란트를 이용한 보철수복 역시 보철물 제작과정과 유지관리 기간중에 보철과 관련된 여러 문제가 야기될 수 있기 때문이다.

임플란트 구성 재료 및 주조시 결합에 의해 야기되는 중요한 문제 중의 하나가 부식이다. 부식이란 어떤 물질, 특히 금속이 환경과 반응하여 파괴되는 것으로 정의할수 있다^{1,2)}. 치과 영역에서는 40여년 전 치과용 합금의 갈바닉 부식에 대한 과학적인 연구³⁾가 발표된 이후 부식에 대해 고려하기 시작하였으며 이들 대부분의 초기연구들은 아말감과 금의 고전적인 결합에 의한 부식을 언급하였다. 임플란트에 대한 부식은 고정체와 상부 구조물 간의 이종금속으로 인한 갈바닉 부식에 대한 연구^{4,5)}가 활발히 진행되어왔고, 최근에 이르러 지대주와 상부 구조물의 재료에 따른 갈바닉 부식에 대한 연구가 보고되고 있다^{6,7)}.

Meyer⁸⁾는 임플란트 구조물에서 갈바닉부식에 의한 고정체주위의 골소실을 야기할 수 있으며 임플란트 구조물의 파절에도 영향을 줄 수 있으므로 임플란트는 체액과 관련된 생체적합성을 지닌 초경도 재료가 요구된다 하였다. 또한 Lemon⁹⁾은 실패하여 회수한 임플란트 연구에서 표면과 그 주위 조직에 실리콘이나 산화알루미늄 등이 많이 검출되었고 이런 불순물이나 가공과정중의 오염물질 등으로 부식산물에 노출된 치조정부위에서 골유착이 소실 될수 있다 하였다. 임플란트고정체의 표면을 개선하기 위하여 다양한 방법들이 개발되었으며 최근에는 표면에 Titanium(Ti)분말이나 HA분말을 소결하여 표면에 부착하는 방법으로 표면처리를 한 경우도 있으며, 치아회분말 코팅, TiN 및 ZrN 등을 코팅하여 골유착과 생체안정성을 개선하려는 시도가 이루어지고 있다¹⁰⁾. 이들 코팅된 피복층의 균열과 밀착력의 감소는 임플란트의 실패의 원인이 될 수 있기 때문에 표면에서 이온의 용출을 억제하고 생체안정

성을 개선하기 위한 처리를 하지만 장기간 매식 시 표면의 이온용출과 부식의 발생은 임플란트의 실패원인이 되고 있다. 임플란트 시스템의 경우, Ti 임플란트에서 Johansson 등¹¹⁾은 토끼의 tibia에서 3개월 후에 임플란트 주위의 골에서 약 10 ppm의 Ti가 검출되었음을 보고한바 있다. Solar등¹²⁾은 산화막의 파절이나, 용출로 이온의 유리가 일어날 수 있음을 보고 한바 있다. 티타늄 임플란트의 Ti이온을 포함한 상부 보철물을 구성하는 합금원소의 용출은 식립된 임플란트표면에서 이온의 용출로 인한 부식이 가속화되고 하중을 받고 있는 임플란트의 파절을 유도하고 골유착을 방해함으로써 실패한 원인이 되고 있으나 임상적으로 사용한 후 실패된 임플란트 시스템의 내부에서의 표면현상이나 안정성에 관하여 이루어진 연구는 거의 미미하였다.

따라서 본 연구에서는 임상적으로 사용전과 후의 임플란트의 전기화학적 안정성을 조사하기 위하여 인위적으로 인공타액에서 부식을 시켜 외부와 내부에서 표면현상을 조사하여 임플란트시스템의 안정성에 대하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

가. 연구재료

본 연구에서는 임상적으로 사용 후 실패한 경우와 임상적으로 사용하지 않은 경우의 임플란트의 안정성을 고찰하기 위하여 5년동안 사용후 실패한 임플란트(frialit)를 수거하고 이와 같은 임플란트에 상부구조물을 제조하여 전기 화학적 안정성평가를 하였다.

Fig. 1은 본 연구에서 사용된 임플란트를 보여주는 것으로 (a)는 임상에서 사용되지 않은 임플란트시스템을 (b)는 임상에서 사용된 임플란트 시스템을 보여주고 있다.

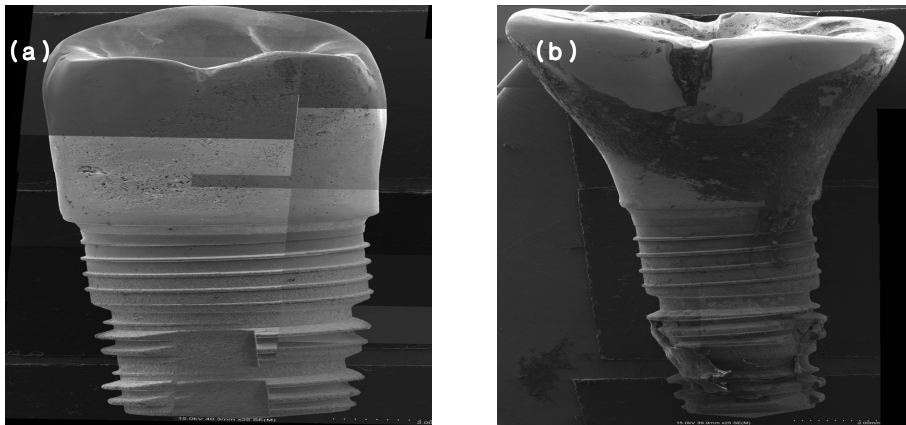


Fig. 1. SEM showing the implant used in this study.

(a) non clinical use (b) clinical use

나. 연구방법

a. 표면의 주사전자현미경적 관찰

본 연구에서 고정체의 표면관찰은 field-emission scanning electron microscopy (FE-SEM; S-4800, Hitach, Japan)을 사용하였으며 이는 초고 분해능을 가지며 다른 주사전자현미경보다 고해상도를 갖는 특징이 있다. 고정체의 부위를 상부, 중부 및 하부로 분류하여 분석하였으며 특히 각 부위에서 나사골로 구분지어 관찰하였다.

b. EDS(*electron dispersive x-ray spectroscopy*)를 이용한 표면 분석

임플란트 고정체의 표면형상을 주사전자 현미경으로 관찰하고 여기에 형성되는 화합물질과 생체조직에서 이탈된 물질의 성분을 조사하기 위하여 electron dispersive x-ray spectroscopy(EDS; S-4800, Hitach, Japan)를 사용하였다. EDS방법은 X선의 세기가 y축으로 나타나고 에너지 함수는 x축으로 표시된 그래프로 얻어진다. EDS 시스템의 컴퓨터에는 모든 특정 X 선의 위치가 기억되어 있으므로 스펙트럼의 피이크로 부터 원소를 알아내어 정성분석을 하였다.

c. 임플란트의 전기화학적 안정성 평가

임플란트 시스템의 임상사용 전 및 후의 안정성을 평가하기 위하여 전기화학적 방법(potentiostat/galvanostat 263A, EG&G, 1025 FRD, USA)을 이용하여 동전위시험(potentiodynamic test)과 교류임피던스 측정시험 (AC impedance test)을 행하였다. 실험용액은 Table 1과 같이 $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$ 의 인공 타액을 사용하였고 기준전극(reference electrode)으로는 포화 감홍전극 (saturated calomel electrode, SCE)을, 보조전극(counter electrode)으로는 고밀도 탄소전극을 작업전극으로는 준비된 시편을 사용 하였다. 실험용액은 실험이 시작되기 30분 전부터 끝날 때까지 아르곤가스를 흘려보내 탈기된(deaerated) 분위기를 유지시켜 주었으며 Fig.2는 전기화학시험에 사용된 장치의 개략적인 모습을 보여주고 있으며 위 부분은 AC 임피던스 측정을 위한 Model 1025 장비고 아래 부분은 DC부식시험을 할 수 있는 potentiostat이다.

Table 1. Composition of artificial solution(Fusayama–meyer type) used in this study.

Elements	Composition
NaCl	0.4g
KCl	0.4g
CaCl ₂ .2H ₂ O	0.906g
NaH ₂ PO ₄ .2H ₂ O	0.690g
Na ₂ S.9H ₂ O	0.005g
Urea	1.0g
Distilled Water	1000ml

C-1. 동전위 시험 (potentiodynamic test)

준비된 시편의 일반적인 부식특성을 조사하기 위하여 artificial saliva 전해액에서 1.66 mV/sec의 주사속도로 동전위시험을 실시하였다. -1500 mV의 음극하에서 10분간 인위적으로 환원시켜 시편의 표면을 안정화시키고 동시에 Ar 가스를 주입하여 교반함으로써 시편 표면의 불순물, 산화물 및 용존산소를 제거하여 각각의 시편마다 동일한 조건으로 밀도, 부동태전류밀도 및 공식전위를 측정하였다. -1500 mV 에서 +2000 mV 까지 전위를 가하여 분극시험을 행하여 부식전위, 부식전류밀도, 부동태전류밀도 및 공식전위를 측정하였다.

C-2. 교류임피던스 시험 (AC impedance test)

교류임피던스 시험은 동전위 분극실험과 같은 36.5 ± 1°C의 artificial saliva 전해액에서 측정하였다. 임피던스 측정장치로는 Fig. 2와 같이 frequency response detector (Model 1025. EG & G, USA)를 사용하였으며, SCE를 기준전극으로, 고밀도 탄소봉은 보조 전극으로, 시편을 작업전극으로 하여 측정하였다. 측정에 사용한 주파수 영역은 10 mHz의 저주파에서 100 kHz의 고주파까지의 범위에서 Nyquist plot, Bode plot 및 Bode-phase plot을 얻어 이로부터 분극저항(Rp)값과 용액의 저항(RΩ)값을 조사하여 임상적으로 사용전

과 후의 임플란트시스템에서 금속이온 용출현상에 대하여 조사하였다.

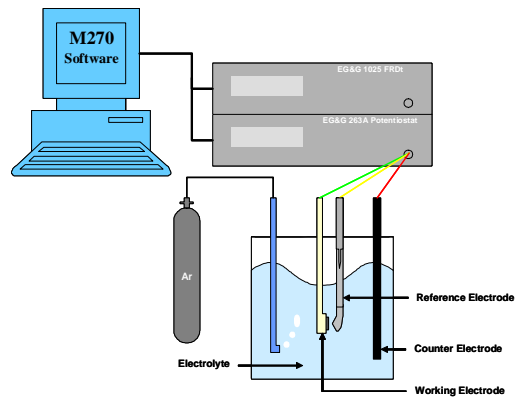


Fig. 2. Schematic diagram of the electrochemical corrosion test.

Ⅲ. 연구 성적

1. 임상적으로 사용 전후의 임플란트의 표면특성

임상적으로 사용 전후의 임플란트의 표면을 FE-SEM과 EDS를 이용 하여 조사하였다. Fig. 3은 임상에서 사용하지 않은 임플란트의 표면을 관찰한 것으로 상부구조에서는 구조결함이나 샌드블라스팅 등에 의한 결함들이 관찰되었고 EDS결과 Au 및 Ag등의 귀금속합금원소가 검출되고 있다. 상부구조와 임플란트 고정체와의 경계에서는 틈이 존재하고 있다. EDS분석결과, 고정체의 성분인 Ti만이 검출되고 있다. 고정체의 표면에 기계적인 가공 결함이 나타나고 있으며 EDS분석결과에서도 Ti성분만이 검출되고 있다.

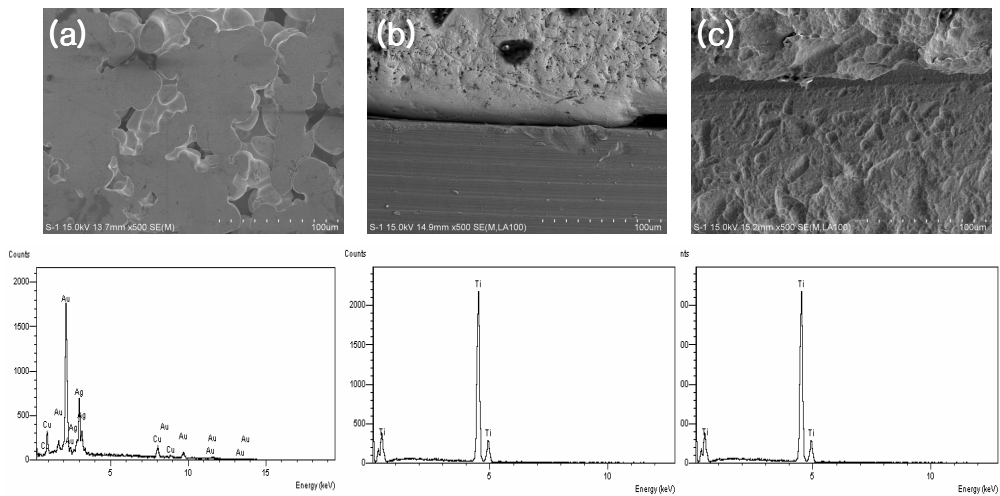


Fig. 3. SEM and EDS showing the surface morphology of the non clinical used implant .

(a) abutment (b) abutment/fixture (c) fixture

임상적으로 사용한 후 임플란트의 표면분석을 나타낸 사진이 Fig. 4 이다. 상부구조에서는 임상에 사용되지 않은 것과 같이 Au 및 Ag 등의 귀금속합금 원소가 검출되고 있으나 (b)에서 보면 Na와 Cl이 검출되고 있어 틸 사이에서 부식이 심하게 나타났다. (c)는 임플란트 고정체의 원소인 Ti만이 검출되고 있다. (a),(b) 및 (c)에서 보면 상부구조에도 debris들이 부착되어있음을 보이고 경계면과 고정체의 표면에서도 debris들이 많이 부착되어있음을 보인다.

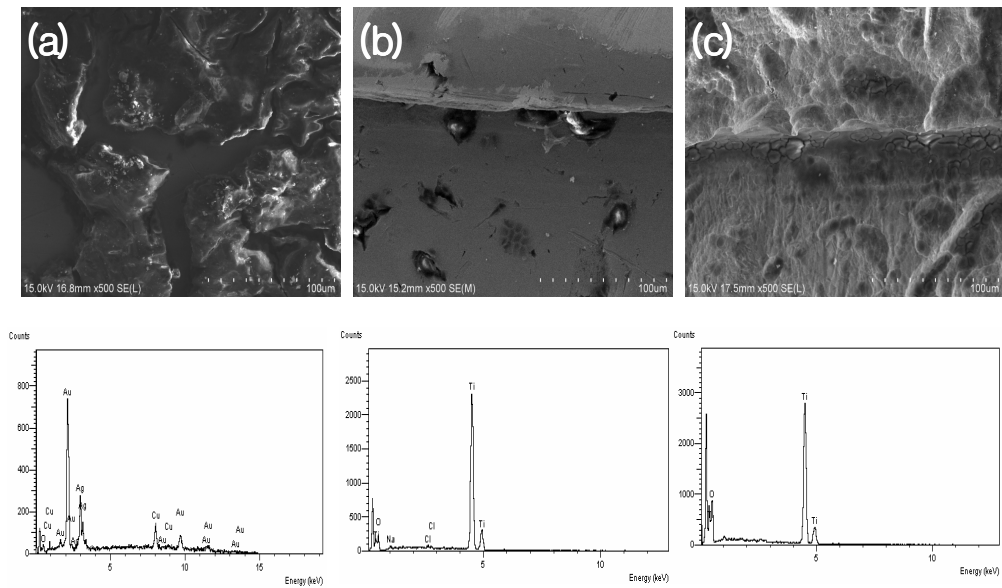


Fig. 4. SEM and EDS showing the surface morphology of the clinical used implant .

(a) abutment (b) abutment/fixture (c) fixture

2. 임상적으로 사용 전후 임플란트의 동전위 부식특성

임상적으로 사용 전후의 임플란트의 부식거동을 $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$ 의 인공타액용액에서 동전위분극곡선으로 나타낸 것이 Fig. 5이다. 그래프를 관찰한 결과, 임상전에 시험한 임플란트의 경우는 부식전위가 -300 mV 이고 임상 사용 후의 임플란트의 부식전위(E_{corr})는 -750 mV 로 나타났다. 또한 공식전위(E_{pit})는 임상사용전의 경우는 약 $+1000\text{mV}$ 를 나타내었으나 임상사용 후의 경우는 $+100\text{ mV}$ 정도로 아주 낮게 나타났다. 틸부식의 저항성을 나타내는 $|E_{\text{pit}} - E_{\text{corr}}|$ 의 절대 값은 임상 사용전 $|E_{\text{pit}} - E_{\text{corr}}|$ 의 경우, 1300 mV 를, 임상사용 후의 경우, $|E_{\text{pit}} - E_{\text{corr}}|$ 는 850 mV 를 나타내었다. 부동태피막형성 전류밀도도 임상사용전의 경우는 $4.0 \times 10^{-5}\text{ A/cm}^2$ 으로 임상사용후의 전류밀도인 $1.5 \times 10^{-4}\text{ A/cm}^2$ 에 비하여 낮았다.

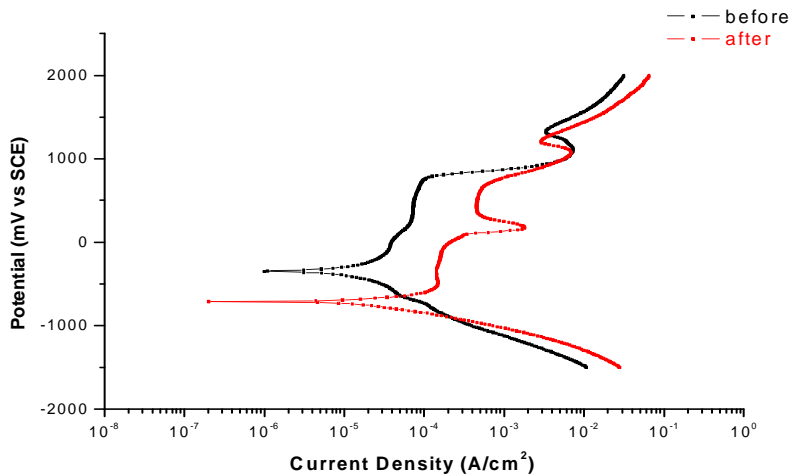


Fig. 5. Anodic polarization curves of the implant before and after clinical use after potentiodynamic test in artificial saliva solution at $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$.

3. 임상적으로 사용 전후의 임플란트 AC 임피던스특성

Fig. 6은 임상적으로 사용 전후의 임플란트를 인공타액에서 임피던스 측정을 한 Nyquist plot을 나타내고 있다. 임상적으로 사용전의 임플란트의 경우 반원의 궤적이 크게 증가였고 임상적으로 사용한 경우는 같은 궤적이지만 저항이 낮게 나타났다. Fig. 7은 Bode plot을 나타내는데 용액저항을 나타내는 R_{Ω} 는 우측에 나타나 임상 사용 후나 전의 경우 $10^1 \sim 10^2 \Omega_{cm^2}$ 사이를 나타내나 내식성을 나타내는 $R_{\Omega}+R_p$ 값은 임상사용전의 경우는 $10^4 \Omega_{cm^2}$ 를, 임상사용후의 경우는 $10^3 \Omega_{cm^2}$ 를 나타내었으며 다. 임상사용전의 R_p 값은 $9.27 \times 10^3 \Omega_{cm^2}$ 을, 임상사용후의 R_p 값은 $9.66 \times 10^2 \Omega_{cm^2}$ 을 각각 나타내었다. 임상 사용 전후의 시편을 AC 임피던스 실험 후 phase-frequency plot을 Fig. 8에 나타내고 있다. 먼저, phase-frequency plot을 살펴보면 모든 시편에서 phase angle이 고주파수에서 0° 쪽으로 떨어지다가 증가하는 것을 관찰할 수 있다.

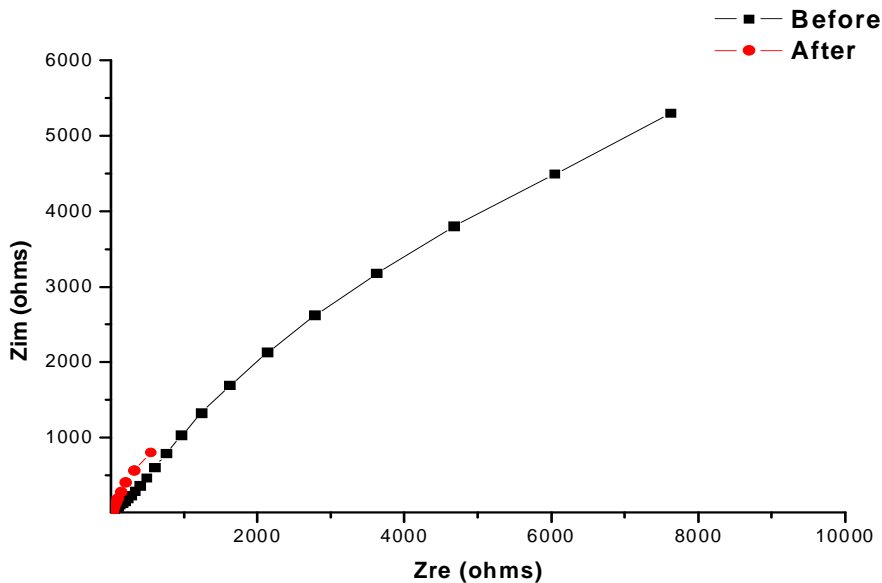


Fig. 6. Nyquist plots of the implant before and after clinical use after AC impedance test in artificial saliva solution at $36.5 \pm 1^\circ C$.

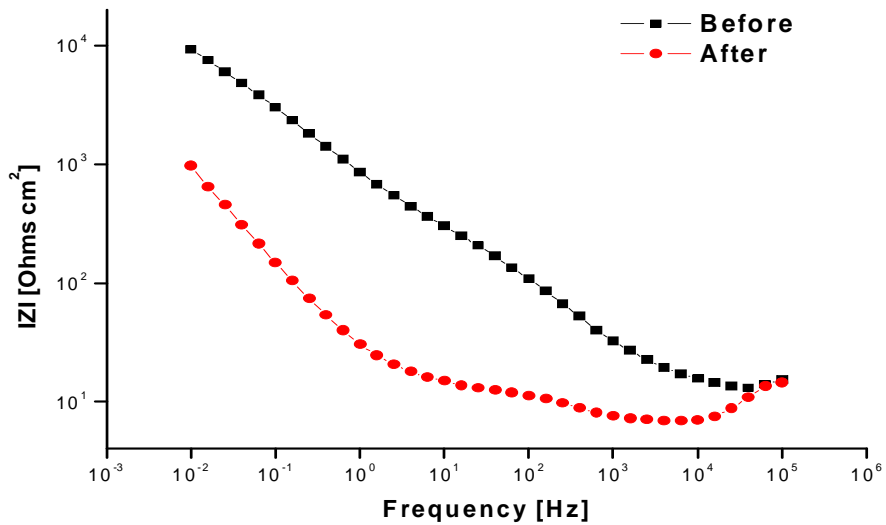


Fig. 7. Bode plots of the implant before and after clinical use after AC impedance test in artificial saliva solution at $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$.

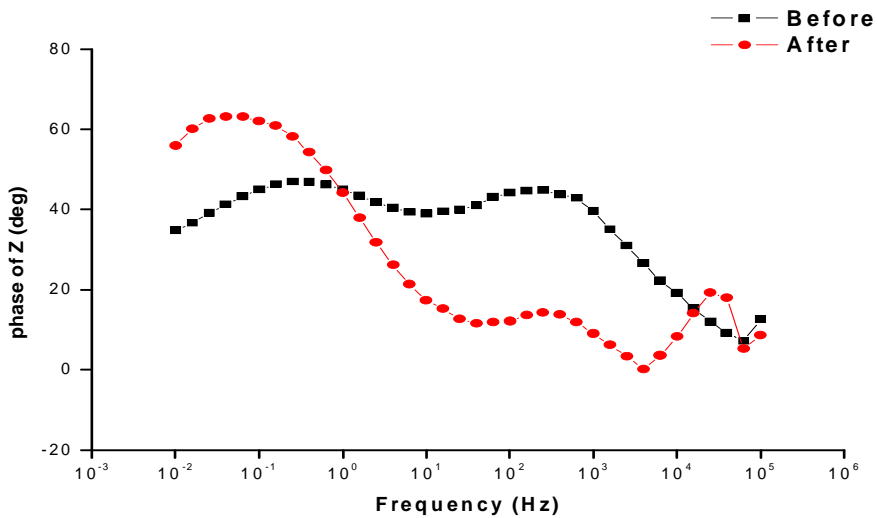


Fig. 8. Bode-phase plots of the implant before and after clinical use after AC impedance test in artificial saliva solution at $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$.

4. 임상적으로 사용 전 임플란트의 동전위부식시험 후 표면분석

Fig. 9는 임상에서 사용하지 않은 경우와 임상에서 사용한 경우의 임플란트의 부식표면을 관찰한 것이다. Fig. 10은 Fig. 9를 각 부분별로 관찰한 것으로 (a)는 주조조직인 dendrite조직을 따라 부식이 발생되고 있으며 EDS분석결과 합금원소인 Au, Ag와 함께 인공타액에 존재한 Cl^- 이온이 검출되고 있다. (b)를 보면 어버트먼트와 고정체 경계부분의 틈에서 부식이 심하게 나타난 모습을 보이며 주로 Ti원소가 검출되고 있다. (c)는 고정체의 나사부분으로 나사의 골부분에서 부식이 발생되고 있다. 임상적으로 사용한 후 임플란트를 부식시험을 행하고 표면분석을 나타낸 사진이 Fig. 11 이다. 상부구조인 (a)에서 보면 공식이 다량 발생되었음을 보이고 있다. 부식표면에서는 Cl^- 이온이 4.60wt% 및 Ti가 79.69wt% 이며 Ag가 15.73wt%로 표면에서 Cl^- 이온이 검출되었다. 특히 (b)의 어버트먼트와 고정체사이의 경계면에서는 Cl^- 이온이 19.08wt% 및 Ti가 22.32wt% 이며 Ag가 46.36wt%이고 Au가 12.24wt%로 표면에서 Cl이온이 검출량이 증가되었다. (c)는 고정체의 부식표면과 EDS분석결과로 Cl^- 이온이 6.68wt% 및 Ti가 72.57wt% 이며 Ag가 20.75wt%로 아래의 고정체에서도 Cl^- 이온과 Ag가 검출되고 있다.

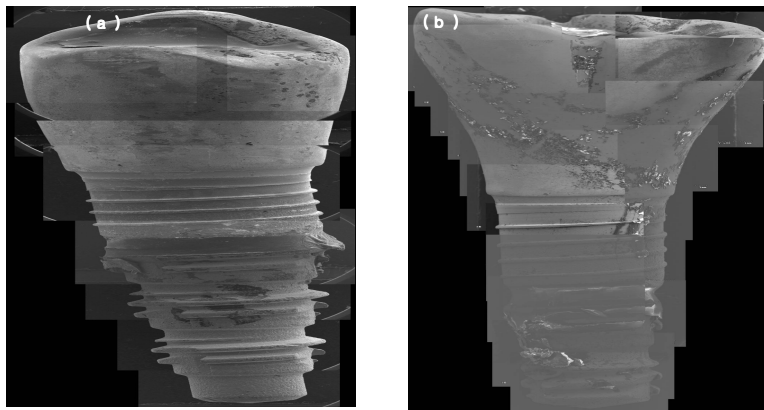


Fig. 9. SEM showing the implant after potentiodynamic corrosion test.
(a) non clinical use (b) clinical use

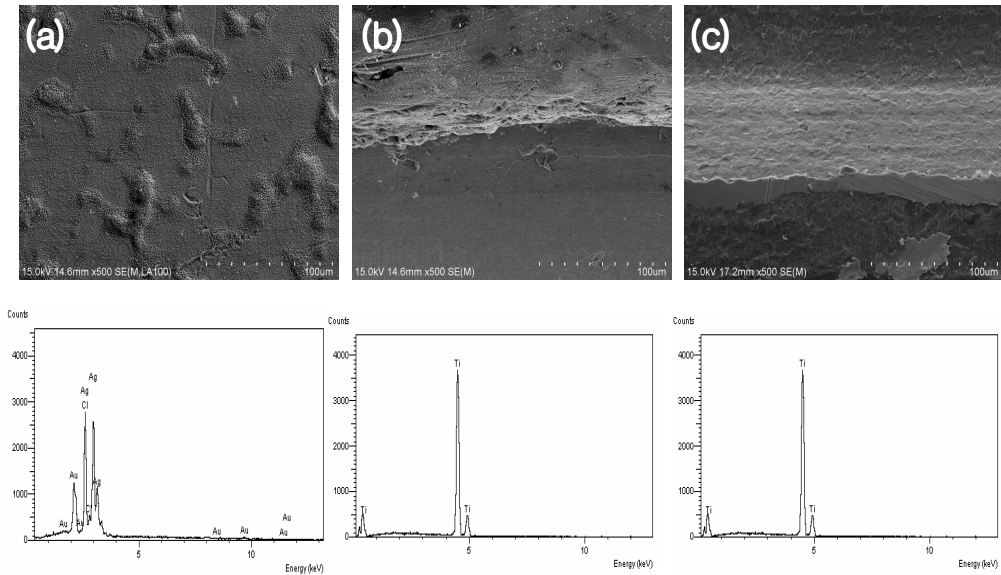


Fig. 10. SEM and EDS showing the surface morphology of the non clinical used implant .

(a) abutment (b) abutment/fixture (c) fixture

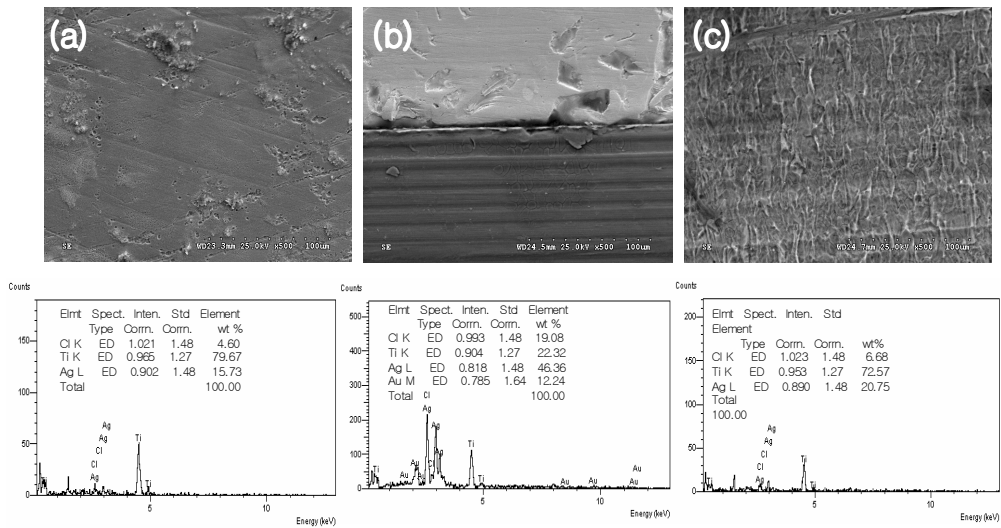


Fig. 11. SEM and EDS showing the surface morphology of the clinical used implant . (a) abutment (b) abutment/fixture (c) fixture

5. 임상적으로 사용 전후 임플란트의 동전위부식시험 후 내부 표면분석

임상적으로 사용 전후의 임플란트의 동전위부식후 내부의 표면을 FE-SEM과 EDS를 이용하여 조사한 결과는 Fig. 12 ~ Fig. 24에 나타내었다. Fig. 12는 임상에서 사용하지 않은 임플란트의 내부부식표면을 관찰한 것으로 이를 FE-SEM으로 확대하여 Fig. 13에 나타내었으며 고정체 내부의 나사산과 골부분에서 부식이 되었다. Fig. 14을 보면 상부구조와 고정체와의 경계에서 틈이 발견되고 있다. 상부구조의 내부에서는 부식전과 같이 내부의 결함이 없이 깨끗한 표면을 보인다. Fig. 15에 나타난 각각의 부위의 부식된 표면에서 EDS결과를 분석하여 보면 Fig. 16 (a)에 나타난 바와 같이 어버트먼트 나사의 상부, 중부 및 하부에서 EDS 결과로 거의 Ti-6Al-4V합금의 성분인 Al, Ti, V가 검출되었고 나사의 다른 부위에서도 Au, Ag등의 원소가 검출되지 않았다. 그러나 어버트먼트 나사를 제거한 어버트먼트, 고정체에서는 Au가 검출되었다. (a)는 어버트먼트의 내부표면에서 EDS 분석으로 거의 Au가 100wt%를 나타내나 (c)는 고정체의 중앙부근에서의 EDS분석으로 Ti가 88.74wt% 및 Au가 11.25wt%로 다량 검출되고 있다. 고정체의 하부인 (d)에서는 거의 100wt% Ti가 검출되고 있다.

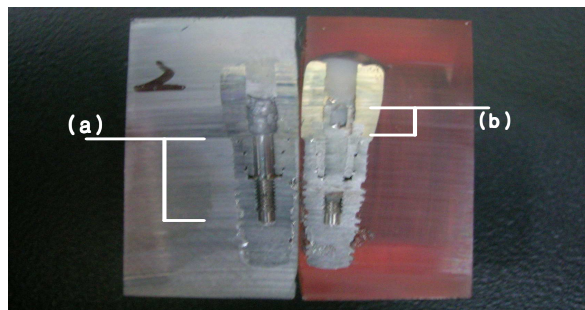


Fig. 12. OM showing the cross-sectioned surface morphology of the non clinical used implant after potentiodynamic test.
(a) fixture (b) abutment/fixture

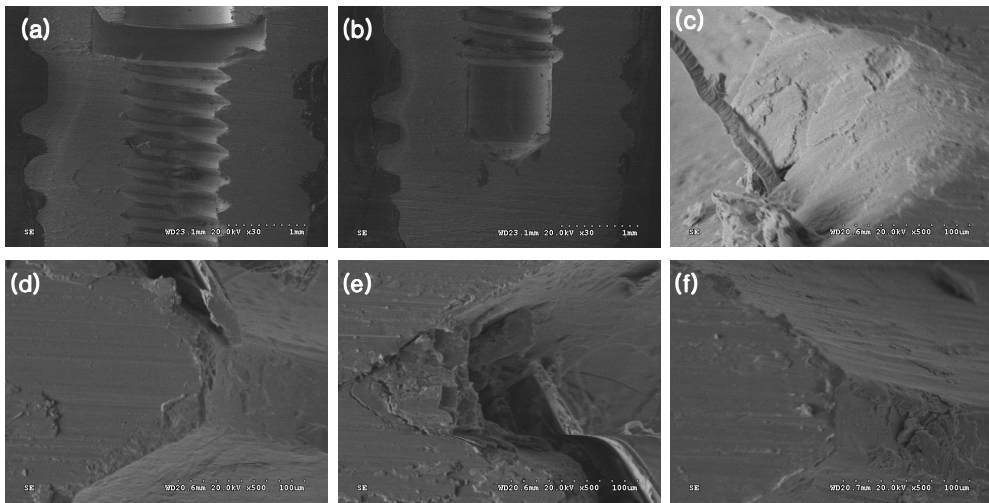


Fig. 13. SEM showing the cross-sectioned fixture surface morphology of the non clinical used implant after potentiodynamic test.

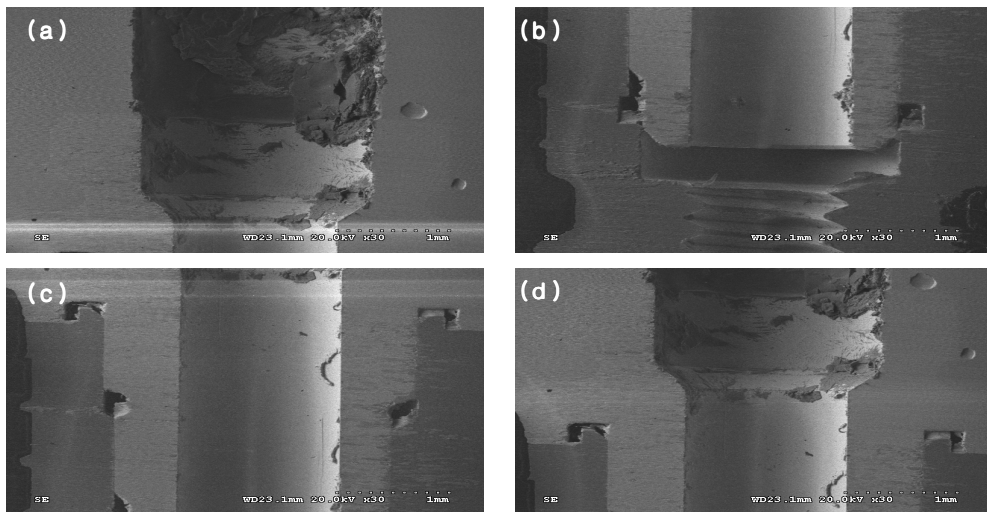


Fig. 14. SEM showing the cross-sectioned abutment/fixture surface morphology of the non clinical used implant after potentiodynamic test.

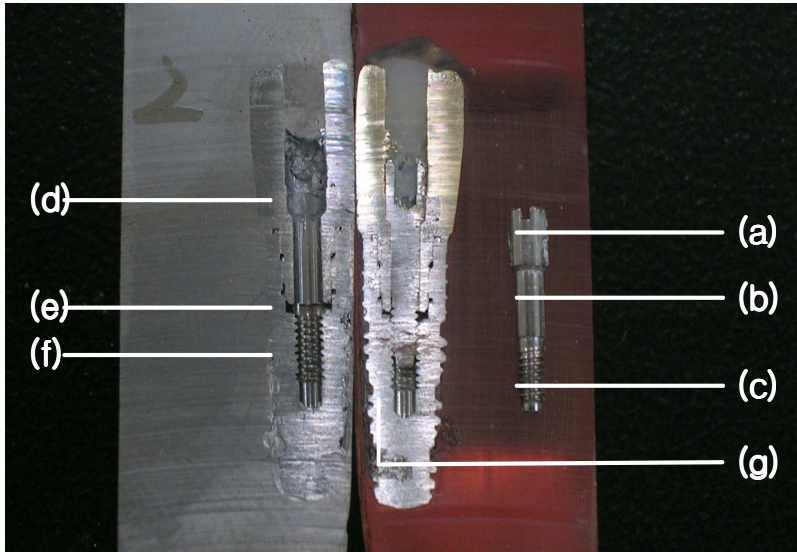


Fig. 15. OM showing the cross-sectioned surface morphology of the non clinical used implant after potentiodynamic test.

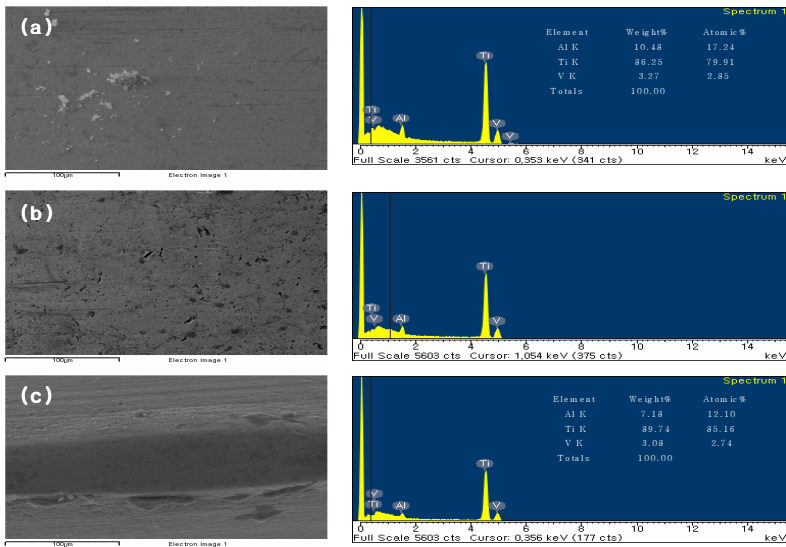


Fig. 16. SEM and EDS showing the cross-sectioned abutment screw surface morphology (a, b, c at Fig. 19) of the non clinical used Implant after potentiodynamic test.

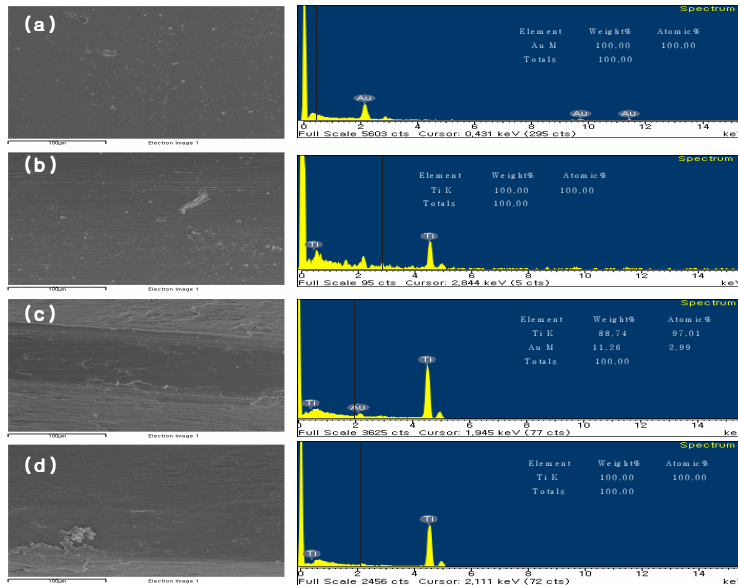


Fig. 17. SEM and EDS showing the cross-sectioned abutment screw surface morphology(d,e,f,g at Fig.19) of the non clinical used implant after potentiodynamic test.

Fig. 18는 임상에서 사용한 임플란트의 내부부식표면을 관찰한 것으로 광학사진 상에서 보면 내부에 부식이 심하게 되었다. 이를 FE-SEM으로 확대하여 Fig. 19에 나타내었으며 어버트먼트 나사의 윗부분에 많은 부식생성물이 존재함을 보이고 있다. 어버트먼트 나사가 존재한 부위를 제거하고 표면을 관찰한 사진이 Fig. 20이다. 나사표면에서 많은 부식생성물과 debris가 존재함을 보이고 있다. 특히 나사산이나 나사골부분에서 부식이 심하게 이루어졌다. 이들 표면을 Fig. 21와 같이 각 부분으로 나누어 분석한 결과가 Fig. 22, 23, 24에 나타내었다. Fig. 22은 제거된 어버트먼트 나사의 부식된 표면에서 EDS결과를 분석하여 보면 모두 유기물이 다량 검출되고 있고 Ti, Al, V이 검출되고 있다. (a), (b), (c)는 거의 Al이 합금원소의 함량인 6wt%에 가까운 6~8wt%를 보이나 (d)의 경우는 10.65wt%를 보였다. Fig. 23은 Fig. 21에서 나타난 어버트먼트 나사를 제거한 후 표면에서 EDS결과를 나타내고 있다. 모든 부위에서 표면에 유기물질이 다량 존재함을 보여주고 있으며 어버트먼트 표면인 (a)에서는 거의 Au함량이 100wt%를 보이고있다. 어버트먼트

와 고정체의 경계부근인 (b)에서도 유기물이 다량 덮여져 있으며 Au가 100 wt%를 보인다. (c)는 고정체에서 가장 틈이 많이 존재한 부분에서 Au가 검출되고 있으며 고정체에서 Ti가 검출되고 있다. Au는 43.79wt%, Ti는 56.21wt%를 보이고 있다. Fig. 24은 고정체 부분에서의 유기물 사진과 EDS 분석 결과로 많은 유기물이 나사의 끝인 (a)에 존재하고 있으며 나사의 산인 (b)에도 다량 존재하여 나타나고 있다. EDS 결과에서는 거의 Ti성분만 검출되고 유기물에 해당하는 C, O등의 피크가 왼쪽에 관찰되고 있다.



Fig. 18. OM showing the cross-sectioned surface morphology of the clinical used implant after potentiodynamic test.
 (a) abutment/fixture (b) fixture

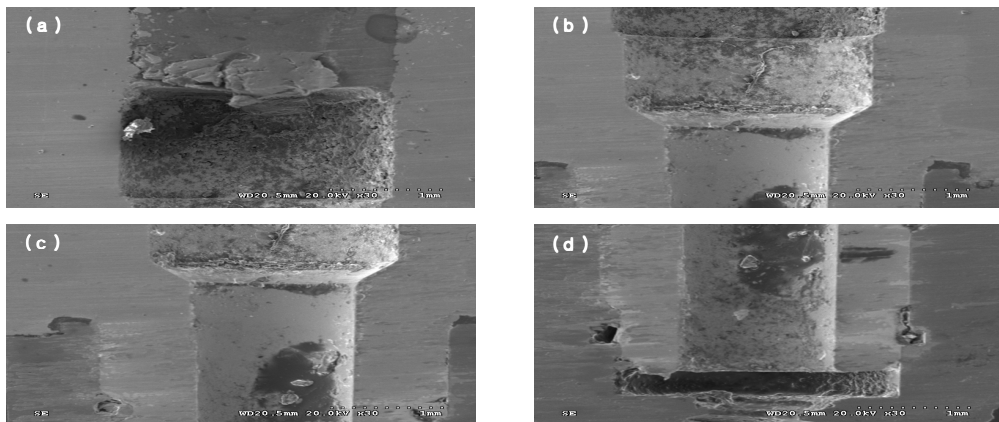


Fig.19. SEM showing the cross-sectioned abutment/fixture surface morphology of the clinical used implant after potentiodynamic test.

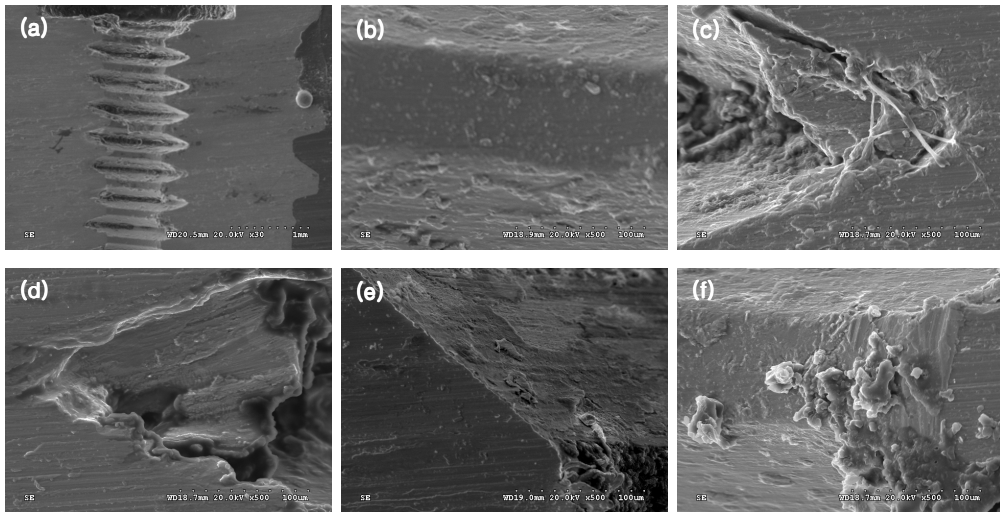


Fig. 20. SEM showing the cross-sectioned fixture surface morphology of the clinical used implant after potentiodynamic test.

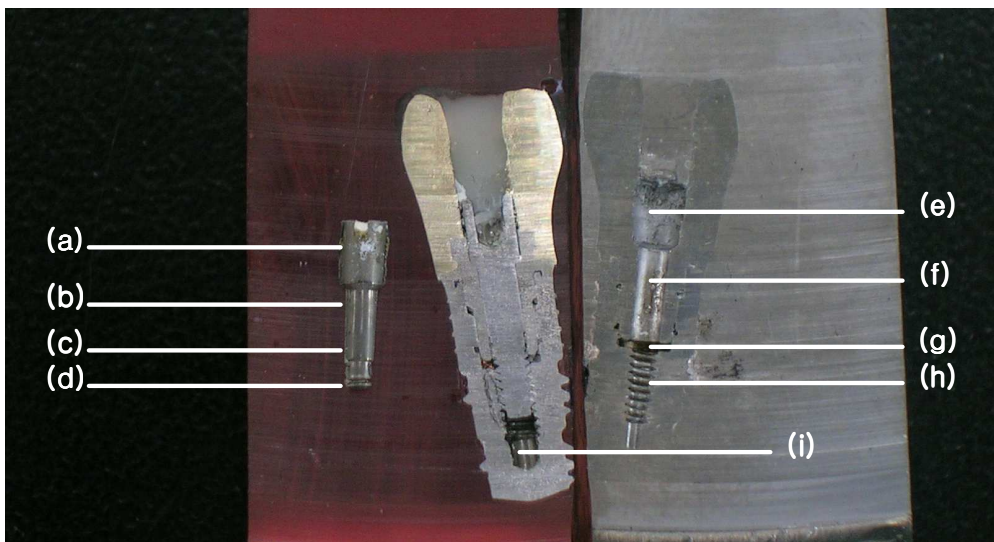


Fig. 21. OM showing the cross-sectioned surface morphology of the clinical used implant after potentiodynamic test.

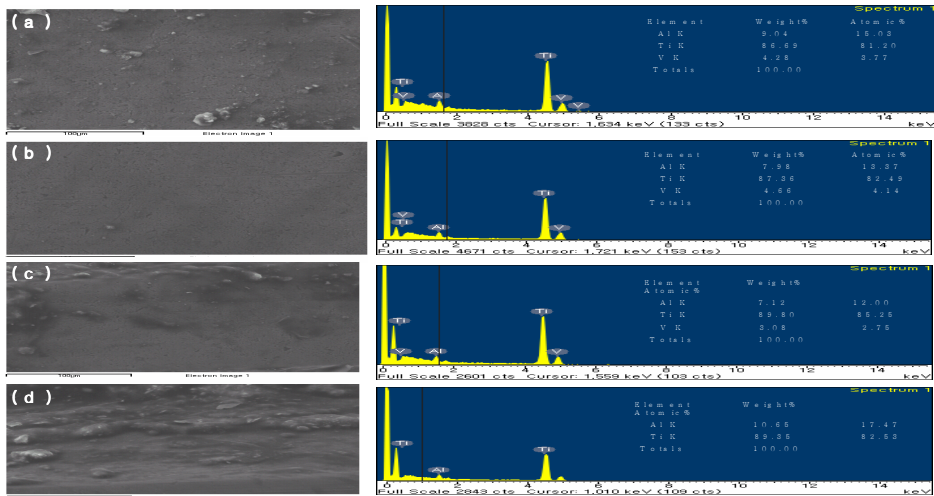


Fig. 22. SEM and EDS showing the cross-sectioned abutment screw surface morphology(a,b,c,d at Fig.21) of the clinical used implant after potentiodynamic test.

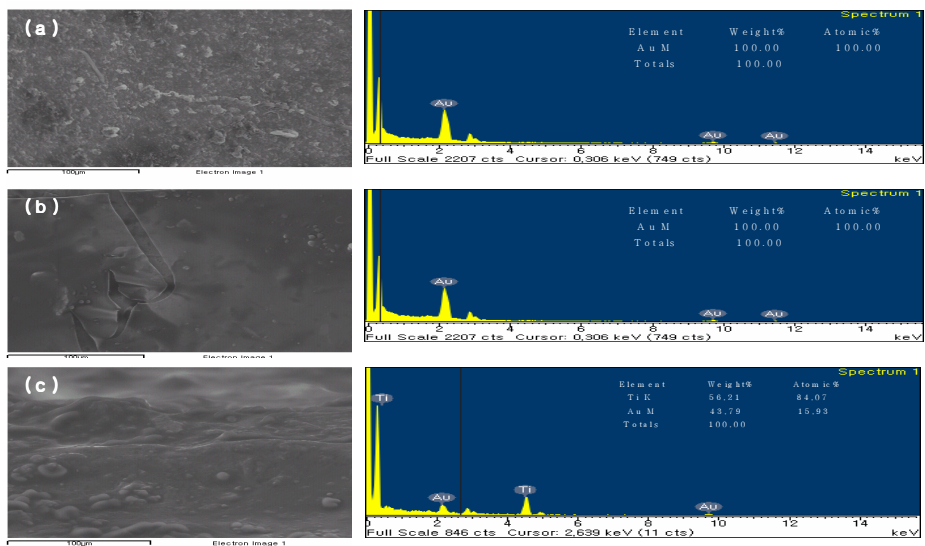


Fig. 23. SEM and EDS showing the cross-sectioned abutment, abutment/fixture and fixture surface morphology(e,f,g at Fig.21) of the clinical used implant after potentiodynamic test.

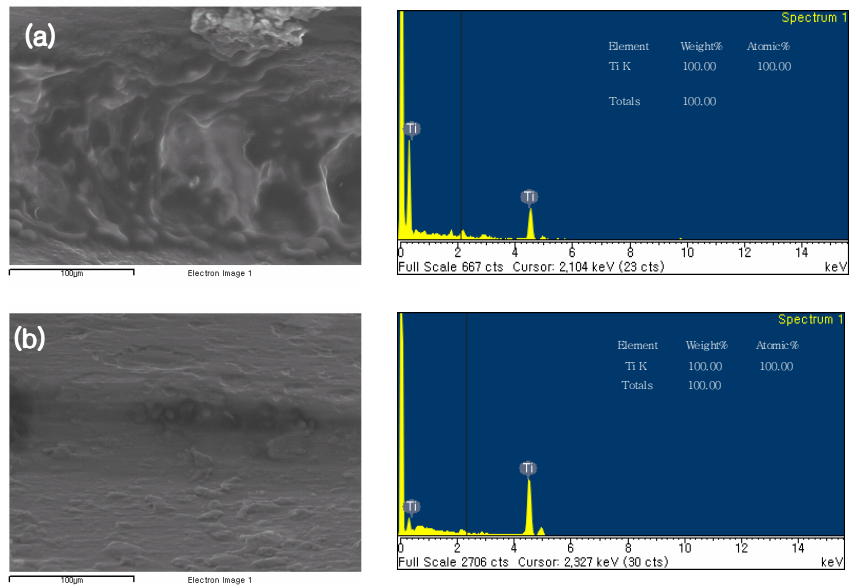


Fig. 24. SEM and EDS showing the cross-sectioned fixture surface morphology (h,i at Fig.21) of the clinical used implant after potentiodynamic test.

IV. 총괄 및 고안

임상적으로 사용후 치과용 임플란트의 안정성에 대하여 연구가 진행되고 있으며 그 실패원인에 대하여 여러 가지 방법으로 그 원인을 분석하는 방향으로 연구가 진행되어 가고 있다. 특히 임플란트 고정체의 파절뿐만 아니라 내부의 어버트먼트 나사의 풀림현상이나 어버트먼트 나사의 파절등이 임플란트의 사용후 실패원인이 되고있다. Naert등¹³⁾은 509개의 Branemark 임플란트의 6년 동안의 연구에서 3개의 임플란트 파절을 보고하였고 Lekholm등¹⁴⁾은 5년의 연구에서 부분 무치악 환자의 521개의 임플란트 중 5개만 파절이 되었다고 보고한 바 있다. 실제 임플란트 고정체의 파절의 발생빈도는 임상적으로 적은 편이지만 일단 임플란트 파절이 일어나는 경우에 다시 재식립하기 전에는 대체할 수 있는 다른 방법이 없으므로 환자에게서나 임상가에 있어서 심각한 문제로 대두되게 된다. 이와 같이 고찰된 연구는 주로 작용하는 하중이 파절에 미치는 영향에 대한 연구이고 본 연구에서는 고정체의 표면에서의 실패의 원인과 내부에서의 실패의 원인을 찾기 위하여 5년간 사용한 임플란트 시스템을 대상으로 하여 비교군으로 사용하지 않은 임플란트 시스템을 제조하여 인공타액에서 전기화학적 부식시험을 행하고 FE-SEM과 EDS분석을 통하여 임플란트 시스템의 외부표면과 내부표면에서 오염된 상태 및 부식상태를 고찰하여 임플란트시스템의 안정성을 평가하였다. 임상적으로 사용 전후의 임플란트시스템의 외부표면을 조사해보면 상부구조에서는 주조결함이나 샌드블라스팅 등의 시편제작과정 중에 발생하는 것으로 생각되는 결함들이 주로 관찰되었고 EDS분석결과 Au 및 Ag등의 귀금속합금원소가 검출되어 상부구조의 합금성분이 주로 검출되었다(Fig. 3). 상부구조와 임플란트 고정체와의 경계에서는 틈이 크게 존재하였으며 이러한 틈은 임상적으로 사용한 후에 집중적으로 틈을 통하여 틈부식¹⁵⁾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 형태¹⁵⁾를 말한다. 따라서 deposit

corrosion 또는 gasket corrosion이라고 부르기도 한다. 실제의 환경에서 스텐레스강 표면에 이물질이 부착되든가 또는 구조상의 틈부분(볼트틈 등)은 다른 곳에 비해 현저히 부식되는데 이러한 현상을 틈부식이라 한다. 공식(pitting corrosion)¹⁵⁾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 Cl⁻이온 혹은 H⁺ 이온에 의해 쉽게 파괴되기 때문이며 그 기전은 다음과 같다¹⁵⁾. 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. 계(系)로서는 전기적 중성이 유지될 필요가 있으므로 외부로부터 Cl⁻이온이 침입하여 금속염(M⁺Cl⁻)을 형성한다. 이 염(鹽)은 가수(加水)분해 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 Cl이온을 포함하는 염화물 환경에 노출 시 주로 발생하고 처음 부식이 발생하는 데는 다소 시간이 걸리나 일단 생기면 부식이 급 가속한다는 것이 주특징이다. 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 임플란트시스

템을 설계해야 한다. 또한 임플란트시스템의 표면을 균일하게 해야 한다.

고정체표면에서는 Ti만이 검출되었고 표면에는 기계적인 가공 결함이 많이 나타나 임상사용시 틈부식에 노출될 확률이 크다고 생각된다. 임상적으로 사용한 후 임플란트 시스템의 표면분석결과는 상부구조에서는 임상에 사용되지 않은 것과 같이 Au 및 Ag등의 귀금속합금원소가 검출되고 있으나 틈에서 Na와 Cl⁻이온이 검출되고 있어 틈 사이에서 부식이 발생되었음을 알 수 있다 (Fig. 4). 또한 상부구조에도 debris들이 다량 부착되어있음을 보일뿐만 아니라 경계면과 고정체의 표면에서도 debris들이 많이 부착되어있어 틈부식이 심하게 일어났음을 예측할 수 있다.

임플란트 시스템의 틈부식거동을 조사하기 위하여 임상적으로 사용 전후의 임플란트시스템의 부식거동을 인공타액용액에서 동전위분극시험을 한 결과 (Fig. 5), 부식전위만으로 안정성을 평가해보면 부식전위가 낮은 경우는 구강 내에서 금속이온의 용출이 쉽게 이루어진다고 생각할 수 있는데 임상전에 시험한 임플란트 시스템의 부식전위(E_{corr})는 -300 mV, 임상 사용 후의 부식전위는 -750 mV로 나타나 이 값으로만 안정성을 평가 하더라도 임상 사용전의 임플란트 시스템의 경우가 안정성이 우수함을 알 수 있다. Ti합금에 부동태피막이 형성되고 그 피막이 파괴되는 전위가 공식전위라고 할 수 있으며 공식전위가 높을수록 안정성이 증가한다고 생각할수 있는데 평가된 공식전위(E_{pit})는 임상사용전은 약 +1000mV를, 임상사용 후의 경우는 +100 mV 정도로 아주 낮게 나타나 공식저항이 아주 낮음을 알 수 있다. 특히 나사로 접합된 임플란트시스템의 경우 틈부식이 쉽게 발생하는데 그 틈부식의 평가는 $|E_{pit}-E_{corr}|$ 의 절대 값¹⁶⁾으로 나타내는데 절대값이 큰 경우는 틈부식의 발생이 거의 없지만 낮은 경우는 틈부식이 쉽게 발생하는 것으로 평가된다. 이러한 고찰을 근거로 임상사용전 $|E_{pit}-E_{corr}|$ 은 1300 mV를, 임상사용 후 $|E_{pit}-E_{corr}|$ 는 850 mV를 나타내어 틈부식의 저항성도 매우 낮는데 이는 내부에서 틈부식이 활발하게 진행되고 있기 때문으로 생각된다. 또한 부동태피막형성이 쉽게 되느냐에 따라서도 안정성이 평가되는데 낮은 전류밀도일수록 안정성이 증가되기 때문에 임상사용전의 경우는 4.0×10^{-5} A/cm²으로 임상사용 후의 전류밀도인 1.5×10^{-4} A/cm²에 비하여 1 order정도 낮게 나타나 안정성이

우수함을 알 수 있다. 동전위시험을 통하여 임상에서 사용된 임플란트시스템의 경우 내부에 많은 부식생성물과 상부구조의 금속이온이 용출되어 있음을 예측할 수 있다.

임플란트시스템의 안정성의 평가를 정교하게 하기 위하여 직류부식방법(DC)이 아닌 교류부식방법(AC)¹⁵⁾을 이용하여 평가한 결과, Fig. 6에서와 같이 Nyquist plot으로 나타내는데 여기에서 반원의 궤적이 클수록 교류임피던스가 증가하여 안정성이 우수하다고 평가 할 수 있는데 임상적으로 사용전의 임플란트 시스템의 경우가 임상적으로 사용후 임플란트시스템보다 반원의 궤적이 크게 증가¹⁵⁾하여 안정성이 높음을 예측할 수 있다. Nyquist plot상에서 임플란트시스템의 내식성의 정도를 평가할 수 있는 분극저항인 R_p 값을 측정할 수 있으나 저주파 영역에서 산란 등 때문에 Bode plot상에서 저주파영역과 고주파 영역에서 얻는 임피던스의 차를 구하는 것이 더 일반적인 방법으로 알려져 있다¹⁷⁾. Bode plot(Fig.7)에서 R_p 값을 구해보면 용액저항을 나타내는 R_Ω 는 우측에 교차점에서 임상 사용후나 전의 경우 약 $10^1 \Omega \text{cm}^2$ 이라고 하면 $R_\Omega + R_p$ 값은 임상사용전의 경우는 $10^4 \Omega \text{cm}^2$ 를, 임상사용후의 경우는 $10^3 \Omega \text{cm}^2$ 이기 때문에 임상사용전의 임플란트 시스템의 R_p 값은 $9.27 \times 10^3 \Omega \text{cm}^2$ 을, 임상사용후의 R_p 값은 $9.66 \times 10^2 \Omega \text{cm}^2$ 이기 때문에 임플란트 시스템의 안정성이 우수함을 알 수 있다. 즉 Bode plot은 Fig. 7에서 모든 시편에서 2개 영역으로 특성화되는 유사한 현상을 보이는데 먼저, 고주파 영역에서의 Bode plot은 phase angle이 0° 에 가까워질수록 $\log(f)$ 에 따른 $\log|Z|$ 의 값이 일정하였는데 이는 전해질의 저항인 용액(R_Ω)을 의미한다. phase angle이 90° 에 가까운 저주파 영역에서의 $\log|Z|$ 값은 분극 저항(R_p)과 전해질 저항(R_Ω)의 더해진 값^{18~20)}을 의미한다. 또한 임상에서 사용전의 시편은 중, 저의 주파수영역에서는 $\log(f)$ 에 따른 $\log|Z|$ 의 값이 대략 -1에 가까운 기울기를 갖는 것을 확인하였는데 이것은 순수 캐패시턴스 영역에서 Ti에 의한 치밀한 부동태 피막의 캐패시턴스 (C_p)^{18~20)}를 나타낸 것으로 생각된다. 일반적으로 합금의 전해질에 대한 저항은 거의 영향을 받지 않기 때문에 분극에 대한 저항의 값을 얼마나 받느냐가 중요하다. 따라서 임상에서 사용된 임플란트시스템의 경우 표면에 안정한 피막을 형성하지 못함을 알 수 있다.

Phase-frequency plot을 통하여 임플란트의 안정성을 알 수 있으며 phase-frequency plot(Fig. 8)에서 모든 임플란트 시스템에서 phase angle이 고주파수에서 0°쪽으로 떨어지다가 증가하는 것을 관찰할 수 있었다. 이와는 반대로 중주파수와 저주파수영역에서 phase angle은 임상에서 사용하기 전시편이 다시 증가하다 일정해짐을 관찰할 수 있는데 이는 임피던스가 표면필름의 저항에 지배를 받기 때문으로 생각되고 넓은 주파수영역에 걸쳐 phase angle이 90°에 가깝게 일정한 phase가 존재하는데, 이는 모든 시편의 캐패시터 반응을 나타내고 있으며 이런 현상은 표면에 부동태피막^{18~20)}을 형성한다는 의미이다. 따라서 90°에 가까운 phase angle 영역이 넓을수록 합금의 표면에 매우 안정한 부동태피막을 형성하여 안정성이 크게 증가한 것으로 생각된다. 따라서 이러한 해석을 바탕으로 하여 앞의 그림을 관찰하면 임상적으로 사용한 경우 부동태피막의 구간이 가장 작은 것을 확인할 수 있다. 또한, 임상적으로 사용하지 않은 임플란트 시스템의 경우 부동태피막의 구간은 증가하는 것을 관찰할 수 있으며 이는 안정성이 향상됨을 의미한다.

임상적으로 사용 전후의 임플란트시스템을 동전위부식시험한 후 표면을 FE-SEM과 EDS를 이용하여 조사한 결과, 임상에서 사용하기 전의 경우는 어버트먼트에서는 주조조직인 dendrite조직을 따라 부식이 발생되었고 EDS 분석결과 합금원소인 Au, Ag와 함께 인공타액내에 존재한 Cl이온이 검출되고 있어 주조조직을 따라 부식이 심하게 발생되었음을 알 수 있고 어버트먼트와 고정체사이의 틈에서 틈부식이 심하게 나타났는데 이는 틈이 부식의 자리로 작용하여 Cl⁻이온의 침투로 부식이 활성화된 것을 보여준다. 특히 고정체의 나사부분으로 나사의 골부분에서 부식이 발생되고 기계적인 가공결함 부분에서 부식이 심함을 알 수 있다.

임상적으로 사용한 경우(Fig.11)는 상부구조에서 공식이 다량 발생되었음을 보이고 있는데 주조시에 발생하는 기공이나 또는 불순물이 존재한 부위에서 쉽게 침식된 모습을 보인다. 특히 부식표면에서는 Cl⁻이온이 4.60wt%로 검출되는 것으로 보아 부식이 다량 발생되어 있음을 확인할 수 있다. 중요한 것은 틈에서 Cl⁻이온이 19.08wt%를 보임으로써 틈에서의 부식이 현저하였음을 알 수 있는데 이틈을 통하여 내부로 침투해들어간 Cl⁻이온이 내부에서의 부

식을 활성화하였을 가능성이 높다. 또한 고정체의 부식표면에서도 Cl^- 이온이 6.68wt% 및 Ag가 20.75wt%로 상부에서 용출된 이온이 아래의 고정체표면으로 흘러내려 상부보철물에서 부식이 심하게 나타났음을 알 수 있다.

임상적으로 사용 전후의 임플란트시스템의 동전위부식후 내부의 표면을 FE-SEM과 EDS를 이용하여 조사한 결과, 임상에서 사용하지 않은 임플란트 시스템의 경우 고정체의 나사산과 골 부분에서 부식이 되었고 상부구조/고정체의 틈에서 주로 부식이 나타났다. 각 부분에서 EDS분석하여 보면 거의 어버트먼트 나사의 상부, 중부 및 하부에서 Ti합금의 성분인 Al, Ti, V가 검출되어 이들 성분으로 구성된 나사임을 알 수 있고 나사의 다른 부위에서도 Au, Ag등의 원소가 검출되지 않아 상부구조에서 용출되어 내부 까지 흘러들지는 않았으나 어버트먼트 나사를 제거한 뒷부분에서는 어버트먼트, 고정체에서는 Au가 검출되어 부식과정중에 다소 용출이 있었다고 생각할 수 있다. 임상에서 사용한 임플란트 시스템의 내부부식표면은 어버트먼트 나사의 윗부분에 많은 부식생성물이 존재함으로써 부식이 활성화되었고 어버트먼트 나사가 존재한 부위를 제거하여 보면 나사표면에서 많은 부식생성물과 debris가 존재함을 보이고 있다(Fig. 20). 특히 나사산이나 나사골부분에서 부식이 심하게 이루어져있어 앞의 동전위시험곡선(Fig. 5)과 잘 일치함을 알 수 있다. 부식된 표면을 EDS분석하여 보면 모두 유기물이 다량 검출되고 있고 Al성분이 틈내에서 합금원소의 함량인 6wt%보다 많은 10.65wt%를 보여 표면에 많은 debris가 존재하고 틈 내에 Al산화물이 다량 함유되어 부식이 심하게 발생되었음을 알 수 있다. 이는 틈에서 발생하는 부식이 빠르게 활성화되고 있음을 알 수 있다. 어버트먼트 나사를 제거한 후 어버트먼트와 고정체의 표면성분을 보면 모든 부위에서 유기물질이 다량 존재하였고 고정체에서 가장 틈이 많이 존재한 부분으로 상부보철물에서 용출되어 흘러내린 것²¹⁾으로 생각되는 Au가 43.79wt%를 보여 다량의 Au가 용출되어 표면에 부식생성물을 형성하였음을 알 수 있다(Fig. 23-c). 이러한 상부보철물을 구성하고 있는 성분인 Au가 고정체의 틈에서 다량 검출되는 이유는 어버트먼트와 고정체의 틈사이로 오랜 시간 임상사용시 구강내에서 debris들이 침투하고 동시에 구강타액이 침투하게 되어 틈부식의 기전¹⁵⁾이 쉽게 작용하여 임플란트

시스템 내부에서 부식이 활성화 되었기 때문이다.

이와 같이 임상적으로 장시간 사용하게 되면 어버트먼트와 고정체의 틈을 따라 debris가 쉽게 침투하고 따라서 틈부식이 활성화되어 임플란트시스템의 안정성을 크게 감소시키는 것으로 생각되며 이를 위하여 임플란트시스템에서 사용되는 나사의 체결에 의해 형성되는 구조의 설계를 최적화하여 틈을 최소화할 수 있는 방법이 이 문제를 해결하는 방안으로 생각된다.

V. 결 론

임상적으로 사용전 후의 임플란트시스템의 안정성을 전기화학적인 방법과 표면분석을 통하여 고찰한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 임상사용 전후의 임플란트 시스템의 어버트먼트와 고정체사이의 틈이 관찰되었으며 임상사용후의 임플란트시스템 내부 고정체 틈에서 상부보철물의 원소와 Cl^- 이온이 검출되었다.
2. 임상사용 전후의 임플란트시스템의 동전위시험결과, 임상사용전의 경우에 임플란트시스템의 공식전위가 약 1000 mV를 임상사용후의 경우는 100 mV를 나타내었고 부식전위는 -300mV 및 -750mV를 각각 나타내었다. 틈 부식의 저항성인 $|E_{pit}-E_{corr}|$ 의 값은 임상사용전의 경우 1300 mV를, 임상사용 후 $|E_{pit}-E_{corr}|$ 는 850 mV를 나타내었다.
3. 임상사용 전후의 임플란트시스템의 임피던스시험결과, 임상사용전의 R_p 값은 $9.27 \times 10^3 \Omega cm^2$ 을, 임상사용후의 R_p 값은 $9.66 \times 10^2 \Omega cm^2$ 을 각각 나타내어 임상사용전의 분극저항값이 임상사용후의 분극저항값에 비하여 크게 증가하였다.
4. 부식후 임플란트시스템의 내부표면 조사결과, 임상에서 사용하지 않은 임플란트 시스템과 임상에서 사용한 시스템의 경우 고정체의 나사산과 골 부분에서 부식이 되었고 상부구조/고정체의 틈에서 주로 부식이 나타났다. 임상에서 사용한 임플란트 시스템의 경우, 틈이 많이 존재한 부분에서 Au가 다량 검출되었다.

이상의 결과로부터 임플란트 시스템의 안정성은 어버트먼트, 어버트먼트나사 및 고정체의 나사체결에 의해 형성되는 틈에 의하여 큰 영향을 미치며 구조의 설계를 최적화하여 틈을 최소화할 수 있는 방법이 안정성을 향상시킬 수 있는 방안으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. 이학열, 금속부식공학. 1995; 90-104.
2. Herbert ,H.U., Revie, R.W. : “Corrosion and corrosion control”, 1985 .
3. Lain,E.S., Schriever,W., Caughron,G.S. :“Problemof electrogalvanism in the oral cavity caused by dissimilar dental materials”, J Am Dent Assoc., 27: 1765, 1940.
4. Geis-Gestorfer, J., Weber, H: “Corrosion Resistance of the Implant Materials Contimet 35, Memory and Vitallium in Artificial Physiological Fluids”, Int J Oral Maxillofac Implants., 3 : 135-140, 1988.
5. Geis-Gestorfer, J., Weber, H: “In Vitro Substance Loss Due to Galvanic Corrosion in Ti Implant/ Ni-Cr Superconstruction Systems”, Int J Oral Maxillofac Implants., 4 : 119-123, 1989.
6. Hulterstrom, M., Nilsson, U: “Cobalt-Chromium as a Framework Material in Implant-Supported Fixed Protheses: A Preliminary Report”, Int J Oral Maxillofac Implants., 6 :475-480, 1991.
7. Hulterstrom, M., Nilsson, U: “Cobalt-Chromium as a Framework Material in Implant-Supported Fixed Protheses: A 3-Year Follow-up”, Int J Oral Maxillofac Implants., 9 :449-454, 1994.
8. Meyer, J.M.: “ Corrosion and Biocompatibility: 5Years of Reserch” J Oral Implantol 23:112.
9. Lemons, J.E.: “Dental implant retrieval analysis”, J Dent Edu.,52: 748-756, 1983.
10. Osborn JF, Willich P, Meenen N(1989). The release of titanium into human bone from a titanium implant coated with plasma-sprayed titanium. In Clinical Implant Material. By g. Helmke. U. Soltesz and A.J.C. Lee(Advances in Biomaterials. Vol. 9. 75-80ds.) Elsevier Science Publ. B. V. Amsterdam. Advances in Biomaterials 9: 75-809.

11. Johansson CB(1991). On tissue reaction to metal implants. Thesis. University of Gothenburg. Gothenburg. Sweden.
12. Solar RJ, Pollack SR, Korostoff E(1978). Titanium release from implants : A proposed mechanism. ASTM Special Technical Publ. 684. B. C. Syrett and A. Acharya(eds). U. S. food and Drug Admin. ASTM Symposium Kansas City Mo 22-23 May.
13. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe DV, Darius P(1992). A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants the treatment of partial edentulism. J Prosthet Dent 67:236-245.
14. Lekholm U, van steenberghe DV, Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J, et al(1994). Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective 5-year multicenter study. Int. J Oral Maxillofac Implants 9:627-635.
15. Jones DA(1992). Principles and prevention of corrosion, Maxwell Macmillan international editions pp.243-285.
16. Son MK, Choe HC, Chung CH(2004). Corrosion behavior between dental implant abutment and cast gold alloy. Metals and Materials International 10:153-159.
17. Ibris N and Rosca JCM(2002). EIS study of Ti and its alloys in biological media. Journal of Electroanalytical Chemistry 526:53.
18. Gonzalez JEG and Mirza-Rosca JC(1999). Study of the corrosion behavior of titanium and some of its alloys for biomedical and dental implant applications. Journal of Electroanalytical Chemistry 471:109.
19. Kobayashi E, Wang TJ, Doi H, Yoneyama T and Hamanaka H(1998). Mechanical properties and corrosion resistance Ti-6Al-7Nb alloy dental casting. Mater Sci.:Mater. Med 9:567.
20. Shukla AK, Balasubramaniam R and Bhargava S(2005). Properties of passive film on CP titanium, Ti-6Al-4V and Ti-13.4Al-29Nb alloys in simulated human body conditions. Intermetallics 13:631.

21. 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.

저작물 이용 허락서

학 과	치의학과	학 번	20057591	과 정	박사
성 명	한글: 정 용 태 한문 :		영문 :		
주 소					
연락처			E-MAIL		
논문제목	한글 : 치과 임플란트의 임상사용 전후에 전기화학적 안정성 평가				
	영어 : Evaluation of Electrochemical Stability of Dental Implant before and after Clinical Use				

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

- 다 음 -

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

동의여부 : 동의(O) 반대()

2007년 2월 일

저작자: 정 용 태 (서명 또는 인)

조선대학교 총장 귀하