

임플란트 고정체와 지대나사간의 부식특성에 관한 연구

조선대학교 치과대학 치과보철학교실, 광양대학교 제철금속학과*

기수진 · 권혁신 · 최한철*

I. 서 론

구강조직의 건강을 유지하면서 상실치아를 기능적, 심미적으로 수복하는 것은 임상가와 환자 모두의 치료 목표이다. 치근형 골내 임플란트의 사용으로 이러한 목표를 달성하고 종래의 고정성 및 가철성 보철물의 한계를 극복할 수 있다. 장기간의 성공적인 임상결과가 이를 뒷 받침해 주고 있으며 골과 연조직에서 결과를 예측할 수 있도록 해준다.

그러나 수종의 임플란트의 개발 및 기술의 증가와 함께 임플란트 실패에 관한 보고도 많아지고 있다. 이는 임플란트를 이용한 보철수복 역시 보철물 제작 과정과 유지관리 기간중에 보철과 관련된 여러 문제가 야기될 수 있기 때문이다. 결국 임플란트를 이용한 구강재건은 여러 단계를 거쳐야 성공적으로 마무리 될 수 있다. 즉 임플란트 보철의 제작시와 매번 정기 검진시 임플란트의 위치와 축 방향, 지대나사 및 보철물 유지나사의 풀림과 파절, 고정체 및 상부 지대주의 파절, 교합면 재료의 소실, 이중 금속 사용에 의한 부식, 심미적, 기능적 문제, 구강청결위생의 용이성, 골흡수 정도와 양태등에 대한 검진이 요구된다^{1,2)}.

이러한 다양한 문제점중 특히 임플란트 지대나사의 풀림은 나사유지형 임플란트 보철과 관련된 중요한 임상적 문제라 할 수 있다³⁻¹⁰⁾. 지대나사의 풀림은 임플란트 구성성분 및 상부구조의 파절을 유발할 수 있고, 다수의 임플란트 보철에서는 풀리지 않은 임플란트에 풀린 쪽의 하중이 부가되어 골유착에 좋지

않은 영향을 미칠 수 있다. Ekfeldt 등¹¹⁾은 단일 임플란트 보철에 대한 임상적 평가에서 가장 두드러진 문제점이 지대나사의 풀림이고 그 빈도는 48%에 달한다고 하였으며, Laney 등¹²⁾은 단일 치아 임플란트의 3년간 연구에서 가장 큰 문제점은 지대나사의 풀림현상이고 이러한 나사풀림으로 인해 구강위생이 불결해지며 주변조직에 염증이 생기고 상부보철물이 파절될 수 있으며 궁극적으로는 골유착이 파괴될 수 있다고 하였다.

따라서 임플란트 지대나사의 풀림의 원인을 규명하고 이를 방지하기 위한 연구가 활발하게 진행되어 왔다. Jorneus 등¹³⁾은 지대나사의 재료와 설계가 나사연결부의 안정성에 영향을 미치는 인자라고 지적하였으며 Tolman 등¹⁴⁾은 나사풀림의 원인으로 부적절한 설계원칙, 잘 맞지 않는 금속골격, 구성성분의 기계적 부조화, 교합관계와 저작기능의 문제 등의 원인을 지적하였고, Kohavi¹⁵⁾는 임플란트 보철물에 가해지는 과하중이나 굽힘력에 의해 나사풀림이나 파절이 발생할 수 있다고 하였다. 이처럼 지대나사의 풀림현상과 관련하여 다수의 논의가 이루어지고 있는 바, 본 연구에서는 임플란트 구성재료의 부식 문제에 초점을 맞추어 실험에 응용해 보았다.

부식이란 금속이 액체용액에 의해 퇴보되는 현상이라고 정의할 수 있다^{16,17)}. 치과 영역에서는 50여년 전 치과용 합금의 갈바너 부식에 대한 과학적인 연구¹⁸⁾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^{11,19,20)}가 활발히 진행되어왔고, 최근에는 지대주와 상부 구조물의 재료에 따른 갈바닉 부식에 대한 연구가 보고되고 있다^{21,22)}.

그러나 이러한 갈바닉 부식에 관한 많은 연구와 대조적으로 임플란트 고정체 내부 암나사구조와 지대나사산 사이의 틈부식에 대한 연구는 미비하며, 나사 풀림 현상에 대한 논문들에서도 부식에 의한 지대나사의 풀림이나 파절의 위험성에 대해서는 언급하지 않았다.

따라서 본 연구에서는 임플란트 고정체, 임플란트 지대주, 티타늄 지대나사, 금 지대나사의 양극 분극 실험과 각 시편 사이의 갈바닉 부식 실험을 통해 각 시편의 부식 특성을 알아보고, 지대나사와 고정체간의 틈부식 실험 및 간극 관찰을 통하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

1) 시편의 준비

본 연구에서는 부식실험을 위해 임플란트 고정체

로 AVANA Dental Implant System의 AVANA Standard Fixture중 직경 3.75mm 길이 13mm를, 상부 지대주는 AVANA Cemented Abutment를, 유지나사는 금 지대나사와 티타늄 지대나사를 선택하였다(Table 1).

양극분극거동, 갈바닉 부식거동, 틈부식 실험을 위한 시편을 각각 따로 준비하였으며 각 시편은 부식 실험을 위해 전극에 연결한 후 연결부위는 epoxy resin을 이용하여 mounting하였다(Fig. 1).

2) 부식액

생체의 실험을 할 경우에는 실제환경과 유사한 조건을 제공하는 체액을 모방한 전해액의 활용이 중요하다. 치과재료로 이용되는 금속의 부식은 일반적으로 염소이온의 존재 및 활동과 관련이 있고 부동태 피막의 파괴에 관여하는 이온도 신체와 타액에 존재하는 염소 이온이라는 보고가 있다^{23,24)}. 따라서 본 연구에서는 염소이온을 포함한 부식액으로 자연타액과 성분이 가장 비슷한 인공타액을 사용하였다. 이는 치과용 합금의 부식실험 용액으로 주로 사용되고 있으며 측정을 위해 신선하게 보관되었고 $37 \pm 1^\circ\text{C}$ 의 온도로 유지한 후 실험에 사용하였다(Table 2).

Table 1. The composition of samples using in this study

Samples	Composition	
AVANA Standard Fixture	C 0.010 Fe 0.08 H 0.0014 N 0.010 O 0.16 Ti Bal	ASTM B 348 Grade 2 Titanium
AVANA Cemented Abutment Titanium Screw	C 0.022 Fe 0.06 H 0.0013 N 0.008 O 0.13 Ti Bal	ASTM B 348 Grade 3 Titanium
Gold Screw	Au 68% Pt 12% Ag 10%	

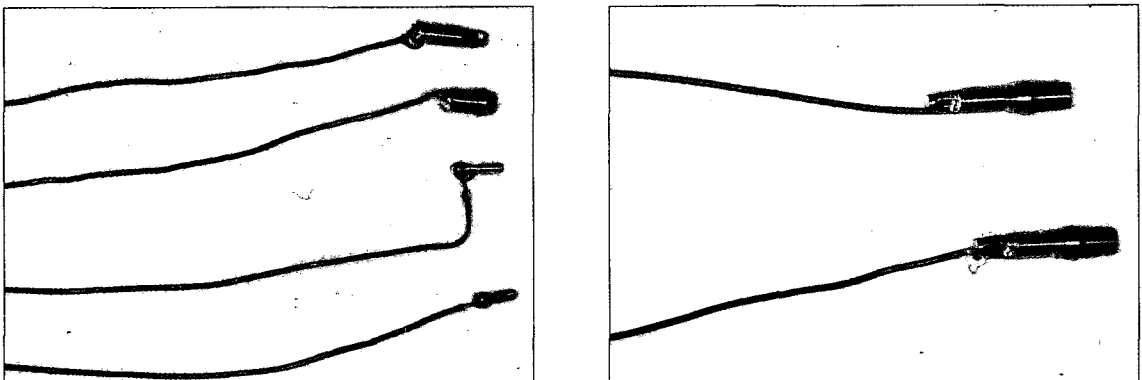


Fig. 1. Samples for this study

Table 2. Constituents of modified Fusayama's artificial saliva

Age Group(year)	Male	Female
KCl		0.4gm/l
NaCl		0.4gm/l
NaH ₂ PO ₄ · H ₂ O		0.6gm/l
Na ₂ S · 5H ₂ O	0.0016gm/l	
Urea		0.5gm/l

2. 연구 방법

1) 양극 분극 실험 (Anodic Polarization Test)

각각의 시편(임플란트 고정체, 임플란트 지대주, 금 지대나사, 티타늄 지대나사)을 인공타액에서 전기화학적 부식실험을 행하였다. 1000ml의 용량을 가진 분극실험용기(multineck beaker)에 전해액

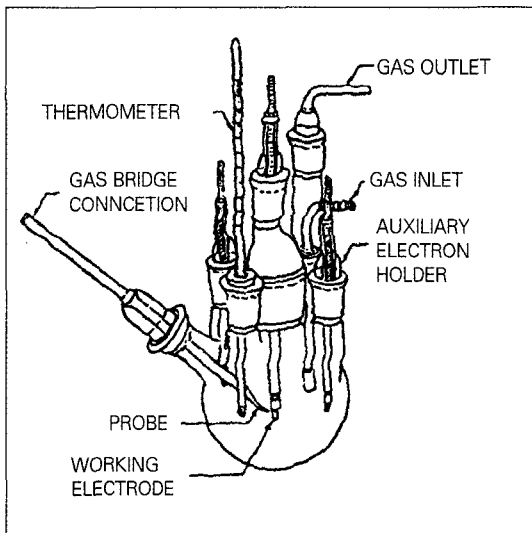


Fig. 2. Schematic diagram of the corrosion cell

600ml를 넣고 부식실험 30분전부터 argon gas를 흘러보내 전해액내의 용존산소를 제거해 비산화 환경을 형성한후 부식 측정 장비인 Potentiostat (model 273A EG&G Co., U.S.A.)에 연결하였다. 시편과 기준전극(reference electrode)간의 거리는 대략 1mm로 조절하였다. 이때 기준전극은 SCE(saturated calomel electrode)로 구성되고 보조전극(counter electrode)은 고밀도 탄소전극(high dense carbon electrode)을, 작업전극(working electrode)으로는 각각의 준비된 시편을 사용하였다(Fig. 2).

양극 분극곡선을 얻기위해 Potentiostat에 연결한 전위차 발생장치에서 전위주사속도(potential scan rate)를 100mV/min으로 전위주사범위(potential range)는 -1500mV ~ +1500mV까지 측정하였고, 실험시마다 시편과 부식액을 교환하였다(Table 3).

2) 갈바닉 부식 실험 (Galvanic Corrosion Test)

갈바닉 부식 실험은 임플란트 고정체와 임플란트 지대주간, 임플란트 고정체와 금 지대나사간, 임플란트 고정체와 티타늄 지대나사간, 임플란트 지대주와 금 지대나사간, 임플란트 지대주와 티타늄 지대나사간을 각각 측정하였다. 각 부위에 전선을 각각 따로 연결하여 시행하였다.

접촉전류 밀도(contact current density)는 600초간 측정과 7,200초간 측정으로 나누어서 측정하였고 600초간 측정에서는 1초 간격으로 수치를 기록하였으며 7,200초간 측정에서는 30초 간격으로 수치를 기록하였다. 갈바닉쌍형성으로 인해 야기된 금속유리량은 Faraday's law에 따라 전류-시간 면적과 같으며 이는 전하량로 Q로 나타낼 수 있다. 이 값은 컴퓨터에서 자동으로 측정, 기록하였다(Fig. 3-a, b).

Table 3. Electrode and scanning conditions used in this study

Counter electrode	:	High density Carbon(C)
Reference electrode	:	Saturated calomel electrode
Working electrode	:	sample
Scanning range	:	-1500mV~+ 1500mV
Scan rate	:	100mV/min
Electrolyte	:	modified Fusayama's artificial saliva
Temperature	:	37±1℃

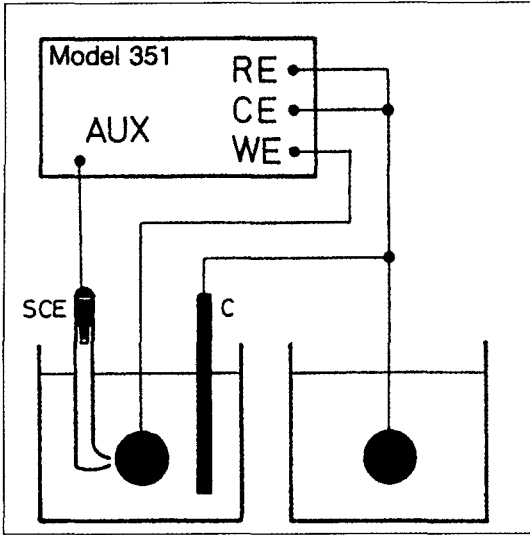


Fig. 3-a. Schematic presentation of the test set up.
 RE : reference electrode
 CE : counter electrode
 WE: working electrode
 C : graphite electrode
 SE: saturated calomel electrode

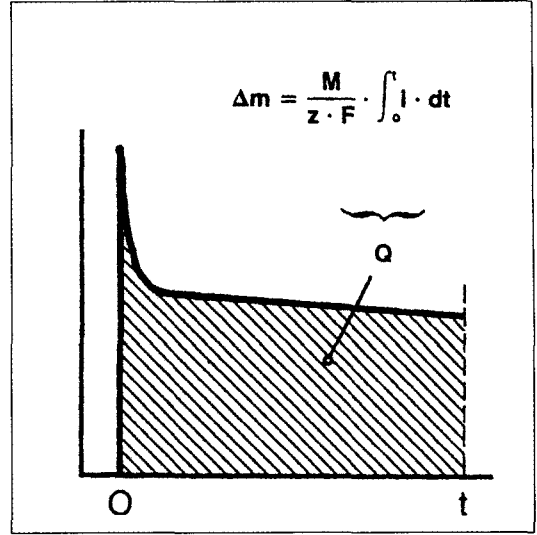


Fig.3-b. Calculation of substance loss according to Faraday's law.

3) 틈부식 실험 (Crevice Corrosion Test)

본 실험에서는 임플란트 고정체에 임플란트 지대주를 연결하고, 3i 시스템의 Torque Driver를 이용하여 금 지대나사와 티타늄 지대나사를 각각 20N의 회전력으로 조이고 풀기를 반복한 후 3회째에 완전히 결합시켰다²⁵⁾. 준비된 시편을 염소이온이 포함된 인공 타액에 위치시킨 후 임플란트 고정체 내부의 나사산과 지대나사산사이의 틈이 부식에 미치는 영향을 조사하기 위해 CPPT (Cyclic Potentiodynamic Polarization Test) 방법을 사용하였다.

주사조건은 인공타액에서 100mV/min의 전위주사 속도로 -1000mV에서 최대전위 (E_{max}) 1700mV까지 정방향주사(forward scan)를 행한후 같은 전위주사 속도로 역방향주사(reverse scan)시킨 다음 부동태 영역과 만나는 점인 재부동태화 전위 (E_r :repassivation potential)와 부식전위 (E_{corr} :corrosion potential)와의 차이 ($|E_r - E_{corr}|$)로 틈부식 저항 정도를 조사하였다.

4) 주사전자 현미경에 의한 틈부식 양상 관찰

틈부식이 완료된 시편을 Sandpaper를 이용해 수직

방향으로 절삭하고 0.1 μ m Al_2O_3 로 절단부를 미세 연마한 후 주사전자현미경을 이용하여 임플란트 고정체와 지대나사 사이의 부식양상을 관찰하였다.

III. 연구성적

1. 양극분극거동

각 시편을 인공 타액내에서 부식시킨 결과 각각의 부동태 전위는 임플란트 고정체는 -420mV, 임플란트 지대주는 -560mV, 티타늄 지대나사는 -370mV, 금 지대나사는 -230mV를 나타냈다. 특히 금 지대나사는 다른 시편에 비해 부동태 전류 밀도가 우측으로 이동하여 불안정한 부동태 피막 형성영역을 보였다. 또한 임플란트 고정체는 임플란트 지대주나 티타늄 지대나사에 비해 부동태 피막이 형성되는 전류값이 2 order정도 증가하는 양태를 보였다.

2. 갈바닉 부식양상

1) 임플란트 고정체와 임플란트 지대주간의 갈바

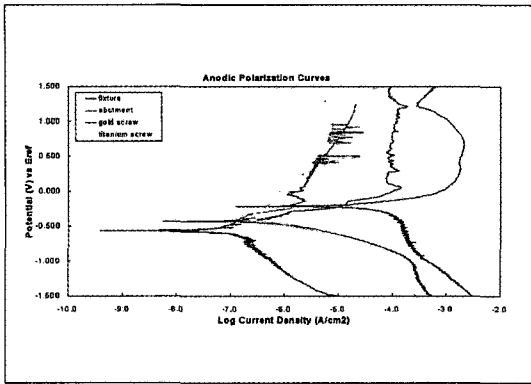


Fig. 4. Anodic polarization of curves of samples

닉 부식(Fig. 5-a)

각 시편을 600초간 부식 실험을 시행한 결과 임플란트 지대주에서 부식이 발생하였고, 7200초간 부식 실험에서는 접촉 전류밀도가 $8.251 \times 10^{-4} \text{C/cm}^2$ 로 나타났으며 임플란트 고정체에서 부식이 발생되었다.

2) 임플란트 고정체와 티타늄 지대나사간의 갈바닉 부식(Fig. 5-b)

각 시편을 600초간 부식 실험을 시행한 결과 티타늄 지대나사에서 부식이 발생하였고, 7200초간 부식 실험에서는 접촉 전류밀도가 $8.023 \times 10^{-5} \text{C/cm}^2$ 로 나타났으며 티타늄 지대나사에서 부식이 발생되었다.

3) 임플란트 고정체와 금 지대나사간의 갈바닉 부식(Fig. 5-c)

각 시편을 600초간 부식 실험을 시행한 결과 금 지대나사에서 부식이 발생하였고, 7200초간 부식 실험에서는 접촉 전류밀도가 $5.142 \times 10^{-5} \text{C/cm}^2$ 로 나타났으며 임플란트 고정체에서 부식이 발생되었다.

4) 임플란트 지대주와 티타늄 지대나사간의 갈바닉 부식(Fig. 5-d)

각 시편을 600초간 부식 실험을 시행한 결과 티타

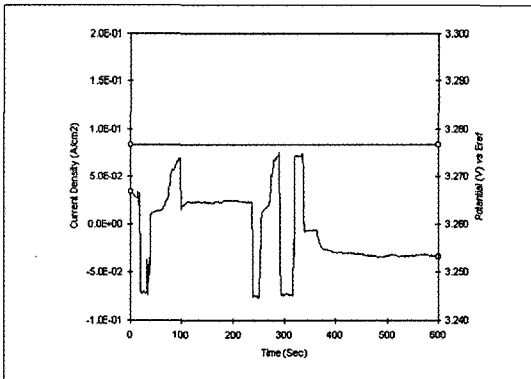


Fig. 5-a. Galvanic corrosion between fixture and abutment.

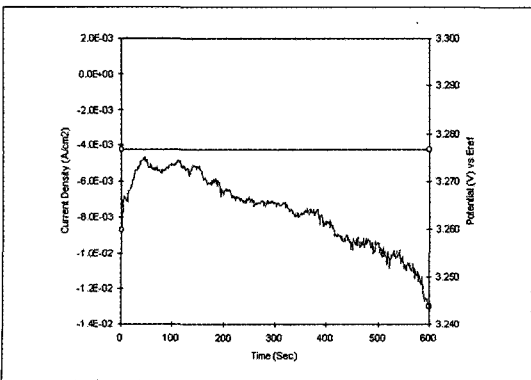
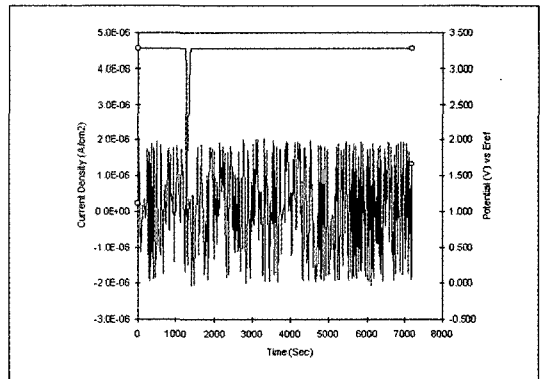
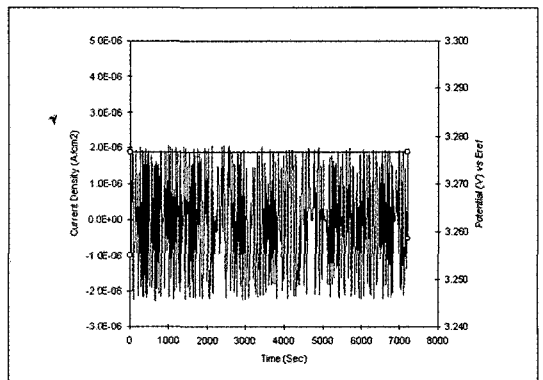


Fig. 5-b. Galvanic corrosion between fixture and titanium screw.



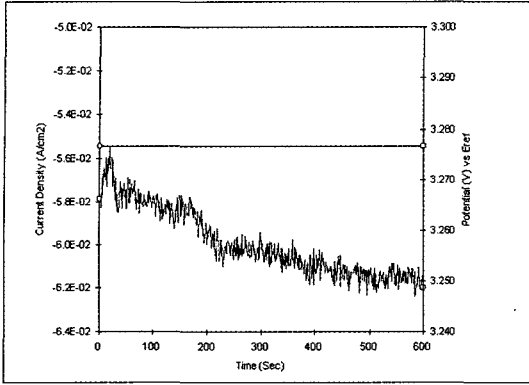


Fig. 5-c. Galvanic corrosion between fixture and gold screw.

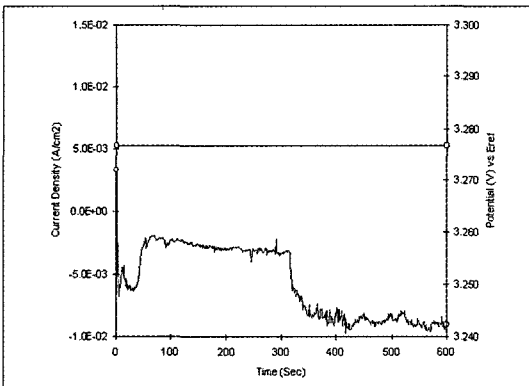
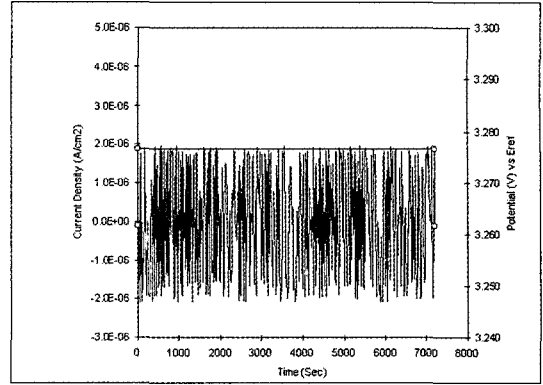


Fig. 5-d. Galvanic corrosion between abutment and titanium screw.

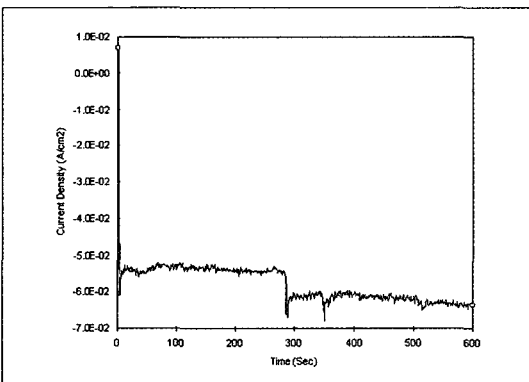
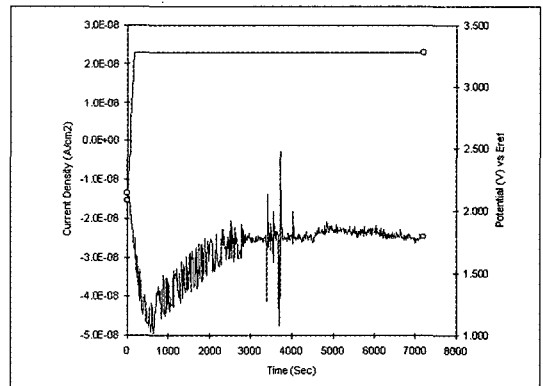
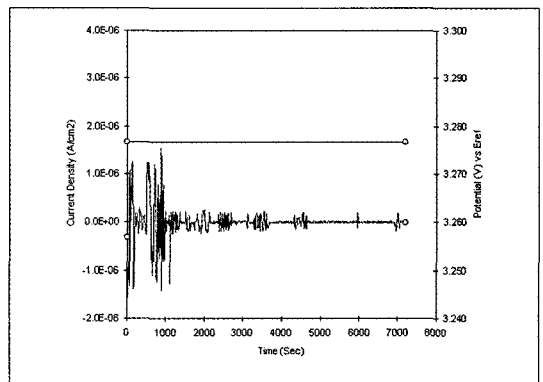


Fig. 5-e. Galvanic corrosion between abutment and gold screw.



높은 지대나사에서 부식이 발생하였고, 7200초간 부식 실험에서는 접촉 전류밀도가 $2.009 \times 10^{-4} \text{C/cm}^2$ 로 나타났으며 티타늄 지대나사부위에서 부식이 되었다. 또한 초기에 갈바닉 부식 효과가 가장 크게 나타나며 1000초 이상에서는 감소하는 경향을 나타내었다.

5) 임플란트 지대주와 금 지대나사간의 갈바닉 부식 (Fig. 5-e)

각 시편을 600초간 부식 실험을 시행한 결과 금 지대나사에서 부식이 발생하였고, 7200초간 부식 실험에서는 접촉 전류밀도가 $1.591 \times 10^{-5} \text{C/cm}^2$ 로 나타났

IV. 총괄 및 고찰

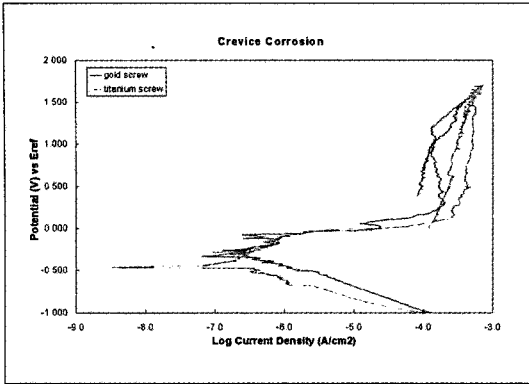


Fig. 6. Cyclic polarization curves of samples

으며 임플란트 지대주와 금 지대나사는 1000초까지는 반복 갈바닉부식이 일어나다가 시간이 경과 할수록 갈바닉 부식이 나타나지 않았다.

3. 틈부식 양상

1) CPPT 실험결과

임플란트 고정체와 임플란트 지대주를 각각 금 지대나사와 티타늄 지대나사를 이용하여 연결시킨후 전해액내에서 CPPT (Cyclic Potentiodynamic Polarization Test)방법을 사용해 임플란트 고정체 내부 암나사 구조와 지대나사산 사이의 틈이 부식에 미치는 영향을 조사한 결과 금 지대나사를 사용한 경우는 부식전위는 -330mV이고 재부동태화 전위는 1000mV로 $|E_{rep}-E_{corr}|$ 가 1330mV이고, 티타늄 지대나사를 사용한 경우는 부식전위는 -470mV이고 재부동태화 전위는 1500mV로 $|E_{rep}-E_{corr}|$ 가 1970mV를 보였다.

2) 주사전자현미경에 의한 틈부식 양상(Fig. 7, 8)

틈부식 실험후 시편을 mounting하고 절삭하여 전자현미경으로 틈 부식 양상을 관찰한 결과 임플란트 고정체와 지대주사이로 침투해 들어간 용액이 임플란트 고정체 내부 암나사산과 지대나사산의 경계부를 따라 침투하여 틈이 존재한 부위에서 부식양상을 보였다. 특히 예리한 나사산 구조가 파괴된 나사산의 끝이나 골 부위에서 집중적으로 부식된 양상을 보였다.

골유착성 임플란트에 상부 보철물을 고정하는 방법 중 나사에 의해 유지되는 형태는 필요한 경우 풀었다가 쉽게 다시 장착할 수 있는 장점을 가져 임상에서 많이 이용되고 있다²⁶⁾. 그러나 이 고정형태와 관련하여 많은 선학들에 의해 나사의 풀림이 중요한 임상적 문제점으로 지적되고 있다⁹⁻¹⁰⁾. 이러한 나사풀림의 원인을 규명하고 이를 방지하기 위한 여러 노력들이 있었는데 본 연구에서는 임플란트 구성성분간의 부식문제에 초점을 맞추어 실험에 응용해 보았다.

대부분의 부식현상은 전기화학적 부식평가법인 동전위분극측정법 (potentio-dynamic polarization method)을 이용해 평가되는데 이 방법은 일련의 전위를 일정한 속도로 시편에 가하여 흐르는 전류량의 변화를 관찰하여 전류밀도-전위관계를 측정함으로써 수용액 환경에서 금속시편의 부식 특성을 결정하는데 이용된다. 이러한 측정은 부식경향과 부식속도, 부동태의 형성과 그 피막의 용해, 공식경향(pitting tendency), 기타 중요한 자료에 관한 정보를 제공함으로써 서로 다른 금속 및 합금의 부식거동을 합리적으로 비교할 수 있다. 이 방법의 장점은 신속성, 용이성, 반복재현성, 정확성등이 있는 반면 단점으로는 단기간의 검사이므로 임상적 연계성의 한계가 있다는 점이 지적되었다^{16,17)}.

실험적으로 부식활성을 증명하기 위해서는 높은 임상적 관련성을 갖는 적절한 실험절차가 요구되는데, 특히 생체의 실험을 할 경우에는 실제 환경과 유사한 조건을 제공하는 체액을 모방한 전해액의 활용이 중요하다. 치과재료로 이용되는 금속의 부식은 일반적으로 염소이온의 존재 및 활동과 관련이 있고 부동태의 파괴에 관여하는 이온도 신체와 타액에 존재하는 염소 이온이라는 보고가 있다^{23,24)}. 본 연구에서도 각각의 시편의 부식거동을 보기 위해 염소이온이 포함된 인공타액을 이용하여 양극분극 실험을 시행한 결과 임플란트 고정체, 임플란트 지대주, 티타늄 지대나사는 넓은 범위의 부동태 피막영역을 보인 반면 금 지대나사는 다른 시편에 비해 부동태 전류밀도가 우측으로 이동하여 불안정한 부동태 피막 형성영역을 보였다. 또한 임플란트 고정체는 임플란트 지대주나 티타늄 지대나사에 비해 부동태 피막이 형

성되는 전류값이 2 order정도 증가를 보이는데 이는 임플란트 고정체 표면의 많은 나사산으로 인하여 표면적이 증가되었기 때문으로 생각된다.

본 연구에 사용한 각 시편의 접촉에 의한 갈바닉 부식의 영향을 살펴본 결과 임플란트 고정체와 금 지대나사간의 갈바닉 부식은 초기에는 금 지대나사 부위에서 부식이 발생하였고 시간이 경과하면서 임플란트 고정체 부위에서 부식이 발생하였으나 그 양은 미미하였다. 임플란트 고정체와 티타늄 지대나사간의 갈바닉 부식은 티타늄 지대나사 부위에서 부식이 발생됨을 전류밀도 변화에서 알 수 있었다. 이는 동일한 금속이지만 소양극-대음극 효과에 의하여 면적이 작은 지대나사 부위에서 갈바닉 부식이 심하게 나타나기 때문으로 사료된다.

Gross 등²⁷⁾은 여러 회사제품의 고정체-지대주 계면(A-I interface)을 조사한 결과 모든 제품에서 고정체-지대주 계면에 microscopic space가 존재하며 이는 치은열구액이나 타액의 통로가 될 수 있다고 하였다. 이러한 microleakage에 의해 구취나 임플란트 주위염이 유발될 수 있으며 또한 구성성분의 부적합이나 지대주의 미세한 움직임, 보철물의 부적합 등이 발생할 수 있을 것이라고 하였다. Jansen 등²⁸⁾은 임플란트 고정체와 지대주 사이의 틈이 bacteria의 통로로 작용하여 임플란트 주위 연조직에 염증반응을 일으킬 수 있다고 하였다. 부식의 관점에서 이러한 틈은 틈부식을 야기할 수 있다.

틈부식이란 전해액에 노출된 금속 표면상의 어떤 틈 또는 가려진 부분내에서 국부적으로 심한 부식이 발생하는 것을 말하며 이러한 틈부식이 발생하는 데에는 긴 잠복기간이 요구되는 경우가 많지만 일단 부식이 발생되면 그 속도는 자기 촉매반응에 의해 가속도적으로 증가한다. 틈이 부식영역으로 작용하기 위해서는 용액이 들어갈수 있도록 충분히 넓어야 하고 또 들어온 용액이 간헐 정체되도록 충분히 좁아야 한다. 따라서 틈부식은 그 폭이 수천분의 1인치 이하인 곳에서 주로 발생한다. 또 틈부식은 Cl⁻이온을 포함한 용액에서 그 정도가 심하다^{16,17)}. 따라서 본 연구에서도 각각의 시편을 연결한 후 Cl⁻이온을 포함한 인공타액에서 틈부식 실험을 시행한 결과 금 지대나사를 사용한 경우는 부식전위는 -330mV이고 재부동태화 전위는 1000mV로 $|E_{rep}-E_{corr}|$ 가 1330mV이고 티타늄 지대나사를 사용한 경우는 부

식전위는 -470mV이고 재부동태화 전위는 1500mV로 $|E_{rep}-E_{corr}|$ 가 1970mV를 보여서 티타늄 지대나사가 금 지대나사에 비하여 틈부식 저항이 좋았으며 이는 이중금속간의 금속접촉부위에서 갈바닉 부식이 발생되고 그 후 부식에 의해서 발생한 틈에서 틈부식 기구가 작용하여 부식을 가속화 시키기 때문으로 사료된다.

부식실험후 시편을 절삭하여 관찰한 전자현미경 사진에서 임플란트 고정체 내부 암나사산과 지대나사산의 경계부를 따라 틈이 존재한 부위에서 부식양상을 보였다. 특히 나사산의 끝이나 골부위에서 나사구조가 파괴되면서 그 부위가 집중적으로 부식된 양상을 보였다. 또한 티타늄 지대나사를 사용한 경우에 비하여 금 지대나사를 사용한 경우 더욱 많은 틈이 관찰되어 지대나사산 과 임플란트 고정체 내부 암나사산 사이의 틈이 부식에 영향을 미친 것으로 사료된다.

강한 기계적 하중과 부식환경에의 노출은 균열(cracking)에 의한 금속재료의 파괴를 가져올 수 있다. William²⁹⁾은 이런 현상을 응력 부식 균열(stress corrosion cracking)이라 하였는데 이렇게 부식이란 부위에 집중적으로 발생하고 반복적인 저작력이 가해지면 그 부위에서 금속의 피로에 의한 파절이 발생할 수 있다. 따라서 본 연구에서와 같이 틈에서 발생한 부식은 실제 반복 하중이 작용시 응력 부식 균열로 발전될 수 있을 것이다.

현재까지 임플란트 고정체와 임플란트 지대주 그리고 지대나사간의 틈의 영향에 대한 연구는 미비한 상태이지만 갈바닉 부식 및 틈부식이 임플란트 고정체와 지대나사사이의 결합의 점차적인 파괴를 야기하고 결과적으로 지대나사의 풀림현상이나 지대나사나 임플란트 고정체의 부식파절등 임플란트의 내구성에 영향을 미칠 수 있음을 간과해서는 안된다. 또한 구성성분사이에 부적합이 존재하는 경우 이러한 부식의 영향이 더욱 현저하며, 반복적인 저작력이 가해짐에 따라 그 부위에서 금속의 피로에 의한 파절이 발생할 수 있을 것이다. 따라서 부식현상을 이해하고 임플란트 고정체와 지대나사간의 적합성 향상, 우수한 내식성을 지닌 재료의 개발, 생체적합성의 개선등에 관한 연구가 계속되어야할 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구에서는 임플란트 고정체, 임플란트 지대주, 티타늄 지대나사, 금 지대나사의 양극 분극 실험과 각 시편 사이의 갈바닉 부식 실험을 통해 각 시편의 부식 특성을 알아보고, 임플란트 고정체와 임플란트 지대주를 금 지대나사와 티타늄 지대나사를 이용하여 연결시켜 틸부식 실험을 시행한 후 시편을 절단하여 주사전자현미경으로 관찰하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 양극 분극 실험 결과, 각각의 부동태 전위는 임플란트 고정체는 -420mV , 임플란트 지대주는 -560mV , 티타늄 지대나사는 -370mV , 금 지대나사는 -230mV 를 나타냈다. 이 중 금 지대나사는 다른 시편에 비해 부동태 전류 밀도가 우측으로 이동하여 불안정한 부동태 파막 형성 영역을 보였다
2. 갈바닉 부식 실험 결과, 임플란트 고정체와 금 지대나사 사이의 갈바닉 부식은 접촉전류밀도는 $5.412 \times 10^{-5} \text{C/cm}^2$ 이었고 임플란트 고정체에서 부식이 발생하였고, 임플란트 고정체와 티타늄 지대나사 사이의 갈바닉 부식의 경우 접촉전류밀도는 $8.023 \times 10^{-5} \text{C/cm}^2$ 이었고 티타늄 지대나사에서 부식이 발생되었다.
3. 틸부식 실험 결과 금 지대나사를 사용한 경우는 부식전위와 재부동태화 전위의 차이가 1330mV 이고 티타늄 지대나사를 사용한 경우는 부식전위와 재부동태화 전위의 차이가 1970mV 를 보여 티타늄 지대나사를 사용한 경우가 금 지대나사를 사용한 경우보다 틸부식 저항성이 높았다.
4. 틸부식 실험 후 시편을 절삭하여 전자현미경으로 틸부식 양상을 관찰한 결과 티타늄 지대나사를 사용한 경우에 비하여 금 지대나사를 사용한 경우 더욱 많은 틸이 관찰되었다. 특히 예리한 구조가 파괴된 나사산의 끝이나 골 부위에서 집중적으로 부식된 양상을 보였다.

참 고 문 헌

1. Han JS.: "Repair and check point of implant prostheses." 『Osseo-integrated Dental Implant

System』 1997; pp. 292-300.

2. Burguete RL, Johns RB.: "Tightening characteristics for screw joints in osseointegrated dental implants." J. Prosthet Dent. 1994;71:592-599.
3. Binon PP, Weir D, Watanabe L.: "Implant component compatibility." Chicago, Quintessence., 1992.
4. Carr AB, Larsen E, Papazolou E.: "Reverse torque of various screw design implants in baboons." J. Dent. Res. 73(IADR Abstracts) No. 804, 1994.
5. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP.: "Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs." J. Prosthet Dent. 1995;74:270-278.
6. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T.: "Elongation and preload stress in dental implant abutment screw." Int. J. Oral Maxillofac Implants. 1995;10:529-536.
7. Jemt T, Laney WR, Jemt T, Harris D.: "Osseointegrated implants for single-tooth Replacement: A 1-Year Report From a Multicenter Prospective Study." Int. J. Oral Maxillofac Implants. 1991;6:29-36.
8. Kallus T, Bressing C, Odont D.: "Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years." Int. J. Oral Maxillofac Implants. 1994;9:169-178.
9. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA.: "Implant screw mechanics." Dent. Clin. North Am. 1998;42:71-89.
10. Patterson EA, Johns RB.: "Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants." Int. J. Oral Maxillofac Implants. 1992;7:25-34.
11. Ekfeldt A, Carlsson GE, Borjesson G.: "Clinical evaluation of the single tooth restorations supported by osseointegrated implant: A retrospective study." Int. J. Oral Maxillofac Implant. 1994;9:179-183.

12. Laney WR, Jemt T, Harris D.: "Osseointegrated implants for single-tooth Replacement: Progress report From a Multicenter Prospective study After 3 Years." *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 1994;9 :49-54.
13. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L.: "Load and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants." *Int. J. Oral Maxillofac Implants.*, 1992;7:353-359.
14. Tolman DE, Laney WR.: "Tissue-integrated prosthesis complications." *Int. J. Oral Maxillofac Implant.* 1992;7:477-484.
15. Kohavi D.: "Complications in the tissue integrated prostheses component: clinical and mechanical evaluation." *J. Oral Rehabilitation.* 1993;20:413-422.
16. Lee HY. 『Metallic Corrosion Engineering』1995.
17. Herbert HU, Revie RW.: "Corrosion and corrosion control." 1985.
18. Lain ES, Schriever W, Caughron GS.: "Problem of electrogalvanism in the oral cavity caused by dissimilar dental materials." *J. Am. Dent. Assoc.* 1940;27:1765.
19. 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.* 1989;4:119-123.
20. Reclaru L, Meyer JM.: "Study of corrosion between a titanium implant and dental alloys." *J. Dent.* 1994;22:159-168.
21. Hulterstrom M, Nilsson U.: "Cobalt-Chromium as a Framework Material in Implant-Supported Fixed Prosthesis: A 3-Year Follow-up." *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:449-454.
22. Hulterstrom M, Nilsson U.: "Cobalt-Chromium as a Framework Material in Implant-Supported Fixed Prosthesis: A Preliminary Report." *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 1991;6:475-480.
23. Brown SA, Meritt K.: "Electrochemical corrosion in saliva and serum." *J. Biomed. Mater. Res.* 1980;14:173-175.
24. Van Order AC.: "Corrosive response of the interface tissue to 316 L stainless steel, titanium-based alloys and cobalt-based alloys." In: Mckinney RV, Lemons MA.: PSG Publishing. 1-25.
25. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW.: "Torque required to loosen single-tooth implant abutment screw before and after simulated function." *Int. J. Prosthodont.* 1993;6:435-439.
26. Misch CE.: *Contemporary implant dentistry: Mosby-year book, Inc, St. Louis, 1999.*
27. Gross M, Abramovich I, Weiss EI.: "Microleakage at the Abutment- Implant Interface of Osseointegrated Implants: A Comparative Study." *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:94-100.
28. Jansen VK, Conradss G, Richter EJ.: "Microvial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface." *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:527-540.
29. Williams, D. F.. "Titanium as a metal for implantation." *J. Med. Eng. Tech.*, Jul. Part1 and 2:1977:195-202, 260-270.

Reprint request to:

Su-Jin Kee, D.D.S., M.S.D.,
 Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University
 588, Seosuk-dong, Dong-Ku, Kwangju, 501-140, Korea
 Tel. 82-62-220-3602, 3635 Fax. 82-62-228-9789

사진부도 ①

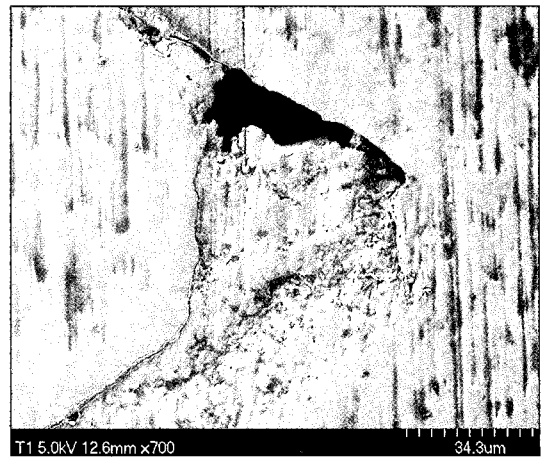
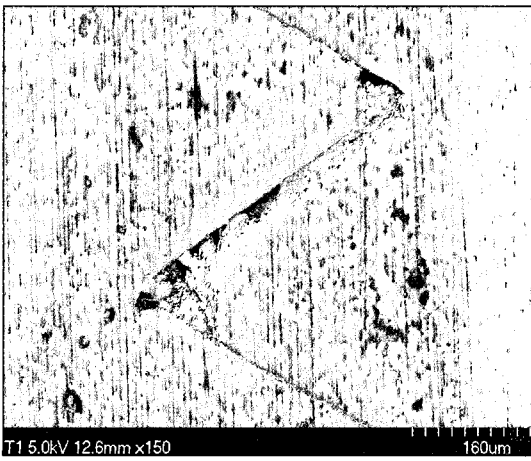
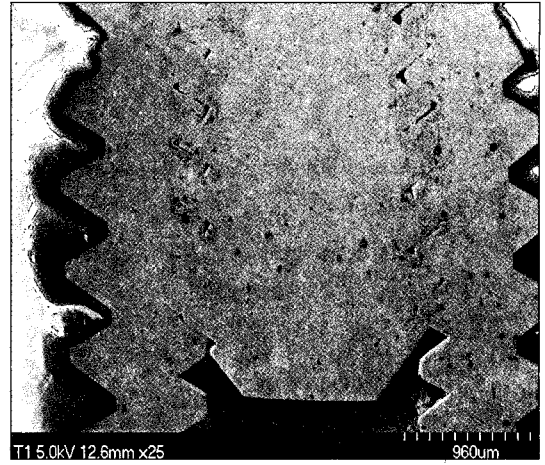


Fig. 7. Crevice corrosion behavior of sample using titanium screw after CPPT in SEM. (A: abutment, F: fixture, T: titanium screw)

사진부도 ②

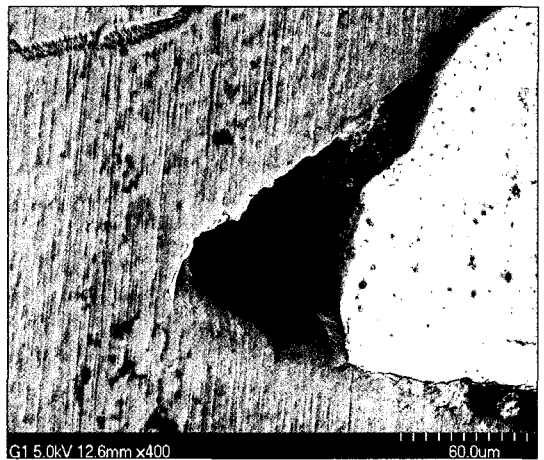
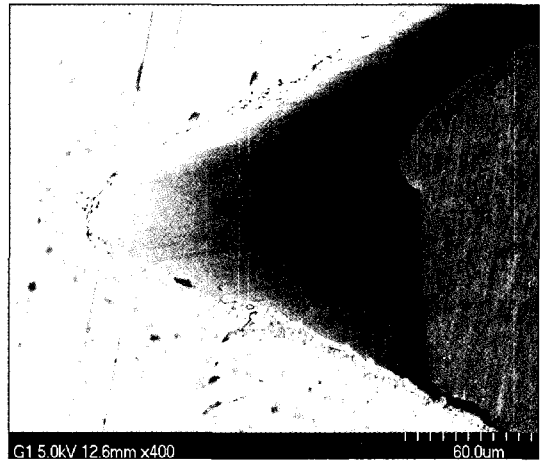
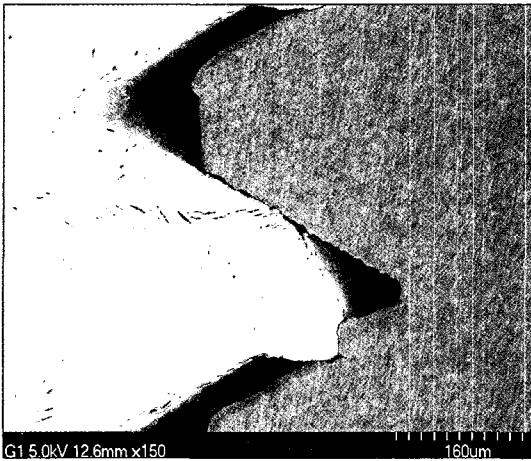
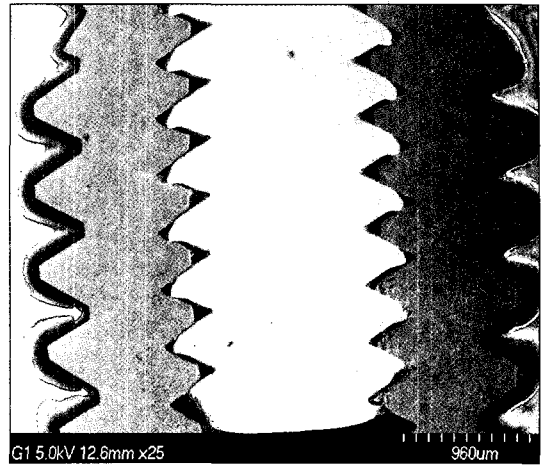


Fig. 8. Crevice corrosion behavior of sample using screw after CPPT in SEM. (A: abutment, F: fixture, G: gold screw)

ABSTRACT

CORROSION CHARACTERISTICS BETWEEN IMPLANT FIXTURE AND ABUTMENT SCREW

Su-Jin Kee, Hyeog-Sin Kweon, Han-Cheol Choe*

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University

*Department of Iron-manufacture and metallurgical engineering, Kwang-Yang University.**

The purpose of this study was to compare the corrosion characteristics between implant fixture and two types of abutment screw: gold screw, titanium screw.

The anodic polarization behavior, the galvanic corrosion behavior, and the crevice corrosion behavior of prepared samples were investigated using potentiostat and scanning electron microscope.

The results were as follows:

1. Anodic polarization behavior of samples:

The primary passivation potential of implant fixture was -420mV, implant abutment was -560mV, titanium screw was -370mV and gold screw was -230mV. All samples were shown to have a high corrosion potential and good formation of passive film. The critical passive current density of gold screw was higher than that of other samples and the sample of gold screw showed a unstable passive film formation at passive region.

2. Galvanic corrosion behavior of samples:

Contact current density between implant fixture and titanium screw showed $8.023 \times 10^{-5} \text{C/cm}^2$.
Contact current density between implant fixture and gold screw showed $5.142 \times 10^{-5} \text{C/cm}^2$.

3. Crevice corrosion behavior of samples:

The crevice corrosion resistance of sample using titanium screw was higher than that of sample using gold screw, and a severe corrosion morphologies were observed at the fixture-screw interface by the scanning electron microscope.