

Ni-Cr과 Co-Cr 합금을 이용한 치과보철물의 부식 특성 및 도재 접합성

김 기 정¹ · 최 병 기² · 오 두 록³ · 최 병 상^{1,3,†}

¹조선대학교 일반대학원, 첨단부품소재공학과, 61452 광주광역시 동구 필문대로 309

²(주)세아베스틸, 소형압연팀 정정파트, 54007 전북 군산시 외항로 552

³조선대학교, 재료공학과, 61452 광주광역시 동구 필문대로 309

(2016년 5월 2일 접수, 2016년 6월 19일 수정, 2016년 6월 23일 채택)

Corrosion Characteristics of Ni-Cr and Co-Cr Alloy Used as a Dental Prosthesis and Its Adhesion to Porcelain

Kijung Kim¹, Byungki Choi², Doorok Oh³, and Byung-Sang Choi^{1,3,†}

¹Department of Advanced Materials Engineering, Graduate School of Engineering, Chosun University, Gwangju, Korea 61452

²Compact Rolling Team, SeAH Besteel Corp., Gunsan, Jeonbuk, Korea 54007

³Department of Materials Science and Engineering, Chosun University, Korea 61452

(Received May 02, 2016; Revised June 19, 2016; Accepted June 23, 2016)

By using Ni-Cr and Co-Cr alloys, porcelain fused to metal (PFM) samples were prepared to examine the interface and the surface corrosion behavior. The potentiodynamic polarization analysis showed that the corrosion current density of Co-Cr alloy ($1.61 \times 10^{-6} \text{ A/cm}^2$) was three times lower than that of Ni-Cr alloy ($4.83 \times 10^{-6} \text{ A/cm}^2$) at room temperature. A dental prosthesis consisting of the porcelain fused to Ni-Cr alloy extracted from a patient after approximately four years of usage was examined to assess its resistance to corrosion. OM and SEM images of the metal part revealed a typical pitting corrosion. As compared to porcelain fused to Ni-Cr alloy having a thick layer ($\sim 10 \mu\text{m}$) of oxide at the interface, a relatively thin oxide layer (less than $5 \mu\text{m}$) was formed on Co-Cr alloy, indicating that the interface between Co-Cr alloy and porcelain may have a better adhesion strength than the interface between Ni-Cr alloy and porcelain.

Keywords : dental prosthesis, porcelain fused to metal (PFM), pitting corrosion, Ni-Cr, Co-Cr

1. 서 론

최근 치아의 심미에 대한 환자의 기대심리가 높아짐에 따라 심미보철에 대한 연구와 개발의 결과로 세라믹을 이용한 일체형 세라믹 소재의 사용이 증가하는 현상을 보이나, 여러 가지 물리·화학적 특성과 경제적 이유로 1980년대 이후 Ni 또는 Co기 합금을 사용하는 도재용착금속 (porcelain fused to metal, PFM) 치과보철물 또한 꾸준한 수요를 보이고 있다¹⁻³⁾.

치과보철물에서 금속은 현재 Ni-Cr 혹은 Co-Cr 합금이 주로 원심주조 (centrifugal casting)를 이용하여 제작, 사용되고 있다. 보철물의 주요 구성 요소인 도재용착금속은 Fig. 1에서와 같이 금속주조물 (castings)과 그 표면에 추

가되는 불투명제 (opaque)가 있고, 치아 보철물의 외형을 구성하는 도재 (porcelain)로 이루어져 있으며, 도재용착금속의 끝단에서 보이는 금속주조물 하부구조는 심미적인 이유로 구강의 안쪽에서 외부 환경에 노출 되어 있는 것이 보통이다.

비귀금속 치과보철물로 대표적인 Ni-Cr과 Co-Cr 합금은 귀금속과 비교 시 기계적 성질 및 세라믹과의 접착성은 좋으나 생체 적합성과 부식 저항성, 주조성이 좋지 못한 단점이 있다⁴⁻⁸⁾. 합금과 도재와의 전단결합강도는 합금의 조성과 열팽창계수, 산화막 두께에 의해 결정되며 조성비에 따라 Co-Cr 합금이 Ni-Cr 합금보다 전단결합강도가 우수할 수 있다는 것을 De Melo에 의해 보고되었다⁹⁾. 또한, 이들 합금을 이용한 치과보철물이 구강에서 장시간 사용 시 부식 발생으로 야기되는 독성을 갖는 일부 금속의 누출 가능성과 이로 인하여 인체에 미치는 영향이 최근 주요한

[†] Corresponding author: bschoi@chosun.ac.kr

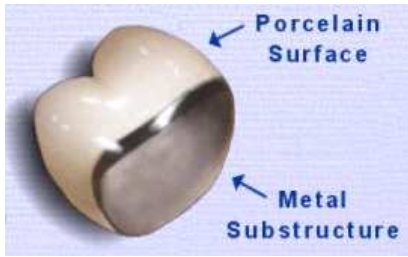


Fig. 1. Schematic of porcelain fused to metal (PFM) crown. Source of image : Dental-Picture-Show.com.

Table 1. Chemical composition of Ni-Cr and Co-Cr alloys (wt%)

Ni-Cr alloy		Co-Cr alloy	
Ni	71.85	Co	59.5
Cr	12.80	Cr	31.5
Mo	9.00	Mo	5.0
Nb	4.00	Si	2.0
Al	2.50	Mn	< 1.0
Si	0.50	Fe	< 1.0
		C	< 1.0

관심사가 되고 있다^{6,10,11}).

본 연구에는 치과보철물 재료로 광범위하게 사용되고 있는 Ni-Cr 혹은 Co-Cr 합금과 도재의 용착 밀접도 및 부식 저항성에 대한 연구를 위하여 도재용착금속의 표면 산화막과 불투명체 층간의 밀착성을 관찰하고, 실제 환자가 일정기간 사용한 Ni-Cr 합금 치과보철물의 금속 하부구조 노출부분에 대한 부식의 현상과 거동을 제시하고자 한다. 또한, 상온에서 동전위분극시험을 통하여 Ni-Cr과 Co-Cr 합금에 대한 부식전류밀도를 비교 분석하였다.

2. 실험 방법

2.1 도재용착금속(PFM) 시편 제작

치과보철물의 주요 구성 요소로써 도재용착금속에 대한 물리·화학적 특성을 보이하고자 본 실험에서는 Ni-Cr (VeraBond 2V[®], AalbaDent)과 Co-Cr (Argeloy N.P. Special[®], Argen Corporation) 합금을 사용하여 일반적으로 행하여지는 치과보철물 제작공정과 동일한 방법으로 아세틸렌 토치를 이용, 용해 후 원심주조하여 시편 (L 3 cm × W 1 cm × T 0.3 cm)을 제작하였다. Table 1은 사용된 합금에 대한 화학조성을 보여주고 있다. 각각의 시편은 975 °C에서 19분 동안 진공 열처리 후 로냉하고, 스팀세척기를 이용 세척한 후 건조한다. 두께가 약 150 μm 정도의 불투명체 (Ceramco 3 Opaque, Dentsply International)를 코팅하고 건조 후 다시 위와 동일한 온도와 시간 동안 진공 열처

리하였다. 열처리 후, 시편에 도재 (Ceramco 3 Porcelain, Dentsply International)를 두께 2 ~ 3 mm로 코팅하고 건조 후 다시 930 °C에서 17분 동안 진공 열처리하였다. 광학현미경 관찰을 위하여 시편을 마운팅하고 미세연마를 하였으며, 관찰 면의 청결을 위하여 아세톤에 담근 후 3분 이상 초음파 세척하였다.

2.2 광학현미경 관찰

Ni-Cr과 Co-Cr 합금을 이용한 도재용착금속 시편은 합금, 불투명체, 그리고 도재의 계면과 표면을 관찰하였다. 또한, 위의 시편과 비교 관찰을 위하여 환자가 약 4년 사용 후 발치한 Ni-Cr 합금 보철물 시편의 계면 및 부식상태를 관찰하였다.

2.3 SEM/EDS 관찰

광학현미경에서 관찰한 마운팅된 시편을 Pt coating 후 FE-SEM (H-7600, Hitachi)를 이용하여 시편의 표면을 관찰하고 EDS을 이용, 성분을 분석 하였다.

2.4 동전위분극시험

상온에서 시편에 대한 부식 저항성은 실험 시작 전 1시간 동안 Ar 가스를 사용하여 탈기한 3.5 wt% NaCl 용액을 사용하고, 원심주조에 의해 제작된 시편을 작업전극 (working electrode), 포화칼로멜전극 (saturated calomel electrode, SCE)을 기준전극 (reference electrode), 그리고 백금상대전극 (Pt-counter electrode)을 3-전극 전기화학 셀로 구성하는 동전위 분극실험 (potentiodynamic polarization test)에 의하여 평가 하였다. 위의 분극실험은 1,800초 동안 개방회로전위 (open circuit potential)를 가하여 표면을 안정화 하였으며, 전류밀도 (current density)는 전위 (potential)을 0.5 mV/s의 속도로 스캔하여 기록 하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1 미세조직

Ni-Cr과 Co-Cr 합금을 이용한 도재용착금속 시편의 금속, 불투명체, 그리고 도재에서 계면의 관찰을 위하여 광학현미경을 사용하여 시편의 절단면을 관찰하였다.

Fig. 2은 Ni-Cr 합금을 이용한 도재용착금속 시편을 관찰한 것으로, Fig. 2 (a)는 금속, 불투명체 (opaque), 그리고 도재 (porcelain)의 계면으로 구분된 영역을 잘 보여 준다. 또한, 불투명체와 도재 간의 확산에 의한 용착층(fused layer)이 약 150 μm 두께의 범위에 걸쳐 생성된 것을 확인할 수 있다. 용착층 중의 검은 부분은 시편 제작 시 기공에

의해 형성된 결합으로 판단되며, 이러한 결합은 보다 주의 깊은 시편의 제작과정에서 제거가 가능한 것으로 여기에서는 다루지 않기로 한다. Fig. 2 (b)는 (a)의 금속과 불투명체 계면 부위를 확대한 사진으로 금속계면의 표면 거칠기를 관찰할 수 있으며, 원심주조 시편 제작 후 후처리 과정에서 Talladium-Alumina[®]를 이용, 샌드블라스트하여 금속의 표면을 의도적으로 거칠게 한 결과이다. 이는 금속의 표면적을 크게 하여 불투명체와의 접착성을 개선하기 위함이다.¹²⁻¹⁴⁾ Fig. 2 (b)에서 금속과 불투명체 계면에서 보이는 두께 약 10 μ m 정도의 검은 부분은 동일 시편에 대한 추가적인 EDS 분석에서 대부분 Al₂O₃와 Cr₂O₃로 구성된 금속 산화물층 (metal oxide layer)으로 확인되었다. 이는 금속 표면에 주조 시 생성되었던 금속산화물이 열처리에 의해 도재와의 용착으로 형성된 산화물층으로 보인다. 이러한 금속 산화물층은 일반적으로 강도는 크나 충격에 취약한 특성을 보이는 것으로 알려져 있다¹⁵⁾. 따라서, Fig. 2 (b)의 계면에서 금속과 불투명체의 용착은 잘 이루어져 있는 것으로 보이거나 두꺼운 산화물층은 취약하여 금속과 불투명체 계면

이 충격 시에 파손되어 분리되는 문제가 발생할 수 있는 것으로 보고가 되었으며, 일반적으로 산화물 층의 두께가 얇은 것이 접합 강도 측면에서 우수한 것으로 알려져 있다^{9,16)}.

Fig. 3은 Co-Cr 합금 도재용착금속 시편에 대한 광학현미경 사진으로 Fig. 3 (a)의 불투명체와 도재의 계면은 Fig. 2 (a)와 유사하게 두께 약 150 μ m에 걸쳐 불투명체와 도재 간의 확산에 의한 용착층이 형성되었음을 보여준다. 이러한 확산에 의한 용착층은 불투명체와 도재의 층간 결합력을 강화시키는 요인으로 작용하는 것이 확인 되었다⁹⁾. 또한, 여기에서도 불투명체와 도재에서 시편 제작 시 형성된 기공에 의한 결합을 확인할 수 있으며 앞서와 같은 이유로 기공 제거 방법에 대하여는 다루지 않는다. Fig. 3 (b)는 Co-Cr 합금과 불투명체의 계면 사진으로 금속의 표면은 충분한 거칠기와 넓은 표면적으로 불투명체와의 접촉 면적이 충분히 유지되고 있으며, Fig. 2 (b)와 비교 시 Fig. 3 (b)의 금속산화물층 두께 또한 비교적 얇은 것을 확인할

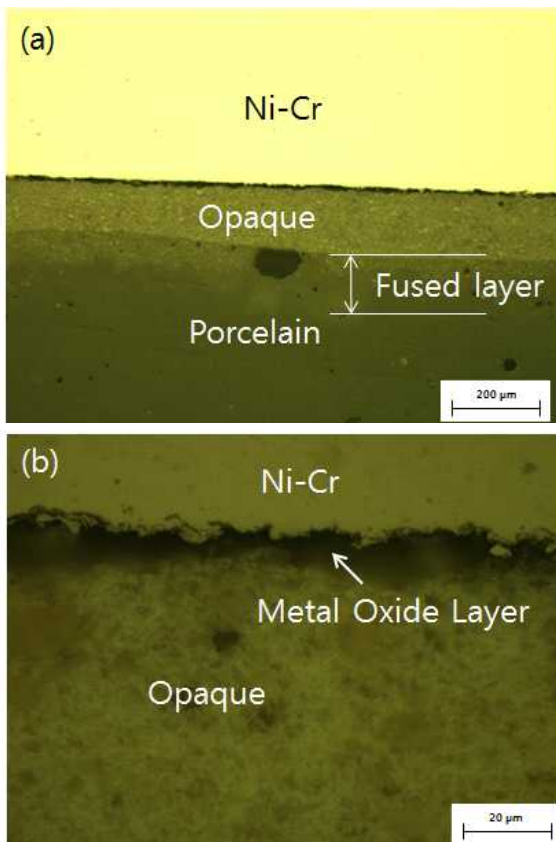


Fig. 2. Optical microscopic images of porcelain fused to Ni-Cr alloy. (a) shows the area of Ni-Cr alloy, opaque, and porcelain and their interfaces, (b) blow up of the interface of metal and opaque in (a).

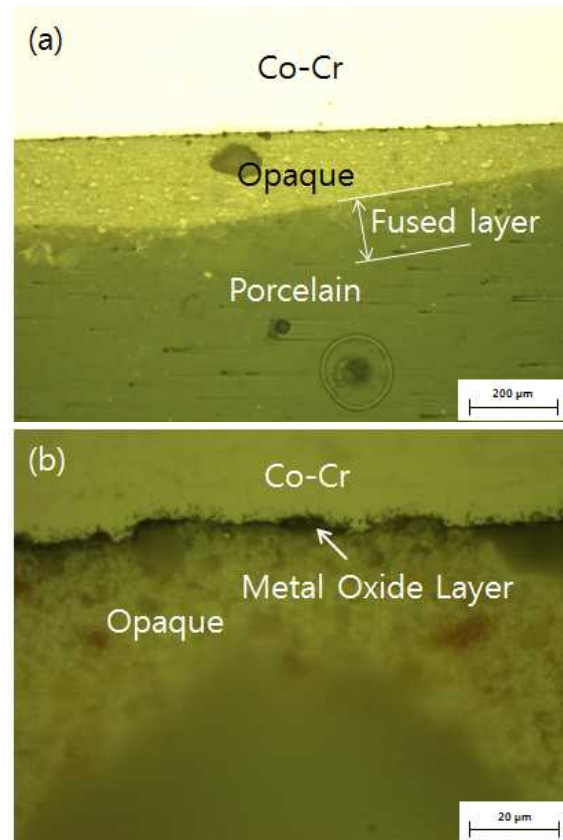


Fig. 3. Optical microscopic images of porcelain fused to Co-Cr alloy. (a) shows the area of Co-Cr alloy, opaque, and porcelain and their interfaces, (b) blow up of the interface of metal and opaque in (a).

수 있다. 이는 Ni-Cr 합금과 비교 시 Co-Cr 합금을 이용한 도재용착금속이 금속과 도재 간 보다 우수한 접합 강도를 유지하고 있음을 알 수 있다.

Fig. 4는 환자가 약 4년 사용 후 발치된 Ni-Cr 합금 치과 보철물에 대한 광학현미경 사진으로 Fig. 2와 비교 시 Fig. 4(a)의 각 계면에서 Fig. 2와 유사한 계면의 형태를 보이고 있으며, 약 4년의 사용 후에도 각 계면은 안정한 상태를 유지하고 있는 것으로 확인 되었다. Fig. 4(a)는 도재용착금속에서 금속과 불투명체, 그리고 도재의 각 계면이 넓은 접촉 면적을 유지하면서 안정된 용착을 보이고 있다. Fig. 4(a)에서 도재가 용착되어 형성된 Ni-Cr 합금은 불투명체와 도재에 의하여 외부 환경으로부터 차단되어 부식 환경에 노출이 되지 않았으며, 따라서 Ni-Cr 합금의 부식은 발생하지 않은 것을 확인할 수 있다. Fig. 4(b)는 도재용착금속의 끝단에서 보이는 금속주조물 하부구조(그림 1 참조)로 Ni-Cr 합금 치과보철물의 일부가 구강 내에서 환경에 노출된 금속 부위에 대한 광학현미경 사진으로 Fig. 4(b)의 윗부분은 Ni-Cr 합금이고 아래의 검은 부분은 마운팅 레진을 보이고 있다. Fig. 4(b)의 중앙 금속 부분에 흠이 보이며,

이는 외부의 충격이나 보철물 제작 시에 야기된 결함의 결과로 보이지는 않는다.

3.2 주사전자현미경 관찰

Fig. 5는 환자 사용 후 발치된 Ni-Cr 합금 치과보철물이 약 4년 동안 구강 내에서 노출된 금속 부위에 대한 전자현미경 사진으로 Fig. 4 (b)의 광학현미경 사진 시편을 재 관찰한 것이다. Fig. 5의 Ni-Cr 합금 치과보철물은 약 4년의 기간 동안 구강 내에서 다양한 환경에 노출이 되었으며, 본 시편에서는 Fig. 5에서와 같은 부식을 보이는 것이 확인되었다. Fig. 5 (a)의 네모상자 부분을 확대한 Fig. 5 (b)는 스펀지 형태의 미세한 기공을 갖는 Ni-Cr 합금 시편의 표면을 보이는 사진으로 합금 중 낮은 표준전극전위를 가진 일부 합금 또는 금속 원소의 용해 또는 손실에 의해 생성된 전형적인 공식 (pitting corrosion)의 양상을 보여주고 있는 사진이다¹⁷⁻²⁰. 본 시편에서 보이는 공식의 시작은 Ni-Cr 합금 표면에서 국부적으로 생성된 산화물 보호피막의 손상이 그 주된 원인으로 보인다. 이러한 표면산화물 보

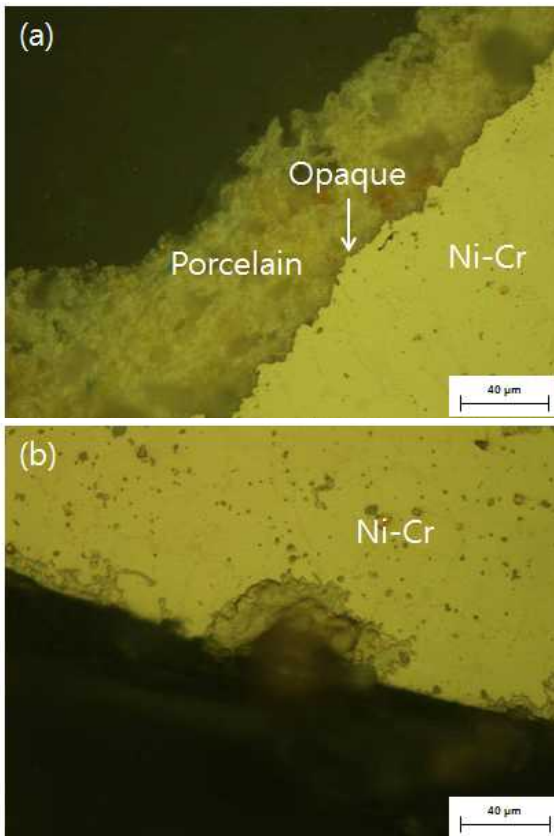


Fig. 4. Optical microscopic images of a dental prosthesis (porcelain fused to Ni-Cr alloy) extracted from a dental patient after about four years of usage. (a) the interface of metal and porcelain, and (b) only the metal portion exposed to environment.

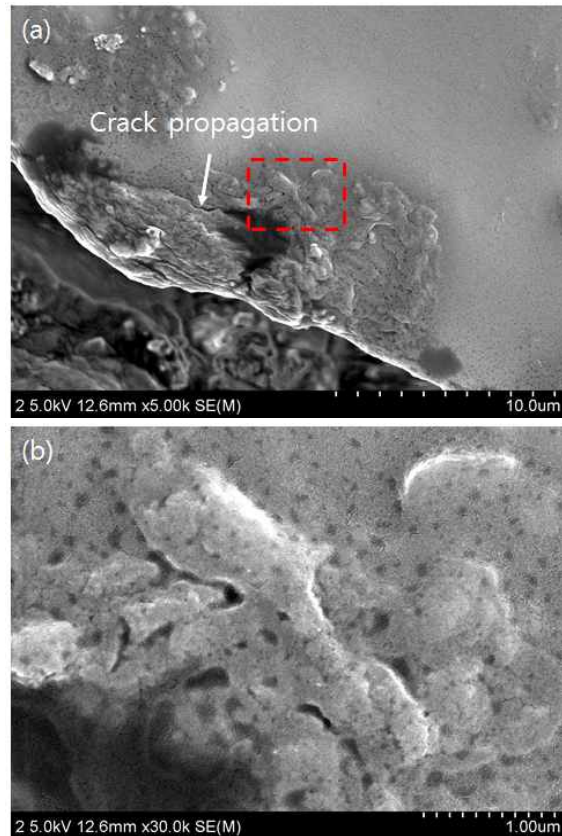


Fig. 5. SEM images of a dental prosthesis (porcelain fused to Ni-Cr alloy) extracted from a dental patient after four years of usage. (a) shown only metal portion which was exposed to environment and (b) blow-up image of a box inside in (a).

Table 2. Comparison of EDS analysis performed only for metals in a dental prosthesis (examined for both no corroded and corroded portions in Ni-Cr alloy extracted from a dental patient after four years of usage).

Elements	wt%	
	no corrosion	corrosion
Al	2.78	2.40
Si	0.07	0.00
Cr	15.66	14.10
Ni	72.01	74.23
Zr	4.55	4.67
Nb	0.09	0.00
Mo	4.84	4.60
Total	100.00	100.00

호피막 손상의 원인으로는 첫째, 치과보철물 제작 시 합금 표면에서 산화물 보호피막의 기계적인 손상, 둘째, 환자가 사용 시에 치과보철물이 노출된 환경에 의한 화학적인 손상, 셋째, 치과보철물 제작 시 비금속계재료의 혼입에 의한 결함 등으로 볼 수 있을 것이다. 위의 원인에 따른 산화물 보호피막의 손상 부위가 구강 내에서 여러 가지 환경 (주된 요인은 Cl^- 로 알려져 있음)에 노출됨으로써 부식이 발생하고 계속하여 진행됨으로써 이웃하는 pits 간의 융합에 의해 crack이 진행되어 Fig. 5 (a)와 같은 형태의 결함을 야기하는 것으로 보인다^{21,22}. 결과적으로 Ni-Cr 합금의 기계적 특성은 저감되어 취약하게 되고, Fig. 4 (b)에서와 같은 Ni-Cr 합금의 일부가 손실된 표면 결함을 보이는 것으로 판단된다.

3.3 환자 사용 후 발치된 Ni-Cr 합금 치과보철물에 대한 EDS 성분분석 결과

Table 2의 EDS 성분분석은 환자 사용 후 발치된 Ni-Cr 합금 치과보철물의 구강 내에서 환경에 노출된 금속과 노출되지 않은 금속 부위에 대한 성분분석 비교표로 금속성분만의 비교를 보이기 위하여 산소는 포함하지 않았다.

환자가 4년 사용 후 발치한 동일 시편에서 부식이 발생한 부분과 발생하지 않은 부분의 성분분석 비교 결과 Al, Si, Cr, Mo 등의 성분이 부식으로 인하여 감소되었으며, Ni와 Zr은 상대적으로 안정하여 손실되지 않은 것으로 확인되었다. 이러한 부식의 결과는 Fig. 5 (b)의 전자현미경 사진에서처럼 공식 (pitting corrosion)으로 인한 다공질 조직을 보이고, 계속된 부식의 결과는 Fig. 5 (a)의 전자현미경 사진과 Fig. 4 (b)의 광학현미경 사진에서처럼 금속의 일부가 손실되어 지름이 약 $40 \mu\text{m}$ 이상의 표면 결함을 확인 할 수 있었다.

본 연구에서 사용된 환자 사용 후 발치된 Ni-Cr 합금 치과보철물은 익명 환자의 기증에 의하여 부식에 대한 평가 및 분석이 가능하였으나, Co-Cr 합금의 경우 시편의 확보가 어려워 부식성 비교, 분석을 수행할 수가 없었다.

3.4 Co-Cr과 Ni-Cr 합금의 분극 곡선 비교

광학현미경 및 전자현미경 관찰에서 환자가 일정기간 사용 후 발치한 Ni-Cr 합금 치과보철물에서 부식을 확인 할 수 있었으나, Co-Cr 합금에 대하여서는 시편의 확보가 어려워 부식에 대한 비교 분석을 수행할 수가 없었다. 따라서 Co-Cr 합금에 대한 부식 특성을 Ni-Cr 합금과 비교 분석하고자 일반적인 치과보철물 제작 공정과 동일한 방법으로 용해 및 원심주조 하여 제작한 시편을 이용하여 상온에서 동전위 분극실험을 수행하였다.

Fig. 6는 Ni-Cr과 Co-Cr 합금 시편에 대한 동일조건 하에서 수행된 동전위 분극실험 결과를 보여주고 있다. 상온에서의 분극실험을 통한 부식특성 또한 Co-Cr 합금이

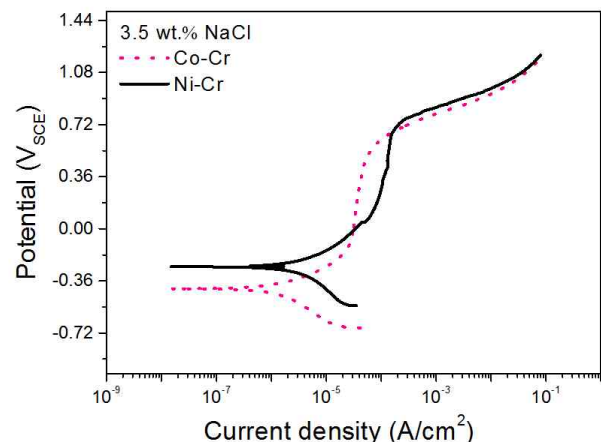


Fig. 6. Potentiodynamic polarization curves for Ni-Cr and Co-Cr alloys.

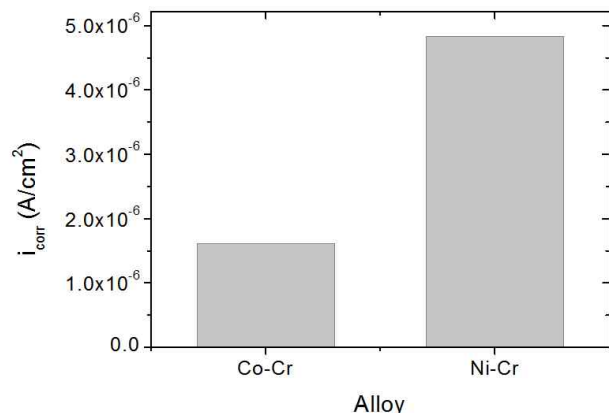


Fig. 7. Comparison of corrosion current density(i_{corr}) for Ni-Cr and Co-Cr alloys.

Ni-Cr 합금 보다 상대적으로 안정한 결과를 보이고 있는 것을 확인 할 수 있다. 일반적으로 Ni-Cr 합금의 내산화성이 우수하나, 열간내식성 및 생체 안전성은 Co-Cr 합금이 우수한 것으로 알려져 있다.^{3,23,24)}

Fig. 7의 부식전류밀도 비교에서는 Ni-Cr 합금 (4.83×10^{-6} A/cm²)의 경우보다 동일한 부식 환경에서 Co-Cr 합금 (1.61×10^{-6} A/cm²)이 약 3배 정도 안정적인 것으로 관찰이 되었다. 위의 부식전류밀도는 분극실험 결과 (Fig. 6)를 바탕으로 타펠외삽법 (Tafel extrapolation method)을 이용하여 측정하였다.

5. 결론

Ni-Cr과 Co-Cr 합금을 이용한 도재용착금속 시편을 제작하였으며, 광학현미경 및 전자현미경을 이용하여 금속과 도재와의 계면을 관찰한 결과 Ni-Cr 합금과 비교 시 산화물층의 두께가 비교적 얇은 Co-Cr 합금을 이용한 도재용착금속 시편이 금속과 도재의 용착에서 계면 간의 충분한 접촉 강도를 유지하고 있는 것으로 보이고, 산화물층에 대한 EDS mapping의 결과에서는 주로 Al₂O₃와 Cr₂O₃ 형태의 산화물이 형성 되는 것으로 분석이 되었다. 또한, 동일 조건하에서의 동전위 분극실험의 결과 Co-Cr 합금이 Ni-Cr 합금 보다 약 3배 정도 부식 환경에서 안정적인 것으로 분석이 되었으며, 우수한 부식 저항성을 보이는 것으로 평가되었다.

환자가 약 4년 사용 후 발치된 Ni-Cr 합금 치과보철물의 경우 구강 내에서 사용 환경에 노출된 금속 부위에 대한 광학 현미경 및 전자현미경 관찰에서 공식에 의한 시편 표면의 침식을 확인할 수 있었으며, 따라서 현재 대부분의 도재용착금속재료로 사용 중인 Ni-Cr 합금을 치과보철재료로 인체에 적용 시 부식으로 인하여 유해한 Ni-화합물을 생성할 가능성이 있는 것으로 보인다. 결과적으로 Ni-Cr 합금 치과보철물의 부식성에 대한 연구 및 분석의 결과는 이 합금 시편에 대한 부식의 가능성을 보여주는 것으로 Ni-Cr과 Co-Cr 합금 치과보철물에 대한 명확한 부식특성과 인체에 대한 유해 유무 평가는 추가적인 실험과 분석을 통하여 확인이 되어져야 할 것으로 보인다.

감사의 글

본 연구는 조선대학교 학술연구비(2014년)의 지원을 받아 수행된 연구결과임.

References

1. S. S. Azer, G. M. Ayash, W. M. Johnston, M. F. Khalil and S. F. Rosenstiel, *J. Prosthet Dent.*, **96**, 379 (2006).
2. J. Pisani-Proenca, M. C. Erhardt, L. F. Valandro, G. Guitierrez-Aceves, M. V. Bolanos-Carmona, R. Del Castillo-Salmeron, and M. A. Bottino, *J. Prosthet Dent.*, **94**, 412 (2006).
3. J-S. Ahn, E-K. Ko, and K-J. Joo, *J. Kor. Acad. of Dent. Tech.*, **33**, 18792 (2011).
4. K-J. Kim, *Ph. D. Thesis*, Catholic University of Pusan (2013).
5. R. M. Joias, R. N. Tango, J. E. J. de Araujo, M. A. J. de Araujo, G. S. F. A. Saavedra, T. J. A. Paes-Junior, and E. T. Kimpara, *J. Prosthet. Dent.*, **99**, 55 (2008)
6. J. W. J. Silva, L. L. Sousa, R. Z. Nakazato, E. N. Codaro, and H. de Felipe, *Mater. Sci. and Appl.*, **2**, 42 (2011).
7. M. Kuschner, *Environ Health Perspect*, **40**, 101 (1981).
8. D. L. Tsalve and Z. K. Zaprianov, *Environ Health Perspect.*, **96** (1983).
9. R. M. De Melo, A. C. Travassos, and M. P. Neisser, *J. Prosthet Dent.*, **93**, 64 (2005).
10. J. C. Wataha, *J. Prosthet. Dent.*, **83**, 223 (2000).
11. J. C. Wataha, N. L. O'Dell, B. B. Singh, M. Ghazi, G. M. Whitford, and P. E. Lockwood, *J. Biomed. Mater. Res.*, **58**, 537 (2001).
12. K. Turan, *Materials and Design*, **30**, 445 (2009).
13. M. Yamamoto, *Metal-Ceramics Principle and methods of Makoto-Yamamoto*, Quintessence Publishing Co, **110**, 483 (1985).
14. T. Papadopoulos, A. Tsetsekou, and G. Eliades, *Eur. J. Prosthodont Restor. Dent.*, **7**, 15 (1999).
15. W. F. Smith, *Structure and Properties of Engineering Alloys*, McGraw-Hill, 2 edition, McGraw-Hill (1993).
16. S-H. Jung, *Ms. Thesis*, Gyeongsang National University (2014).
17. Ja. M. Kolotyrkin, *Corrosion*, **19**, 261 (1963).
18. J. Horvath and H. H. Uhlig, *J. Electrochem. Soc.*, **115**, 791 (1968).
19. C. M. Wylie, R. M. Shelton, G. J. Fleming and A. Davenport, *Dent. Mater.*, **23**, 714 (2007).
20. S-H. Jeon, H-J. Kim, K-H. Kong, and Y-S. Park, *Corros. Sci. Tech.*, **13**, 48 (2014).
21. J. R. Galvele, *J. Electrochem. Soc.*, **123**, 464 (1976).
22. A case study reported by Metallurgical Technologies, Inc., P.A., *Analysis of Cracked Impeller Blade*, NC, USA, <http://www.met-tech.com/analysis-of-cracked-impeller-blade.html>
23. A. Eliasson, C. F. Arnelund, and A. Johansson, *J. Prosthet Dent.*, **98**, 6 (2007).
24. H-J. Kim, *Ms. Thesis*, Catholic University of Pusan (2010).