



## 치과 및 의료용 스테인리스강선의 표면특성

최한철\*, 고영무

조선대학교 치과대학 치과재료학교실 및 생체재료나노계면활성화센터

### Surface Characteristics of Stainless Steel Wire for Dental and Medical Use

Han-Cheol Choe\*, Yeong-Mu Ko

Department of Dental Materials & Research Center of Nano-Interface Activation for Biomaterials, College of Dentistry, Chosun University, Gwangju 501-759, South Korea.

(Received 12 August 2003 ; accepted 20 August 2003)

#### Abstract

Stainless steel wire has been used in industry, dental and medical parts. Especially, it has been used widely for the dental orthodontic materials. The orthodontic wire requires good mechanical properties, such as elastic strength, combined with a high resistance to corrosion. To increase elastic strength and good corrosion resistance, drawing methods(one-step and two-step drawing) have been used and the electrochemical characteristics of drawn wire have been researched using potentiodynamic method in 0.9%NaCl and field emission scanning electron microscope. The one-step drawn wire showed the formation of rough surface. The hardness and tensile strength of two-step drawn wire increased. For the case of two-step drawn wire, the corrosion resistance and pitting potential increased compared with one-step drawn wire due to the drawing induced small surface roughness, such as scratch. The passivation and active current density decreased as the reduction in area for drawing increased.

*Keywords : One-Step & Two-Step Drawing, Orthodontic Wire, Stainless Steel Wire, Surface Characteristics*

## 1. 서 론

스테인리스강 선재는 그 용도가 다양하게 쓰이며 의료용 그물에서부터 가정용 요리기구 및 산업용 기구에 이르기 까지 그 수요가 크게 증가하고 있다. 특히 치과교정용 선재는 주로 가철성 교정장치나 고정성 교정장치에 사용되는 것으로 1900년경 Edward H. Angle에 의해 처음으로 교정장치의 구성요소로 사용되었다. 처음에는 은 및 알루미늄합금, bronze와 같은 비귀금속재료를 사용한 시대도 있었지만 물리적, 화학적으로 제 특성이 나빠 그다지 많이 사용되지 않았으며 백금 가금, 니켈 가금 등의 귀금속재료가 사용되어 왔다<sup>1,2)</sup>. 이와 같은 귀

금속 재료는 가격이 비싸므로 독일의 Straust와 Mauer에 의해 제조된 내식성이 우수한 스테인리스강 선을 치과영역에 사용한 이래 치과교정용 재료로 많이 사용되고 있다. 현재 임상교정학 분야에서는 많이 사용되고 있는 선재는 형상에 따라서 각선과 원선으로 대별되고 재질에 따라서 Cr-Ni계, Co-Cr계, Ni-Ti계 및  $\beta$ -Ti계 선재 등으로 대별되며 임상교정학 분야에 최적의 상태로 공급되기 위해서 각종 선재의 물리적, 화학적, 기계적 제 특성에 대해 많은 연구가 보고 되었다. 1950년대 Backofen과 Gales<sup>3)</sup>는 스테인리스 강선의 연화열처리에 의한 응력제거에 대한 효과를, Funk<sup>4)</sup>는 스테인리스 강선의 열처리온도에 대한 영향을, Richman<sup>5)</sup>은 교정용 선재의 납착부의 금속조직에 관한 연구를, Gaston<sup>6)</sup>은 교정용 크롬합금의 금속조직에 관한 연구를 각각

\*Corresponding author. E-mail : hcchoe@chosun.ac.kr

보고한 이래 교정용 선재의 많은 특성이 개선 발전되었다. 임상교정학 분야에 스테인리스 wire가 점차 사용됨에 따라 Howe<sup>7)</sup>등은 스테인리스 강선의 기계적 성질과 응력이완에 대해, Kohl<sup>8)</sup>은 교정용 선재의 금속조직에 대해, Marcotte<sup>9)</sup>는 스테인리스 강 선의 응력이완열처리에 대한 최적온도와 시간에 대해, Wilkinson<sup>10)</sup>은 조성적인 관찰에 대해, Craig<sup>11)</sup> 등은 17 Cr-7 Ni의 조성을 가진 스테인리스강 선재의 석출경화에 대한 효과를 각각 보고하였다. 교정용 선재는 일반 공업용 선재와는 달리 우수한 내식성과 기계적 특성을 요구할 뿐만 아니라 구강 내에서 기능적, 심미적 특성을 요구하며 특히 탄성한도, 탄성을 및 최대휨성 등이 요구조건에 적합하여야만 한다. 선재의 공식과 부식은 표면거칠기에 따라 영향을 받으며 선재 혹은 브라켓의 내식성에 대해 연구 보고가 있다<sup>12)</sup>. 이와 같이 교정용 선재의 임상적 중요성과 매년 그 사용량의 증가에도 불구하고 아직까지 국내에서는 교정용 선재의 수요를 거의 외국산에 의존할 뿐만 아니라 인발과정에서 발생하는 표면의 부식 문제에 대한 연구가 미미한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 교정용 스테인리스강 선의 제조를 위하여 one-step법과 two-step법으로 인발가공을 하고 가공표면이 내식성에 미치는 영향을 조사하였다.

## 2. 실험방법

본 실험에 사용한 시편의 제조는 표 1과 같은 합금이 되도록 AISI 304 스테인리스 강과 AISI 316 스테인리스 강을 진공 용해한 후 10 kg 중량의 주괴를 만들고 이를 다시 교정용 선재를 제작하기 위하여 1100°C에서 용체화 처리하였다. 처리된 재료는 산세(酸洗)하여 산화스케일을 제거하고 1100°C에서 열간 압연하였으며 5.5 mmΦ가 되도록 원료 선을 제조한 하였다. 선의 제조는 원료 선을 투입하고 피막작업(salt coating)을 한 다음 1차신선(one-step drawing) 및 탈지를 행하고 1차열처리(약 1100°C) 및 2차신선(two-step drawing) 순으로 하여 가공도를 조절하여 선을 제조하였다. 즉 단면감소율[(Ao-A)/Ao, Ao:인발전단면적, A:인발후단면적]로

Table 2. The wire-drawing conditions of samples

Specimen	Wire Diameter before Drawing (Φmm)	Wire Diameter after Drawing (Φmm)	History of Drawing	Percent Reduction in Area (%)	
304SS	W45	5.5	2.5	5.5→2.5	79.33
	W44	5.5	1.8	5.5→1.8	89.29
	W43	2.0	1.5	5.5→2.0→1.5	43.76
	W42	2.0	0.6	5.5→2.0→0.6	91.00
	W41	0.8	0.2	5.5→0.8→0.2	93.75
316SS	W65	5.5	2.5	5.5→2.5	79.33
	W64	5.5	1.8	5.5→1.8	89.29
	W63	2.0	1.5	5.5→2.0→1.5	43.76
	W62	2.0	0.6	5.5→2.0→0.6	91.00
	W61	0.8	0.2	5.5→0.8→0.2	93.75

가공도를 조정하여 43%에서 94%까지 되도록 조정하여 인발하였으며 인발은 다이아몬드 다이를 사용하여 다이에 물리고 선을 one-step과 two-step으로 나누어 단면감소율을 달리하면서 인발(drawing)처리하였다. 시편의 부호는 표 2와 같이 최종 직경이 큰 순위로 부여하였는데 W44의 경우 W4는 304를, W6은 316을 나타내며 그 뒤에 오는 숫자는 직경의 굵기가 클수록 높은 수를 부여하였다. 상기 준비된 시편을 종류별로 표면의 형상을 고 해상도의 전자현미경(FE-SEM: field emission scanning electron microscope)을 사용하여 조사하였으며 여러 가지 배율을 달리하여 가공방법에 따른 표면변화를 관찰하였다.

냉간가공도가 스테인리스강 부식에 미치는 영향을 조사하기 위해 EG & G사의 potentiostat/galvanostat 273A를 사용하여 동전위법(potentiodynamic polarization test)으로 부식시험을 하였다. 즉 36.5±1°C의 체내온도와 0.9% NaCl전해액에서 100 mV/min의 전위주사속도로 -500 mV에서 +1300 mV까지 정방향 주사를 행한 후, 부식실험을 중지하였을 때의 공식전위 또는 부동태과포전위(pitting potential)로 공식저항을 조사하였다.

각각의 시편을 전해액에서 부식을 시킨 후에 부식으로 인한 금속조직상태의 변화를 조사하기 위하여 주사전자현미경을 사용하여 관찰하였다.

Table 1. Chemical composition of stainless steels

Elements(wt%)	C	Si	Mn	P	Ni	Cr	N	S	Mo	Fe
304SS	0.07	0.37	1.31	0.025	8.180	18.16	0.030	0.004	0.19	bal.
316SS	0.07	0.63	1.13	0.027	10.09	16.71	0.025	0.006	2.22	bal.

### 3. 결과 및 고찰

#### 3.1 인발된 스테인리스강 wire의 표면특성과 기계적 성질

그림 1은 AISI 304 및 316 스테인리스강을 one-step과 two-step으로 나누어 단면수축률을 달리하면서 인발가공한 선의 표면 양상을 FE-SEM로 촬영한 결과이며, W41의 것인 (a)는 가공도가 94%에 달하는 가공의 표면으로 거의 매끈한 양상을 보인다. W42는 가공도가 91%에 달하는 경우로 역시 표면이 매끈하게 나타났다. 그러나 W41, W42는 two-step 인발을 사용하여 가공도를 높인 반면 W44인 (b)의 경우는 W45시편과 같이 one-step으로 가공도를 높인 경우로 표면에서 많은 인발방향으로 결함들이 늘어져 있음을 보인다. 또한 (a)와 (b)와 같은 방법으로 가공한 AISI 316시편의 경우를 (c)와 (d)에 나타냈다. 여기에서 W61은 가공도가 94%에 달하는 가공의 표면으로 AISI 304의 경우와 거의 같은 양상을 보인다. (d)에서 나타난 W64의 표면은 one-step 인발을 한 경우로 표면이 거칠게 나타났다. 진공용해로에서 AISI 304와 AISI 316 스테인리스강의 조성이 되도록 제조 후, 1050°C에서 1시간 동안 고 온도 아르곤가스 분위기하에서 용체화처리를 한 후 0°C의 물에 급랭한 시편의 조직은 신선

하기 전에 균질화처리하여 오스테나이트계 스테인리스강 조직을 나타내나 인발한 조직은 입계의 형태가 큰 가공량으로 인하여 인발방향으로 흐트러진 모양과 인발방향으로 길게 늘어난 실선모양(stringer)으로 나타난다고 보고 되었다. 특히 오스테나이트의 조직이 가공되면서 가공유기 마르텐사이트의 형성을<sup>13)</sup> 일으킨다고 보고 되고 있으며 이는 신선에 인성을 부여하고 강도를 증가시키는 가장 주요인으로 해석되고 있다. 그림 1에서 조직은 확인할 수 없지만 AISI 304 스테인리스강을 one-step과 two-step으로 나누어 단면수축률을 달리하면서 인발하면 wire의 표면은 가공도가 94%에 달하더라도 가공의 표면이 매끈하게 나타나는데 이는 원소재의 표면을 two-step 또는 multi-step으로 인발을 하게 되면 원 소재에 존재하는 표면의 스크래치가 가늘어져 거의 매끈한 표면을 갖게 되고 표면에 가해지는 냉간가공으로 인하여 표면의 인장강도와 탄성은 크게 증가하게 된다. 특히 교정용 스테인리스강에서는 탄성이 낮아지는 주된 이유가 구강 내에서 부식에 의한 요인이기 때문에 강도를 부여하고 표면의 거칠기를 낮춰 주기 위해서는 다단계의 인발을 통하여 선제를 제조하여야 한다. one-step으로 가공한 경우는 표면에서 인발방향으로 많은 결함들이 나타남으로 내식성에 큰 영향을 미치게 된다. AISI

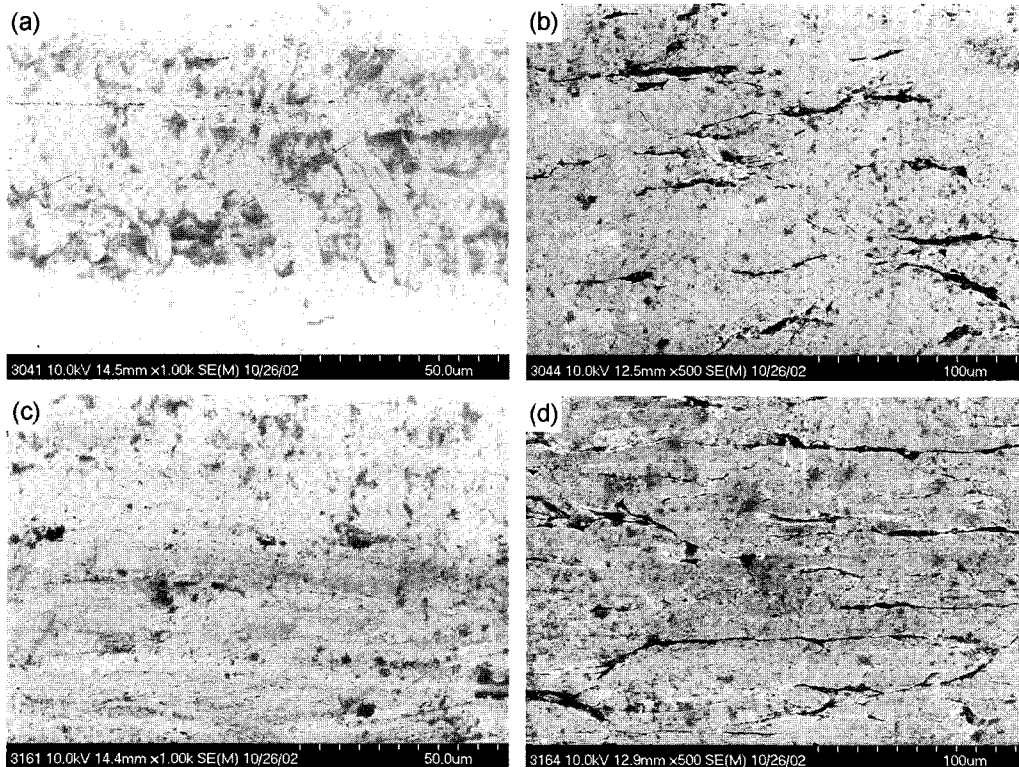


Fig. 1. SEM micrographs showing surface of 304 and 316 stainless steel wire with various percent reduction in area. (a) W41 (b) W44 (c) W61 (d) W64.

316시편의 경우를 AISI 304와 같은 조건으로 처리한 경우에서도 같은 양상을 보여 재료의 연성 등을 나타내는 가공성에서는 크게 차이가 없는 것으로 생각된다. 신선 전과 후의 인장강도와 경도의 변화는 one-step의 경우 가공도가 89%인 경우에 조사한 결과, 가공 전의 인장강도는 120 kgf/mm<sup>2</sup>이던 것이 160 kgf/mm<sup>2</sup>로 증가하고 경도도 230Rc에서 260Rc로 증가됨을 확인하였다. two-step의 경우 94%의 가공도에서 인장강도는 150 kgf/mm<sup>2</sup>이던 것이 190 kgf/mm<sup>2</sup>로, 경도는 250Rc에서 265Rc로 증가됨을 조사하였으며 이는 one-step으로 신선된 경우보다 two-step으로 신선된 경우가 인장강도와 경도가 높은 값을 보였으며 이는 위에서 고찰한 미세조직과 관계됨을 알 수 있다. 특히 가공유기된 마르텐사이트<sup>13)</sup>의 형성여부에 따라서 인장강도와 경도가 증가됨을 알 수 있고 대체적으로 가공도가 큰 경우가 인장강도와 경도가 높게 나타나 가공도를 조절하여 원하는 내식성을 증가시키고 탄성을 유지할 수 있을 것으로 생각되었다.

3.2 인발된 스테인리스강 wire의 부식특성

그림 2에서 그림 10은 AISI 304 스테인리스강과 AISI 316 스테인리스강 선을 가공도를 달리하여 인발한 표면의 부식거동을 조사하기 위하여 -500 mV에서 +1300 mV까지 동전위법으로 0.9%NaCl용액에서 부식시험한 결과로 인발표면의 내식성은 one-

step방법으로 인발한 경우보다 two-step으로 인발한 경우가 전반적으로 내식성이 우수하게 나타나고 있다(그림 2, 3). 특히 그림 3의 분극곡선에서는 표면의 결합이 내식성을 크게 감소시켜 전반적으로 전류밀도가 크게 증가함을 보인다. 부동태피막이 파괴되는 공식전위는 one-step의 경우 200 mV대를 보인 반면 two-step의 경우 300 mV를 나타내 공식에 대한 저항성이 우수하게 나타났다.

내식성이 우수한 AISI 316 스테인리스강 선을 가공도를 달리하여 인발한 표면의 부식거동을 조사하기 위하여 -500 mV에서 +1300 mV까지 동전위법으로 0.9%NaCl용액에서 부식시험한 결과로 Mo가 첨가된 316 스테인리스강 선의 경우는 AISI 304 스테인리스강에 비하여 내식성이 우수하게 나타났으며 특히 two-step으로 인발한 경우는 공식전위가 800 mV대까지 나타남을 보인다. 이는 앞의 인발표면에 대하여 고찰한 내용과 잘 일치함을 보인다. 그러나 one-step으로 인발한 경우는 공식전위가 거의 AISI 304의 경우와 비슷하게 나타나고 있다(그림 4, 5).

가공도와 가공방법을 같은 조건으로 할 경우 AISI 304와 AISI 316 스테인리스강 선의 부식거동을 비교한 것으로 그림 6을 보면 AISI 304 스테인리스강선 보다 AISI 316 스테인리스강 선의 공식전위가 높게 나타나 공식에 대한 저항성이 높아 보여 표면의 거칠기가 더 곱게 신선되었음을 알 수 있다. 전반적으로 one-step과 two-step에 관계없이 AISI

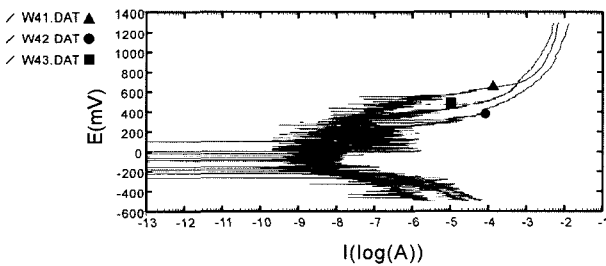


Fig. 2. Anodic polarization curves for W41, W42 and W43 specimen in 0.9%NaCl solution at 36.5±1°C.

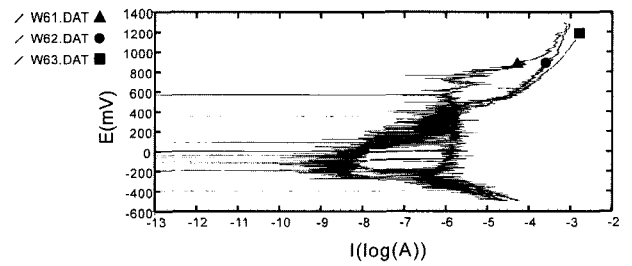


Fig. 4. Anodic polarization curves for W61, W62 and W63 specimen in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C.

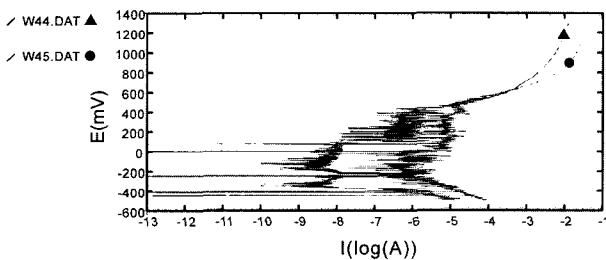


Fig. 3. Anodic polarization curves for W44 and W45 specimen in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C.

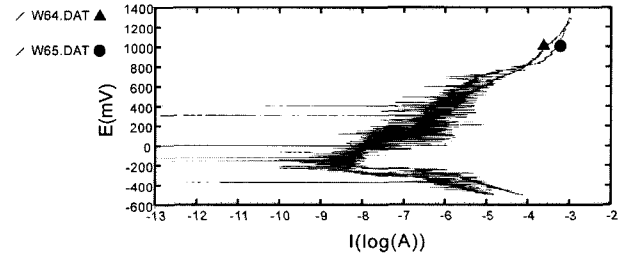


Fig. 5. Anodic polarization curves for W64 and W65 specimen in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C.

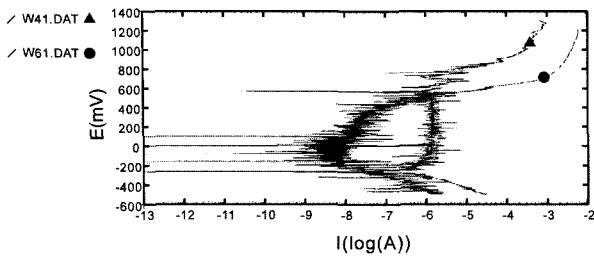


Fig. 6. Anodic polarization curves for W41 and W61 specimen in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C.

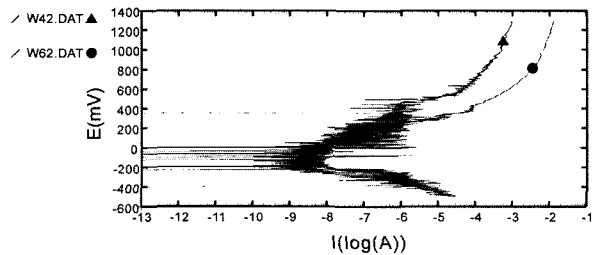


Fig. 7. Anodic polarization curves for W42 and W62 specimen in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C.

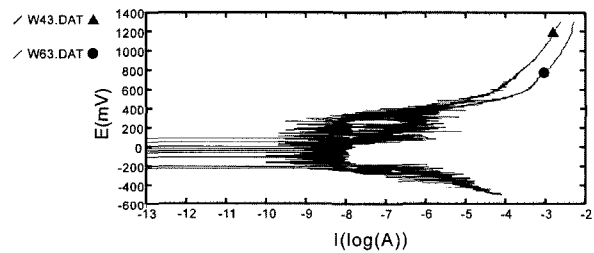


Fig. 8. Anodic polarization curves for W43 and W63 specimen in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C.

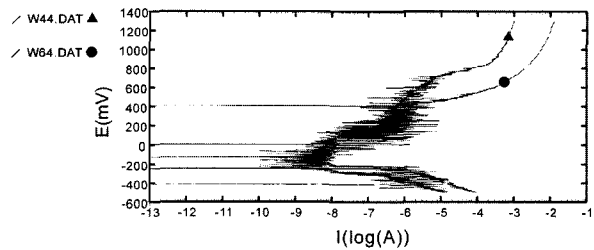


Fig. 9. Anodic polarization curves for W44 and W64 specimen in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C.

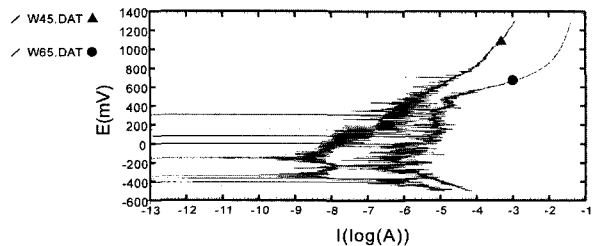


Fig. 10. Anodic polarization curves for W45 and W65 specimen in 0.9% NaCl solution at 36.5±1°C.

316이 AISI 304 스테인리스 강선 보다 높은 내식성을 보이고 있다(그림 6-10).

인발표면의 부식은 그림 2와 3에서 나타난 바와 같이 one-step방법으로 인발한 경우보다 two-step으로 인발한 경우가 전반적으로 내식성이 우수하게 나타났는데 스테인리스강의 내식성은 주로 스크래치, 질화물과 석출탄화물과 같은 2차상, 불순물이 존재한 부위에서 Cl<sup>-</sup>이 포함된 용액에서 쉽게 국부 전지를 형성하여<sup>14)</sup> 공식이 발생되며 공식이 성장하여 결국 재료의 특성을 상실하게 되고 나아가서 교정용 선에서 필요로 하는 특성을 상실하게 된다. 분극곡선에서 보면 이러한 결함들은 내식성을 크게 감소시키고 전류밀도를 크게 증가 시킨다. 스테인리스강은 표면에 Cr<sub>2</sub>O<sub>3</sub>를 형성함으로 내식성을 증가시키는데 결함 부위에서는 이러한 산화피막을 형성할 수 없어 부식이 가속되고 따라서 전류밀도가 크게 증가 된다<sup>15)</sup>. 특히 Cl<sup>-</sup>를 함유한 용액에서 나타나는 부동태피막의 파괴현상도 이러한 표면의 결함에 민감하게 되어 부식이 성장하고 발전하게 된다. 결함이 많은 경우에 공식전위는 거의 200 mV 이하가 되어 일반적으로 나타나는 스테인리스강의 공식전위보다 낮게 나타났다. 그러나 AISI 316 스테인리스강선에서는 Mo의 첨가로 인하여 공식전위가 800 mV 부근까지 상승하여 내식성이 우수한 경향을 보였다. 이는 재료 내에서 2차상의 형성을 억제하고 표면에서 MoO<sub>2</sub>을 형성하여 Cl<sup>-</sup>에 대한 강한 저항성을 나타내기 때문이라고 보고 되고 있으나 전해액속에서 MoO<sub>4</sub><sup>2-</sup>이온을 형성하여 음이온 선택 층을 표면에 형성함으로써 Cl<sup>-</sup>를 쉽게 재료 표면으로부터 멀리 밀어 내기 때문에 공식이 발생되지 않고 내식성이 크게 증가하는 것으로 보고 되고 있다<sup>16)</sup>(그림 2, 3). 그러나 two-step으로 가공된 경우에 비하여 one-step으로 가공된 경우는 큰 결함이 있기 때문에 Mo의 역할이 있다고 할지라도 내식성이 거의 AISI 304 스테인리스 강선 수준으로 감소되는 것을 알 수 있었다. 따라서 two-step을 통한 인발가공이 내식성과 기계적 성질이 우수함을 알 수 있었다.

### 3.3 부식표면특성

그림 11은 AISI 304 스테인리스강 선을 가공도를 달리하여 인발한 표면의 부식거동을 조사하기 위하여 -500 mV에서 +1300 mV까지 동전위법으로 0.9%NaCl용액에서 부식시험한 후 FE-SEM으로 부식표면을 촬영한 결과이다. one-step법으로 인발한 경우만이 표면에서 심한 부식양상을 보여 앞의 분극곡선과 잘 일치한다. 즉 (a)에 비하여 (d)에서는

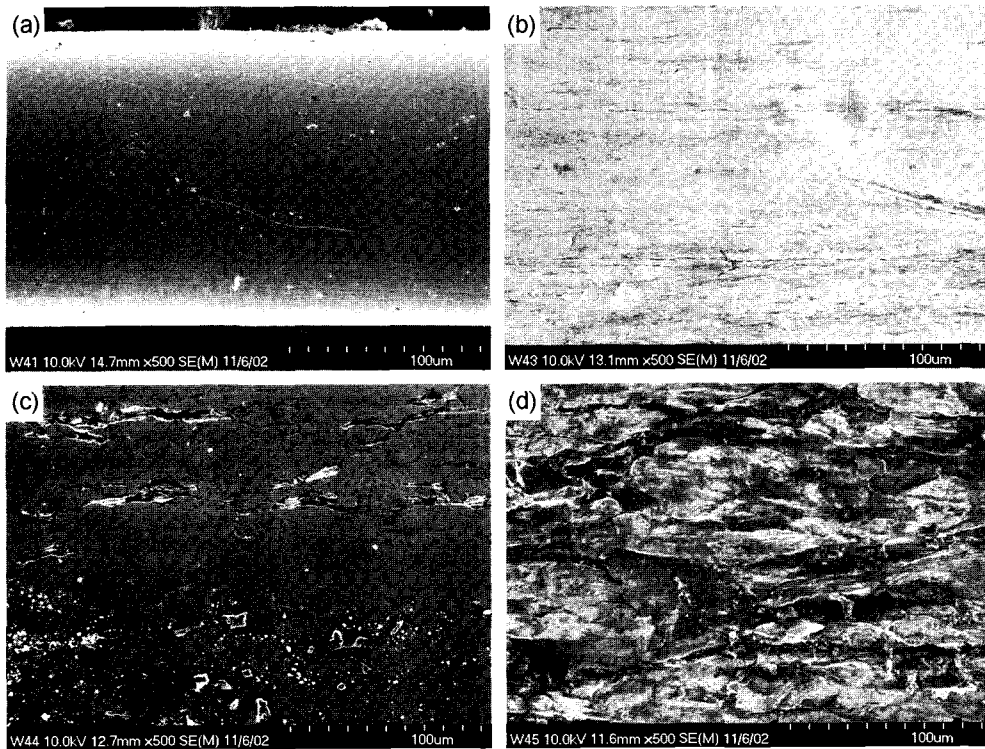


Fig. 11. SEM micrographs showing corrosion behavior of W41(a), W43(b), W44(c) and W45(d) samples in 0.9% NaCl solution at  $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$ .

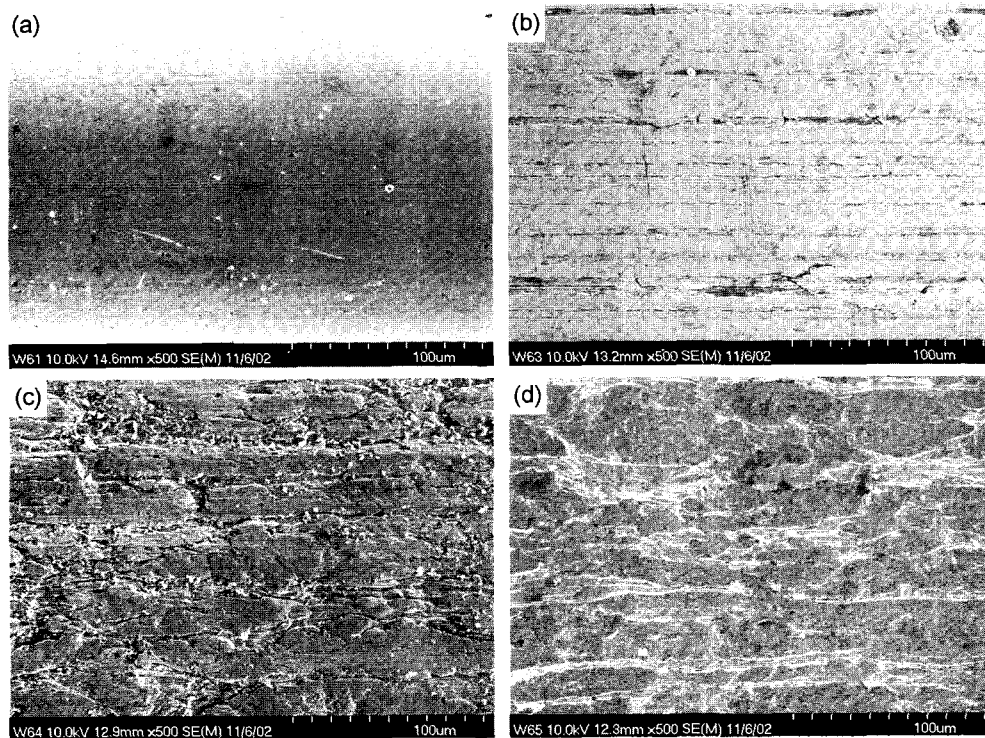


Fig. 12. SEM micrographs showing corrosion behavior of W61(a), W63(b), W64(c) and W65(d) samples in 0.9% NaCl solution at  $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$ .

깊은 골과 함께 부식이 심하게 진행된 양상을 보이고 있음을 확인할 수 있다.

그림 12는 AISI 316 스테인리스강 선을 가공도를 달리하여 인발한 표면의 부식거동을 조사하기



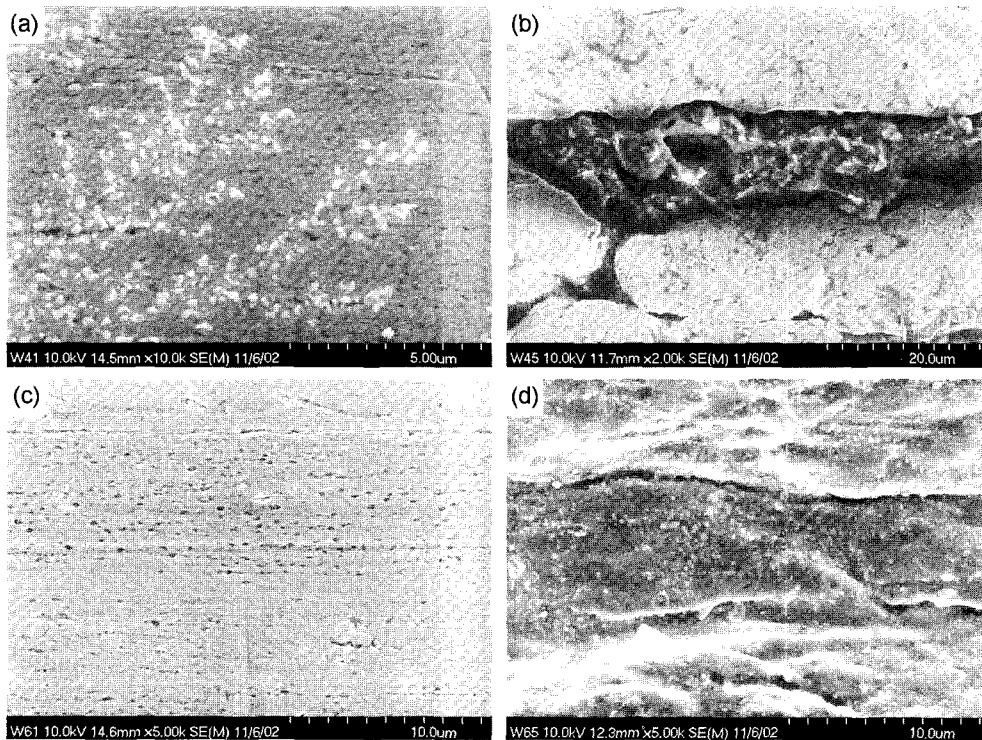


Fig. 13. SEM micrographs showing corrosion behavior of W41(a), W45(b), W61(c) and W65(d) samples in 0.9% NaCl solution at  $36.5 \pm 1^\circ\text{C}$ .

위하여  $-500\text{ mV}$ 에서  $+1300\text{ mV}$ 까지 동전위법으로 0.9%NaCl용액에서 부식시험한 후 FE-SEM으로 부식표면을 촬영한 결과이다. two-step법으로 가공한 경우가 표면에서 부식이 거의 없으며 국부적으로 나타난 부식상태만을 보인다. 그러나 분극곡선상에서 공식전위의 높고 낮음이 나타나는데 이는 스크래치부분이 아니더라도 고배율로 관찰하면 마이크로 핏트 들이 많이 발생되고 있음을 보인다. 또한 AISI 316도 304와 같이 one-step으로 가공한 (d)의 경우가 심한 표면 부식을 보이고 있음을 알 수 있다. 그림 13은 그림 11과 12의 시편을 고배율로 관찰한 것으로 내부에서 작은 핏트가 많이 발생되고 또한 핏트 주위와 표면에서 NaCl의 결정체가 많이 형성되고 있음을 알 수 있다.

따라서 교정용 스테인리스강 wire의 부식은 다이를 통하여 인발될 때 재료자체가 가지고 있는 스크래치 등에서 발생되며 2차이상의 신선을 한 경우의 부식발생은 균일한 면에서 표면에 존재한 불순물 등에 의한 영향으로 생각되었다.

#### 4. 결 론

인발된 스테인리스강 선의 표면특성을 조사하기 위하여 AISI 304 및 316 스테인리스강 선을 제조

하고 여러 가지 인발조건으로 인발하여 0.9% NaCl의 전해액에서 전기화학적 부식거동을 조사하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1) 스테인리스 강 신선의 표면을 조사한 결과, one-step법으로 인발한 경우가 표면의 결함이 크게 증가하였고 two-step의 경우는 크게 감소하였다. 가공도가 증가함에 따라 변형유기 마르텐사이트조직이 형성되어 강도와 경도를 증가시켰다.

2) 스테인리스강 선을 가공도를 달리하여 인발한 표면의 내식성은 one-step방법으로 인발한 경우보다 two-step으로 인발한 경우가 내식성이 우수하게 나타났으며 Mo가 첨가된 AISI 316 스테인리스강 선의 경우가 AISI 304 스테인리스강 선에 비하여 내식성이 우수하게 나타났다.

3) FESEM으로 부식표면을 촬영한 결과 one-step법으로 인발한 경우 표면에서 심한 부식양상을 보였으며 two-step법으로 인발한 경우는 작은 핏트가 표면에서 많이 관찰되었다.

#### 참고문헌

1. W. J. O'Brein, G. Ryge, An outline of dental materials and their selection. Philadelphia, W. B. Saunders Co., (1978) 307.

2. R. W. Philips, Science of dental materials. 7th ed., Philadelphia, W.B.Saunders Co., (1973) 653.
3. W. A. Backofen, G. F. Gales, Am. J. Orthod., 38 (1952) 755.
4. C. A. Funk, Angle Orthod., 21 (1951) 129.
5. G. Y. Richman. Am. J. Orthod., 42 (1956) 573.
6. N. G. Gaston, Am. J. Orthod., 37(1951) 779.
7. G. L. Howe, E. H. Greener, D. S. Crimmins, Angle Orthod., 38 (1968) 244.
8. R. W. Kohl, Angle Orthod., 34 (1964) 37.
9. M. R. Marcotte, J. Dent. Res., 52 (1973) 1171.
10. J. V. Wilkinson, Am. J. Orthod., 48 (1962) 194.
11. R. G. Craig, H. J. Slesnick, F. A. Peyton, J. Dent. Res., 44 (1965) 587.
12. G. F. Andreasen, F. R. Queredo, J. Biomaterials., 3 (1970) 151.
13. E. C. Bain, R. H. Aborn, J. J. B. Rutherford. Trans. Amer. Soc. Steel Treat., 21 (1933) 481.
14. H. C. Choe, K. H. Kim, J. of the Korean Institute of Metals and Materials, 24 (1986) 1190.
15. Z. Szklarska-Smialowska. Pitting corrosion of metals, NACE, Houston, (1996) 90.
16. H. C. Choe, K. H. Kim, J. of the Corrosion Science Society of Korea, 24 (1995) 3.