

# 열처리한 교정용 호선의 기계적 성질과 금속유리에 대한 연구

부산대학교 치과대학 교정학교실

최철민 · 이병태

- 목 차 -

- I. 서 론
  - II. 연구재료 및 방법
  - III. 연구성적
  - IV. 고 안
  - V. 결 론
- 참고문헌  
영문초록

## I. 서 론

교정용선재는 적절한 힘을 치아에 전달하므로써 원하는 치아 이동을 달성하게 하는 필수적인 재료이다. 따라서 선재는 탄성 에너지를 쉽게 흡수하고 쉽게 방출해야 하며 치아에 작용하는 힘이 강하지 않게 유지하면서 치아가 이동되더라도 적절한 힘을 일정하게 유지하는 것이 이상적이다.

선재는 재질에 따라서 여러 종류로 나누어진다. 과거에는 금합금선재가 이용되기도 하였으나 현재 사용되지 않으며, 스테인리스강선재와 코발트계 합금인 Elgiloy 선재가 귀금속 재료를 대신하여 교정용선재로 주로 사용되며 최근에는 낮은 탄성율과 높은 강도를 가진 니켈-티타늄 합금선재와 티타늄-몰리브덴 합금선재 등이 개발되었다<sup>1-3)</sup>.

냉간가공에 의해 형성된 호선의 내부응력을

제거하고 탄성과 형태의 안정성을 증가시키기 위해서 교정용선재를 600-1000°F의 저온열처리 한다<sup>4)</sup>. 열처리의 결과 응력제거 효과 및 호선의 기계적 성질 즉 인장강도, 비례한계, 탄성율(resiliency)이 증가되며 특히 Elgiloy 선재는 열처리후 스테인리스강선재보다 탄성이 있어서 큰 변화가 일어나 영구변형에 대한 저항성이 현저히 증가된다<sup>5)</sup>.

열처리시 이러한 호선의 기계적 성질 변화는 열처리 온도와 시간에 의존하는 것으로<sup>6)</sup>, 적절한 열처리 온도와 시간에 대해서는 학자마다 다르게 주장하고 있다. 스테인레스강선재의 경우 Kemler<sup>8)</sup>는 저온열처리에 의해 호선의 비례한계와 탄성계수가 증가된다고 하였으며 700-800°F에서 5-15분간 시행하는 것이 적절하다고 하였다.

Backofen과 Gale<sup>9)</sup>은 스테인리스강선재의 연화열처리에 의한 응력제거에 대한 효과를 연구하여 750-820°F에서 10분간 열처리 하였을 때 만족할 만한 결과를 얻었다고 보고하였으며, Funk<sup>10)</sup>는 스테인리스강선재의 열처리 온도에 대한 영향에 관하여 연구하여 850°F에서 3분간 시행했을때 호선의 탄성이 현저히 증가된다고 하였다. Elgiloy 선재의 경우 Denver<sup>11)</sup>는 900°F에서 3분간 시행할 것을 추천하였으며, Fillmore와 Tomlinson<sup>12)</sup>은 1100-1200°F에서 5분간 시행한 경우 영구변형에 대한 저항성이 현저히 증가된다고 하였다. Mahler<sup>13)</sup>은 750°F에서 10분간, Martin<sup>14)</sup>은 900°F에

서 7-12분간 열처리를 시행한 경우 호선의 항복강도가 전반적으로 증가된다고 보고하였다.

금속성 교정장치는 전해질이 있는 곳에서 부식되어 금속성분이 유리되며, 특히 은-납착연결부위에서 부식이 잘 발생하여 금속 성분이 유리되고, 호선의 열처리와 bracket의 재생과정 등에 의하여 금속성분의 유리가 증가된다고 알려져 있다<sup>15-17)</sup> 또한 부식에 의해 장치의 기계적 성질과 형태에 변화가 일어나게 된다. 부식연구에서 교정용 bracket의 공식현상에 대한 보고<sup>18)</sup> 및 metal base가 있는 bracket으로부터 금속이 유리되어 법랑질의 영구적인 변색 및 신체의 과민반응을 일으키기도 한다는 보고가 있으며<sup>15-17,19)</sup>, Toms<sup>20)</sup>는 부식에 의해 교정장치의 부피가 감소되어 치아에 적용되는 힘이 감소되고 응력이 집중되는 부위에서는 장치의 파절이 일어날 수 있다고 하였다. 따라서 비록 열처리에 의해 교정용선재의 기계적 성질은 증가되지만 선재의 부식에 의해 생성된 부식산물과 유리된 금속이 주위의 조직이나 체내로 흡수되는 것은 바람직하지 못하다.

이에 저자는 국내 임상에서 사용되고 있는 Elgiloy선재를 사용하여 전기로 가열법의 열처리 온도 및 시간의 변화에 따른 기계적 특성의 비교 및 호선의 금속유리경향에 대해서 고찰해보았다.

## II. 연구 재료 및 방법

코발트-크롬계 합금선재인 0.016"×0.022" bule Elgiloy 각형선재(표 1)를 연구재료로 선택하여 열처리하지 않은 선재를 대조군으로 하고 열처리 온도와 시간을 변화시켜서 열처리한 28군의 선재를 실험군으로 하여 각 군당 10개씩 총 290개를 일반적인 호선의 길이에 해당되도록 12cm길이를 절단하여 시험편으로 사용하

였으며 각 군을 둘로 나누어 인장시험과 금속유리에 대한 실험을 각각 시행하였다.

열처리는 5°F범위내에서 제어되는 자동온도 조절장치가 부착된 dental furnace를 이용하여 700, 800, 900, 1000, 1100, 1200, 1300°F의 온도에 3, 6, 9, 12분간 열처리하여 대기중에서 냉각시켰다.

인장시험은 Universal Testing Machine (Instron Ltd., U.S.A.)을 사용하여 crosshead speed 0.5mm/min, 표점거리 40mm, 사용된 extensometer의 확대배율 20배, full scale load 100kg으로 시행되었으며 얻어진 응력-변형곡선으로부터 최대인장강도, 항복강도(0.2% offset), 연신율을 구하였다.

뚜껑이 있는 20ml용량의 borosilicate test tube 145개를 질산으로 세척하고 재증류수로 다시 세척하여 말린 다음, 각각의 용기에 인공 타액(표 2)<sup>21)</sup> 18ml씩을 담고, acetone으로 표면의 불순물을 제거한 선재를 각각의 tube에 하나씩 넣어 뚜껑을 닫고 이들을 37°C에서 일주일동안 천천히 진동시켰다. 일주일 후 수거한 18ml의 인공타액에 질산과 재증류수가 1:5의 비율로 혼합된 용액(vol/vol) 42ml를 가하고 이를 hot plate(약 180°C)상에서 정확히 10

Table 2. The composition of artificial saliva\*

Na <sub>2</sub> S	0.0008 gm
Ma <sub>2</sub> P <sub>2</sub> O	0.0008 gm
CO (NH <sub>2</sub> ) <sub>2</sub>	0.5 gm
Na <sub>2</sub> HPO	0.3 gm
CaCl <sub>2</sub>	0.3 gm
KCl	0.2 gm
NaCl	0.2 gm
distilled H <sub>2</sub> O	500 ml

\* subtracted mucin from the Fusayama formula, pH 6.4

Table 1. The orthodontic archwire used in the investigation.

Product	Type	Manufacturer	Approx. composition (wt. %)
Elgiloy Semiresilient	Co-½r wire	Rocky Mountain/Orthodontics Denver, Col., USA	Co 40, Cr 20, Ni 15, Fe 15 Mn 2, Mo 7, Co. 15

ml가 되도록 농축한 후 이 용액에 함유된 니켈과 크롬의 양을 표 3에 기재한 조건에서 Varian A.A.-30 (Varian instruments, Sydney, Australia)를 이용하여 원자흡광광도법으로 측정하였다<sup>22)</sup>. 다만 1:5의 비율로 혼합된 질산과 재증류수 용액을 원자흡광광도법으로 측정한 후 상기와 같이 측정된 값에다 보정하여 주었다(공시험).

**Table 3.** Analytical conditions of metal by atomic absorption spectrophotometry

	Ni	Cr
Wave length	351.5 nm	425.4 nm
Spectral band pass	0.1 nm	0.1 nm
Fuel	acetylene	acetylene
Support	nitrous oxide	nitrous oxide
Lamp current	3.5 mA	7 mA

### III. 연구성적

열처리하지 않은 선재의 최대인장강도, 항복강도 및 연신율은 표 4와 같다.

**Table 4.** Mechanical properties of as-manufactured wires in tension (n=5)

Wire	Tensile strength (kg/mm <sup>2</sup> )	Yield strength (kg/mm <sup>2</sup> )	Elongation (%)
0.016" X 0.022"	161.4 ± 1.4	105.6 ± 1.7	12.6 ± 0.9

**Table 5.** Tensile strength of heat-treated 0.016" X 0.022' wire (kg/mm<sup>2</sup>) (n=5)

Temp (°F)	Heat-treated time (min)			
	3	6	9	12
700	183.7 ± 1.9	186.2 ± 0.5	187.9 ± 1.6	190.3 ± 0.7
800	190.0 ± 3.0	191.7 ± 2.1	192.0 ± 3.2	193.2 ± 1.6
900	195.1 ± 1.2	198.6 ± 1.6	200.7 ± 2.9	209.4 ± 0.4
1000	207.0 ± 2.3	209.2 ± 1.4	213.6 ± 0.9	212.3 ± 1.9
1100	210.1 ± 2.6	201.9 ± 2.8	197.6 ± 1.9	194.3 ± 1.3
1200	190.8 ± 1.7	185.1 ± 2.2	181.6 ± 1.1	180.7 ± 0.9
1300	175.6 ± 1.2	170.8 ± 0.5	168.3 ± 1.0	165.6 ± 0.7

열처리시 온도 및 시간에 따른 최대인장강도는 표 5와 같으며, 1000°F이하의 온도에서는 최대인장강도가 열처리 시간에 의한 것보다도 열처리 온도에 따라 증가되어 1000°F에서 9분 동안 열처리한 것이 213.6kg/mm<sup>2</sup>로 가장 높았으며 1100°F이상에서는 오히려 감소하였는데 열처리 시간보다는 온도가 증가할 수록 더욱 감소하였다(표 8).

항복강도는 표 6과 같으며 1000°F이하의 온도에서는 최대인장강도와 같이 열처리시간보다는 열처리 온도에 의해 더욱 효과적으로 증가되었고(표 8), 1000°F에서 9분간 열처리했을 때 140.1kg/mm<sup>2</sup>로 가장 높았다.

연신율의 변화는 표 7과 같으며, 연신율은 열처리 시간 및 온도의 증가에 따라 감소하는 경향을 나타내었으며 1000°F에서 9분, 12분간 열처리하였을 때 8.6%로 가장 낮은 반면에, 1100°F이상의 온도구간에서는 시간과 증가와 더불어 연신율은 오히려 증가하는 경향을 나타내었으며 이러한 경향성은 열처리 시간보다는 온도에 더욱 더 의존성을 나타내고 있었다(표 8).

인공타액과 선재를 함유한 시험관을 37°C에서 일주일 동안 진동시킨 후 금속유리정도를

**Table 6.** Yield strength of heat-treated 0.016" X 0.022" wires (kg/mm<sup>2</sup>) (n=5)

Temp (°F)	Heat-treated time (min)			
	3	6	9	12
700	120.3 ± 2.2	121.9 ± 1.3	123.0 ± 1.9	124.4 ± 1.2
800	123.9 ± 2.9	125.7 ± 2.1	126.1 ± 2.9	126.4 ± 1.5
900	127.5 ± 1.6	130.0 ± 2.0	131.4 ± 2.9	136.9 ± 1.0
1000	135.7 ± 2.3	137.1 ± 1.9	140.1 ± 1.5	139.6 ± 2.0
1100	137.9 ± 2.3	132.5 ± 2.7	129.4 ± 2.2	127.4 ± 1.6
1200	124.9 ± 2.0	121.0 ± 2.1	119.1 ± 1.4	117.6 ± 1.4
1300	114.8 ± 1.5	111.4 ± 1.2	110.2 ± 1.4	108.0 ± 1.1

**Table 7.** Elongation (%) of heat-treated 0.016" X 0.022" wires

Temp (°F)	Heat-treated time (min)			
	3	6	9	12
700	11.2 ± 0.8	10.8 ± 0.2	10.8 ± 0.7	10.4 ± 0.6
800	10.4 ± 1.1	10.2 ± 0.8	10.1 ± 0.9	9.9 ± 0.6
900	9.9 ± 0.5	9.6 ± 0.7	9.4 ± 0.7	9.1 ± 0.3
1000	9.3 ± 0.6	9.0 ± 0.5	8.6 ± 0.3	8.6 ± 0.8
1100	8.9 ± 0.8	9.4 ± 0.6	9.8 ± 0.5	10.0 ± 0.5
1200	10.2 ± 1.1	10.8 ± 1.2	11.1 ± 0.7	11.3 ± 0.4
1300	11.8 ± 0.9	12.1 ± 0.5	12.3 ± 0.6	12.4 ± 0.5

**Table 8.** Correlation matrix among variables

	below 100°F		above 1100°F	
	Temp	Time	Temp	Time
Tensile strength	0.916**	0.277**	-0.932**	-0.324*
Yield strength	0.895*	0.271*	-0.919**	-0.328*
Elongation	-0.749**	-0.262*	0.829**	0.247

p &lt; 0.05\*

p &lt; 0.001\*\*

**Table 9.** The amounts of Nickel and Chromium released from as-manufactured 0.016" X 0.022" wire ( $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ ) (n=5)

wire	Nickel	Chromium
0.016" X 0.022"	0.098 $\pm$ 0.022	0.112 $\pm$ 0.025

**Table 10.** The amounts of Nickel released from heat-treated 0.016" X 0.022" wire ( $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ ) (n=5)

Temp (°F)	Heat-treated time (min)			
	3	6	9	12
700	0.208 $\pm$ 0.042	0.241 $\pm$ 0.025	0.285 $\pm$ 0.056	0.285 $\pm$ 0.025
800	0.208 $\pm$ 0.022	0.263 $\pm$ 0.035	0.263 $\pm$ 0.035	0.328 $\pm$ 0.056
900	0.318 $\pm$ 0.022	0.372 $\pm$ 0.043	0.438 $\pm$ 0.035	0.438 $\pm$ 0.065
1000	1.601 $\pm$ 0.044	2.303 $\pm$ 0.056	2.906 $\pm$ 0.041	3.937 $\pm$ 0.074
1100	2.610 $\pm$ 0.056	3.126 $\pm$ 0.055	3.159 $\pm$ 0.035	4.815 $\pm$ 0.075
1200	3.202 $\pm$ 0.061	3.685 $\pm$ 0.062	4.409 $\pm$ 0.025	4.782 $\pm$ 0.071
1300	3.630 $\pm$ 0.062	4.245 $\pm$ 0.055	4.508 $\pm$ 0.042	4.947 $\pm$ 0.055

**Table 11.** The amounts of Chromium (without Cr<sup>6+</sup>) released from heat-treated 0.016" X 0.022" wire ( $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ ) (n=5)

Temp (°F)	Heat-treated time (min)			
	3	6	9	12
700	0.316 $\pm$ 0.037	0.350 $\pm$ 0.043	0.384 $\pm$ 0.058	0.407 $\pm$ 0.097
800	0.327 $\pm$ 0.057	0.407 $\pm$ 0.036	0.429 $\pm$ 0.025	0.526 $\pm$ 0.049
900	0.373 $\pm$ 0.022	0.429 $\pm$ 0.058	0.513 $\pm$ 0.057	0.542 $\pm$ 0.037
1000	1.210 $\pm$ 0.057	1.560 $\pm$ 0.078	2.523 $\pm$ 0.043	2.704 $\pm$ 0.056
1100	1.391 $\pm$ 0.057	1.787 $\pm$ 0.045	2.749 $\pm$ 0.057	3.032 $\pm$ 0.036
1200	1.481 $\pm$ 0.056	2.274 $\pm$ 0.043	2.941 $\pm$ 0.064	3.054 $\pm$ 0.025
1300	1.606 $\pm$ 0.025	2.341 $\pm$ 0.043	2.930 $\pm$ 0.023	3.088 $\pm$ 0.077

분석해 본 결과, 열처리하지 않은 Elgiloy선재로 부터 유리된 니켈과 크롬의 양은 각 0.098  $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ , 0.112  $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ (표 9)인데 반해, 열처리한 선재로부터 유리된 니켈과 크롬의 양은 열처리 온도와 시간이 경과될 수록 금속유리가 증가되었으며 1300°F온도에서 12분간 열처리하였을 때 유리된 니켈과 크롬의 양은 각각 4.947  $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ , 3.088  $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ 로 가장 높았다(표 10, 11). 유리된 니켈의 양은 열처리 시간보다는 온도에 의존성을 나타내었으며, 크롬의 양은 온도가 증가하고 시간이 길어짐에 따라 금

속유리가 증가되었다(표 12). 본 실험에서는 6가 크롬은 전혀 검출되지 않았으므로 6가 크롬을 제외한 크롬의 양을 측정하였다.

**Table 12.** Correlation matrix among variables

	Temp	Time
Nickel	0.908**	0.222*
Chromium	0.824**	0.351**

p < 0.05\*

p < 0.001\*\*

#### IV. 고 안

고정용선재는 일반공업용선재와는 달리 구강 내에서 변색이나 부식이 없어야 하며, 가열에 의해서 연화되지 않고 열처리 경화성을 가져야 할 뿐만 아니라, 납착 및 가공조작이 용이해야 한다. 또한 제작후 강고해서 내구성이 우수하여야 하며 구강내에서 화학적으로 안정되어 위해작용도 없어야 한다<sup>1,23)</sup>.

Elgiloy선재는 열처리 경화형 선재료로서 열처리전의 Elgiloy는 매우 유연하여 조작이 용이하며 필요에 따라 열처리를 함으로써 높은 탄성을 얻을 수 있으므로 호선에 loop가 많이 사용되는 술식에 주로 사용된다. 구성성분은 40% 코발트, 20% 크롬, 15% 니켈, 15% 철, 7% 몰리브덴, 2% 망간, 0.15% 탄소, 0.04% 베릴륨 등으로 되어 있다<sup>24)</sup>. 냉간가공의 정도에 따라 blue, yellow, green, red Elgiloy의 4가지 종류로 제공되며 사용시 각기 적절한 열처리가 요구된다. Blue Elgiloy선재는 플라이어로써 쉽게 조작이 가능하고 상당량의 굽힘이나 용접, 납착이 요구될 경우 추천되며 탄성의 증가를 얻기 위해 제작후 열처리되어야 한다.

Yellow Elgiloy선재는 blue Elgiloy보다 강하고 전연성이 좋으며 열처리하지 않은 상태에서 사용이 가능하나 보다 큰 탄성이 요구될 경우에는 열처리되어야 한다.

Green Elgiloy선재는 blue, yellow Elgiloy보다 탄성이 높고 플라이어로써 쉽게 조작이 가능하다.

Red Elgiloy선재는 가장 탄성이 높으며, 최소한의 가공에만 견딜 수 있으므로 미세한 플라이어 조작을 요구하는 술식에는 사용될 수 없다.

균일한 고용체의 결정내부에 고용한도를 초과한 다른 성분의 결정이 분리하여 생기는 현상을 석출이라 하며, 또한 고온으로 유지하여 균일한 고용체를 만든 다음 소입하면 이 소입한 합금 중에 과포화상태의 금속은 석출하려고 하는 경향을 가지므로 조금 가열하여 온도를 올려주면 과포화된 금속 원자는 확산을 일으켜

서 석출한다. 이 과정의 진행에 따라서 합금의 여러가지 성질이 변화되는데 이것을 시효(aging)현상이라 하며 시효현상 중에서 경도의 변화는 특히 현저하므로 시효에 의한 경도의 증가를 시효경화라 한다. 그러나 인공시효의 경우 소입온도가 높아지면 시효의 진행에 따라서 최고치에 이른 경도가 다시 저하하여 오히려 연화되는데 이 상태를 과시효라 한다<sup>25)</sup>.

호선 제작시에 형성된 내부응력을 제거하고 탄성을 증가시키며, 호선을 경화시키기 위해서 교정용 선재를 열처리한다. Elgiloy선재를 소정의 열처리후 최대인장강도와 항복강도는 열처리 온도와 시간의 증가에 따라 전반적으로 증가하여 1000°F온도에서 9분간 열처리하였을 때 각각 213.6kg/mm<sup>2</sup>, 140.1kg/mm<sup>2</sup>로 가장 높았으며 열처리 시간보다는 열처리 온도에 의해서 더욱 효과적으로 강화되었다. 연신율은 일반적으로 강도가 증가함에 따라 상대적으로 감소하는 경향이 있는데 본 실험의 결과에서도 최대인장강도와 항복강도가 증가함에 따라 연신율은 감소하여 1000°F온도에서 9분, 12분간 열처리 하였을 때 8.6%로 가장 낮았다. 이와 같이 최대인장강도와 항복강도가 증가하고 연신율이 감소된 결과는 합금재료의 석출 및 시효경화에 의한 것으로 사료된다. 그러나 1100°F를 넘어서면 최대인장강도와 항복강도는 감소하고 연신율은 증가하였는데 이는 부분적인 소둔과 과시효에 의한 것으로 생각된다.

Denver<sup>11)</sup>는 482°C(900°F)에서 3분간의 열처리후 Elgiloy선재의 최대인장강도는 열처리전에 비하여 60% 증가하였다고 보고하였으며, 오와 성<sup>26)</sup>은 0.016"green Elgiloy선재를 dental furnace를 이용하여 열처리한 결과 최대인장강도는 550°C 온도에서 3분, 6분간 열처리하였을 때 231.6kg/mm<sup>2</sup>를 보고하였는데 본 연구에서의 결과와 다소 차이가 있는 것은 호선제작시에 요구된 가공경화의 정도차이 및 선재의 종류와 굽기에 따른 열처리 효과의 차이인 것으로 사료된다. 이 외에도 선재의 인장특성은 열처리의 방법에 따라서 열처리의 효과에 많은 변화가 있으며, 사용된 dental furnace의 종류, 인장시험시 시험방법에 따라서 다소의

차이가 야기될 수 있다고 생각된다.

Fillmore와 Tomlinson<sup>12)</sup>은  $0.016'' \times 0.022''$  blue Elgiloy 각형선재를 dental furnace에서 열처리시 1200°F에서 5분간 시행한 경우 최대 인장강도가 가장 크게 나타났으며, 1200°F까지 열처리한 경우 영구 변형에 대한 저항성이 증가하지만 1200°F를 넘어서면 저항성이 급격히 감소하며 1400-1500°F 온도범위에 노출시키면 부분적인 소둔과 과시효 때문에 영구변형이 증가된다고 하였다. 이러한 결과는 1000°F이하에서는 열처리 온도와 시간이 지남에 따라 최대 인장강도 및 항복강도가 전반적으로 증가하였으나 1100°F를 넘어서면 최대인장 강도와 항복강도가 감소한 본 실험의 결과와 유사한 경향을 볼 수 있었다.

스테인리스강과 코발트-크롬 합금과 같은 크롬 함유 합금으로 만든 선재들은 부식에 대한 저항성을 갖고 있다. 즉 선재내에 함유된 크롬이 산소와 접촉되는 호선표면에 산화크롬과 수산화크롬으로 이루어져 있는 부동층(passivated layer)을 형성, 유지하므로 부식이 방지된다<sup>27-29)</sup>. 이러한 내식성을 발휘하기 위한 부동태가 형성되려면 최저 12%의 크롬량이 요구되며 니켈과 공존할 때 내식성이 증가된다. 그러나 호선을 400-900°C(778-1678°F)로 열처리할 경우 선재내에 함유된 탄소와 크롬이 결합하여 탄화크롬( $CCr_4$ )이 형성되어 석출된다<sup>5)</sup>. 이는 결정입계에 가까운 부분에 있던 크롬원자가 탄소 원자와 결합해서 형성된 크롬농도 70%이상의 탄화물로서 탄화크롬을 형성하게 된다. 이로 인해 입계부근의 기지는 크롬이 12%이하로 감소되어 그 부분이 결정입계의 다른 부분에 대하여 양극으로 작용하기 때문에 결정입계 부식이 발생된다. 또한 이런 상태로 된 것을 예민화(sensitization)되었다고 하며<sup>17,30-32)</sup>, 이러한 부식은 교정장치에 심미적으로 좋지 못할 뿐 아니라 장치의 기계적 성질에도 좋지않은 영향을 끼치게 된다. 교정장치에 부식이 일어나면 금속이 유리되어 표면의 변화가 초래되고 강도와 연성이 감소하며 선재의 부피가 감소되어 치아에 작용하는 힘이 감소된다고 한다. 또한 응력이 집중되는 부위에

서 금속이 과절되기도 한다.

따라서 이러한 선재들의 예민화를 극복하기 위해서 크롬 탄화물의 석출이 일어나지 않도록 탄소의 농도를 감소시키거나 티탄, 몰리브덴 등을 함유한 합금을 사용한다. 티탄은 크롬보다 고온에서 탄화물이 형성되므로 강철을 냉각시키는 동안 탄화크롬이 형성되기 전에 다른 종류의 탄화물을 형성하여 크롬의 부동태 효과가 보존되며 산화티탄( $TiO_2$ )을 형성하기 때문에 부식에 대해 저항한다<sup>33)</sup>. 몰리브덴은 온도가 높아지면 이 층의 두께가 증가하여 부식 저항성이 증가된다<sup>34)</sup>.

일반적으로 열처리한 호선에서는 금속유리가 증가되는 것으로 알려져 있다<sup>16,17)</sup>. 본 실험에서도 소정의 열처리에 의해 유리되는 금속양이 전반적으로 증가하였으며 900°F부터 유리되는 금속의 양이 현저히 증가하였다. 이러한 증가는 탄화크롬의 형성으로 인해 결정입계내의 크롬이 소실되어 부식되기 쉬운 상태로 되었기 때문이며 이는 50°C(958°F) 이상에서 유리되는 금속의 양이 증가한다고 보고한 Gjerdet와 Herø<sup>17)</sup>의 연구결과와 일치한다.

금속성 교정장치에서 유리되는 금속들 중 니켈과 크롬이 주종을 이루는 것으로 알려져 있다.<sup>16,35,36)</sup> 니켈과 austenite 상태를 안정화시켜 주는 원소이나 T-세포 매개성 면역반응에 의한 알러지성 접촉성 피부염의 가장 흔한 원인이며<sup>36)</sup> 크롬은 두번째로 흔한 원인이므로 본 실험에서는 니켈과 크롬을 측정하였다. 니켈은 중등도의 세포독성을 나타내며 크롬은 -2에서 +2, +3가의 양이온이 되기 쉬우며 6가크롬은 독성을 가진다고 한다.<sup>37-39)</sup> 본 실험에서는 6가 크롬은 전혀 검출되지 않았으나 6가 크롬을 제외한 크롬과 니켈은 온도와 시간이 증가함에 따라 유리되는 양이 전반적으로 증가하였다.

Elgiloy선재는 열처리 경화형 선재이므로 호선의 기계적 성질을 증가시키기 위해서 열처리가 필요하다. 이때 가능한 한 선재의 기계적 성질이 감소되지 않고 또한 내식성이 유지되는 범위내에서 열처리가 시행되도록 세심한 주의가 필요하다고 사료된다.

## V. 결 론

저자는 Elgiloy 선재에 미치는 열처리의 온도와 시간의 효과를 규명하고 인공타액내에서 선재로부터 유리되는 금속이온중 니켈과 크롬의 양을 측정하기 위하여 0.016"×0.022" blue Elgiloy 각형선재를 2군으로 나누어 열처리시 인장특성에 따른 최대인장강도, 항복강도 및 연신율을 구하였으며, 인공타액내에 일주일간 침적한 뒤 유리된 금속이온의 양을 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 최대인장강도는 열처리 시간보다 열처리 온도에 의해서 보다 효과적으로 증가되었고 1000°F에서 9분동안 열처리한 것이 213.6kg/mm<sup>2</sup>로 높았으며, 1100°F 이상에서는 1000°F에 비해 오히려 감소되었다.
2. 항복강도는 최대인장강도와 마찬가지로 열처리 시간보다는 열처리 온도에 의해서 보다 효과적으로 증가되었고 1000°F의 9분에서 140.1kg/mm<sup>2</sup>로 가장 높았다.
3. 연신율은 열처리 시간 및 온도가 증가함에 따라 감소하는 경향을 나타내어 1000°F의 9분과 12분에서 8.6%로 가장 낮았으며, 1100°F 이상에서는 연신율은 오히려 증가하였다.
4. 열처리하지 않은 Elgiloy 선재로부터 유리된 니켈의 양은 0.098μg/cm<sup>2</sup>이었으며 크롬은 0.112μg/cm<sup>2</sup>이었다.
5. Elgiloy 선재를 열처리할 경우 선재의 부식에 대한 저항성이 소실되어 금속유리가 증가하였으며 1300°F에서 12분간 열처리하였을 때 유리된 니켈과 크롬의 양은 각각 4.947μg/cm<sup>2</sup>, 3.088μg/cm<sup>2</sup>로 가장 높았다.

## REFERENCES

1. O'Brien, W.J., and Ryge, C., An outline of dental materials, (Philadelphia: W.B. Saunders Co., 1978) p. 307-319.
2. Kusy, R.P., Comparison of nickel-titanium and beta titanium wire materials, Am. J.

Orthod., 79, 625 (1981).

3. Burstone, C.J., and Goldberg, A.J., Beta titanium (A new orthodontic alloys) Am. J. Orthod., 77, 121 (1980).
4. Howe, G.L., Greener, E.H., and Crimmins, D.S., Mechanical properties and stress relief of stainless steel orthodontic wire, Angle Orthod., 38, 244 (1968).
5. Kohl, R.W., Metallurgy in orthodontics, Angle Orthod., 34, 37 (1964).
6. Callender, R.S., Effect of heat treatment on resiliency of orthodontic wire, I.A.D.R., 40, 37 abstract (1962).
7. Wilkinson, J.V., The effect of high temperatures on stainless steel orthodontic archwire, Aust. Dent. J., 5, 264 (1960).
8. Kemler, E.A., Effect of low temperature heat treatment on the physical properties of orthodontic wire, Am. J. Orthod., 42, 793 (1951).
9. Backofen, W.A., and Gales, G.F., Heat treating stainless steel for orthodontics, Am. J. Orthod., 38, 755 (1952).
10. Funk, A.C., The heat treatment of stainless steel, Angle Orthod., 21, 129 (1951).
11. Denver, P.I., Heat treatment of orthodontic steel wire, masters thesis, Indiana University (1958).
12. Fillmore, G.M., and Tomlinson, J.L., Heat treatment of cobalt chromium alloys wire, Angle Orthod., 46, 187 (1976).
13. Mahler D.B., and Goldwin, L., An evaluation of small diameter orthodontic wires, Angle Orthod., 37, 13 (1967).
14. Martin, R.L., Sarkar, L.K., and Schwaninger, B., Effect of heat treatment on various properties of blue elgiloy, J. Clin. Orthod., 18, 432 (1984).
15. Park, H.Y., and Shearer, T.R., In vitro release of nickel and chromium from simu-



- lated orthodontic appliance, *Am. J. Orthod.*, 84, 156 (1983).
16. 박수병, 이병태 : Bracket과 호선의 금속유리, 부산치대논문집, 5.37(1988).
  17. Gjerdet, N.R., and Herø, H., Metal release from heat-treated orthodontic archwire, *Acta. Odontol. Scand.*, 45, 409 (1987).
  18. Gwinnett, A.J., Corrosion of resin-bonded orthodontic brackets, *Am. J. Orthod.*, 82, 441 (1982).
  19. Ceem, R.F., and Gwinnett, A.J., Indelible iatrogenic staining of enamel following debonding, *J. Clin. Orthod.*, 15, 713 (1980).
  20. Toms, A.P., The corrosion of orthodontic wire, *European J. Orthod.*, 10, 87 (1988).
  21. Fusayama, T., Katayori, T., and Nomoto, S., Corrosion of gold and amalgam placed in contact with each other, *J. Dent. Res.*, 11, 71 (1963).
  22. Introduction manual of Varian atomic absorption/flame emission spectrophotometer AA-30, (Australia: Varian Co. 1988) p. 1.
  23. Phillips, R.W., *Skinner's science of dental materials*, 8th ed. (Philadelphia: Saunders W.B. Co., 1982), p. 602.
  24. Rocky mountain dental product company, *Orthodontic wire, a product information publication* (1957).
  25. 양훈영, 금수영 : 금속 재료학(서울 : 문운당, 1984) p.137-138
  26. 오용화, 성재현 : 교정용 선재의 기계적 성질에 미치는 열처리 영향, 경북치대논문집, 2.177(1985).
  27. Sarkar, N.K., Redmond, W., Schwanager, B., and Goldberg, A.J., The chloride corrosion behaviour of four orthodontic wires, *J. Oral Rehabil.*, 10, 121 (1983).
  28. Mueller, H.J., Greener, E.H., and Marker, B.C., Corrosion by external polarization of soldered orthodontic wires in cleanser solutions, *Am. J. Orthod.*, 76, 555 (1979).
  29. Mueller, H.J., and Chen, C.P., Properties of a Fe-Cr-Mo wire, *J. Dent.* 11, 71 (1983).
  30. Thurow, R.C., *Edgewise orthodontics*, 4th ed. (S.T. LOUIS: The Mosby C.V. Co., 1982) p. 51.
  32. Edie, J.W., Andreasen, G.F., and Eaytoun, M.P., Surface corrosion of nitinol and stainless steel under clinical conditions, *Angle Orthod.*, 51, 319 (1981).
  33. Greener, E.H., Harcourt, J.K., and Lautenschlager, E.P., *Materials science in dentistry* (Baltimore: The Williams and Wilkins Co., 1972), p. 352.
  34. Pickering, F.B., *Physical metallurgy and the design of steels* (London: Applied Science Publishers, Ltd. 1978), p. 247.
  35. Whittle, D.P., Wood, G.C., Evans, D.J., and Schully, D.B., Concentration profiles in the underlying alloy during the oxidation of iron-chromium alloys, *Acta Metallurgy*, 15, 1747 (1967).
  36. Fisher, A.A., *Contact dermatitis*, 3rd ed. (Philadelphia: Lea and Febiger Publishers, 1986) p. 745.
  37. Kawata, Y., Shiota, M., Tsutsui, H., Yoshida, Y., Sakaki, H., and Kinouchi, Y., Cytotoxicity of Pol-Co dental casting ferromagnetic alloy. *J. Dent. Res.*, 60, 1403 (1981).
  39. Zenz, C., *Occupational medicine: Principles and practical applications*, 2nd ed., (Chicago: Year Book Medical Publishers, INC) p. 531.
  31. 박창기 : 열처리한 재생 금속 bracket의 인장강도와 물리적 변화에 대한 연구, 대한치과교정학회지, 15, 261(1985).
  38. 유희준, 은희철, 김원석 : Nickel dermatitis 2예, 대한피부과학회지 16, 1331(1978).

— ABSTRACT —

## THE EFFECTS OF HEAT TREATMENT ON MECHANICAL PROPERTIES AND METAL RELEASE FROM HEAT-TREATED ORTHODONTIC ARCHWIRES

Choi Chul Min, Rhee Byung Tae

*Department of Orthodontics, College of Dentistry, Pusan National University*

The purpose of this study was to evaluate the effects of heat treatment on mechanical properties in 0.016" x 0.022" blue Elgiloy wires and to measure the amounts of nickel and chromium released from the wires in artificial saliva.

Ultimate tensile strength, yield strength and elongation were measured with universal testing machine (Instron). and the amounts of nickel and chromium released from the sample were measured with atomic absorption spectrophotometer after one week immersion in the artificial saliva.

Ultimate tensile strength and yield strength were progressively increased below 1000°F, but elongation was decreased. And the results were reversed above 1100°F.

After heat treatment of the sample for 9 minutes at 1000°F, the maximum tensile strength and yield strength were 213.6kg/mm<sup>2</sup>, 140.1kg/mm<sup>2</sup>, respectively. Both tensile strength and yield strength were decreased progressively above 1100°F. Elongation was appeared the minimum value (8.6%) after heat treatment for 9 minutes and 12 minutes at 1000°F.

There was a pronounced increase in nickel and chromium liberation with increasing time and temperature.

The maximum amounts of nickel and chromium released from the sample were 4.947μg/cm<sup>2</sup>, 3,088μg/cm<sup>2</sup>, respectively after heat treatment for 12 minutes at 1300°F.

Heat treatment is applied to orthodontic wires, especially cobalt-chromium alloys, for the purpose of stress-relieving and hardening. When the heat-treatment of orthodontic wires, the heating procedure should be well controlled in order to have no effect on corrosion resistance and mechanical properties.