

치과교정용 wire 납착시 가열온도의 변화가 제특성에 미치는 영향

이 규 선
동남보건대학 치기공과

Impact on the characteristics by heating temperature change during orthodontic wire solder

Gyu-Sun Lee
Department of Dental Technology, Dongnam Health College

[Abstract]

Purpose : To understand the impact on the strength or restoration force by the change of heating temperature when soldering 18-8 stainless steel round wire which is the chrome-nickel class for dental orthodontic device production.

Methods : The following conclusions were made upon the results from tensile strength test, 3 point bending test, and 90° bending fatigue test with 24 samples that had been applied with condition 1 (before heat treatment - natural) and condition 2 (after heat treatment - mooring 30 seconds after heating up to 500°C, 700°C, and 900°C) to $\phi 0.4\text{ mm}$, $\phi 0.7\text{ mm}$, 18-8 stainless steel round wire (spring hard) by Jinsung Company.

Results : When it was heat-treated at 900°C, both $\phi 0.4\text{ mm}$ and $\phi 0.7\text{ mm}$ showed very low tensile strengths compared to the heat treated cases at 500°C and 700°C Yield strengths of both $\phi 0.4\text{ mm}$ and $\phi 0.7\text{ mm}$ showed very low compared to the heat treated cases at natural, 500°C, and 700°C, as well. Upon the results of 3 point bending test, the heat treated case at 900°C showed very low in both $\phi 0.4\text{ mm}$ and $\phi 0.7\text{ mm}$, compared to the heat treated cases at natural, 500°C, and 700°C. Tensile strength of both $\phi 0.4\text{ mm}$ and $\phi 0.7\text{ mm}$ as well, showed very low compared to the heat treated cases at natural, 500°C, and 700°C. Upon the results of 90° bending fatigue test, the heat treated case at 900°C showed the highest wave node resistance in both $\phi 0.4\text{ mm}$ and $\phi 0.7\text{ mm}$.

Conclusion : This study concluded that heating temperature change during wire soldering impacts on the characteristics of orthodontic wire.

◉ **Key words :** orthodontic wire, 18-8 stainless steel wire, heat treatment, tensile strength test, 3 point bending test

* 본 연구는 2009년도 동남보건대학 연구비 지원에 의하여 수행된 것임.

교신저자	성명	이 규 선	전화	011-287-3620	E-mail	gslee@dongnam.ac.kr	
	주소	경기도 수원시 장안구 정자동 937 동남보건대학 치기공과					
접수일	2010. 6. 9		수정일	2010. 6. 14		확정일	2010. 6. 22

I. 서 론

치과 교정장치 제작용 wire는 1940년대에 강도와 내식성이 우수한 18-8 stainless steel wire를 Hauptmeyer가 치과영역에 사용하면서 현재까지도 많이 사용되고 있다.(Richman, 1956)

이후 치과 교정장치 제작용 wire는 크롬-니켈계, 코발트-크롬계, 니켈-티타늄계, 베타티타늄계 등으로 재질의 변화를 이루어 왔으며(O'Brien, and Ryge, 1978), 이들 치과 교정장치 제작용 wire는 arch wire나 spring, clasp 등의 제작에 사용되고 있다.

치과 교정장치를 제작할 때 wire와 wire를 결합시키는 방법은 두 금속의 면을 녹여 붙이는 자가납착(welding)과, 결합시키고자 하는 금속의 온도보다 낮은 온도에서 녹는 납착재(solder metal)를 녹여 두 금속을 기계적으로 결합시키는 납착(soldering)이 있다.

일반적으로 β -titanium 교정용 wire는 welder 등을 이용한 welding으로도 충분한 기계적 강도를 얻을 수 있으나(Burstone, 1987; 김지연과 김경남, 1990) stainless steel wire는 welding보다는 납착재를 이용한 soldering이 강한 기계적 결합력을 얻는데 효과적이다(김지연, 1993).

soldering은 부드러운 Lead-tin alloy solder와 acid core를 사용하는 저온(260℃ 이하) 용융범위와 낮은 부식 저항성과 기계적 결합력을 특징으로 하는 soft soldering과, 용융점이 결합될 금속보다 100℃ 정도 낮은 multi-alloy를 교정용 blowpipe로 가열하여 납착하므로 경도, 강도 및 변색, 부식 저항성이 우수한 hard soldering이 있다.(Craig, 1989)

stainless steel wire는 일반적으로 600℃ 전후의 용접을 가진 선 모양의 은납(silver solder)을 furnace, torch, induction, resistance, salt bath 등(Lyman et al. 1971)을 이용하여 soldering하지만 가는 교정선일 경우에는 500℃ 전후의 저온용 은납을 사용하는 것이 좋다.

그러나 stainless steel wire를 어떤 방법으로 soldering해도 결합부의 연화 현상은 동반되게 마련이며,(Gardiner and Aamodt, 1969) hard soldering 시 stainless steel wire를 677℃ 이상으로 가열하면 철이온

격자에 탄소가 침착되어 연화현상이 발생한다(O'Brien, 1989).

즉 치과 교정용 선재를 가공하는 과정에서 형성된 경도, 인장강도, 비례한도의 증가와 연성의 감소는 soldering하는 동안 annealing 되면서 경도, 인장강도, 비례한도는 감소하고 연성은 증가한다(Phillips, 1982).

치과 교정장치를 제작하는데 사용되는 stainless steel wire는 탄성한계와 항복강도 등이 매우 우수해야 하므로(O'Brien and Ryge, 1978; Phillips, 1973), soldering 후에도 지속적으로 교정력을 나타낼 수 있는 특성이 유지되어야 한다(O'Brien and Ryge, 1978).

따라서 본 연구자는 치과 교정장치 제작용 18-8 stainless steel wire를 soldering하는 경우 가열 온도의 변화가 wire의 경도, 인장강도, 비례한도(복원력), 연성에 미치는 영향을 관찰하고자 한다.

II. 연구 방법

1. 연구 목적

치과 교정장치를 제작할 때 gas torch를 이용하여 677℃ 이상으로 가열하여 18-8 stainless steel wire를 soldering하는 경우 불꽃의 범위가 확대되고 철이온격자에 탄소가 침착됨으로 인하여 연화현상이 넓게 확산될 우려가 있다(O'Brien, 1989).

임상적 경험에 의하면 치과 교정장치 제작용 크롬-니켈계 18-8 stainless steel round wire는 soldering 시의 가열 온도에 따라 금속의 연화 정도가 다르며 wire의 강도나 복원력(spring arm의 이동 범위)에 영향을 미치는 것을 알 수 있다.

따라서, 본 연구의 목적은 치과 교정장치를 제작할 때 18-8 stainless steel wire를 soldering하는 경우 가열 온도의 변화가 금속의 제반 특성에 미치는 영향을 고찰해 보고자 함이다.

2. 연구 재료

치과 교정장치를 제작할 때 stainless steel round wire를 soldering하는 경우 wire의 가열 온도에 따라 인

장강도, 비례한도(복원력), 굴곡강도에 미치는 영향을 알아보고자, 국내에서 시판되는 치과 교정장치 제작용 선재 중 진성기업의 크롬-니켈계 Ø0.4mm, Ø0.7mm, 18-8 stainless steel round wire(spring hard)에 조건 1(열처리 전 -Natural)과 조건 2(열처리 후 - 500℃, 700℃, 900℃로 승온 후 30초 계류)를 부여한 24개의 시편을 연구재료로 선택하였다.

리 전 -Natural)과 조건 2(열처리 후 - 500℃, 700℃, 900℃로 승온 후 30초 계류)를 부여한 24개의 시편을 연구재료로 선택하였다.

Table 1. Conditions of wire sample

Φ	heat treatment		specimens
	temperature	time(sec)	
0.4mm	Natural		3개
	500℃	승온 후 30초 계류	3개
	700℃	승온 후 30초 계류	3개
	900℃	승온 후 30초 계류	3개
0.7mm	Natural		3개
	500℃	승온 후 30초 계류	3개
	700℃	승온 후 30초 계류	3개
	900℃	승온 후 30초 계류	3개

3. 연구 방법

1) 인장 시험

인장물성을 비교하기 위하여 진성기업에서 생산하는 크롬-니켈계 Ø0.4mm, Ø0.7mm, stainless steel round wire(spring hard)를 열처리 전(Natural)과 후(500℃, 700℃, 900℃)로 나누어 길이가 200mm인 8개의 시편을 제작하였다.

Jin Sung Corp. 만능시험기(UTM)로 상온에서 500kg의 load cell, 시험속도(cross head speed) 5.00 mm/min, wire의 표점거리(focal distance)는 100.00mm로 시험하였다.

2) 3점 굴곡 시험

인장물성을 비교하기 위하여 진성기업에서 생산하는 크롬-니켈계 Ø0.4mm, Ø0.7mm, stainless steel round wire(spring hard)를 열처리 전(Natural)과 후(500℃, 700℃, 900℃)로 나누어 길이가 30mm인 8개의 시편을 제작하였다.

Jin Sung Corp. 만능시험기(UTM)로 5kg의 load cell을 가지고 온도 36℃, 시험속도(cross head speed) 5.00 mm/min, wire의 표점거리(focal distance)는 50.00mm로 시험하였다.

3) 90° 굽힘 피로시험(ADA 규격 제32호에 따름, 추의 무게 5.0kg)

(1) 시편 제작 : 90° 굽힘 피로시험을 위하여 진성기업에서 생산하는 크롬-니켈계 Ø0.4mm, Ø0.7mm, stainless steel round wire(spring hard)를 열처리 전(Natural)과 후(500℃, 700℃, 900℃)로 나누어 길이가 200mm인 8개의 시편을 제작하였다.

(2) 시험 조건

- a. 시험 온도 : 상온
- b. Cycle time : 25회/min
- c. Edge 곡률 반경 : 0.3R
- d. Weight : 5.0kg

(3) 시험 방법

- a. Edge 부위 곡률 반경이 0.3R인 jig를 설치한다.
- b. 준비한 시편을 jig의 평행한 한쪽 block 중앙부 25mm 지점 유지홈에 끼고 고정한다.
- c. Block으로부터 75mm의 거리를 유지하고 반대쪽에 5.0kg의 추를 매단다.
- d. Edge 부위에서 시편을 90°로 반복 굽힘 시켜 wire가 파절 할 때까지의 횟수를 측정한다.

Ⅲ. 연구 결과

1. 인장강도 시험 결과

인장강도를 비교하기 위하여 진성기업에서 생산하는 크롬-니켈계 stainless steel round wire를 열처리 전 (Natural)과 후(500℃, 700℃, 900℃)로 나누어 시험한 결과 900℃로 열처리 한 경우의 최대 하중은 Ø0.4mm에서 10.240kgf 그리고 Ø0.7mm에서 33.090kgf로 Natural(Ø0.4mm - 23.020kgf, Ø0.7mm - 71.350kgf), 500℃(Ø0.4mm - 23.720kgf, Ø0.7mm - 71.010kgf), 700℃(Ø0.4mm - 18.640kgf, Ø0.7mm - 57.420kgf)로 열처리 한 경우보다 매우 낮게 나타났다.

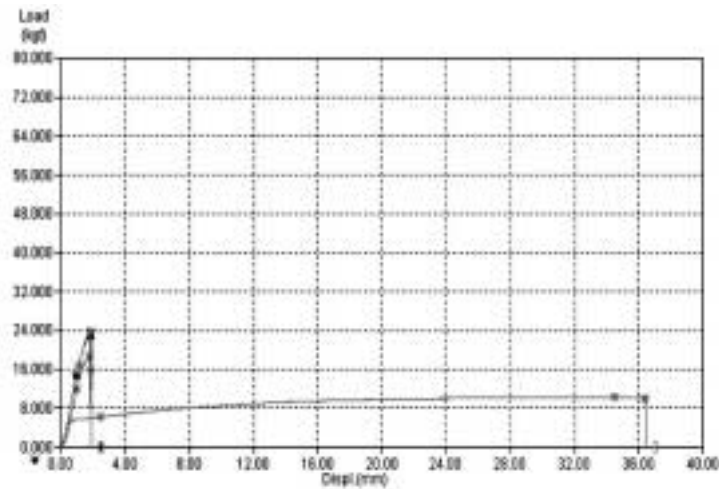
또한 인장 강도 역시 900℃로 열처리 한 경우 Ø0.4mm

에서 85.333kgf/mm² 그리고 Ø0.7mm에서 87.079kgf/mm²로 Natural(Ø0.4mm - 191.833kgf/mm², Ø0.7mm - 187.763 kgf/mm²), 500℃(Ø0.4mm - 197.667kgf/mm², Ø0.7mm - 186.868kgf/mm²), 700℃(Ø0.4mm - 155.333kgf/mm², Ø0.7mm - 151.105kgf/mm²)로 열처리 한 경우보다 매우 낮게 나타났다.

그러나 연신율은 900℃로 열처리 한 경우 Ø0.4mm에서 72.80%, 그리고 Ø0.7mm에서 78.80%로 Natural(Ø0.4mm - 3.76%, Ø0.7mm - 4.98%), 500℃(Ø0.4mm - 3.72%, Ø0.7mm - 4.74%), 700℃(Ø0.4mm - 3.72%, Ø0.7mm - 4.06%)로 열처리 한 경우보다 매우 높게 나타났다. <표 2>, <그림 1, 2>

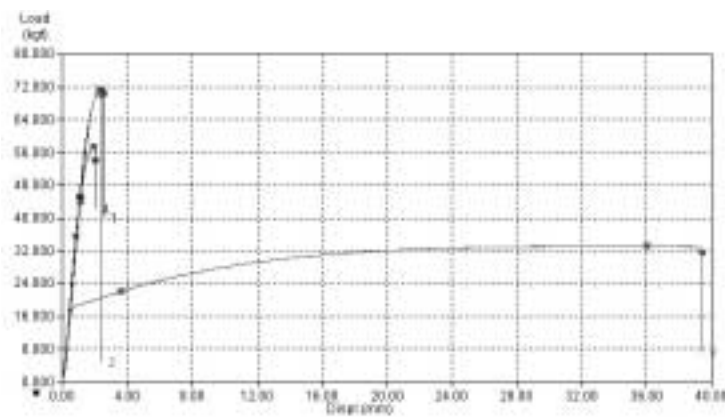
Table 2. Results of tensile strength test by heat treatment temperature

diameter	sectional are	aheat treatment	yield load	Yield strength	maximum load	Tensile Strength	Displacement of rupture	elongation
mm	mm ²	℃	kgf	kgf/mm ²	kgf	kgf/mm ²	mm	%
0.40	0.12	Natural	14.620	121.833	23.020	191.833	1.88	3.76
		500℃	16.830	140.250	23.720	197.667	1.86	3.72
		700℃	11.780	98.167	18.640	155.333	1.86	3.72
		900℃	6.220	51.833	10.240	85.333	36.40	72.80
		Max	16.830	140.250	23.720	197.667	36.40	72.80
		Average	12.363	103.021	18.905	157.542	10.50	21.00
		Min	6.220	51.833	10.240	85.333	1.86	3.72
0.70	0.38	Natural	45.080	118.632	71.350	187.763	2.49	4.98
		500℃	44.000	115.790	71.010	186.868	2.37	4.74
		700℃	35.540	93.526	57.420	151.105	2.03	4.06
		900℃	22.080	58.105	33.090	87.079	39.40	78.80
		Max	45.080	118.632	71.350	187.763	39.40	78.80
		Average	36.675	96.513	58.218	153.204	11.57	23.15
		Min	22.080	58.105	33.090	87.079	2.03	4.06



(Natural → 500°C → 700°C → 900°C →)

Fig. 1. Tensile strength test results of Ø0.4 round wire by heat treatment temperature



(Natural → 500°C → 700°C → 900°C →)

Fig. 2. Tensile strength test results of Ø0.7 round wire by heat treatment temperature

2. 3점 굴곡시험

3점 굴곡시험을 위하여 진성기업에서 생산하는 크롬-니켈계 stainless steel round wire를 열처리 전 (Natural)과 후(500°C, 700°C, 900°C)로 나누어 시험한 결과 900°C로 열처리 한 경우의 최대 하중은 Ø0.4mm에서 0.262kgf 그리고 Ø0.7mm에서 1.563kgf로 Natural (Ø0.4mm - 0.672kgf, Ø0.7mm - 4.033kgf), 500°C(Ø0.4mm - 0.695kgf, Ø0.7mm - 4.119kgf), 700°C(Ø0.4mm - 0.582kgf, Ø0.7mm - 3.422kgf)로 열처리 한 경우보

다 매우 낮게 나타났다.

또한 인장 강도 역시 900°C로 열처리 한 경우 Ø0.4mm에서 2.183kgf/mm² 그리고 Ø0.7mm에서 4.113kgf/mm²로 Natural(Ø0.4mm - 191.833kgf/mm², Ø0.7mm - 187.763kgf/mm²), 500°C(Ø0.4mm - 5.600kgf/mm², Ø0.7mm - 10.839kgf/mm²), 700°C(Ø0.4mm - 4.850kgf/mm², Ø0.7mm - 9.005kgf/mm²)로 열처리 한 경우보다 매우 낮게 나타났다. <표 3>, <그림 3, 4>

Table 3. Results of 3 point bending test by heat treatment temperature

diameter	sectional are	aheat treatment	maximum load	Tensile Strength	Displacement of rupture	elongation
mm	mm ²	°C	kgf	kgf/mm ²	mm	%
0.40	0.12	Natural	0.672	5.600	-0.05	-0.10
		500°C	0.695	5.792	-0.05	-0.10
		700°C	0.582	4.850	-0.06	-0.12
		900°C	0.262	2.183	-0.06	-0.12
		Max	0.695	5.792	-0.05	-0.10
		Average	0.553	4.606	-0.06	-0.11
		Min	0.262	2.183	-0.06	-0.12
0.70	0.38	Natural	4.033	10.613	1.64	3.28
		500°C	4.119	10.839	1.66	3.32
		700°C	3.422	9.005	1.77	3.54
		900°C	1.563	4.113	2.49	4.98
		Max	4.119	10.839	2.49	4.98
		Average	3.284	8.643	1.89	3.78
		Min	1.563	4.113	1.64	3.28

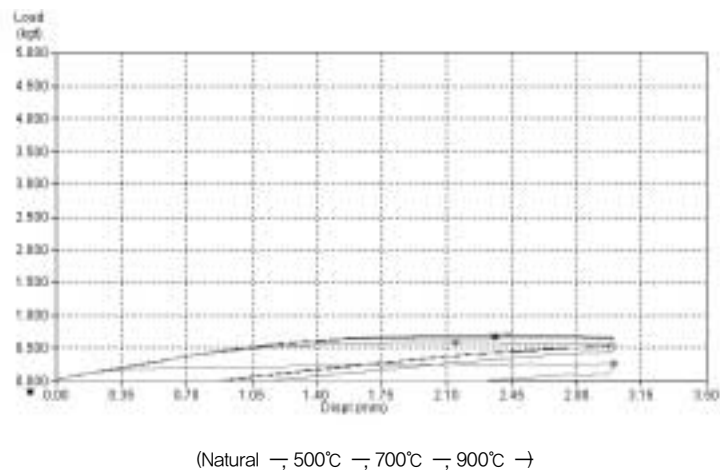
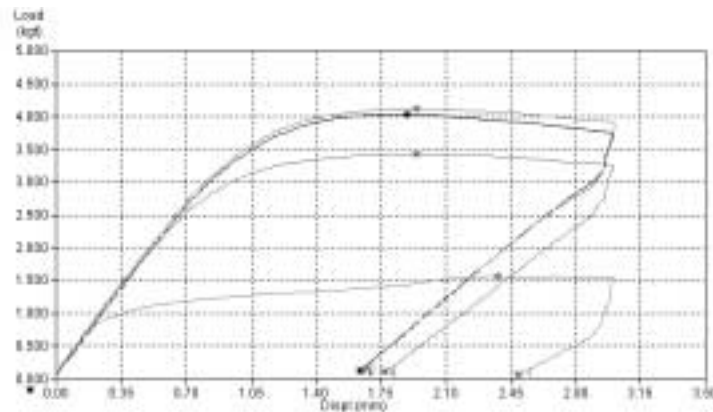


Fig. 3. 3 point bending test results of ϕ 0.4 round wire by heat treatment temperature



(Natural → 500°C → 700°C → 900°C →)

Fig. 4. 3 point bending test results of Φ0.7 round wire by heat treatment temperature

3. 90° 굽힘 피로시험 결과

90° 굽힘 피로시험을 위하여 진성기업에서 생산하는 크롬-니켈계 Ø0.4mm, Ø0.7mm, stainless steel round wire를 열처리 전(Natural)과 후(500°C, 700°C, 900°C)로 나누어 상온에서, bending fatigue tester의 Cycle time 25/Min, Edge 곡률 반경 0.3R, Weight 5.0kg 추를 적용한 조건으로 시험을 한 결과 900°C에서 열처리를

한 경우가(Ø0.4mm - 5회, 5회, 5회, Ø0.7mm - 7회, 10회, 8회) 파절저항이 가장 높았으며, Natural 상태(Ø0.4mm - 3회, 3회, 3회. Ø0.7mm - 6회, 4회, 5회)와 500°C (Ø0.4mm - 3회, 3회, 3회. Ø0.7mm - 7회, 8회, 6회) 그리고 700°C(Ø0.4mm - 3회, 3회, 2회. Ø0.7mm - 5회, 5회, 5회)는 900°C에서 열처리를 한 경우보다 파절저항이 낮았다.<표 4>

Table 4. Results of 90° bending fatigue test by heat treatment temperature

the radius of curvature (r)	diameter (Ø)	heat treatment			
		Natural	500°C	700°C	900°C
0.3	0.4	3	3	3	5
		3	3	3	5
		3	3	8	5
	0.7	6	7	5	7
		4	8	5	10
		5	6	5	8

IV. 고 찰

치과 교정기공용 18-8 stainless steel wire를 이용하여 교정장치를 제작할 때 spring이나 hook과 같은 보조물을 불가피하게 welding 또는 soldering을 하게 된다.

치과 교정장치 제작용 wire를 최적의 상태로 공급하기

위한 연구 보고는(Craig, 1965; Howe, 1968; Goldberg, 1977; Drake, 1982; Gwinnett, 1982; Hazel, 1984; Donovan, 1984) 등이 있으며, Gardiner와 Aamodt (Gardiner and Aamodt, 1969)는 납착 시간보다 가열 온도에 따라 연화의 범위가 달라진다고 하였다.

일반적으로 치과 교정장치를 제작하는 경우 gas torch

를 이용하여 wire를 결합하는데, 사용되는 gas 중 propane gas의 불꽃이 가장 높은 온도를 나타낸다고 하였다(Phillips, 1991).

치과 교정장치 제작 시 gas torch를 사용하여 soldering 하는 경우 중심부의 온도는 최소 700℃, 최대 800℃이며 평균 750℃로 가열되고 있다(고영무, 2001).

이와 같이 650℃ 이상으로 가열하면 연화현상이 발생하고, 냉간가공 시의 가공경화가 완화되는 것으로 Gardiner와 Aamodt(Gardiner and Aamodt, 1969), Craig(Craig, 1978) 등에 의하여 보고되고 있다.

또한 gas torch를 이용하여 677℃ 이상으로 가열하여 soldering 하는 경우 불꽃의 범위가 확대되고 철이온격자에 탄소가 침착됨으로 인하여 연화현상이 넓게 확산될 우려도 제기된다고 하였다(O'Brien, 1989).

즉 치과 교정용 선재를 가공하는 과정에서 형성된 경도, 인장강도, 비례한도의 증가와 연성의 감소는 soldering하는 동안 annealing 되면서 경도, 인장강도, 비례한도는 감소하고 연성은 증가한다(Phillips, 1982).

본 시험에서도 크롬-니켈계 stainless steel round wire를 열처리 전(Natural)과 후(500℃, 700℃, 900℃)로 나누어 인장시험과 3점 굴곡시험을 한 결과 900℃로 열처리 한 경우의 최대 하중은 Ø0.4mm에서 10.240kgf 그리고 Ø0.7mm에서 33.090kgf로 Natural(Ø0.4mm - 23.020kgf, Ø0.7mm - 71.350kgf), 500℃(Ø0.4mm - 23.720kgf, Ø0.7mm - 71.010kgf), 700℃(Ø0.4mm - 18.640kgf, Ø0.7mm - 57.420kgf)로 열처리 한 경우보다 매우 낮게 나타났다.

또한 인장강도 역시 900℃로 열처리 한 경우 Ø0.4mm에서 85.333kgf/mm² 그리고 Ø0.7mm에서 87.079kgf/mm²로 Natural(Ø0.4mm - 191.833kgf/mm², Ø0.7mm - 187.763 kgf/mm²), 500℃(Ø0.4mm - 197.667kgf/mm², Ø0.7mm - 186.868kgf/mm²), 700℃(Ø0.4mm - 155.333kgf/mm², Ø0.7mm - 151.105kgf/mm²)로 열처리 한 경우보다 매우 낮게 나타났다.

Natural 상태보다 500℃에서 열처리 한 경우의 기계적 특성이 우수한 것은 18-8 stainless steel round wire의 냉간가공 과정에서 형성된 가공경화현상이 완화된 결과로 판단된다.

그러나 연신율은 900℃로 열처리 한 경우 Ø0.4mm에서 72.80%, 그리고 Ø0.7mm에서 78.80%로 Natural(Ø0.4mm - 3.76%, Ø0.7mm - 4.98%), 500℃(Ø0.4mm - 3.72%, Ø0.7mm - 4.74%), 700℃(Ø0.4mm - 3.72%, Ø0.7mm - 4.06%)로 열처리 한 경우보다 매우 높게 나타났다.

3점 굴곡시험에서도 900℃로 열처리 한 경우의 최대 하중은 Ø0.4mm에서 0.262kgf 그리고 Ø0.7mm에서 1.563kgf로 Natural(Ø0.4mm - 0.672kgf, Ø0.7mm - 4.033kgf), 500℃(Ø0.4mm - 0.695kgf, Ø0.7mm - 4.119kgf), 700℃(Ø0.4mm - 0.582kgf, Ø0.7mm - 3.422kgf)로 열처리 한 경우보다 매우 낮게 나타났으며, 인장 강도 역시 900℃로 열처리 한 경우 Ø0.4mm에서 2.183kgf/mm² 그리고 Ø0.7mm에서 4.113 kgf/mm²로 Natural(Ø0.4mm - 191.833kgf/mm², Ø0.7mm - 187.763kgf/mm²), 500℃(Ø0.4mm - 5.600 kgf/mm², Ø0.7mm - 10.839kgf/mm²), 700℃(Ø0.4mm - 4.850kgf/mm², Ø0.7mm - 9.005kgf/mm²)로 열처리 한 경우보다 매우 낮게 나타났다.

90° 굽힘 피로시험에서 900℃로 열처리를 한 경우가(Ø0.4mm - 5회, 5회, 5회) (Ø0.7mm - 7회, 10회, 8회) 파절 저항이 가장 높았으며, Natural 상태(Ø0.4mm - 3회, 3회, 3회. Ø0.7mm - 6회, 4회, 5회)와 500℃(Ø0.4mm - 3회, 3회, 3회. Ø0.7mm - 7회, 8회, 6회) 그리고 700℃(Ø0.4mm - 3회, 3회, 2회. Ø0.7mm - 5회, 5회, 5회)는 파절 저항이 낮았는데 이는 900℃에서 열처리를 한 경우 연성이 상당히 증가한 때문인 것으로 판단된다.

인장강도, 3점 굴곡시험 등에서 500℃, 700℃, 900℃ 순으로 열처리 온도가 높아질수록, 연성이 증가하는 것은 18-8 stainless steel wire의 고상점인 1,400℃에 가깝게 온도가 도달했음을 의미한다.

이렇듯 치과 교정장치 제작용 wire의 연성 증가는 원형으로 돌아가는 한계를 나타내는 탄성한도, 비례한도, 최대 휨성 등이 낮아질 수 있다.

치과 교정장치를 제작하는데 사용되는 18-8 stainless steel wire는 soldering 후에도 연화 현상 없이 탄성한도와 항복강도 등이 매우 우수하고(O'Brien and Ryge, 1978; Phillips, 1973), 지속적으로 elastic memory를 유지하며 원하는 치아이동을 위한 교정력을 나타낼 수 있는 특성이 있어야 한다(O'Brien and Ryge, 1978).

왜냐하면 치과 교정기공용 wire에 탄성한도내의 하중을 가해주면 탄성에너지가 축적되며, 이 탄성에너지에 의해 wire가 원래의 상태로 되돌아가려고 하는데, 치과 교정치료를 위한 wire에 축적된 탄성에너지가 원래의 상태로 복원하는 과정에서 발생하는 탄력성을 교정력으로 이용하므로, 탄성에너지가 크면 탄력성이 증가하므로 지속적인 교정력을 이용할 수 있기 때문이다.

현재 치과 교정장치를 제작할 때 사용되는 DT, OM, RM, UT 회사의 납착재 용융점은 고상점이 620°C 전 후, 액상점이 650°C 전후(김지연, 1993)이므로 18-8 stainless steel wire의 고상점인 1,400°C 보다는 훨씬 낮은 용융온도를 보이고 있다.

18-8 stainless steel wire는 일반적으로 600°C 전후의 용점을 가진 선 모양의 은납(silver solder)을 furnace, torch, induction, resistance, salt bath 등을 이용하여 soldering(Lyman, 1971) 하는데 과열로 인한 wire의 재결정화와 결정립의 성장(Craig, 1989)으로 임상에서 물리적, 기계적 성질의 저하를 초래하지 않는 650°C 전후의 납착 조건을 찾아 치과 교정장치가 쉽게 변형되거나 파절되지 않고 지속적인 교정력을 발휘할 수 있도록 하는 것이 좋을 것으로 사료된다.

V. 결 론

치과 교정장치 제작용 크롬-니켈계 18-8 stainless steel round wire를 soldering할 때 가열 온도의 변화가 강도나 복원력에 미치는 영향을 알아보고자 진성기업의 Ø0.4mm, Ø0.7mm, 18-8 stainless steel round wire(spring hard)에 조건 1(열처리 전 -Natural)과 조건 2(열처리 후 - 500°C, 700°C, 900°C로 승온 후 30초 계류)를 부여한 24개의 시편으로 인장시험, 3점 굴곡 시험, 90° 굽힘 피로시험을 한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 900°C로 열처리하였을 때 Ø0.4mm, Ø0.7mm 모두 500°C, 700°C로 열처리 한 경우보다 인장강도가 매우 낮게 나타났다.

항복강도 역시 900°C에서 Ø0.4mm, Ø0.7mm 모두 Natural, 500°C, 700°C로 열처리 한 경우보다 매우 낮게 나타났다.

파단 변위와 연신율은 900°C에서 Ø0.4mm, Ø0.7mm 모두 Natural, 500°C, 700°C로 열처리 한 경우보다 매우 높게 나타났다.

2. 3점 굴곡시험을 한 결과 900°C로 열처리 한 경우는 Ø0.4mm, Ø0.7mm 모두 Natural, 500°C, 700°C로 열처리 한 경우보다 매우 낮게 나타났다.

인장 강도 역시 900°C로 열처리 한 경우 Ø0.4mm, Ø0.7mm 모두 Natural, 500°C, 700°C로 열처리 한 경우보다 매우 낮게 나타났다.

3. 90° 굽힘 피로시험을 한 결과 900°C에서 열처리를 한 경우 Ø0.4mm, Ø0.7mm 모두 파절저항이 가장 높았다.

참 고 문 헌

- 고영무 등. 치과재료학. 제3판, 군자출판사, 342-343, 2001.
- 김지연, 김경남. 교정용 β -titanium 합금 선재의 자가납착에 관한 연구. 대한치과기재학회지, 17(2), 197-210, 1990.
- 김지연. 치과 교정용 은납착재와 납착 방법에 따른 교정용 선재 및 납착부의 성질 변화. 연세대학교 대학원 박사학위논문, 1993.
- Burstone CJ. Welding of TMA wire, Clinical applications. J Clin Orthod, 21(9), 609-615, 1987.
- Craig GG. Restorative dental materials, 8th edition, 417-424, C.V. Mosby Co, St. Louis, 1989.
- Craig RG, Slesnick HJ, peyton FA. Application of 17-7 precipitation hardenable stainless steel in dentistry. J Dent Reg, 44, 587-595, 1965.
- Craig RG. Dental materials-a problem-oriented approach. 222-225, C.V. Mosby Co, St.

- Louis, 1978.
- Donovan MT. Weldability of beta titanium arch wires. *Am J Orthod*, 85, 207-216, 1984.
- Drake SR. Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending, and torsion. *Am J Orthod*, 82, 206-210, 1982.
- Gardiner JH, Aamodt AC. Some aspects of soldering stainless steel, *Dent Practit*, 20(2), 65-76, 1969.
- Goldberg AJ, Vanderby R, Burstone CJ. Reduction in the modulus of elasticity in orthodontic wires. *J Dent Res*, 56, 1221-1231, 1977.
- Gwinnett AJ. Corrosion of resin-bonded orthodontic brackets. *Am J Orthod*, 81, 441-446, 1982.
- Hazel RJ, Rohan GJ, West VC. Force relaxation in orthodontic arch wires. *Am J Orthod*, 86, 396-402, 1984.
- Howe GL, Greener EH, Crimmins DS. Mechanical properties and stress relief of stainless steel orthodontic wire. *Angle Orthod*, 38, 244-249, 1968.
- Lyman T, Boyer HE, Greenberg SA, Carnes WJ, Chevalier MW. *Metal handbook*. 8th edition, 6, 663-674, American Society for Metals, Metals Park, Ohio, 1971.
- O'Brien WJ, Ryge G. *An outline of dental materials and their selection*. Philadelphia, W.B. Saunders. Co, 307-319, 1978.
- O'Brien WJ, *Dental materials-Properties and Selection*. 419-435, Quintessence Publishing Co, Chicago, 1989.
- Phillips RW. *Science of dental materials*. 7th ed, Philadelphia, W.B. Saunders Co, 653-654, 1973.
- Phillips RW. *Skinner's science of dental materials*. 8th edition, 534-546, 598-612, W.B. Saunders Co, Philadelphia, 1982.
- Phillips RW *Skinner's science of dental materials*. 9th edition, 529-536, W.B. Saunders Co, Philadelphia, 1991.
- Richman GY. *Practical metallurgy for the orthodontic*. *Am J Orthod*, 42, 573-587, 1956.