

교정용 스테인리스강선재의 물리적 성질에 관한 비교연구

연세대학교 치과대학 교정학교실

권 오 원 · 손 병 화

I. 서 론

부정교합을 기계적인 장치로 치료하는 방법은 Fauchard(1678~1761)가 최초로 그의 저서 *Le Chirurgien Dentiste*(1728)에서 폭이 좁은 리본상의 금속판을 arch상으로 한 것을 치열의 외측에 장착해서 부정위치에 있는 치아를 연결하여 교정하는 방법을 소개한 이후, 교정장치 및 교정재료의 발달과 더불어 많은 발전을 하여 왔다.^{46, 53)}

교정치료술식에 합성수지계의 재료와 금속재료가 교정용재료로 많이 사용되고 있다.^{47, 54)} 선재는 가철성교정장치나 고정성교정장치에 사용되는 것으로 1900년경 Edward H. Angle에 의해 처음으로 교정장치의 구성요소로 사용되었다. 처음에는 양은, 알루미늄합금, 청동과 같은 비귀금속재료를 사용한 시대도 있었지만 물리적, 화학적으로 제 특성이 나빠 그다지 많이 사용되지 않았으며 백금가금, 니켈가금등의 귀금속재료가 사용되어 왔다.^{39, 42)} 그러나 귀금속재료는 가격이 비싸서 독일의 Straust와 Mauer에 의해 제조된 내식성이 우수한 스테인리스강선재를 Hauptmeyer가 치과영역에 사용한 이래 치과교정용재료로 많이 사용되고 있다.⁵⁵⁾

현재 임상교정학분야에서 많이 사용되고 있는 선재는 형상에 따라서 각선과 원선으로 대별되고 재질에 따라서 크롬-니켈계, 코발트-크롬계, 니켈티타늄계 및 베타티타늄계선재등으로 대별되며 임상교정학분야에 최적의 상태로 공급되기 위해서 각종 선재의 물리적, 화학적, 기계적 제특성에 대해 많은 연구가 보고되었다.

1950년대 Backofen과 Gales⁴⁾는 스테인리스강선재의 연화열처리에 의한 응력제거에 대한 효과를, Funk⁴⁹⁾는 스테인리스강선재의 열처리온도에 대한 영향을, Richman⁴³⁾은 교정용선재의 납착부의 금속조직에 관한 연구를, Gaston²¹⁾은 교정용크롬합금의 금속조직에 관한 연구를 각각 보고한 이래 교정용선재의 많은 특성이 개선 발전되었다.

임상교정학분야에 스테인리스강선재가 점차 사용됨에 따라 Howe등²⁷⁾은 스테인리스강선재의 기계적 성질과 응력이완에 대해, Kohl²⁸⁾은 교정용선재의 금속조직에 대해, Marcotte³⁷⁾는 스테인리스강선재의 응력이완열처리에 대한 최적온도와 시간에 대해 Wilkinson⁵⁰⁾은 조성적인 관찰에 대해, Craig등¹³⁾은 17크롬-7 니켈의 조성을 가진 스테인리스강선재의 석출경화에 대한 효과를 각각 보고하였다.

또한 Fillmore와 Tomlinson^{16, 17)}은 Elgiloy라고 불리는 미국 Elgin회사의 특허품인 코발트-크롬계 합금의 교정용선재에 대한 열처리 특성을, 오와성⁵⁸⁾은 인장특성에 대해 각각 보고하였다.

형상기억합금이라고 불리는 니티놀선재는 1960년대 William. F. Buehler에 의해 개발된 이후, Andreasen과 Morrow³⁾, Andreasen¹⁾, Andreasen등²⁾, 大浦好章⁵⁵⁾등은 니티놀선재의 상변태온도에 대한 효과를, Lopez등³⁵⁾은 니티놀선재의 굽힘특성에 대해, Schwaninger등⁴⁵⁾은 니티놀선재의 탄성과 부식의 관제에 대해 각각 보고하였다.

베타티타늄선재에 대해서는 Burstone과 Goldberg¹⁰⁾가 기계적 성질을, Donovan등¹⁴⁾은 용접성을, Goldberg와 Burstone²²⁾은 임상적 평가를, Kusy²⁹⁾, Kusy와 Greenberg³⁴⁾는 니켈-티타늄과의 특성비교를

각각 보고하였다.

교정용선재는 일반 공업용선재와는 달리 우수한 내식성과 기계적 특성을 요구할 뿐만 아니라 구강 내에서 기능적, 심미적 제특성을 요구하며 특히 탄성한도, 탄성을 및 최대힘성등이 요구조건에 적합하여야만 한다.^{12, 30, 42)}

탄성적 특성에 대해서는 Burstone⁸⁾, Goldberg등²⁴⁾, Twelftree등⁴⁸⁾, Burstone과 Goldberg⁹⁾, Goldberg등²³⁾, Kusy³⁰⁾, Chaconas등¹¹⁾, Kusy와 Dilley^{31, 32)}, 박과 유⁵⁷⁾등의 연구가 있으며, 굽힘특성에 대해서는 Brantley⁵⁾, Brantley등⁶⁾, Brantley와 Myers⁷⁾, Yoshikawa등⁵³⁾의 연구가 각각 보고되었다.

이외에도 비틀림특성에 대해서는 Drake등³⁵⁾의 보고가 있고 Frank와 Nikolai¹⁸⁾, Peterson등⁴¹⁾은 bracket과 선재와의 마찰저항에 대해서, Gardiner와 Aamodt²⁰⁾는 교정용선재의 납착성에 대해, Mueller등³⁸⁾, Gwinnett²⁵⁾, Maijer와 Smith⁴⁶⁾등은 선재 혹은 bracket의 내식성에 대해, Kusy와 Greenberg³³⁾는 선재의 탄성적 성질에 미치는 조성과 단면적의 영향을, Park와 Shearer⁴⁰⁾는 니켈과 크롬의 조성적 영향에 대해 각각 보고하였다.

이와같은 교정용선재의 임상적 중요성과 매년 그 사용량의 증가에도 불구하고 아직까지 국내에서는 교정용선재의 수요를 전량 외국산에 의존할뿐만 아니라 이에 대한 제통적인 연구가 거의 없는 실정이다.

이에 저자는 국내의 임상교정학분야에서 많이 사용되고 있는 외국산 교정용 스테인리스강선재의 각종 물성을 조사 분석하고 이와 특성이 유사한 교정용선재를 실험실적으로 제조하여 교정용선재의 국산화에 기초자료가 되도록 노력하였으며 대조군과 그 특성을 비교 검토함으로써 교정용 스테인리스강선재의 정확한 특성을 제시하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

가. 연구재료

미국 Rocky Mountain회사의 스테인리스강선재인 Tru-chrome .016" 원형선재와 이와 유사한 선재를 실험실에서 제조한 스테인리스강원형선재(이하 Experimental Stainless Steel; E. S. S.라 칭함)를 연구재료로 하였다.

나. 연구방법

1. 성분분석

Tru-chrome선재의 정확한 성분을 분석하기 위하여 10mm 길이로 절단한 후 형광X선분석기(XF-32D, Shimadzu Co., JAPAN)에 의해 2회 정성분석을 한 후 발광분광분석기(GUM-100, Shimadzu Co., JAPAN)에 의해 5회 정량분석을 하였으며 동시에 화학습식분석에 의한 성분분석도 1회 병행하였다.

2. 선재제조

실험실적 교정용선재(E. S. S)를 제조하기 위하여 Tru-chrome선재의 성분 분석에 의한 합금조성을 정성 및 정량적으로 확인하고 금속조직관찰에서 냉간가공상태를 결정한 후, 순금속의 크롬 18.3 w/o, 니켈 8.2 w/o, 탄소 0.07 w/o, 규소 0.31 w/o, 망간 1.75 w/o, 인 0.031 w/o, 유황 0.020 w/o 및 철을 평량하여 고주파유도로에서 용해하고 주조하였다.

주조된 강괴는 압연에 의해 직경 8mm의 선봉으로 만든 후 인발에 의해 직경 1.2mm의 선재로 제조하였다.

이때 고용화중간열처리는 1050°C에서 5분간 하였으며 단면감소율이 약 85~90%가 되도록하여 최종 선재인 직경 .016"의 선재를 냉간가공된 상태로 각각 인발하여 제조하였다.

3. 물성시험

3-1. 인장시험

인장시험은 160mm로 절단된 20개씩의 시편을 Universal Testing Machine(4201, Instron Ltd., USA)에 의해 gauge length 80mm, cross head speed 0.5 mm/min, chart speed 50mm/min, load cell 500kg으로 하여 시험하였으며 측정된 응력-변형곡선과 부착된 micro-computer (HP-85, Hewlett-Packard Co., USA)로 부터 최대인장강도, 항복강도, 연신율, 탄성율을 각각 구하였다. (사진부도 1 참조)

3-2. 굽힘시험

굽힘시험은 150mm로 절단된 20개씩의 시편을 압축 load cell을 이용한 Universal Testing Machine에서 복재시험대위의 지점간의 거리를 75mm로 하여 중심에 하중을 작용시켰고 full scale load는 100g으로 하여 얻어진 굽힘변형과 하중과의 곡선으로부터 굽힘탄성율을 계산하였다.

3-3. 경도시험

경도시험은 20mm길이의 절단된 20개씩의 선재를 투명한 Epoxy resin으로 성형한 후 100, 200, 400,

600, 800 및 1200grit의 연마지에 연마하고 자동연마기(Buhler Co., USA)에서 미세연마후 미소경도기(DMH-IL, Masuzawa Seiki Co., Japan)를 이용하여 하중 500g을 60초간 작동시켜 측정하였으며 고용화열처리에 따른 변화값도 측정하기 위하여 1050℃에서 5분간 고용화열처리시킨 선재도 같은 방법으로 측정하였다.

3-4. 금속조직관찰

경도시험편의 제작과 동일한 방법으로 준비하여 미세연마후 수산전해액(C₂H₂O₄·2H₂O) 중에서 전류밀도 6V, 통전시간 40~50초로 전해 부식시킨후 금속현미경(Versamet II, Union Co., Japan)에 의해 200 및 400배율로 관찰후 촬영하였다. (사진부도 2 참조)

3-5. 부식성시험

부식성시험은 50mm로 절단된 6개의 선재를 1시편으로 하여 10개씩 시행하였다. 각선재의 표면을 벤젠 및 아세톤과 알콜로 세정하고 건조하여 미소천평(EB-2800, Shimadzu Co., Japan)에서 무게를 측정하고, 40℃의 염화물(4% NaCl+2% H₂O₂)의 부식액속에 100시간동안 부식반응 시킨뒤 수세 및 건조시켜 무게감량법²⁶⁾으로 측정하였다.

III. 연구 성적

가. 성분분석

Tru-chrome선재와 E. S. S.선재의 구성성분은 Table 1과 같으며 모두 18크롬-8 니켈의 오스테나

Table 1. Chemical composition of stainless steel orthodontic wires.

Wire	Chemical composition (wt. %)						
	Cr	Ni	C	Mn	Si	P	S
Tru-chrome	18.03 (0.75)	8.08 (0.39)	0.075 (0.005)	1.14 (0.27)	0.39 (0.05)	0.026 (0.003)	0.015 (0.002)
E.S.S.	18.09 (0.31)	8.06 (0.23)	0.073 (0.004)	1.09 (0.19)	0.38 (0.05)	0.026 (0.004)	0.017 (0.003)
P-value	P>0.05	P>0.05	P>0.05	P>0.05	P>0.05	P>0.05	P>0.05

* Standard deviations in Parentheses

Table 2. Tensile properties of stainless steel orthodontic wires.

Wire	Modulus of elasticity (10 ⁴ Kg/mm ²)	Yield strength (Kg/mm ²)	Elongation (%)	Ultimate tensile strength (Kg/mm ²)
Tru-chrome	1.89 (0.14)	157.5 (8.57)	6.05 (0.69)	213.4 (7.07)
E.S.S.	1.92 (0.13)	157.0 (14.30)	5.79 (0.58)	216.1 (8.01)
P-value	P>0.05	P>0.05	P>0.05	P>0.05

* Standard deviations in Parentheses

Table 3. Bending properties of stainless steel orthodontic wires.

Wire	Flexure modulus (10^4 Kg/mm ²)			
	Deflection (mm)			
	3	6	9	12
Tru-chrome	1.85 (0.10)	1.70 (0.05)	1.66 (0.04)	1.47 (0.03)
E.S.S.	1.87 (0.10)	1.73 (0.04)	1.65 (0.04)	1.47 (0.03)
P-value	P>0.05	P>0.05	P>0.05	P>0.05

* Standard deviations in parentheses

Table 4. Micro-vickers hardness numbers of stainless steel orthodontic wires.

Wire	Micro-vickers hardness number (Kg/mm ²)		
	As-manufactured	Solution heat treatment	P-value
Tru-chrome	563.80 (21.32)	208.90 (4.62)	P<0.001
E.S.S.	575.05 (15.33)	226.30 (7.25)	P<0.001
P-value	P<0.05	P<0.05	

* Standard deviations in parentheses

이트제 스테인리스강인 SUS 304이며 두선재간에 각 구성성분은 유의한 차가 없었다. (P>0.05)

나. 인장특성

Tru-chrome선재와 E. S. S.선재의 탄성율, 항복강도, 연신율 및 최대인장강도는 Table 2와 같으며 두선재간에 유의한 차가 없었다. (P>0.05)

다. 굽힘특성

Tru-chrome선재와 E. S. S.선재의 굽힘탄성율은 Table 3과 같으며 두선재간에 유의한 차가 없었다. (P>0.05)

라. 미소경도값

Tru-chrome선재의 미소경도값은 563.80 ± 21.32 kg/mm²이며 E. S. S.선재의 미소경도값은 575.05 ± 15.33 kg/mm²로 유의한 차가 있었다. (P<0.05)

고용화열처리에 의해서 Tru-chrome선재는 208.9

Table 5. Corrosion resistance of stainless steel orthodontic wires.

Wire	Corrosion rate (g/m ² .hr)
Tru-chrome	0.325 (0.029)
E.S.S.	0.373 (0.030)
P-value	P < 0.01

* Standard deviations in parentheses

± 4.62 kg/mm², E. S. S.선재는 226.3 ± 7.25 kg/mm²로 유의한 차가 있었으며 (P<0.05) 각기 고용화열처리전보다 현저히 연화되었다. (P<0.001) (Table 4

참조)

마. 금속조직상

Tru-chrome선재와 E. S. S.선재의 금속조직상은 냉간가공에 의해서 가공조직인 fibrous interlocking grain이 나타나며 고용화열처리에 의해서는 전형적인 가공조직이 없어지고 오스테나이트조직으로 나타났다. (사진부도 3, 4 참조)

바. 내식성

Tru-chrome선재의 부식도는 $0.325 \pm 0.029 \text{ g/m}^2 \cdot \text{hr}$ 이고 E. S. S.선재의 부식도는 $0.373 \pm 0.030 \text{ g/m}^2 \cdot \text{hr}$ 이며 유의한 차가 있었다. ($P < 0.01$) (Table 5 참조)

IV. 총괄 및 고찰

교정용재료의 일반적인 요구 성질은 구강내에서 화학적으로 안정되고 위해성이 없으며 물리적으로 강고해서 내구성이 우수해야 한다. 교정용선재로는 일반적으로 구강내에서 변색이나 부식이 없어야 하

며, 가열에 의해서 연화되지 않거나 열처리 경화성을 가져야하고, 납착이 가능해야 하며, 가공조작이 용이하고 제작후 강고해서 변형이 없어야하며 지속적으로 힘이 작용해야 하고 가격이 저렴해야 한다. (39, 53)

교정치료에서는 증례에 따라 다양한 장치가 사용되고, 이들 장치에 의한 치아의 이동은 고무링과 같은 고분자재료 및 선재와 같은 금속재료등의 탄력성에 의해 이루어지며 치아에 교정력을 정확히 적용시키기 위해서는 금속재료 및 고분자재료의 특성을 명확하게 규명해야 한다. (49, 51, 54)

교정용선재는 Kusy와 Greenberg³⁹⁾는 구성성분에 따라 Table 6과 같이 분류하였으며, Howe등²⁷⁾, Phillips⁴²⁾ 등은 교정용 스테인리스강선재로 SUS (Steel-Use-Stainless) 302, 304, 316의 3종류가 주로 사용된다고 하였다. (Table 7 참조)

본 연구에서 성분분석결과 Tru-chrome선재 및 E. S. S.선재는 18크롬-8니켈의 전형적인 스테인리스강 성분을 가진 SUS 304이었다.

Table 6. General classification of orthodontic wire materials

General classification	Nominal composition (%)	Trademark name	Product manufacturer
Iron	72Fe, 18Cr, 8Ni 0.2C	Tru-chrome WILDCAT	Rocky Mountain GAC International
Cobalt	40Co, 20Cr, 15Ni 15Fe	Elgiloy	Rocky Mountain
Nickel	52Ni, 45Ti, 3Co	NITINOL	Unitek
Titanium	79Ti, 11Mo, 6Zr	TMA	American Ormco

Table 7. Chemical composition for typical stainless steel orthodontic wires

Type	Chemical compositions (wt. %)							
	Cr	Ni	C max	Mn min	Si max	P max	S max	Mo
302	17.00- 19.00	8.00- 10.00	0.15	2.00	1.00	0.045	0.030	
304	18.00- 20.00	8.00- 10.00	0.05	2.00	1.00	0.045	0.030	
316	16.00- 18.00	10.00- 14.00	0.08	2.00	1.00	0.045	0.030	2.00- 3.00

스테인리스강은 철강의 최대 결점인 부식을 방지하기 위해 표층부에 부동태가 형성된 특수강으로서 크롬이 주성분으로 포함되어 있다.^{43, 50, 56} 스테인리스강의 제조시 크롬은 철의 부동태화에 가장 필요한 원소로서 여러가지 산에 충분한 내식성을 갖추기 위해 12% 이상의 크롬이 필요하므로⁵⁶, 본 연구에서는 18.3%의 크롬을 용해시켰다. 니켈은 기계적 성질을 개선시키고 크롬과 함께 내식성을 개선시키며, 탄소는 경도 및 강도를 증가시키고 망간은 오스테나이트를 안정화시키는 원소로 작용하고 인, 황, 규소 등은 용융금속의 유동성을 좋게하며 주조성을 개선시킨다.

용해시 산화등에 의한 각종성분의 감량을 감안하여 탄소와 규소이외의 목적성분을 미량 첨가하였고 주조된 강괴는 압연 및 인발에 의한 가공경화를 완화시켜주기 위해서 1050°C에서 고용화 열처리시켜 내부응력을 제거하였다. .016"선재에 적당한 탄성력과 기계적 성질을 부여하기 위하여 1.2mm 직경의 선재에서 고용화열처리시킨 뒤 계속적인 인발에 의해 약 85~90%의 단면수축율로 냉간가공시켰다.

본 연구의 인장시험에서 .016" Tru-chrome 선재와 E. S. S. 선재의 탄성율, 항복강도 및 최대인장 강도는 $1.89 \times 10^4 \text{kg/mm}^2$ 와 $1.92 \times 10^4 \text{kg/mm}^2$, 157.5kg/mm^2 와 157.0kg/mm^2 , 213.4kg/mm^2 와 216.1kg/mm^2 로 매우 유사하게 나타났다.

Drake 등¹⁵⁾은 .016" 스테인리스강선재의 탄성율은 14500kg/mm^2 , 0.1% 항복강도는 117kg/mm^2 , Kusy와 Greenberg³⁵⁾는 원형 및 각형의 스테인리스강선재의 탄성율은 $29 \times 10^4 \text{psi}$, 비례한도는 $280 \times 10^4 \text{psi}$, 최대인장강도는 $360 \times 10^4 \text{psi}$, Craig 등¹⁹⁾은 .022" 스테인리스강선재의 0.1% 항복강도는 $2.17 \times 10^4 \text{psi}$, 최대인장강도는 $2.73 \times 10^4 \text{psi}$, Twelftree 등⁴⁸⁾은 성분이 다른 7종의 교정용선재의 탄성율은 153 000~174 000 MN/m², 비례한도는 1920~2510 MN/m², 0.02% 항복강도는 1460~2610 MN/m², 0.05% 항복강도는 1560~2700 MN/m², 0.1% 항복강도는 1670~2830 MN/m², 최대인장강도는 2000~3270 MN/m², 박과 유⁵⁷⁾는 .018" 스테인리스강선재의 항복강도는 149.4kg/mm^2 , 최대인장강도는 208.8kg/mm^2 로 보고하였는데 이와 같이 인장특성의 차이가 많은 것은 선재의 구성성분, 형상 및 크기의 차이에 의한 것이며, 이외에도 선재의 가공정도나 인장시험시 변형을 및 시험방법에 따라서 다소의 차이가 야기될 수 있다고 사료된다.

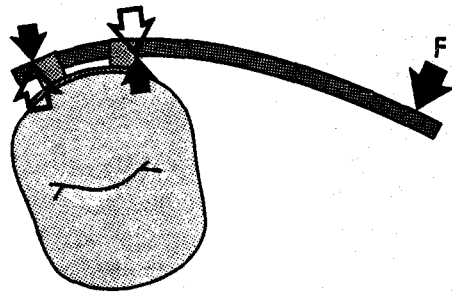


Fig. 1. An archwire in a bracket presents the tensile and bending forces.

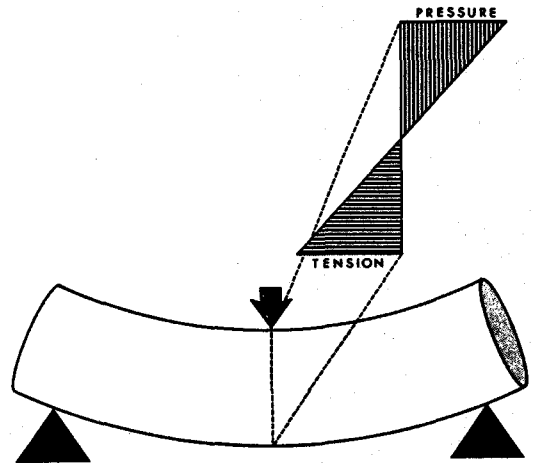


Fig. 2. Diagram showing levels of tension and compression across a section of bending wire

특히 E. S. S. 선재가 Tru-chrome 선재보다도 탄성율이 다소 높은 것은 구성성분에서 강도 및 경도에 기여하는 크롬이 미량 첨가되었고 가공상태의 조직에서 보다 치밀한 금속조직이 탄성율을 다소 증가시킨 것이라고 사료된다.

임상교정학분야에서 다양한 장치는 bracket과 선재에서 인장력 뿐만아니라 굽힘력도 동시에 필요하다. (Fig. 1 참조) 굽힘시험은 굽힘에 대한 재료의 저항력이 굽힘강도와 재료의 탄성율 및 탄성에너지를 결정하기 위한 굽힘저항시험, 연성과 전성 및 균열의 유무를 시험하는 굽힘균열시험으로 대별할 수 있다.^{44, 47} 굽힘시험에서 탄성계수는 하중 하에서 하중의 크기와 굽힘변형을 측정하여 구하며 보통 굽힘변형과 하중과의 관계는 절단에 대한 영향을 고려하지 않을 경우에는 하중 P가 빔의 중앙에 작용할 때 굽힘모멘트 M이 작용하는 구형단면에서의 응력분포는 Fig. 2와 같다.

Kusy와 Dilley³¹⁾는 3 점굽힘에서 교정용선재의 굽힘변형과 하중의 관계를 다음과 같이 나타내었다.

$$\delta = \frac{PL^3}{48KEI}$$

여기서 P는 전체하중, L은 지점간의 거리, K는 지지형식 및 부하의 종류에 따라 결정되는 상수, E는 탄성율, I는 관성모우먼트, δ 는 굽힘변형이다. Kusy와 Greenberg³²⁾, Kusy와 Dilley³³⁾는 선재의 단면적형상을 고려하여 원형선재에서 $I = \frac{\pi d^4}{64}$ 으로 나타내었다.

본 연구에서 .016" Tru-chrome선재와 E. S. S.선재의 3, 6, 9, 12mm의 굽힘변형에서 유사한 탄성율을 나타내었다. Drake등³⁵⁾은 .016"스테인리스강선재의 탄성율이 $0.96 \times 10^4 \text{kg/mm}^2$, Kusy와 Dilley³¹⁾는 .018"스테인리스강선재의 0.35" span length에서 탄성율이 $28.5 \times 10^4 \text{psi}$, Kusy와 Dilley³²⁾는 .0175" 스테인리스강선재의 탄성율이 $27.9 \times 10^4 \text{psi}$, Brantley⁵⁾는 .025" 스테인리스강선재의 탄성율이 $29.1 \times 10^4 \text{psi}$, Yoshikawa등³²⁾은 .016" 스테인리스강선재의 2.0 mm 굽힘변형에서 탄성율이 $24.56 \times 10^4 \text{psi}$, Goldberg등³³⁾은 .016"스테인리스강선재의 탄성율이 $25.7 \times 10^4 \text{psi}$ 로 각각 보고하였다. 인장시험에서 탄성율의 차이가 나타난 것과 같이 굽힘시험에서도 탄성율의 차이가 나타난것은 선재의 구성성분, 형상 및 크기, 지지 하중점의 형태에 따라서 최대 굽힘모우먼트나 굽힘변형의 적용식이 다르기 때문이라고 사료된다.

미소 경도값은 재료표면이 외력에 저항하는 값으로서 구성성분에 의해서 영향을 받지만 선재의 가공상태 및 금속조직에 따라 변화될 수 있다. 본 연구에서 .016"Tru-chrome선재와 E. S. S.선재의 미소 경도값은 고용화열처리에 의해서 현저히 감소되었는데 이는 내부응력이 제거되고 가공조직이 없어졌기 때문이라고 사료된다.

Craig¹²⁾는 18크롬-8 니켈 스테인리스강선재의 knoop경도값을 $528 \pm 16 \text{kg/mm}^2$ 로 보고하였고, 본 연구에서 Tru-chrome선재와 E. S. S.선재는 $563.80 \pm 21.32 \text{kg/mm}^2$, $575.05 \pm 15.33 \text{kg/mm}^2$ 로 유의한 차이가 있는 것은 E. S. S.선재가 Tru-chrome선재보다 가공조직이 더욱 치밀하고, 크롬이 미량 첨가됨으로써 경도증가에 기여한 것이라고 사료된다.

스테인리스강은 구성성분상으로 크롬계와 크롬-니켈계로 대별되고, 금속조직적으로는 크롬계는 페라이트(ferrite)계와 마르텐사이트(martensite)계로

크롬-니켈계는 오스테나이트(austenite)계로 구분된다.

Tru-chrome선재 및 E. S. S.선재는 금속조직상이 모두 선재 제조시 냉간가공에서 도입된 fibrous interlocking grain조직상으로 나타나며, 1050°C의 고용화열처리에 의해서는 치밀한 가공조직이 사라지고 등축정인 재결정조직이 나타나서 결정입내에서는 특징있는 평행선으로 소둔쌍정이 존재하며, 이것은 면심입방격자인 γ 상이라고 생각되므로 오스테나이트 스테인리스강선재이다.

교정용선재는 구강내에서의 내식성이 중요하다.

스테인리스강선재의 내식성은 그 표면에 형성되는 부동태에 의한 것으로써 부동태의 유지여부는 사용환경의 조건에 따라 현저히 달라질 수 있다. 스테인리스강선재의 일반적인 내식성을 관장하는 기준은 부식액, 시험부의 물리적 조건에 따라 현저히 달라진다.³⁶⁾ 스테인리스강선재가 내식성을 발휘하기 위해 부동태가 유효하게 되려면 최저 12%의 크롬량이 요구되며 니켈과의 공존에서 내식성이 개선된다. 본 연구에서 Tru-chrome 및 E. S. S.선재의 구성성분에서 크롬량이 18%이상이어서 부식도가 낮고 내식성이 우수하였으며, E. S. S.선재는 Tru-chrome선재보다 니켈의 함유량이 적어서 부식도가 크다고 사료된다.

이상의 고찰에서 실험실적으로 제조된 E. S. S.선재는 실용선재인 Tru-chrome선재와 유사한 특성을 나타내고 있지만 본 연구에서는 교정용 스테인리스강선재의 몇몇 기초자료만을 제시하였다. 향후 선재의 열처리 영향, 인장, 굽힘 및 비틀림의 상호관계와 장치물과의 역학적 관계등에 관한 더 많은 연구가 있어야 될 것으로 사료된다.

V. 결 론

국내의 임상교정학분야에서 많이 사용되고 있는 미국 Rocky Mountain회사의 .016"교정용 스테인리스강선재(Tru-chrome)와 실험실적으로 제조된 교정용선재(E. S. S.)의 성분을 분석하고, 인장특성, 굽힘특성, 경도값, 내식성을 측정하고 금속조직관찰을 통하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Tru-chrome선재는 크롬 18.03%, 니켈 8.08%, 탄소 0.075%, 망간 1.14%, 규소 0.39%, 인 0.026%, 유황 0.015% 및 나머지는 철로 구성되어 있고, E. S. S.선재는 크롬 18.09%, 니켈

- 8.06%, 탄소 0.073%, 망간 1.09%, 규소 0.38%, 인 0.026%, 유황 0.017% 및 나머지는 철로 구성되어 있으며 모두 18크롬-8니켈의 오스테나이트계 스테인리스강인 SUS 304이며 두 선재간에 구성성분은 유의한 차가 없었다. ($P > 0.05$)
2. Tru-chrome선재의 항복강도는 157.0 ± 14.30 (kg/mm^2), 연신율은 6.05 ± 0.69 (%), 최대인장강도는 213.4 ± 7.07 (kg/mm^2), 탄성율은 1.89 ± 0.14 (10^4kg/mm^2)이고, E. S. S.선재의 항복강도는 157.5 ± 8.57 (kg/mm^2), 연신율은 5.79 ± 0.58 (%), 최대 인장강도는 216.1 ± 8.01 (kg/mm^2), 탄성율은 1.92 ± 0.13 (10^4kg/mm^2)이었으며 두 선재간에 유의한 차가 없었다. ($P > 0.05$)
3. Tru-chrome선재와 E. S. S.선재의 굽힘탄성율은 유의한 차가 없었다. ($P > 0.05$)
4. Tru-chrome선재의 미소경도값은 563.80 ± 21.32 kg/mm^2 이며, E. S. S.선재의 미소경도값은 575.05 ± 15.33 kg/mm^2 로 유의한 차가 있었다. ($P < 0.05$)
고용화열처리에 의해서 Tru-chrome선재의 미소경도값은 208.9 ± 4.62 kg/mm^2 , E. S. S.선재의 미소경도값은 226.3 ± 7.25 kg/mm^2 로 유의한 차가 있었으며 ($P < 0.05$), 각기 고용화열처리전보다 현저히 연화되었다. ($P < 0.001$)
5. Tru-chrome선재와 E. S. S.선재의 금속조직상은 냉간가공에 의해서 가공조직인 fibrous interlocking grain이 나타나며 고용화열처리에 의해서는 전형적인 가공조직이 없어지고 오스테나이트조직으로 나타났다.
6. Tru-chrome선재의 부식도는 0.325 ± 0.029 $\text{g/m}^2 \cdot \text{hr}$ 이고 E. S. S.선재의 부식도는 0.373 ± 0.030 $\text{g/m}^2 \cdot \text{hr}$ 이며 유의한 차가 있었다. ($P < 0.01$)

참 고 문 헌

1. Andreasen, G.: A clinical trial of alignment of teeth using a 0.019 inch thermal nitinol wire with a transition temperature range between 31°C . and 45°C ., Am. J. Orthod., 78: 528-537, 1980.
2. Andreasen, G.F., Montagano, L. and Krell, D.: An investigation of linear dimensional changes as a function of temperature in an 0.010 inch cobalt-substituted annealed nitinol alloy wire, Am. J. Orthod., 82:469-472, 1982.
3. Andreasen, G.F. and Morrow, R.E.: Laboratory and clinical analyses of nitinol wire, Am. J. Orthod., 73: 142-151, 1978.
4. Backofen, W.A. and Gales, G.F.: Heat treating stainless steel for orthodontics, Am. J. Orthod., 38: 755-765, 1952.
5. Brantley, W.A.: Comments on stiffness measurements for orthodontic wires, J. Dent. Res., 55: 705, 1976.
6. Brantley, W.A., et al.: Bending deformation studies of orthodontic wires, J. Dent. Res., 57:609, 1978.
7. Brantley, W.A. and Myers, C.L.: Measurement of bending deformation for small diameter orthodontic wires, J. Dent. Res., 58: 1696-1700, 1979.
8. Burstone, C.J.: Variable modulus orthodontics, Am.J.Orthod., 80: 1-16, 1981.
9. Burstone, C.J. and Goldberg, A.J.: Maximum forces and deflections from orthodontic appliances, Am.J.Orthod., 84: 95-103, 1983.
10. _____: Beta titanium, Am.J. Orthod., 77: 121-132, 1980.
11. Chaconas, S.J., Caputo, A.A. and Harvey, K.: Orthodontic force characteristics of open coil springs, Am.J.Orthod., 85:494-497, 1984.
12. Craig, R.G.: Dental Materials, Saint Louis, The C.V. Mosby Co., pp.217-225, 1978.
13. Craig, R.G., Slesnick, H.J. and Peyton, F.A.: Application of 17-7 precipitation hardenable stainless steel in dentistry, J.Dent.Res., 44: 587-595, 1965.

14. Donovan, M.T., et al.: Weldability of beta titanium arch wires, *Am.J.Orthod.*, 85: 207-216, 1984.
15. Drake, S.R., et al.: Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending, and torsion, *Am.J.Orthod.*, 82: 206-210, 1982.
16. Fillmore, G.M. and Tomlinson, J.L.: Heat treatment of cobalt-chromium alloys wire, *Angle Orthod.*, 46: 187-195, 1976.
17. _____: Heat treatment of cobalt-chromium alloys of various tempers, *Angle Orthod.*, 49: 126-130, 1979.
18. Frank, C.A. and Nikolai, R.J.: A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire, *Am.J. Orthod.*, 78: 593-609, 1980.
19. Funk, A.C.: The Heat-Treatment of stainless steel, *Angle Orthod.*, 21: 129-138, 1951.
20. Gardiner, J.H. and Aamodt, A.C.: Some aspects of soldering stainless steel, *Dent. Practit.*, 20: 65-76, 1969.
21. Gaston, N.G.: Chrome alloy in orthodontics, *Am.J.Orthod.*, 37: 779-797, 1951.
22. Goldberg, A.J. and Burstone, C.J.: An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances, *J.Dent.Res.*, 58: 593-600, 1979.
23. Goldberg, A.J., Morton, J. and Burstone, C.J.: The flexure modulus of elasticity of orthodontic wires, *J.Dent.Res.*, 62:856-858, 1983.
24. Goldberg, A.J., Vanderby, R. and Burstone, C.J.: Reduction in the modulus of elasticity in orthodontic wires, *J.Dent.Res.*, 56:1227-1231, 1977.
25. Gwinnett, A.J.: Corrosion of resin-bonded orthodontic brackets, *Am.J.Orthod.*, 81: 441-446, 1982.
26. Hazel, R.J., Rohan, G.J. and West, V.C.: Force relaxation in orthodontic arch wires, *Am.J.Orthod.*, 86:396-402, 1984.
27. Howe, G.L., Greener, E.H. and Crimmins, D.S.: Mechanical properties and stress relief of stainless steel orthodontic wire, *Angle Orthod.*, 38: 244-249, 1968.
28. Kohl, R.W.: Metallurgy in orthodontics, *Angle Orthod.*, 34: 37-52, 1964.
29. Kusy, R.P.: Comparison of nickel-titanium and beta titanium wire sizes to conventional orthodontic arch wire materials, *Am.J. Orthod.*, 51: 325-341, 1981.
30. _____: On the use of nomograms to determine the elastic property ratios of orthodontic arch wires, *Am.J. Orthod.*, 83:374-381, 1983.
31. Kusy, R.P. and Dilley, G.J.: Elastic modulus of a triple stranded stainless steel arch wire via three and four point bending, *J.Dent. Res.*, 63:1232-1240, 1984.
32. _____: Elastic property ratios of a triple-stranded stainless steel arch wire, *Am.J.Orthod.*, 86: 177-188, 1984.
33. Kusy, R.P. and Greenberg, A.R.: Effects of composition and cross section on the elastic properties of orthodontic wires, *Angle Orthod.*, 51: 325-341, 1981.
34. _____: Comparison of the elastic properties of nickel-titanium and beta titanium arch wires, *Am.J.Orthod.*, 82: 199-205, 1982.
35. Lopez, I., Goldberg, J. and Burstone, C.J.: Bending characteristics of nitinol wire, *Am.J.Orthod.*, 75:569-575, 1979.
36. Majer, R. and Smith, D.C.: Corrosion of orthodontic bracket bases, *Am. J. Orthod.*, 81: 43-48, 1982.
37. Marcotte, M.R.: Optimum time and temperature for stress relief heat treatment of

- stainless steel wire, *J.Dent.Res.*, 52:1171-1175, 1973.
38. 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: 555-564, 1979.
 39. O'Brien, W.J. and Ryge, G.: An outline of dental materials and their selection, Philadelphia, W.B. Saunders Co., pp.307-319, 1978.
 40. Park, H.Y. and Shearer, R.R.: In vitro release of nickel and chromium from simulated orthodontic appliances, *Am.J.Orthod.*, 84: 156-159, 1983.
 41. Peterson, L., Spencer, R. and Andreasen, G.: A comparison of friction resistance for nitinol and stainless steel wire in edgewise brackets, *Quintessence International*, 5: 563-571, 1982.
 42. Phillips, R.W.: Science of dental materials, 7th ed., Philadelphia, W.B.saunders Co., pp.653-654, 1973.
 43. Richman, G.Y.: Practical metallurgy for the orthodontic, *Am.J.Orthod.*, 42: 573-587, 1956.
 44. Schwaninger, B.: Evaluation of the straight arch wire concept, *Am.J.Orthod.*, 74:188-196, 1978.
 45. Schwaninger, B., Sarkar, N.K. and Foster, B.E.: Effect of long-term immersion corrosion on the flexural properties of nitinol, *Am.J.Orthod.*, 82:45-49, 1982.
 46. Thurow, R.C.: Edgewise orthodontics, 3rd ed., Saint Louis, The C.V. Mosby Co., pp.29-34, 320-325, 1972.
 47. Timoshenko, S. and Goodier, J.N.: Theory of elasticity, 2nd ed., New York, Mcgraw-Hill Co., p.39, 1951.
 48. Twelftree, C.C., Cocks, G.J. and Sims, M.R.: Tensile properties of orthodontic wire, *Am.J.Orthod.*, 72: 682-687, 1977.
 49. Waters, N.E., Houston, W.J. and Stephens, C.D.: The characterization of arch wires for the initial alignment of irregular teeth, *Am.J.Orthod.*, 79: 373-389, 1981.
 50. Wilkinson, J.V.: Some metallurgical aspects of orthodontic stainless steel, *Am.J.Orthod.*, 48: 194-206, 1962.
 51. Williams, B.R., Caputo, A.A. and Chaconas, S.J.: Orthodontic effects of loop design and heat treatment, *Angle Orthod.*, 48: 235-239, 1978.
 52. Yoshikawa, D.K., et al.: Flexure modulus of orthodontic stainless steel wires, *J.Dent. Res.*, 60: 139-145, 1981.
 53. 本橋康助, 岩澤忠正: 齒科矯正學. 東京, 醫齒藥出版株式會社, pp.275-310, 1979.
 54. 椋本精一: 矯正線ろう接部の理工學的考察, 齒科醫學, 41: 803-823, 1978.
 55. 大浦好章: 超彈性型ニッケルチタン合金線の齒科矯正學的 研究, 日矯齒誌, 43: 71-80, 1984.
 56. 平 浩: ステンレス講座, 東京, 日本工業出版, pp.15-20, 1981.
 57. 박대환, 유영규: 교정용 철사의 인장특성에 관한 연구, 연세치대논문집, 3: 513-519, 1985.
 58. 오용화, 성재현: 교정용선재의 기계적 성질에 미치는 열처리의 영향, 경북치대논문집, 2: 208-213, 1985.

– ABSTRACT –

A COMPARATIVE STUDY ON PHYSICAL PROPERTIES OF ORTHODONTIC STAINLESS STEEL WIRES

Oh Won Kwon, Byung Hwa Sohn

Department of Dental Science, Yonsei University

The requirements of orthodontic wire should include chemical stability, non-discoloration and non-corrosion in oral environment. Ability to be soldered, ease of fabrication and elasticity should be also considered.

The purpose of this study was to compare and analyze the physical properties of Tru-chrome wire and manufactured E.S.S. (Experimental Stainless Steel) wire similar to Tru-chrome.

The results were as follows:

1. Tru-chrome wire and E.S.S. wire were SUS 304 which was 18 Cr-8Ni austenite stainless steel.

There was not significant difference in each composition between two wires.

2. There were not significant differences in ultimate tensile strength, yield strength, elongation and modulus of elasticity between Tru-chrome and E.S.S. wires.
3. There was not significant difference between flexure modulus of elasticity of Tru-chrome and E.S.S. wires.
4. Micro-hardness value of E.S.S. wire was more than that of Tru-chrome wire and they were softened significantly by solution heat treatment.
5. Micro-structure of Tru-chrome and E.S.S. wires showed fibrous interlocking grains, and an austenite structure after solution heat treatment.
6. There was significant difference between corrosion rate of Tru-chrome and E.S.S. wires.

EXPLANATION OF PICTURES

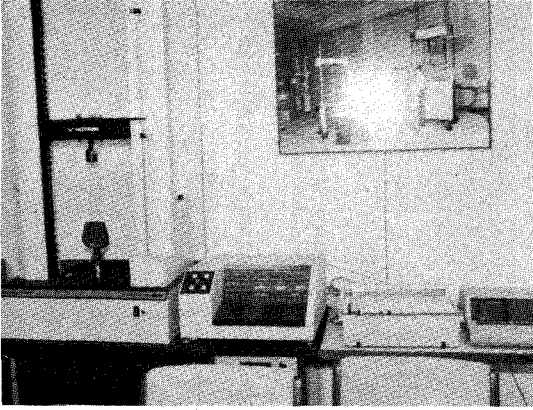
Picture 1. Apparatus of tension test

Picture 2. Apparatus of metallurgical microscope

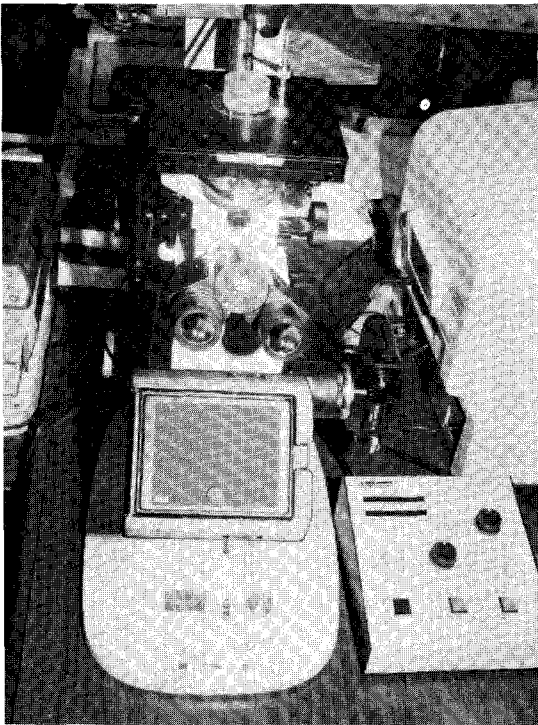
Picture 3. Micro-structure of Tru-chrome wire(a)
and E.S.S. wire(b) showing fibrous
interlocking grains (x400)

Picture 4. Micro-structure of Tru-chrome (a,b)
and E.S.S.(c,d) wires showing an
austenite structure and an annealing
twins after solution heat treatment
(a,c: x400, b,d: x200)

논문 사진부도 ①



Picture 1.



Picture 2.



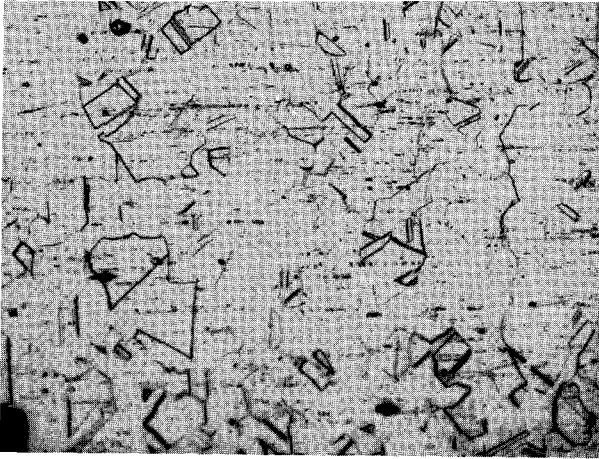
a



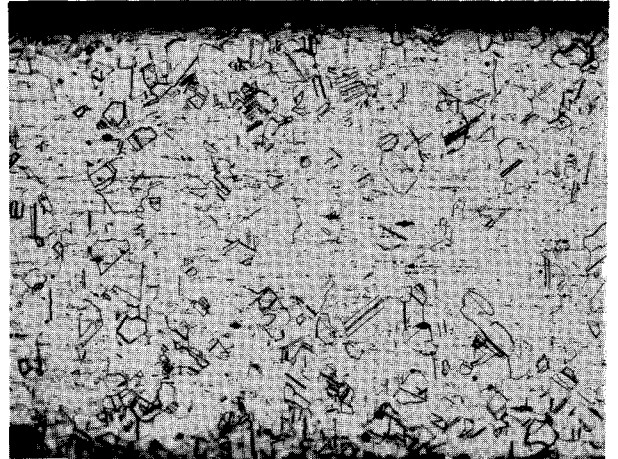
b

Picture 3.

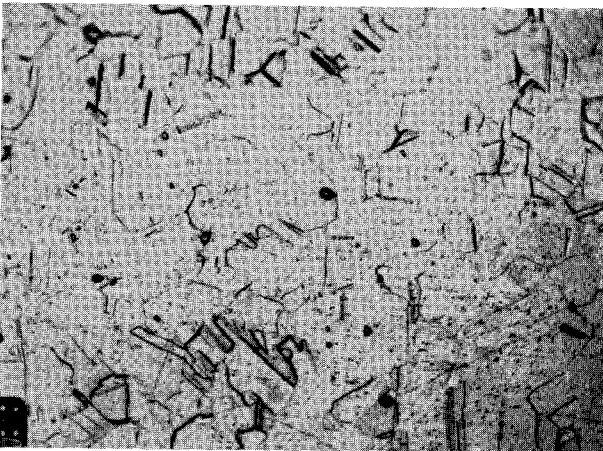
논문 사진부도 ②



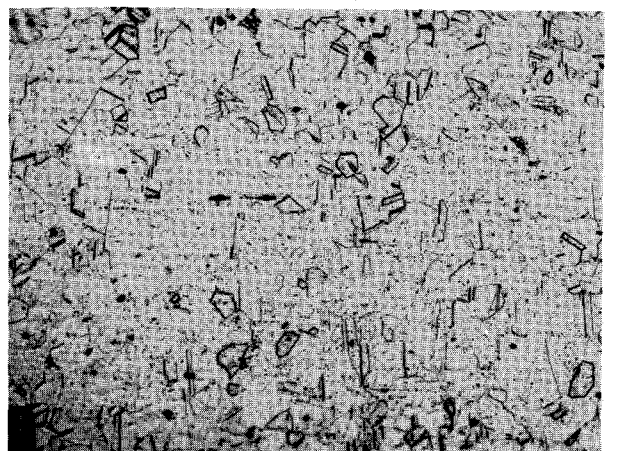
a



b



c



d

Picture 4.