

# 國產스테인레스鋼線系 矯正用線材의 開發과

## 物理的 性質에 關한 研究\*

경북대학교 치과대학 교정학교실

성재현 · 권오원 · 경희문 · 이기대

### I. 緒 論

矯正用線材는 理想的인 齒弓形態를 이루기 위해 使用되는 arch wires, arch wire를 齒牙에 附着된 bracket에 固定시켜 주는 ligature wire, removable appliances를 齒牙에 固定시키기 위한 여러가지 形態의 clasp가 있으며, 또한 부정환 位置에 있는 個別的인 齒牙를 移動시키기 위해 여러가지 形態의 spring이 製作되며 矯正力의 type과 強度를 調節하기 위해 각기 다른 굵기와 斷面形態를 가진 矯正用線材가 存在한다.<sup>1,36)</sup>

現在 臨床矯正學分野에서 많이 使用되고 있는 線材는 形狀에 따라서 角線과 圓線으로 大별되고 材質에 따라서 철-크롬-니켈系, 코발트-크롬系, 니켈-티타늄系 및 베타티타늄系線材 등으로 大별되며 臨床矯正學分野에 最適의 狀態로 供給되기 위해서 各種 線材의 物理的, 化學的, 機械的 諸 特性에 대해 많은 研究가 報告되었다.

矯正用線材의 歷史的 研究背景은 金屬材料의 發達과 더불어 20세기에 들어서 貴金屬材料를 주로 使用하던것이 特性이 良好한 非貴金屬材料로 많이 代置되었다.

1900年頃 Edward H. Angle에 의해 처음 矯正裝置의 構成要所로 gold wire가 矯正用線材로 使用되었지만 價格이 비싸고 接着이 容易하지 않는 등의 機械的性質이 不足하여 널리 使用되

지 않았으나 電氣接着이 可能하고 價格이 저렴한 非貴金屬系인 스테인레스鋼線材가 矯正用線材로 使用된 以來 이들에 대한 研究가 활발하여서 1950年代 Backofen과 Gales<sup>11)</sup>는 스테인레스鋼線材의 軟化熱處理에 의한 應力除去에 대한 效果를, Funk<sup>23)</sup>는 스테인레스鋼線材의 熱處理溫度에 대한 影響을, Richman<sup>37)</sup>은 矯正用線材의 납착부의 金屬組織에 關한 研究를, Gaston<sup>24)</sup>은 矯正用 크롬合金의 金屬組織에 關한 研究를 各各 報告한 以來 矯正用線材의 많은 特性이 改善 發展되었다.

臨床矯正學分野에 스테인레스鋼線材가 漸次 使用됨에 따라 Howe等<sup>26)</sup>은 스테인레스鋼線材의 機械的性質과 應力履緩에 대해, Kohl<sup>29)</sup>은 矯正用線材의 金屬組織에 대해, Marcotte<sup>38)</sup>는 스테인레스鋼線材의 應力履緩熱處理에 대한 最適溫度와 時間에 대해, Wilkinson<sup>40)</sup>은 組成的인 觀察에 대해, Craig等<sup>19)</sup>은 17크롬-7니켈의 組成을 가진 스테인레스鋼線材의 折出硬化에 대한 效果를 各各 報告하였다.

그러나 從來의 線材는 裝置物의 製作時 線材의 resiliency와 같은 特性이 不足하여 使用에 多少 不便하였으나 裝置物 裝作後 熱處理가 可能한 코발트-크롬系合金인 Elgiloy가 美國 Elgin 會社에서 開發되어 矯正臨床에 應用됨에 따라 裝置物의 製作이 容易해졌으며 Fillmore와 Tomlinson<sup>21,22)</sup>은 Elgiloy線材의 熱處理 特性

\*이 論文은 1987년도 문교부 자유공모과제 학술연구조성비에 의하여 연구되었음.

을, 오와 성<sup>3)</sup>은 引張特性에 대해 各各 報告하였다.

1960年代 William F. Buehler에 의해 形象記憶合金이라고 불리우는 Nitinol線材가 開發된以後 Andreasen과 Morrow<sup>10)</sup>, Andreasen과 Brady<sup>8)</sup>, Andreasen과 Hilleman<sup>9)</sup>, Lopez等<sup>35)</sup>은 Nitinol線材의 相變態, 韌性特性, 彈性等の效果에 대해 各各 報告하였으며 오늘날에는 이들 線材와 特性이 유사한 Chinese Nitinol, Japanese Nitinol과 같은 線材도 開發되어 臨床에 使用되고 있다.

베타타타늄線材의 開發과 더불어 矯正治療技法에 革新을 가져 왔음은 周知의 事實이며 베타타타늄線材에 대해서는 Burstone과 Goldberg<sup>15)</sup>, Goldberg와 Burstone<sup>25)</sup>, Kusy<sup>30)</sup>, Kusy와 Greenberg<sup>23)</sup>等은 베타타타늄線材의 機械的 特性과 臨床的 平價에 대해 各各 報告하였다.

이러한 矯正用線材는 口腔內에서 優秀한 耐蝕性, 機能的, 審美的 諸 特性을 要求하며 特히 彈性限度, 彈性率, 最大韌성이 要求條件에 適合해야하며 flexibility와 stiffness가 同時에 要求되며, main arch wire로 使用時와 其他 補助的인 wire로 使用時, 그리고 治療段階에 따른 wire의 要求度가 各各 다르다.

이와같은 矯正用線材의 臨床的 重要性和 每年 그 使用量의 增加에도 불구하고 아직까지 國內에서는 矯正用線材의 需要를 全量 外國産에 依存할 뿐만아니라 이에대한 系統的인 研究가 거의 없는 實情이다.

이에 本 研究에서는 國內의 臨床矯正學分野에서 많이 使用되고 있는 非貴金屬系 矯正用線材인 스테인레스系, 코발트-크롬系, 니켈-티타늄系 線材에 대해 3차년도에 걸쳐 研究를 隨行 豫定인바 그 중 1차년도에서는 스테인레스系線材의 開發과 研究를 隨行하고자 外國産 齒科矯正用線材의 各種 物性과 化學成分을 分析하고 矯正用線材의 國內 開發을 爲한 本 研究陣의 研究 結果에 의해 開發된 國産 矯正用스테인레스 鋼線材를 研究 對像으로 하여 이들 線材의 引張特性, 韌性特性, 비틀림特性 및 組織觀察 등을 通하여 多少의 知見을 얻었기에 報告하는 바이다.

다.

## II. 實驗材料 및 方法

### 1. 實驗材料

本 研究에 使用된 實驗材料는 對照群으로서 美國ROCKY MOUNTAIN 會社의 TRU-CHROME線材와 西獨DENTAURUM 會社의 REMANIUM線材를 選擇하였고 實驗群은 本 研究의 結果로 製作된 國産 SK線材를 選擇하였으며 對照群 및 實驗群의 線材는 共히 圓型線材이며 線材의 直徑은 0.40, 0.45, 0.50, 0.60, 0.70, 0.80, 0.90mm를 各各 使用하였고 對照群은 特定會社가 表示되지 않도록 任意로 I, II로 明記하였다(Fig.1 參照).

### 2. 實驗方法

#### 1) 化學組成의 分析

對照群 및 實驗群의 化學組成은 原子分光分析器로 分析하여 構成成分의 組成節圍를 選擇하였다.

#### 2) 試驗片 製作

試料合金은 철, 크롬, 니켈等の 高純度材料를 主成分으로 使用하고 所定의 成分 含量을 평량하여 高주파유도로에서 溶解, 鑄造 한후 drawing, swaging, 中間熱處理를 거쳐 製作된

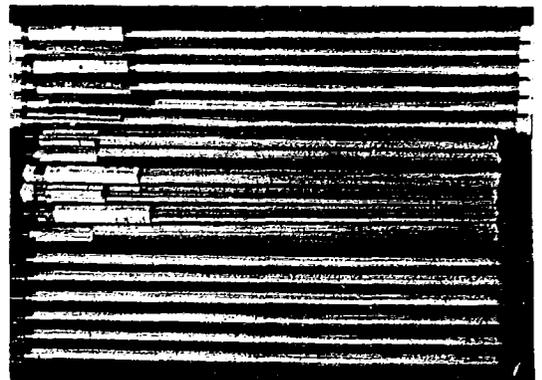


Fig. 1. Various Specimens of Control groups and Experimental group

直徑 5.5mm의 線材를 供給받았다. 試驗片 線材는 直徑 5.5mm의 線材를 中間燒鈍熱處理를 거치면서 伸線機에서 各 線材마다 80%以上の 冷間加工率을 賦與하기 爲해서 所定の 直徑에서 斷面收縮을 시켜 길이 370mm, 直徑 0.40mm (0.016inch), 0.45(0.018), 0.50(0.020), 0.60(0.024), 0.70(0.028), 0.80(0.032), 0.90(0.036)의 7종의 圓型線材를 製作하였다.

이와같이 製作된 試驗片은 알콜, 아세톤, 벤젠 등의 溶劑로 水洗를 병행하면서 表面의 不純物을 除去하고 脫脂를 行한 후 最終의 試驗試片으로 하였다.

### 3) 引張試驗

引張試驗은 美國齒科醫師協會規格 第32號의 試驗片 製作方法에 의거 全體길이 370mm, 測定 길이 75mm(3.0inch)로 하여 萬能引張試驗機 (4202, Instron Co., U.S.A.)에 衣해 各 實驗條件當 5회 以上 引張試驗한 후 附着된 micro-processor에 衣해 引張強度, 降伏強度, 延伸率을 各各 測定하였다(Fig.2 參照).

### 4) 硬度試驗

硬度試驗은 試驗片을 15mm로 切斷하여 베크라이트로 매몰, 성형한 후(Fig.3.參照) 表面을 자동연마기에서 조연마, 미세연마를 거쳐서 微小 비커스 硬度機(MVK-X, Akashi Co., Japan) (Fig.4 參照)에 衣해 各 實驗條件當 10회 以上 測定하여 平均값을 구하였다.



Fig. 2. Universal testing machine with micro-processor

### 5) 비틀림試驗

비틀림試驗은 美國齒科醫師協會規格 第32號 및 ASTM의 規格에 의거 試驗片의 全體길이 370mm, 測定 길이는 線材直徑의 100배로 하여 비틀림 試驗機(Sechang Machinery Co., Korea) (Fig.5 參照)에 의거 5회 以上 測定하여 平均값을 구하였다.

### 6) 굽힘試驗

굽힘試驗은 美國齒科醫師協會規格 第32號에 의거 span length 75mm, 曲率半徑 0.5mm, 블록의 길이 25mm로 하여 90°連續굽힘을 各 實驗條件當 5회 以上 測定하여 平均값을 구하였다.

### 7) 顯微鏡組織觀察

組織觀察은 試驗片을 15mm로 切斷하여 횡단면 및 중단면을 베크라이트로 매몰, 성형한 후 表面을 자동연마기에서 조연마, 미세연마를 거쳐서 電流密度 1.4A/cm<sup>2</sup>, 전해액 HCl 35ml, C<sub>2</sub>H<sub>5</sub>OH 65ml, H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 80drop의 條件에서 電解연마한 후 金屬顯微鏡(Laborlux 12-ME, Leitz Co., Germany) (Fig.6 參照)에 衣해 500 배율로 횡단면 및 중단면을 觀察하였다.

또한 파단면의 觀察은 引張試驗 및 비틀림試驗을 行한 試驗片에서 파단면을 包含하여 10mm로 切斷하여 實體顯微鏡(M3X, Wild Co., Switz land) (Fig.6 參照)에서 40 배율로 觀察하였고, 導電性接着劑 DOTITE로 시험편대위

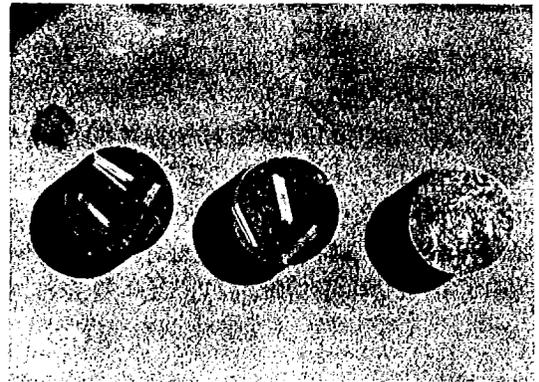


Fig. 3. Mounted Specimens for hardness test and microstructure observation

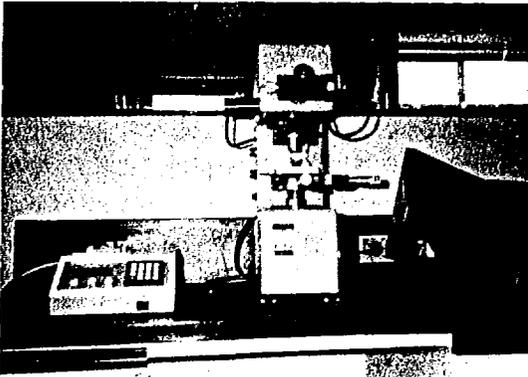


Fig. 4. Hardness testing machine

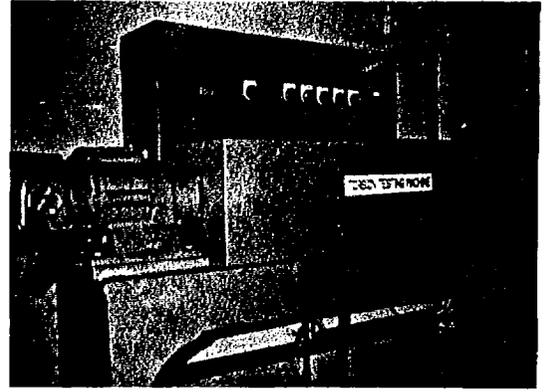


Fig. 5. Torsion testing machine

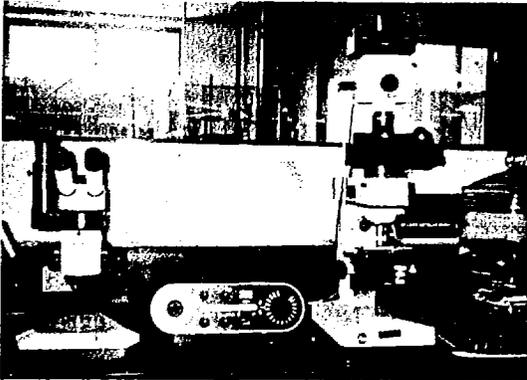


Fig. 6. Metallurgical microscope and projecting microscope

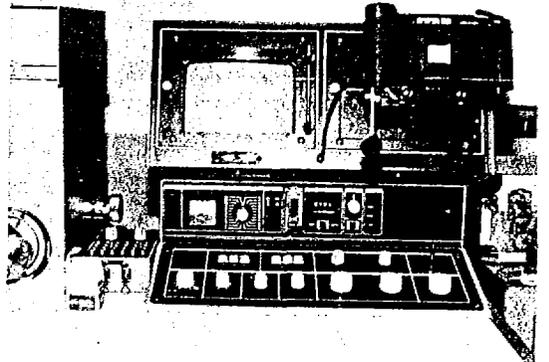


Fig. 7. Scanning electron microscope

에 접착한 후 走査電子顯微鏡(JSM20, JEOL Co., Japan) (Fig.7 參照)에 의거 1,000 배율로 各各 觀察하였다.

### III. 實驗結果

#### 1. 化學組成

化學組成은 Table 1과 같이 對照群 및 實驗群에서 Cr이 18.00-20.00wt%, Ni이 8.00-10.00wt%에 該當되므로 典型的인 SUS 304의 오스테나이트계 스테인레스鋼線材의 組成範圍에 상당하며 實驗群이 對照群보다 Cr의 含量은 多少 적고 Si, P, S는 多少 높게 나타났다.

#### 2. 引張試驗結果

對照群 I의 4종의 線材에서는 引張強度가 約 200kg/mm<sup>2</sup>以上の 높은 값을 나타내고 降伏強度도 높게 나타났으나 延伸率은 細線 일수록 적게 나타났다.

對照群 II의 7종의 線材에서는 0.5mm 線材에서만 203.50±6.06kg/mm<sup>2</sup>의 높은 引張強度를 나타낼뿐 나머지直徑의 線材에서는 모두 200kg/mm<sup>2</sup>以下の 多少 낮은 引張強度를 나타내고 降伏強度도 0.5mm 線材에서만 163.64±5.45kg/mm<sup>2</sup>의 多少 높은 값을 나타내고 나머지 線材에서는 0.4mm線材를 除外하고는 多少 낮은 降伏強度를 나타내었으며 延伸率은 引張強度 및 降伏強度가 比較的 높게 나타난 0.40과 0.50mm線材에서 낮은 延伸率을 나타내었다.

實驗群의 7종의 線材에서는 引張強度는 0.70

**Table 1.** Chemical compositions of control groups, experimental group and SUS 304

Wire	Chemical composition (wt. %)						
	Cr	Ni	C	Mn	Si	P	S
Control I	18.11	8.05	0.075	1.19	0.38	0.024	0.015
Control II	19.36	8.95	0.043	2.25	0.61	0.037	0.012
Experiment	18.08	8.76	0.055	1.18	0.74	0.042	0.025
SUS 304	18.00	8.00	0.05	2.00	1.00	0.045	0.030
	20.00	10.00	max	min	max	max	max

mm線材에서  $201.63 \pm 1.41 \text{kg/mm}^2$ 의 가장 높은 값을 나타내고 나머지 直徑의 線材에서는 約  $180 \text{kg/mm}^2$  이상의 比較的 높은 引張強度를 나타내며 降伏強度에서는 0.60mm線材에서  $148.96 \pm 4.88 \text{kg/mm}^2$ 의 가장 높은 값을 나타내며 나머지 直徑의 線材에서는 引張強度에서와 유사한 傾向을 나타내었다.

延伸率에서는 引張強度 및 降伏強度가 比較的 높은 0.60mm線材가 가장 적은 값을 나타내고 引張強度 및 降伏強度가 比較的 낮은 0.45mm線材에서  $5.20 \pm 0.57\%$ 로 가장 높은 값을 나타내며 大部分의 線材에서 多少 높고 均一한 延伸率을 나타내었다.

以上の 引張試驗結果로 부터 引張強度가 높은 群에서는 降伏強度가 比較的 높고 延伸率은 多少 떨어지는 傾向이었고 引張強度 및 降伏強度는 對照群 I, 實驗群, 對照群 II의 순으로 높게 나타나며 延伸率은 大體의 傾向은 있으나 一定하지 않고 同一한 群에서도 傾向이 一定하지 않았다(Table 2, 3, 4 參照).

### 3. 硬度試驗結果

對照群 I에서 最大경도값은 0.45mm線材의  $596.2 \pm 13.66 \text{Hv}$ , 最小경도값은 0.80mm線材의  $507.8 \pm 29.88 \text{Hv}$ 이며 0.70, 0.80, 0.90mm線材 보다는 細線에서 경도값이 多少 높게 나타났다.

對照群 II에서 最大경도값은 0.50mm線材의  $590.5 \pm 20.08 \text{Hv}$ , 最小경도값은 0.70mm線材의  $490.7 \pm 9.72 \text{Hv}$ 이며 對照群 I에서와 마찬가지로

보다 細線에서 경도값이 多少 높게 나타났다.

實驗群에서 最大경도값은 0.70mm線材에서  $563.6 \pm 5.35 \text{Hv}$ 로 對照群 I, II의 最大경도값보다 多少 낮은 값이며 最小경도값은 0.80mm線材에서  $506.6 \pm 17.87 \text{Hv}$ 로 對照群 I 보다는 多少 낮지만 거의 유사하게 나타나고 對照群 II의 最小경도값 보다는 높게 나타났다.

線材의 直徑에 따른 各 群에서의 경도값의 差異는 對照群 I 및 實驗群이 對照群 II 보다는 적게 나타나며 最大경도값과 最小경도값의 差異는 實驗群, 對照群 I, 對照群 II의 순으로 적게 나타났다(Table 5 參照).

### 4. 비틀림試驗結果

對照群 I에서 最大비틀림사이클수는 0.45mm線材에서  $31.8 \pm 2.48$ 회, 最小비틀림사이클수는 0.90mm線材에서  $4.50 \pm 0.50$ 회이며 細線의 境遇가 많은 사이클수를 나타내었다.

對照群 II에서 最大비틀림사이클수는 0.60mm線材에서  $17.4 \pm 4.84$ 회, 最小비틀림사이클수는 0.40mm線材에서  $3.4 \pm 1.36$ 회이며 0.60mm線材를 除外하고는 大部分 直徑의 線材에서 比較的 낮은 사이클수를 나타내었다.

實驗群에서의 最大비틀림사이클수는 0.45mm線材에서  $24.6 \pm 3.04$ 회, 최소비틀림사이클수는 0.90mm線材에서  $16.3 \pm 2.05$ 회로 나타났으며 線材 直徑에 따른 사이클수의 差異가 比較的 적게 나타났다(Table 6 參照).

**Table 2.** Tensile properties of control group I

$\phi$ (mm)	Tensile strength (Kg/mm <sup>2</sup> )		Yield strength (Kg/mm <sup>2</sup> )		Elongation (%)	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
0.40	212.48	8.47	178.84	4.18	2.10	0.19
0.45	219.96	1.62	161.3	10.06	3.06	0.09
0.50	225.08	6.39	195.84	4.19	2.29	0.34
0.60	216.86	0.86	137.24	7.64	3.38	0.27
0.70	189.25	2.55	148.25	6.65	3.80	0.42
0.80	192.25	0.65	115.95	3.45	4.60	0.10
0.90	171.40	2.90	109.35	4.45	4.80	0.30

**Table 3.** Tensile properties of control group II

$\phi$ (mm)	Tensile strength (Kg/mm <sup>2</sup> )		Yield strength (Kg/mm <sup>2</sup> )		Elongation (%)	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
0.40	184.76	2.58	145.80	3.59	2.32	0.32
0.45	172.12	0.31	110.82	3.50	4.96	0.20
0.50	203.50	6.06	163.64	5.45	2.42	0.31
0.60	175.40	0.28	120.26	1.30	3.18	0.15
0.70	170.94	0.86	116.64	3.43	2.84	1.24
0.80	176.68	0.53	116.94%	5.78	3.56	0.33
0.90	175.46	1.94	114.68	8.35	3.93	0.56

**Table 4.** Tensile properties of experimental group

$\phi$ (mm)	Tensile strength (Kg/mm <sup>2</sup> )		Yield strength (Kg/mm <sup>2</sup> )		Elongation (%)	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
0.40	196.38	1.26	138.25	6.37	4.38	0.48
0.45	188.69	0.41	122.16	4.93	5.20	0.57
0.50	197.93	3.49	139.57	5.16	3.67	0.50
0.60	198.25	1.22	148.96	4.88	3.43	0.43
0.70	201.63	1.41	141.42	6.48	3.81	0.46
0.80	187.33	0.84	127.00	3.77	4.60	0.39
0.90	180.70	0.86	125.01	5.34	4.81	0.41

Table 5. Hardness values of control groups and experimental group

$\phi$ (mm)	Micro-Vickers Hardness Value (Hv)					
	Control I		Control II		Experiment	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
0.40	561.6	17.21	543.5	16.27	526.3	9.84
0.45	596.2	13.66	512.2	21.72	511.2	6.70
0.50	537.4	20.45	590.5	20.08	545.8	6.54
0.60	562.7	22.99	510.2	16.41	562.5	10.53
0.70	532.4	33.76	490.7	9.72	563.6	5.35
0.80	507.8	29.88	506.3	10.07	506.6	17.87
0.90	514.9	20.19	504.6	22.82	514.2	11.31

Table 6. Torsion test requirements of control groups and experimental group

$\phi$ (mm)	Minimum Number of Torsion Cycles					
	Control I		Control II		Experiment	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
0.40	21.8	4.49	3.4	1.36	18.6	5.36
0.45	31.8	2.48	4.6	0.49	24.6	3.04
0.50	27.0	5.69	4.0	1.09	17.1	5.71
0.60	10.6	4.92	17.4	4.84	18.4	4.39
0.70	11.0	6.00	6.2	2.32	16.9	4.57
0.80	20.5	3.50	5.0	1.26	19.8	3.34
0.90	4.50	0.50	4.4	1.20	16.3	2.05

Table 7. Bending test requirements of control groups and experimental group

	Minimum Number of Bending Cycles					
	Control I		Control II		Experiment	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
0.40	7.3	0.47	10.0	0.82	6.6	0.42
0.45	6.3	0.47	6.3	0.47	6.3	0.46
0.50	9.0	0.00	8.0	0.82	8.0	1.26
0.60	6.7	0.47	8.3	1.25	6.1	0.30
0.70	6.0	0.82	7.3	0.47	3.8	0.40
0.80	4.7	0.47	7.3	0.47	4.4	0.49
0.90	6.7	0.47	6.7	0.47	6.0	0.45

## 5. 굽힘試驗結果

對照群 I 의 最大굽힘사이클수는 0.50mm線材에서  $9.00 \pm 0.00$ 회, 最小굽힘사이클수는 0.80mm線材에서  $4.7 \pm 0.47$ 회이며, 對照群 II 의 最大굽힘사이클수는 0.40mm線材에서  $10.0 \pm 0.82$ 회, 最小굽힘사이클수는 0.45mm線材에서  $6.3 \pm 0.47$ 회이고, 實驗群에서의 最大굽힘사이클수는 0.50mm線材에서  $8.0 \pm 1.26$ 회, 最小굽힘사이클수는  $3.8 \pm 0.40$ 회의 0.70mm線材에서 各 나타났다(Table 7 參照).

## 6. 組織觀察結果

### 1) 微細組織觀察

Fig. 8-15는 線材의 횡단면의 微細組織으로서 Fig. 8.10.12.14는 對照群 I, Fig. 9.11.13.15는 實驗群, Fig. 8.9는 0.40mm線材, Fig. 10.11은 0.50mm線材, Fig. 12.13은 0.70mm線材, Fig. 14.15는 0.90mm線材를 各各 나타낸 것으로 모든 組織에서 검은 部分으로 나타난 加工硬化된 마르텐사이트(work-hardened martensite)組織이 나타나며 결정립은 比較的 對照群 I 보다도 實驗群에서 多少 크고 뚜렷하게 나타났다.

Fig. 16-22는 實驗群의 中단면의 微細組織으로서 0.40mm에서 0.90mm線材를 順序대로 나타낸 것으로 모든 組織에서 加工硬化된 마르텐사이트組織을 나타내며 인발작업시 加工硬化된 方向으로 오스테나이트組織이 마르텐사이트화 또는 elongated austenite組織이 함께 나타났다.

### 2) 비틀림파단면의 觀察

Fig. 23-25는 비틀림시험에 의한 파단선재의 파단형태를 實體顯微鏡으로 對照群 I, 對照群 II, 實驗群의 순으로 나타낸 것으로 비틀림파단시 모든 線材는 비틀림方向에 平行인 方向 즉 線材의 횡단면을 가로질러 파단이 進行되었으므로 線材內部에 異物質 또는 不純物의 存在可能性은 없으며 線材表面에 餘他の 흠집과 같은 결함이 存在하지 않은 良好한 線材라고 사료된다.

### 3) 走査電子顯微鏡觀察

Fig. 26, 27은 비틀림시험후 對照群 II와 實驗群을 走査電子顯微鏡에서 1,000배로 觀察한 것으로 모든 線材에서 파단은 線材의 수직방향으로 파단되었으며 파단의 進行은 결정입계를 따라 또는 결정입내를 벽개하면서 多少 취성적으로 나타났다.

Fig. 28, 29는 인장시험후 對照群 II와 實驗群의 파단면을 走査電子顯微鏡에서 1,000배로 觀察한 것으로 모든 線材에서 파단은 引張應力이 作用하는 方向으로 결정입계를 따라 發生한 dimple現狀이 뚜렷하고 對照群 II보다도 實驗群에서 多少 크게 나타났다.

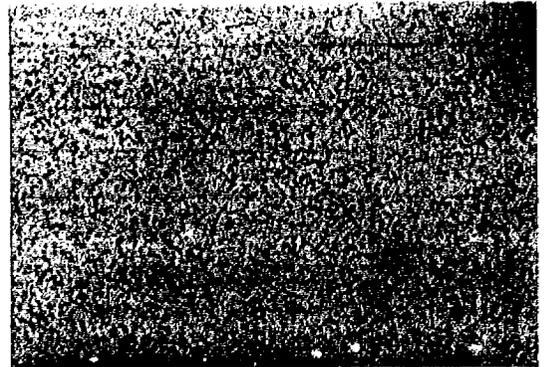


Fig. 8. Optical micrograph of cross section of control group I (0.40mm of diameter)

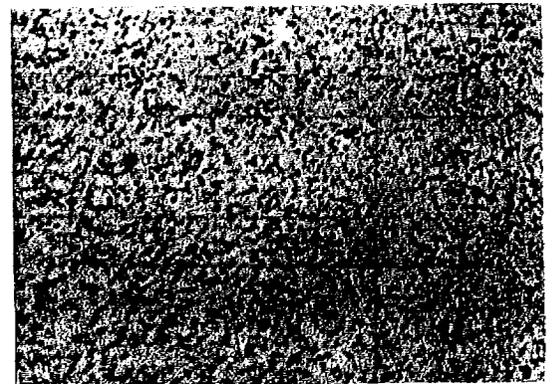


Fig. 9. Optical micrograph of cross section of experimental group. (0.40mm of diameter)

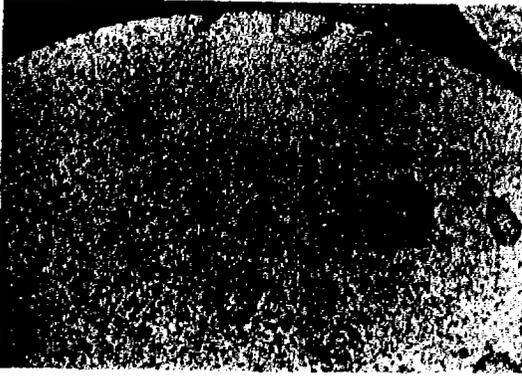


Fig. 10. Optical micrograph of cross section of control group I (0.50mm of diameter)

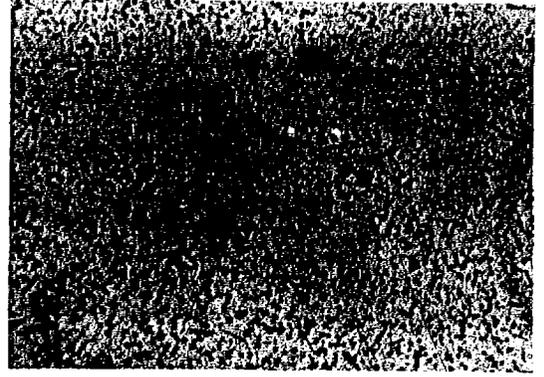


Fig. 13. Optical micrograph of cross section of experimental group (0.70mm of diameter)

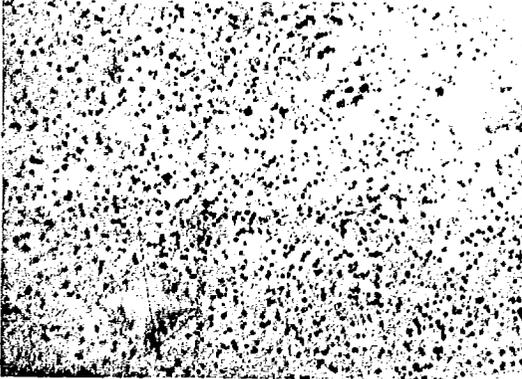


Fig. 11. Optical micrograph of cross section of experimental group (0.50mm of diameter)

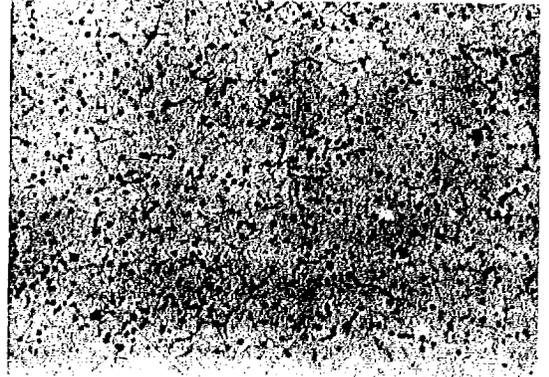


Fig. 14. Optical micrograph of cross section of control group I (0.90mm of diameter)

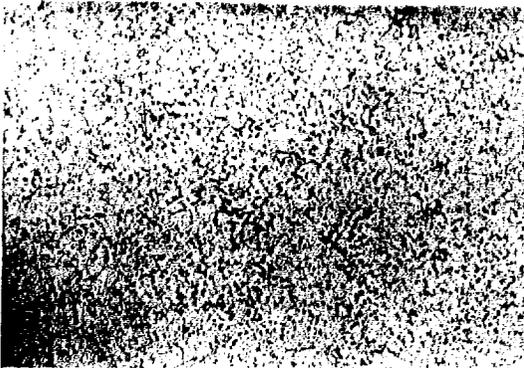


Fig. 12. Optical micrograph of cross section of control group I (0.70mm of diameter)

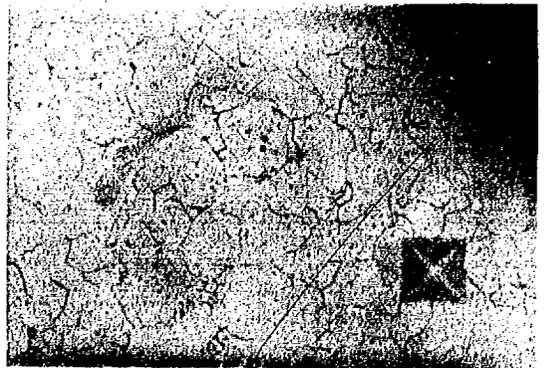


Fig. 15. Optical micrograph of cross section of experimental group (0.90mm of diameter)



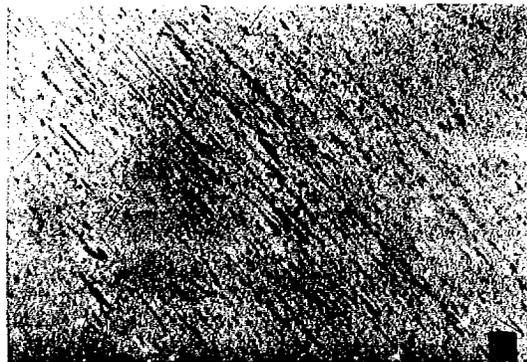
**Fig. 16.** Optical micrograph of longitudinal section of experimental group (0.40mm of diameter)



**Fig. 19.** Optical micrograph of longitudinal section of experimental group (0.60mm of diameter)



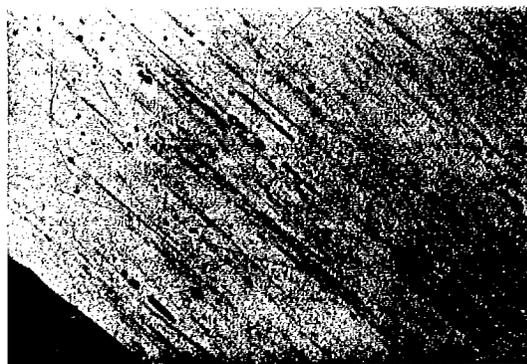
**Fig. 17.** Optical micrograph of longitudinal section of experimental group (0.45mm of diameter)



**Fig. 20.** Optical micrograph of longitudinal section of experimental group (0.70mm of diameter)



**Fig. 18.** Optical micrograph of longitudinal section of experimental group (0.50mm of diameter)



**Fig. 21.** Optical micrograph of longitudinal section of experimental group (0.80mm of diameter)

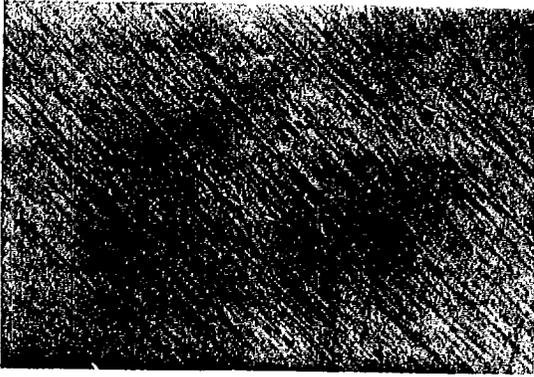


Fig. 22. Optical micrograph of longitudinal section of experimental group (0.90mm of diameter)



Fig. 25. Fracture appearance after torsion test for experimental group



Fig. 23. Fracture appearance after torsion test for control group I

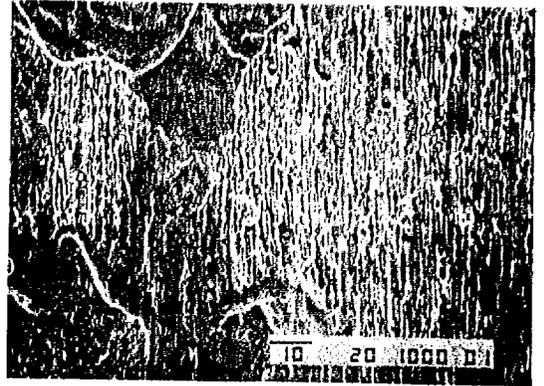


Fig. 26. Scanning electron micrograph of fracture surface after torsion test for control group II (x1000)



Fig. 24. Fracture appearance after torsion test for control group II



Fig. 27. Scanning electron micrograph of fracture surface after torsion test for experimental group (x1000)

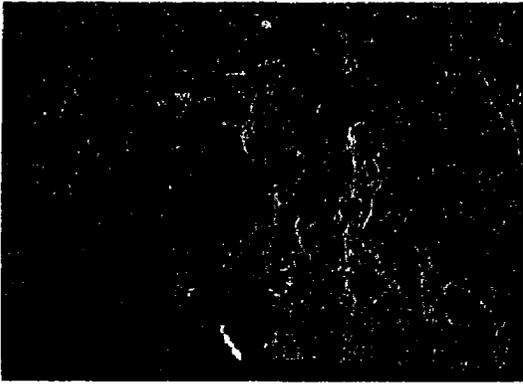


Fig. 28. Scanning electron micrograph of fracture surface of tensile test specimen for control group II (x1000)

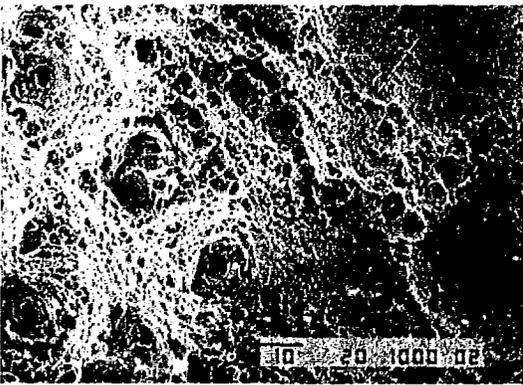


Fig. 29. Scanning electron micrograph of fracture surface of tensile test specimen (x1000)

#### IV. 總括 및 考察

矯正用線材는 一般工業用線材와는 달리 優秀한 耐蝕性和 機械의 特性을 要求할 뿐만 아니라 口腔內에서 機能的, 審美的 諸 特性을 要求하며 特히 彈性限度, 彈性率, 및 最大蠕성 등이 要求條件에 適合하여야 하므로 이들 非貴金屬系 矯正用線材의 要求性質에 대해서는 美國齒科醫師協會規格 第32號<sup>7)</sup>에 明記해 두고 있으며 제1형은 low resilience, 제2형은 high resilience로 線材를 分類하였고 비틀림, 굽힘시험 등으로 부터 降伏強度, stiffness 등을 要求하고 있다.

非貴金屬系 矯正用線材는 Kusy와 Greenberg<sup>33)</sup>는 構成成分에 따라 Table 8과 같이 分類하였

으며 Howe等<sup>28)</sup>은 矯正用 스테인레스鋼線材로 Table 9와 같이 SUS302, 304, 316의 3種類가 주로 使用된다고 하였다.

本 研究에서 使用한 2種類의 外國產 線材와 國產 SK線材는 모두 SUS304에 該當되었으며 SUS304線材의 主成分인 크롬, 니켈의 含量이 標準組成인 各各 18.00-20.00wt/%, 8.00-10.00wt/%에 相當하므로 이들 線材는 典型的인 18크롬-8니켈의 스테인레스鋼線材라고 사료 된다.

美國齒科醫師協會規格 第32號에서는 2.9deg: offset時 flexure yield strength를 제1형에서는 最小 1,700MN/m<sup>2</sup>(173kg/mm<sup>2</sup>), 제2형에서는 最小 2,500MN/m<sup>2</sup>(255kg/mm<sup>2</sup>)를 各各 要求하고 있으며 Robert J. Nikolai<sup>38)</sup>는 口腔內에서 矯正用線材는 連續的인 維持力을 作用하기 위해서는 適當한 彈性을 가져야 한다고 報告하였고 Drake等<sup>20)</sup>은 彈性的 性質을 引張, 굽힘, 비틀림 시험에서 各各 구하였다.

對照群 I에서 7종의 線材直徑에 따른 引張強度는 171.40±2.90~225.08±6.39kg/mm<sup>2</sup>, 降伏強度는 109.35±4.45~195.84±4.19kg/mm<sup>2</sup>, 延伸率은 2.10±0.19~4.80±0.30%로 各各 나타나며 對照群 II에서는 引張強度는 170.94±0.86~203.50±6.06kg/mm<sup>2</sup>, 降伏強度는 110.82±3.50~163.64±5.45kg/mm<sup>2</sup>, 延伸率은 2.32±0.32~4.96±0.20%로 나타나며 實驗群에서는 引張強度는 180.70±0.86~201.63±1.41kg/mm<sup>2</sup>, 降伏強度는 122.16±4.93~148.96±4.88kg/mm<sup>2</sup>, 延伸率은 3.43±0.43~5.20±0.57%로 引張強度가 높은 群에서는 降伏強度가 比較的 높고 延伸率은 多少 떨어지는 傾向이었고 引張強度 및 降伏強度는 對照群 I, 實驗群, 對照群 II의 순으로 높게 나타나며 延伸率은 大體의 傾向은 있으나 一定하지 않았다(Table 2, 3, 4 參照).

本 研究의 引張試驗의 結果로 부터 引張強度는 大體로 높게 나타나고 降伏強度도 適當한 값을 나타내지만 Kusy와 Greenberg<sup>33)</sup>는 스테인레스鋼線材의 引張強度는 360x10<sup>3</sup>psi, Craig等<sup>19)</sup>은 0.1%offset 降伏強度는 2.17x10<sup>5</sup>psi, 引張強度는 2.73x10<sup>5</sup>psi, Twelftree等<sup>40)</sup>은 0.02% offset 降伏強度는 1460-2610MN/m<sup>2</sup>, 0.05%

offset 降伏強度는 1560~2700MN/m<sup>2</sup>, 0.1% offset 降伏強度는 1670~2830 MN/m<sup>2</sup>, 引張強度는 2000~3270MN/m<sup>2</sup>, 박과 유<sup>2)</sup>는 0.018"線材의 降伏強度는 149.4kg/mm<sup>2</sup>, 引張強度는 208.8kg/mm<sup>2</sup>, 권과 손<sup>1)</sup>은 Tru-chrome線材의 降伏強度는 157.5±8.57kg/mm<sup>2</sup>, 引張強度는 213.4±7.07kg/mm<sup>2</sup>, 實驗室에서 製造한 E.S.S.線材의 降伏強度는 157.0±14.30kg/mm<sup>2</sup>, 引張強度는 216.1±8.01kg/mm<sup>2</sup>, Drake等<sup>20)</sup>의 0.016" (0.45mm)線材의 117±0.04kg/mm<sup>2</sup>보다는 降伏強度가 全般的으로 높게 나타나는 것은 同一한 材質의 線材라 할지라도 製造會社에 따른 線材의 特性과 試驗方法이 多少 다르기 때문이라고 사료된다.

또한 동일한 크기의 線材에서 3개군을 比較하였을때 引張強度, 降伏強度, 延伸率에서 一定한 傾向을 볼 수 없었던 것은 製造會社마다 最終線材의 加工硬化率을 製造技法上 달리 하고 있기 때문이라고 사료되며 특히 對照群 I, II보다 實驗群에서 7종의 線材에서 線材 굵기에 따른 시험값의 差異가 적게 나타나며 同一한 材料의 線材의 굵기에 따라서 物性이 一定한 것이 臨床適用時 要求特性이 다르기 때문에 반드시 要求되는 物性이라고는 할 수 없지만 口腔內서 連續的인 矯正力이 維持될 수 있는 限界物性 以上에서는 均一한 特性을 가진 線材가 바람직하다고 사료된다.

矯正用線材가 갖추어야 할 重要한 特性중의 하나인 引張特性의 結果만으로 미루어 볼때 現在 臨床에 使用中인 對照群II 보다도 前般的인 特性이 높게 나타난 實驗群은 對照群 I에 筆跡할 만한 線材이며 加工硬化率을 約80% 以上 부여한 7종의 實驗群線材는 矯正用線材가 要求하는 引張特性을 갖춘 線材라고 사료된다.

矯正裝置物의 製作時 線材를 切斷할 때와 같은 操作性의 容易를 알 수 있는 硬度試驗의 結果에서 7종의 線材의 直徑에 따른 對照群 I의 硬度는 507.8±29.88~596.2±13.66Hv, 對照群 II는 490.7±9.72~590.5±20.08Hv, 實驗群은 506.6±17.87~563.6±5.35Hv로 유사한 程度값을 나타내며 線材의 硬度가 지나치게 클 境遇에는 線材切斷과 같은 操作性이 容易하지 못하

게 되며 硬度가 지나치게 적을 境遇에는 矯正裝置物의 製作時 操作性이 容易하지 못할뿐더러 線材의 表面에 흠집을 發生시킬 可能性이 크기 때문에 適當한 程度값이 要求되며 實驗群의 硬度는 對照群 I, II보다 特別히 높지도 낮지도 않은 適當한 程度값이라고 사료되며 (Table 5 參照), 권과 손<sup>1)</sup>은 Tru-chrome의 程度값은 563.80Hv, 實驗室에서 製造한 E.S.S.선재의 程度값은 575.05±15.33Hv와 比較해 볼때 實驗群의 程度값은 多少 낮은 편이나 이는 強度의 結果와 마찬가지로 試驗方法의 差異에 의한 것이라고 생각된다.

비틀림特性은 線材直徑의 100배 길이에 該當하는 비틀림토크(torsion torque)를 加하여 線材가 破斷될 때까지의 비틀림사이클을 구한 것으로 7종의 線材直徑에 따른 비틀림사이클은 對照群 I에서 4.50±0.50~31.8±2.48회, 對照群 II에서 3.4±1.36~17.4±4.84회, 實驗群에서 16.3±2.05~24.6±3.04회로 나타나며 對照群 II 보다 對照群 I과 實驗群에서 보다 사이클회수가 높고 實驗群에서 線材直徑에 따른 사이클의 差異가 적게 나타났다 (Table 6 參照).

굽힘특성은 美國齒科醫師協會規格 第32號에서 線材直徑 0.03에서 0.30mm까지는 최소굽힘사이클회수를 15회, 0.31에서 0.64mm까지는 10회, 0.65mm以上の 線材에서는 5회를 各各 規定하고 있으며 對照群 I의 굽힘사이클회수는 4.7±0.47~9.00±0.00회, 對照群II에서는 6.3±0.47~10.0±0.82회, 實驗群에서는 3.8±0.40~8.0±1.26회로 各各 나타났다. 對照群과 實驗群의 굽힘특성은 뚜렷한 差異를 發見할 수 없었으나 美國齒科醫師協會規格 第32號의 規定과 比較해 보면 對照群 I에서는 7개 線材중에서 0.70mm 및 0.90mm 線材가 規格에 合當하며 對照群II에서는 0.40, 0.70, 0.80, 0.90mm線材가 規格에 合當하였고 實驗群에서는 0.80, 0.90mm線材가 規格에 合當하였으나 이들은 測定方法에서 多少의 誤差가 있다고 생각되며 強度가 比較의 낮은 對照群II가 多少 良好한 굽힘특성이 나타나고 大體的으로 裝置物의 製作時 굽힘조작을 많이 隨行하는 0.70~0.90mm線材가 굽힘특성이 良好한 것으로 나타났다 (Table 7 參照).

스테인레스鋼線材는 構成成分上으로는 크롬系와 크롬-니켈系로 差別되고 金屬組織的으로는 페라이트(ferrite)系와 마르텐사이트(martensite)系로, 크롬-니켈系는 오스테나이트(austenite)系로 區分된다. 對照群 및 實驗群의 線材가 크롬-니켈系의 組成을 가진 것이므로 本 研究의 組織觀察의 結果로 부터도 오스테나이트의 組織이 나타나지만 線材의 製造時 인발 작업에 의한 加工硬化된 方向으로 오스테나이트 조직이 마르텐사이트化 또는 elongated austenite組織이 함께 나타남을 알 수 있었다(Fig. 8~22 參照).

Schwaninger等<sup>29)</sup>은 니티놀線材의 組織觀察에서 線材가 파단 될때는 軟性 및 취성적으로 파단된다고 報告하였고 파단 開始點에서는 취성적으로 파단이 일어나고 線材內部에서는 軟性的으로 파단이 일어나며 파단 開始點은 表面의 孔蝕(pits), 흠집(scratches), 介在物(inclusions)에서 파단이 일어난다고 報告하였다.

本 研究에서도 비틀림파단시 모든 線材는 비틀림方向에 平行인 方向으로 즉 횡단면을 가로질러 파단되므로 表面에 흠집과 같은 결함이나 内部에 介在物과 같은 異物質이 存在하지 않음을 알수있었고 Schwaninger의 結果와도 잘 一致하였으며 만약 표면결함이나 内部 異物質이

存在한다면 파단의 進行方向은 不規則的으로 일어난다고 사료된다(Fig. 23~25 參照).

走査電子顯微鏡에 의한 파단면의 觀察에서도 파단은 線材의 수직方向으로 나타남을 알 수 있었고 表面은 취성적이나 内部에서는 결정입계 또는 결정입내를 벽개하면서 多少 취성적으로 나타났으나 對照群II보다는 實驗群에서 결정입계를 따라 發生한 dimple現狀이 더욱 뚜렷하므로 軟性的 파단이라고 사료되며 이들의 結果도 Schwaninger의 結果와 잘 一致하였다(Fig. 26~29 參照).

以上の 結果로부터 國産 矯正用線材인 實驗群의 SK線材는 對照群의 外國産線材와 몇가지 基礎的 物理的 性質을 比較해 볼때 一部の 物性は 不足한 것도 있지만 境遇에 따라서는 더욱 優秀하게 나타나며 大部分의 物性에서는 유사한 特性을 지니므로 外國産에 筆跡할만 하다고는 사료되지만 本 實驗에서 행한 물리적 성질 이외에도 口腔內에서의 장기간 耐蝕性, 장치물 제작시 조각의 용이성, 口腔內에서 장기간 反應에 의한 構成成分의 危害性 여부 등과 같은 研究가 추후 要求되며 아울러 線材의 物性 개선에도 많은 研究를 거듭하여 國産 線材의 質的 向上을 함께 도모하여야 된다고 사료된다.

**Table 8.** 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 9.** Chemical composition for typical stainless steel orthodontic wires

Type (SUS)	Chemical composition (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

### V. 結 論

國內의 臨床矯正學分野에서 많이 使用되고 있는 스테인레스鋼線材系의 2종의 外國產 矯正用線材와 本 研究의 結果로 부터 開發된 國產 矯正用線材를 研究對象으로 構成成分, 引張試驗에 衣한 引張特性, 微小硬度試驗에 衣한 硬度特性, 비틀림試驗에 衣한 비틀림特性, 굽힘試驗에 衣한 굽힘特性, 顯微鏡觀察에 衣한 組織觀察 등을 通하여 다음과 같은 結論을 얻었다.

1. 對照群 및 實驗群의 構成成分은 SUS304의 오스테나이트系 스테인레스鋼線材이었다.
2. 引張強度 및 降伏強度는 對照群 I, 實驗群, 對照群 II의 순으로 나타나며 延伸率은 一定한 傾向이 없으며 實驗群의 最大引張強度는 0.70 mm線材에서  $201.63 \pm 1.41 \text{ kg/mm}^2$ , 最大降伏強度는 0.60mm線材에서  $148.96 \pm 4.88 \text{ kg/mm}^2$ , 最大延伸率은 0.45mm線材에서  $5.20 \pm 0.57\%$ 로 各各 나타났다.
3. 對照群과 實驗群의 경도값은 유사하게 나타나며 對照群 I의 最大경도값은 0.45mm線材에서  $596.2 \pm 13.66 \text{ Hv}$ , 對照群 II의 最大경도값은 0.50mm線材에서  $590.5 \pm 20.08 \text{ Hv}$ , 實驗群의 最大경도값은 0.70mm線材에서  $563.6 \pm 5.35 \text{ Hv}$ 로 各各 나타났다.
4. 實驗群의 비틀림特性은 對照群 II 보다는 對照群 I의 特性和 유사하게 나타나고 對照群 I

의 최대비틀림사이클회수는 0.45mm線材에서  $31.8 \pm 2.48$ 회, 對照群 II는 0.60mm線材에서  $17.4 \pm 4.84$ 회, 實驗群에서는 0.45mm線材에서  $24.6 \pm 3.04$ 회로 各各 나타났다.

5. 實驗群의 최대굽힘사이클회수는 對照群 보다는 多少 不足하며 對照群 I의 최대굽힘사이클회수는 0.50mm線材에서  $9.00 \pm 0.00$ 회, 對照群 II에서 0.40mm線材의  $10.0 \pm 0.82$ 회, 實驗群에서는 0.50mm線材의  $8.0 \pm 1.26$ 회로 各各 나타났다.

6. 對照群 및 實驗群의 微細組織은 오스테나이트組織이 마르텐사이트화 된 組織과 elongated austenite組織이 共存하였다.

7. 線材의 파단은 비틀림方向의 平行인 方向으로 進行되며 線材表面의 흠집이나 內部에 異物質의 存在 可能性은 없었다.

8. 線材파단의 開始點은 취성적으로 進行되지만 內部는 軟性的으로 파단되었다.

### 參 考 文 獻

1. 권오원, 손병화: 교정용 스테인리스강선재의 물리적성질에 관한 비교연구. 대한치과 교정학회지. 15: 163-174, 1985.
2. 박대한, 유영규: 교정용철사의 인장특성에 관한 연구. 연세치대논문집. 3: 513-519, 1985.

3. 오용화, 성재현 : 교정용선재의 기계적성질에 미치는 열처리의 영향, 경북치대논문집. 2 : 208-213, 1985.
4. 유형석 : 교정용철선, 대한치과기재학회지, 2 : 52-55, 1967.
5. 이기대, 권오원, 성재현 : 치과교정용선재의 물리적성질에 미치는 열처리의 영향, 경북치대논문집. 2 : 399-409, 1986.
6. 이기대 : 교정용선재의 특성과 역학, 대한치과기재학회지. 13 : 33-39, 1986.
7. American Dental Association: American dental association specification No. 32 for orthodontic wires not containing precious metals. J. Amer. Dent. Ass., 95:1169-1171, 1977.
8. Andreasen, G.F. and Brady, P.R.: A use hypothesis for 55 nitinol wire for orthodontics, Angle Orthod. 42:172-177, 1972.
9. Andreasen, G.F. and Hilleman, T.B.: An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics, J. Amer. Dent. Ass., 82:1373-1375, 1971.
10. Andreasen, G.F. and Morrow, R.E.: Laboratory and clinical analyses of nitinol wire, Am. J. Orthod., 73:142-151, 1978.
11. Backofen, W.A. and Gales, G.F.: Heat treating stainless steel for orthodontics, Am. J. Orthod., 38:755-765, 1952.
12. Brantley, W.A.: Comments on stiffness measurements for orthodontic wires, J. Dent. Res., 55:705, 1976.
13. Brantley, W.A., et al: Bending deformation studies of orthodontic wires, J. Dent. Res., 57:609, 1978.
14. Burstone, C.J.: Variable modulus orthodontics, Am. J. Orthod., 80:1-16, 1981.
15. Burstone, C.J. and Goldberg, A.J.: Maximum forces and deflections from orthodontic appliances, Am. J. Orthod., 84: 95-103, 1983.
16. Burstone, C.J. and Goldberg, A.J.: Beta titanium, Am. J. Orthod., 77:121-132, 1980.
17. Chaconas, S.J., Caputo, A.A. and Harvey, K.: Orthodontic force characteristics of open coil springs, Am. J. Orthod., 85:494-497, 1984.
18. Craig, R.G.: Dental Materials, Saint Louis, The C.V. Mosby Co., pp. 217-225, 1978.
19. Craig, R.G., Slesnick, H.J. and Peyton, F.A.: Application stainless steel in dentistry, J. Dent. Res., 44:587-595, 1965.
20. Drake, S.R., et al.: Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending and torsion, Am. J. Orthod., 82:206-210, 1982.
21. Fillmore, G.M. and Tomlinson, J.L.: Heat treatment of cobalt-chromium alloys wire, Angle Orthod., 46:187-195, 1976.
22. Fillmore, G.M. and Tomlinson, J.L.: Heat treatment of cobalt-chromium alloys of various tempers, Angle Orthod., 49:126-130, 1979.
23. Funk, A.C.: The heat-treatment of stainless steel, Angle Orthod., 21:129-138, 1951.
24. Gaston, N.G.: Chrome alloy in orthodontics, Am. J. Orthod., 37:779-797, 1951.
25. 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.
26. Goldberg, A.J., Morton, J. and Burstone, C.J.: The flexure modulus of elasticity of orthodontic wires, J. Dent. Res., 62:856-858, 1983.
27. 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.
28. 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.
29. Kohl, R.W.: Metallurgy in orthodontics, *Angle Orthod.*, 34:37-52, 1964.
  30. Kusy, R.P.: On the use of monograms 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. Kusy, R.P. and Dilley, G.J.: 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. Kusy, R.P. and Greenberg, A.R.: 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. Marcotte, M.R.: Optimum time and temperature for stress relief heat treatment of stainless steel wire, *J. Dent. Res.*, 52:1171-1175, 1973.
  37. Richman, G.Y.: Practical metallurgy for the orthodontic, *Am. J. Orthod.*, 42:573-587, 1956.
  38. Robert J. Nikolai: Bioengineering analysis of orthodontic mechanics, Lea & Febiger Co., pp. 71-111, 1985.
  39. Schwaninger, B., Sarkar, N.K. and Foster, B.E.: Effect of long term immersion corrosion on the flexure properties of nitinol, *Am. J. Orthod.*, 82:45-49, 1982.
  40. Twelftree, C.C., Cocks, G.J. and Sims, M.R.: Tensile properties of orthodontics wire, *Am. J. Orthod.*, 72:682-687, 1977.
  41. Wilkinson, J.V.: Some metallurgical aspects of orthodontic stainless steel, *Am. J. Orthod.*, 48:194-206, 1962.
  42. Yoshikawa, D.K., et al.: Flexure modulus of orthodontic stainless steel wires, *J. Dent. Res.*, 60:139-145, 1981.

## A STUDY ON DEVELOPMENT AND PHYSICAL PROPERTIES OF STAINLESS STEEL ORTHODONTIC WIRES MADE IN KOREA

Sung Jae-Hyun\*, Kwon Oh-Won\*, Kyung Hee-Moon\* and Lee Kee-Dae

*\*Dept. of Orthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University, Taegu, Korea.*

The physical properties of seven sizes of control groups and experimental group in stainless steel orthodontic wires were studied in tension, hardness, bending, torsion and observation of microstructure. The wires (0.40-0.90mm dia.) of round type were tested in the as-received condition. The wires of control groups were TRU-CHROME and REMANIUM, and experimental group was SK wire which was developed by ourselves and made in Korea.

The results were as follows;

1. The chemical compositions of control groups and experimental group were austenite stainless steel wires of SOS 304.
2. Higher values of tensile and yield strength in tension were control group I, experimental group, control group II. Maximum tensile and yield strength of experimental group were  $203.63 \pm 1.41\text{kg/mm}^2$  in 0.70mm diameter and  $148.96 \pm 4.88\text{kg/mm}^2$  in 0.60mm diameter, and maximum elongation was  $5.20 \pm 0.57\%$  in 0.45mm diameter.
3. Hardness values of experimental group were similar to control groups. Maximum hardness values were  $596.2 \pm 13.66\text{Hv}$  in 0.45mm diameter wire of control group I,  $590.5 \pm 20.08\text{Hv}$  in 0.50mm diameter wire of control group II, and  $563.6 \pm 5.35\text{Hv}$  in 0.70mm diameter wire of experimental group.
4. Torsion properties of experimental group were similar to control group I and more than control group II. Maximum torsion cycles were  $31.8 \pm 2.48$  in 0.45mm diameter of control group I,  $17.4 \pm 4.84$  in 0.60mm diameter of control group II, and  $24.6 \pm 3.04$  in 0.45mm diameter of experimental group.
5. Maximum bending cycles of experimental group were smaller than control groups. Maximum bending cycles were  $9.00 \pm 0.00$  in 0.50mm diameter wire of control group I,  $10.0 \pm 0.82$  in 0.40mm diameter wire of control group II, and  $8.0 \pm 1.26$  in 0.50mm diameter wire of experimental group.
6. Microstructures of experimental and control groups co-existed with martensited austenite structure and elongated austenite structure.
7. The direction of wire fracture was propagated parallel to torsion direction typically and there was no probability showing wire fracture at inclusions and surface scratches.
8. The type of wire fracture was brittle fracture at initiation site and ductile fracture at core.