

## 국산 Ni-Ti합금 교정용 선재의 특성에 관한 연구

박 동 옥<sup>1)</sup> · 권 오 원<sup>2)</sup>

국산 Ni-Ti합금 교정용 선재(ORTHOLLOY)의 특성을 평가하기 위하여 성분, 인장특성, 굽힘특성, 열처리성, 내식성, 이온용출 등에 대해 조사하고 외국산 Ni-Ti합금 선재(SENTALLOY)의 특성과 비교 분석한 결과는 다음과 같았다.

ORTHOLLOY는 초탄성 효과를 나타내는 범위내에서의 Ni과Ti 함량을 포함하고 있었다.

인장실험에서 ORTHOLLOY는 연신을 2%에서 8%정도 범위내에서 하중의 변화가 거의 없는 초탄성 효과를 나타내었다.

3점 굴곡실험에서 ORTHOLLOY는 SENTALLOY 보다 같은 변위량에서 높은 하중값을 나타내었고, 초탄성을 나타내는 변위영역에서의 하중 범위는 ORTHOLLOY의 경우 0.014" 에서 80-100g, 0.016" 에서 140-180g, 0.018" 에서 150-200g의 값을 나타내었다.

400°C, 500°C의 열처리에 의해 초탄성을 나타내는 하중범위가 낮아졌고, 각 열처리 온도에서는 시간이 증가함에 따라 초탄성을 나타내는 하중값의 범위가 낮아졌으며 600°C에서는 10분간의 열처리로 초탄성 효과가 소실되었다.

용출되어 나온 Ni 이온의 양은 SENTALLOY의 0.01ppm미만의 극소량에 비해 ORTHOLLOY에서는 0.3ppm 전후로 높게 나타났다.

침적 실험후 주사전자현미경 관찰을 통한 표면조직 소견은 SENTALLOY에서는 침적 전후 및 침적 시간의 경과에 관계없이 전체적으로 비교적 균일한 양상을 보였으나 ORTHOLLOY에서는 pitting corrosion양상을 보였다.

(주요단어 : Ni-Ti합금, 초탄성, 성분, 열처리, 이온용출, pitting corrosion)

### 1. 서 론

Titanium은 비교적 역사가 짧은 금속이지만 다른 금속에 비해 비중이 작아 가볍고, 기계적 성질이 우수하며, 그 표면에 부동태피막을 형성하여 대기 중에서 뿐 만 아니라 용액, 해수등에서도 좋은 내식성을 나타내어 항공기 부품, 화학공업의 기기재료, 스포츠 레저용품에까지 사용되고 있으며, 특히 생체와의 적합성이 뛰어나 인공심장 페이스메이커 케이스, 인공골, 인공관절, 인공치근등의 생체재료로서의 용도도 날로 증가하고 있다.

한편, 1960년대에 William F. Buehler에 의해 tita-

anium에 nickel을 1:1의 비율로 첨가하여 종래의 금속 재료에서는 볼 수 없었던 형상기억효과(shape memory effect) 및 초탄성효과(superelasticity)의 특수한 성질을 나타내는 합금이 개발 되었다<sup>1,2)</sup>.

그후 이 합금은 "Nitinol"이라 명명되었고, 이들이 갖는 특수한 성질이 여러 분야에 응용되면서 주목을 끌게 되었으며, 특히 치과용 재료로서 Ni-Ti합금 선재가 개발되어 임상에 적용되면서, 치아 교정치료에 큰 변화를 가져오게 되었다. 즉, 종래의 stainless steel 선재나 cobalt-chromium합금 선재는 재료의 큰 탄성계수로 인해 치아의 미세한 이동에 의해서도 교정력이 크게 감소되어, 별도의 loop형성등의 조작을 필요로 하지만 초탄성 Ni-Ti합금 선재는 이 선재가 나타내는 특수한 성질로 인해 치아 이동에 의한 교정력 감소가 거의 없이 약하고도 지속적인 힘을 넓은

<sup>1</sup> 경북대학교 치과대학 교정학교실

<sup>2</sup> 경북대학교 치과대학 교정학교실, 교수

변형 영역에 걸쳐서 제공해 줄 수 있게 되었으며 따라서 Ni-Ti합금 선재의 실제 임상에서의 사용이 활발해졌다.

이들 선재의 기계적특성, 특히 탄성한도, 최대휨성 등에 대한 연구로서 Andreasen과 Brady<sup>3)</sup> 및 Hurst 등<sup>4)</sup>은 Ni-Ti합금교정용 선재의 형상기억효과에 관해서, Andreasen과 Morrow<sup>1)</sup>는 Ni-Ti합금교정용 선재의 특성과 임상응용에 대해서, 그리고 Lopez 등<sup>2)</sup> 및 Burstone 등<sup>5)</sup>은 굽힘특성에 관하여 보고하였다. 또, Miura 등<sup>6)</sup>은 일본산 초탄성 Ni-Ti합금 교정용 선재의 특성에 대해서, Harris 등<sup>7)</sup>은 임상적용시 기계적성질의 변화에 대하여, Khier 등<sup>8)</sup>은 초탄성과 비초탄성 Ni-Ti교정용 선재의 굽힘특성에 대해서, Kapila 등<sup>9)</sup>은 반복하중에 의한 Ni-Ti합금 선재의 기계적성질의 변화에 관해서, 그리고 Yoneyama 등<sup>10)</sup>은 Ni-Ti합금 교정용 선재의 초탄성과 열적거동에 대해서 보고하였다.

그러나, Ni-Ti합금을 교정용 선재로 만들기 위해서는 열간단조, 열간압연, 인발, 2차 가공등의 복잡하고 까다로운 공정을 거쳐야하므로 그 제조방법이 매우 어려우며<sup>11)</sup>, 따라서 이들 초탄성 Ni-Ti합금 선재는 전량 수입에 의존하여 왔다.

현재 국내에서 시판되고 있는 교정용 Ni-Ti합금선재는 미국 Unitek사의 NITINOL<sup>R</sup>, Ormco사의 NI-TI<sup>TM</sup>, Rocky Mountain사의 ORTHONOL<sup>R</sup>, 일본 Tomy사의 SENTALLOY<sup>R</sup>등 종류가 있다. 이 중 Tomy사의 SENTALLOY<sup>R</sup> 및 Ormco사의 NI-TI<sup>TM</sup>는 형상기억효과 및 초탄성효과를 나타내는 것으로 알려져 있는 반면, Unitek사의 NITINOL<sup>R</sup>은 그 구성 성분은 titanium과 nickel로 이루어져 있으나, 선재 인발과정을 이용한 가공경화형 선재이므로 종래의 stainless steel이나 cobalt-chromium합금에 비해 springback 특성이 우수하고 탄성율은 낮으나 Ni-Ti합금의 특징인 형상기억효과와 초탄성효과는 나타내지 않는 것으로 알려져 있다<sup>6,10,12,13)</sup>.

한편, 최근 국내에서도 Ni-Ti합금의 치과 교정용 선재가 개발되어 국산화에 성공하였다.

이에 저자는 국내에서 개발된 Ni-Ti합금 교정용 선재의 성분 및 인장특성, 굽힘특성, 열처리성, 내식성, 이온용출등의 여러가지 성질들을 지금까지 임상에서 사용해오던 외국산 초탄성 선재와 비교, 분석하므로써 국산 Ni-Ti합금 교정용 선재의 특성을 평가하고 임상응용시 도움이 될 수 있는 기초자료를 얻고자 본 연구를 시행하였다.

Table 1. The composition of artificial saliva (pH 5.1)

NaCl	0.40 gm
KCl	0.80 gm
CaCl <sub>2</sub> · 2H <sub>2</sub> O	0.80 gm
NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> · 2H <sub>2</sub> O	0.80 gm
Na <sub>2</sub> S · 5H <sub>2</sub> O	0.01 gm
CO(NH <sub>2</sub> ) <sub>2</sub>	1.00 gm
distilled water	1000 ml

## II. 재료 및 방법

### 1. 재 료

본 실험에서는 실험군으로서 Ni-Ti합금 교정용 선재인 ORTHOLLOY(Goldstar Co., Korea)를, 대조군으로서 SENTALLOY(Tomy Co., Japan)를 사용하였다. 성분분석, 이온용출실험, 인장실험에서는 ORTHOLLOY, SENTALLOY 모두 직경 0.016"(medium)의 선재를 사용하였으며, 인장특성의 비교를 위해서는 이 두가지 이외에 같은 굽기의 stainless steel 선재(Tru-Chrome, Rocky Mountain Co., U.S.A), Co-Cr합금선재(Green Elgiloy, Rocky Mountain Co., U.S.A), 가공경화형 Ni-Ti합금선재(NITINOL, Unitek Co., U.S.A)를 사용 하였다.

3점굽곡실험은 ORTHOLLOY, SENTALLOY 각각 직경 0.014", 0.016", 0.018"(medium)의 선재에 대해서 비교하였으며, 열처리 후 3점굽곡실험은 0.016"(medium) 굽기의 선재에 대해서만 실시하였다.

또한, 이온용출실험에 사용된 인공타액은 표 1의 조성으로 합성하여 사용하였다.

### 2. 방 법

#### 1) 성분분석

각 선재를 구성하는 합금성분을 Inductibly coupled plasma atomic emission spectrometer(JY 38 plus, Jobin Yvon Co., France)를 이용하여 정성 및 정량분석하였다.

#### 2) 열처리

초탄성 Ni-Ti합금 선재는 열처리에 의해 성질의 변화가 현저하게 나타나므로 열처리에 따른 3점굽곡특성의 변화를 비교, 관찰하기 위해 선재에 열처리를

실시하였다.

열처리는 온도가 각각 400, 500, 600°C로 유지된 전기로에 시험편을 넣어, 각각 10, 20, 30분간 일정 온도를 유지시킨 후, 시험편을 노에서 꺼내어 공냉시켰다.

3) 인장실험

선재의 양단에서 50mm씩 잘라서 인장시험에 사용하였다. 인장실험은 만능시험기(4202, INSTRON Co., U.S.A)에서, cross-head speed 1mm/min로 시행하였고, 37±1°C가 유지되는 항온조내에서 실시하였다.

4) 3점굴곡실험

열처리를 실시하지 않은 선재 및 열처리를 실시한 ideal arch form을 가지는 선재에 대해 선재의 양단의 직선부위 25mm씩을 잘라서 굴곡시험편으로 사용하였으며, 시험편은 각 군당 4개씩 준비하였다. 3점굴곡실험은 직경 6mm의 금속봉을 주조하여 중심거리 14mm로 위치시키고, 두 금속봉에 놓여진 선재의 중심을 직경 6mm의 금속봉으로 변위량이 2.5mm될때까지 하중을 준 후 다시 변위가 0이 될때까지 하중을 제거하면서 변위-하중의 관계를 구하였다. 변위-하중의 측정에는 만능시험기(4202, INSTRON Co., U.S.A)를 이용하였으며, 최대하중 5kg의 압축시험용 load cell을 사용하여 변위속도 1mm/min으로 실험하였고, 변위-하중관계를 X-Y recorder상에 기록하였다. 이때 실험은 37±1°C의 온도가 유지되는 항온조내에서 실시하였다.

5) 이온용출실험

시험편은 ideal arch form을 갖는 각 선재를 1/2씩 잘라 사용하였으며, 먼저 acetone용액에 초음파세척 후 증류수로 다시 세척, 건조하여 사용하였다. 뚜껑이 있는 시험관에 20ml의 합성한 인공타액을 넣고, 시험편을 인공타액에 침적시킨 후 37±1°C가 유지되는 항온수조에 보관하였다.

침적 1일, 3일, 1주, 4주, 8주, 12주, 16주후에 시험편을 꺼내고, Inductibly coupled plasma atomic emission spectrometer를 이용하여 인공타액내 용출되어 나온 성분 이온양을 정량분석하였으며, 용출량은 동일 조건의 시험편을 3개씩 준비하여 그 평균치를 구하였다.

6) 부식실험

이온용출실험을 실시한 시험편의 표면을 주사전자현

Table 2. The composition of Ni-Ti alloy

(unit: wt.%)

	Ni	Ti	Co	Al
ORTHOLLOY	55.8	44.0	0.053	0.02
SENTALLOY	55.8	44.1	0.001	-

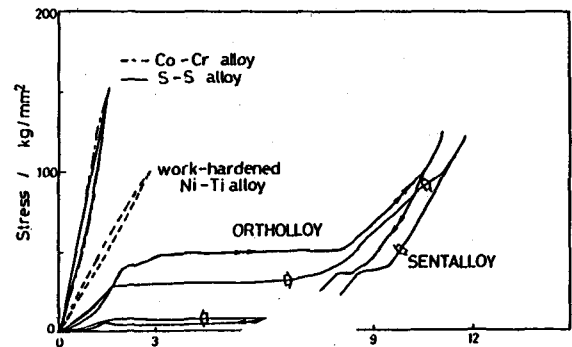


Fig. 1. Stress-strain curves in tensile test

미경(S-2300, Hitachi Ltd., Japan)을 이용하여 관찰하므로써 이온용출에 따른 선재 표면조직 양상 변화 및 부식의 정도를 비교하였다.

III. 성 적

1. 성분분석

ORTHOLLOY선재와 SENTALLOY선재의 구성 성분은 표 2와 같으며 Ni, Ti, Co성분에 있어서 약간의 차이를 보였다.

2. 인장실험

선재가 파단하기 직전까지 응력을 가한 후 다시 응력을 제거했을 때의 응력-연신곡선을 그림 1에 나타내고 있다.

응력을 가했을 때 Co-Cr, stainless steel합금선재는 비슷한 탄성율을 보였고, 가공경화형 Ni-Ti합금은 탄성율이 낮고 거의 직선인 응력-연신곡선을 보였다.

한편, 초탄성 Ni-Ti합금은 다른 선재와 현저히 다른 응력-연신곡선을 나타내었다. 즉, 처음부터 낮은 탄성율을 보였고, 약 2%정도의 연신율에서 마치 소성

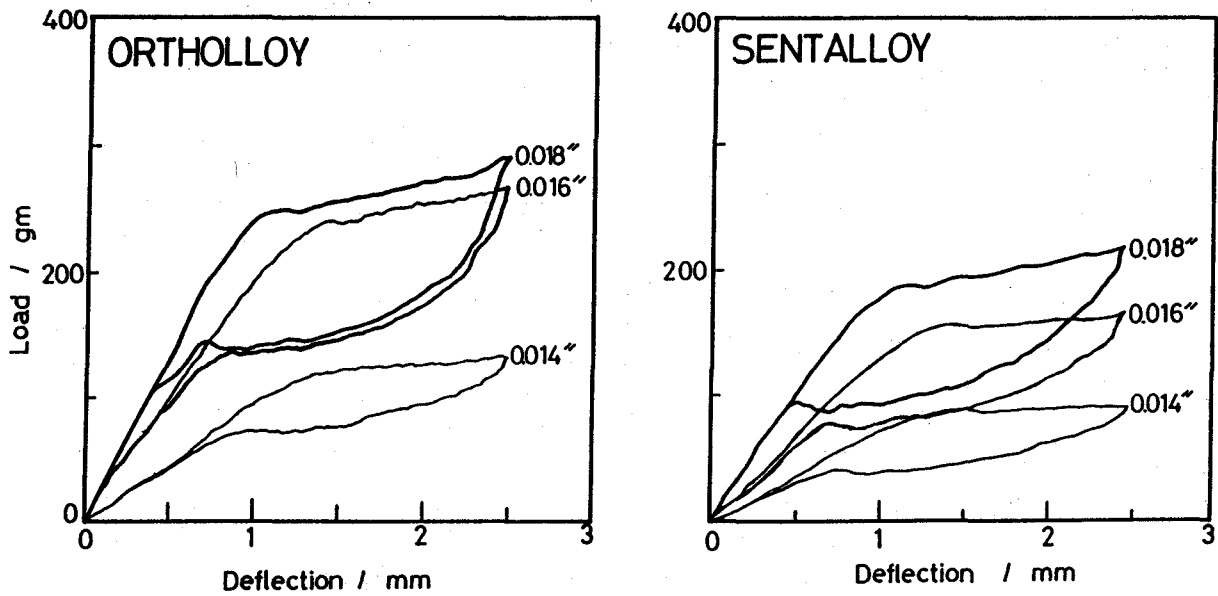


Fig. 2. The load- deflection curves of ORTHOLLOY and SENTALLOY in three point bending test.

변형이 일어난 것과 같이 응력의 큰 변화 없이 8%정도까지 증가하고, 그 이후 부터 다시 응력이 증가하는 양상을 보였다.

응력을 제거했을 때의 응력-연신곡선은 Co-Cr, stainless steel, 가공경화형 Ni-Ti합금에서는 응력을 가했을 경우와 비슷하게 직선적인 경향을 나타내었다. 초탄성의 경우 응력을 가했을때와 유사한 응력-연신의 관계를 나타낸다. 약 8%정도에서 부터 2%정도까지의 연신율의 변화에 대하여 응력은 약간 변화하였고, 2%전후의 연신율에서 응력이 감소하여 결국 영구변형은 0에 가까웠다. 응력을 가했을 때보다 응력을 감소시켰을 때의 응력-연신곡선이 매우 낮은 곳에 위치하고 있었다.

### 3. 3점굴곡실험

ORTHOLLOY 및 SENTALLOY 각각의 0.014", 0.016", 0.018"(medium) 굵기의 3종류 선재의 3점굴곡 시험에 의한 하중-변위곡선을 그림 2에 나타내고 있다.

선재의 직경이 굵어질수록 탄성율이 높고, 같은 변위량에 있어서의 하중값도 높은 것을 알 수 있다. 전체적으로 선재의 동일한 직경에서 ORTHOLLOY는 SENTALLOY보다 같은 변위량에서 높은 하중값을 나타내고 있고, 하중을 제거할때 초탄성효과는 SENTALLOY의 경우 0.014"에서 40-70g, 0.016"에서 90-

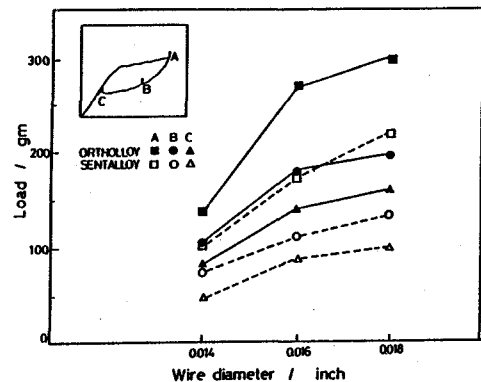


Fig. 3. Schematic diagram showing A, B, and C point characterizing load deflection curve in three point bending test.

110g, 0.018"에서 100-140g의 범위에서 나타나고 있으며, ORTHOLLOY의 경우 0.014"에서 80-100g, 0.016"에서 140-180g, 0.018"에서 150-200g의 값을 나타내어 전체적으로 초탄성효과를 나타내는 하중의 범위가 SENTALLOY보다 높았으며, 변위의 변화에 따른 하중의 변화가 SENTALLOY에 비해 급격하였다.

한편, 하중-변위곡선의 특성을 비교하기 위해 2.5 mm 변위량에서의 하중값을 A, 변위가 적어지면서 역변태에 의해 변위의 변화에 대해 하중변화가 적게 되는 점을 B, 초탄성에 의한 변형이 거의 회복되어

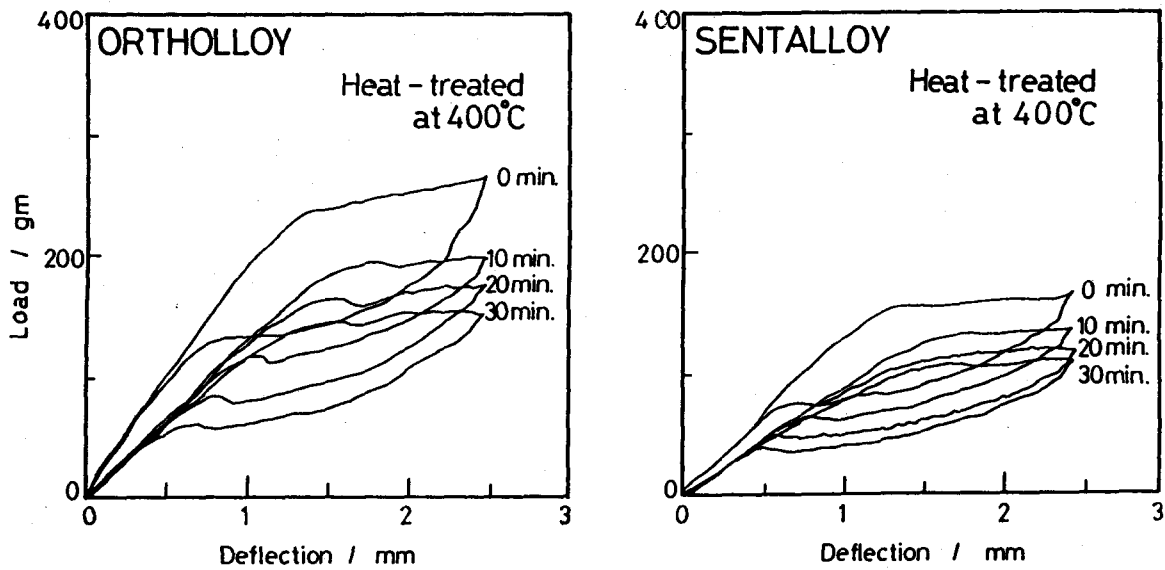


Fig. 4. The load-deflection curves of heat treated ORTHOLLOY and SENTALLOY in three point bending test (heat treated at 400°C).

기울기가 직선영역으로 들어가는 점을 C로 하여 각 선재의 특성을 비교한 것을 그림 3에 나타내고 있다. 하중-변위곡선에서 알 수 있었던 바와 같이 A, B, C 점 모두 ORTHOLLOY가 높으며, 0.014", 0.016", 0.018"의 순으로 각 점이 높아짐을 알 수 있다.

0.016"의 선재를 400°C, 500°C, 600°C에서 각각 10분, 20분, 30분동안 열처리한 후의 하중-변위곡선을 그림 4~그림 6에 나타내고 있다. 400°C에서 열처리의 경우, 열처리 시간이 길어짐에 따라 초탄성을 나타내는 하중범위가 낮아졌다. SENTALLOY는 열처리 시간에 따른 하중의 감소 비율이 ORTHOLLOY에 비해 작았다. ORTHOLLOY의 경우 열처리 하지않았을 때의 초탄성의 범위는 140-180g이던 것이, 10분 열처리에서 130-150g, 20분에 90-130g, 30분에 70-110g으로 변화하였다. SENTALLOY의 초탄성 범위는 열처리를 하지 않은 경우 90-110g이던 것이, 10분, 20분, 30분의 열처리에 의해 80-100g, 60-95g, 45-75g을 보였다. 400°C에서의 열처리는 ORTHOLLOY 및 SENTALLOY의 탄성계수를 변화시켰으나, 열처리 시간에 따른 탄성계수의 변화는 없었다. 500°C에서의 열처리는 ORTHOLLOY, SENTALLOY에서 서로 다른 경향을 나타내었다. ORTHOLLOY에서는 열처리를 하지 않은 것에 비해서는 초탄성의 하중범위가 낮아졌으나, 각각의 열처리 시간에서 400°C의 열처리에 비해 약간 높은 값을 나타내었다. SENTALLOY는

Table 3. The amount of released metal ions (unit: ppm)

wire time	ORTHOLLOY			SENTALLOY		
	Ni	Ti	Co	Ni	Ti	Co
1 day	<0.30	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01
3 days	<0.30	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01
1 wk	<0.27	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01
4 wks	<0.30	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01
8 wks	<0.25	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01
12 wks	<0.33	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01
16 wks	<0.30	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01

400°C의 열처리에 비해 각각의 열처리 시간에서 초탄성의 하중범위가 10-20g정도 낮게 나타났다. 500°C의 열처리의 경우 400°C에서와는 달리 열처리 시간에 따라 각각 다른 탄성계수를 보였고, 하중을 가했을때와 제거했을때의 탄성영역의 직선부분이 일치하지 않는 현상을 보였다. 600°C의 열처리의 경우 SENTALLOY, ORTHOLLOY 모두 10분의 열처리로 초탄성성질은 없어지고 하중제거시에 영구변형이 남았고, 열처리의 시간에 따른 하중의 변화는 없었다.

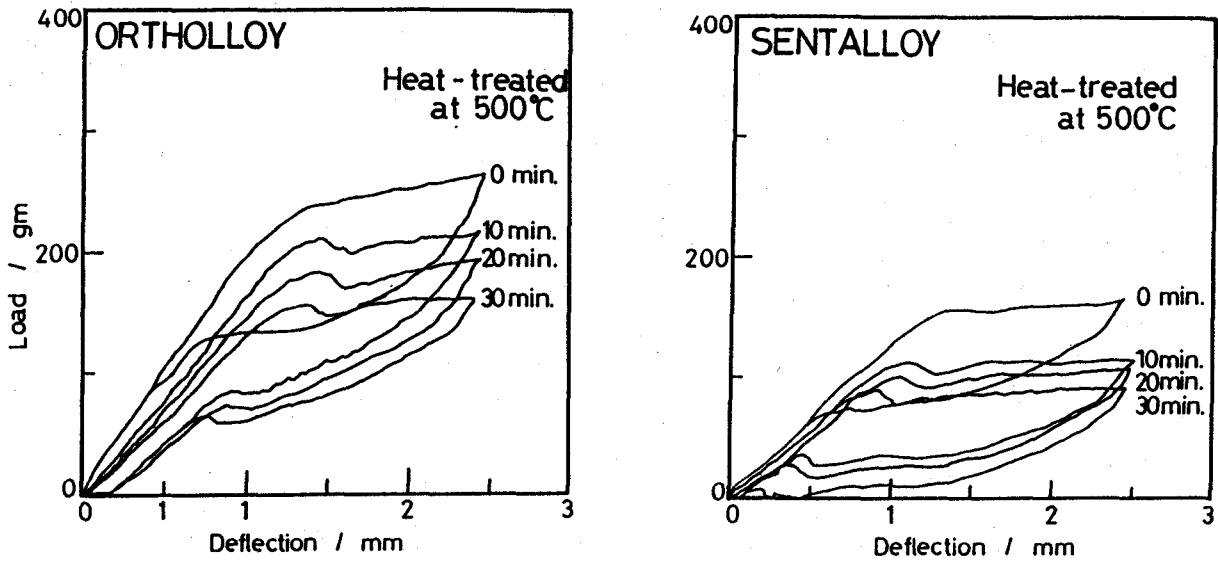


Fig. 5. The load-deflection curves of heat treated ORTHOLLOY and SENTALLOY in three point bending test (heat treated at 500°C).

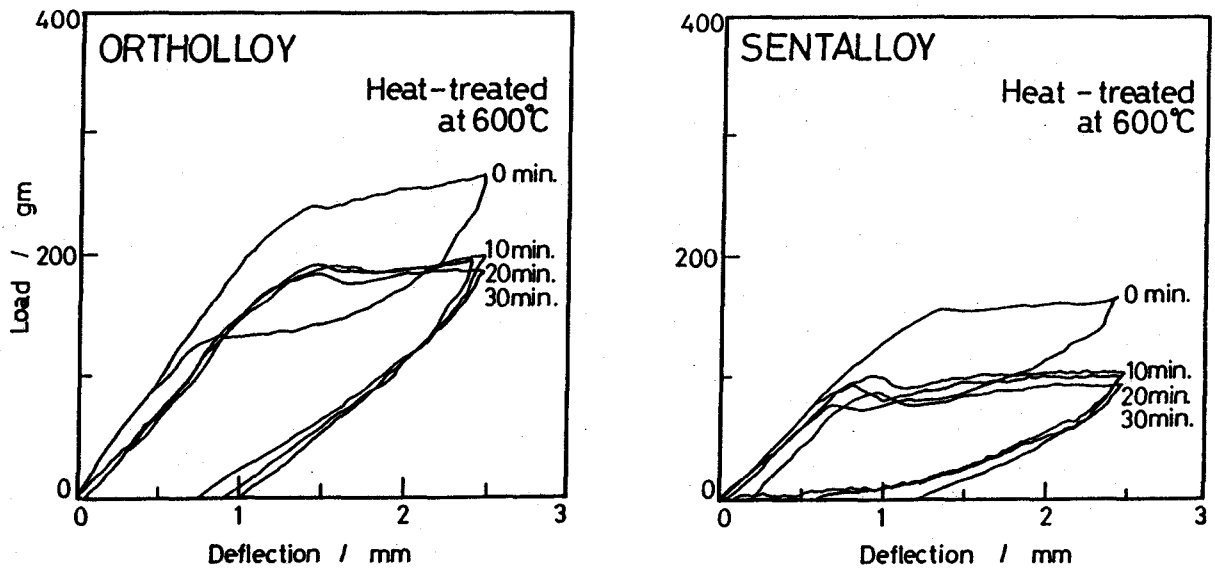


Fig. 6. The load-deflection curves of heat treated ORTHOLLOY and SENTALLOY in three point bending test (heat treated at 600°C).

#### 4. 이온용출실험

각 선재에서 유리되어 나온 성분이온의 양은 표 3과 같다.

SENTALLOY의 경우 시간의 경과에 상관없이 Ni, Ti, Co 이온 모두 0.01ppm미만의 매우 낮은 이온용출

을 보였다. 반면 ORTHOLLOY의 경우는 Ti 및 Co이온의 용출량은 0.01ppm미만으로 역시 매우 낮았으나, Ni이온은 0.3ppm 전후로 SENTALLOY에 비해 상당히 많은 양이 용출되었다.

# SENTALLOY

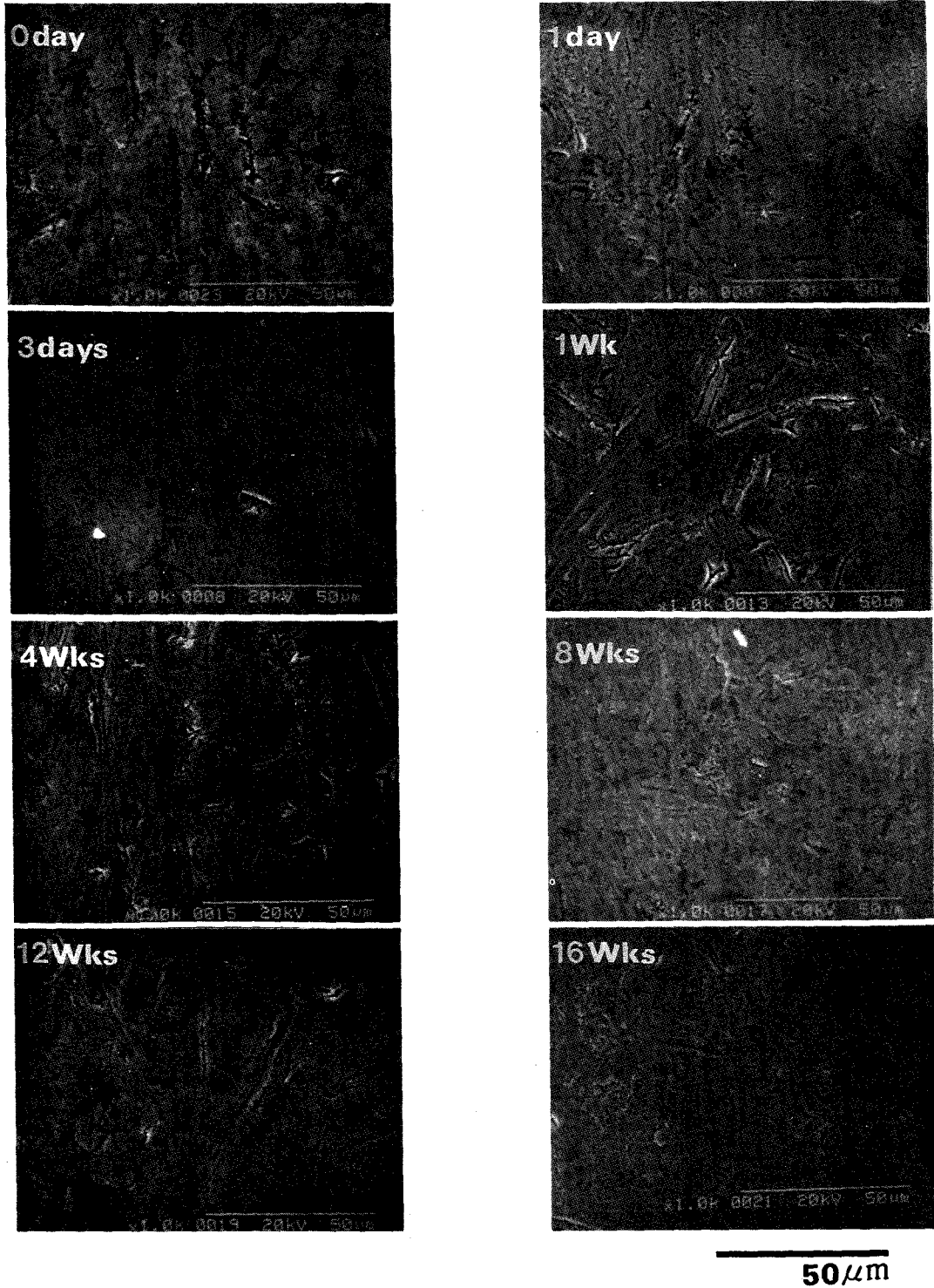


Fig. 7. Scanning Electron Microscopic observation of the surface of SENTALLOY before and after immersion ( $\times 1000$ , 20kv)

# ORTHOLLOY

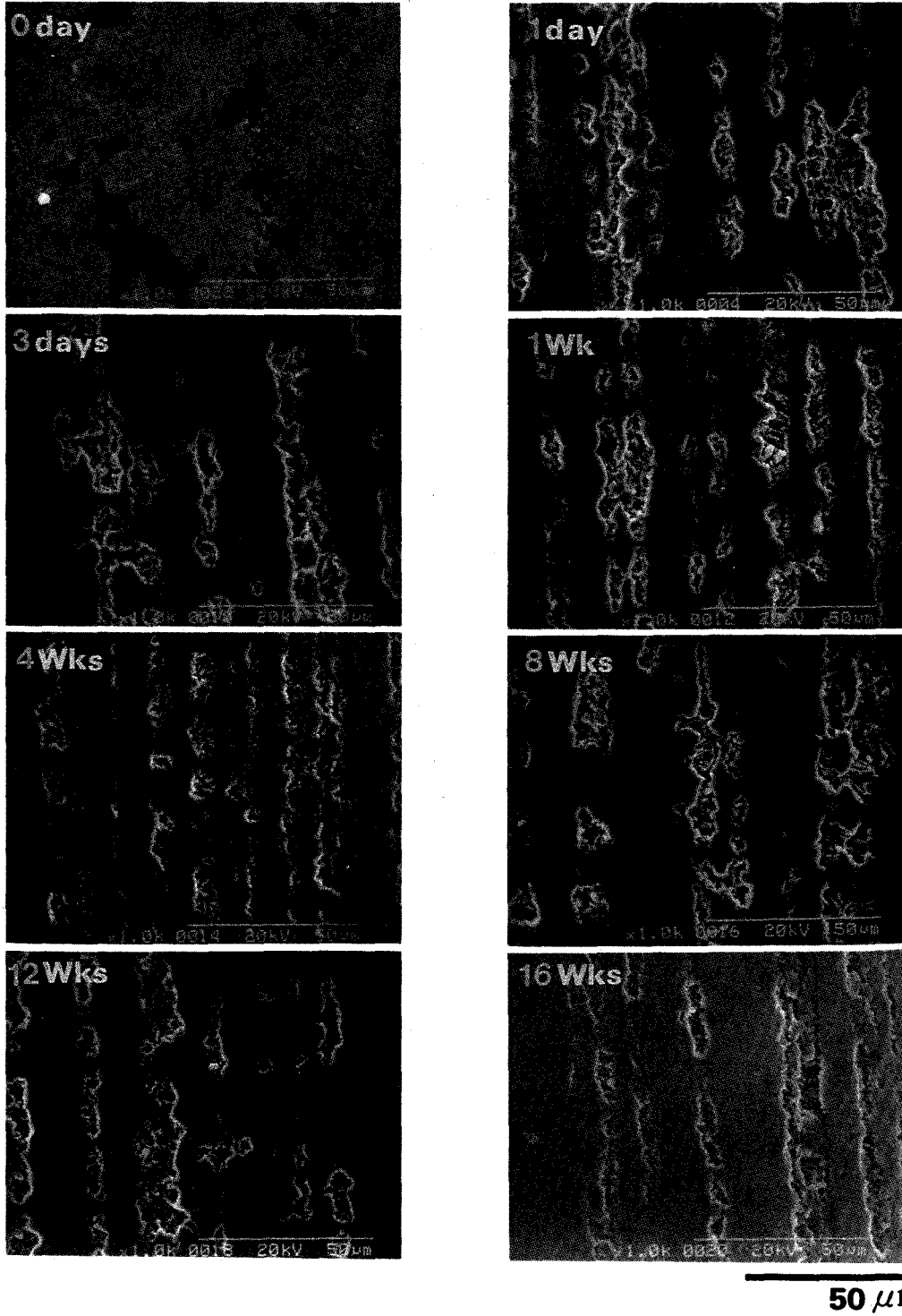


Fig. 8. Scanning Electron Microscopic observation of the surface of ORTHOLLOY before and after immersion (×1000, 20kv)



## 5. 선재 표면조직 관찰

이온용출실험을 실시한 시편 표면의 이온용출에 따른 선재 표면조직 양상 및 부식정도는 그림 7, 그림 8과 같다.

SENTALLOY의 경우 침적 전, 후 및 침적시간에 따른 시편 표면조직 양상의 뚜렷한 변화를 찾아 볼 수 없었으며, 부식의 흔적없이 비교적 균일한 표면을 나타내었다. 반면에 ORTHOLLOY에 있어서는 침적 전 표면조직은 약간의 결함은 있었으나, 비교적 균일한 양상을 보였다. 그러나 침적 1일째 표면조직에는 부식의 양상이 뚜렷이 나타났으며, 이 후 모든 침적시편에서 유사한 양상을 관찰 할 수 있었다. 그러나, 이러한 부식의 양상은 시간의 경과에 비례하여 증가하지는 않았으며, 일정한 양상으로 관찰되었다.

## IV. 고 찰

치과교정용 선재로서는 stainless steel, Co-Cr합금,  $\beta$ -Ti합금 및 Ni-Ti합금 등이 현재 시판되고 있고, 각각의 탄성계수, spring back ability의 특성에 맞추어 교정치료에 이용되고 있다. 그러나 탄성계수가 큰 재료는 치아에 가해지는 힘이 클 뿐 만아니라 미세한 치아이동에 의해서도 교정력이 크게 감소되기 때문에 재조절을 하지 않으면 안되거나, 혹은 변위량을 크게 한 경우 선재에 영구변형을 일으키는 등의 결점을 가지고 있다.

치아이동의 경우 강한 힘보다는 연속적이고 약한 힘이 보다 적절하므로<sup>14)</sup> 치아이동을 위한 교정용 선재로서는 resilience가 큰 재료가 이상적인 것으로 생각되어지고 있다. 이러한 요구를 충족시켜 줄 수 있는 재료로서 형상기억효과와 초탄성효과를 나타내는 Ni-Ti합금 교정용 선재가 개발되었다.

형상기억효과를 나타내는 합금에는 Ni-Ti뿐만 아니라, Cu-Zn-Al, Au-Cd, Ag-Cd, Cu-Zn, Cu-Sn등 수십종이 알려져 있으나, Ni-Ti과 Cu-Zn-Al이외는 단결정이 아니면 사용할 수 없고, Ni-Ti합금은 Cu-Zn-Al합금보다 가격이 비싼편이지만 성능적으로 훨씬 우수하다<sup>15)</sup>. 또 Ni-Ti합금은 내식성이 뛰어나고, 생체와의 적합성도 우수하므로 생체용 재료로서도 그 응용 범위가 매우 넓다<sup>16)</sup>.

치과교정분야에 있어서도 1970년대에 형상기억효과를 나타내는 Ni-Ti합금의 교정용선재가 개발되므로써 종래의 stainless steel이나 Co-Cr합금선재에 비

해 탄성율이 낮을 뿐 아니라, 많은 변형을 주어도 영구변형을 일으키지 않고 원래의 형태로 돌아오는 성질을 나타내어 주목을 끌었다.

1972년 Anderasen과 Brady<sup>3)</sup>가 Nitinol wire를 변태온도 이상으로 가져갔을 때 선재가 형상기억효과를 나타내는 것을 확인하여 임상적 응용가능성을 보고한 이후, 많은 연구자들이 굽힘특성<sup>2,5)</sup>, 열처리성<sup>13,17)</sup> 등에 대하여 보고하였다.

한편, 현재 시판되고 있는 Ni-Ti합금 교정용 선재는 형상기억효과 뿐만 아니라 초탄성효과를 나타내는 것으로 알려져 있다.

Ni-Ti합금은 Ni과 Ti의 원자비가 1:1에 가까운 비교적 좁은 조성범위로 한정되어 있고, Ni-Ti원자가 교대로 배열한 규칙적인 배열로 되어 있다. 어떤 온도 영역을 경계로 고온상에서는 CsCl형의 체심입방격자가 되고, 저온상에서는 마르텐사이트라고 부르는 결정구조의 변화를 일으켜 조밀육방격자가 된다<sup>18)</sup>. 이와같이 동일 금속이면서 온도의 변화에 따라 마르텐사이트와 같은 결정구조의 변화가 일어나며, 변태온도 이상에서 존재하는 상(相)을 오스테나이트상이라 부르고, 이 상은 딱딱하고 강도가 높아 변형이 일어나기 어렵고, 저온측의 마르텐사이트상은 연성이 풍부하여 변형하기 쉽다<sup>19)</sup>.

변태온도 이상에서는 오스테나이트상만이 존재하지만 온도를 낮추어가면 마르텐사이트변태가 시작되어 연성이 증가하게 되어 기계적 성질이 변화한다. 이 온도를 마르텐사이트변태 개시온도( $M_s$ )라 하고, 온도를 더욱 낮추어가면 마르텐사이트상이 증가하여 어떤 점( $M_f$ )에서 전부 마르텐사이트상이 된다. 반대로 온도를 높이어 가면 오스테나이트상으로 역변태가 시작되고( $A_s$ ),  $A_f$ 점에서는 원래의 오스테나이트상으로 복귀한다<sup>20)</sup>. Ni-Ti합금의 특성을 알기 위해서는 이들 변태점을 아는 것이 중요하고 특히  $M_s$ 점과  $A_f$ 점이 중요하며 이들 변태온도는 합금의 조성이나 가공 및 열처리조건에 의해서 변화한다<sup>21)</sup>.

생체용으로 사용되는 형상기억합금은 체온에서 형상이 복귀되도록 변태점( $A_f$ )을 정한 경우가 많다. 형상기억효과는 500°C 부근에서의 열처리에 의해 어떤 형상을 기억시켜 두면 변태점이하 즉, 마르텐사이트 상에서 변형시켜도 체온 또는 상온에서 변태점 이상의 오스테나이트상으로 역변태하여 원래의 형상대로 복귀하는 현상을 말한다.

한편, 교정용 선재로 이용되는 Ni-Ti합금은 형상기억효과보다는 초탄성(superelasticity) 혹은 의탄성

(psudoelasticity)효과를 이용하고 있다. 초탄성이라는 것은 보통의 재료라면 형태가 변형되어 버릴 정도의 변형을 주어도 힘을 제거하면 원래의 형태대로 돌아오는 현상을 말한다. 형상기억효과와 초탄성효과는 다른 현상 같이 여겨지지만 두가지 성질은 동일한 기전에 의해서 나타난다. 초탄성효과와 형상기억효과가 다른 점은 형상기억효과가 온도를 변화시키므로써 일어나는데 비해 초탄성효과는 같은 온도에서 나타나는 현상이다. A<sub>1</sub>점보다 약간 높은 온도에서의 오스테나이트상은 아직 불안정한 상태이고 같은 온도에서도 응력을 가해주면 쉽게 마르텐사이트변태가 일어난다. 이와 같이 온도차가 아니라 응력을 가하므로써 변태, 역변태가 일어나는 현상을 응력유도변태(stress induced transformation)라 한다. 탄성율이 높은 불안정한 오스테나이트상태에서 외력을 가하면, 응력이 어느 일정량 이상되었을때 마르텐사이트상으로의 변태가 시작되고, 응력을 더 가하면 변태에 의해서 변형이 생기기 때문에 변형량이 증가하여도 응력의 증가는 적게 되고, 마치 소성변형이 일어나는 것과 같은 현상이 나타난다. 그러나 응력이 제거되면 같은 온도에서 원래의 상으로 돌아가기 때문에 영구변형이 생기지 않고 원래의 형태대로 형상을 복귀하게 된다.

본 실험에서 사용한 국산 Ni-Ti합금 교정용 합금 선재인 ORTHOLLOY는 형상기억효과 및 초탄성효과를 나타내는 것으로 알려져 있으나, 본 실험에서는 두가지 성질 중 특히 초탄성효과에 중점을 두어 기초적실험을 행함과 동시에 현재 초탄성 Ni-Ti합금 교정용 선재로 널리 사용되고 있는 외국산인 SENTALLOY와 그 특성을 비교 분석하였다.

성분분석 결과 ORTHOLLOY와 SENTALLOY의 조성은 초탄성효과를 나타내는 범위<sup>22)</sup>내에 들어 있음을 알 수 있었다.

인장실험의 인장-연신곡선에서는 ORTHOLLOY는 SENTALLOY와 같이 전형적인 초탄성을 나타내었다. 약 2%에서 8%정도의 연신범위에서 초탄성을 나타내었고, 이것은 약 2% 연신율에서 응력에 의한 마르텐사이트변태가 나타나기 시작하여 8%정도까지 변태가 완료한 것으로 생각된다. 또, 연신율이 8%를 넘으면 탄성변형이 나타나고, 다시 응력을 감소시키면 마르텐사이트상의 탄성변형에 의해 직선적인 응력-연신곡선을 나타내다가 약 8%정도의 연신율에서 마르텐사이트의 역변태가 나타나기 시작하여 약 2%까지 연신율이 감소하여도 응력이 감소하지 않는 초

탄성 성질을 나타내었고, 마르텐사이트의 역변태가 종료되어 다시 오스테나이트상이 존재하면 탄성변형에 의해 원래의 형태대로 돌아간 것으로 분석된다.

Unitek사의 Ni-Ti합금 선재인 NITINOL<sup>R</sup>은 ORTHOLLOY, SENTALLOY와는 다른 응력-연신곡선을 나타내었다. 탄성율은 낮았지만 Co-Cr, stainless steel과 비슷한 양상의 응력-연신곡선을 나타내었고, 이것은 가공경화에 의해 탄성적 성질을 개선한 것으로 가공경화형 Ni-Ti합금 선재로 분류되며, 초탄성효과와 형상기억효과는 나타내지 않는 것으로 사료된다.

ORTHOLLOY, SENTALLOY의 3점굽곡실험의 결과를 비교해 보면 3가지 굽기의 선재에서 모두 ORTHOLLOY가 SENTALLOY보다 같은 변위량에 있어서 초탄성을 나타내는 하중범위가 높았다.

초탄성현상은 앞에서 이야기한 바와같이 형상기억효과와 같은 마르텐사이트변태, 또 그 역변태가 온도차에 의해서 나타나지 않고 외부에서 힘을 가해 주므로써 나타나는 응력유도변태이며, 탄성율이 높은 고온에서 존재하는 오스테나이트상의 상태에서 외력이 가해져 응력이 어느 일정량 이상이 되면 마르텐사이트상으로 변태가 진행되기 때문에 변형량이 증가되어도 응력의 증가는 적게 되고, 마치 소성변형을 하는 것과 같은 변태를 나타낸다. 그러나 일단 응력이 제거되면 그 온도에서 오스테나이트상으로 되돌아가기 때문에 영구변형이 남지않고 원래의 형태를 회복한다.

이와 같은 초탄성효과를 나타내는 하중의 크기는 그 합금의 마르텐사이트 온도와 실제 사용하는 온도의 차에 의해서 결정되고<sup>13,23)</sup>, 이 차가 크면 외력에 의해 변태하기위한 응력의 크기는 증가하는 것으로 알려져 있다. 浜中 등<sup>17)</sup>은 Ni-Ti합금의 응력유도변태에서 응력과 온도와의 관계는 직선적인 관계를 갖고, DSC(differential scanning calorimetry)에 의한 변태 온도 측정 결과 마르텐사이트변태를 일으키기 위한 임계응력은 변태온도와의 온도차가 클수록 높게 된다고 보고하였다. 浜中 등<sup>23)</sup>, 浜中<sup>24)</sup>에 의하면 변태온도는 Ni과 Ti의 조성에 따라 변화하고, 일정한 온도하에서 그 특성을 잃지 않는 조성범위 내에서는 Ti의 양이 증가할 수록 초탄성영역에서의 하중값이 낮아져서 점차 형상기억으로 이동하며 이와 동시에 NiTi합금의 변태온도가 점차 상승한다고 하였다.

본 실험에서 국산 ORTHOLLOY는 SENTALLOY보다 3가지 굽기의 선재에서 모두 초탄성을 나타내는

범위는 높았으나 이는 두 선재의 성분차로 인한 변태 온도의 차에 의한 것으로 생각된다. 즉, ORTHOLLOY의 경우 Ti의 함량이 0.1wt.% 정도로 SENTALLOY보다 낮아 마르텐사이트 변태온도가 낮아지게 되어 변태를 일으키기 위한 응력이 증가한 것과 인발과정에 의한 가공경화현상이 복합적으로 나타난 결과라고 사료된다. 또, ORTHOLLOY에서도 하중감소시에 변형이 감소하여도 하중의 변화가 적은 부분이 존재하는 것을 알 수 있었고, 임상 응용시 치아가 이동하여도 계속적으로 일정한 힘이 가해 질 수 있음이 확인되었다.

Ni-Ti합금 선재를 임상적으로 사용할 때 초탄성을 나타내는 하중범위가 치아의 이동에 알맞는 값이 되도록 조절하는 것이 필요하고 그 방법으로 열처리를 이용할 수 있다. 초탄성을 나타내는 하중범위는 사용하는 온도와 그 마르텐사이트 변태온도의 차에 의해서 영향을 받고, 열처리에 의해서 마르텐사이트 변태온도를 변화시키면 초탄성을 나타내는 하중범위가 조절 될 수 있다.

Okamoto 등<sup>25)</sup>은 Ni-Ti합금 선재가 열처리를 받으면, 열처리 온도에 따라 초탄성을 나타내는 하중범위가 변화하고, 510°C와 440°C부근의 열처리로 기계적 성질이 크게 변화하는 것을 보고하였다. 또, 本間等<sup>26)</sup>은 500°C의 열처리를 행하면 시효에 의해서 마르텐사이트 변태온도가 변화하는 것을 전기저항측정법에 의해서 확인하였고, 浜中 등<sup>17)</sup>은 510°C, 440°C, 360°C에서 5분간 열처리하였을 때의 초탄성 하중범위가 온도에 따라 감소하고, 그 원인은 DSC측정에 의해서 변태온도의 변화에 의한 것이라고 보고하였다. 본 실험에서는 0.016" 굵기의 선재를 이용하여 400°C, 500°C, 600°C에서 각각 10분, 20분, 30분의 열처리를 행하였다. 400°C의 열처리의 경우 ORTHOLLOY, SENTALLOY 모두 열처리 시간에 따라 초탄성의 하중범위가 낮아졌고, 열처리하지 않은 선재에 비해서 탄성계수는 감소하였으나, 열처리 시간에 따른 탄성계수의 변화는 보이지 않았다. 500°C에서도 역시 열처리 시간에 따른 초탄성의 하중범위가 낮아졌으나 열처리 시간에 따른 탄성계수가 모두 다르게 나타나므로, 500°C에서의 열처리는 열처리 시간에 따라 내부의 변화가 크게 영향을 받음을 알 수 있다. 600°C의 열처리 경우, 초탄성효과는 10분의 열처리로 없어져 버리고, 하중을 제거하여도 영구변형은 남으며 열처리에 따른 하중-변위곡선에는 차이가 없었다. 清水<sup>21)</sup>는 초탄성효과에 영향을 미칠 수 있는 인자로 합금성분, 시효, 결정입도등

을 들고, Ni-Ti합금의 경우 결정입도가 증가 할 수록 초탄성효과가 없어져 영구변형을 나타낸다고 하였다.

본 실험에서 400°C, 500°C의 열처리에서는 변태온도의 변화가 있었고, 600°C의 열처리에서는 조직의 변화에 의해서 초탄성효과가 없어진 것으로 생각된다. 또한 ORTHOLLOY는 열처리 온도가 500°C의 경우 초탄성의 하중범위가 400°C보다 높아지고 SENTALLOY에서는 약간이긴 하지만 오히려 낮아지는 반대의 현상을 나타내어 다른 조성과 가공도를 가지는 선재의 열처리 효과에 대해서 일률적으로 이야기할 수는 없을 것으로 생각된다.

선재의 기계적 성질을 향상시키는 데에는 인발과정을 이용하는 가공경화, 열처리에 의한 석출경화법이 있고, 강도를 저하시키는 데에는 용체화처리를 행하므로써 가공경화가 없어지는 방법이 있지만, 본 실험에서는 간단한 열처리 방법만으로 초탄성을 나타내는 하중값의 범위, 또는 탄성계수까지 변화시킬 수 있음을 확인하였고, 이러한 조작으로 하중범위를 조절할 수 있으면 초탄성 선재를 임상교정에 응용함에 있어서 매우 효과적이고 그 실용성도 높을 것으로 생각된다.

이온용출실험에서 SENTALLOY에서는 성분이온들이 거의 검출되지 않았지만, ORTHOLLOY의 경우에는 Ni이온이 0.3ppm 정도 검출되었다. 그러나 시간의 경과에 따라 용출량의 변동없이 거의 일정 수준을 나타내는 것으로 보아 용출된 Ni 이온의 대부분은 침적 1일째 용출된 것이며, 즉 오랜기간 침적시켜 두어도 더 이상의 Ni이온의 용출은 없는 것으로 생각된다. 또한 용출량을 고려해 보면, 본 실험에서 얻은 0.3ppm 전 후의 용출량은 1/2arch wire에서 얻은 것으로 상, 하 전악궁을 고려해 보면 전체 Ni이온의 용출량은 1.2ppm 전, 후가 된다. 그러나 음식물을 통한 Ni의 정상적인 하루 섭취량이 300-500 $\mu$ g<sup>27)</sup>임을 고려해 볼때 본 실험에서 얻어진 용출량은 크게 문제가 되지 않을 것으로 생각된다.

이들의 표면조직 양상은 SENTALLOY 경우 선재 제조시 생긴것으로 추정되는 다소의 불규칙한 결함을 가지나 전반적으로 균일한 표면조직을 나타내었다. 또한 침적전과 침적 후, 또 시간경과에 따른 차이 없이 항상 일정한 표면조직 양상을 보여주므로써 SENTALLOY에 있어서는 부식이 일어나지 않았음을 알 수 있었고, 이러한 결과는 각각의 구성 성분이온이 거의 검출되지 않은 이온용출실험의 결과와 일치하였다. 한편 ORTHOLLOY 경우는 침적전 조직 양

상에서 선재의 제조과정에서 생긴 것이라 생각되는 결함이 선재의 길이를 따라 긴 선상으로 형성된 양상을 관찰할 수 있었으나, 이외에는 비교적 균일한 양상으로 SENTALLOY와 큰 차이를 발견할 수 없었다. 그러나 침적 1일째부터 Sarkar 등<sup>28)</sup> 및 Sarkar와 Schwaninger<sup>29)</sup>, Schwaninger 등<sup>30)</sup>의 보고와 일치하는 전형적인 부식에 의한 pitting양상이 선상으로 나타남이 관찰되었으며, 이러한 양상은 시간의 경과에 따른 차이없이 침적 16주까지 유사하게 나타났다. 그러므로 부식에 의한 pitting양상은 침적 1일째 심하게 야기되며 이러한 부식은 시간에 따라 더 심해지지는 않는 것으로 생각되어지며, 역시 침적 1일째 대부분의 Ni이온이 용출된 것으로 나타난 이온용출실험의 결과와 일치하였다.

일반적으로 Ni-Ti합금 선재는 일반 stainless-steel 선재나 Co-Cr계 선재에 비해 부식저항이 약한 것으로 알려져 있으며<sup>28-30)</sup>, 이러한 Ni-Ti합금 선재의 양상은 주로 선재의 제조과정 중 즉, 인발과정이나 pickling과정 중 생긴 결함이 주된 원인이다<sup>28)</sup>. 그러므로 이러한 선재의 결함부위에서 부식이 용이하게 일어나게 됨을 의미하며, 실제로 Sarkar 등<sup>28)</sup>은 실험실상에서 연마하여 nitinol선재의 표면 결함을 없앤 경우 부식이 관찰되지 않았음을 보고하였다. 따라서 ORTHOLLOY에 있어서 나타난 부식 양상이 선재 표면에 선상으로 나타남을 볼 때, 이는 인발과정 중 생긴 표면의 선상의 결함에 의한 것이라 생각되어진다. 그러나 이러한 부식이 시간의 경과에 따라 심해지는 양상은 관찰할 수 없었으며, 또 Ni-Ti합금 선재가 부식되어도 물리적성질에는 큰 영향을 끼치지 않는다는 Schwaninger 등<sup>30)</sup>의 보고를 고려해 볼 때 ORTHOLLOY에서 관찰되는 부식은 크게 문제가 되지 않을 것으로 생각된다. 또, 본 실험 자체가 in vitro에서 행해진 것이고, 실험조건의 pH가 5.1로 상당히 낮았다는 점등을 고려해 볼 때 역시 큰 문제가 되지 않을 것 같다. 그러나 역시 약간의 불규칙한 표면 결함을 가지나 비교적 표면이 균일한 SENTALLOY에서 이온용출이나 표면부식이 일어나지 않았음을 고려해 볼 때 ORTHOLLOY의 제작과정 중 표면조직 마무리과정이 조금만 향상 된다면 부식은 줄어들거나 거의 일어나지 않을 것으로 생각된다.

V. 요약

국산 Ni-Ti합금 교정용 선재의 특성을 평가하기

위하여 성분, 인장특성, 굽힘특성, 열처리성, 내식성, 이온용출등을 조사하고 임상에서 사용하고 있는 외국산 Ni-Ti합금 선재의 특성과 비교, 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. ORTHOLLOY는 초탄성효과를 나타내는 범위내에서의 Ni과 Ti의 함량을 포함하고 있었고, SENTALLOY와는 Ni, Ti에 있어서 약간의 함량 차이를 보였다.
2. 인장실험에서 ORTHOLLOY는 연신율 2%에서 8%정도 범위에서 하중의 변화가 거의 없는 초탄성효과를 나타내었다.
3. 3점굽힘실험에서 ORTHOLLOY는 SENTALLOY보다 같은 변위량에서 높은 하중값을 나타내었고, 초탄성을 나타내는 변위영역에서의 하중범위는 ORTHOLLOY의 경우 0.014"에서 80-100g, 0.016"에서 140-180g, 0.018"에서 150-200g의 값을 나타내었다.
4. 400℃, 500℃의 열처리에 의해서 초탄성을 나타내는 하중의 범위가 낮아졌고, 각 열처리 온도에서의 시간이 증가함에 따라 초탄성을 나타내는 하중의 범위가 낮아졌다. 600℃에서는 10분의 열처리로 초탄성효과가 소실되었다.
5. 용출되어 나온 Ni이온의 양은 SENTALLOY의 0.01ppm미만의 극소량에 비해 ORTHOLLOY에서는 0.3ppm 전 후로 높게 나타났고, Co이온은 두 선재에서 모두 시간의 경과에 관계없이 0.01ppm이하의 매우 적은 용출량을 보였다. 또 ORTHOLLOY에서 Ni이온의 용출은 1일에 가장 많은 양이 검출되었고, 그 후 거의 일정한 값을 나타내었다.
6. 침적 실험 후 주사전자현미경 관찰을 통한 표면조직 소견은 SENTALLOY에서는 침적 전 후 및 침적 시간의 경과에 관계없이 다소의 불규칙한 표면 결함을 가지나, 전체적으로 비교적 균일한 양상을 보였다. 반면 ORTHOLLOY에서는 침적 전, 제조과정상의 표면 결함을 관찰할 수 있었고 침적 1일째 부터 pitting corrosion 양상을 보였으며, 이는 침적 16주까지 유사하게 나타났다.

참고 문헌

1. Andreasen, G. F. and Morrow, R. E. : Laboratory and clinical analyses of nitinol wire, Am. J. Orthod., 73 : 142-151, 1978.
2. Lopez, I., Goldberg, J. and Burstone, C. J. : Bending cha-

- racteristics of nitinol wire, Am. J. Orthod., 75 : 569-575, 1979.
3. Andreasen, G. F. and Brady, P. R. : A use hypothesis for 55 Nitinol wire for orthodontics, Angle Orthod., 42 : 172-177, 1972.
  4. Hurst, C. L., Duncanson, M. G., Nanda, R. S. and Angolkar, P. V. : An evaluation of the shape-memory phenomenon of nickel-titanium orthodontic wires, Am. J. Orthod., 98 : 72-76, 1990.
  5. Burstone, C. J., Qin, B. and Morton, J. Y. : Chinese NiTi wire-A new orthodontic alloy, Am. J. Orthod., 87 : 445-452, 1985.
  6. Miura, F., Mogi, M., Ohura, Y. and Hamanaka, H. : The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics, Am. J. Orthod., 90 : 1-10, 1986.
  7. Harris, E. F., Newman, S. M. and Nicholson, J. A. : Nitinol arch wire in a simulated oral environment : Changes in mechanical properties, Am. J. Orthod., 93 : 508-513, 1988.
  8. Khier, S. E., Brantley, W. A. and Fournelle, R. A. : Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires, Am. J. Orthod., 99 : 310-318, 1991.
  9. Kapila, S., Reichhold, G. W., Anderson, R. S. and Watanabe, L. G. : Effects of clinical recycling on mechanical properties of nickel-titanium alloy wires; Am. J. Orthod., 100 : 428-435, 1991.
  10. Yoneyama, T., Doi, H., Hamanaka, H., Okamoto, Y., Mogi, M. and Miura, F. : Super-elasticity and thermal behavior of Ni-Ti alloy orthodontic arch wires, Dental Materials Journal, 11 : 1-10, 1992.
  - 11.鈴木 雄一 : Ti-Ni形状記憶合金の製法と加工, 日本金屬學會會報, 24 : 41-44, 1985.
  - 12.浜中 人士, 渡近勝久, 三浦維四 : 新しい超弾性 Ni-Ti 矯正用ワイヤー, Journal of Dental Engineering, 60 : 28-33, 1982.
  - 13.大浦 好章 : 超弾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.
  14. Graber, T.M. and Swain, B.F. : Orthodontics, Current Principles and Techniques, C.V. Mosby Co., St. Louis(1985) pp.136-139.
  15. 本間 敏夫 : 形状記憶合金の應用(全般), 日本金屬學會會報, 24 : 20-25, 1985.
  16. 鈴木 雄一 : NiTi系 形状記憶合金の用途開發の現状, 日本金屬學會會報, 22 : 730-736, 1983.
  17. 浜中 人士, 米山 隆之, 土居 壽, 岡本 安生, 箴木 正邦, 三浦不二末 : 超弾性Ni-Ti合金ワイヤーの機械的性質と相變態について, 齒科材料・器械, 8 : 216-223, 1989.
  18. 唯木 次男 : 形状記憶合金の結晶構造, 日本金屬學會會報, 21 : 170-179, 1982.
  19. 佐分利 敏雄 : 形状記憶効果のメカニズム, 日本金屬學會會報, 24 : 5 - 8, 1985.
  20. 足立 健治 : 形状記憶合金におけるマルテンサイトの變態機構, 日本金屬學會會報, 27 : 21-31, 1988.
  21. 清水 謙一 : 合金の擬弾性とそれに及ぼす諸効果, 日本金屬學會會報, 24 : 13-19, 1985.
  22. 河野 理 : Ni-Ti-Cu系形状記憶合金の齒科鑄造に関する研究, 口腔病學會雜誌, 54 : 27-39, 1987.
  23. 浜中 人士, 米山 隆之, 土居 壽, 岡本 安生, 箴木 正邦, 三浦不二末 : 超弾性Ni-Ti合金ワイヤーの機械的性質と相變態について, 齒科材料・器械, 8 : 207-215, 1989.
  24. 浜中 人士 : 齒科矯正用超弾性Ni-Ti製ワイヤ, バイオメカニズム學會誌, 12 : 172-176, 1988.
  25. Okamoto, Y., Hamanaka, H., Miura, F., Tamura, H. and Horikawa, H. : Reversible changes in yield stress and transformation temperature of a Ni-Ti alloy by alternate heat treatments, Scripta Met., 22 : 517-520, 1988.
  26. 本間 敏夫, 武井 會見 : TiNi化合物の相變態に及ぼす熱處理の傾向, 日本金屬學會誌, 39 : 175-182, 1975.
  27. Park, H. Y. and Shearer, T. R. : In vitro release of nickel and chromium from simulated orthodontic appliance, Am. J. Orthod., 84 : 156-159, 1983.
  28. Sarkar, N. K., Redmond, N., Schwaninger, B. and Goldberg, J. : The chloride corrosion behavior of four orthodontic wires, J. Dent. Res., 58A : 98, 1979(Abst.).
  29. Sarkar, N. K. and Schwaninger, B. : The in vitro corrosion of nitinol wire, J. Dent. Res., 59A : 528, 1980(Abst.).
  30. Schwaninger, B., Sarkar, N. K. and Foster, B. E. : Effect of long-term immersion on the flexural properties of nitinol, Am. J. Orthod., 82(1) : 45-49, 1982.

-ABSTRACT-

## A STUDY CONCERNING THE CHARACTERISTICS OF KOREAN NI-TI ALLOY ORTHODONTIC WIRE

Dong-Ok Park, Oh-Won Kwon

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

To estimate the characteristics of Korean Ni-Ti alloy orthodontic wire, this study investigated compositions, tensile properties, bending properties, heat treatment effects, and ion releasing degrees, and compared these characteristics to those of the imported Ni-Ti alloy wire.

The results obtained are as follows :

1. Ti and Ni elements in ORTHOLLOY were in a range showing superelasticity, and there was a little difference in the Ni and Ti contents of ORTHOLLOY as compared with those of SENTALLOY.
2. The results of the tensile test concerning ORTHOLLOY exhibited a superelastic effect, indicating an area of a definite amount of stress in spite of the changes in the range from 2% to 8% in the strain rate.
3. ORTHOLLOY presented higher load values than SENTALLOY in the same deflection values when the wire was tested in three-point bending. A load range displaying a superelastic effect was 80-100g, 140-180g, and 150-200g respectively, in wire diameters of 0.014", 0.016", and 0.018".
4. By heat treatments at 400°C and at 500°C, a load range showing the effect of superelasticity was lessened by the duration of the heat treatment time. The superelastic effect was destroyed as a result of the 10 minutes heat treatment at 600°C.
5. The quantity of the Ni ion released from ORTHOLLOY, tended to be greater than the amount of released Ni ion in SENTALLOY. The Co ion released was very little(<0.01ppm) in SENTALLOY and ORTHOLLOY irrespective of the lapse of time. Released Ni ions on the 1st day were at the maximum, and the releasing rate showed plateaus after three days.
6. The surface morphology of SENTALLOY was relatively regular irrespective of the lapse of time, and the corrosion tendency was not observed. However, the surface morphology of ORTHOLLOY was rather irregular and showed pitting corrosion after immersion.

KOREA. J. ORTHOD. 1995 ; 25 : 187-200

\*Key words : Ni-Ti alloy, superelasticity, composition, heat treatment, ion release.