

2010년 2월  
석사학위논문

수종의 니켈-티타늄 폐쇄형 코일  
스프링의 하중-변위 특성 및 소성  
변형 비교

2010년 2월 25일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

손 아 영

# 수종의 니켈-티타늄 폐쇄형 코일 스프링의 하중-변위 특성 및 소성 변형 비교

Load-deflection characteristic and  
plastic deformation of NiTi closed coil springs

2010년 2월 25일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

손 아 영

수종의 니켈-티타늄 폐쇄형 코일  
스프링의 하중-변위 특성 및 소성  
변형 비교

지도교수 임 성 훈

이 논문을 치의학 석사학위 논문으로 제출함.

2009년 10월

조선대학교 대학원

치 의 학 과

손 아 영

손아영의 석사학위 논문을 인준함.

위원장      조선대학교      교수      이 상 호 인

위    원      조선대학교      교수      김 흥 중 인

위    원      조선대학교      교수      임 성 훈 인

2009년 11월

조선대학교 대학원

# 목 차

영문초록 .....	iv
I. 서 론 .....	1
II. 연구재료 및 방법 .....	2
III. 연구성적 .....	5
IV. 총괄 및 고안 .....	13
V. 결 론 .....	16
참고문헌 .....	17

# 표 목 차

Table 1. NiTi closed coil springs used in this study -----	2
Table 2. Characteristics of load/deflection curves of NiTi springs at 15 mm extension -----	5
Table 3. Transformation threshold point ( $\sigma_{SIM}$ ) of NiTi springs -----	10
Table 4. Reverse transformation finish point ( $\sigma_R$ ) of NiTi springs -----	10
Table 5. Hysteresis of NiTi springs -----	11
Table 6. Plastic deformation of NiTi springs -----	12
Table 7. Plastic deformation after 4 weeks of extension-----	12

# 도 목 차

Fig. 1. A, Schematic drawing of universal testing machine and water bath setup.	
B, Jigs used in this study. -----	3
Fig. 2. Load-deflection curve illustrating superelasticity of NiTi spring.-----	4
Fig. 3. Load-deflection curves of NiTi springs. -----	6
Fig. 4. Change of transformation threshold point and reverse transformation finish point according to the amount of spring extension. -----	9

# ABSTRACT

## Load-deflection characteristics and plastic deformation of NiTi closed coil springs

Son, Ah-Young, D.D.S., M.S.D.

Director : Prof. Lim, Sung-Hoon, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Dentistry,

Graduate School of Chosun University

NiTi closed coil springs were reported to have relatively constant unloading forces (superelasticity). However, the characteristics of NiTi closed coil springs from various manufacturers have not been elucidated. The purpose of this study was to compare load-deflection characteristics of various NiTi closed coil springs and to find out the optimal range of extension. Seven kinds of NiTi closed coil springs from five manufacturers were tested. Load deflection curves were obtained at extension ranges from 2 mm to 30 mm. Also, springs were kept extended during 4 week period, and then load deflection curves were obtained again. Sentalloy (Tomy) and Jinsung blue (Jinsung) showed superelasticity in every extension ranges tested and showed plastic deformation less than 1 mm. Ni-Ti (Ormco) showed superelasticity only after the springs were extended at or more than 10 mm, thereby meaning that clinicians should extend these springs at or more than 10 mm to utilize the superelasticity. Orthonol (RMO) and Nitanium (Ortho Organizers) did not show superelasticity. After 4 week extension, all springs showed plastic deformation less than 1 mm when the extension was at or under 25 mm. The superelastic behavior of NiTi closed springs were different among various NiTi spring products, and some NiTi closed springs failed to show superelasticity.

# 1. 서론

니켈-티타늄 합금은 스테인리스강, 베타-티타늄 등에 비해 낮은 탄성계수와 넓은 작동 범위를 가지며 초탄성, 열탄성, 형상기억의 효과를 갖는다. 이러한 특성으로 인해 니켈-티타늄 합금은 치과 교정학 영역에서 호선이나 스프링의 형태로 널리 사용되고 있다. 니켈-티타늄 합금은 마르텐사이트와 오스테나이트의 두 상을 지니고 있고 외력과 온도의 변화에 따라 상전이를 나타내는 특성을 보인다.<sup>1,2</sup> 온도에 의한 상전이는 낮은 온도에서 마르텐사이트상으로 존재하다가 온도가 상승하면 오스테나이트상으로 변하는 것이고 외력에 의한 상전이는 오스테나이트 상에 힘을 가할 때 국소적으로 마르텐사이트 상으로 변하는 것으로 이러한 응력유도 마르텐사이트(stress-induced martensite)의 생성과 소멸 과정에 의해 변형에 관계없이 일정한 힘을 나타내는 초탄성이 발휘된다.<sup>3,4</sup>

니켈-티타늄 합금의 초탄성 성질은 하중-변위곡선에서 변위량이 증가해도 하중이 거의 일정한 특유의 평탄역을 나타내는 것이다.<sup>5,6</sup> 이는 치과 교정 영역에서 사용될 때 생리적이고 효과적인 치아 이동을 위한 약하고 지속적인 힘을 가할 수 있음을 의미한다.<sup>7</sup>

교정용 니켈-티타늄 코일 스프링은 1988년 Miura 등<sup>8</sup>에 의해 처음 소개되었으며, 초탄성 효과를 가지며 스프링의 규격에 따라 초탄성 성질을 보이는 구간과 발휘하는 힘에 차이가 있다.<sup>9</sup> 니켈-티타늄 코일 스프링은 스테인리스강 코일 스프링과 탄성 체인에 비해 장기간 힘을 가하더라도 그 물리적 특성이 일정하게 유지되며 색소침착과 산도의 변화에 상관없이 일정한 물리적 특성을 유지하며 오직 온도의 변화에 따라 힘의 변화가 나타난다.<sup>10</sup>

이러한 장점 때문에 교정치료시 활주 역학을 이용한 발치 공간의 폐쇄 과정에서 시간 경과에 따른 힘의 소실이 큰 탄성 체인보다는 탈하중 과정에서 보다 일정한 힘을 발휘하며 영구 변형이 적은 폐쇄형 니켈-티타늄 코일 스프링이 널리 사용되고 있다.<sup>11</sup>

최근에는 많은 회사들이 니켈-티타늄 코일 스프링을 제작하여 판매하고 있으나 각 제조사에 따른 스프링의 특성에 대한 연구는 부족하다. 따라서 본 연구에서는 수종의 폐쇄형 니켈-티타늄 코일 스프링들의 하중-변위 특성과 소성 변형에 대해

비교하고 각 스프링의 임상적으로 적용 가능한 신장 범위에 대해서 알아보고자 하였다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 연구재료

다섯 개 제조회사에서 생산된 7종의 폐쇄형 니켈-티타늄 코일 스프링을 연구 재료로 사용하였다(Table 1).

**Table 1.** NiTi closed coil springs used in this study

Spring	Manufacture	Wire	Inner $\varnothing^{\dagger}$	Length	Force <sup>‡</sup>
Sentalloy blue	Tomy Inc, Tokyo, Japan	.009"	.036"	9 mm	100g
Sentalloy yellow	Tomy Inc, Tokyo, Japan	.010"	.036"	9 mm	150g
Sentalloy red	Tomy Inc, Tokyo, Japan	.010"	.036"	9 mm	200g
Jinsung blue (Light)	Jinsung, Ewang, Korea	.009"	.030"	8 mm	100g
Ni-Ti medium	Ormco, Glendora, CA	.010"	.030"	12 mm	N/A
Orthonol	RMO, Denver, CO	.010"	.030"	9 mm	N/A
Nitanium	Ortho Organizers Inc, San Marcos, CA	.010"	.030"	12 mm	N/A

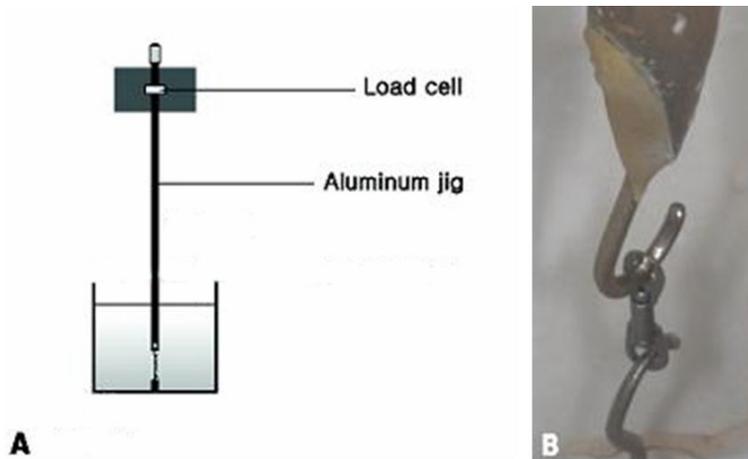
<sup>†</sup>, Inner diameter of the spring

<sup>‡</sup>, Force level described by the manufacturer

## 2. 연구방법

### 2-1. 하중-변위 시험

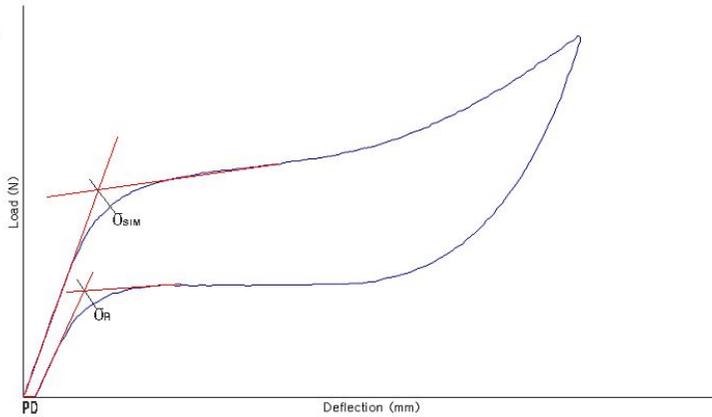
만능물성시험기(LF Plus<sup>®</sup>, Lloyd instruments Ltd, Hampshire, UK)를 이용하여 하중-변위 곡선을 측정하였다. 실험 온도의 조절을 위해 순환항온수조(CW-20G, Jeiotech, Seoul, Korea) 내에 인장 시험용 지그를 장착하였고 상부 지그는 알루미늄으로 제작하였다(Fig 1). 10N 용량의 load cell을 사용하였으며, 2 mm/min의 cross-head speed로 실험하였다. 37°C 환경에서 각 종류별로 3 개씩의 시편을 2mm, 5mm, 10mm, 15mm, 20mm, 25mm, 30mm로 신장시켜 하중-변위 곡선을 얻었으며, 이때 신장시킨 길이와 동일한 길이로 신장시킨 상태에서 37°C에서 4주간 유지시킨 후 다시 처음과 동일한 방법으로 하중-변위 시험을 시행하였다.



**Fig 1.** A, Schematic drawing of universal testing machine and water bath setup.

B, Jigs used in this study.

또한 하중-변위 곡선에서 austenite상에서 martensite상으로 변태되기 시작하는 점을 변태 임계점(Transformation threshold point :  $\sigma_{SIM}$ )으로 martensite상에서 austenite상으로의 역변태가 완료되는 점을 역변태종료점(Reverse transformation finish point :  $\sigma_R$ )으로 설정하여 그 지점에서 하중과 변위값을 측정하였다(Fig 2).<sup>11,12</sup> 응력이력 현상(hysteresis)의 양은 각 신장량의 중간점에서의 하중시와 탈하중시의 힘의 차이를 측정하여 구하였다.



**Fig 2.** Load-deflection curve illustrating superelasticity of NiTi spring.

$\sigma_{SIM}$  : Transformation threshold point

$\sigma_R$  : Reverse transformation finish point

PD : Plastic deformation

## 2-2. 소성 변형 측정

하중-변위 시험에서 탈하중시 힘이 0이 되었을 때의 스프링의 길이를 관찰하여 이 시점의 스프링 길이가 신장 시작점의 길이보다 길 경우, 이러한 길이 차이만큼 소성 변형이 나타난 것으로 판단하였다(Fig 2).

또한 4주 동안 신장시킨 후의 소성 변형 정도를 측정하기 위하여 첫 번째 신장시킨 후와 4주간 신장시켜 유지시킨 후 코일 스프링을 평판 스캐너(Expression 1600 Pro, Epson Korea, Seoul, Korea)로 스캔하여 Adobe Photoshop Pro(Adobe, San Jose, CA, USA) 프로그램에서 ruler tool을 이용하여 코일 스프링 길이를 계측하여 4주간 신장시킨 후 증가된 소성 변형량을 측정하였다.

### III. 연구성적

#### 1. 하중-변위 시험

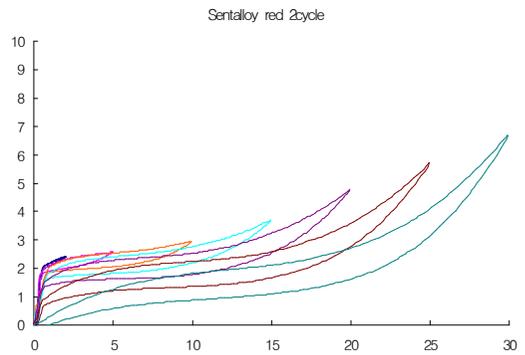
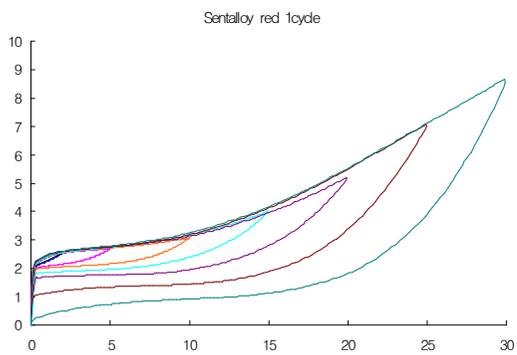
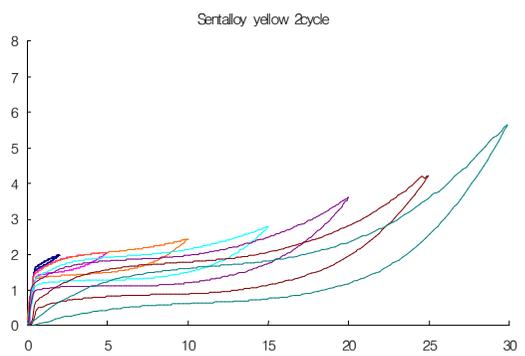
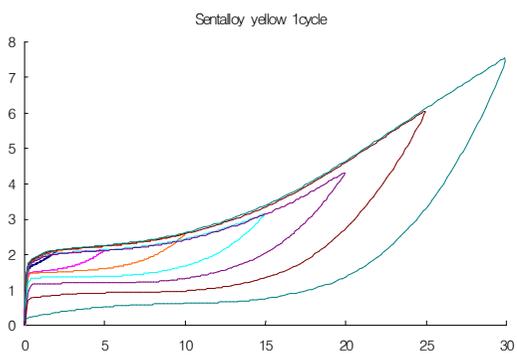
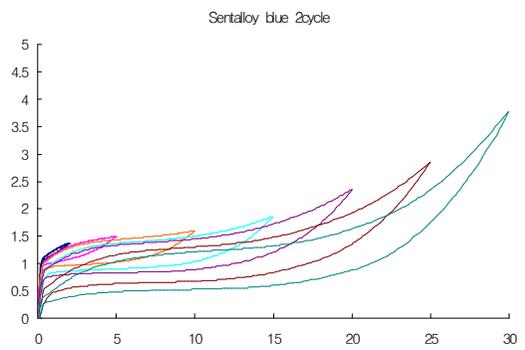
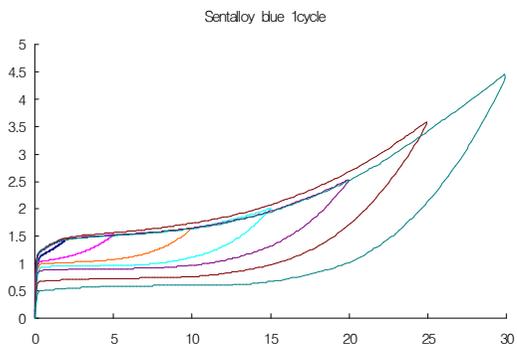
##### 1-1. 제조사에 따른 스프링의 차이

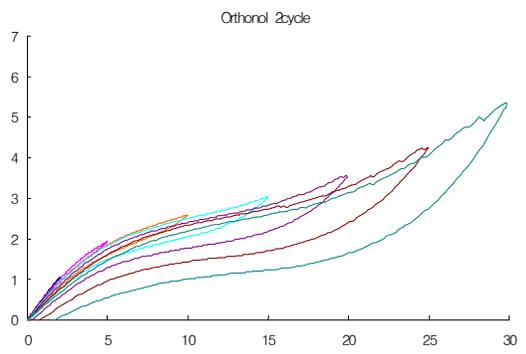
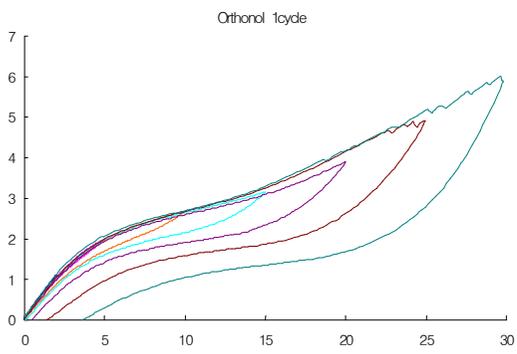
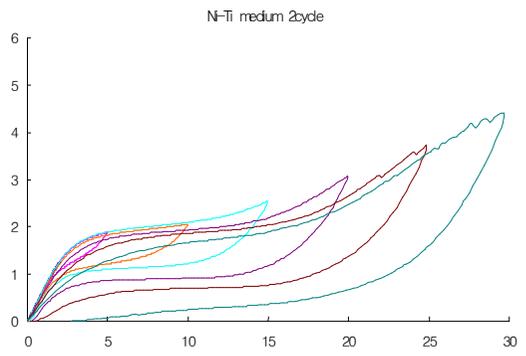
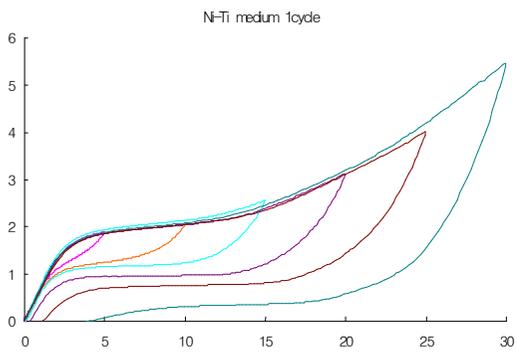
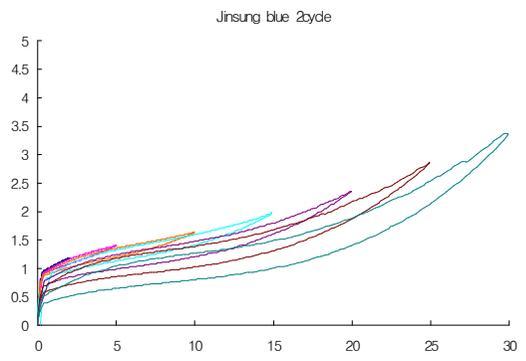
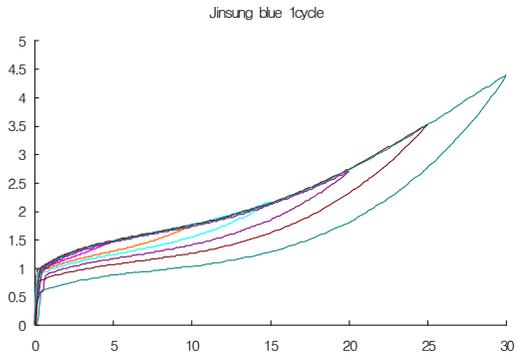
37°C 환경에서 일곱 가지 종류의 니켈-티타늄 코일 스프링을 인장시험을 통해 하중-변위 곡선을 구한 결과는 Table 2, Fig 3과 같다. Sentalloy blue, Sentalloy yellow, Sentalloy red, Jinsung blue에서는 2mm부터 30mm까지 모든 신장 범위에서 초탄성 평탄역이 존재하였다. Ni-Ti medium는 2mm와 5mm 신장 시에는 초탄성 평탄역이 존재하지 않았으나 10mm 신장 시부터는 초탄성 평탄역이 존재하였고 Orthonol, Nitanium은 초탄성 평탄역이 존재하지 않았다.

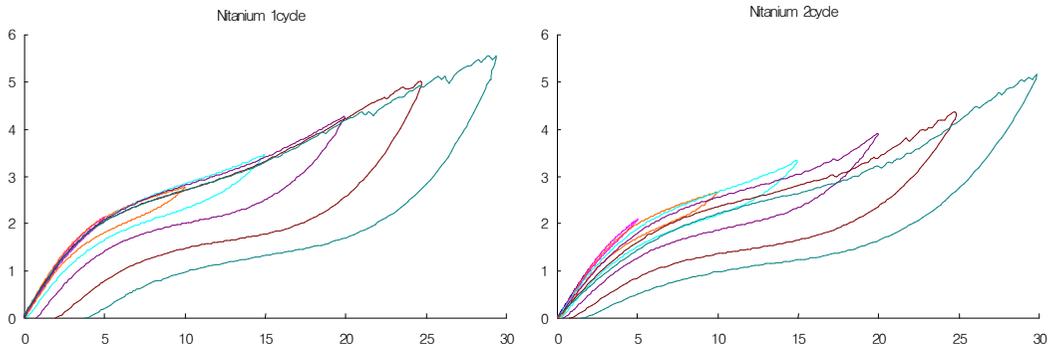
**Table 2.** Characteristics of load/deflection curves of NiTi springs at 15 mm extension

product	Max. extension force(N)	Loading force(N)*	Unloading force(N)*	Superelasticity
Sentalloy blue	2.01 ± 0.03	1.56 ± 0.02	1.00 ± 0.01	Present
Sentalloy yellow	3.17 ± 0.14	2.24 ± 0.08	1.46 ± 0.05	Present
Sentalloy red	4.02 ± 0.26	2.91 ± 0.11	2.10 ± 0.09	Present
Jinsung blue	2.17 ± 0.01	1.62 ± 0.02	1.37 ± 0.01	Present
Ni-Ti medium	2.57 ± 0.08	2.05 ± 0.03	1.19 ± 0.06	Present
Orthonol	3.17 ± 0.04	2.38 ± 0.03	1.93 ± 0.02	Absent
Nitanium	3.48 ± 0.26	2.54 ± 0.18	2.03 ± 0.17	Absent

\*Loading and unload force were measured at 7.5 mm extension from the load/deflection test to 15 mm extension.







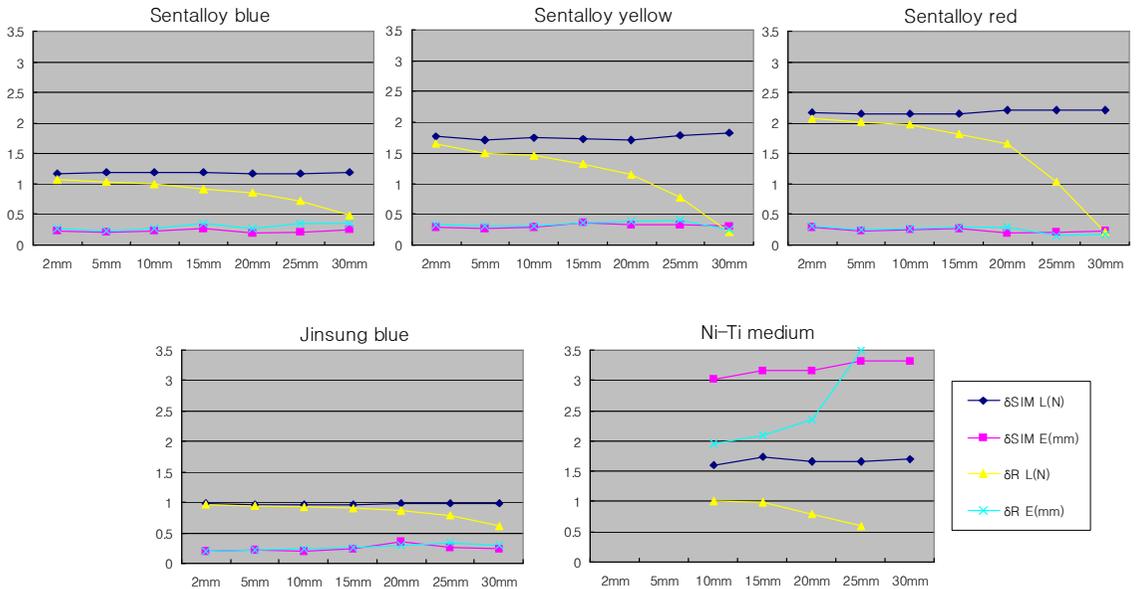
**Fig 3.** Load-deflection curves of NiTi springs. X axis: deflection (mm), Y axis: Load (N)

1 cycle : initial test

2 cycle : after 4 weeks extension

Sentalloy blue, Sentalloy yellow, Sentalloy red, Jinsung blue에서는 변태 임계점(Transformation threshold point :  $\sigma_{SIM}$ )과 역변태 종료점(Reverse transformation finish point :  $\sigma_R$ )이 명확하게 관찰되었으나, Ni-Ti medium에서는 상전이가 완만한 곡선으로 나타나서 이 곡선의 변곡점에서의 두 개의 접선의 이등분점으로  $\sigma_{SIM}$ 과  $\sigma_R$ 을 정의하였고, 나머지 세 종류의 코일 스프링에서는  $\sigma_{SIM}$ 과  $\sigma_R$ 을 관찰할 수 없었다(Fig 2).  $\sigma_{SIM}$ 은 Sentalloy spring에서 0.1 ~ 0.4mm의 신장량에서 1.1 ~ 2.3N으로 나타났고, Jinsung blue에서는 0.2 ~ 0.4mm의 신장량에서 0.9 ~ 1N으로 나타났으며, Ni-Ti medium에서는 3 ~ 3.4mm의 신장량에서 1.6 ~ 1.8N으로 나타나서, Sentalloy와 Jinsung blue에서는 0.4mm 이상만 신장시켜도 초탄성이 나타나기 시작하는 반면, Ni-Ti medium에서는 3mm 이상 신장시켜야 초탄성이 나타나는 것으로 나타났다.  $\sigma_{SIM}$ 은 총 신장량과 무관하게 일정한 값을 보인 반면,  $\sigma_R$ 은 신장량이 증가함에 따라 변화가 관찰되었다. 변태 임계점과 역변태 종료점이 측정된 다섯 개 제품에서 20mm 신장 시까지는 역변태 종료점의 변화가 미미하였다. 그러나 25mm부터는 보다 급격한 변화를 보였다. Sentalloy blue, Sentalloy yellow, Sentalloy red, Jinsung blue에서는  $\sigma_R$ 의 신장량은 0.1 ~ 0.4mm의 범위로 거의 일정하였으나 신장량이 커질수록 하중값이 점진적으로 감소

되어 Sentalloy spring은 2.1N에서 0.2N까지 감소되었고, Jinsung blue에서는 1N에서 0.6N으로 감소되었다. Ni-Ti medium에서는  $\sigma_R$ 의 신장량은 1.9mm에서 3.5mm로 급격히 증가되었으며, 하중값은 1N에서 0.6N으로 감소되었다(Tables 3 and 4, Fig 4). Ni-Ti medium을 2mm, 5mm, 30mm 신장시킨 경우에는 역변태 종료점이 명확하지 않아 측정할 수 없었다.



**Fig 4.** Change of transformation threshold point ( $\sigma_{SIM}$ ) and reverse transformation finish point ( $\sigma_R$ ) according to the amount of spring extension. X axis: deflection (mm), Y axis: Load (N)

$\sigma_{SIM} L$ : transformation threshold point load

$\sigma_{SIM} E$ : transformation threshold point extension

$\sigma_R L$ : reverse transformation finish point load

$\sigma_R E$ : reverse transformation finish point extension

\* It was not measured because 2 mm, 5 mm  $\sigma_{SIM}$  and 2 mm, 5 mm, 30 mm  $\sigma_R$  of NiTi medium was not measured due to its ambiguity.

**Table 3.** Transformation threshold point ( $\sigma_{SIM}$ ) of NiTi springs

Load(N)	Sentalloy blue	Sentalloy yellow	Sentalloy red	Jinsung blue	Ni-Ti medium
2 mm	1.17 ± 0.04	1.76 ± 0.04	2.18 ± 0.08	0.98 ± 0.01	-
5 mm	1.19 ± 0.03	1.71 ± 0.04	2.16 ± 0.08	0.97 ± 0.01	-
10 mm	1.20 ± 0.01	1.75 ± 0.01	2.16 ± 0.08	0.97 ± 0.02	1.61 ± 0.06
15 mm	1.20 ± 0.01	1.73 ± 0.06	2.16 ± 0.08	0.96 ± 0.02	1.74 ± 0.02
20 mm	1.18 ± 0.02	1.72 ± 0.01	2.20 ± 0.07	0.98 ± 0.04	1.66 ± 0.09
25 mm	1.18 ± 0.02	1.78 ± 0.02	2.21 ± 0.07	0.98 ± 0.02	1.66 ± 0.07
30 mm	1.19 ± 0.03	1.82 ± 0.15	2.21 ± 0.05	0.98 ± 0.00	1.71 ± 0.07
Extension (mm)	Sentalloy blue	Sentalloy yellow	Sentalloy red	Jinsung blue	Ni-Ti medium
2 mm	0.23 ± 0.04	0.29 ± 0.03	0.29 ± 0.05	0.20 ± 0.03	-
5 mm	0.21 ± 0.02	0.28 ± 0.06	0.23 ± 0.03	0.21 ± 0.03	-
10 mm	0.23 ± 0.07	0.30 ± 0.03	0.25 ± 0.04	0.20 ± 0.04	3.02 ± 0.08
15 mm	0.27 ± 0.04	0.36 ± 0.05	0.27 ± 0.08	0.23 ± 0.03	3.16 ± 0.05
20 mm	0.19 ± 0.05	0.34 ± 0.08	0.20 ± 0.05	0.35 ± 0.15	3.16 ± 0.14
25 mm	0.21 ± 0.04	0.34 ± 0.10	0.21 ± 0.03	0.26 ± 0.04	3.33 ± 0.25
30 mm	0.25 ± 0.04	0.31 ± 0.08	0.24 ± 0.07	0.23 ± 0.08	3.33 ± 0.06

**Table 4.** Reverse transformation finish point ( $\sigma_R$ ) of NiTi springs

Load(N)	Sentalloy blue	Sentalloy yellow	Sentalloy red	Jinsung blue	Ni-Ti medium
2 mm	1.08 ± 0.05	1.65 ± 0.05	2.07 ± 0.10	0.97 ± 0.01	-
5 mm	1.03 ± 0.04	1.49 ± 0.04	2.01 ± 0.09	0.95 ± 0.01	-
10 mm	0.99 ± 0.01	1.46 ± 0.02	1.97 ± 0.04	0.92 ± 0.02	1.00 ± 0.07
15 mm	0.92 ± 0.02	1.33 ± 0.04	1.81 ± 0.06	0.90 ± 0.02	0.98 ± 0.06
20 mm	0.86 ± 0.02	1.15 ± 0.01	1.66 ± 0.01	0.86 ± 0.01	0.80 ± 0.04
25 mm	0.73 ± 0.02	0.77 ± 0.01	1.03 ± 0.09	0.78 ± 0.01	0.60 ± 0.07
30 mm	0.48 ± 0.01	0.23 ± 0.04	0.22 ± 0.02	0.60 ± 0.01	-
Extension (mm)	Sentalloy blue	Sentalloy yellow	Sentalloy red	Jinsung blue	Ni-Ti medium
2 mm	0.27 ± 0.03	0.33 ± 0.04	0.32 ± 0.06	0.19 ± 0.02	-
5 mm	0.24 ± 0.03	0.32 ± 0.07	0.26 ± 0.03	0.22 ± 0.03	-
10 mm	0.27 ± 0.05	0.32 ± 0.04	0.27 ± 0.05	0.23 ± 0.06	1.96 ± 0.03
15 mm	0.35 ± 0.04	0.37 ± 0.03	0.30 ± 0.09	0.26 ± 0.03	2.10 ± 0.16
20 mm	0.28 ± 0.05	0.39 ± 0.04	0.29 ± 0.01	0.30 ± 0.01	2.35 ± 0.18
25 mm	0.36 ± 0.08	0.40 ± 0.00	0.16 ± 0.03	0.33 ± 0.06	3.50 ± 0.17
30 mm	0.35 ± 0.06	0.26 ± 0.05	0.18 ± 0.03	0.30 ± 0.04	-

2mm 신장 시 응력 이력 현상(hysteresis)은 거의 관찰되지 않았고, 5mm 신장 시에는 Sentalloy blue, Sentalloy yellow, Sentalloy red, Jinsung blue, Ni-Ti medium에서 0.09 ~ 0.43N의 응력 이력이 관찰되었다. 10mm 신장 시에는 Sentalloy yellow가 가장 큰 응력 이력을 보였고 15mm, 20mm 신장 시에는 Ni-Ti medium에서 가장 큰 응력 이력이 관찰되었으며 25mm, 30mm 신장 시에는 Sentalloy red에서 가장 큰 응력 이력이 관찰되었다(Table 5).

**Table 5.** Hysteresis of NiTi springs (unit: N)

product	2 mm	5 mm	10 mm	
Sentalloy blue	0.10 ± 0.01	0.30 ± 0.02	0.44 ± 0.01	
Sentalloy yellow	0.14 ± 0.03	0.43 ± 0.01	0.63 ± 0.00	
Sentalloy red	0.14 ± 0.01	0.39 ± 0.02	0.56 ± 0.02	
Jinsung blue	0.02 ± 0.01	0.09 ± 0.00	0.18 ± 0.01	
NiTi medium	0.00 ± 0.01	0.27 ± 0.02	0.51 ± 0.13	
Orthonol	0.01 ± 0.00	0.08 ± 0.02	0.27 ± 0.01	
Nitanium	0.02 ± 0.01	0.10 ± 0.01	0.32 ± 0.01	

product	15 mm	20 mm	25 mm	30 mm
Sentalloy blue	0.55 ± 0.02	0.68 ± 0.05	0.98 ± 0.12	1.33 ± 0.06
Sentalloy yellow	0.78 ± 0.04	1.09 ± 0.02	1.63 ± 0.16	2.65 ± 0.16
Sentalloy red	0.81 ± 0.02	1.24 ± 0.11	2.04 ± 0.05	3.05 ± 0.04
Jinsung blue	0.25 ± 0.01	0.32 ± 0.02	0.52 ± 0.02	0.84 ± 0.03
NiTi medium	0.85 ± 0.05	1.07 ± 0.11	1.37 ± 0.07	2.09 ± 0.04
Orthonol	0.46 ± 0.05	0.70 ± 0.01	1.20 ± 0.13	1.95 ± 0.32
Nitanium	0.50 ± 0.04	0.80 ± 0.17	1.35 ± 0.15	2.02 ± 0.39

1-2. 4주간 스프링을 신장시켜 유지한 후 스프링의 부하-변위 곡선 비교

첫 번째 하중-변위 시험을 시행한 후 스프링을 하중-변위 시험시의 신장량과 같은 길이로 신장시켜 4주간 유지한 후 하중-변위 시험을 다시 시행한 결과는 Fig 3 과 같다. 모든 스프링의 모든 범위에서 4주 후의 하중값은 첫 번째 실험시의 하중 값보다 작은 값을 보였다. 특히 탈하중시보다 하중을 가할 때의 값이 더 크게 감소되었다. Sentalloy blue, Sentalloy yellow, Sentalloy red는 15mm 신장 시부터 하중시의 곡선이 2mm, 5mm, 10mm의 하중시 곡선을 벗어나 더 작은 하중값을 나타내었고 Jinsung blue, Ni-Ti medium, Orthonol, Nitanium은 20mm 신장 시부터 하중시의 곡선이 2mm, 5mm, 10mm, 15mm의 하중시 곡선을 벗어나 더 작은 하중값을 나타내었다.

## 2. 소성 변형

처음의 하중-변위 시험에서 20mm 이내의 신장 범위에서는 모든 스프링에서 1mm 이하의 소성 변형이 나타났으나 25mm와 30mm 신장시켰을 경우 Ni-Ti medium, Orthonol, Nitanium에서 1mm 이상의 소성 변형이 나타났으며 25mm 신장 시에는 Nitanium, 30mm 신장 시에는 Ni-Ti medium이 가장 큰 소성 변형을 보였다(Table 6).

4주 동안 신장 후의 소성 변형 정도를 측정한 결과 25mm 이내의 신장 범위에서는 모든 범위에서 1mm 이하의 소성 변형이 나타났으나 30mm 신장 시에는 Orthonol, Nitanium이 각각 0.97mm, 1.27mm의 소성 변형을 보였고 Ni-Ti medium이 4mm의 가장 큰 소성 변형을 보였다(Table 7).

**Table 6.** Plastic deformation of NiTi springs (unit: mm)

product	15 mm	20 mm	25 mm	30 mm
Sentalloy blue	0.05 ± 0.04	0.01 ± 0.01	0.02 ± 0.03	0.00 ± 0.00
Sentalloy yellow	0.09 ± 0.04	0.09 ± 0.08	0.05 ± 0.04	0.00 ± 0.00
Sentalloy red	0.05 ± 0.06	0.02 ± 0.02	0.00 ± 0.00	0.01 ± 0.02
Jinsung blue	0.05 ± 0.00	0.22 ± 0.19	0.11 ± 0.05	0.17 ± 0.15
NiTi medium	0.15 ± 0.02	0.36 ± 0.13	1.17 ± 0.11	3.92 ± 0.16
Orthonol	0.11 ± 0.06	0.48 ± 0.09	1.34 ± 0.19	3.61 ± 0.66
Nitanium	0.17 ± 0.07	0.75 ± 0.20	2.01 ± 0.71	3.66 ± 2.08

\* Plastic deformations at 2 mm, 5 mm, 10 mm extensions were negligible.

**Table 7.** Plastic deformation after 4 weeks of extension (unit: mm)

product	15 mm	20 mm	25 mm	30 mm
Sentalloy blue	0.17 ± 0.12	0.07 ± 0.06	0.50 ± 0.87	0.10 ± 0.17
Sentalloy yellow	0.10 ± 0.10	0.23 ± 0.06	0.33 ± 0.06	0.20 ± 0.17
Sentalloy red	0.10 ± 0.00	0.10 ± 0.10	0.17 ± 0.15	0.60 ± 0.20
Jinsung blue	0.07 ± 0.12	0.10 ± 0.10	0.10 ± 0.10	0.13 ± 0.06
NiTi medium	0.17 ± 0.06	0.30 ± 0.17	0.63 ± 0.25	4.00 ± 1.44
Orthonol	0.10 ± 0.00	0.47 ± 0.12	0.50 ± 0.10	0.97 ± 0.06
Nitanium	0.17 ± 0.06	0.40 ± 0.00	0.60 ± 0.10	1.27 ± 0.15

\* Plastic deformations at 2 mm, 5 mm, 10 mm extensions were negligible.

## IV. 총괄 및 고안

니켈-티타늄 합금은 하중-변위 곡선에서 특유의 수평영역을 갖는 초탄성 성질을 가지며 이에 따라 변위량이 변화해도 하중은 거의 변화하지 않게 된다. 활주 역학을 이용한 발치 공간의 폐쇄 과정에서 일정한 힘을 적용하기 위해 니켈-티타늄 코일 스프링이 사용되고 있다. 일반적으로 6전치의 후방 이동을 통한 공간 폐쇄를 위해서는 편측당 150 ~ 200g 정도의 힘이 필요하다고 알려져 있으며<sup>13</sup> Newton으로 환산하면 약 1.5 ~ 2N이 된다. 제1소구치 발치 후 상악 6전치를 활주 역학을 통하여 견인 시에 코일 스프링을 적용할 경우, 한국인의 성인남자의 평균 치아크기<sup>14</sup>를 이용하여 상악 측절치와 견치 사이의 hook에서 제1대구치의 hook까지의 최대 거리는 28mm로 계산될 수 있다.<sup>15</sup> 이 거리에서 니켈-티타늄 스프링 자체의 길이를 빼고 코일 스프링의 신장량이 된다. 스프링 길이가 8mm인 Jinsung blue와 12mm인 Ni-Ti medium, Nitanium을 제외한 나머지 스프링의 길이는 9mm이므로 크라우딩이 존재하지 않는다고 가정하였을 경우 스프링의 신장량은 16 ~ 20mm로 예측할 수 있다. 또한 제2대구치에 코일 스프링을 적용할 경우, 상악 측절치와 견치 사이의 hook에서 제2대구치의 hook까지의 최대거리는 38mm로 계산될 수 있다. 본 연구에서는 스프링의 최대 신장량을 30mm로 계산하여 스프링의 신장범위를 2mm에서 30mm로 정하였다.

Sentalloy blue, Sentalloy yellow, Sentalloy red, Jinsung blue에서는 2mm부터 30mm까지 모든 범위에서 초탄성 평탄역이 존재하였다. Ni-Ti medium는 2mm와 5mm 신장 시에는 초탄성 평탄역이 관찰되지 않았으나 10mm 신장 시부터는 초탄성 평탄역이 관찰되었다. 이와 유사하게 수종의 니켈-티타늄 폐쇄형 코일 스프링에 대한 하중-변위 시험에서 Sentalloy 압축 코일 스프링만이 뚜렷한 초탄성 평탄역을 보였다고 보고된 바 있다.<sup>16</sup> 변태 임계점( $\sigma_{SIM}$ )은 신장량에 관계없이 일정한 수준을 보였으나 역변태 종료점( $\sigma_R$ )은 신장량이 증가함에 따라 변화하였다. Sentalloy blue, Sentalloy yellow, Sentalloy red, Jinsung blue는  $\sigma_R$ 의 변위값은 거의 일정하였으나 하중값이 점진적으로 감소되었는데 이는 응력 이력이 신장량이 증가할수록 커지기 때문인 것으로 생각된다. 이러한 현상은 오스테나이트 니켈-티타늄 와이어에서 활성량이 증가할수록 같은 변위량에서의 탈하중시 힘이 강

소하였다고 보고한 Burstone 등<sup>17</sup>의 연구와 같은 결과이다. 본 연구에서 Ni-Ti medium은 신장량이 증가할수록  $\sigma_R$ 의 변위값은 점진적으로 증가되고 하중값은 약간 감소되었는데, 이는 Ni-Ti medium에서 소성 변형이 가장 큰 때문으로 생각된다. 15mm 신장 시  $\sigma_R$ 은 Jinsung blue에서는 0.35mm, 0.92N 지점이었고 Ni-Ti medium은 2.1mm, 0.98N 지점으로 예측되었다(Table 4). Jinsung blue에서는 0.35mm 정도로 신장량이 감소된 경우에도 초탄성이 발휘되면서 0.92N의 힘이 유지되었으나 Ni-Ti medium에서는 소성 변형이 일어나 2mm 이하로 신장량이 감소되면 역변태가 종료되어 힘이 급격히 감소되었다. 본 연구에서 Ni-Ti medium은 신장량이 증가할수록  $\sigma_R$ 의 변위값은 점진적으로 증가되고 하중값은 약간 감소되었는데, 이는 Ni-Ti medium에서 소성 변형이 가장 큰 때문으로 생각된다. 15mm 신장 시  $\sigma_R$ 은 Jinsung blue에서는 0.35mm, 0.92N 지점이었고 Ni-Ti medium은 2.1mm, 0.98N 지점으로 예측되었다. Jinsung blue에서는 0.35mm 정도로 신장량이 감소된 경우에도 초탄성이 발휘되면서 0.92N의 힘이 유지되었으나 Ni-Ti medium에서는 소성 변형이 일어나 2mm 이하로 신장량이 감소되면 역변태가 종료되어 힘이 급격히 감소되었다.

Samules 등<sup>18,19</sup>은 발치 공간 폐쇄를 위해 Sentalloy yellow(150g), Sentalloy red(200g)와 같은 니켈-티타늄 스프링을 사용한 경우 Sentalloy blue(100g)나 탄성 모듈(Alastik, 3M Unitek)을 사용한 경우보다 발치 공간 폐쇄 속도가 유의하게 빨랐다고 보고한 바 있다. 또한 Dixon 등<sup>10</sup>도 Sentalloy red(200g)를 사용한 경우에 탄성 체인(RMO)이나 active ligature를 사용한 경우보다 발치 공간 폐쇄 속도가 유의하게 빨랐다고 하였다. 그러나 Nightingale 등<sup>21</sup>은 니켈-티타늄 스프링(Orthocare, Bradford, UK)과 탄성 체인(Orthocare)의 힘의 소실률은 각각 48%, 47%로 유사하며 주당 발치공간 폐쇄 속도는 각각 0.26mm, 0.21mm로 유의한 차이가 없었다고 주장하였다. 이러한 상반된 결과는 속도가 빠르다는 보고들<sup>10,18,19</sup>에서 사용한 스프링은 초탄성을 갖는 스프링이었던 반면, 차이가 없다는 보고<sup>20</sup>에 사용된 스프링은 아마도 초탄성을 갖지 않는 니켈-티타늄 스프링이어서 힘의 소실률이 더 컸기 때문일 수도 있다. 수종의 니켈-티타늄 호선의 bending property를 조사한 연구<sup>6</sup>에서는 RMO의 Orthonol 호선은 초탄성을 나타내지 않는 반면에 Ormco의 Ni-Ti 호선은 초탄성을 나타낸다고 보고하였다. 본 연구에서도 Sentalloy blue, Sentalloy yellow, Sentalloy red, Jinsung blue에서는 모든 범위에서 초탄성이 나타났고 소성 변형이 거의 없었던 반면 Ni-Ti medium에서는 10mm 신장 시부터는 초탄성 평탄역이 존재하나 소성 변형이 크게 나타났고 Orthonol과 Nitanium에서는

명확한 초탄성이 나타나지 않았으며 소성 변형량이 컸다.

처음의 하중-변위 곡선과 4주간 스프링을 신장시켜 유지한 후의 스프링의 하중-변위 곡선 비교하면 모든 스프링의 모든 신장량에서 4주 후의 하중값은 첫 번째 실험시의 하중값 보다 작은 값을 보였다. 특히 탈하중시보다 하중을 가할 때의 값이 더 크게 감소되었다. 발치 공간 폐쇄 시 힘이 발휘되는 것은 하중시 힘보다는 탈하중시 힘과 관련되므로 발치 공간을 폐쇄하기 위해 니켈-티타늄 코일 스프링을 4주 이상 적용하여도 힘의 크기는 크게 변하지 않을 것으로 예상된다. 그러나 단단한 음식물이나 잇솔질에 의해 스프링의 일부분이 과도하게 늘어나면서 영구변형될 수도 있으므로 임상적으로 적용할 경우 영구변형 여부에 관한 관찰이 필요하다.

장 등<sup>21</sup>은 니켈-티타늄계 폐쇄형 코일 스프링의 소성 변형을 측정하여 점수화 한 연구에서 Ormco의 스프링이 20mm 신장 시 3.6mm로 가장 큰 소성 변형을 나타냈고, 다음으로 Ortho Organizers의 스프링이 3.2mm의 소성 변형을 나타냈으며 Tomy의 스프링이 1.0mm로 가장 작은 소성 변형을 보였다고 하였다. 본 연구에서도 첫 번째 하중-변위 시험에서 30mm 신장시켰을 경우 Ni-Ti medium, Orthonol, Nitanium에서 3mm 이상의 소성 변형이 나타났으며 Sentalloy spring은 0 ~ 0.1mm의 소성 변형을 보였다. 4주 동안의 소성 변형 정도를 측정한 결과 30mm 신장 시에는 Orthonol, Nitanium이 1 ~ 2mm 사이의 소성 변형을 보였고, Ni-Ti medium은 처음 30mm 신장 시 3.92mm의 소성 변형을 보였고, 4주간 신장시켜 유지하는 동안에 추가적으로 4mm의 소성 변형이 일어나 가장 큰 소성 변형을 보였다.

## V. 결 론

일곱 종의 니켈-티타늄 폐쇄형 코일 스프링들을 2mm, 5mm, 10mm, 15mm, 20mm, 25mm, 30mm 신장시킨 후 하중-변위 특성과 소성 변형량을 조사한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 하중-변위 실험 결과 Sentalloy spring과 Jinsung blue에서는 모든 범위에서 초탄성 평탄역이 존재하였다. Ni-Ti medium는 10mm부터는 초탄성 평탄역이 존재하였으며 Orthonol과 Nitanium에서는 초탄성이 관찰되지 않았다.
2. 신장량이 증가하여도 Sentalloy spring과 Jinsung blue는 역변태 종료점의 변위값은 거의 일정하였으나 역변태 종료점의 하중값은 점진적으로 감소되었고, Ni-Ti medium에서는 소성변형량의 증가에 따라 역변태 종료점의 변위값은 점진적으로 증가되었으나 하중값은 약간 감소되었다.
3. Sentalloy spring, Jinsung blue에서는 30mm 신장시에도 1mm 이하의 소성 변형이 나타났으나 Ni-Ti medium, Orthonol, Nitanium에서는 25mm 이상 신장시부터 1mm 이상의 소성 변형이 관찰되었다. 4주 동안 유지한 후의 소성 변형도 비슷한 경향을 보였다.
4. 첫 번째 하중-변위 시험을 시행한 후 4주간 스프링을 같은 길이로 신장시켜 유지한 후 다시 하중-변위 시험을 시행한 결과, 4주 후의 하중값은 첫 번째 실험시의 하중값 보다 작은 값을 보였다. 특히 탈하중시보다 하중시의 힘이 더 크게 감소되었다.

이상의 결과를 종합해 볼 때 Sentalloy와 Jinsung blue 스프링의 경우 2 ~ 30 mm의 신장량의 범위에서는 소성변형이나 초탄성 상실 없이 사용할 수 있으며, 이 때 4주간 유지하여도 탈하중시 힘의 감소량은 크지 않을 것으로 생각된다.

## 참 고 문 헌

1. Kusy RP. A review of contemporary archwires : Their properties and characteristics. Angle orthod 1997;67:197-208
2. Andreasen G, Heilman H, Krell D. Stiffness changes in thermodynamic nitinol with increasing temperature. Angle orthod 1985;55:120-6
3. Santoro M, Beshers DM. Nickel-titanium alloys: stress-related temperature transitional range. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2000;118:685-92
4. 김영복. 교정용 탄선재 선택 방법의 재평가. 한국악교합교정연구회지 1995;2:151-97
5. Drake SR, Wayne DM, Powers JM, Asgar K. Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending, and torsion. Am J Orthod 1982;82:206-10
6. Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991;99:310-8
7. 차봉근, 최동순, 이남기. 초탄성 니켈-티타늄 호선을 이용한 교정치료 과정의 단순화 : One wire system. 대한임상치과교정학저널 2005;11:82-9
8. Fujio Miura, Masakuni Mogi, Yoshiaki Ohura, Misuru Karibe. The super-elastic Japanese NiTi alloy coil springs. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1988;94:89-96
9. Claire Nattrass, Anthony J. Ireland, Martyn Sherriff. The effect of environmental factors on elastomeric chain and nikel titanium coil spring. Eur.

J Orthod 1998;20:169-176

10. Dixon V, Read MJF, O'Brien KD. A randomized clinical trial to compare three methods of orthodontic space closure. J Orthod 2002;29:31-6

11. William R. Proffit, Henry W. Fields. Mechanical principles in orthodontic force control. In: Contemporary orthodontics. 3th ed. St Louis: Mosby; 2000. p.329-30

12. 형상기억합금개발위원회. 형상기억합금의 사용방법. “형상기억합금과 그 사용방법” 중에서. 서울: 기전연구소; 1991. p.37

13. Storey E, Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. Aust Dent J 1952;56:11-18

14. 김대식, 김영준, 최재훈, 한종훈. 한국성인정상교합자의 치아크기와 비율에 관한 연구. 대치교정지 2001;31:505-15

15. 허창혁, 성재현, 권오원, 경희문. 체인형 합성고무탄성재의 탄성력 감쇄. 대치교정지 2003;33(5):371-80

16. Schneevoigt R, Haase A, Eckardt VI, Harzer W, Bouraul C. Laboratory analysis of superelastic NiTi compression springs. Med Eng Phys 1999;21:119-25

17. Charles J. Burstone, Bai Qin, John Y Morton. Chinese NiTi wire-A new orthodontic alloy. Am J Orthod 1985;87(6):445-52

18. Samuels RH, Rudge SJ, Mair LH. A compasrison of the rate of space closure using a nickel-titanium spring and an elastic module: a clinical study. Am J

Orthod Dentofacial Orthop 1993;103:464-7

19. Samuels RH, Rudge SJ, Mair LH. A clinical study of space closure with nickel-titanium closed coil springs and an elastic module. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998;114:73-9

20. Nightingale C, Jones SP. A clinical investigation of force delivery systems for orthodontic space closure. J Orthod 2003;30:229-36

21. 장만희, 임범순, 이용근, 김철휘, 이상훈, 양형철. 니켈-티타늄계 폐쇄형 코일 스프링의 힘소실과 소성 변형. 대한치과기재학회지 2004;31(2):133-141

# 저작물 이용 허락서

학 과	치의학과	학 번	20067183	과 정	석사
성 명	한글 : 손아영                      한문 : 孫 珂 瑩                      영문 : Son Ah Young				
주 소	서울시 마포구 도화동 마포삼성 아파트 111동 604호				
연 락 처	E-mail : deneb00@hanmail.net				
논문제 목	한글 : 수종의 니켈-티타늄 폐쇄형 코일 스프링의 하중-변위 특성 및 소성 변형 비교				
	영문 : Load-deflection characteristic and plastic deformation of NiTi closed coil springs				

본인이 저작한 위의 저작물에 대하여 다음과 같은 조건 아래 조선대학교가 저작물을 이용할 수 있도록 허락하고 동의합니다.

- 다                      음 -

1. 저작물의 DB구축 및 인터넷을 포함한 정보통신망에의 공개를 위한 저작물의 복제, 기억장치에의 저장, 전송 등을 허락함.
2. 위의 목적을 위하여 필요한 범위 내에서의 편집과 형식상의 변경을 허락함. 다만, 저작물의 내용변경은 금지함.
3. 배포·전송된 저작물의 영리적 목적을 위한 복제, 저장, 전송 등은 금지함.
4. 저작물에 대한 이용기간은 5년으로 하고, 기간종료 3개월 이내에 별도의 의사 표시가 없을 경우에는 저작물의 이용기간을 계속 연장함.
5. 해당 저작물의 저작권을 타인에게 양도하거나 출판을 허락을 하였을 경우에는 1개월 이내에 대학에 이를 통보함.
6. 조선대학교는 저작물 이용의 허락 이후 해당 저작물로 인하여 발생하는 타인에 의한 권리 침해에 대하여 일체의 법적 책임을 지지 않음.
7. 소속 대학의 협정기관에 저작물의 제공 및 인터넷 등 정보통신망을 이용한 저작물의 전송·출력을 허락함.

동의여부 : 동의( 0 )      반대(      )

2010년 2월

저작자: 손아영 (인)

## 조선대학교 총장 귀하