



저작자표시-비영리 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.
- 이차적 저작물을 작성할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#) 

2007년 8월
박사학위논문

온도 변화가 활성화된 교정용
니켈-티타늄 코일 스프링의
힘에 미치는 영향

조선대학교 대학원

치의학과

심도섭

2007년 8월

박사학위논문

온도 변화가 활성화된 교정용 니켈-티타늄 코일 스프링의 힘에 미치는 영향

심

도

섭

온도 변화가 활성화된 교정용
니켈-티타늄 코일 스프링의
힘에 미치는 영향

*The Effect of Temperature Changes
on the Force Level of Activated
Orthodontic NiTi Coil Springs*

2007년 8월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

심 도 섭

온도 변화가 활성화된 교정용
니켈-티타늄 코일 스프링의
힘에 미치는 영향

지도교수 임 성 훈

이 논문을 치의학 박사학위신청 논문으로 제출함.

2007년 4월

조선대학교 대학원

치 의 학 과

심 도 섭

심도섭의 박사학위 논문을 인준함

위원장	조선대학교	교수	이상호	인
위원	전북대학교	교수	김정기	인
위원	조선대학교	교수	김홍중	인
위원	조선대학교	교수	김광원	인
위원	조선대학교	교수	임성훈	인

2007년 6월

조선대학교 대학원

목 차

표목차	ii
도목차	iii
영문초록(<i>ABSTRACT</i>)	iv
I. 서 론	1
II. 연구재료 및 방법	5
1. 연구재료	5
2. 연구방법	6
3. 통계처리	7
III. 연구 성적	9
1. 하중-변위 시험	9
2. 온도변화에 따른 힘 변화	13
3. 시차주사열량 측정	18
IV. 총괄 및 고안	22
1. 하중-변위 시험	22
2. 시차주사열량 측정	23
3. 온도변화 범위	24
4. 온도변화에 따른 힘 변화	25
5. 과활성의 유용성	28
V. 결 론	30
참고문헌	31

표 목 차

Table 1. NiTi closed coil springs used in this study -----	5
Table 2. Characteristics of load/deflection curves of NiTi springs ---	12
Table 3. Means and standard deviations of forces of NiTi springs at 37°C -----	14
Table 4. Transformation temperature ranges of NiTi springs -----	18

도 목 차

Fig 1. A, Schematic drawing of universal testing machine and water bath setup. B, Jigs used in this study -----	7
Fig 2. Load-deflection curves of Sentalloy red, yellow, blue, and Jinsung blue springs -----	10
Fig 3. Load-deflection curves of Align medium, Orthonol, Nitanium, and Ni-Ti medium springs -----	10
Fig 4. Load-deflection curves of Tomas lite, Nitinol light, G4 ex. light, and G&H ultralight springs -----	10
Fig 5. Force level changes of NiTi springs according to temperature changes -----	15~17
Fig 6. DSC thermograms of Sentalloy red, yellow, blue, and Jinsung blue springs -----	19
Fig 7. DSC thermograms of Ni-Ti medium, Align medium, Nitanium, and Orthonol springs -----	20
Fig 8. DSC thermograms of Tomas lite, Nitinol light, G4 ex. light, and G&H ultalight springs -----	21

ABSTRACT

The Effect of Temperature Changes on the Force Level of Activated Orthodontic NiTi Coil Springs

Do-Sub Sim, D.D.S. M.S.D.

Advisor : Prof. Sung-Hoon Lim

D.D.S., M.S.D.

Department of Dentistry

Graduate School, Chosun University

The purpose of this study was to evaluate the effectiveness of overactivation in lowering force level of NiTi coil springs. 12 kinds of NiTi springs were tested, and 5 springs were used for each kind. First, Load/deflection tests were performed and then temperature change tests were performed at 7 mm extension in the condition with or without 5 mm overactivation. The temperature was changed from 37°C to 5°C ~70°C. Also, DSC (Differential Scanning Calorimetry) tests were performed to evaluate transitional temperature ranges.

The results were as follows.

1. In the load/deflection tests, Sentalloy springs (blue, yellow, red), and Jinsung blue, Tomas lite, Nitinol light, and G4 ex. light showed superelasticity. Align medium showed greatest permanent deformation of 0.24 mm after 12 mm extension.
2. Jinsung blue, Tomas lite, Nitinol light, and G4 ex. light did not show

transformation at DSC tests of $-80^{\circ}\text{C}\sim 100^{\circ}\text{C}$.

3. Overactivation decreased the force of all NiTi springs except G4 ex. light and G&H ultralight which do not have stress hysteresis. But, after temperature changes, the forces of springs without overactivation decreased, and the forces of springs with overactivation increased, so that the two forces became similar.

The effectiveness of overactivation of NiTi coil springs can be valid only before intraoral temperature changes take place. Also, caution is required to prevent permanent deformation of NiTi coil springs during overactivation.

I. 서론

교정치료시 활주 역학을 이용한 발치 공간의 폐쇄 과정에서 탄성 체인이나 코일 스프링이 흔히 사용되는데 탄성 체인의 경우 시간 경과에 따른 힘의 소실이 크다는 단점 때문에 니켈-티타늄 코일 스프링이 널리 사용되고 있다¹⁾. 교정용 니켈-티타늄 코일 스프링은 1988년 Miura 등²⁾에 의해 처음 소개되었으며, 니켈-티타늄 코일 스프링의 장점은 탈하중 과정에서 보다 일정한 힘을 발휘하며 영구 변형이 적다는 점이다³⁻⁶⁾.

초탄성 니켈-티타늄 합금은 고무의 탄성거동과 비슷한 초탄성 효과를 나타내는데⁷⁾, 이는 일반적인 금속재료에 있어서의 탄성한계를 10배 이상 초과해서 크게 변형시키더라도 변형력을 제거하면 고무와 같이 원래의 형태로 되돌아가는 성질이다⁸⁾. 이러한 초탄성 효과는 니켈-티타늄 합금으로 제작된 스프링의 작동범위를 늘려줄 뿐만 아니라 스프링의 신전량 증감에 따른 힘의 변화를 적게 하여 치아가 이동되면서 신전량이 감소하여도 비교적 일정한 힘이 작용될 수 있게 한다. 이렇게 스프링의 신전량이 감소하여도 힘이 크게 변하지 않게 되는 이유는 신전됨에 따라 생성된 응력유기 마르텐사이트(stress-induced martensite, 이후 SIM)가 신전량 감소(탈하중) 과정에서 보다 견성이 높은 오스테나이트(austenite)로 역변태(reverse transformation)되면서 변형량 감소에 따른 응력 감소분이 상쇄되기 때문이다. 이러한 변태는 응력이 가해지거나 제거됨에 의해서도 나타나지만, 형상기억효과로 알려진 것과 같이 온도변화에 의해서도 나타난다. 즉 저온에서는 마르텐사이트상이 많이 출현하여 견성이 낮아지고 쉽게 변형되며, 고온에서는 오스테나이트상이 많이 출현하여 견성이 높아지는 현상이 나타난다.

이러한 변태(transformation) 과정에서 니켈-티타늄 합금은 이력(hysteresis)현상을 나타내게 되는데, 하중 및 탈하중 과정에서는 응력 이력현상(stress hysteresis)을 나타내며, 온도변화에 따른 형상기억효과가 나타나는

과정에서는 온도 이력현상(temperature hysteresis)을 나타낸다.

온도 이력현상에 대해 Mullins 등⁹⁾과 Meling 등^{10,11)}은 변태 온도 간에 차이가 나타나는 것으로 마르텐사이트 변태(M 변태) 과정에서 마르텐사이트 형성이 시작되는 온도(M_s : martensite start temperature)와 역변태 과정에서 오스테나이트 형성이 끝나는 온도(A_f : austenite finish temperature)가 일치하지 않고, 마르텐사이트 형성이 끝나는 온도(M_f : martensite finish temperature)와 오스테나이트 형성이 시작되는 온도(A_s : austenite start temperature)가 일치하지 않는 현상이라고 하였고 Barwart¹²⁾는 온도 이력현상으로 인해 같은 양의 변형이더라도 온도 하강시와 온도 상승시의 힘이 달라진다고 하였다. M 변태가 시작되는 온도인 M_s 온도는 일반적으로 오스테나이트상과 마르텐사이트상의 자유에너지가 같은 온도 T_0 보다 저온인데, 이것은 M 변태가 $(T_0 - M_s)$ 에 해당하는 과냉각(구동력)을 필요로 하는 것으로, 이 구동력이 변태에 수반하는 변형(탄성변형에너지, 계면에너지, 소성변형에너지)을 이겨나가는 것에 따라서 변태가 가능하게 된다. 역변태도 구동력을 필요로 하므로 A_s 온도는 T_0 보다 고온이 된다⁷⁾.

여러 연구들^{2,10,13)}에서 보고된 니켈-티타늄 합금의 응력 이력현상은 하중시와 탈하중시의 하중-변위 곡선이 달라지는 것을 의미한다. 즉, 하중시의 힘에 비해 탈하중시의 힘이 감소하며, 이때 하중시의 힘과 탈하중시의 힘의 차이를 응력 이력 값으로 측정하게 된다. 이러한 응력 이력현상이 나타나는 이유는 하중 과정에서 모상의 오스테나이트로부터 SIM으로의 변태가 개시되기 위해서는 구동력이 필요하므로 상당한 응력이 축적되어야만 변태가 개시되며, 탈하중 과정에서도 상당한 응력 하락이 일어나야만 역변태가 개시되기 때문이다.

Burstone 등¹³⁾은 치아 이동에 따른 탈하중 과정에서 응력 이력현상에 의해 니켈-티타늄 와이어의 힘이 동일 변위량의 하중시의 힘에 비해 감소하는 것을 줄이기 위해 주기적으로 니켈-티타늄 호선을 제거하였다가 재결찰하는 방법(주기적 재활성)을 제안하였는데, 이 방법은 니켈-티타늄 와이어에서는 동일 변위량에서 하중시의 힘이 탈하중시의 힘보다 큰 현상, 즉 응력 이력현상

을 이용하여 힘을 조절하는 방법이라고 할 수 있으며, 와이어의 재결찰을 통해 탈하중시의 힘을 하중시의 힘으로 증가시키는 방법이라고 할 수 있다.

Tripolt 등¹⁴⁾과 Sachdeva¹⁵⁾는 니켈-티타늄 와이어에서 와이어 결찰 초기의 과도한 힘을 줄이고 탈하중 초기의 힘의 급속한 감소 현상을 피하기 위해서 니켈-티타늄 와이어를 사용하기 전에 과활성(overactivation)시킬 것을 제안하였는데, 과활성이란 필요한 변위량보다 과도하게 변위시킨 후 다시 부분적으로 변위량을 감소시켜서 결찰함으로써 탈하중 중반의 힘부터 교정력으로 작용하도록 하는 방법이다. 과활성을 부여하지 않은 경우는 보통의 스프링 적용 직후의 상태와 같으며, 과활성을 부여한 경우는 스프링을 필요한 길이보다 과신장시킨 후 다시 부분적으로 이완시켜서 필요한 양만큼만 신장된 상태가 되도록 하여 적용한 상태와 같다. 즉, 과활성을 부여한 경우는 하중(신장) 과정의 스프링을, 과활성을 부여하지 않은 경우는 탈하중(이완) 과정의 스프링을 나타낸다고 할 수 있다. 응력 이력현상을 보이는 초탄성 니켈-티타늄 와이어나 스프링에서는 탈하중 초기에 힘이 급격히 감소하여야만 역변태가 개시되어 탈하중 초탄성 평탄역(unloading superelastic plateau)이 나타나게 되는데, 과활성을 부여한 경우는 이미 탈하중이 진행되어 탈하중 초탄성 평탄역에 도달한 상태의 스프링을 적용하는 것이 되므로, 교정력에 의해 치아가 움직여서 변위량이 감소하여도 교정력의 급격한 감소를 피할 수 있게 된다. 이러한 과활성 방법은 초탄성 니켈-티타늄 합금 특유의 응력 이력현상을 이용하는 방법으로, 응력 이력현상이 없는 경우에는 과활성을 시행하여도 아무런 힘의 변화가 나타나지 않으며, 원래 탈하중 초기의 급격한 힘의 감소가 없으므로 과활성의 필요성 자체가 없다.

구강내 온도는 음식물 섭취와 호흡, 발음에 의하여 계속 변화하는데¹⁶⁻²¹⁾, 이러한 구강내 온도변화는 결정 격자의 변태를 야기하여 오스테나이트 결정 격자(체심입방격자) 및 마르텐사이트 결정 격자(단사, 삼사, 또는 육방형 격자)의 구성 비율을 바꿀 수 있다. 이러한 주기적 재활성이나 과활성을 시행한 경우와 시행하지 않은 경우의 힘의 차이는 구강내 온도변화에 따른 변태가 응력 이력현상에 따른 결정 격자 구성비율의 차이를 소거할 경우에는 소실될

수도 있을 것이다.

니켈-티타늄에서의 과활성과 유사한 개념의 방법으로 탄성 체인을 적용할 때 미리 100% 과신장시킨 후 적용하여 시간 경과에 따른 힘의 감소를 줄이는 prestretching²²⁻²⁴⁾이 제안된 바 있는데, prestretching 직후에는 초기 힘이 감소되어 초기 힘의 급격한 감소를 줄이는 장점이 있으나, 1시간 경과 후에는 prestretching 시행군과 비시행군의 힘이 동일해져서 prestretching의 임상적 유용성은 의문임이 보고된 바 있다²⁵⁾. 니켈-티타늄 코일 스프링에서의 과활성의 유용성에 대해서는 아직까지 조사된 바 없어 이에 대한 검증이 필요하다.

양²⁶⁾은 니켈-티타늄 와이어에서 동일 변위량에서의 하중시(과활성을 시행하지 않은 경우에 해당)의 힘과 탈하중시(과활성을 시행한 경우에 해당)의 힘이 온도변화를 거친 후 어떻게 변화하는지를 관찰한 결과 하중시의 힘은 감소하고, 탈하중시의 힘은 증가하여 두 힘이 비슷해짐을 보고하면서, 응력 이력현상이 온도 이력현상과 겹쳐지면 응력 이력현상에 따라 존재하는 하중시와 탈하중시의 결정 격자 구성비율의 차이가 온도 이력현상에 따른 결정 격자 구성비율의 변화에 의해 소거되어 하중시 힘과 탈하중시 힘의 차이가 감소한다고 하였다.

최근에는 많은 회사들이 다양한 니켈-티타늄 폐쇄 코일 스프링들을 판매하고 있는데, Japanese NiTi²⁾로 알려진 Sentalloy 코일 스프링에 대한 연구^{2,5,6,27)}는 이루어진 바 있으나, 다양한 니켈-티타늄 폐쇄 코일 스프링들의 여러 특성을 조사하여 비교한 연구는 아직 찾아볼 수 없다. 본 연구에서는 수종의 니켈-티타늄 폐쇄 코일 스프링들의 하중-변위 특성과 변태온도를 조사하여 비교하고, 과활성을 시행한 경우와 시행하지 않은 경우의 니켈-티타늄 코일 스프링의 힘이 온도변화에 따라 어떻게 변화하는지를 관찰하여 과활성이 유용한지의 여부를 조사하고자 하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

연구재료로는 8개 제조회사에서 생산된 12종의 니켈-티타늄 폐쇄 코일 스프링을 사용하였으며, 각 종류별로 5개씩의 시편을 사용하여 실험하였다 (Table 1). 동일 스프링에서 12mm 신장 지점까지 과활성을 시행한 후 7mm 신장 상태에서 온도변화를 부여한 경우를 과활성 군으로, 과활성 없이 7mm 까지 신장시켜서 온도변화를 부여한 경우를 대조군으로 하였다.

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

Spring	Manufacturer	Wire \varnothing	Inner \varnothing	Length	Force [†]
Sentalloy [®] red	Tomy Inc, Tokyo, Japan	.010"	.036"	9 mm	200 g
Sentalloy [®] yellow	Tomy Inc, Tokyo, Japan	.010"	.036"	9 mm	150 g
Sentalloy [®] blue	Tomy Inc, Tokyo, Japan	.009"	.036"	9 mm	100 g
Jinsung blue	Jinsung, Ewang, Korea	.009"	.030"	8 mm	150 g
Align [™] medium	Ormco, Glendora, CA	.011"	.030"	9 mm	
Ni-Ti [®] medium	Ormco, Glendora, CA	.010"	.030"	12 mm	
Orthonol [®]	RMO, Denver, CO	.010"	.030"	9 mm	
Nitanium [®]	Ortho Organizers Inc, San Marcos, CA	.010"	.030"	12 mm	
Tomas [®] lite	Dentaurum, Pforzheim, Germany	.030"	.009"	9 mm	
Nitinol light	3M Unitek, Monrovia, CA	.007"	.030"	12 mm	150 g
G4 [™] ex. light	G&H, Greenwood, IN	.007"	.030"	12 mm	100 g
G&H ultralight	G&H, Greenwood, IN	.007"	.030"	12 mm	75 g

[†] Suggested force level by the manufacturer

2. 연구방법

2-1. 부하-변위 시험

만능물성시험기(LF Plus[®], Lloyd Co., Hampshire, UK)를 이용하여 부하 변위 곡선을 측정하였다. 실험 온도의 조절을 위해 만능물성시험기에 온도 chamber를 부착하고 chamber 내부에 수조를 설치한 후 이 수조 내에 인장 시험용 지그를 장착하였다. 이때 상부 지그는 알루미늄으로 제작하였다. 온수와 냉수가 순환될 수 있도록 호스를 수조에 연결하였으며, 온수와 냉수의 공급을 위해 별도의 두 개의 항온 순환수조와 하나의 냉각 순환수조(circulate water bath, Samheung instrument, Pocheon, Korea)를 사용하였다. 온도 확인을 위해 3채널 온도계(testo 735, testo AG, Lenzkirch, Germany)를 사용하여 하부 지그 주변의 온도를 측정하면서 물의 온도와 순환 속도를 조절하여 실험 온도를 맞추었다. 10N 용량의 loadcell을 사용하였으며, 1mm/min의 cross-head speed로 실험하였다. 각 시편에서 12mm까지 신장시킨 후 원위치시키는 인장시험을 수조를 37°C로 유지시킨 상태에서 시행하였다. 이때 시편을 지그에 위치시킨 후 37°C 상태로 5분 이상 유지시킨 후 인장 시험을 시행하였다.

2-2. 온도변화에 따른 힘 변화 측정

인장시험에서와 동일한 장치를 이용하여 냉수와 온수를 순환시켜 온도변화를 부여하였으며, 이때 수조를 5°C로 냉각시키기 위해서 냉각 순환수조에 알콜을 넣어 순환시켰다. 각각의 스프링 시편에서 먼저 37°C 환경에서 7mm까지 신장시킨 상태에서 온도변화에 따른 하중시의 힘 변화를 측정하여 대조군에서의 온도변화에 따른 힘 변화를 측정한 후 다시 스프링을 원위치로 복귀시켰으며, 동일한 시편을 이용하여 다시 37°C 환경에서 12mm까지 신장시켜 5mm 과활성시킨 후 7mm 신장 지점으로 회복시킨 상태에서 온도변화에 따른 힘 변화를 측정하여 과활성군에서의 온도변화에 따른 힘 변화를 측정하였다. 이때 각 와이어 종류별로 다섯 개씩의 시편을 사용하였다.

설정된 온도변화는 다음과 같다.

37°C → 5°C → 37°C → 70°C → 37°C (1st cycle)
→ 5°C → 37°C → 70°C → 37°C → 5°C (2nd cycle)

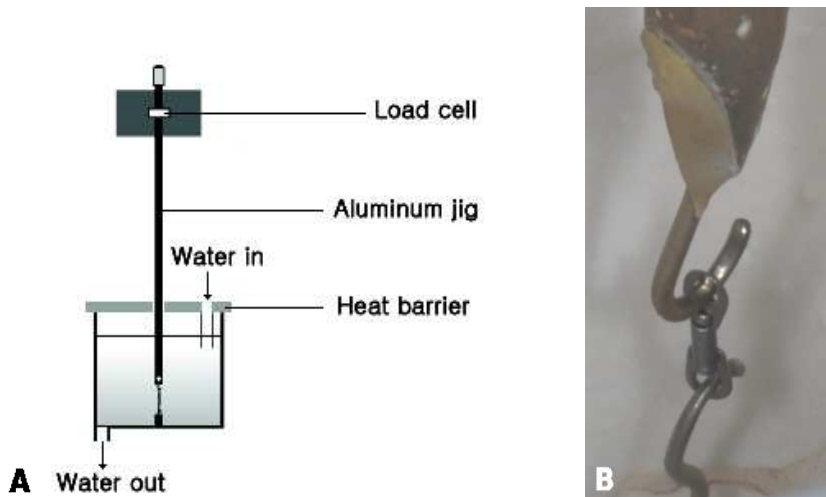


Fig 1. A, Schematic drawing of universal testing machine and water bath setup. B, Jigs used in this study.

2-3. 시차주사열량 측정 (*Differential Scanning Calorimetry, DSC*)

시차주사열량계(Q10, TA instruments, New Castle, DE)를 이용하여 각 스프링 종류별로 시차주사열량을 측정하였으며, 온도변화 범위는 $-80^{\circ}\text{C} \sim 100^{\circ}\text{C}$ 로 하였다. ADA spec No. 32²⁸⁾에 따라 1분당 10°C 의 온도변화 속도로 측정하였으며, 이로부터 변태 온도를 측정하였다. 이때 시편의 양은 15~20mg이 되도록 하였다.

3. 통계처리

니켈-티타늄 코일 스프링 종류별로 대조군과 과활성이군 사이의 힘의 차이

를 paired t -test로 검정하였다. 모든 통계 분석은 SPSS ver. 12 통계패키지 (SPSS Inc, Chicago, IL)를 이용하여 시행하였다.

III. 연구 성적

1. 하중-변위 시험

37°C 환경에서 인장시험을 통해 하중-변위 곡선을 구한 결과는 Figs 2~4와 같다. 12개의 니켈-티타늄 스프링 중 Align medium, Orthonol, Nitanium, Ni-Ti medium, G&H ultralight의 다섯 종류의 스프링에서는 명확한 초탄성 평탄역을 관찰할 수 없었으나, 나머지 스프링들에서는 명확한 초탄성 평탄역을 관찰할 수 있었다. Nitinol light, G4 ex. light와 G&H ultralight에서는 거의 응력 이력을 관찰할 수 없었으며, Jinsung blue, Ni-Ti medium과 Nitanium에서도 비교적 작은 응력 이력만이 관찰되었다. 12mm 신장 후에 발생된 영구 변형량에 있어서는 Align medium에서만 0.24mm로 현저히 컸을 뿐 다른 스프링들에서는 영구변형량이 0.12mm 이하로 나타났다. 12mm까지 신장시킨 후 회복시키는 부하/변위 시험에서 7mm 변위 지점에서의 하중시 및 탈하중시 힘의 크기 및 응력 이력 값과 영구 변형량은 Table 2와 같다.

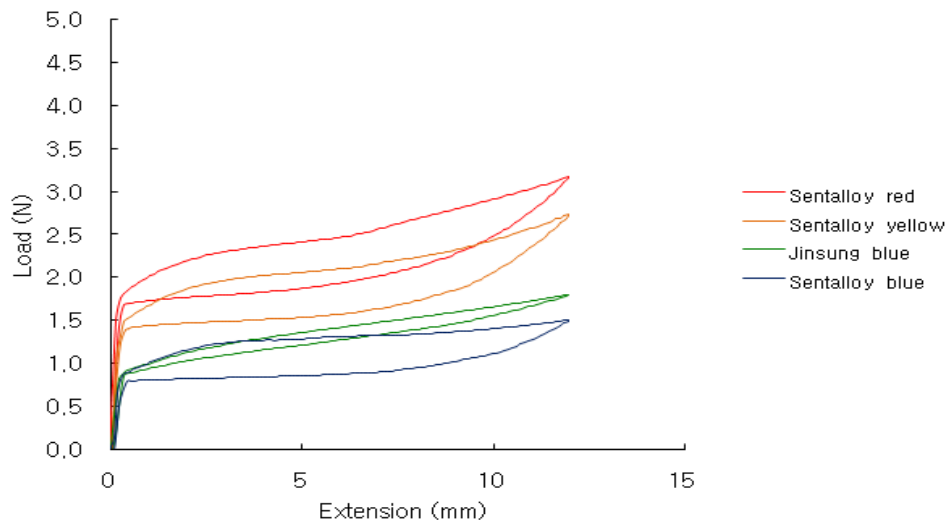


Fig 2. Load-deflection curves of Sentalloy red, yellow, blue and Jinsung blue springs.

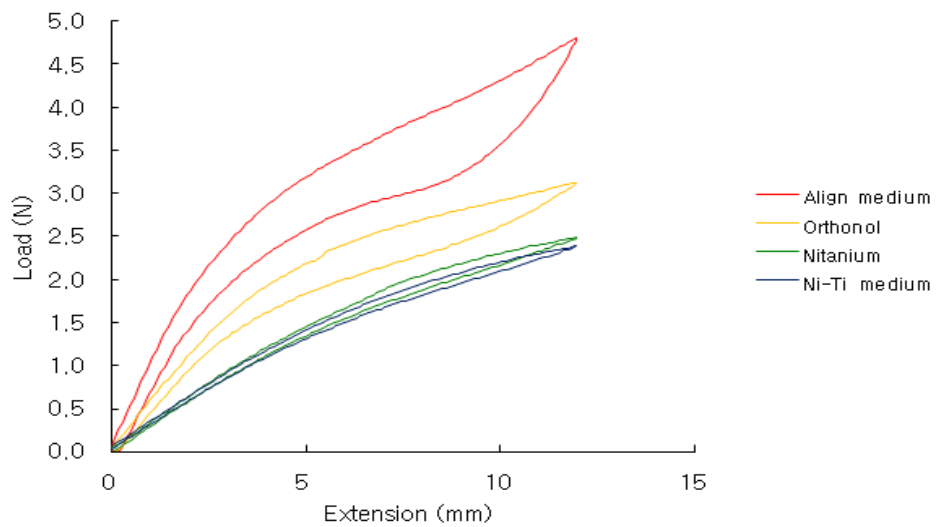


Fig 3. Load-deflection curves of Align medium, Orthonol, Nitanium and Ni-Ti medium springs.

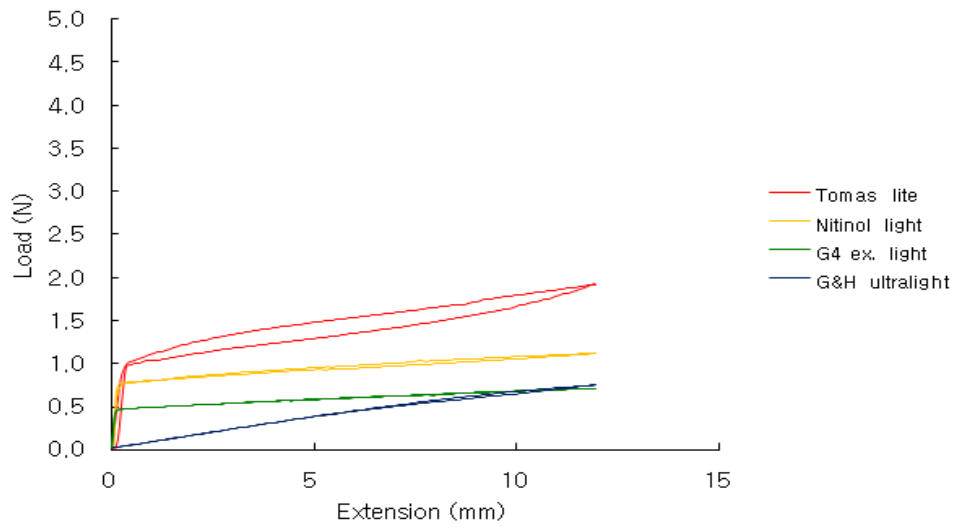


Fig 4. Load-deflection curves of Tomas lite, Nitinol light, G4 ex. light and G&H ultralight springs.

Table 2. Characteristics of load/deflection curves of NiTi springs

NiTi spring	Loading Force [†] (N)	Unloading Force [†] (N)	Stress Hysteresis [†] (N)	Permanent Deformation [§] (mm)	Super-elasticity
Sentalloy red	2.57	2.02	0.59	0.04	Present
Sentalloy yellow	2.17	1.63	0.54	0.07	Present
Sentalloy blue	1.33	0.90	0.43	0.07	Present
Jinsung blue	1.48	1.33	0.15	0.10	Present
Align medium	3.68	2.94	0.74	0.24	Absent
Ni-Ti medium	1.80	1.67	0.13	0.02	Absent
Orthonol	2.57	2.15	0.42	0.12	Absent
Nitanium	1.89	1.72	0.17	0.09	Absent
Tomas lite	1.59	1.41	0.18	0.04	Present
Nitinol light	1.00	0.97	0.03	0.06	Present
G4 ex. light	0.62	0.62	0	0.05	Present
G&H utralight	0.51	0.50	0.01	0.02	Absent

[†] Loading and unloading forces and stress hystereses were measured at 7 mm extension from the load/deflection test to 12 mm extension.

[§] Permanent deformation was measured after load/deflection test to 12 mm extension.

2. 온도변화에 따른 힘 변화

열 두 종류의 니켈-티타늄 스프링 모두에서 온도변화에 따른 힘 변화 그래프에서 온도를 낮추면 힘이 감소하고, 온도를 높이면 힘이 증가하는 것을 관찰할 수 있었다(Fig 5). Sentalloy yellow 및 blue, Jinsung blue, Ni-Ti medium, Orthonol의 다섯 스프링에서는 온도변화 이후 초기에 있었던 과활성 시행 군과 대조군 사이의 유의한 힘 차이가 사라졌다(Fig 5 B, C, D, F, G, Table 3). 그러나 Sentalloy red, Align medium, Nitanium, Tomas lite, Nitinol light의 다섯 스프링에서는 온도변화 이후 초기의 힘 차이가 감소하긴 하였으나 온도변화 이후에도 유의한 힘 차이가 잔존하였다(Fig 5 A, E, H, I, J, Table 3). G4 ext. light와 G&H ultralight의 경우에는 응력 이력현상이 없어서 과활성에 따른 힘 차이가 처음부터 나타나지 않았으며, 온도변화 과정과 온도변화 종료 시점에서 과활성 군과 대조군 사이에 아무런 차이가 나타나지 않았다(Fig 5 K, L, Table 3).

Table 3. Means and standard deviations of forces of NiTi springs at 37°C

Unit: N (Newton)

NiTi spring		Condition	Control	Overactivation	Significance
Sentalloy red		Initial 37°C	2.61 ± 0.02	2.01 ± 0.03	***
		4th 37°C (heating)	2.32 ± 0.04	2.23 ± 0.06	*
		5th 37°C (cooling)	2.45 ± 0.04	2.36 ± 0.02	**
Sentalloy yellow		Initial 37°C	2.14 ± 0.07	1.60 ± 0.06	***
		4th 37°C (heating)	1.89 ± 0.07	1.85 ± 0.07	NS
		5th 37°C (cooling)	2.08 ± 0.06	2.03 ± 0.09	NS
Sentalloy blue		Initial 37°C	1.27 ± 0.02	0.86 ± 0.02	***
		4th 37°C (heating)	1.05 ± 0.03	1.05 ± 0.01	NS
		5th 37°C (cooling)	1.19 ± 0.03	1.20 ± 0.02	NS
Jinsung blue		Initial 37°C	1.45 ± 0.04	1.33 ± 0.03	**
		4th 37°C (heating)	1.38 ± 0.04	1.40 ± 0.04	NS
		5th 37°C (cooling)	1.43 ± 0.04	1.44 ± 0.03	NS
Align medium		Initial 37°C	3.32 ± 0.03	2.68 ± 0.07	***
		4th 37°C (heating)	3.08 ± 0.04	2.93 ± 0.04	**
		5th 37°C (cooling)	3.19 ± 0.06	3.07 ± 0.09	**
Ni-Ti medium		Initial 37°C	1.76 ± 0.03	1.64 ± 0.04	***
		4th 37°C (heating)	1.71 ± 0.04	1.69 ± 0.03	NS
		5th 37°C (cooling)	1.74 ± 0.04	1.73 ± 0.03	NS
Orthonol		Initial 37°C	2.46 ± 0.06	2.10 ± 0.06	***
		4th 37°C (heating)	2.27 ± 0.05	2.23 ± 0.06	**
		5th 37°C (cooling)	2.36 ± 0.06	2.33 ± 0.06	NS
Nitanium		Initial 37°C	1.81 ± 0.06	0.66 ± 0.06	***
		4th 37°C (heating)	1.73 ± 0.06	1.71 ± 0.06	*
		5th 37°C (cooling)	1.78 ± 0.05	1.75 ± 0.06	**
Tomas lite		Initial 37°C	1.55 ± 0.05	1.36 ± 0.05	***
		4th 37°C (heating)	1.47 ± 0.05	1.43 ± 0.05	**
		5th 37°C (cooling)	1.50 ± 0.05	1.46 ± 0.06	**
Nitinol light		Initial 37°C	1.03 ± 0.01	0.98 ± 0.01	***
		4th 37°C (heating)	1.01 ± 0.03	1.00 ± 0.01	***
		5th 37°C (cooling)	1.02 ± 0.06	1.00 ± 0.01	**
G4 ex. light		Initial 37°C	0.61 ± 0.01	0.60 ± 0.01	NS
		4th 37°C (heating)	0.61 ± 0.01	0.61 ± 0.01	NS
		5th 37°C (cooling)	0.61 ± 0.01	0.60 ± 0.01	NS
G&H ultralight		Initial 37°C	0.52 ± 0.04	0.51 ± 0.04	NS
		4th 37°C (heating)	0.52 ± 0.05	0.52 ± 0.05	NS
		5th 37°C (cooling)	0.52 ± 0.04	0.52 ± 0.05	NS

Significance: Paired *t*-test to test the difference between control group and overactivation group; *, p<0.05; **, p<0.01; ***, p<0.001; NS, not statistically significant

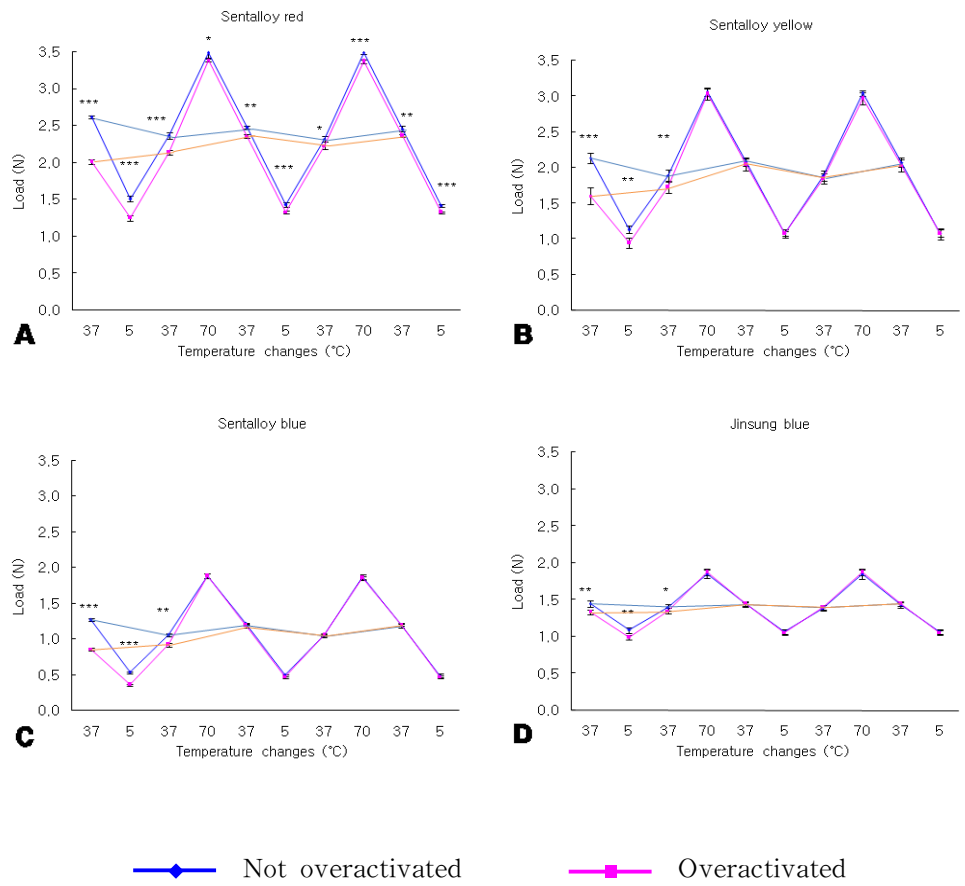


Fig 5. Force level changes of NiTi springs according to temperature changes. A, Sentalloy red; B, Sentalloy yellow; C, Sentalloy blue; D, Jinsung Blue. Dots indicate mean values; Bars indicate standard deviations.

*, $p < 0.05$; **, $p < 0.01$; ***, $p < 0.001$.

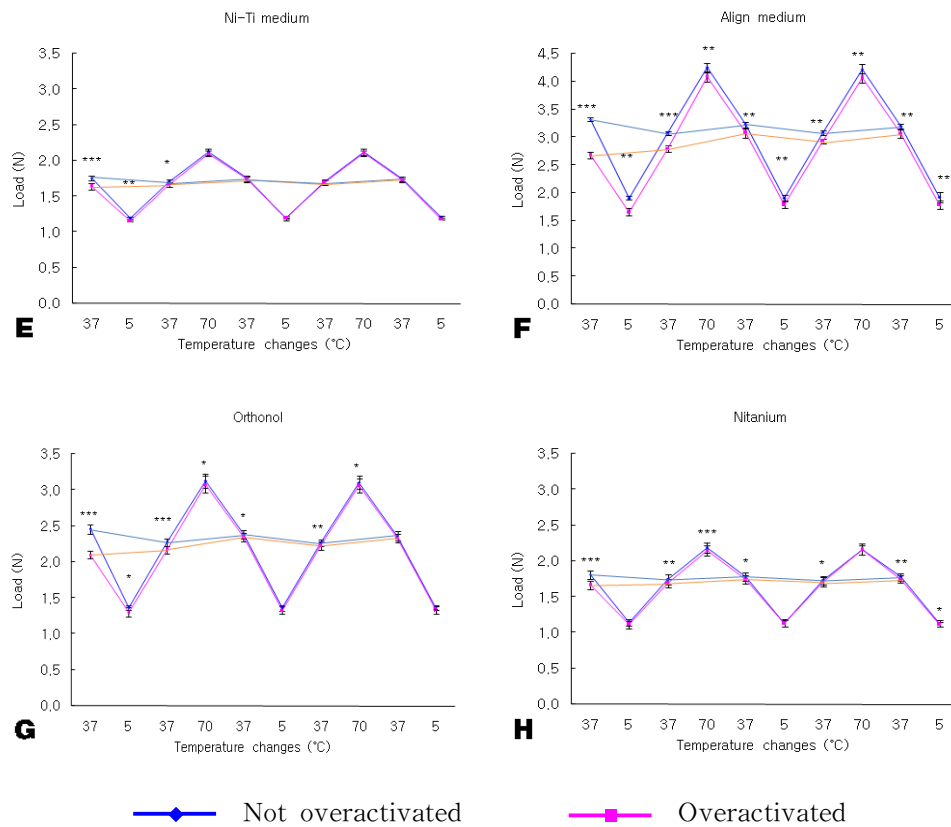


Fig 5. (Continued from previous page) E, Align medium; F, Ni-Ti medium; G, Orthonol; H, Nitanium. Dots indicate mean values; Bars indicate standard deviations.

*, $p < 0.05$; **, $p < 0.01$; ***, $p < 0.001$.

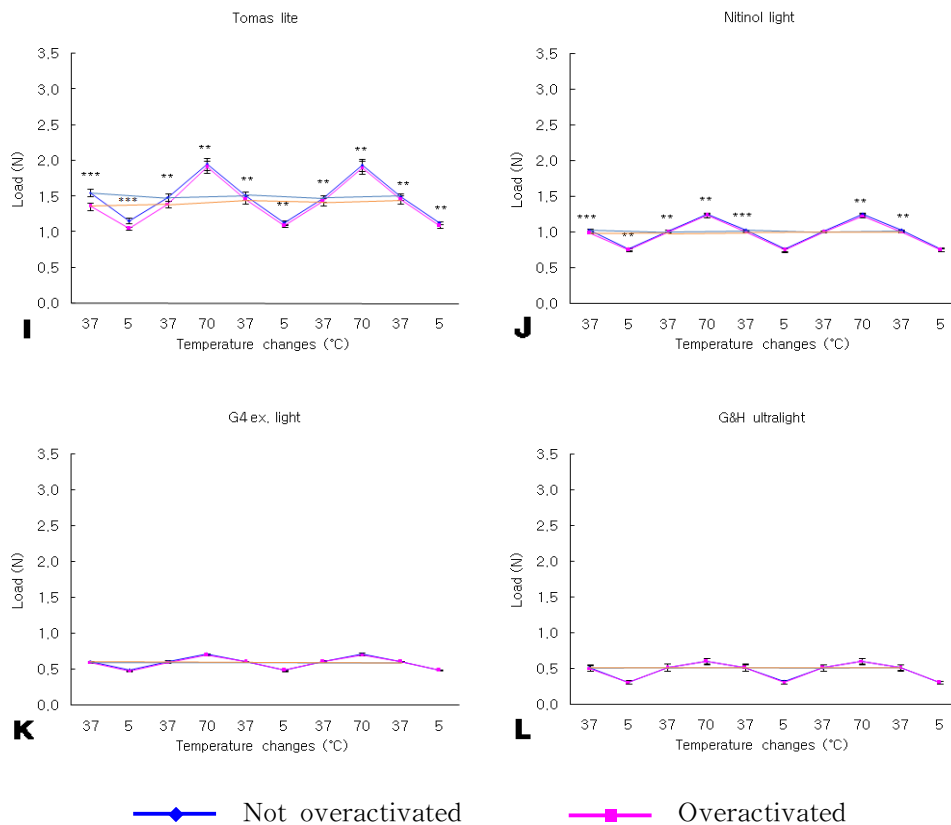


Fig 5. (Continued from previous page) I, Tomas lite; J, Nitinol light; K, G4 ex. light; L, G&H ultralight. Dots indicate mean values; Bars indicate standard deviations.

Paired *t*-test. *, $p < 0.05$; **, $p < 0.01$; ***, $p < 0.001$

3. 시차주사열량 측정

시차주사열량계를 이용하여 $-80^{\circ}\text{C} \sim 100^{\circ}\text{C}$ 온도구간에서 비열의 변화를 측정한 결과 Jinsung blue와 nitinol light를 제외한 니켈-티타늄 스프링들에서 냉각 과정의 변태에서 나타나는 발열 피크 또는 가열 과정의 역변태에서 나타나는 흡열 피크를 관찰할 수 있었다(Figs 6~8). 변태온도범위는 Table 4와 같다.

Table 4. Transformation temperature ranges of NiTi springs

Unit: $^{\circ}\text{C}$

NiTi spring	Heating				Cooling			
	R _s	R _f	A _s	A _f	R _s	R _f	M _s	M _f
Sentalloy red	-	-	3	38	-	-	37	4
Sentalloy yellow	-	-	8	39	-	-	38	5
Sentalloy blue	-	-	3	36	-	-	34	11
Jinsung blue	-	-	-	-	-	-	-	-
Align medium	-	-	-28	3	-	-	-	-
Ni-Ti medium	-	-	-34	1	-	-	-	-
Orthonol	-	-	-22	5	-	-	-	-
Nitanium	-	-	-26	16	-	-	-	-
Tomas lite	-	-	-	-	-	-	-	-
Nitinol light	-	-	-	-	-	-	-	-
G4 ex. light	-	-	-	-	-	-	-	-
G&H ultralight	-	-	8	33	-	-	31	12

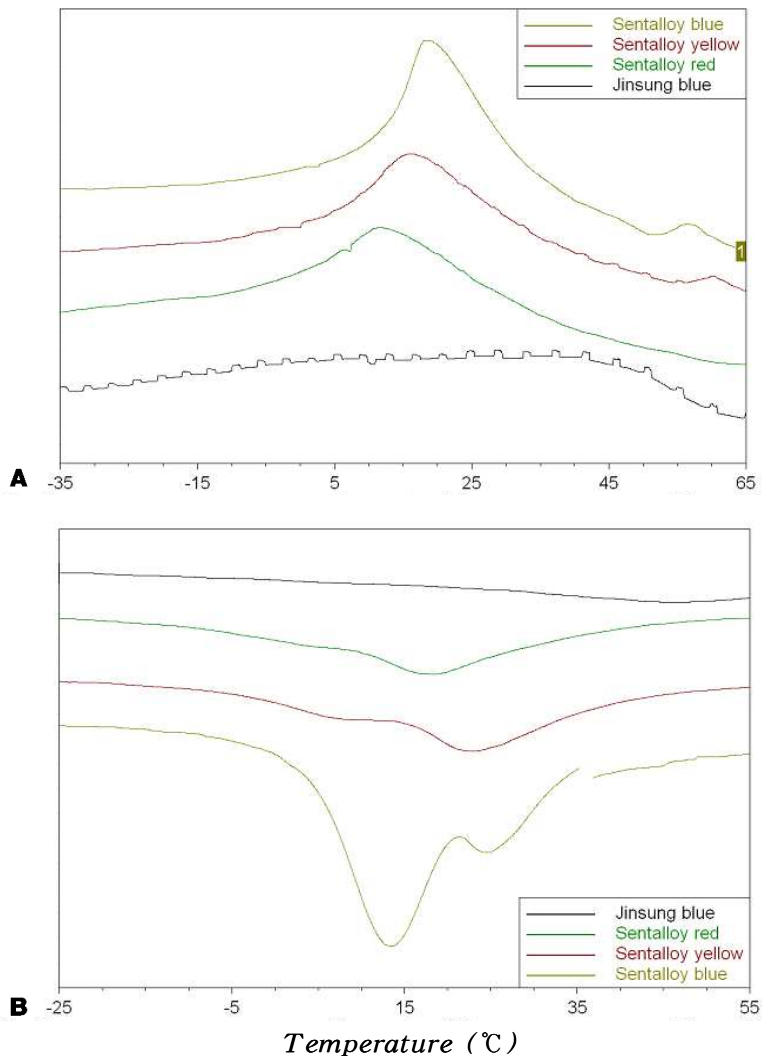


Fig 6. DSC thermograms of Sentalloy red, yellow, blue and Jinsung blue springs. A, DSC thremograms for forward transformation; B, DSC thermograms for reverse transformation

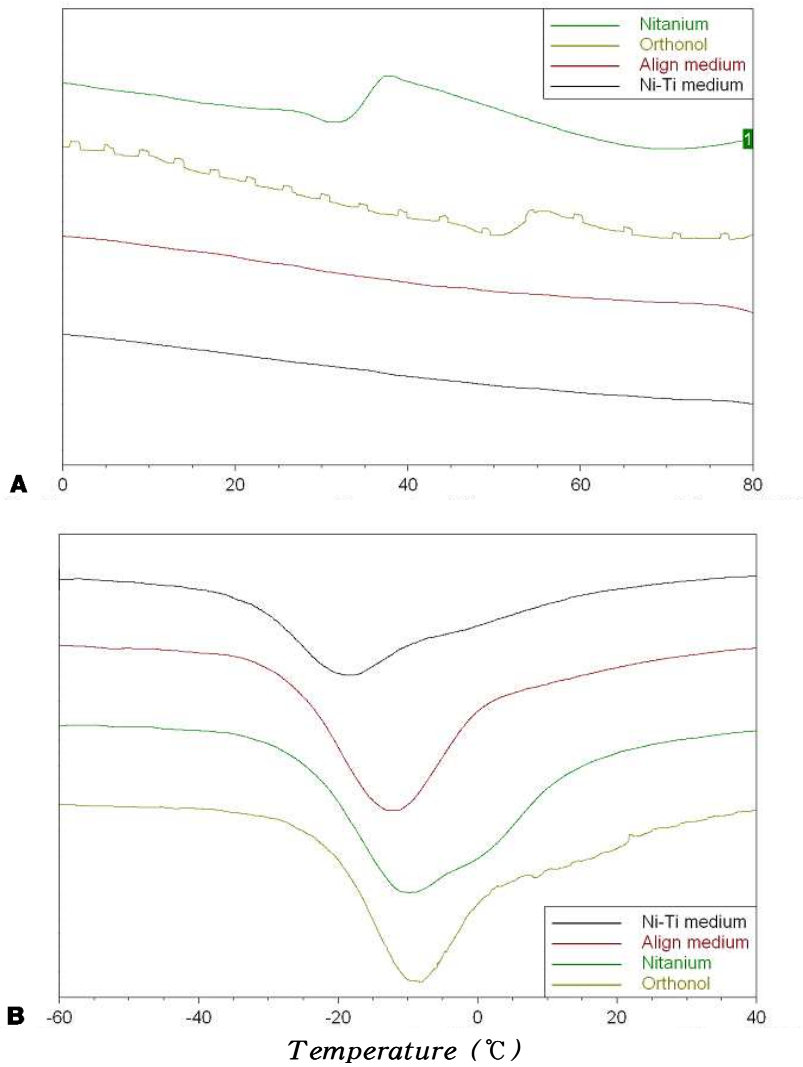


Fig 7. DSC thermograms of Ni-Ti medium, Align medium, Nitanium and Orthonol springs. A, DSC thremograms for forward transformation; B, DSC thermograms for reverse transformation

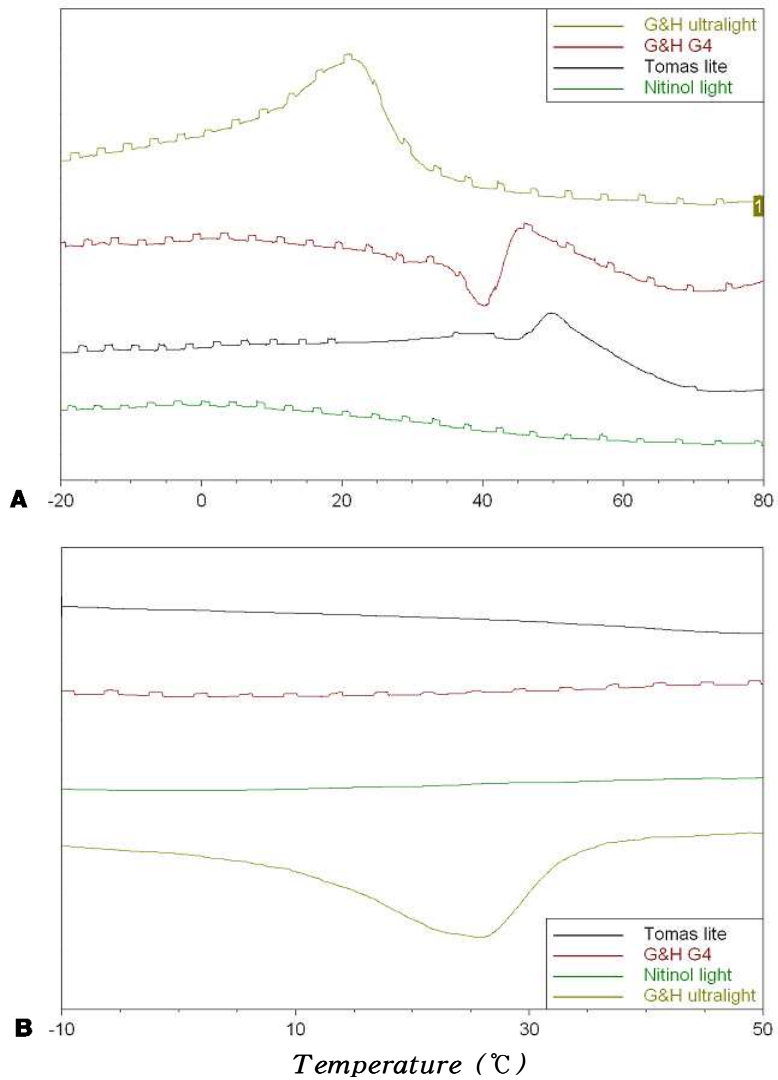


Fig 8. DSC thermograms of Tomas lite, Nitinol light, G4 ex. light and G&H ultralight springs. A, DSC thremograms for forward transformation; B, DSC thermograms for reverse transformation.

IV. 총괄 및 고안

1. 하중-변위 시험

Align medium과 Orthonol에서는 응력 이력현상은 크게 나타나고 초탄성은 나타나지 않았으나, Nitanium, Ni-Ti medium, G&H ultralight에서는 응력 이력현상과 초탄성 모두 나타나지 않았다(Figs 3, 4). 이와 유사하게 수종의 니켈-티타늄 압축 코일 스프링에 대한 하중-변위 시험에서 Sentalloy 압축 코일 스프링만이 뚜렷한 초탄성 평탄역을 보였다고 보고된 바 있다.²⁹⁾ Orthonol의 경우에는 Orthonol 호선에서도 초탄성을 갖지 않는 것으로 보고된 바 있다³⁰⁾. 이러한 초탄성이 없는 니켈-티타늄 스프링들은 보다 저렴한 스테인리스강 스프링에 비해 큰 장점을 갖는다고 보기 어렵다.

Align medium에서 영구 변형이 가장 크게 나타났는데, 이는 스프링이 초탄성을 갖지 않으면서 load/deflection ratio가 가장 컸기 때문으로 생각되며, 이러한 큰 영구변형이 하중-변위 곡선 상의 응력 이력 값을 더 크게 만드는 것으로 생각된다(Fig 3, Table 2). 이 스프링의 좌·우 eyelet을 제1대구치 브라켓의 hook과 견치 브라켓의 hook에 직접 삽입하여 장착하는 것은 스프링의 영구 변형과 이에 따른 작동 거리의 감소를 야기할 수 있으므로 피하는 것이 좋을 것이다. Align medium 다음으로 하중시 힘이 컸던 스프링은 Sentalloy red와 Orthonol이었는데, Sentalloy red의 경우에는 초탄성을 가져서 영구 변형량이 적었던 반면 Orthonol의 경우에는 초탄성이 없어서 영구 변형량이 더 컸던 것으로 보인다(Table 2).

Samuels 등^{31,32)}은 Sentalloy yellow(150g), red(200g)와 같은 니켈-티타늄 스프링을 사용한 경우에 Sentalloy blue(100g)나 탄성 모듈(Alastik, 3M Unitek)을 사용한 경우보다 발치 공간 폐쇄 속도가 유의하게 빨랐다고 보고한 바 있다. 또한 Dixon 등¹⁾도 Sentalloy red(200g)를 사용한 경우에 탄성 체인(RMO)이나 active ligature를 사용한 경우보다 발치 공간 폐쇄 속도가 유

의하게 빨랐다고 하였으며, Sueri 등³³⁾은 Sentalloy yellow(150g)를 사용한 경우에서 laceback ligature를 사용한 경우보다 견치 후방 견인 속도가 빨랐다고 하였다. 그러나 Nightingale 등³⁴⁾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^{1,31-33)}에서 사용한 스프링은 초탄성을 갖는 스프링이었던 반면, 차이가 없다는 보고³⁴⁾에 사용된 스프링은 아마도 초탄성을 갖지 않는 니켈-티타늄 스프링이어서 힘의 소실률이 더 컸기 때문일 수도 있다고 생각된다.

2. 시차주사열량 측정

Barwart 등³⁵⁾은 구강내에서 초탄성 특성이 발휘되기 위해서는 니켈-티타늄 합금의 변태온도범위가 구강내 온도보다 낮아야 하며, 가열과정의 A_s 또는 냉각과정의 M_f 온도 이상에서는 오스테나이트상과 마르텐사이트상이 공존하므로 SIM으로의 변태가 가능하여 초탄성이 나타날 수 있다고 주장하였다. 이들은 또한 Sentalloy에서의 시차주사열량 측정 결과 A_f 온도가 29.2°C ~ 37°C 이었다고 하였는데, 본 연구에서 측정된 A_f 온도는 이와는 약간 차이가 있었다. 이러한 차이는 아마도 니켈-티타늄 합금의 경우 제조공정상의 까다로움으로 인해 batch간 차이가 큰 것^{29,36)}에 기인하는 것으로 생각된다. 시차주사열량 측정에서의 명확한 흡·발열 피크는 변태가 뚜렷이 일어남을 나타내어 초탄성 특성이 우수함을 나타내며, 흡·발열 피크가 없는 것은 초탄성이 없는 것을 나타낸다. 그러나 본 실험 결과 Jinsung blue와 Nitinol light에서는 -80°C ~ 100°C의 DSC 측정 구간에서 변태와 역변태 모두 관찰할 수 없었으나 (Table 4, Figs 8~9), 이들의 37°C 환경에서의 하중-변위 곡선에서는 명확한 초탄성이 나타났다(Fig 2, 4). Tomas light와 G4 ex. light에서는 냉각 과정에서의 미약한 발열 피크만 관찰되었고 가열 과정의 변태는 관찰되지 않았으나 (Fig 10), 이들의 하중-변위 곡선에서도 명확한 초탄성이 관찰되었다(Fig 4). Align medium, Ni-Ti medium, Orthonol, Nitanium에서는 가열 과정의 변태

는 명확히 나타났으며 A_f 온도가 모두 유사하게 나타났으나 냉각 과정의 변태는 관찰되지 않았고(Fig 9), 이 스프링들의 하중-변위 곡선에서는 초탄성 특성이 관찰되지 않았다(Fig 3). G&H ultralight에서는 가열 및 냉각 변태가 뚜렷이 관찰되었고, 변태 온도도 37°C 미만이었으나(Fig 10) 초탄성은 관찰되지 않았다(Fig 4).

본 실험에서 사용한 $-80^{\circ}\text{C} \sim 100^{\circ}\text{C}$ 온도 범위의 시차주사열량 측정 결과로는 하중-변위 특성을 설명할 수 없었다. 또한 니켈-티타늄 와이어에서 나타나는 상전이 온도가 높을수록 건성이 감소하는 경향도 관찰할 수 없었는데, 이는 코일 스프링의 경우 선경이나 코일 내경과 같이 힘을 조절할 수 있는 요소들이 더 많기 때문에 상전이 온도를 이용하여 건성을 조절할 필요가 없기 때문일 것으로 생각된다. 시차주사열량 측정에서 변태가 관찰되지 않았으나 초탄성을 나타내는 스프링들에 대해서는 향후 보다 낮은 온도까지 측정하여 변태 여부를 확인하는 것이 바람직하다.

3. 온도변화 범위

본 연구에서는 온도변화 실험을 $5^{\circ}\text{C} \sim 70^{\circ}\text{C}$ 구간에서 시행하였는데, 이러한 온도 설정은 음식물 섭취에 따른 구강내 온도변화를 참고한 것이었다. Otsubo 등¹⁶⁾은 70°C 온수를 마실 경우와 얼음을 머금을 경우의 상악 제1대구치 부위의 온도변화는 평균 $30^{\circ}\text{C} \sim 42^{\circ}\text{C}$ 이었고, 최고치는 $7^{\circ}\text{C} \sim 52^{\circ}\text{C}$ 이었다고 하였으며, Youngson 등¹⁷⁾은 뜨거운 블랙 커피(72.5°C)와 차가운 오렌지 주스(6°C)를 마실 때의 구강내 온도변화를 측정한 결과 최대 68.0°C , 최소 15.4°C 의 온도가 계측되었으며, 구치부에서는 덜 심한 온도변화가 계측되었고, 상악 제2대구치 협측과 하악 제2대구치 설측에서는 거의 온도변화가 일어나지 않았다고 보고하였다. Ernst 등¹⁸⁾은 85°C 와 0°C 의 음료를 마실 때의 치아 사이 인접면 공간의 온도변화를 계측한 결과 최고 온도는 하악 제1, 제2소구치 사이에서 기록된 52.8°C 로 나타났으며, 최저온도는 상악 중절치 사이 및 중절치와 측절치 사이에서 기록된 13.7°C 로 나타났다고 하였다. Moore 등¹⁹⁾은 상악 보정장치의 순측 와이어에 thermocouple을 장착하여 구강내 온도변화를 조사

한 결과, 절치부의 온도변화는 5.6°C~58.5°C로, 소구치부의 온도변화는 7.9°C~54°C로 나타났다고 하였다. 본 연구에서는 온도변화에 따른 힘 변화를 최대한으로 하여 관찰하기 위하여 가능한 최대의 구강내 온도변화 범위를 설정하고자 하였으며, Palmer 등²⁰⁾이 제시한 최대 구강내 온도변화 범위인 0°C~67°C를 바탕으로 5°C~70°C의 온도변화 범위를 설정하였다. 최소 온도를 0°C가 아닌 5°C로 설정한 것은 차가운 음료수의 온도가 통상 4°C~6°C이며, 0°C의 구강내 온도는 얼음 조각을 물고 있을 때에나 도달 가능하기 때문이었다. 구강내 온도변화는 하악 전치 순측과 상악 전치 설측에서 가장 크다는 Barclay 등²¹⁾의 연구결과를 고려할 때 전치부 이외의 부위에서는 본 실험에 사용된 온도 범위까지 온도가 변화하지는 않을 것으로 생각된다.

4. 온도변화에 따른 힘 변화

모든 니켈-티타늄 스프링에서 가열시 힘이 증가하였으며, 냉각시 힘이 감소하였다. 니켈-티타늄 합금의 이러한 현상은 Clausius-Clapeyron 법칙에 따라 응력이 온도에 비례하여 변하기 때문이며³⁵⁾, 니켈-티타늄 코일 스프링에서도 이러한 현상이 관찰된다는 것이 Barwart 등¹²⁾에 의해 보고된 바 있다.

과활성은 응력 이력현상에 의해 동일 변위량에서 하중시의 힘과 탈하중시의 힘이 차이가 나는 현상을 이용하는 것이므로, 하중시의 힘과 탈하중시의 힘이 동일할 경우에는 과활성은 아무런 효과가 없다. 하중-변위 곡선 상에서 응력 이력현상을 보이지 않았던 G&H사의 G4 ex. light와 G&H ultralight의 경우에는 처음 37°C에서 과활성을 시행한 경우와 시행하지 않은 경우의 힘의 차이가 평균 0.01N에 불과하여 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았으며, 온도변화 이후에도 과활성 시행 여부에 따른 차이는 나타나지 않았다(Table 3). 또한 이 두 스프링에서는 온도변화에 따른 힘의 증감도 다른 스프링에 비해 적게 나타났다(Figs 8 C, D). 이 두 스프링을 제외한 나머지 10종의 니켈-티타늄 스프링들에서는 처음 37°C에서 과활성군의 힘과 대조군의 힘이 통계적으로 유의한 차이를 보였으며, 온도변화를 거친 후 이 차이가 감소하는 경향을 보였다(Table 3). 온도변화를 거친 후의 마지막 37°C에서 두 군

사이의 힘의 차이는 Sentalloy yellow, Sentalloy blue, Jinsung blue, Ni-Ti medium, Orthonol에서는 통계적으로 유의하지 않은 수준으로 감소되었으나, Sentalloy red, Align medium, Nitanium, Tomas lite, Nitinol light에서는 차이가 처음 37°C에서보다는 감소하긴 하였으나, 통계적으로 유의한 차이가 있었다. 이렇게 온도변화 이후에도 차이가 유지되는 이유는 응력 이력현상에 따른 과활성 군과 대조군 사이의 결정 격자 구조의 비율 차이가 5°C~70°C의 온도변화에 따른 변태를 겪는 과정에서도 어느 정도 유지된 때문으로 생각된다. 또한 Algin medium과 같은 경우에는 과활성 부여시 영구변형이 현저히 발생되어 대조군과 overactivaiton 군 간의 힘의 차이가 발생하고 이것이 온도변화 과정에서 유지되어 마지막 37°C에서도 유의한 차이가 남게 된 것으로 생각된다.

Meling 등¹¹⁾은 온도변화 후 니켈-티타늄 와이어의 힘이 변하는 것에 대해, 마르텐사이트/오스테나이트 비율이 변하는 것 때문에 힘이 변한다고 하였는데, 보다 탄성계수가 낮은 마르텐사이트의 비율이 증가할수록 힘이 감소하게 된다. 본 연구 결과 처음부터 과활성 시행 여부에 따른 힘의 차이가 없었던 G4 ex. light와 G&H ultralight 스프링을 제외한 모든 스프링들에서 대조군의 힘은 온도변화 후 감소하고, 과활성군의 힘은 온도변화 후 증가하는 양상을 보여 두 힘이 유사해지는 양상을 보였다(Figs 8~10, Table 3). 이러한 현상은 온도변화 과정에서 마르텐사이트/오스테나이트 비율이 변화된 것이 온도가 다시 37°C로 회복되어도 온도변화 전의 마르텐사이트/오스테나이트 비율로 회복되지 못한다는 것을 뜻한다.

탈하중 과정에서 SIM이 오스테나이트로 역변태되기 시작하기 위해서는 현저한 힘 감소(구동력)가 있어야만 하기 때문에 동일 변위량에서의 하중시와 탈하중시의 힘 차이, 즉 응력 이력현상이 나타나게 되며, 이렇게 역변태 개시를 위해서 현저한 힘 감소가 나타나기 위해서는 어느 정도의 신장량 감소가 필요하며, 이렇게 탈하중 과정에서 신장량이 어느 정도 감소된 후에야 뒤늦게 오스테나이트로의 역변태가 개시된다는 점 때문에 동일 신장량에서의 대조군의 마르텐사이트/오스테나이트 비율보다 과활성군과 같이 탈하중 과정에

있는 경우의 마르텐사이트/오스테나이트 비율이 더 크게 된다. 본 실험 결과로 보아 이러한 응력 이력현상에 따른 동일 변위 지점에서의 과활성 시행 유무에 따른 마르텐사이트/오스테나이트 비율의 차이와 이에 따른 힘의 차이는 온도변화에 따른 변태를 겪으면서 대조군과 과활성 시행 군의 마르텐사이트/오스테나이트 비율이 서로 유사해짐에 따라 감소하는 것으로 보인다. 이는 응력유기 변태 과정에 있었다는 과거 이력(履歷)을 온도변화에 따른 변태가 소거(消去)시키는 것이라고 볼 수 있다.²⁶⁾ 결정격자의 구성 비율에 있어서 변태 과정에서 중간상인 R상이 나타나는 스프링의 경우에는 R상과 마르텐사이트상, 오스테나이트상이 혼재할 수도 있을 것이다.

37°C에서 5°C로 냉각되었을 때 대조군과 과활성군의 힘이 모두 낮아지는데, 이때 두 힘 사이의 차이는 초기 37°C에서보다 줄어들게 되며, 이러한 차이는 다시 37°C로 회복되었을 때까지 그대로 유지되어, 결과적으로 하중시의 힘은 초기보다 더 작아졌고, 탈하중시의 힘은 초기보다 더 커졌다. 37°C에서 냉각 후 70°C로 가열한 다음 다시 37°C로 온도가 회복되었을 때에는 냉각 후 37°C로 회복되었을 때보다 대조군과 과활성이군 사이의 힘 차이가 더욱 감소하였는데, 이때 힘 차이가 남아있었던 경우 이러한 차이는 이후 1회 더 냉각 가열 과정을 거치는 동안 대체로 큰 변화 없이 유지되었다(Figs 5~7). 이렇게 가열 후 힘 차이가 더욱 감소하는 현상은 70°C 고온에서는 대조군과 과활성군의 마르텐사이트/오스테나이트 비율이 더욱 유사하게 되고, 이후 온도 회복 과정에서도 이러한 유사성이 그대로 유지되기 때문으로 생각된다. 이러한 현상은 초탄성 니켈 티타늄 와이어에서도 유사하게 나타나는 것으로 보고된 바 있다.²⁶⁾

처음부터 대조군과 과활성이군 사이의 힘의 차이가 없었던 G4 ex. light 와 G&H ultralight 스프링을 제외한 모든 스프링들에서 1회의 냉각 가열 과정을 거친 후에는 가열 후 온도 하강 국면의 37°C에서의 힘이 냉각 후 온도 상승 국면의 37°C에서의 힘보다 더 컸다(Figs 5, 6, 7 A, B, Table 3). 이러한 현상은 70°C까지 가열하는 과정에서 감소된 마르텐사이트/오스테나이트 비율이 37°C로 온도가 하강하여도 가열 전 37°C의 비율로 회복되지 못하며 5°C까

지 생각하는 과정에서 증가된 마르텐사이트/오스테나이트 비율이 37°C로 온도가 상승하여도 냉각 전 37°C의 비율로 회복되지 못한다는 것을 뜻한다. 이러한 현상 역시 초탄성 니켈-티타늄 와이어에서도 유사하게 나타나는 것으로 보고된 바 있으며,²⁶⁾ 이러한 현상은 변태시 구동력이 필요하기 때문에 온도변화나 응력변화에 뒤처져서 변태 및 역변태가 개시되는 기전에 의해 나타나는 것으로 생각된다.

니켈-티타늄 와이어를 대상으로 한 온도변화 실험^{10,11,26)}에서 온도변화 이후에도 하중시와 탈하중시의 힘의 차이가 완전히 소실되지 않는다는데 본 연구에서는 일부 스프링에서는 과활성군과 대조군 사이의 힘 차이가 온도변화 후 완전히 사라졌다. 이러한 차이가 발생한 이유는 아마도 본 연구의 온도변화 범위가 조금 더 극단적이어서 온도변화에 따른 변태가 응력 이력현상을 조금 더 완벽히 소거할 수 있었기 때문으로 생각되며, 또한 스프링 형태의 인장 시험에서는 와이어의 형태의 3점 굽곡 시험에 비해 응력 이력 값이 적게 나타나는 경향이 있다는 점도 관련이 있을 것으로 생각된다.

5. 과활성의 유용성

본 연구에서 사용한 5°C~70°C 범위의 극단적인 온도변화 후 과활성에 따른 힘 차이가 감소하거나 사라졌으나, 온도변화가 상대적으로 적은 구치부^{17,19,21)}에서는 구강내 온도변화에 의해 과활성 여부에 따른 힘 차이가 완전히 사라지지 않는 것으로 생각되며, 이 경우 스프링을 구치부에 국한하여 장착할 때는 과활성이 온도변화를 겪기 전의 초기의 큰 힘을 줄이는 데 소폭이나마 유용할 수도 있다. 그러나 과활성 시행 과정에서 특히 작동 거리가 짧은 니켈-티타늄 스프링의 경우에는 영구변형이 발생하여 니켈-티타늄의 초탄성 특성이 나빠질 수 있으므로 과활성은 최소량만 시행하는 것이 바람직하다. 이러한 점들을 고려할 때 니켈-티타늄 코일 스프링의 과활성은 임상에서 그다지 유용하지 않을 것으로 생각된다.

과활성 시행시 영구변형이 우려되는 경우에는 과활성을 적용하는 대신 니켈-티타늄 스프링을 구강내 장착 후 뜨거운 물과 찬물로 입을 헹구도록 하여

스프링 적용 초기의, 온도변화를 겪기 이전의 큰 힘을 감소시킬 수도 있다. 그러나 과활성을 시행하지 않은 스프링에서 온도변화 후의 힘의 감소량은 대부분 0.2N 이하라는 점과, 온도변화 후 과활성을 시행하지 않은 대조군의 힘이 감소하는 경향보다는 과활성을 시행한 군의 힘이 증가하는 경향이 더 큰 점을 고려할 때, 스프링 적용 직후 뜨거운 물과 찬물로 입을 헹구게 하는 방법은 대부분의 니켈-티타늄 스프링에 있어서 유용하지 않을 것으로 생각된다. 그러나 이러한 방법은 니켈-티타늄 와이어에서와 같이 응력 이력현상이 보다 큰 경우²⁶⁾에는 좀 더 유용할 수도 있을 것이다.

향후에는 변태 특성과 초탄성 특성 및 응력 이력현상의 크기와 의 관계를 조사하기 위한 추가적인 연구가 필요하며, 응력 이력현상과 온도변화에 의한 변태가 중첩되었을 때 실제로 일어나는 결정격자 구조의 비율 변화에 대한 조사가 필요한데, 이를 위해서는 전기 저항의 변화를 이용하여 활성화된 스프링에서의 온도변화 과정에서 동시에 변태 여부를 파악하는 방법³⁷⁾의 도입이 필요할 수 있다. 또한 초탄성을 갖는 니켈-티타늄 스프링이 초탄성 갖지 않는 스프링에 비해 발치공간 폐쇄를 더 빠르게 할 수 있는지의 여부와 여러 니켈-티타늄 스프링들에서 시간 경과에 따른 stress relaxation의 정도와 영구변형이 개시되는 신장량에 대해 연구하여 이를 바탕으로 니켈-티타늄 코일 스프링의 선택 및 임상적 적용에 관한 지침을 수립하는 것이 바람직하다.

V. 결론

12종의 니켈-티타늄 폐쇄 코일 스프링들의 하중-변위 특성과 변태온도를 조사하고, 과활성을 시행한 경우와 시행하지 않은 경우의 니켈-티타늄 코일 스프링의 힘이 5°C~70°C 사이의 온도변화를 거친 후 어떻게 변화하는지를 관찰하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 하중-변위 시험 결과 Sentalloy(red, yellow, blue), Jinsung blue, Tomas lite, Nitinol light와 G4 ex. light 스프링에서는 초탄성이 관찰되었으나, Align medium, Orthonol, Nitanium, Ni-Ti medium과 G&H ultralight 스프링에서는 초탄성이 뚜렷하게 관찰되지 않았다. 힘이 가장 컸던 Align medium의 경우에는 12mm 신장시 영구변형이 .024mm로 가장 컸다.
2. 시차주사열량 측정 결과 Jinsung blue, Tomas lite, Nitinol light와 G4 ex. light 스프링에서는 -80°C~100°C 사이의 측정 구간에서 변태가 관찰되지 않았다.
3. G4 ex. light와 G&H ultralight 스프링을 제외한 모든 스프링들에서 응력 이력현상이 관찰되었으며, 응력 이력현상을 보이는 스프링들에서는 과활성 시행시 힘이 감소하여 과활성군의 힘이 대조군의 힘보다 유의하게 작아졌다. 그러나 이러한 과활성군과 대조군의 힘의 차이는 온도변화를 거친 후 크게 감소하거나 사라졌다.

과활성에 의한 니켈-티타늄 코일 스프링의 힘의 감소는 구강내 온도변화 전까지만 유효하다. 또한, 과도한 과활성은 영구변형을 야기할 수 있으므로 주의가 필요하다.

참 고 문 헌

1. 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.
2. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Karibe M. The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics: Part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1988;94:89-96.
3. Bondemark L, Kurol J, Bernhold M. Repelling magnets versus superelastic nickel titanium coils in simulated distal movement of maxillary first and second molars. Angle Orthod 1994;64:189-98.
4. Erverdi N, Koyuturk O, Kucukkeles N. Nickel-titanium coil springs and repelling magnets: A comparison of two different intra-oral molar distalization techniques. Br J Orthod 1997;24:47-53.
5. Han S, Quick DC. Nickel-titanium spring properties in a simulated oral environment. Angle Orthod 1993;63:67-72.
6. Von Fraunhofer JA, Bonds PW, Johnson BE. Force generation by orthodontic coil springs. Angle Orthod 1993;63:145-8.
7. 형상기억합금개발위원회 저, 편집부 역. 형상기억합금과 그 사용방법. 서울:기전연구소;1991.
8. 鈴木雄一 저, 이근길, 김용주 역. 실용형상기억합금. 서울:기전연구소;1989.
9. Mullins WS, Bagby MD, Norman TL. Mechanical behavior of thermo-responsive orthodontic archwires. Dental Materials 1996;12:308-14.

10. Meling TR, Odegaard J. Short-term temperature changes influence the force exerted by superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;114:503-9.
11. Meling TR, Odegaard J. The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:263-73.
12. Barwart O. The effect of temperature change on, the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;110:553-8.
13. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire: A new orthodontic alloy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1985;87:445-52.
14. Tripolt H, Burstone CJ, Bantleon P, Manschiebel W. Force characteristics of nickel-titanium tension coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;15:498-507.
15. Sachdeva RCL. Orthodontics for the next millenium. Glendora:ORMCO;1997.
16. Otsubo K, Yoneyama T, Hamanaka H, Soma K. Influence of temperature on the force level of a super-elastic Ni-Ti alloy wire under strain. *齒科材料 器械* 1993;12:521-7.
17. Youngson CC, Barclay CW. A pilot study of intraoral temperature changes. *Clin Oral Investig* 2000;4:183-9.
18. Ernst CP, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig*. 2004;8:130-8.
19. Moore RJ, Watts JTF, Hood JAA. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *Eur J Orthod* 1999;21:249-61.

20. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 1992;67:325-7.
21. Barclay CW, Spence D, Laird WR. Intra-oral temperatures during function. *J Oral Rehabil.* 2005;32:886-94.
22. Brooks DG, Hershey HG. Effects of heat and time on stretched plastic orthodontic modules [Abstract]. *J Dent Res* 1976;55(Spec Iss B):363.
23. Brantley WA, Salander S, Myers CL, Winders RV. Effects of prestretching on force degradation characteristics of plastic modules. *Angle Orthod* 1979;49:37-43.
24. Chang HF. Effects of instantaneous prestretching on force degradation characteristics of orthodontic plastic modules. *Proc Natl Sci Counc Repub China* 1987;11:45-53.
25. Kim KH, Chung CH, Choy K, Lee JS, Vanarsdall RL. Effects of prestretching on force degradation of synthetic elastomeric chains. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:477-82.
26. 양용근. 온도변화에 따른 초탄성 니켈-티타늄 합금 와이어의 교정력 변화. 박사학위논문. 조선대학교 2007.
27. Manhartsberger C, Seidenbusch W. Force delivery of Ni-Ti coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109-8-21.
28. American Dental Association ASC MD 156: Restorative and orthodontic materials. Specification #32.
29. Schneevoigt R, Haase A, Eckardt VL, Harzer W, Bourauel C. Laboratory analysis of superelastic NiTi compression springs. *Med Eng Phys* 1999;21:119-25.
30. 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

31. Samuels RH, Rudge SJ, Mair LH. A comparison 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.
32. 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.
33. Sueri MY, Turk T. Effectiveness of laceback ligatures on maxillary canine retraction. *Angle Orthod* 2006;76:1010-4.
34. Nightingale C, Jones SP. A clinical investigation of force delivery systems for orthodontic space closure. *J Orthod* 2003;30:229-36.
35. Barwart O, Rollinger JM, Burger A. An evaluation of the transition temperature range of super-elastic orthodontic NiTi springs using differential scanning calorimetry. *Eur J Orthod* 1999;21:497-502.
36. Bourauel C, Drescher D, Ebling J, Broome D, Kanarachos A. Superelastic nickel titanium alloy retraction springs: An experimental investigation of force systems. *Eur J Orthod* 1997;19:491-500.
37. Santoro M, Beshers DN. Nickel-titanium alloys: Stress-related temperature transitional range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118:685-92.

저작물 이용 허락서

학 과	치의학과	학 번	20057486	과 정	박사
성 명	한글: 심도섭 한문 : 沈道燮 영문 : Sim Do-Sub				
주 소	서울 강동구 명일동 346-1 해바라기 치과				
연락처	02-3427-2872	E-MAIL	ddssim@yahoo.co.kr		
논문제목	한글 : 온도 변화가 활성화된 교정용 니켈-티타늄 코일 스프링의 힘에 미치는 영향				
	영어 : The Effect of Temperature Changes on the Orthodontic Force Level of Activated NiTi Coil Springs				

본인이 저작한 위의 저작물에 대하여 다음과 같은 조건아래 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 편집·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 또는 출판을 허락을 하였을 경우에는 1개월 이내에 대학에 이를 통보함.
6. 조선대학교는 저작물의 이용허락 이후 해당 저작물로 인하여 발생하는 타인에 의한 권리 침해에 대하여 일체의 법적 책임을 지지 않음
7. 소속대학의 협정기관에 저작물의 제공 및 인터넷 등 정보통신망을 이용한 저작물의 전송·출력을 허락함.

동의여부 : 동의(O) 반대()

2007년 07월 10일

저작자: 심 도 섭 (서명 또는 인)

조선대학교 총장 귀하