[UCI]I804:24011-200000234103

2007년 2월 박사학위논문 온도 변화에 따른 초탄성 니켈-티타늄 합금 와이어의 교정력 변화 양 용 근

2007년 2월
박사학위논문

온도 변화에 따른 초탄성 니켈-티타늄 합금 와이어의 교정력 변화

조선대학교 대학원

치의학과

양 용 근

온도 변화에 따른 초탄성 니켈-티타늄 합금 와이어의 교정력 변화

The Effect of Temperature Changes on the Orthodontic Force Level of Superelastic Ni-Ti Alloy Wires

2007년 2월 25 일

조선대학교 대학원

치의학과

양 용 근

온도 변화에 따른 초탄성 니켈-티타늄 합금 와이어의 교정력 변화

지도교수 김 광 원

이 논문을 치의학 박사학위신청 논문으로 제출함.

2006년 10월

조선대학교 대학원

치의학과

양 용 근

양용근의 박사학위 논문을 인준함

위원장 조선대학교 교 수 김 재 덕 인

위 원 원광대학교 교 수 김 상 철 인

위 원 조선대학교 교 수 장 우 양 인

위 원 조선대학교 교 수 임 성 훈 인

위 원 조선대학교 교 수 김 광 원 인

2006년 12월

조 선 대 학 교 대 학 원

목 차

표목차 ---------- ii

도목차 ---------- iii

영문초록(*ABSTRACT*) ---------- iv

***I.* 서 론** ---------- 1

***II.* 연구재료 및 방법** ---------- 4

1. 연구재료 ---------- 4
2. 연구방법 ---------- 4
3. 통계처리 ---------- 6

Ⅲ. 연구 성적 ---------- 7

1. 3점 굴곡 시험 ---------- 7
2. 온도변화 시 힘 변화 측정 ---------- 8
3. 시차주사열량 측정 ---------- 13

Ⅳ. 총괄 및 고안 ---------- 16

1. 3점 굴곡 시험 ---------- 16
2. 시차주사열량 측정 ---------- 16
3. 온도변화 범위 ---------- 17
4. 온도변화 시 힘 변화 ---------- 18

Ⅴ. 결 론 ---------- 25

참고문헌 ---------- 26

표 목 차

Table 1. Forces and stress hystereses of NiTi wires at 1.5 mm deflection ---------- 8

Table 2. Means and standard deviations of forces of NiTi wires at 37℃ ---------- 12

Table 3. Transformation temperature ranges of Ni-Ti wires ---------- 13

도 목 차

Figure 1. Upper & lower jigs for three-point bending test ---------- 5

Figure 2. Load-deflection curves of Ni-Ti wires used in this study --- 7

Figure 3. Force level changes in Sentalloy wire according to
temperature changes ---------- 9

Figure 4. Force level changes in L&H Titan wires according to
temperature changes ---------- 10

Figure 5. Force level changes in Copper Ni-Ti 35℃ wires according to
temperature changes ---------- 11

Figure 6. DSC thermograms for forward transformation of Sentalloy wire,
L&H Titan wire and Copper Ni-Ti 35℃ wire ---------- 14

Figure 7. DSC thermograms for reverse transformation of Sentalloy wire,
L&H Titan wire and Copper Ni-Ti 35℃ wire ---------- 15

Figure 8. Lattice change associated with the R-phase transition ----- 17

ABSTRACT

The Effect of Temperature Changes on the Orthodontic Force Level of Superelastic Ni-Ti Alloy Wires

Yong-Geun Yang, D.D.S. M.S.D.
Advisor : Prof. Kwang-Won Kim
D.D.S., M.S.D., Ph.D.
Department of Dentistry
Graduate School, Chosun University

The purpose of this study was to investigate the force level changes of Ni-Ti wires with temperature changes during loading and unloading phases. Three-point bending tests were performed and the temperature was changed from initial 37℃ to 15℃～70℃ (three cycles). The loading force was measured at 1.5 mm deflection and the unloading force was measured at the same 1.5 mm deflection returning from 3.1 mm deflection. The results were as follows.

1. The three-point bending test performed at 37℃ showed that the loading force and stress hysteresis of Sentalloy were the largest, but the unloading forces of three Ni-Ti wires were similar.
2. After temperature changes, the loading forces decreased, and the unloading forces increased, so that the two forces became similar.

But the remaining small difference between loading and unloading forces after initial temperature changes did not disappeared throughout the temperature changes.

3. After temperature changes, the forces of L&H Titan and Copper Ni-Ti 35°C became similar to the median force between initial loading and unloading forces, but the force of Sentalloy became closer to the initial loading force.
4. Copper Ni-Ti 35°C showed larger force during cooling phase 37℃ relative to the force during heating phase 37℃, and this was attributed to the larger temperature hysteresis of Copper Ni-Ti 35°C.

I. 서론

니켈-티타늄 합금은 구리계 합금(Cu-Zn-Al 합금)과 더불어 대표적인 형상기억합금인데, 형상기억효과란 마르텐사이트상의 형상기억합금에 외부 응력을 가하여 변형시켜도 A_f(Austenite finish) 온도 이상으로 가열 시 오스테나이트상으로 변태되면서 재료가 변형 전의 형상으로 회복되는 성질을 뜻한다[1]. 이러한 성질이 1961년 Buehler 등[2]에 의해 니켈-티타늄 합금에서 발견되고, 1971년 Adreasen 등[3]에 의해 교정 영역에의 적용 가능성이 소개된 이래, 니켈-티타늄 와이어는 교정치료시 널리 사용되어 왔으며, 최근에는 구개 확장용 장치에까지 그 사용 영역이 확대되어 왔다.[4] 교정용 니켈-티타늄 와이어는 형상기억효과 외에 초탄성(superelasticity) 효과를 가지며[5], 이 초탄성 효과가 교정치료시 니켈-티타늄 와이어를 사용하는 주된 이유라고 할 수 있다.

초탄성 니켈-티타늄 합금을 A_f 온도 이상에서 변형시키면 응력유기변태(stress-induced transformation)가 발생되어 오스테나이트가 응력유기 마르텐사이트(stress-induced martensite, 이후 SIM)로 변태되기 시작하면서 고무의 탄성거동과 비슷한 초탄성 효과가 나타나는데[6], 이는 일반적인 금속재료에 있어서의 탄성한계를 10여배 이상 초과해서 크게 변형시키더라도 변형력을 제거하면 고무와 같이 원래의 형태로 되돌아가는 성질이다[1]. 이러한 초탄성 효과는 치열교정에 있어서 와이어의 작동범위를 늘려줄 뿐만 아니라 와이어의 변위량 증감에 따른 하중의 변화를 적게 하여 불규칙한 치아가 교정되면서 변위가 감소하여도 치아에 항상 일정한 하중이 작용될 수 있게 한다. 이렇게 변위량이 증가하여도 하중이 크게 변하지 않게 되는 이유는 힘이 가해짐에 따라 결정구조의 일부가 모상의 오스테나이트로부터 보다 견성이 낮은 SIM으로 변태되고, 이 과정에서 변형량 증가에 따른 응력 증가분이 소모되기 때문이다. 탈하중 과정에서는 SIM이 보다 견성이 높은 오스테나이트로 다시 변태되면서 변형량 감소에 따른 응력 감소분이 상쇄되어 힘이 일정하게 유지

될 수 있다. 이러한 변태는 응력이 가해지거나 제거됨에 의해서도 나타나지만, 형상기억효과로 알려진 것과 같이 온도 변화에 의해서도 나타난다. 즉 저온측에서는 마르텐사이트상이 많이 출현하여 견성이 작아지고 변형되기 쉽게 되고, 고온측에서는 오스테나이트상이 많이 출현하여 견성이 커지는 현상이 나타난다.

이러한 변태 과정에서 니켈-티타늄 합금은 이력(履歷)현상을 나타내게 되는데, 하중 및 탈하중 과정에서는 응력(기계적) 이력현상(stress hysteresis)을 나타내며, 온도 변화에 따른 형상기억효과가 나타나는 과정에서는 온도 이력현상(temperature hysteresis)을 나타낸다. 많은 연구자들[5,7-9]에 의해서 실험되고 증명된 응력 이력현상은 하중시와 탈하중시의 하중-변위 곡선이 달라지는 것을 의미한다. 즉, 하중시의 힘에 비해 탈하중시의 힘이 감소하는 것을 뜻하며 이때 하중시의 힘과 탈하중시의 힘의 차이를 응력 이력값으로 측정하게 된다. 이러한 응력 이력현상이 나타나는 이유는 하중 과정에서 모상의 오스테나이트로부터 SIM으로 변태되기 시작하기 위해서는 상당한 응력이 축적되어야만 하며, 탈하중 과정에서도 역변태가 개시되기 위해서는 상당한 응력 하락이 일어나야만 하기 때문이다. 탈하중 과정 초기에 이러한 응력 하락이 일어난 후에 역변태가 시작됨에 따라 변위량 감소에도 불구하고 힘이 크게 감소하지 않는 탈하중 평탄역이 나타나게 된다.

온도 이력현상에 대한 연구는 응력 이력현상에 대한 연구에 비해 미미한데 Mullins 등[10]과 Meling 등[8,11]은 온도 이력현상에 대해 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 Barwart[12]는 온도 이력현상으로 인해 같은 양의 변형이더라도 온도하강 시와 온도상승 시의 힘이 달라진다고 보고하였다. 임상적 상황에서 나타날 수 있는 이러한 이력현상은

니켈-티타늄 와이어가 발휘하는 힘의 정확한 예측을 어렵게 하고, 생리적 치아이동을 위한 일정한 교정력의 적용을 어렵게 한다.

응력 변화에 따라 발생된 응력 이력현상에 따른 동일 변위량에서의 하중시와 탈하중시의 힘 차이가 온도 변화에 따라 발생되는 온도 이력현상과 관련된 변태와 중첩되었을 때 힘이 어떻게 변하는지에 대해서는 예측하기가 매우 어려운데, 이에 대한 연구는 아직 찾아보기 어렵다.

교정용 니켈-티타늄을 환자에게 장착하였을 때 환자가 뜨거운 차를 마실 경우 와이어가 조여지는 느낌이 든다는 보고를 받는 경우도 간혹 있다.[13] 이러한 현상은 니켈-티타늄 와이어가 브라켓에 장착되어 변위되면서 나타난 SIM이 온도 상승에 따라 보다 견성이 높은 오스테나이트 상으로 변태되기 때문이다. 과거에는 주로 37℃ 환경에서 니켈-타타늄 와이어의 기계적 성질을 조사하였는데, 이러한 고정된 온도 환경에서는 음식물 섭취에 따라 온도가 변화하는 구강내 환경에서 니켈-티타늄 와이어가 실제로 발휘하는 힘을 예측할 수 없다. Meling 등[8,11]과 Otsubo 등[13]은 변위된 와이어에 온도 변화를 가했을 때의 힘 변화를 관찰한 바 있는데, 이들은 온도 변화에 따라서 힘의 변화가 있음을 확인하였을 뿐이로, 이러한 현상이 나타나는 이유에 대해서는 설명하지 못하였으며, 또한 서로 상이한 결과를 보고하고 있어 추가적인 연구의 필요성이 있다.

본 연구에서는 세 가지 종류의 초탄성 니켈-티타늄 와이어들에서 온도 변화에 따라 힘이 어떻게 변화하는지를 관찰하고, 이를 바탕으로 응력 이력현상에 따른 하중시와 탈하중시의 힘 차이가 온도 변화에 따른 변태 과정을 거친 후에도 유지되는지를 확인하고자 하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

니켈-티타늄 와이어는 .018″ × .025″ 규격의 SENTALLOY 및 L&H Titan (이상 Tomy Inc, Tokyo, Japan), Copper Ni-Ti 35℃ (Ormco, Glendora, USA)를 사용하였다.

2. 연구방법

2-1. 시편 제작

각 와이어 종류 당 3개씩 호선의 최후방부위에서 20 mm 길이로 절단하여 직선에 가까운 시편을 채취하였다.

*2-2. 3*점 굴곡 시험

만능물성시험기(LF Plus®, Lloyd Co., Hampshire, UK)를 이용하여 와이어의 변위에 따른 힘 변화를 측정하였다. 실험 온도의 조절을 위해 만능물성시험기에 온도 chamber를 부착하고 chamber 내부에 수조를 설치한 후 이 수조에 3점 굴곡 시험용 하부 지그를 장착하였다. 온수와 냉수가 순환될 수 있도록 호스를 수조에 연결하였으며, 온수와 냉수의 공급을 위해 별도의 항온수조와 냉각 순환수조(refrigerating circulation water bath)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. 3점 굴곡 시험을 위한 하부 지그에서 시편이 접촉되는 부분은 ADA Spec. No. 32[14]의 규정에 따라 직경 0.1 mm 반원형으로 제작하였으며, 하부지그 양측의 와이어에 접촉되는 지지부 사이의 거리는 12 mm가 되도록 하였다(Fig 1). 상부 지그(plunger)는 온도 변화에 따른 지그의 수축, 팽창을 최소화하기 위해 티타늄으로 제작된 지그 기저부에 석영

으로 제작된 봉을 부착하여 제작하였으며, 상부 지그의 길이를 28cm로 하였다. 5 kg 용량의 loadcell을 사용하였으며, 0.5 mm/min의 cross-head speed로 실험하였다. 먼저 각 시편에서 3.1 mm까지 변위시킨 후 원위치시키는 3점 굴곡시험을 수조를 37°로 유지시킨 상태에서 시행하였다. 이때 시편을 지그에 위치시킨 후 37℃ 상태로 5분 이상 유지시킨 후 3점 굴곡 실험을 시행하였다.

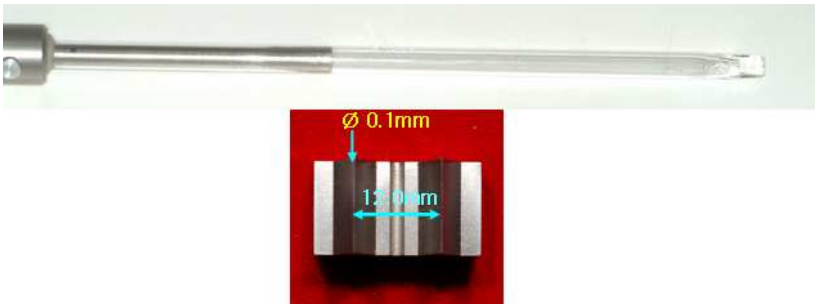

Fig 1. Upper & lower jigs for three-point bending test.

2-3. 온도 변화 시 힘 변화 측정

3점 굴곡시험에서와 동일한 방식으로 시험하되, 하중 과정에서 1.5 mm까지만 변위시킨 지점의 힘을 하중시 힘의 대표값으로 측정하였으며, 3.1 mm까지 변위시킨 후 1.5 mm 변위 지점으로 탈하중시킨 지점의 힘을 탈하중시 힘의 대표값으로 측정하였다. 각각의 시편에서 먼저 37℃ 환경에서 1.5 mm까지 변위시켜서 온도 변화에 따른 하중시의 힘 변화를 측정한 후 다시 원위치로 복귀시키고, 동일한 시편을 이용하여 다시 37℃ 환경에서 3.1 mm까지 변위시킨 후 1.5 mm 변위 지점으로 탈하중시킨 상태에서 온도 변화에 따른 탈하중시의 힘 변화를 측정하였다.

설정한 온도 변화는 다음과 같다.

37℃ ➡ 15℃ ➡ 37℃ ➡ 70℃ ➡ 37℃ (1st cycle)

➡ 15℃ ➡ 37℃ ➡ 70℃ ➡ 37℃ (2nd cycle)
➡ 15℃ ➡ 37℃ ➡ 70℃ ➡ 37℃ (3rd cycle)

2-4. 시차주사 열량 측정*(Differential Scanning Calorimetry, DSC)*

시차주사 열량계(Q10, TA instruments, New Castle, DE)를 이용하여 각 와이어 종류별로 시차주사 열량을 측정하였으며, ADA spec No. 32[14]에 따라 1분당 10℃의 온도 변화 속도로 측정하고, 이로부터 변태 온도를 측정하였다. 시편의 양은 15 ~ 20 mg이 되도록 하였다.

3. 통계처리

와이어 종류별로 하중시와 탈하중시의 힘의 차이를 paired *t*-test로 검정하였다. 모든 통계 분석은 SPSS ver. 12 통계패키지(SPSS Inc, Chicago, IL)를 이용하여 시행하였다.

III. 연구 성적

*1. 3*점 굴곡 시험

37℃ 환경에서의 3점 굴곡 시험 결과 세 종류의 와이어 모두에서 통상적인 초탄성 와이어의 하중/변위 곡선이 나타남을 관찰할 수 있었다(Fig 2). 1.5 mm 변위 지점에서의 하중시 힘은 Sentalloy에서 4.69 N으로 가장 컸으며, 이는 L&H Titan 보다 0.68 N, Copper Ni-Ti 35℃ 보다 0.74 N 더 큰 힘이다. 응력 이력값은 Sentalloy에서 2.32N으로 가장 커서 탈하중시의 힘 감소량이 가장 크게 나타났으며 Copper Ni-Ti 35℃에서는 1.51N으로 가장 작게 나타났다. 한편 1.5mm 변위 지점에서의 탈하중시의 힘에 있어서는 세 종류의 와이어 사이의 차이가 0.2N 이내로 좁혀졌다(Table 1).

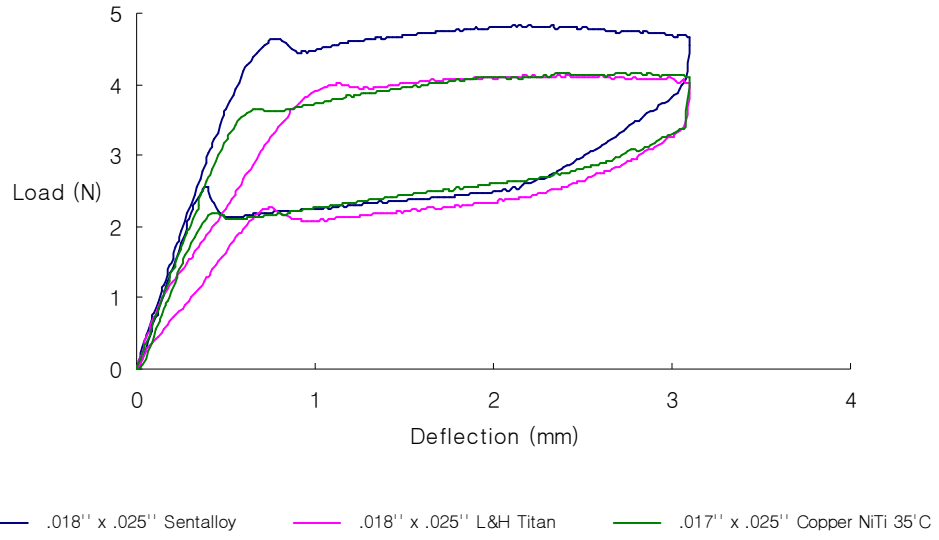

Fig 2. Load-deflection curves of Ni-Ti wires used in this study.

Table 1. Forces and stress hystereses of Ni-Ti wires at 1.5 mm deflection

Ni-Ti wire	Loading	Unloading	Stress Hysteresis
Sentalloy	4.69	2.37	2.32
L&H Titan	4.01	2.22	1.79
Copper Ni-Ti 35℃	3.95	2.44	1.51

unit: N (Newton)

2. 온도 변화 시 힘 변화 측정

세 종류의 니켈-티타늄 와이어 모두에서 온도 변화에 따른 힘 변화 그래프에서 찬 물을 순환시켜 냉각시키면 힘이 감소하고, 뜨거운 물을 순환시켜 가열하면 힘이 증가하는 것을 관찰할 수 있었다(Figs 3-5, Table 2).

Sentalloy 와이어에서는 냉각 가열 과정에서의 37℃ 지점에서의 힘의 변화에 있어서 하중시의 힘은 1회의 냉각 가열 과정 후 평균 0.47 N 감소하였으며 이후 2회의 냉각 가열 과정에서 0.04 N 더 감소하여 최종적으로 0.43 N 감소되었다. 탈하중시의 힘은 1회의 냉각 가열 과정 후 1.72 N 증가된 다음 그대로 유지되었으며, 냉각 후보다는 가열 후의 37℃ 지점에서 힘이 더 크게 증가하였다(Fig 3, Table 2). 온도 변화 시의 하중시와 탈하중시의 힘 변화 양상의 차이에 따라 초기의 평균 2.25 N의 응력 이력값이 온도 변화 후에는 0.11 N으로 감소되었으며, 작은 차이지만 이러한 차이는 냉각 가열 과정이 반복되는 동안 일정하게 유지되었으나, 가열 후 온도 하강 국면의 37℃ 지점들의 하중시와 탈하중시의 힘 차이는 통계적으로 유의하지 않았다(Fig 3).

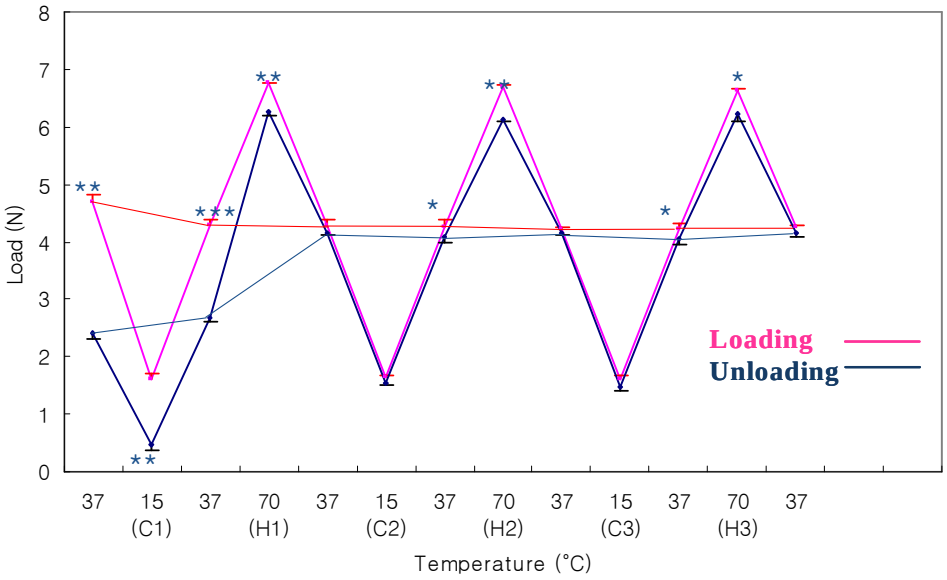

Fig 3. Force level changes in Sentalloy wire according to temperature changes. Paired *t*-test. *, P<0.05; **, P<0.01; ***, P<0.001
Dots indicate mean values; Bars indicate standard deviations.

L&H Titan 와이어에서는 37℃ 지점에서의 힘의 변화량에 있어서 하중시의 힘은 1회의 냉각 가열 과정 후 평균 0.86 N 감소하여 3회의 냉각 가열 과정 후에는 최종적으로는 0.88 N 감소하였으며, 탈하중시의 힘은 1회의 냉각 가열 과정 후 0.57 N 증가하여 최종적으로는 0.61 N 증가되었다(Fig 4, Table 2). 37℃ 지점에서의 하중시와 탈하중시의 힘의 차이가 온도 변화 전에는 평균 1.81 N이었으나, 1회의 냉각 가열 과정 후에는 0.38 N으로 감소하였으며, 이 차이는 3회의 냉각 가열 과정 후 0.32 N으로 감소하였다. 1회의 냉각 가열 과정을 거친 후의 37℃ 지점들에서는 일부 지점에서만 하중시 힘과 탈하중시 힘 사이의 차이가 통계적으로 유의하였다(Fig 4).

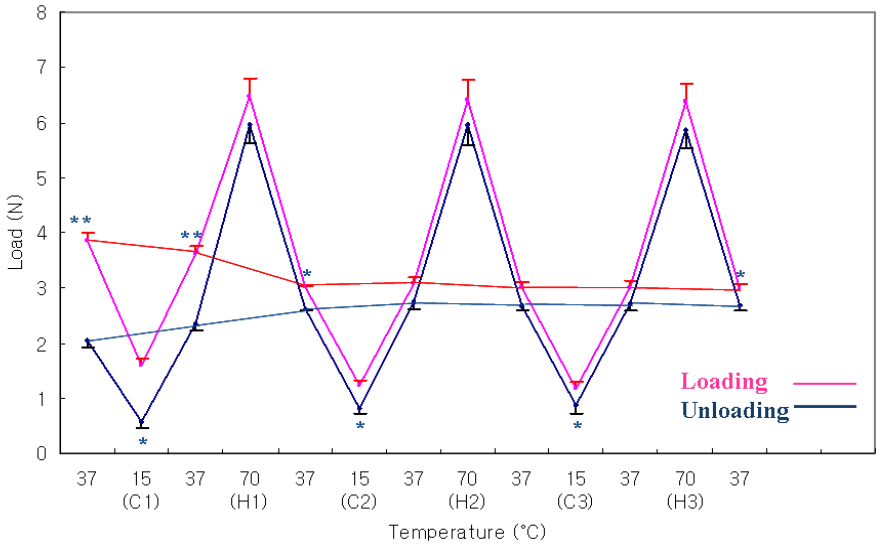

Fig 4. Force level changes in L&H Titan wires according to temperature changes. Paired *t*-test. *, P<0.05; **, P<0.01
Dots indicate mean values; Bars indicate standard deviations.

Copper Ni-Ti 35℃ 와이어에서도 37℃ 지점에서 하중시의 힘은 온도 변화를 거친 후 평균 0.47 N 감소하였고, 탈하중시의 힘은 온도 변화를 거친 후 0.93 N 상승하여 하중시와 탈하중시의 힘의 차이가 초기의 평균 1.65 N에서 0.24 N으로 감소하였는데(Table 2), 냉각 가열 과정을 1회 거친 후의 37℃ 지점들에서는 일부 지점에서만 하중시 힘과 탈하중시 힘 사이의 차이가 통계적으로 유의하였다(Fig 5). Copper Ni-Ti에서는 특이하게 냉각 후 온도 상승 국면의 37℃ 지점들의 힘이 항상 가열 후 온도 하강 국면의 37℃ 지점들의 힘보다 더 적었는데, 마지막 냉각 가열 과정의 37℃ 지점들의 힘의 평균값으로부터 계산한 결과 온도 변화를 거친 후 하중시 힘은 0.73 N 감소하였고, 탈하중시 힘은 0.71 N 증가하였다. 최초의 냉각 과정을 거친 후에는 일부 지점들에서만 하중시 힘과 탈하중시 힘 사이에 통계적으로 유의한 차이가 있었다(Fig 5).

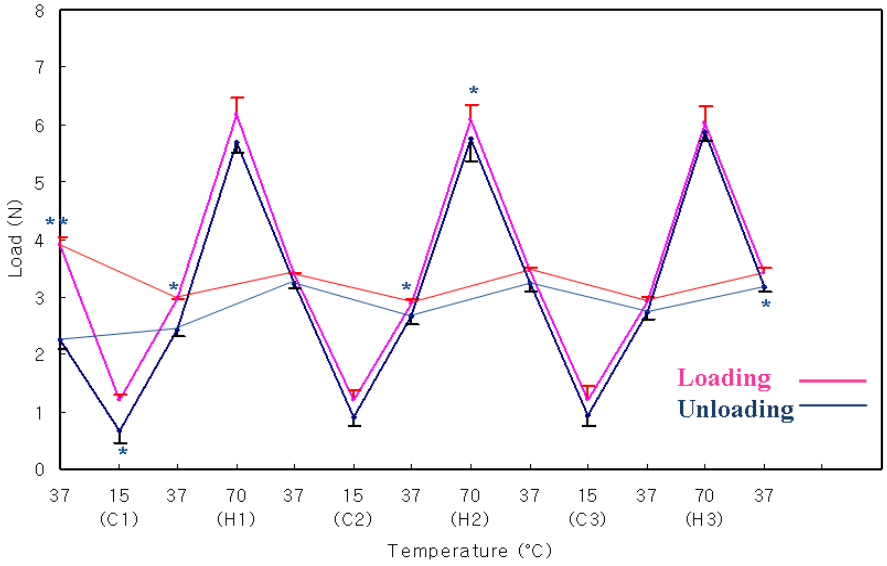

Fig 5. Force level changes in Copper Ni-Ti 35℃ wires according to temperature changes. Paired *t*-test. *, P<0.05.

Dots indicate mean values; Bars indicate standard deviations.

Table 2. Means and standard deviations of forces of Ni-Ti wires at 37℃

Unit: N (Newton)

Ni-Ti wire \ 37℃ No.		1st 37℃*	2nd 37℃ ∮	3rd 37℃¶	Final 37℃§
Sentalloy	Loading	4.68 ± 0.13	4.28 ± 0.12	4.29 ± 0.10	4.25 ± 0.05
	Unloading	2.42 ± 0.10	2.69 ± 0.09	4.14 ± 0.03	4.14 ± 0.07
	Diff.	2.25 ± 0.20	1.59 ± 0.04	0.15 ± 0.13	0.11 ± 0.11
L&H Titan	Loading	3.86 ± 0.14	3.62 ± 0.13	3.00 ± 0.04	2.98 ± 0.09
	Unloading	2.05 ± 0.06	2.36 ± 0.04	2.62 ± 0.09	2.66 ± 0.04
	Diff.	1.81 ± 0.18	1.26 ± 0.10	0.38 ± 0.10	0.32 ± 0.08
Copper Ni-Ti 35℃	Loading	3.90 ± 0.14	2.97 ± 0.01	3.40 ± 0.01	3.43 ± 0.08
	Unloading	2.25 ± 0.16	2.42 ± 0.13	3.24 ± 0.09	3.18 ± 0.10
	Diff.	1.65 ± 0.26	0.55 ± 0.12	0.16 ± 0.10	0.24 ± 0.08

*, initial 37℃ before temperature changes; ∮, 37℃ after first cooling; ¶, 37℃ after first cooling and heating; §, 37℃ at the end of temperature changes.

3. 시차주사 열량 측정

시차주사 열량계를 이용하여 -40℃ ~ 100℃ 온도구간에서 비열의 변화를 측정한 결과 세 종류의 와이어 모두에서 냉각·가열에 따른 변태를 나타내는 발열 및 흡열 피크를 관찰할 수 있었다. 그러나 세 종류의 와이어에서 변태 특성 및 변태온도는 다르게 나타났다. 즉 냉각시의 M 변태 과정에서 Sentalloy와 L&H Titan의 경우에는 B2(입방정구조)→R(삼방정구조)→B19′(단사정구조) 변태가 일어나는 것으로 보이며, Copper Ni-Ti 35℃ 경우에는 B2→B19′ 변태가 일어나는 것으로 보인다(Table 3, Fig 6). 가열과정의 역변태 완료 온도인 A_f 온도는 Sentalloy에서 24.3℃로 가장 낮고 L&H Titan에서 40.5℃로 가장 높았으며, Copper Ni-Ti 35℃에서는 제품명에 나타나 있는 온도인 35℃와 유사한 34.1℃를 나타냈다(Table 3, Fig 7).

Table 3. Transformation temperature ranges of Ni-Ti wires

Unit: ℃

Ni-Ti wire	Heating				Cooling			
	R_s	R_f	A_s	A_f	R_s	R_f	M_s	M_f
Sentalloy	-	-	18.8	24.3	19.7	14.1	*	*
L&H Titan	9.6	27.5	36.5	40.5	35.1	30.9	*	*
Copper Ni-Ti 35℃	-	-	8.3	34.1	-	-	15.6	-7.2

* R↔B19′ transformation peaks was not revealed due to the lower temperature limit (-40℃) of DSC analysis.

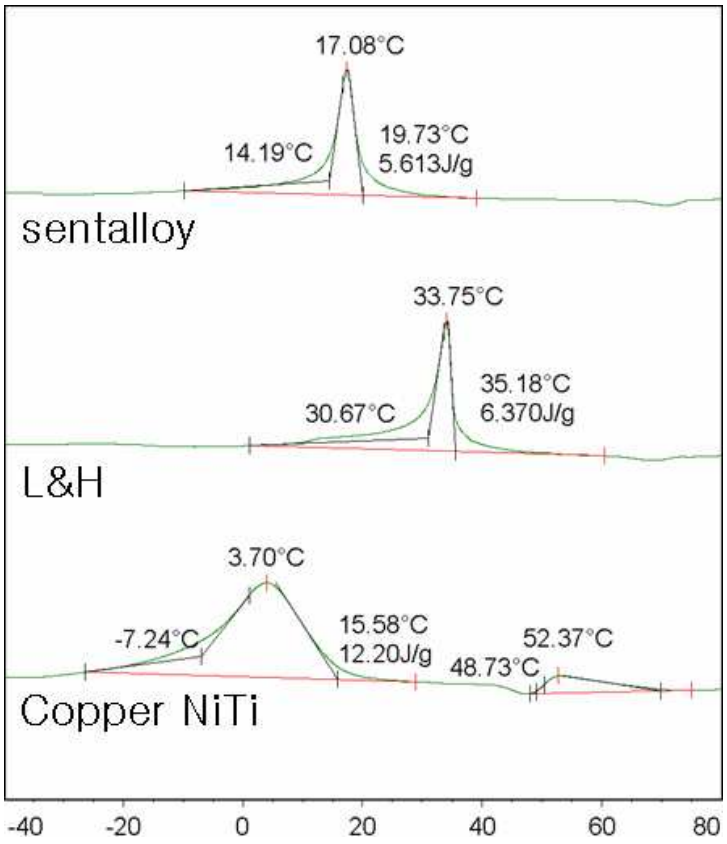

Fig. 6. DSC thermograms for forward transformation of Sentalloy wire, L&H Titan wire and Copper Ni-Ti 35℃ wire.

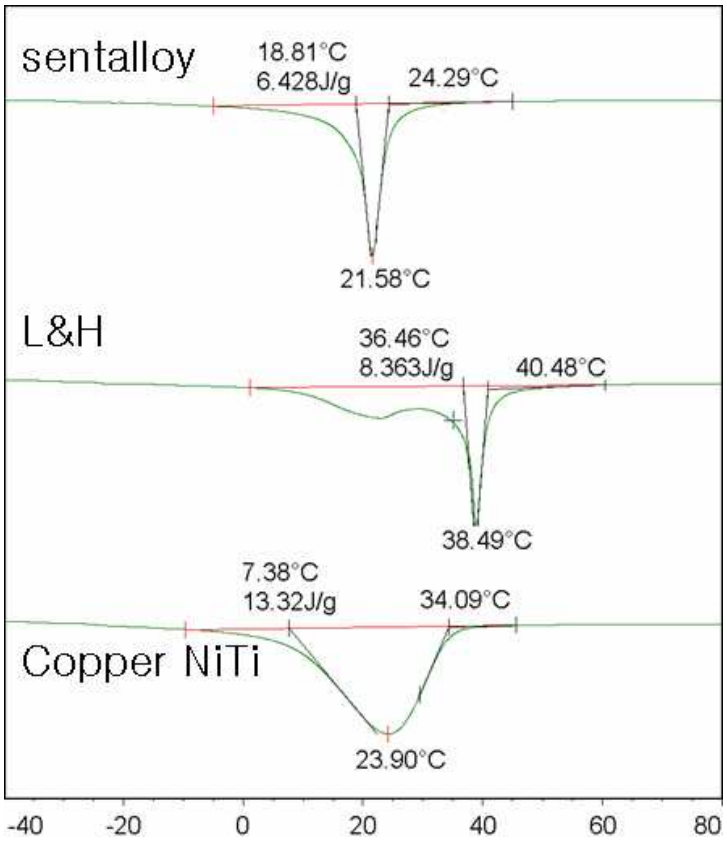

Fig. 7. DSC thermograms for reverse transformation of Sentalloy wire, L&H Titan wire and Copper Ni-Ti 35℃ wire.

IV. 총괄 및 고안

*1. 3*점 굴곡 시험

3점 굴곡 시험 결과 세 종류의 와이어 모두 초탄성 성질을 나타내는 것으로 나타났다. Sentalloy 와이어에서 가장 큰 하중시 힘과 가장 큰 응력 이력값이 나타났으며, 탈하중시 힘에 있어서는 세 종류의 와이어 사이의 힘 차이가 0.2 N 이내였다(Fig 2, Table 1). 그러나 온도 변화 후의 힘은 Sentalloy에서 4.14 N으로 가장 커졌으므로(Table 2), 실제 구강 내에서의 교정력은 Sentalloy에서 가장 클 것으로 생각된다.

일반적으로 Ni-Ti 이원계 합금에 Ni과 전율 고용하는 Cu를 5 ~ 15at% 첨가하면 B2→B19→B19′변태가 일어나고 변태온도 이력 또는 초탄성 영역에서의 응력 이력값이 감소하는 것으로 알려져 있다[15]. Fig. 4 및 Table 1과 같이 Copper Ni-Ti 35℃ 와이어의 1.5mm 변위 지점에서의 하중시 및 탈하중시 응력 이력값이 낮게 나타나는 것(Table 1)은 Ni-Ti 이원계 합금에서 Ni과 전율 고용하는 Cu의 첨가에 기인하는 것으로 판단된다.

2. 시차주사열량 측정

Sentalloy 및 L&H Titan 와이어에서의 B2→R상 변태는 Fig 8과 같은 격자변태로서 입방정구조(body-centered cubic)에서 삼방정구조(Rhombohedral)로의 결정구조의 변화로서 입방정의 대각선 방향으로의 격자연신에 의해 일어난다[16]. 일반적으로 B2→R상 변태는 (1) 냉간가공후 400℃ ~ 500℃의 어닐링처리에 의한 전위의 재배열, (2) Ni 과잉 조성의 Ni-Ti계 합금을 용체화처리한 후 400℃ ~ 500℃ 온도에서의 시효처리에 의한 석출물의 생성 또는 (3) B2→B19(정방정구조)→B19′ 변태를 억제하는 제 3원소(Fe 또는 Al)의 첨가에 의해 일어난다.

본 연구에서 Sentalloy 및 L&H Titan 와이어의 B2→R상 변태는 Ni 과잉

조성의 Ni-Ti계 합금을 교정용 와이어 형태로 가공한 후 시효처리에 의해 생성된 Ti_3Ni_4 금속간 화합물의 석출에 의한 것으로서 석출물이 생성됨으로써 B2 모상이 전위 또는 응력장을 갖게 되고 이에 따라 B2→R상 변태가 일어나는 것으로 판단된다.

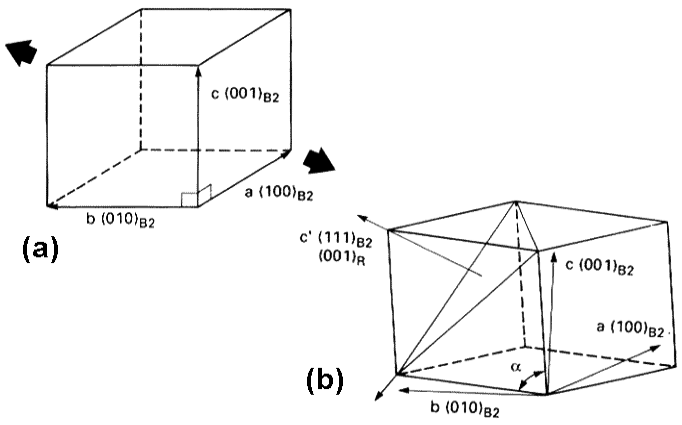

Fig 8. Lattice change associated with the R-phase transition; (a) the B2 type parent phase and (b) the R-phase[16].

3. 온도 변화 범위

본 실험에서는 온도 변화 실험을 15℃ ~ 70℃ 구간에서 시행하였는데, 이러한 온도 설정은 음식물 섭취에 따른 구강내 온도 변화를 참고한 것이었다. Otsubo 등[13]은 70℃ 온수를 마실 경우와 얼음을 머금을 경우의 상악 제1대구치 부위의 온도 변화는 평균 30℃ ~ 42℃이었고, 최고치는 7℃ ~ 52℃이었

다고 하였으며, Youngson 등[17]은 뜨거운 블랙 커피(72.5℃)와 차가운 오렌지 쥬스(6℃)를 마실 때의 구강내 온도 변화를 측정한 결과 최대 68.0℃, 최소 15.4℃의 온도가 계측되었으며, 구치부에서는 덜 심한 온도 변화가 계측되었고, 상악 제2대구치 협측과 하악 제2대구치 설측에서는 거의 온도 변화가 일어나지 않았다고 보고하였다. Ernst 등[18]은 85℃와 0℃의 음료를 마실 때의 치아 사이 인접면 공간의 온도 변화를 계측한 결과 최고온도는 하악 제1, 제2소구치 사이에서 기록된 52.8℃로 나타났으며, 최저온도는 상악 중절치 사이 및 중절치와 측절치 사이에서 기록된 13.7℃로 나타났으며, 최고온도의 평균값은 43.8℃로, 최저온도의 평균값은 35.2℃로 나타났다고 보고하였다. Barclay 등[19]은 뜨거운 물의 경우 개개인이 참고 마실 수 있는 온도가 다양하였으나 얼음물의 경우에는 전원이 불편 없이 마실 수 있었다고 하였으며, 구강내 온도 변화가 하악 전치 순측과 상악 전치 설측에서 가장 현저하다고 보고하였다. 본 연구에서는 Youngson 등[17]이 보고한 구강내 온도 범위인 최소 15.4℃, 최고 68.0℃를 바탕으로 15℃ ~ 70℃의 온도 변화 범위를 설정하였다.

4. 온도 변화 시 힘 변화

온도 변화 실험 결과 세 종류의 니켈-티타늄 와이어 모두에서 하중시의 힘은 온도 변화 후 37℃에서 작아졌으며, 탈하중시의 힘은 온도 변화 후 37℃에서 커졌다. 이에 따라 하중시의 힘과 탈하중시의 힘은 온도 변화 후 서로 유사해지는 경향을 보였다.

Meling 등[11]은 온도 변화 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 하중시의 힘은 온도 변화 후, 특히 초기 냉각 과정 후 많이 감소하였고 탈하중시의 힘은 온도 변화 후, 특히 초기 가열 과정 후 많이 증가하는 양상을 보였다(Figs 3-5, Table 2). 이러한 현상은 온도 변화 과정에서 마르텐사이트/오스테나이트 비율이 변화된 것이 온도가 다시 37℃로

회복되어도 온도 변화 전의 마르텐사이트/오스테나이트 비율로 회복되지 못한다는 것을 뜻한다.

하중이 가해진 상태에서는 변태 온도가 상승하게 되는데,[20] 본 실험에서와 같이 하중시 4 N 전후의 하중이, 탈하중시 2 N 전후의 하중이 가해진 상태에서는 변태 온도가 상승하였을 것으로 생각된다.

변태가 개시되는 데 필요한 힘 변화를 변태에 필요한 임계응력이라고 하며[21], SIM이 형성되기 시작하는 데 필요한 응력은 온도에 비례한다[22]. M 변태가 시작되는 온도인 M_s 온도는 일반적으로 오스테나트상과 마르텐사이트상의 자유에너지가 같은 온도 T_o 보다 저온인데, 이것은 M 변태가 (T_o-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_o 보다 고온이 된다[6].

본 실험 조건하에서 하중 과정에서 오스테나이트로부터 SIM으로 변태되기 시작하기 위해서는 Sentalloy 와이어에서는 4.7 N의 힘이, L&H Titan 와이어에서는 4.0 N의 힘이, Copper Ni-Ti 35℃와이어에서는 3.7 N의 힘이 필요한 것으로 나타났다. 탈하중 과정에서 SIM이 오스테나이트로 역변태 되기 시작하기 위해서도 현저한 힘 감소가 있어야만 하기 때문에 동일 변위량에서의 하중시와 탈하중시의 힘 차이, 즉 응력 이력현상이 나타나게 된다. 이렇게 역변태 개시를 위해서 현저한 힘 감소가 나타나기 위해서는 다소의 변위량 감소가 필요하게 되며, 이렇게 변위량 감소가 일어난 후에야 오스테나이트로의 역변태가 개시된다는 점 때문에 동일 변위 지점에서 하중시의 마르텐사이트/오스테나이트 비율보다 탈하중시의 마르텐사이트/오스테나이트 비율이 더 크게 된다. 그러나 본 실험 결과로 보아 이러한 응력 이력현상에 따른 동일 변위 지점에서의 하중시 힘과 탈하중시 힘의 차이는 온도 변화 과정에서 변태가 일어나면서 마르텐사이트/오스테나이트 비율이 서로 유사해짐에 따라 감소하는 것으로 보인다.

4-1. 37℃로부터 15℃로 냉각 후 37℃로 회복되었을 때의 힘 변화

37℃에서 15℃로 냉각되었을 때 하중시와 탈하중시의 힘이 모두 낮아지는데, 이때 두 힘 사이의 차이는 초기 37℃에서보다 줄어들게 되며, 이러한 차이는 다시 37℃로 회복되었을 때까지 그대로 유지되어, 결과적으로 하중시의 힘은 초기보다 더 작아졌고, 탈하중시의 힘은 초기보다 더 커졌다. 냉각시 니켈-티타늄 와이어의 힘이 감소하는 이유는 냉각 과정에서 오스테나이트상이 R상 또는 마르텐사이트상으로 변태되어 결과적으로 R상/오스테나이트 비율 또는 마르텐사이트/오스테나이트 비율이 증가하게 되기 때문이다. 15℃ 지점에서 하중시와 탈하중시의 힘의 차이가 감소한 이유는 와이어들의 R_f(R Finish temperature) 온도가 R상이 개재되는 Sentalloy와 L&H Titan에서 각각 14.1℃, 30.9℃이었고, R상이 개재되지 않는 Copper Ni-Ti 35℃의 M_f 온도가 -7.2℃이었으며, Sentalloy와 L&H Titan의 M_f 온도는 -40℃ 이하로 추정되기 때문에(Table 3), 15℃ 지점에서는 Sentalloy와 L&H Titan의 경우에는 R상으로의 변태가 거의 종료되었고, Copper Ni-Ti 35℃의 경우에는 마르텐사이트상으로의 변태가 거의 종료되어 하중시와 탈하중시의 R상/오스테나이트 비율 또는 마르텐사이트/오스테나이트 비율이 유사해지기 때문으로 추정된다. 냉각 후 37℃로 회복되었을 때의 힘이 하중시의 경우에는 처음보다 작아지고 탈하중시의 경우에는 처음보다 커져서 결과적으로 두 힘이 유사해지면서 온도 변화 이전의 하중시의 힘과 탈하중시의 힘 사이의 힘을 나타내게 된 것은 냉각 후 37℃로 온도 회복시의 R상/오스테나이트 비율 또는 마르텐사이트/오스테나이트 비율이 초기 37℃의 하중시의 R상/오스테나이트 비율 또는 마르텐사이트/오스테나이트 비율과 탈하중시의 R상/오스테나이트 비율 또는 마르텐사이트/오스테나이트 비율 사이의 비율이 되었음을 뜻하는데, 이때의 비율은 아마도 응력유기 변태가 개시되기 위해 필요한 임계응력이 필요하지 않은 상태에서 특정 변위량에서 온도에 따라 결정되는 비율이라고 할 수 있을 것으로 생각된다.

4-2. 37℃로부터 15℃로 냉각하고 70℃로 가열한 후 37℃로 회복되었을

때의 힘 변화

37℃에서 1회 15℃ ~ 70℃로 냉각 가열 후 다시 37℃로 회복되었을 때에는 냉각 후 37℃로 회복되었을 때보다 하중시와 탈하중시의 힘 차이가 더욱 감소하였는데, 이때 아직 남아있는 힘 차이는 이후 2회 더 냉각 가열 과정을 거치는 동안 큰 변화 없이 유지되었다(Table 2). 이렇게 힘 차이가 더욱 감소하는 현상은 역시 70℃에서는 하중시와 탈하중시의 마르텐사이트/오스테나이트 비율이 더욱 유사하게 되고, 이후 온도 회복 과정에서도 이러한 유사성이 그대로 유지되기 때문으로 생각된다. 만약 훨씬 더 높은 온도로 가열하였거나 훨씬 더 낮은 온도로 냉각하였다면 하중시와 탈하중시의 마르텐사이트/오스테나이트 비율이 완전히 동일하게 되고, 이후 37℃로 회복된 후에도 둘 사이의 차이는 완전히 없어졌을 수도 있다고 생각되며, 이러한 가능성은 추후 조사되어야 할 것이다.

Meling 등[8,11]은 Neosentalloy F200과 Copper Ni-Ti 35℃를 대상으로 한 실험에서 하중시에는 가열 후 37℃로 회복되면 힘이 처음 상태로 회복되었으나, 냉각 후에는 37℃로 회복되어도 감소되었던 힘이 완전히 회복되지 못하며, 탈하중시에는 가열 후 37℃로 회복되어도 증가되었던 힘이 완전히 회복되지 못하며, 냉각 후 37℃로 회복되면 힘이 처음 상태로 회복된다고 주장한 바 있는데, 이들의 연구는 와이어 전체의 온도를 변화시킨 것이 아니라 5 ml의 물을 10초간 와이어에 주사하였을 때의 힘 변화를 평가한 것이어서 본 연구결과와 다소 상이한 결과를 나타낸 것으로 보이며, 이러한 결과는 본 실험에서 Sentalloy와 Copper Ni-Ti 35℃에서는 하중시에는 냉각 후에 탈하중시에는 가열 후에 보다 큰 힘 변화를 보이는 경향과 유사한 결과라고 할 수 있다. 본 연구의 Sentalloy의 경우에는 온도 변화 후 힘이 초기의 탈하중시의 힘보다는 하중시의 힘에 훨씬 더 가깝게 변화하는 것으로 나타났으며, L&H Titan과 Copper Ni-Ti 35℃에서는 온도 변화 후 초기의 탈하중시의 힘과 하중시의 힘의 중간에 가깝게 힘이 변화하는 것으로 나타났다(Figs 6-8, Table 2). 이러한 점을 고려할 때 치아이동에 따른 탈하중 과정에서 음식물 섭취에 따른 온도 변화가 발생할 경우 구강내 온도가 다시 37℃로 회복된 후에도 교

정력이 온도 변화 이전보다 커지는 문제는 Sentalloy에서 더 크게 나타날 것으로 생각된다.

4-3. 냉각 후 온도 상승 국면의 *37*℃의 힘과 가열 후 온도 하강 국면의 *37*℃의 힘의 비교

Sentalloy와 L&H Titan에서는 첫 회의 냉각 가열 후의 37℃에서부터는 냉각 가열 과정에서의 37℃에서의 힘이 거의 일정하게 유지되었다(Table 2, Figs 3, 4). 그러나 Copper Ni-Ti 35℃에서는 세 번의 냉각 가열 과정에서 모두 가열 후 온도 하강 국면의 37℃에서의 힘이 냉각 후 온도 상승 국면의 37℃에서의 힘보다 더 컸다(Fig 5). 이러한 현상은 70℃까지 가열하는 과정에서 감소된 마르텐사이트/오스테나이트 비율이 37℃로 온도가 하강하는 과정에서 가열 전의 상태로 회복되지 못한다는 것을 뜻하며, 이는 온도 이력현상에 따른 역변태 완료시 온도(A_f 온도)와 변태 개시 온도(R_s 또는 M_s 온도) 사이의 차이가 Sentalloy에서 4.6℃, L&H Titan에서 5.4℃인데 비해 Copper Ni-Ti 35℃에서는 18.5℃로 현저히 큰 특성에 기인하는 현상으로 생각된다. 즉, 가열과정에서 오스테나이트로 역변태되었던 온도 범위보다 현저히 더 낮은 온도 범위에서 변태가 진행되기 때문에 냉각 과정에서 변태가 더디게 진행되어 냉각 후 온도 상승 국면의 37℃에서보다 온도 하강 국면의 37℃에서 R상/오스테나이트 비율 또는 마르텐사이트/오스테나이트 비율이 더 작아서 결과적으로 온도 하강 국면의 힘이 더 크게 나타나는 것으로 생각된다. 이러한 현상은 변태 구동력의 필요성 때문에 온도 변화나 응력변화에 뒤쳐져서 변태 및 역변태가 개시되는 현상과 동일한 기전에 의해 나타나는 것으로 생각된다.

Burstone 등[7]은 응력 이력현상에 따른 탈하중 과정에서의 교정력 감소를 줄이기 위해 주기적으로 호선을 제거하였다가 재결찰하는 방법(주기적 재활성)을 제안하였는데, 이 방법은 와이어의 재결찰을 통해 탈하중시의 힘을 하중시의 힘에 가깝게 증가시키는 방법이라고 할 수 있다. Tripolt 등[23]과 Sachdeva[24]는 응력 이력현상을 이용하여 초기 과도한 힘을 줄이고 탈하중 초

기의 힘의 급속한 감소 현상을 피하기 위해서 니켈-티타늄 호선을 사용하기 전에 과활성(overactivation: 필요한 변위량보다 과도하게 변위시킨 후 다시 부분적으로 deactivation 시켜서 결찰함으로써 탈하중 중반의 힘부터 교정력으로 작용하도록 하는 것)을 시행할 것을 제안하였다. 주기적 재활성이나 과활성은 응력 이력현상에 의해 하중시의 힘과 탈하중시의 힘이 차이가 날 때에만 효과가 있으며, 하중시의 힘과 탈하중시의 힘이 동일할 경우에는 아무런 의미가 없다. 본 연구 결과 온도 변화를 거친 후 모든 와이어에서 하중시의 힘과 탈하중시의 힘이 서로 유사해지는 현상이 나타났으며, 이는 A_f 온도 이상, 또는 M_f 온도 이하에서는 변태 가능한 모든 결정이 오스테나이트로만 또는 마르텐사이트로만 존재하게 되기 때문에 하중 및 탈하중 과정에서 응력 유기 변태 과정에 있었다는 과거 이력(履歷)이 대부분 소거(消去)되기 때문으로 생각된다. 본 실험의 온도 변화 범위에서는 하중시와 탈하중시의 힘 차이가 온도 변화 후 완전히 사라지지는 않는 것으로 나타났으며, 따라서 니켈-티타늄 와이어 또는 스프링의 적용 시 과활성 하여 적용함으로써 탈하중 과정 초기의 힘의 급격한 감소를 피하는 방법[23,24]이나 주기적으로 재활성하는 방법[7]은 하악 전치부와 같이 음식물 섭취에 따른 온도 변화가 큰 부위[19]에서는 효용성이 적지만, 온도 변화가 상대적으로 적은 대구치부[17-19]에서는 이 방법이 유용할 수도 있을 것으로 생각된다.

구강내 환경에서는 음식물 섭취에 따라 지속적으로 온도 변화가 일어나므로[13,17-19], 니켈-티타늄 와이어가 발휘하는 실제 힘은 37℃ 항온 환경에서 측정한 힘과는 다르게 된다. Sakima 등[22]은 여러 니켈-티타늄 와이어들 중 Copper Ni-Ti 40℃와 Neosentalloy F200에서 교정력이 가장 낮았으나, 이들 와이어들은 35℃ 이하 온도에서 탈하중 시 변위가 0이 되기 전에 힘이 소실되므로, 구호흡자에서는 힘을 발휘하지 못한다고 하였는데, 본 실험 결과를 볼 때 이와 같이 A_f 온도가 높고 힘이 작은 와이어에서도 가열 후에는 35℃ 이하 온도에서도 힘이 나타날 수도 있을 것으로 생각된다. 향후 연구에서는 이러한 와이어들을 포함하여 보다 다양한 니켈-티타늄 와이어들의 힘이 온도 변화 후 어떻게 변하는지에 대해 조사하는 것이 필요하며, 이때 온도 변화

범위를 구강 내 여러 부위에서 실제로 일어날 수 있는 온도 변화 조건들로 다양하게 설정하여 조사함으로써 구강내에서 니켈-티타늄 와이어가 실제로 발휘할 것으로 예상되는 힘을 밝히는 것이 바람직하다. 또한 보다 극단적인 온도 변화를 거친 후에도 하중시의 힘과 탈하중시의 힘 사이의 차이가 유지되는지의 여부를 조사하여 온도 변화 시의 변태에 따른 martensite/austenite 비율의 변화가 응력 이력현상에 따른 하중시와 탈하중시의 martensite/austenite 비율의 차이를 완전히 소거할 수 있는지의 여부를 조사하는 것이 필요하며, 이러한 현상의 근본적인 원리를 분석하기 위해서는 Dynamic Mechanical Analyzer(DMA)[25]와 같은 실험 방법을 이용하거나, 하중이 가해진 상태에서 전기저항을 이용하여 변태 온도 범위를 측정[20]하는 것이 필요할 것으로 생각된다.

V. 결론

15°C에서 70°C 사이의 온도 변화를 거친 후 37°C에서의 초탄성 니켈-티타늄 와이어의 하중시 및 탈하중시 힘의 변화를 관찰한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 37℃에서의 3점 굴곡시험 결과 하중시 힘은 Sentalloy에서 가장 컸으나, 탈하중시 힘에 있어서는 세 종류의 와이어 사이의 힘 차이가 0.2 N 이내였다. 그러나 온도 변화 후 탈하중시 힘은 Sentalloy에서 가장 많이 커졌다.
2. 온도 변화를 거친 후 하중시의 힘은 감소하였고, 탈하중시의 힘은 증가하여 두 힘이 비슷해 졌다. 그러나 두 힘의 차이가 완전히 없어지지는 않았다.
3. 온도 변화 후 L&H Titan과 Copper Ni-Ti 35°C의 하중시 및 탈하중시 힘은 온도 변화 전의 하중시 힘과 탈하중 시 힘의 사이 정도의 힘을 나타냈으나, Sentalloy에서는 온도 변화 전의 하중시 힘에 더 가깝게 힘이 증가하여 결과적으로 온도 변화 후 가장 큰 힘을 나타냈다.
4. 온도 이력현상이 큰 Copper Ni-Ti 35°C에서는 냉각 후 온도 상승국면의 37°C의 힘보다 가열 후 온도 하강 국면의 37°C의 힘이 더 컸으며, Sentalloy와 L&H Titan에서는 온도 상승국면과 하강국면의 37°C의 힘이 거의 동일하였다.

교정치료시 니켈-티타늄 와이어를 적용할 때에는 구강내 온도변화 후 하중시 힘은 감소할 수 있고 탈하중시 힘은 상승할 수 있음을 고려하여 적용하여야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. 鈴木雄一 저, 이근길, 김용주 역. 실용형상기억합금. 서울:기전연구사;1989.
2. Buehler WJ, Wiley RC. Naval Ordnance Laboratory Report. White Oaks:US Navy;1961.
3. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. J Am Dent Assoc 1971;82:1373-5.
4. Ferrario VF, Garattini G, Colombo A, Filippi V, Pozzoli S, Sforza C. Quantitative effects of a nickel-titanium palatal expander on skeletal and dental structures in the primary and mixed dentition: a preliminary study. Eur J Orthod 2003;25:401-10.
5. Kusy RP. A review of comtemporary archwires: Their properties and characteristics. Angle Orthod 1997;67:197-208.
6. 형상기억합금개발위원회 저, 편집부 역. 형상기억합금과 그 사용방법. 서울:기건연구사;1991.
7. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire: A new orthodontic alloy. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1985;87:445-52.
8. 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.
9. Dixon V, Read MJF, O'Brien KD, et al.. A randomized clinical trial to compare three methods of orthodontic space closure. Journal of Orthodontics 2002;29:31-6.
10. Mullins WS, Bagby MD, Norman TL. Mechanical behavior of

thermo-responsive orthodontic archwires. Dental Materials 1996;12:308-14.

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. 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.
14. American Dental Association ASC MD 156: Restorative and orthodontic materials. Specification #32.
15. Saburi T. Structure and mechanical behavior of Ti-Ni shape memory alloys. Proc of MRS Int Meeting on Adv Maters 1989;9:77-91.
16. Miyazaki S, Kimura S, Otsuka K. Shape-memory Effect and Pseudoelasticity Associated with the R-phase Transition in Ti-50.5at%Ni Single Crystal. Phil Mag A 1988;57:467-78.
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. Barclay CW, Spence D, Laird WR. Intra-oral temperatures during function. J Oral Rehabil. 2005;32:886-94.
20. Santoro M, Beshers DN. Nickel-titanium alloys: Stress-related

temperature transitional range. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2000;118:685-92.

21. Cross W, Kariotis A, Stimler F. Nitinol characterization study. NASA CR-1433;1969.
22. Sakima MT, Dalstra M, Melsen B. How does temperature influence the properties of rectangular nickel-titanium wires? Eur J Orthod. 2006;28:282-91.
23. 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.
24. Sachdeva RCL. Orthodontics for the next millenium. Glendora:ORMCO;1997.
25. 윤성호, Krishnan S, White SR. 고온용 NITINOL 형상기억합금의 열적/기계적 특성 평가. 한국정밀공학회지 2002;19:52-9.

저작물 이용 허락서

학 과	치의학과	학 번	20047443	과 정	박사
성 명	한글: 양용근 한문 : 梁用根 영문 : Yang Yong Geun				
주 소	경남 통영시 무전동 진우하이빌 2차 702				
연락처	055) 645-4077	E-MAIL	yyg2003@naver.com		
논문제목	한글 : 온도 변화에 따른 초탄성 니켈-티타늄 합금 와이어의 교정력 변화				
	영어 : The Effect of Temperature Changes on the Orthodontic Force Level of Superelastic Ni-Ti Alloy Wires				

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 의사표시가 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 01월 08일

저작자: 양 용 근 (서명 또는 인)

조선대학교 총장 귀하