

온도 변화가 교정용 니켈-티타늄 호선의 하중값에 미치는 영향

천 경 애^a · 임 성 훈^b · 김 광 원^c

초탄성 니켈-티타늄 호선의 하중값은 온도 변화에 따라 변화함이 보고된 바 있다. 따라서 본 연구에서는 온도가 변화함에 따라 니켈-티타늄 합금 호선의 하중값이 어떻게 변화하는지 알아보고자 하였다. 37°C 항온 상태에서 0.016" × 0.022" 니켈-티타늄 호선을 3.1 mm까지 변위시키는 3점 굴곡 실험을 시행하여 하중 시와 탈하중 시의 1.5 mm 변위지점의 하중값을 측정하고 이 지점에서 구강내 온도 변화를 고려한 온도 변화 실험을 시행하였다. 20°C 저온수 또는 50°C 고온수를 호선에 흘려보냄으로써 온도 변화를 주었다. 저온 실험은 저온수로 온도 변화를 주고 37°C 항온 온도로 회복된 후에 다시 저온수를 흐르게 하는 방법으로 10회 시행하였고 고온 실험도 동일한 방법으로 시행하였다. 그 결과 하중 시 1.5 mm 변위지점의 하중값은 저온 실험 및 고온 실험 후 37°C로 회복된 후에도 모두 감소된 값을 유지하였다. 반대로 실제로 치아에 가해지는 교정력으로 생각되는 탈하중 시 1.5 mm 변위 지점의 하중값은 저온 실험 및 고온 실험 후 온도가 37°C로 회복되어도 모두 증가된 값을 유지하였다. 이상의 결과를 종합해 볼 때 온도변화를 거친 후 초탄성 니켈-티타늄 합금 호선의 하중 시 힘은 감소하였고 탈하중 시 힘은 증가되므로, 임상에서 니켈-티타늄 호선을 적용 시에는 37°C에서의 하중-변위 곡선에서 나타나는 힘에 비해 더 작은 하중 시 힘과 더 큰 탈하중 시 힘이 적용될 수 있음에 유의하여야 한다. (대치교정지 2007;37(6):432-9)

주요 단어: 니켈-티타늄, 초탄성, 구강내 온도 변화

서론

니켈-티타늄 합금은 낮은 탄성계수, 높은 복원력, 초탄성, 형상기억의 효과로 치과 교정학 영역에서 호선이나 스프링의 형태로 많이 쓰이고 있다.

니켈-티타늄 합금은 오스테나이트(austenite)와 마르텐사이트(martensite)의 두 가지 상을 가지는데 외력과 온도의 변화에 의해서 가역적인 상전이가 일어나게 된다.^{1,2} 온도에 의한 상전이는 낮은 온도에서 마르텐사이트 상으로 존재하다가 온도가 상승하면 오스테나이트 상으로 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 니켈-티타늄 합금의 주요한 성질인 초탄성이 나타난다.^{3,5}

니켈-티타늄 합금의 초탄성 성질은 하중-변위 곡선에서 변위량이 증가해도 하중이 거의 일정한 특유의 평탄역을 나타내는 것이다.^{6,7} 이는 치과 교정 영역에서 사용할 때 치아 이동 시 일정한 힘을 가할 수 있음을 의미하고 생리적이고 효과적인 치아 이동을 위한 가볍고 지속적인 힘을 제공할 수 있다고 하였다.⁸

따라서 니켈-티타늄 호선은 교정 치료 초기에 치아 배열 단계에서 많이 이용되고 있다. 시판 중인 니켈-티타늄 호선은 구성 성분이나 발생하는 힘에 따라 다양하게 제공되고 있고 임상가는 제조자가 제시하는 하중값을 참고하여 각각의 치료 단계마다 필요한 호선을 선택하여 사용한다.

Tripolt 등⁹은 세가지 종류(light, medium, heavy)의 니켈-티타늄 코일 스프링의 하중값에 대해 연구하였

^a대학원생, ^b조교수, ^c교수, 조선대학교 치과대학 교정학교실.

교신저자: 임성훈.

광주광역시 동구 서석동 421번지 조선대학교 치과대학 교정학교실.

062-220-3876; e-mail, shlim@chosun.ac.kr.

원고접수일: 2007년 6월 7일 / 원고최종수정일: 2007년 11월 24일 /

원고채택일: 2007년 11월 26일.

*이 논문은 2007년도 조선대학교 학술연구비의 지원을 받아 연구되었음.

다. 이들은 각각 제조자가 제시하는 target force가 100 gm, 150 gm, 200 gm에 해당하였다. 스프링을 15 mm까지 변위시키고 15°C에서 60°C까지 온도 변화를 가하여 탈하중 시 하중값의 변화를 측정하였으며 이를 target force와 비교하였다. 그 결과 light spring은 상대적으로 target force에 가까운 힘을 나타냈으나 medium spring은 target force보다 큰 힘을 발휘하여 heavy spring의 target force에 가까운 큰 힘을 나타내었다.

Tonner와 Waters¹⁰는 세가지 직경 (0.014", 0.016", 0.018")의 니켈-티타늄 호선의 하중값에 대해 연구하였다. 온도 변화는 5°C에서 50°C까지 설정하였고 three-point bending test를 시행하였다. 그 결과 온도가 증가하는 경우 하중-변위 곡선에서 하중 시 초기 경사도의 가파른 상승이 나타났다. 또한 하중 시와 탈하중 시 모두에서 초탄성 성질을 나타내는 수평영역의 상방이동이 나타났다고 하였다.

Melling과 Ødegaard^{11,12}는 짧은 시간 동안 가해진 온도의 변화가 니켈-티타늄 호선의 하중값에 미치는 영향을 연구하였다. 37°C에서 three-bracket test를 시행하고 니켈-티타늄 호선에 순간적으로 낮은 온도(10°C)와 높은 온도(80°C)를 가하였다. 하중 시 측정된 하중값은 높은 온도에 의해 순간적으로 증가하고 빠른 시간 안에 회복되어 높은 온도에 의한 하중 변화는 일시적이라고 하였다. 그러나 낮은 온도를 순간적으로 가하였을 때는 하중값이 크게 감소하고 서서히 회복되었으며 37°C의 온도로 회복된 후에도 초기하중 값보다 작은 값을 유지하여 낮은 온도에 의한 하중 변화는 지속적이라고 보고하였다. 반대로 탈하중 시 측정된 하중값은 낮은 온도에 의해 순간적으로 감소하고 빠른 시간 안에 회복되어 낮은 온도에 의한 하중 변화는 일시적이라고 하였다. 그러나 높은 온도를 순간적으로 가하였을 때는 하중값이 크게 증가하고 서서히 회복되었으나 37°C의 온도로 회복된 후에도 초기하중 값보다 증가된 값을 유지하여 높은 온도에 의한 하중값 변화는 지속적이라고 보고하였다.

구강내 온도는 니켈-티타늄 호선의 물리적 성질에 많은 영향을 미치는 것으로 알려져 있고 구강내 온도가 음식물 섭취 등 다양한 요인에 의해 변화하기 때문에 평상시 구강내 온도인 37°C를 유지한 상태에서 조사한 니켈-티타늄 호선의 하중값은 실제로 차이가 있을 것으로 생각된다.

본 연구에서는 구강내 온도가 변화함에 따라 니켈

-티타늄 합금 와이어의 하중값이 어떻게 변화하는지 알아봄으로써 임상에서 구강내 온도 변화가 교정력에 미치는 영향을 알아보고자 한다.

연구방법

실험재료

본 실험에서 사용한 치과 교정용 초탄성 니켈-티타늄 합금 호선은 현재 시판되고 있는 0.016" × 0.022" Sentalloy (Tomy, Tokyo, Japan)이고 가능한 직선상으로 얻기 위하여 ideal arch form의 직선을 이루는 구치부를 25 mm 길이로 잘라 사용하였다. 한 batch가 10개의 호선으로 구성되어 있으므로 그 중 5개를 임의로 선택하여 양쪽 구치부에서 10개의 시편을 얻었다.

실험방법

3점 굴곡 실험

3점 굴곡 실험은 만능시험기(LF plus, Lloyd, Hampshire, UK)를 사용하여 시행하였다. 하부 지그에서 시편이 접촉되는 부분은 ADA Spec. No. 32의 규정에 따라 직경 0.1 mm 반원형으로 제작하였고 span의 길이는 12 mm가 되도록 제작하였다. 하부 지그 위에 시편을 위치시킨 후 직경 0.1 mm의 칩단부를 가지는 상부 지그를 이용하여 2 mm/min의 crosshead speed로 변위량이 3.1 mm가 될 때까지 하중을 부여한 후 다시 변위량이 1.5 mm가 될 때까지 하중을 제거하여 하중-변위 곡선을 얻었다. 하중값의 측정은 하중 곡선에서는 1.5 mm 변위지점(A점)에서 측정하였고 탈하중 곡선에서는 3.1 mm까지 변위 후 1.5 mm로 돌아오는 지점(B점)에서 측정하였다 (Fig 1). A점과 B점에서 구강내 온도 변화를 고려한 온도 변화 실험을 시행하였다.

온도 변화 실험

실험이 진행되는 동안 평상시 구강내 온도인 37°C를 유지하기 위해 만능시험기와 실험기구를 chamber 안에 설치하고 chamber 내부에 전열 백열등을 설치하여 내부의 온도를 일정하게 유지하였다. 온도 변화를 주기 위한 방법으로 chamber 내부 공기를 가열하는 방법이 아닌 시편에 직접 저온수와 고온수를 흐르게 하여 시편과 그 주위의 온도를 변화

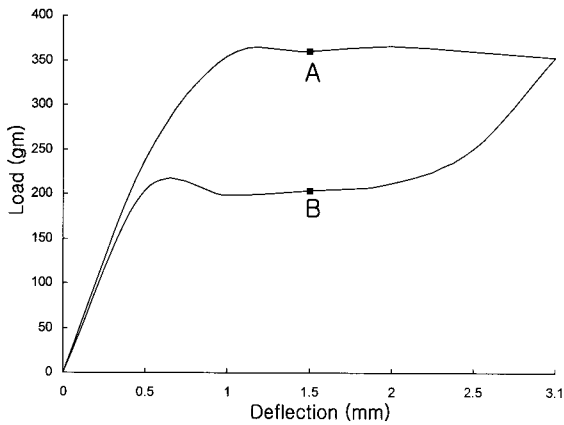


Fig 1. The load-deflection curve of superelastic NiTi alloy wire for the three point bending test. A, 1.5 mm deflection point in loading; B, 1.5 mm deflection point in unloading.

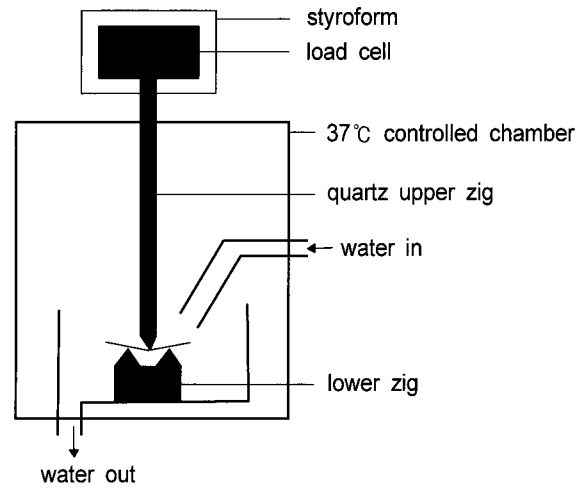


Fig 2. Schematic drawing of the three point test apparatus with a temperature control system.

시키는 방법을 사용하였다. Chamber 내부에 수조를 만들어 시편이 위치한 하부 지그를 수조 바닥에 고정하였고 chamber 외부에서 내부로 호스를 연결하여 이를 통해 저온수와 고온수가 시편으로 흐를 수 있게 하였다. 사용된 물은 수조 바닥에 연결된 호스를 통해 외부로 빠져나갈 수 있도록 하였다 (Fig 2). 실험 온도는 chamber 내부의 온도와 시편 근처의 온도를 각각 측정하였다. 시편 주위의 온도를 측정하기 위해 전선의 형태로 끝에 probe가 달려있는 온도계를 사용하여 시편에 최대한 가까이 고정하여 측정하였다. 내부 온도가 37°C로 일정하게 유지되었을 때 3점 굴곡 실험을 시행하였다. 시편을 A점과 B점에서 유지하고 이 지점에서 구강내 온도 변화를 고려한 온도 변화 실험을 하였다. 설정한 온도 변화 실험은 저온 실험과 고온 실험으로 저온 실험에서는 20°C의 저온수 35 cc를 흐르게 하여 와이어에 순간적인 온도변화를 주었다. 15분 후 chamber 내부의 온도가 37°C로 다시 돌아왔을 때 다시 20°C의 저온수를 흐르게 함으로써 온도변화를 주었고 이를 10번 시행하였다. 고온 실험에서는 50°C의 고온수 35 cc를 흐르게 함으로써 온도변화를 주었고 이를 10분 간격으로 10번 시행하였다. 예비실험에서 고온 실험에서 chamber 내부의 온도가 37°C로 돌아오는 시간이 저온 실험보다 적게 걸렸기 때문에 10분 간격으로 온도 변화를 주었으며 저온 실험은 15분 간격으로 온도 변화를 주었다.

통계처리

온도 변화 실험 전의 초기 하중값과 온도 변화 실험 후 하중값의 유의성 평가를 위해 2군의 평균치의 차의 검정에는 paired *t*-test를 사용했다. 유의수준은 5%로 설정했고, 통계분석은 SPSS ver. 10.1.3 통계패키지(SPSS, Chicago, IL, USA)를 이용하여 시행하였다.

연구성적

니켈-티타늄 호선의 온도 변화에 따른 하중값의 변화를 실험한 결과 하중 곡선에서 1.5 mm 변위 지점(A점)의 하중값은 저온수를 흐르게 한 경우 시편 주위의 온도 하강으로 순간적으로 크게 감소하였으며 시간이 지남에 따라 chamber 내부 온도의 순환으로 시편 주위의 온도가 증가하면서 하중값이 초기값으로 회복되는 양상을 보였다 (Fig 3, A). 하지만 온도가 37°C로 회복된 후에도 하중값은 초기값으로 돌아오지 않고 초기값보다 감소한 값으로 유지되었다. 15분 후 chamber 내부의 온도가 37°C로 일정하게 유지되었을 때 다시 저온수를 흐르게 하여 두 번째 온도 변화를 주었다. 하중값은 순간적으로 크게 감소하였고 시간이 지남에 따라 첫 번째 저온 실험 후의 하중값까지 회복되었다. 세 번째 저온 실험 후에도 하중값은 첫 번째 저온 실험 후의 하중값까지 회복되는 양상을 보였다. 이러한 방법으로 7번의 저온 실험을 15분 간격으로 시행한 결과 하중값은 크게 감

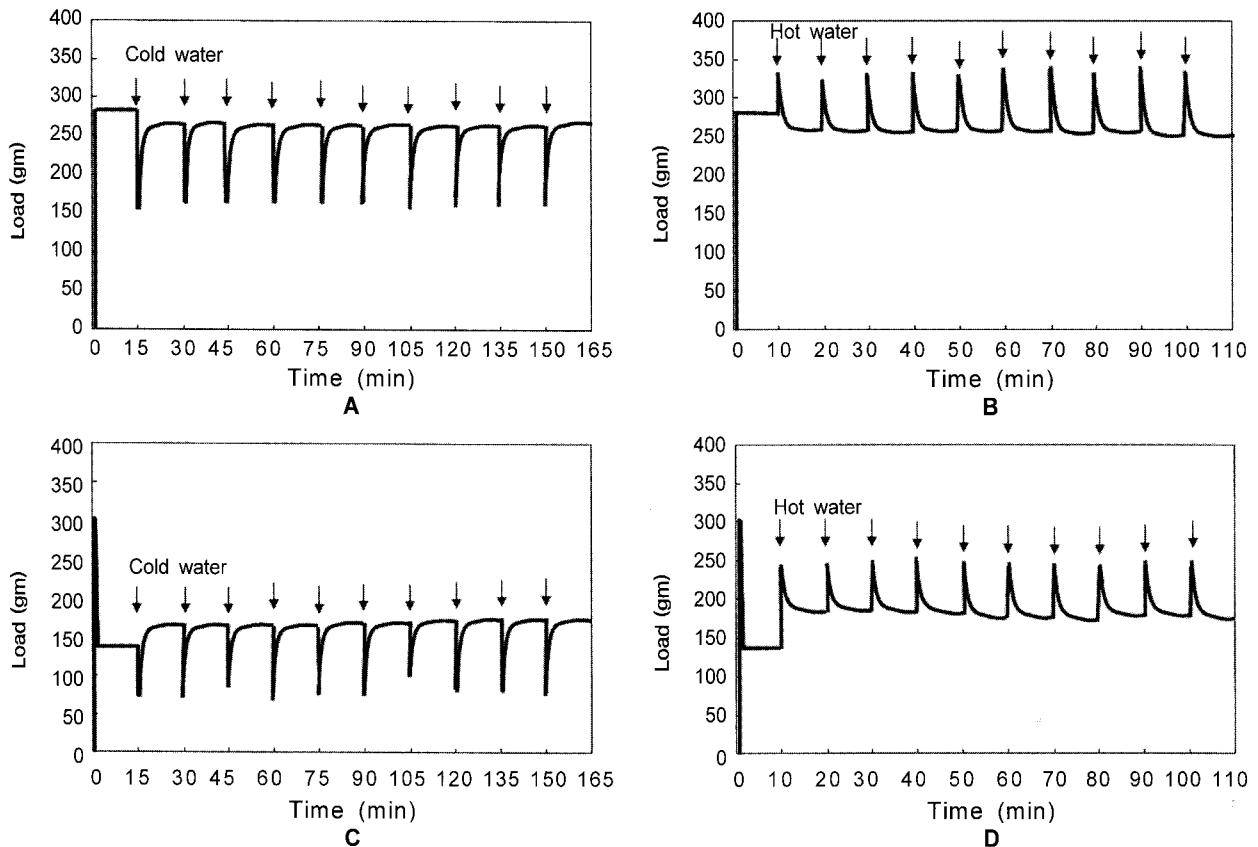


Fig 3. Effect of thermal cycling. A, Cooling at A point; B, heating at A point; C, cooling at B point; D, heating at B point.

소하였다가 첫 번째 저온 실험 후의 하중값까지 회복되는 양상을 반복하였다. 첫 번째 저온 실험 후의 하중값은 온도 변화 실험 전의 초기값보다 감소한 값이므로 A점에서 저온 실험을 한 경우 하중값은 감소하고 온도가 37°C로 회복된 후에도 초기값으로 돌아오지 않고 감소한 값을 유지함을 알 수 있다.

고온수를 흐르게 한 경우 시편 주위의 온도 상승으로 A점에서 하중값은 순간적으로 크게 증가하였고 시간이 지남에 따라 chamber 내부 온도의 순환으로 시편 주위의 온도가 감소하면서 하중값이 감소하였으며 온도가 37°C로 회복이 된 경우에는 오히려 초기 하중값보다 감소함을 알 수 있었다 (Fig 3, B). 10분 후 chamber 내부의 온도가 37°C로 일정하게 유지되었을 때 두 번째 고온 실험을 시행하였다. 하중값은 순간적으로 크게 증가하였고 시간이 지남에 따라 감소하였으며 첫 번째 고온 실험 후의 하중값까지 감소하였다. 8번의 온도 변화를 반복한 경우에도 동일한 양상을 보였다. 첫 번째 고온 실험 후의 하중

값은 온도 변화 실험 전의 초기값보다 감소한 값이므로 A점에서 고온 실험을 시행한 경우 하중값은 초기값보다 감소하고 온도가 37°C로 회복된 후에도 초기값으로 돌아오지 않고 감소한 값을 유지함을 알 수 있다.

탈하중 곡선에서 1.5 mm 변위지점인 B점에서 저온수를 흐르게 한 경우 시편 주위의 온도 하강으로 하중값은 순간적으로 크게 감소하였으나 시간이 흐름에 따라 chamber 내부 온도의 순환으로 시편 주위의 온도가 증가하면서 하중값이 회복되었고 내부의 온도가 37°C로 회복이 되었을 때는 오히려 온도 변화 실험 전의 초기값보다 증가함을 알 수 있었다 (Fig 3, C). 15분 후 두 번째 저온 실험을 시행한 경우 하중값은 크게 감소하였고 시간이 지남에 따라 첫 번째 저온 실험 후의 하중값까지 증가하였다. 8번의 온도 변화를 반복한 경우에도 동일한 양상을 보였다. 첫 번째 저온 실험 후의 하중값은 온도 변화 실험 전의 초기값보다 증가한 값이므로 B점에서 저온

Table 1. Comparison of load on A and B points before and after thermal cycling (mean ± standard deviation)

	Load (gm)		Load difference (gm)	Significance
	Before	After		
Cold thermal cycling at A point	281.6 ± 11.6	258.3 ± 11.4	-23.8 ± 7.7	*
Hot thermal cycling at A point	286.3 ± 6.6	266.2 ± 11.8	-19.7 ± 8.6	*
Cold thermal cycling at B point	138.1 ± 9.2	161.2 ± 7.8	22.9 ± 10.3	*
Hot thermal cycling at B point	138.3 ± 9.6	199.4 ± 10.2	61.3 ± 6.0	*

* $p < 0.01$, considered significantly different.

실험을 시행한 경우 하중값은 초기값보다 증가함을 알 수 있다.

B점에서 고온 실험을 시행한 경우 하중값이 순간적으로 증가하였고 시간이 지남에 따라 점차 감소하였으나 내부의 온도가 37°C로 회복되어도 초기값보다 증가된 값을 유지하였다 (Fig 3, D). 10분 후 두 번째 고온 실험을 시행하였다. 하중값은 순간적으로 증가하였고 시간이 지남에 따라 첫 번째 고온 실험 후의 하중값까지 회복되었다. 8번의 온도 변화를 반복한 경우에도 동일한 양상을 보였다. 첫 번째 고온 실험 후의 하중값은 온도 변화 실험 전의 초기값보다 증가한 값이므로 B점에서 고온 실험을 시행한 경우 하중값은 초기값보다 증가함을 알 수 있다.

A점과 B점에서 시편 10개의 초기값과 10번의 온도 변화 실험 후의 하중값의 평균을 구하였다. A점에서 시편 10개의 평균 초기값은 281.6 gm이고 10번의 저온 실험 후의 평균 하중값은 258.3 gm으로 온도 변화 실험 후 하중값은 23.8 gm 감소하였다. 고온 실험 후에는 286.3 gm에서 266.2 gm으로 19.7 gm 감소하였다. B점에서의 평균 초기값은 138.1 gm이고 저온 실험 후의 평균 하중값은 161.2 gm으로 22.9 gm 증가하였다. 고온 실험 전의 평균 초기값은 138.3 gm이고 고온 실험 후에는 199.4 gm으로 61.3 gm 증가하였다.

온도 변화 실험 전의 초기값과 실험 후의 변화된 하중값은 통계학적으로 유의한 차이가 관찰되었다 (Table 1).

고찰

1971년에 Andreasen 등^{13,14}에 의해 처음 소개된 1세대 니켈 티타늄 호선은 상품명인 Nitinol로 상전이 이룰 하지 않고 마르텐사이트 상태로 가공경화된 것

이다. 따라서 Nitinol은 초탄성 성질을 가지고 있지 않았다. 1980년대에 나온 2세대 니켈-티타늄 호선은 Chinese NiTi 혹은 Japanese NiTi로 불리는데 이는 상전이 온도를 낮추어 구강 내에서 오스테나이트 상태로 존재하도록 만들어졌으며 초탄성의 성질을 가지고 있었다.^{15,16}

니켈-티타늄 합금 와이어는 하중-변위 곡선에서 특유의 수평영역을 갖는 초탄성 성질을 갖는다. 이는 변위량이 증가해도 하중이 거의 증가하지 않는 것으로 임상 교정에서 사용할 때 일정한 힘을 발휘하는 것으로 알려져 있다.⁶⁻⁸

초탄성 효과는 상변태 온도와 밀접하게 연관된다. 초탄성 효과는 NiTi 합금을 Af (anstenite finish temperature) 이상의 온도 범위에서 변형을 시키면 가해진 외력에 의해 오스테나이트 상으로부터 응력유기 마르텐사이트가 생성되고 외력을 제거하면 응력유기 마르텐사이트가 소멸되면서 원래의 상인 오스테나이트로 변태함으로 나타나는 현상이다.¹⁷⁻¹⁹ 따라서 임상에서 사용할 때 초탄성 합금의 전이온도범위 (transition temperature range)가 구강온도보다 낮아야 구강온도에서 고온상인 오스테나이트 상이 안정하게 되므로 응력유기 마르텐사이트 변태가 가역적이 되어 변형된 합금이 원형을 회복하게 된다.

구강내 온도는 니켈-티타늄 와이어의 물리적 성질에 많은 영향을 미치는 환경적 요소로 정상시에는 37°C로 비교적 일정한 온도를 유지하고 있으나 음식물의 섭취로 인해 구강 내 온도는 계속 변하게 된다. Airoidi 등²⁰은 니켈-티타늄 호선의 초탄성 성질이 구강내 온도와 밀접한 관련이 있다고 보고 구강내 온도 변화를 연구하였다. 피험자가 temperature sensor가 부착된 retainer를 착용한 상태에서 찬물과 따뜻한 물을 마시도록 하였다. 그 결과 음식물 섭취에 의해 8°C에서 50°C까지 구강 내 온도 변화가 일어날 수

있다고 하였다. Otsubo 등²¹은 70°C의 온수를 5회 마신 경우 구강내 온도는 최고 52°C로 상승하고 평균은 42°C라고 하였다. 또한 얼음을 머금은 경우에는 최저 7°C까지 감소하고 평균은 30°C라고 하였다.

본 실험에서 사용한 치과 교정용 니켈-티타늄 와이어는 직경 0.016" × 0.022"의 각형 와이어인 Sentalloy (Tomy, Tokyo, Japan)를 사용하였다. 최근의 임상 교정 영역에서 치료 초기부터 초탄성 각형 니켈-티타늄 와이어를 사용하여 삼차원적으로 효율 높은 배열을 시도하고 있기 때문에 각형 니켈-티타늄 와이어를 실험 재료로 선택하였다. 또한 이 와이어는 제조자가 제시한 Af온도가 18°C로 구강 내 온도보다 충분히 낮아 구강 내 온도에서는 오스테나이트상이 안정하여 초탄성 성질을 나타낼 수 있을 것으로 생각되었다.

온도 변화 실험은 Otsubo 등²¹의 온도 가변식 3점 굴곡 실험 장치와 유사한 수조를 만들어 시행하였다. 시편이 위치하는 하부 지그를 수조에 넣고 저온수와 고온수를 흐르게 함으로써 온도 변화를 빠르고 정확하게 줄 수 있도록 하였다. 온도 변화에 의한 load cell의 열팽창을 막기 위해 load cell 주위를 스티로폼 단열재로 덮었고 상부 지그는 석영으로 제작하였다 (Fig 2). 온도 변화는 평상시 구강내 온도인 37°C에서 저온은 17°C가 감소된 20°C로 설정하고 고온은 13°C가 증가된 50°C로 설정하였다. 또한 저온과 고온의 온도변화를 10회씩 반복함으로써 음식을 먹고 마실 때 변화하는 구강내 온도를 감안하였다.

하중 시 온도 변화에 의한 하중값의 변화를 측정하기 위하여 3점 굴곡 실험에서 0에서 1.5 mm까지 호선을 변위시킨 후 1.5 mm 변위량을 유지한 상태에서 온도 변화 실험을 시행하였다. 이는 실제 임상에서 와이어를 브라켓에 걸찰할 때 작용하는 힘으로 생각되며, 치아가 이동되면서 변이량이 줄어들게 되므로 치아의 이동 시 발휘되는 교정력은 탈하중 시의 하중 변화와 연관되어 있을 것이다. 탈하중 시 온도 변화에 의한 하중값의 변화를 측정하기 위해 3점 굴곡 실험에서 0에서 3.1 mm까지 호선을 변위시킨 후 다시 1.5 mm까지 하중을 제거한 후에 1.5 mm 변위량을 유지한 상태에서 온도 변화 실험을 시행하였다. 이는 실제로 치아에 전달되는 하중값으로 이 점에서 온도 변화 실험을 시행하여 하중값이 증가했다는 결과는 임상적으로 큰 의미가 있다. 구강내 온도 변화에 의해 니켈-티타늄 호선의 하중값이 증가하면 술자가 예상했던 교정력보다 증가된 교정력이 치아

에 전달되고 과도한 힘으로 인해 치아 및 주위 조직에 위해한 부작용이 가해질 수 있다. 또한 환자의 통증 역치 이상으로 교정력이 가해질 경우 환자의 불편감이 증대될 수 있다.

니켈-티타늄 호선을 선택할 때 제조자가 제시하는 하중값을 보고 선택을 하게 되는 경우가 많은데 이는 구강 내 온도를 37°C로 설정하고 온도를 일정하게 유지한 상태에서 실험한 것으로 실제 구강 내 온도가 변하는 상황을 감안하지 않은 경우가 많다. 본 실험에서 니켈-티타늄 호선에 3점 굴곡 실험과 온도 변화 실험을 시행한 결과 하중 시에는 온도가 하강하거나 상승한 후 온도가 37°C로 회복되어도 초기 하중값으로 돌아오지 않고 초기값보다 각각 23.8 gm, 19.7 gm 감소하는 결과를 보였다. 이는 실제 치아에 전달되는 교정력이 아니므로 임상적으로 큰 문제는 없을 것으로 생각된다. 하지만 실제로 치아에 가해지는 교정력으로 생각되는 탈하중 시 하중값은 온도가 상승하거나 하강한 후 온도가 37°C로 회복되어도 하중값이 초기값보다 증가하는 결과를 보였다. 저온 실험에서는 22.9 gm 증가하였고 고온 실험에서는 61.3 gm 증가하였다. 하중값은 저온의 온도 변화보다 고온의 온도 변화에서 더 크게 변화함을 알 수 있었다.

Otsubo²²는 strain 하에서 초탄성 니켈-티타늄 호선에 37°C에서 60°C의 온도 변화를 주고 다시 37°C의 온도로 돌아왔을 때 하중값이 증가하며 하중 증가량은 호선이 갖는 하중 히스테레시스(hysteresis)의 약 50% 정도 높은 값을 보인다고 하였다. 그리고 초탄성 니켈-티타늄 와이어는 하중 히스테레시스가 큰 만큼 온도 변화에 의한 하중 변화율이 크다고 하였다. 따라서 하중 히스테레시스를 감소하기 위해 니켈-티타늄 호선에 600°C에서 5분, 280°C에서 180분 이단계 열처리를 시행하였다. 그 결과 하중 히스테레시스를 80 - 86% 감소시키고 구강내 온도 변화에 의한 하중 변화율을 30% 줄일 수 있었다.

일반적으로 치아 이동에 효율적인 힘은 강하고 간헐적인 힘보다 약하고 지속적인 힘으로 알려져 있다. 초탄성 니켈-티타늄 호선에 의해 치아에 전달되는 힘은 구강내 온도 변화에 의해 증가하기 때문에 실제 임상에서 술자가 의도한 교정력 이상으로 강한 교정력이 작용할 수 있음에 유의해야 한다. 또한 구강내 온도 변화에도 하중이 크게 증가하지 않는 호선에 대한 연구가 더 필요할 것으로 생각된다.

결론

구강내 온도 변화에 따른 교정용 니켈-티타늄 합금 호선의 하중값의 변화를 알아보기 위해 직경 0.016" × 0.022" 니켈-티타늄 와이어에서 3점 굴곡 시험 과정에서 20℃의 냉각과정 및 50℃의 가열 과정을 반복하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 하중 곡선에서 1.5 mm 변위지점의 하중값은 냉각 실험과 가열 실험 후 37℃로 회복 시 각각 23.8 gm, 19.7 gm 감소하였다.
2. 3.1 mm까지 변위된 후 탈하중된 1.5 mm 변위지점의 하중값은 냉각 실험과 가열 실험 후 37℃로 회복 시 각각 22.9 gm, 61.3 gm 증가하였다.

이상의 결과를 종합해 볼 때 온도변화를 거친 후 초탄성 니켈-티타늄 합금 호선의 하중 시험은 감소하였고 탈하중 시험은 증가되었다. 따라서 임상에서 니켈-티타늄 호선을 적용 시에는 37℃에서의 하중변위 곡선에서 나타나는 힘에 비해 더 작은 하중 시험과 더 큰 탈하중 시험이 적용될 수 있음에 유의하여야 한다.

참고문헌

1. Kusy RP. A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. *Angle Orthod* 1997;67:197-207.
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 DN. Nickel-titanium alloys: stress-related temperature transitional range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118:685-92.
4. Santoro M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: A clinically oriented review. Part I: Temperature transitional ranges. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:587-93.
5. Kim YB. A reassessment of orthodontic wire selection. *J Gnath Orthod Res.* 1995;2:151-97.
6. Drake SR, Wayne DM, Powers JM, Asgar K. Mechanical properties of orthodontic wires in torsion, bending, and torsion. *Am J Orthod* 1982;82:206-10.

7. 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.
8. Cha BK, Choi DS, Lee NK. Simplification of orthodontic treatment using superelastic nickel-titanium wires: one wire system. *Korean J Clin Orthod* 2005;11:82-9.
9. Tripolt H, Burstone CJ, Bantleon P, Manschiebel W. Force characteristics of nickel-titanium tension coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115:498-507.
10. Tonner RIM, Waters NE. The characteristics of super-elastic NiTi wires in three-point bending. Part I: The effect of temperature. *Eur J Orthod* 1994;16:421-5.
11. Meling T, Ødegaard J. Short-term temperature changes influence the force exerted by superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. *Am J Orthod* 1998;114:503-9.
12. Meling T, Ødegaard J. The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. *Am J Orthod* 2001;119:263-73.
13. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use bhvvhbin orthodontics. *J Am Dent Assoc* 1971;82:1373-5.
14. Andreasen GF, Brady PR. A use hypothesis for 55 Nitinol wire for orthodontics. *Angle Orthod* 1972;42:172-7.
15. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986;90:1-10.
16. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire-a new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1985;87:445-52.
17. Lee JS, Kim KM, Kim KN. The effect of heat treatment for elasticity and phase transition behavior of orthodontic NiTi alloy wires. *J Korean Res Soc Dent Mat* 1997;24:7-21.
18. 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.
19. Yoneyama T, Doi H, Hamanaka H, Okamoto Y, Mogi M, Miura F. Super-elasticity and thermal behavior of Ni-Ti alloy orthodontic arch wires. *Dent Mater J* 1992;11:1-10.
20. Airoldi G, Riva G, Vanelli M, Filippi V, Garattini G. Oral environment temperature changes induced by cold/hot liquid intake. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:58-63.
21. 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. *J J Dent Mater* 1993;12:521-7.
22. Otsubo K. Development of the superelastic Ti-Ni alloy wire appropriate to the oral environment. *J Jpn Orthod Soc* 1994;53:641-50.

The effect of temperature changes on force level of superelastic nickel-titanium archwires

Kyoung-Ae Chun, DDS,^a Sung-Hoon Lim, DDS, MSD,^b
Kwang-Won Kim, DDS, MSD, PhD^c

Objective: The purpose of this study was to evaluate the influence of intraoral temperature changes on the orthodontic force level of a superelastic nickel-titanium alloy wire. **Methods:** Nickel-titanium archwires of 0.016" x 0.022" thickness were tested with a three point bending test setup, and temperature changes were applied. The force level changes according to temperature changes were measured at a 1.5 mm deflection during the loading phase and a 1.5 mm deflection during the unloading phase from a deflection to 3.1 mm. Ten cycles of thermal cycling from baseline (37°C) to cold (20°C) or hot (50°C) temperature were applied. **Results:** After thermal cycling, the force level during the loading phase decreased and the force level during the unloading phase increased even after the temperature was changed to the initial 37°C. **Conclusions:** The results suggest that the orthodontic force level can not return to the initial force level after temperature changes. When applying superelastic nickel-titanium archwires, we must consider that a lighter force than the loading force and a heavier force than the unloading force will be applied after intraoral temperature changes caused by eating and drinking. (*Korean J Orthod* 2007;37(6):432-9)

Key words: Nickel-titanium, Super-elasticity, Intraoral temperature change

^aGraduate Student, ^bAssistant Professor, ^cProfessor, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Chosun University.
Corresponding author: *Sung-Hoon Lim*.

Department of Orthodontics, School of Dentistry, Chosun University, 421 Sosok-Dong, Dong-Gu, Gwangju 501-825, Korea.

+82 62 220 3876; e-mail, *shlim@chosun.ac.kr*.

Received June 7, 2007; Last Revision November 24, 2007; Accepted November 26, 2007.