

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

손아영<sup>a</sup> · 임성훈<sup>b</sup>

폐쇄형 니켈-티타늄 코일 스프링은 탈부하 과정에서 힘이 거의 일정하게 유지되는 초탄성을 보이는 것으로 알려져 있으나, 각 제조사에 따른 니켈-티타늄 스프링의 실제 특성에 대한 보고는 부족하다. 따라서 본 연구에서는 수종의 폐쇄형 니켈-티타늄 코일 스프링들의 하중-변위 특성과 소성 변형에 대해 비교하고 임상적으로 적용 가능한 신장 범위에 대해서 알아보고자 하였다. 다섯 개 제조회사에서 생산된 일곱 종의 폐쇄형 니켈-티타늄 코일 스프링을 각 종류 별로 2 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm, 25 mm, 30 mm로 신장시켜 하중-변위 곡선을 얻은 후 같은 길이로 4주간 유지시킨 후 다시 하중-변위 곡선을 얻었다. 실험 결과 Sentalloy (Tomy, Tokyo, Japan), Jinsung (Jinsung, Seoul, Korea)은 모든 범위에서 초탄성을 나타내며 영구변형도 1 mm 이하로 작아 가장 바람직한 물성을 보였다. 반면 Ni-Ti (Ormco, Orange, CA, USA)는 10 mm부터 초탄성 구간을 보였는데, 이는 이러한 스프링을 적용 시에는 10 mm 이상 신장시켜야 초탄성 성질을 활용할 수 있다는 것을 의미한다. Orthonol (RMO, Denver, CO, USA)과 Nitanium (Ortho Organizers, San Marcos, CA, USA)은 초탄성을 보이지 않았다. 4주 동안 신장 후의 소성 변형 정도를 측정한 결과 25 mm 이내의 신장 범위에서는 1 mm 이하의 소성 변형만이 나타났다. 폐쇄형 니켈-티타늄 코일 스프링의 초탄성 성질은 제조사에 따라 다양하게 나타났으므로, 임상 적용 시 이를 고려하는 것이 바람직하다. (대치 교정지 2009;39(5):310-319)

**주요 단어:** 니켈-티타늄 코일 스프링, 하중-변위 곡선, 소성 변형

## 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 치과교정학 영역에서 호선이나 스프링의 형태로 널리 사용되고 있다. 니켈-티타늄 합금은 마르텐사이트와 오스테나이트의 두 가지 상을 지니고 있고 외력과 온도의 변화에 따라 상전이를 나타내는 특성을 보인다.<sup>1,2</sup>

온도에 의한 상전이는 낮은 온도에서 마르텐사이트 상으로 존재하다가 온도가 상승하면 오스테나이트 상으로 변하는 것이고 이러한 상전이에 의해 열탄성 현상과 초탄성 효과가 합쳐져서 형상기억 효과가 나타나게 된다. 외력에 의한 상전이는 오스테나이트상에 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-변위 곡선에서 변위량이 증가해도 하중이 거의 일정한 특유의 평탄역을 나타내는 것이다.<sup>5,6</sup> 이는 치과교정 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, 스프링의 종류에 따

<sup>a</sup>대학원생, <sup>b</sup>부교수, 조선대학교 치의학전문대학원 교정학교실.

교신저자: 임성훈.

광주시 동구 서석동 421번지, 조선대학교 치의학전문대학원 교정학교실.

062-220-3874; e-mail, shlim@chosun.ac.kr.

원고접수일: 2009년 3월 6일 / 원고최종수정일: 2009년 8월 21일 /

원고채택일: 2009년 8월 23일.

DOI:10.4041/kjod.2009.39.5.310

\*이 논문은 2009년도 조선대학교 학술연구비의 지원을 받아 연구되었음.

라 초탄성 성질을 보이는 구간과 발휘하는 힘에 차이가 있다. 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>9</sup>

이러한 장점 때문에 교정치료 시 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>10</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 알아보려고 하였다.

## 연구방법

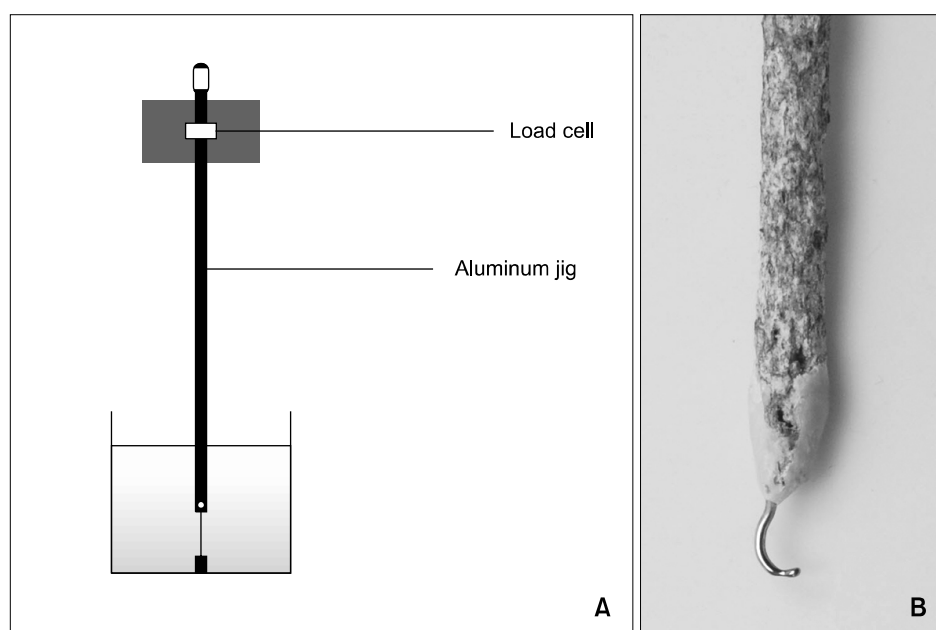
### 연구재료

다섯 개 제조회사에서 생산된 7종의 폐쇄형 니켈-

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

Spring	Manufacturer	Wire	Inner $\varnothing^*$	Length	Force <sup>†</sup>
Sentalloy blue	Tomy Inc, Tokyo, Japan	0.009"	0.036"	9 mm	100 g
Sentalloy yellow	Tomy Inc, Tokyo, Japan	0.010"	0.036"	9 mm	150 g
Sentalloy red	Tomy Inc, Tokyo, Japan	0.010"	0.036"	9 mm	200 g
Jinsung blue (light)	Jinsung, Ewang, Korea	0.009"	0.030"	8 mm	100 g
Ni-Ti medium	Ormco, Orange, CA, USA	0.010"	0.030"	12 mm	N/A
Orthonol	RMO, Denver, CO, USA	0.010"	0.030"	9 mm	N/A
Nitanium	Ortho Organizers Inc, San Marcos, CA, USA	0.010"	0.030"	12 mm	N/A

\*Inner diameter of the spring; <sup>†</sup>Force level described by the manufacturer.



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

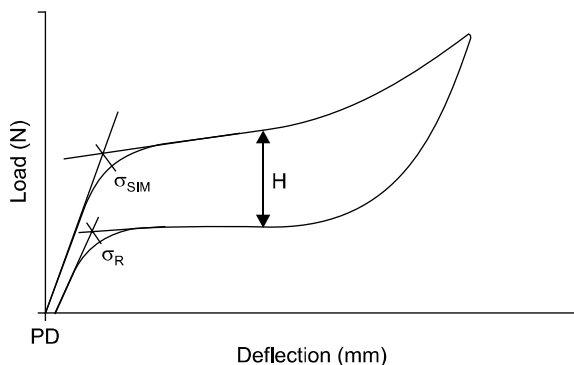
티타늄 코일 스프링을 연구 재료로 사용하였다 (Table 1).

## 연구방법

### 하중-변위 시험

만능물성시험기(LF Plus, Lloyd instruments, 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). 10 N 용량의 load cell을 사용하였으며, 2 mm/min의 cross-head speed로 실험하였다. 37°C 환경에서 각각 3개씩의 시편을 2 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm, 25 mm, 30 mm로 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.

또한 하중-변위 곡선에서 austenite상에서 martensite상으로 변태되기 시작하는 점을 변태 임계점(transformation threshold point:  $\sigma_{SIM}$ )으로 martensite상에서 austenite상으로의 역변태가 완료되는 점을 역변태 종료점(reverse transformation finish point:  $\sigma_R$ )으로 설정하여 그 지점에서 하중과 변위값을 측정하였다. 상전이가 완전한 곡선으로 나타난 Ni-Ti medium에서는 곡선의 변곡점에서의 두 개의 접선의 이등분점으로  $\sigma_{SIM}$ 과  $\sigma_R$ 을 정의하였다 (Fig 2).<sup>11,12</sup>



**Fig 2.** Load-deflection curve illustrating superelasticity of NiTi spring.  $\sigma_{SIM}$ , Transformation threshold point;  $\sigma_R$ , reverse transformation finish point; H, hysteresis (loading force - unloading force at midpoint of extension); PD, plastic deformation.

응력이력 현상(hysteresis)의 양은 각 신장량의 중간점에서의 하중 시와 탈하중 시의 힘의 차이를 측정하여 구하였다.

### 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.

## 연구성적

### 하중-변위 시험

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 2 mm부터 30 mm까지의 모든 신장 범위에서 초탄성 평탄역이 나타났다. Ni-Ti medium에서는 2 mm와 5 mm 신장 시에는 초탄성 평탄역이 나타나지 않았으나 10 mm 신장 시부터는 초탄성 평탄역이 존재하였고 Orthonol, Nitanium에서는 초탄성 평탄역이 나타나지 않았다.

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 완전한 곡선으로 나타나서 이 곡선의 변곡점에서의 두 개의 접선의 이등분점으로  $\sigma_{SIM}$ 과  $\sigma_R$ 을 정의하였고, 나머지 두 종류의 코일 스프링에서는  $\sigma_{SIM}$ 과  $\sigma_R$ 을 관찰할 수 없었다 (Fig 2).  $\sigma_{SIM}$ 은 Sentalloy spring에서 0.1 - 0.4 mm의 신장량에서 1.1 - 2.3 N으로 나타났고, Jinsung blue에서는 0.2 - 0.4 mm의 신장량에서 0.9 - 1 N으로 나

**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 unloading forces were measured at the 7.5 mm extension point of the load/deflection test of the 15 mm extension.

타났으며, Ni-Ti medium에서는 3 - 3.4 mm의 신장량에서 1.6 - 1.8 N으로 나타났다.  $\sigma_{SM}$ 은 총 신장량과 무관하게 일정한 값을 보인 반면,  $\sigma_R$ 은 신장량이 증가함에 따라 변화가 관찰되었다. 변태 임계점과 역변태 종료점이 측정된 다섯 개 제품에서 20 mm 신장 시까지는 역변태 종료점의 변화가 미미하였다. 그러나 25 mm부터는 보다 급격한 변화를 보였다. Sentalloy blue, Sentalloy yellow, Sentalloy red, Jinsung blue에서는  $\sigma_R$ 의 신장량은 0.1 - 0.4 mm의 범위로 거의 일정하였으나 신장량이 커질수록 하중값이 점진적으로 감소되어 Sentalloy spring은 2.1 N에서 0.2 N까지 감소되었고, Jinsung blue에서는 1 N에서 0.6 N으로 감소되었다. Ni-Ti medium에서는  $\sigma_R$ 의 신장량은 1.9 mm에서 3.5 mm로 급격히 증가되었으며, 하중값은 1 N에서 0.6 N으로 감소되었다 (Fig 4). Ni-Ti medium을 2 mm, 5 mm, 30 mm 신장시킨 경우에는 역변태 종료점이 명확하지 않아 측정할 수 없었다.

15 mm 신장 시 중간 지점인 7.5 mm 신장 지점에서의 loading force와 unloading force는 Sentalloy blue가 각각 1.56 N, 1 N으로 가장 작은 값을 나타냈고 Sentalloy red가 각각 2.91 N, 2.1 N으로 가장 큰 값을 나타내었다 (Table 2).

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

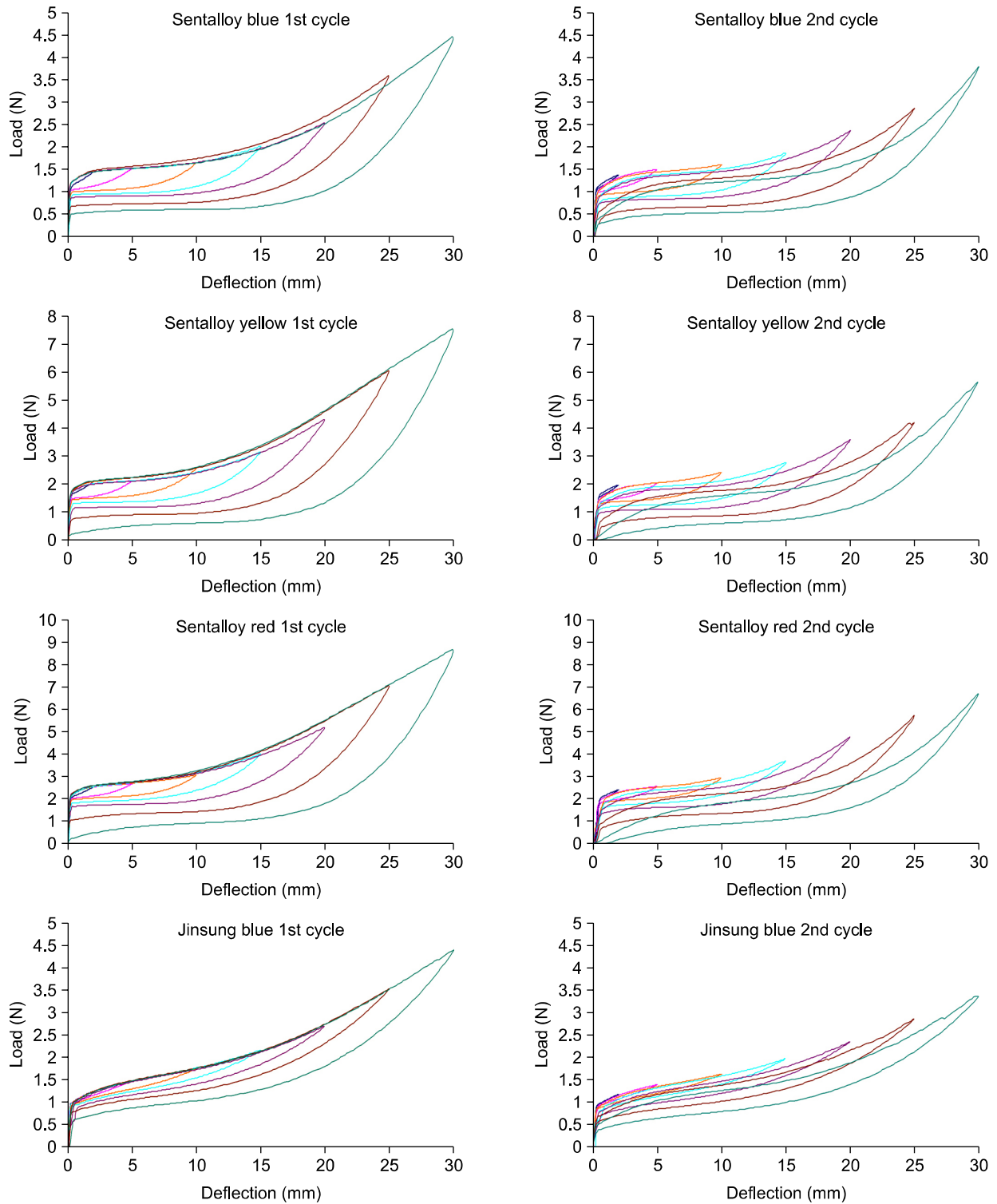
장 큰 응력 이력이 관찰되었다(Data not shown).

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 3과 같다. 모든 스프링의 모든 범위에서 4주 후의 하중값은 첫 번째 실험 시의 하중값보다 작은 값을 보였다. 특히 탈하중 시보다 하중을 가할 때의 값이 더 크게 감소되었다. Sentalloy blue, Sentalloy yellow, Sentalloy red는 15 mm 신장 시부터 하중 시의 곡선이 2 mm, 5 mm, 10 mm의 하중 시 곡선을 벗어나 더 작은 하중값을 나타내었고 Jinsung blue, Ni-Ti medium, Orthonol, Nitanium은 20 mm 신장 시부터 하중시의 곡선이 2 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm의 하중 시 곡선을 벗어나 더 작은 하중값을 나타내었다.

#### 소성 변형

처음의 하중-변위 시험에서 20 mm 이내의 신장 범위에서는 모든 스프링에서 1 mm 이하의 소성 변형이 나타났으나 25 mm와 30 mm 신장시켰을 경우 Ni-Ti medium, Orthonol, Nitanium에서 1 mm 이상의 소성 변형이 나타났으며 25 mm 신장 시에는 Nitanium, 30 mm 신장 시에는 Ni-Ti medium이 가장 큰 소성 변형을 보였다 (Table 3).

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



**Fig 3.** Load-deflection curves of NiTi springs. X axis, Deflection (mm); Y axis, Load (N). 1st cycle, initial test; 2nd cycle, after 4 week extension.

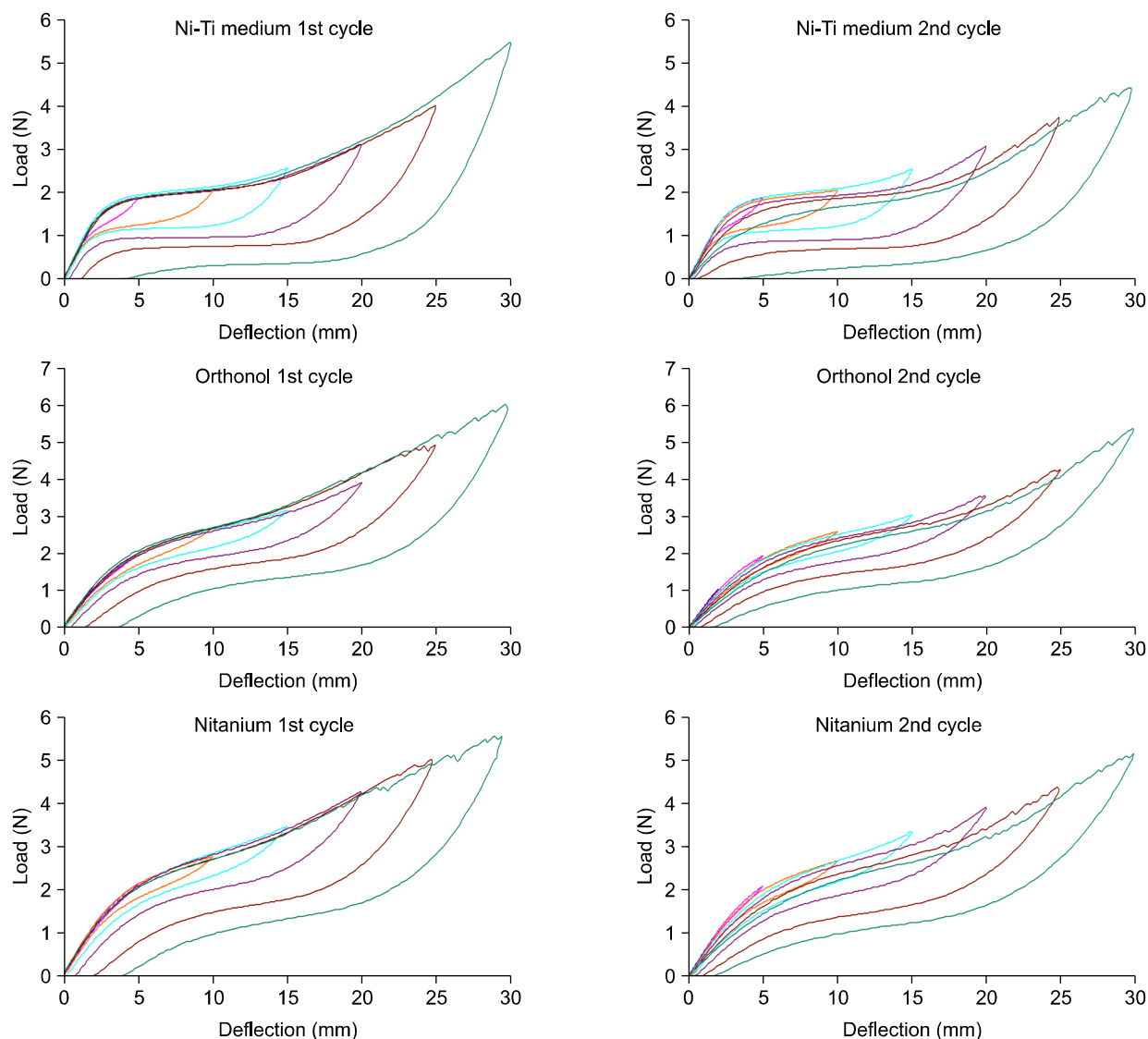
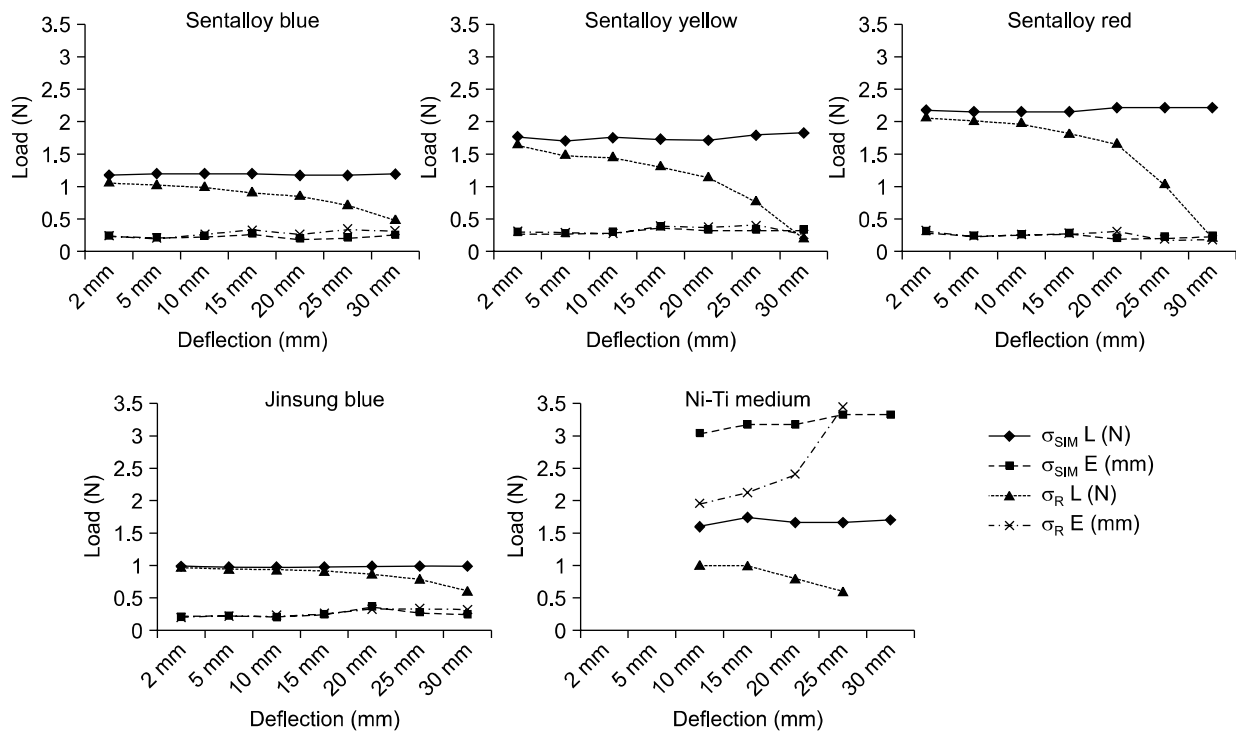


Fig 3. Continued.

## 고찰

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 - 200 g 정도의 힘이 필요하다고 알려져 있으며<sup>13</sup> Newton으로 환산하면 약 1.5 - 2 N이 된다. 제1소구치 발치 후 상악 6전치를 활주 역학을 통하여 견인 시에 코

일 스프링을 적용할 경우, 한국인 성인남자의 평균 치아크기<sup>14</sup>를 이용하여 상악 측절치와 견치 사이의 hook에서 제1대구치의 hook까지의 최대 거리는 28 mm로 계산될 수 있다.<sup>15</sup> 이 거리에서 니켈-티타늄 스프링 자체의 길이를 뺀 값이 코일 스프링의 신장량이 된다. 스프링 길이가 8 mm인 Jinsung blue와 12 mm인 Ni-Ti medium, Nitanium을 제외한 나머지 스프링의 길이는 9 mm이므로 크라우딩이 존재하지 않는다고 가정하였을 경우 스프링의 신장량은 16 - 20 mm로 예측할 수 있다. 또한 제2대구치에 코일 스프링을 적용할 경우, 상악 측절치와 견치 사이의 hook에서 제2대구치의 hook까지의 최대거리는 38



**Fig 4.** Change in 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. \*2 mm, 5 mm  $\sigma_{SIM}$  and 2 mm, 5 mm, 30 mm  $\sigma_R$  of Ni-Ti medium was not measured due to their ambiguity.

**Table 3.** 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

mm로 계산될 수 있다. 본 연구에서는 스프링의 최대 신장량을 30 mm로 계산하여 스프링의 신장범위를 2 mm에서 30 mm로 정하였다.

Sentalloy blue, Sentalloy yellow, Sentalloy red, Jinsung blue에서는 2 mm부터 30 mm까지 모든 범위에서 초탄성 평탄역이 존재하였다. Ni-Ti medium는 2 mm와 5 mm 신장 시에는 초탄성 평탄역이 관찰되지 않았으나 10 mm 신장 시부터는 초탄성 평탄역

이 관찰되었다. 이와 유사하게 수종의 니켈-티타늄 압축 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 일정하였으

Table 4. 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

나 하중값이 점진적으로 감소되었는데 이는 응력 이력이 신장량이 증가할수록 커지기 때문인 것으로 생각된다. 이러한 현상은 오스테나이트 니켈-티타늄 와이어에서 활성량이 증가할수록 같은 변위량에서의 탈하중 시 힘이 감소하였다고 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 크기 때문으로 생각된다. 15 mm 신장 시  $\sigma_R$ 은 Jinsung blue에서는 0.35 mm, 0.92 N 지점이었고 Ni-Ti medium은 2.1 mm, 0.98 N 지점으로 계측되었다. Jinsung blue에서는 0.35 mm 정도로 신장량이 감소된 경우에도 초탄성이 발휘되면서 0.92 N의 힘이 유지되었으나 Ni-Ti medium에서는 소성 변형이 일어나 2 mm 이하로 신장량이 감소되면 역변태가 종료되어 힘이 급격히 감소되었다.

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 10 mm 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 실험 시의 하중값보다 작은 값을 보였다. 특히 탈하중 시보다 하중을 가할 때의 값이 더 크게

감소되었다. 발치 공간 폐쇄 시 힘이 발휘되는 것은 하중 시 힘보다는 탈하중 시 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.

Chang 등<sup>18</sup>은 니켈-티타늄계 폐쇄형 코일 스프링의 소성 변형을 측정하여 점수화 한 연구에서 Ormco의 스프링이 20 mm 신장 시 3.6 mm로 가장 큰 소성 변형을 나타냈고, 다음으로 Ortho Organizers의 스프링이 3.2 mm의 소성 변형을 나타냈으며 Tomy의 스프링이 1.0 mm로 가장 작은 소성 변형을 나타냈다고 하였다. 본 연구에서도 첫 번째 하중-변위 시험에서 30 mm 신장시켰을 경우 Ni-Ti medium, Orthonol, Nitanium에서 3 mm 이상의 소성 변형이 나타났으며 Sentalloy spring은 0 - 0.1 mm의 소성 변형을 보였다. 4주 동안의 소성 변형 정도를 측정한 결과 30 mm 신장 시에는 Orthonol, Nitanium이 1 - 2 mm 사이의 소성 변형을 보였고, Ni-Ti medium은 처음 30 mm 신장 시 3.92 mm의 소성 변형을 보였고, 4주간 신장시켜 유지하는 동안에 추가적으로 4 mm의 소성 변형이 일어나 가장 큰 소성 변형을 보였다.

## 결론

일곱 종의 니켈-티타늄 폐쇄형 코일 스프링들을 2 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm, 25 mm, 30 mm 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 10 mm부터는 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 소성 변형량의 증가에 따라 역변태 종료점의 변위값은 점진적으로 증가되었으나 하중값은 약간 감소되었다.
3. Sentalloy spring, Jinsung blue에서는 30 mm 신장 시에도 1 mm 이하의 소성 변형이 나타났으나 Ni-Ti medium, Orthonol, Nitanium에서는 25 mm 이상 신장 시부터 1 mm 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 실험 시의 하중값보다 작은 값을 보였다. 특히 탈하중 시보다 하중 시의 힘이 더 크게 감소되었다.

이상의 결과를 종합해 볼 때 Sentalloy와 Jinsung blue 스프링의 경우 2 - 30 mm의 신장량의 범위에서는 소성 변형이나 초탄성 상실 없이 사용할 수 있으며, 이때 4주간 유지하여도 탈하중 시 힘의 감소량은 크지 않을 것으로 생각된다.

#### 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. Kim YB. A reassessment of orthodontic wire selection. J Korean Found Gnathol Orthod Res 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. Cha BK, Choi DS, Lee NK. Simplification of orthodontic treatment process utilizing superelastic Nickel-titanium archwire: one wire system. Korean J Clin Orthod 2005;4:82-9.
8. 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.
9. Natrass C, Ireland AJ, Sherriff M. The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. Eur J Orthod 1998;20:169-76.
10. Dixon V, Read MJ, O'Brien KD, Worthington HV, Mandall NA. A randomized clinical trial to compare three methods of orthodontic space closure. J Orthod 2002;29:31-6.
11. Proffit WR, Fields HW. Mechanical principles in orthodontic force control. In: Proffit WR editor. Contemporary orthodontics. 3rd ed. St. Louis: Mosby; 2000. p. 329-30.
12. Shape memory alloy's development committee. How to use shape memory alloy. In: Shapr memory alloy's development committee editor. Shape memory alloy and its application. Seoul: Kijunyonkusa; 1991. p. 37.
13. Storey E, Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. Aust J Dent 1952;56:11-8.
14. Kim DS, Kim YJ, Choi JH, Han JH. A study of Korean Norm about tooth size and ratio in Korean adults with normal occlusion. Korean J Orthod 2001;31:505-15.
15. Heo CH, Sung JH, Kwon OW, Kyung HM. Elastic force degradation of synthetic elastomeric chain. Korean J Orthod 2003; 33:371-80.
16. Schneevoigt R, Haase A, Eckardt VI, Harzer W, Bourauel C. Laboratory analysis of superelastic NiTi compression springs. Med Eng Phys 1999;21:119-25.
17. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. Am J Orthod 1985;87:445-52.
18. Chang MH, Lim BS, Lee YK, Kim CW, Rhee SH, Yang HC. Force degradation behavior and plastic deformation of NiTi closed coil springs. J Korean Res Soc Dent Mater 2004;31: 133-41.

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

Ah-young Son, DDS, MSD,<sup>a</sup> Sung-hoon Lim, DDS, MSD, PhD<sup>b</sup>

**Objective:** NiTi closed coil springs were reported to have relatively constant unloading forces. 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. **Methods:** 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 a 4 week period, and then load deflection curves were obtained again. **Results:** Sentalloy (Tomy) and Jinsung blue (Jinsung) showed superelasticity in every extension ranges tested and showed plastic deformation of 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 weeks of extension, all springs showed plastic deformation less than 1 mm when the extension was at or under 25 mm. **Conclusions:** The superelastic behavior of NiTi closed springs were different among various NiTi spring products, and some NiTi closed springs failed to show superelasticity. (*Korean J Orthod* 2009;39(5):310-319)

**Key words:** NiTi closed coil spring, Load-deflection curve, Plastic deformation

<sup>a</sup>Postgraduate Student, <sup>b</sup>Associate Professor, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Chosun University.

Corresponding author: **Sung-hoon Lim.**

Department of Orthodontics, School of Dentistry, Chosun University, 421, Sosuk-dong, Dong-gu, Gwangju 501-825, Korea.

+82 62 220 3874; e-mail, shlim@chosun.ac.kr.

Received March 6, 2009; Last Revision August 21, 2009; Accepted August 23, 2009.