



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

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

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 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](#)

2008년 8월

박사학위논문

박사학위논문

교정용
탄성
체인
의
하중-변위
특성과
응력
이완

수종의 교정용 탄성 체인의
하중-변위 특성과
응력 이완의 비교

조선대학교 대학원

치의학과

임 현 철

임
현
철

수종의 교정용 탄성 체인의
하중-변위 특성과
응력 이완의 비교

*Comparison of Load-deflection characteristics and
stress relaxation of various elastomeric chains*

2008년 8월

조선대학교 대학원

치 의 학 과

임 현 철

수종의 교정용 탄성 체인의
하중-변위 특성과
응력 이완의 비교

지도교수 임 성 훈

이 논문을 치의학 박사학위신청 논문으로 제출함.

2008년 4월

조선대학교 대학원

치 의 학 과

임 현 철

임현철의 박사학위 논문을 인준함

위원장	원광대학교	교수	김상철	인
위원	조선대학교	교수	김광원	인
위원	조선대학교	교수	김홍중	인
위원	조선대학교	교수	김도경	인
위원	조선대학교	교수	임성훈	인

2008년 6월

조선대학교 대학원

목 차

표목차 -----	iii
도목차 -----	v
영문초록(<i>ABSTRACT</i>) -----	vi
I. 서 론 -----	1
II. 연구재료 및 방법 -----	3
1. 연구재료 -----	3
2. 연구방법 -----	3
3. 통계 처리 -----	6
III. 연구 성적 -----	7
1. 탄성 체인의 형태 계측 -----	7
2. 하중-변위 실험 -----	8
3. 응력 이완 실험 -----	13
IV. 총괄 및 고안 -----	20
1. 신장량 설정 -----	20
2. 하중-변위 특성의 비교 -----	21
3. 응력 이완의 비교 -----	22
4. 회색 탄성 체인과 투명색 탄성 체인의 비교 -----	23
5. 실험 환경 -----	24
6. 연구의 한계 및 임상적 의의 -----	25

V. 결 론	27
참고문헌	29
사진부도	34

표 목 차

Table 1.	Elastomeric chains used in this study -----	3
Table 2.	Morphometric measurements of elastomeric chains -----	7
Table 3.	Load-deflection characteristics of elastomeric chains at 10 mm extension with 10 mm/sec extension speed -----	9
Table 4.	Analysis of covariance of force at 1 mm unloading from 10 mm extension with 10 mm/sec extension speed -----	9
Table 5.	Analysis of covariance of force at 2 mm unloading from 10 mm extension with 10 mm/sec extension speed -----	10
Table 6.	Load-deflection characteristics of elastomeric chains at 10 mm extension with 0.1 mm/sec extension speed -----	10
Table 7.	Analysis of covariance of force at 1 mm unloading from 10 mm extension with 0.1 mm/sec extension speed -----	11
Table 8.	Analysis of covariance of force at 2 mm unloading from 10 mm extension with 0.1 mm/sec extension speed -----	11

Table 9. Comparison of load-deflection characteristics between 10 mm/sec extension speed and 0.1 mm/sec extension speed -----	12
Table 10. Remaining forces of elastomeric chains during 4 week period of constant extension and unloading of 1 mm and 2 mm -----	14
Table 11. Remaining force rates (%) of elastomeric chains during 4 week period of constant extension and unloading of 1 mm and 2 mm -----	15
Table 12. Analysis of covariance of remaining force after 5 minutes ----	16
Table 13. Analysis of covariance of remaining force after 1 hour -----	16
Table 14. Analysis of covariance of remaining force after 12 hours -----	17
Table 15. Analysis of covariance of remaining force after 1 day -----	17
Table 16. Analysis of covariance of remaining force after 4 weeks -----	18
Table 17. Analysis of covariance of remaining force at 1 mm unloading after 4 weeks of constant extension -----	18
Table 18. Analysis of covariance of remaining force at 2 mm unloading after 4 weeks of constant extension -----	19

도 목 차

Fig 1.	Size measurements of elastomeric chain -----	34
Fig 2.	Load-deflection curves at crosshead speed of 10 mm/sec -----	34
Fig 3.	Forces measured at crosshead speed of 10 mm/sec -----	35
Fig 4.	Load-deflection curves at crosshead speed of 0.1 mm/sec -----	35
Fig 5.	Forces measured at crosshead speed of 0.1 mm/sec -----	36
Fig 6.	Load deflection curves of Ormco elastomeric chains at 10 mm/sec and 0.1 mm/sec crosshead speed -----	36
Fig 7.	Load deflection curves of Unitek elastomeric chains at 10 mm/sec and 0.1 mm/sec crosshead speed -----	37
Fig 8.	Load deflection curves of RMO elastomeric chains at 10 mm/sec and 0.1 mm/sec crosshead speed -----	37
Fig 9.	Remaining forces of elastomeric chains during 4 week period of constant extension and unloading of 1 mm and 2 mm -----	38
Fig 10.	Remaining force rates (%) of elastomeric chains during 4 week period of constant extension and unloading of 1 mm and 2 mm -----	38

ABSTRACT

Comparison of load-deflection characteristics and stress relaxation of various elastomeric chains

Hyun-Chorl Leem

Advisor : Prof. Sung-Hoon Lim

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

Department of Dentistry

Graduate School, Chosun University

The purpose of this study was to investigate the effect of extension speed on load-deflection characteristics of elastomeric chains, and stress relaxation of elastomeric chains during uninterrupted extension of 4 weeks. Gray and transparent elastomeric chains from Ormco, 3M Unitek, RMO were tested. For load-deflection test, elastomeric chains were extended 10 mm (102% to 105% extension) with two extension speed of 10 mm/sec and 0.1 mm/sec. For stress relaxation test, the elastomeric chains were extended 10 mm and maintained on the force gauge for 4 weeks. The results were as follows.

1. When the extension speed was lowered to 0.1 mm/sec, forces during

both extension and unloading significantly decreased, and the permanent deformation significantly increased.

2. The initial force of elastomeric chains decreased 23% to 48% during initial 12 hours of constant extension, and then decreased 8% to 11% more during the rest of 4 week period resulting in 31% to 59% loss of initial force.
3. After 4 week of constant extension, the remaining force was 69% in RMO gray chain, and 67% in RMO transparent chain, 60% in both Ormco gray and clear chains, 50% in Unitek transparent chain, and 41% in Unitek gray chain.

In conclusion, it is recommended to use RMO chain which has shown minimal stress relaxation. And also, initial force level of elastomeric chain can be determined considering the stress relaxation pattern revealed in this study.

I. 서론

탄성 체인은 1960년대에 교정 영역에 도입되었으며, 악궁내 치아 이동에 사용되던 라텍스를 대체하여 사용되었다.¹ 교정용 탄성 체인은 폴리우레탄으로 제조되며, 폴리에스테르 또는 폴리에테르로부터 합성된다.² 구강내 환경에 노출된 탄성 체인은 물과 타액을 흡수하며 변색되고, 분자 사슬간의 슬립(slip)과 절단이 일어나면서 영구 변형된다.³ 신장된 탄성 체인은 처음에는 중합체 분자들의 풀어짐(uncoil), 직선화, 신장을 통한 가역적인 신연 과정을 겪지만, 신장된 상태로 지속적으로 유지되면, 슬립이 일어나게 된다⁴. 이는 탄성 체인의 신장 시 즉각적인 탄성 변형이 발생된 후 지연된 탄성 변형이 나타나고, 이후 비가역적인 점성(viscous) 변형이 나타나면서 creep이 발생하는 현상이며, 따라서 탄성 체인의 기계적 성질은 부하를 가하는 속도와 기간에 영향을 받는다.⁵ Kovatch 등⁶은 탄성 체인을 신장시키는 속도가 빠를수록 초기 힘이 더 컸으며, 또한 신장 속도에 반하여 응력 이완이 감소하였다고 하였다. 그러나 아직까지 신장 속도가 탄성 체인의 하중-변위 특성에 어떤 영향을 끼치는지에 대한 체계적인 연구는 찾아보기 어렵다.

다양한 환경 하에서 탄성 체인의 힘의 변화에 대해 많은 연구가 이루어진 바 있다⁶⁻³⁰. 여러 연구들은 탄성 체인은 신장 시 처음 24시간 동안 초기 힘의 40~50%가 상실되며, 이후 2~3주 기간 동안 느린 속도로 힘이 상실됨을 보고하고 있다.⁵ 이러한 연구들은 모두 탄성 체인을 신장된 상태로 유지하는 신장기에 탄성 체인을 보관하다가 특정 시기마다 탄성 체인을 force gauge나 만능시험기에 장착하여 힘의 변화를 관찰한 것이었다. 그러나 이러한 실험에서는 신장기로부터 탄성체인을 제거하는 순간 영구 변형량을 제외한 나머지 신장량이 원상 회복되며, 이를 다시 force gauge 등에 장착할 때는 다시 신장되는데, 이렇게 이완 후 재신장 시에는 지속적으로 신장된 경우에 비해 더 높은 힘이 발휘된다는 문제가 있었다. 이러한 문제를 최소화하고자 하는 시도로서 신장기에서 탄성 체인을 제거하여 force gauge 등에 옮길 때 신장된

길이를 유지하는 plier를 제작하여 사용하기도 하였으나,²⁷ 이러한 방법의 효용성은 입증되지 않았다. 따라서 탄성 체인을 신장기에서 제거한 후 다시 신장시켜서 힘의 크기를 측정하는 방식보다는 탄성 체인의 탈착 없이 force gauge 등에서 연속적으로 탄성 체인의 힘의 변화를 추적하여 보다 임상 상황과 유사한 조건에서 탄성 체인의 시간 경과에 따른 응력 이완을 조사하는 것이 바람직하다.

따라서 본 연구에서는 먼저 탄성 체인의 형태를 측정한 후, 탄성 체인의 하중-변위 특성을 두 개의 신장 속도에서 조사하여 각 탄성 체인의 하중-변위 특성의 차이 및 신장 속도가 하중-변위 특성에 미치는 영향을 관찰하고, 탄성 체인을 force gauge에 연속적으로 4주간 유지시키면서 힘의 변화를 추적하여 보다 임상 상황과 유사한 조건에서 탄성 체인의 응력 이완 양상을 조사하고자 하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

세 개의 회사에서 제조된 폐쇄형 체인(closed chain)을 사용하였으며, 각각 회색과 투명색의 두 가지 제품을 사용하여 총 여섯 종류의 제품을 사용하였다(Table 1). 탄성 체인의 형태 계측을 위해서는 각 제품별로 10개씩의 시편을 사용하였고, 하중-변위 특성 시험을 위해서는 각 제품별로 10 mm/sec 신장 속도의 실험에 다섯 개, 0.1 mm/sec 신장 속도의 실험에 다섯 개씩 사용하였으며, 응력 이완 실험에는 각 제품별로 3개씩의 시편을 사용하였다.

Table 1. Elastomeric chains used in this study

Brand	Color	Manufacturer
Generation II power chain	Gray	Ormco, Glendora, CA
	Clear	
Alastic chain	Gray	3M Unitek, Monrovia, CA
	Clear	
Energy chain	Gray	RMO, Denver, CO
	Clear	

2. 연구방법

2-1. 탄성 체인의 형태 계측

형태 계측을 위해 광학현미경(Axioskop 2 plus, Zeiss, Jena, Germany)으로 탄성 체인을 촬영한 후, 영상분석프로그램(Axiovision 4.6, Zeiss)을 이용하여 홀(hole)의 직경, 홀 주위의 두께, 홀 사이의 간격을 계측하였으며(Fig 1), 이

로부터 실험에 사용한 시편의 길이에 해당하는 네 개의 모듈에서 지그(jig)가 걸리는 부위에 해당하는 첫 번째 모듈과 네 번째 모듈의 홀 끝 사이의 길이를 계산하였다.

2-2. 하중-변위 실험

하중-변위 특성을 조사하기 위해 만능시험기(LF plus, Lloyd, Fareham, UK)를 사용하였으며, 이때 10 N 용량의 loadcell을 사용하였다. 실험은 증류수로 채워진 36.5°C의 순환수조(CW-20G, Jeitech, Daejeon, Korea) 내에서 시행하였다. 견치 후방 견인시의 폐쇄형 체인의 일반적인 적용 거리는 20 mm 전후로 추정되므로¹, 상품에 따라 평균 9.5~9.8 mm의 길이를 갖는 네 칸(모듈) 길이의 탄성 체인을 일률적으로 10 mm 신장시켜 총 길이가 19.5~19.8 mm가 되도록 하는 102~105% 신장 시의 하중-변위 시험을 시행하였다. 탄성 체인의 하중-변위 특성은 신장 속도에 크게 영향을 받으므로 임상에서 탄성 체인을 적용할 때의 일반적인 신장 속도로 추정되는 10 mm/sec의 crosshead speed로 상품별로 각각 다섯 개씩의 시편을 시험하고, 보다 느린 속도인 0.1 mm/sec의 crosshead speed로 상품별로 각각 다섯 개씩의 시편을 시험하여 비교하였다. 이때 2 mm 탈부하 지점의 이력현상(2 mm unload hysteresis)은 신장 시의 8 mm 지점의 힘과 10 mm 신장 후 2 mm 탈부하 시의 힘의 차이로 측정하였으며, 영구변형량은 탈하중 과정에서 하중이 0에 도달하였을 때 남아 있는 신장량으로 측정하였다.

2-3. 응력 이완 실험

응력 이완 특성을 조사하기 위해 manual spiral test stand(SLK, Wenzhou Sundoo instruments, Wenshou, China)에 장착된 force gauge(Chatillon DFS-R-ND, Ametek, Largo, FL)를 사용하였으며, 이때 실험은 증류수로 채워진 36.5°C 항온 수조(BW-10G, Jeitech) 내에서 시행하였다. Force gauge에 사용된 loadcell은 10 N(SLC-0002, Ametek) 용량이었으며, 힘의 변화는 5,000 Hz의 sampling rate로 측정되어 컴퓨터에 실시간으로 기록되었다. 하중

-변위 특성 시험에서와 마찬가지로 네 칸 길이의 탄성 체인을 force gauge에 장착하여 10 mm 신장시켰으며, 탄성 체인이 force gauge에 장착된 상태로 4주간 유지시키면서 연속적으로 힘의 변화를 관찰하였다. 실제 임상에서는 4주의 기간 동안 탄성 체인이 장착된 치아들이 서로 움직여서 1~2 mm 가까워질 것으로 예상할 수 있으므로, 4주 경과 후 추가로 1 mm, 2 mm 탈부하지점의 힘을 측정하였다. 이를 위해 4주 경과 후 1 mm 탈부하시킨 뒤 24시간 경과 후 힘을 측정하였으며, 이후 다시 1 mm를 추가로 탈부하시켜서 총 2 mm 탈부하지점에서 24시간 경과 후 힘을 측정하였다. 탈부하 시 힘을 24시간 경과후 측정한 것은 탈부하 직후부터 약 24시간 동안은 탈부하 직후에 비해 힘이 점차 증가하다가 24시간 경과 후부터는 다시 응력 이완이 서서히 진행되면서 힘이 감소하는 경향이 있기 때문이었다. 응력 이완 실험에서는 탄성 체인 종류별로 세 개씩의 시편을 사용하였으며, 세 대의 force gauge를 사용하여 동시에 실험하였다.

3. 통계 처리

하중-변위 실험에서는 탄성 체인 종류에 따른 하중-변위 곡선의 힘 차이를 분산분석으로 검정하였으며, 사후검정으로 Tukey를 사용하였다. 1 mm 및 2 mm 탈부하시 힘의 경우에는 탈부하 전의 10 mm 신장 시의 힘을 기준으로 변화량을 평가하여야 하므로 10 mm 신장 시의 힘을 공변량으로 하는 공분산분석으로 검정하였으며, 사후검정으로 LSD를 사용하였다. 각 탄성 체인에서 두 가지 신장 속도에 따른 힘의 차이는 독립 t -검정으로 검정하였다.

응력 이완 실험에서는 탄성 체인 종류에 따른 응력 이완의 차이를 신장 완료 직후의 초기 힘을 공변량으로 하는 공분산분석으로 검정하였으며, 사후검정으로는 LSD를 사용하였다. 모든 통계분석에 SPSS 12(SPSS, Chicago, IL)를 이용하였다.

III. 연구 성적

1. 탄성 체인의 형태 계측

형태 계측 결과 탄성 체인의 홀 직경은 Ormco 제품과 RMO 제품에서 1.3 mm, Unitek(3M Unitek) 제품에서 현저히 작은 1 mm였으며, 홀 외벽 두께 (wall thickness)는 Ormco 제품에서 0.7 mm, 3M과 RMO 제품에서 0.8 mm였고, 홀과 홀 사이의 연결부 길이는 Ormco와 RMO 제품에서 약 1.5 mm, hole 직경이 작은 3M 제품에서는 현저히 두꺼운 1.9 mm였다(Table 2). 모듈 한 개의 폭경은 세 제품 모두에서 2.8 mm 전후였다. 본 연구에 사용된 시편의 길이에 해당하는 네 칸의 탄성 체인의 홀 끝에서 홀 끝까지의 길이는 Ormco 제품에서 9.7 mm, RMO 제품에서 9.8 mm였으며, 홀의 직경이 작은 Unitek 제품에서는 9.5 mm로 가장 짧았다(Table 2).

Table 2. Morphometric measurements of elastomeric chains

(mean \pm SD, unit: μm)

Manufac- -turer	Color	Hole \varnothing	Wall Thickness	Module Width	Inter-hole Link Span	4 Hole Span
Ormco	Gray	1,330 \pm 6	692 \pm 2	2,788 \pm 17	1,458 \pm 15	9,693 \pm 54
	Clear	1,304 \pm 4	715 \pm 3	2,792 \pm 14	1,488 \pm 12	9,680 \pm 44
Unitek	Gray	1,012 \pm 8	846 \pm 8	2,861 \pm 8	1,849 \pm 7	9,594 \pm 31
	Clear	962 \pm 12	772 \pm 12	2,835 \pm 24	1,873 \pm 17	9,466 \pm 81
RMO	Gray	1,284 \pm 6	780 \pm 8	2,819 \pm 6	1,535 \pm 4.4	9,739 \pm 22
	Clear	1,304 \pm 9	784 \pm 7	2,831 \pm 6	1,527 \pm 4.7	9,798 \pm 27

2. 하중-변위 실험

10 mm/sec 신장 속도에서는 10 mm 신장 시 Unitek 회색 체인의 힘이 가장 컸으며, Ormco 회색 체인의 힘이 가장 작았다(Table 3, Figs 2 and 3). 2 mm 탈부하 지점의 이력현상(2 mm unload hysteresis)은 제품에 따라 평균 0.95~1.43N이었으며, 영구변형량은 평균 0.23~0.41 mm로 나타났다(Table 3). 10 mm 신장 시 힘을 공변량으로 하는 공분산분석에서 1 mm 탈부하 시의 힘 감소량은 Unitek 회색에서 가장 적었으며(Table 4), 2 mm 탈부하 시의 힘 감소량은 Unitek 회색 및 투명색, 그리고 Ormco 회색에서 가장 적었다(Table 5).

0.1 mm/sec의 신장 속도에서는 10 mm 신장 시 힘이 Unitek 회색과 RMO 회색 체인에서 가장 컸으며, Ormco 회색 체인에서 가장 작았다(Table 6, Figs 4 and 5). 2 mm 탈부하 지점의 이력현상은 평균 0.80~1.00 N으로, 영구변형량은 평균 0.60~1.17 mm로 나타났다(Table 6). 10 mm 신장 시 힘을 공변량으로 하는 공분산분석에서 1 mm 탈부하 시의 힘 감소량은 Unitek 회색 및 투명색과 Ormco 회색에서 가장 적었으며(Table 7), 2 mm 탈부하 시의 힘 감소량은 Unitek 회색과 Ormco 회색에서 가장 적었다(Table 8).

10 mm/sec 신장 속도에 비해 0.1 mm/sec의 신장 속도에서 탄성 체인의 신장 시 및 탈부하 시의 힘이 더 작게 나타났으며, 2 mm 탈부하 지점의 이력현상은 더 작게, 영구 변형량은 더 크게 나타났다(Figs 6~8, Tables 3, 6 and 9).

각 제조사별로 회색과 투명색 탄성 체인을 비교할 경우 10 mm 신장 시의 힘에 있어서 10 mm/sec와 0.1 mm/sec 속도 모두에서 Ormco의 경우 투명색의 힘이 더 컸으며, Unitek과 RMO의 경우에는 회색의 힘이 더 컸다(Tables 3 and 6, Figs 6~8).

Table 3. Load-deflection characteristics of elastomeric chains at 10 mm extension with 10 mm/sec extension speed (unit: N)

Brand		Ormco		Unitek		RMO	
Color		Gray	Clear	Gray	Clear	Gray	Clear
10 mm extension (N)	Mean	3.97	4.44	5.05	4.58	4.71	4.51
	SD	0.05	0.02	0.05	0.05	0.02	0.02
	Subset [†]	e	d	a	c	b	d
2 mm unload hysteresis (N)	Mean	0.95	1.17	1.14	1.02	1.23	1.43
	SD	0.05	0.03	0.04	0.04	0.04	0.06
	Subset [†]	d	b, c	c	d	a	b
Permanent Deformation (mm)	Mean	0.36	0.41	0.28	0.32	0.29	0.23
	SD	0.08	0.07	0.02	0.05	0.02	0.03
	Subset [†]	a, b	a	b, c	b, c	b, c	c

[†]: Tukey HSD test.

Table 4. Analysis of covariance of force at 1 mm unloading from 10 mm extension with 10 mm/sec extension speed (unit: N)

Brand	Color	10 mm extension (covariate)	1 mm unload	Estimated 1 mm unload	Subset [†]
Ormco	Gray	3.97	3.11	3.21	c
	Clear	4.44	3.41	3.42	c
Unitek	Gray	5.05	3.98	3.89	a
	Clear	4.58	3.61	3.60	b
RMO	Gray	4.71	3.45	3.42	c
	Clear	4.51	3.44	3.44	c

[†]: LSD test.

Table 5. Analysis of covariance of force at 2 mm unloading from 10 mm extension with 10 mm/sec extension speed (unit: N)

Brand	Color	10 mm extension (covariate)	2 mm unload	Estimated 2 mm unload	Subset [†]
Ormco	Gray	3.97	2.62	2.84	a, b
	Clear	4.44	2.82	2.86	b
Unitek	Gray	5.05	3.40	3.21	a
	Clear	4.58	3.11	3.09	a
RMO	Gray	4.71	2.84	2.78	b
	Clear	4.51	2.84	2.85	b

[†]: LSD test.

Table 6. Load-deflection characteristics of elastomeric chains at 10 mm extension with 0.1 mm/sec extension speed (unit: N)

Brand	Color	Ormco		Unitek		RMO	
		Gray	Clear	Gray	Clear	Gray	Clear
10 mm extension (N)	Mean	3.49	3.73	4.00	3.72	4.06	3.81
	SD	0.04	0.02	0.03	0.06	0.04	0.05
	Subset [†]	d	c	a	c	a	b
2 mm unload Hysteresis (N)	Mean	0.83	0.93	0.89	0.80	0.86	1.00
	SD	0.02	0.02	0.01	0.01	0.02	0.02
	Subset [†]	e	c	d	f	a	b
Permanent Deformation (mm)	Mean	0.92	0.89	0.70	0.60	1.17	0.81
	SD	0.03	0.04	0.04	0.02	0.01	0.02
	Subset [†]	a	a, b	d	e	b, c	c

[†]: Tukey HSD test.

Table 7. Analysis of covariance of force at 1 mm unloading from 10 mm extension with 0.1 mm/sec extension speed (unit: N)

Brand	Color	10 mm extension (covariate)	1 mm unload	Estimated 1 mm unload	subset [†]
Ormco	Gray	3.49	2.81	3.10	a
	Clear	3.73	2.94	3.01	b
Unitek	Gray	4.00	3.27	3.09	a
	Clear	3.72	3.00	3.08	a
RMO	Gray	4.06	3.10	2.86	c
	Clear	3.81	3.00	3.00	b

[†]: LSD test.

Table 8. Analysis of covariance of force at 2 mm unloading from 10 mm extension with 0.1 mm/sec extension speed (unit: N)

Brand	Color	10 mm extension (covariate)	2 mm unload	Estimated 2 mm unload	subset [†]
Ormco	Gray	3.49	2.37	2.67	a
	Clear	3.73	2.47	2.54	c
Unitek	Gray	4.00	2.80	2.61	a, b
	Clear	3.72	2.55	2.62	b
RMO	Gray	4.06	2.57	2.33	e
	Clear	3.81	2.50	2.49	d

[†]: LSD test.

Table 9. Comparison of load-deflection characteristics between 10 mm/sec extension speed and 0.1 mm/sec extension speed

Brand	Color	extension speed	10 mm extension (N)	Hysteresis (N)	Permanent deformation (mm)
Ormco	Gray	10 mm/sec	3.97	0.95	0.36
		0.1 mm/sec	3.49	0.83	0.92
		P value	.000	.001	.000
	Clear	10 mm/sec	4.44	1.17	0.41
		0.1 mm/sec	3.73	0.93	0.89
		P value	.000	.000	.000
Unitek	Gray	10 mm/sec	5.05	1.14	0.28
		0.1 mm/sec	4.00	0.89	0.70
		P value	.000	.000	.000
	Clear	10 mm/sec	4.58	1.02	0.32
		0.1 mm/sec	3.72	0.80	0.60
		P value	.000	.000	.000
RMO	Gray	10 mm/sec	4.71	1.23	0.29
		0.1 mm/sec	4.06	0.86	1.17
		P value	.000	.000	.000
	Clear	10 mm/sec	4.51	1.43	0.23
		0.1 mm/sec	3.81	1.00	0.81
		P value	.000	.000	.000

* P values: Independent *t*-test.

3. 응력 이완 실험

모든 탄성 체인의 힘은 시간 경과에 따라 감소하는 것으로 나타났으며, 초기 5분 동안 가장 급격한 힘 소실이 발생하였다(Figs 9 and 10, Tables 10 and 11). 공분산분석 결과 5분 경과 후의 잔존 힘은 집단 간 차이가 불분명하였으며, 한 시간 경과 후의 잔존 힘은 Unitek 회색과 투명색, Ormco 회색에서 가장 작았고, RMO 회색과 투명색에서 가장 컸다(Tables 12 and 13). 12시간 경과 후, 하루 경과 후 및 4주 경과 후의 잔존 힘은 Unitek 회색과 투명색에서 가장 작았으며 RMO 회색에서 가장 컸다(Tables 14~16). 4주 경과 후 RMO 제품은 초기 힘의 67% 이상을 유지하는 것으로 나타났으나, Ormco 제품은 초기 힘의 60%를 유지하였으며, Unitek 제품의 경우 초기 힘의 50% 이하만을 유지하는 것으로 나타났다(Table 11, Fig 10). 또한 4주간 신장을 유지한 후 1 mm 및 2 mm 탈부하 시의 잔존 힘도 Unitek 회색과 투명색에서 가장 작았다(Tables 17 and 18). 시간 경과 시 잔존 힘이 가장 큰 것은 대부분의 경우에 RMO 회색과 투명색이었는데(Tables 12~17), 그러나 2 mm 탈부하 시에는 RMO와 Ormco 제품들 간에 잔존 힘에 유의한 차이가 나타나지 않았다(Table 18).

Table 10. Remaining forces of elastomeric chains during 4 week period of constant extension and unloading of 1 mm and 2 mm (unit: N)

Brand		Ormco		Unitek		RMO	
Color		Gray	Clear	Gray	Clear	Gray	Clear
Initial	Mean	3.43	3.89	4.29	3.47	3.83	3.68
	SD	0.20	0.20	0.12	0.25	0.46	0.16
5 min	Mean	2.71	3.04	3.15	2.86	3.26	3.13
	SD	0.03	0.05	0.07	0.01	0.19	0.19
1 hour	Mean	2.46	2.80	2.60	2.45	3.05	2.90
	SD	0.01	0.03	0.03	0.04	0.10	0.20
12 hour	Mean	2.33	2.65	2.25	2.16	2.91	2.74
	SD	0.02	0.03	0.02	0.02	0.06	0.18
1 day	Mean	2.29	2.61	2.17	2.09	2.87	2.70
	SD	0.01	0.03	0.01	0.02	0.07	0.19
1 week	Mean	2.19	2.48	1.95	1.87	2.76	2.59
	SD	0.03	0.04	0.02	0.03	0.05	0.18
2 week	Mean	2.13	2.43	1.86	1.80	2.69	2.53
	SD	0.02	0.04	0.02	0.03	0.04	0.18
4 week	Mean	2.04	2.34	1.77	1.72	2.62	2.49
	SD	0.07	0.06	0.04	0.02	0.04	0.18
1 mm unload	Mean	1.64	1.89	1.34	1.33	2.08	1.97
	SD	0.03	0.04	0.09	0.04	0.03	0.16
2 mm unload	Mean	1.36	1.55	1.01	1.04	1.67	1.58
	SD	0.02	0.02	0.10	0.03	0.02	0.17

*: Subsets of initial force were grouped according to Tukey HSD test.

Table 11. Remaining force rates (%) of elastomeric chains during 4 week period of constant extension and unloading of 1 mm and 2 mm (unit: N)

Brand		Ormco		Unitek		RMO	
Color		Gray	Clear	Gray	Clear	Gray	Clear
Initial	Mean	100	100	100	100	100	100
	SD	0	0	0	0	0	0
5 min	Mean	79	78	73	83	86	85
	SD	4	3	2	6	6	2
1 hour	Mean	72	72	61	71	80	79
	SD	4	3	2	5	7	2
12 hour	Mean	68	68	52	63	77	74
	SD	4	3	1	4	8	2
1 day	Mean	67	67	50	60	76	73
	SD	4	3	2	4	7	2
1 week	Mean	64	64	46	54	73	70
	SD	4	4	1	3	8	2
2 week	Mean	62	63	43	52	71	69
	SD	3	4	1	3	8	2
4 week	Mean	60	60	41	50	69	67
	SD	4	5	2	3	7	2
1 mm unload	Mean	48	49	31	39	55	53
	SD	4	3	3	2	7	2
2 mm unload	Mean	40	40	24	30	44	43
	SD	2	3	3	2	5	3

Table 12. Analysis of covariance of remaining force after 5 minutes
(unit: N)

Brand	Color	Initial (covariate)	5 minutes	Estimated 5 minutes	subset [†]
Ormco	Gray	3.43	2.71	2.82	c, d
	Clear	3.89	3.04	3.00	b, c
Unitek	Gray	4.29	3.15	2.98	b, c, d
	Clear	3.47	2.86	2.96	c, d
RMO	Gray	3.83	3.26	3.24	a
	Clear	3.68	3.13	3.15	a, b

[†]: LSD test.

Table 13. Analysis of covariance of remaining force after 1 hour
(unit: N)

Brand	Color	Initial (covariate)	1 hour	Estimated 1 hour	subset [†]
Ormco	Gray	3.43	2.46	2.54	c
	Clear	3.89	2.80	2.77	b
Unitek	Gray	4.29	2.60	2.48	c
	Clear	3.47	2.45	2.52	c
RMO	Gray	3.83	3.05	3.03	a
	Clear	3.68	2.90	2.92	a

[†]: LSD test.

Table 14. Analysis of covariance of remaining force after 12 hours
(unit: N)

Brand	Color	Initial (covariate)	12 hour	Estimated 12 hour	subset [†]
Ormco	Gray	3.43	2.33	2.39	c
	Clear	3.89	2.65	2.63	b
Unitek	Gray	4.29	2.25	2.16	d
	Clear	3.47	2.16	2.22	d
RMO	Gray	3.83	2.91	2.90	a
	Clear	3.68	2.74	2.76	b

[†]: LSD test.

Table 15. Analysis of covariance of remaining force after 1 day (unit: N)

Brand	Color	Initial (covariate)	1 day	Estimated 1 day	subset [†]
Ormco	Gray	3.43	2.29	2.35	c
	Clear	3.89	2.61	2.59	b
Unitek	Gray	4.29	2.17	2.07	d
	Clear	3.47	2.09	2.15	d
RMO	Gray	3.83	2.87	2.86	a
	Clear	3.68	2.70	2.72	b

[†]: LSD test.

Table 16. Analysis of covariance of remaining force after 4 weeks
(unit: N)

Brand	Color	Initial (covariate)	4 weeks	Estimated 4 weeks	subset [†]
Ormco	Gray	3.43	2.04	2.07	c
	Clear	3.89	2.34	2.33	b
Unitek	Gray	4.29	1.77	1.73	d
	Clear	3.47	1.72	1.74	d
RMO	Gray	3.83	2.62	2.62	a
	Clear	3.68	2.49	2.49	a

[†]: LSD test.

Table 17. Analysis of covariance of remaining force at 1 mm unloading
after 4 weeks of constant extension
(unit: N)

Brand	Color	Initial (covariate)	1 mm unload	Estimated 1 mm unload	subset [†]
Ormco	Gray	3.43	1.64	1.65	c
	Clear	3.89	1.89	1.88	b
Unitek	Gray	4.29	1.34	1.32	d
	Clear	3.47	1.33	1.35	d
RMO	Gray	3.83	2.08	2.07	a
	Clear	3.68	1.97	1.97	a, b

[†]: LSD test.

Table 18. Analysis of covariance of remaining force at 2 mm unloading after 4 weeks of constant extension (unit: N)

Brand	Color	Initial (covariate)	2 mm unload	Estimated 2 mm unload	subset [†]
Ormco	Gray	3.43	1.36	1.38	a
	Clear	3.89	1.55	1.54	a
Unitek	Gray	4.29	1.01	0.99	b
	Clear	3.47	1.04	1.05	b
RMO	Gray	3.83	1.67	1.67	a
	Clear	3.68	1.58	1.58	a

[†]: LSD test.

IV. 총괄 및 고안

1. 신장량 설정

본 연구에서는 제품 종류에 따라 9.5~9.8 mm 길이를 갖는 네 칸 길이의 탄성 체인을 일률적으로 10 mm 신장시켜 총 길이가 19.5~19.8 mm가 되도록 하였을 때의 힘을 관찰하였다. 이러한 길이는 소구치 발치의 경우에 견치와 제1대구치 사이에 탄성 체인을 장착하여 견인하는 상황을 가정하여 결정된 것으로, 이는 대략 견치 브라켓 원심에 부착된 hook과 제1대구치 튜브 근심에 부착된 hook 사이의 거리에 해당하는 길이이다. 기존의 연구들에서는 De Genova 등¹이 탄성 체인을 20 mm 길이로 신장시켜 실험하였으며, Killiany 등³¹은 100% 신장시켜 실험하였고, Baty 등²⁵은 네 개의 모듈 길이의 폐쇄형 탄성 체인을 사용하였으며, 150 gm 및 300 gm이 될 때까지 신장시켜 실험하였다. 신장량과 관련하여 50~75%를 신장시키는 것이 적절하다는 보고들^{11,14,17}이 있었으며, Rock 등¹⁷은 탄성 체인의 모듈 길이와 무관하게 100% 신장 시 힘은 일정하다고 하였으며, 100% 신장 시 403~625 gm의 힘이 발휘되므로 300 gm의 힘이 발휘되도록 하기 위해 50~75% 신장시킬 것을 추천하였다. 그러나 Kuster 등¹⁸은 100% 신장 시 4주 경과 후에는 초기 힘의 43~52%가 유지되었으며, 제품에 따라 100% 신장 시에만 300 gm 이상의 힘을 얻을 수 있는 경우가 있었다고 하였다. 100% prestretching된 탄성 체인의 경우 초기 힘은 prestretching되지 않은 탄성 체인에 비해 더 작지만 한 시간 경과 후에는 힘이 같아지나, 200%, 300% prestretching된 탄성 체인에서는 3주간의 기간 동안 prestretching되지 않은 탄성 체인에 비해 힘이 더 작다는 Chang¹⁹의 보고에 비추어 볼 때 100%의 신장량은 탄성 체인의 물성을 크게 훼손하지 않는 수준의 신장량이라고 생각된다. 본 연구에서는 신장량을 102~105%로 하여 실험하였는데, 10 mm 신장 시의 힘은 10 mm/sec의 신장

속도에서 3.97~5.05 N으로, 0.1 mm/sec의 신장 속도에서 3.49~4.06 N으로 나타났다(Tables 3 and 4). 이러한 힘은 발치 공간 폐쇄에 사용되는 일반적인 교정력에 비해 더 큰 힘에 해당하나, 이러한 힘이 신장 직후부터 급격히 감소하여 12시간 경과 후에는 힘이 2.16~2.91 N으로 감소되며(Table 10), 4주가 경과하여 치아가 이동하면서 탄성 체인의 길이가 1 mm 짧아지게 되는 경우(1 mm 탈부하)에는 힘이 1.33~2.08 N으로 감소된다는 점을 고려하면 임상에 적용할 수 있는 수준의 힘이라고 생각된다. 한편 Natrass 등³²은 공간 폐쇄를 위해 임상가가 적용하는 힘은 탄성 체인을 적용 시에는 평균 2.17 N이며, 탄성 모듈을 적용 시에는 평균 3.05 N, 니켈-티타늄 코일 스프링을 적용 시에는 평균 1.51 N이라고 하였으며, Bishara 등⁷은 응력 이완에 따른 힘 상실을 상쇄하기 위해서 필요한 힘의 네 배의 힘이 초기에 발휘되도록 탄성 체인을 적용할 것을 추천한 바 있다.

2. 하중-변위 특성의 비교

본 연구에서 10 mm 신장 시의 힘은 두 가지 신장 속도 모두에서 Unitek 회색 체인에서 가장 컸고, Ormco 회색 체인에서 가장 작았는데, 이러한 결과는 Unitek 제품이 Ormco 제품에 비해 인장력이 더 크다는 보고에 부합된다³⁰. 이렇게 Unitek 제품의 힘이 가장 크게 나타나는 것은 Unitek 제품의 경우 다른 두 제품에 비해 홀의 직경이 작고, 홀 외벽이 두꺼우며, 모듈 사이의 연결 부분이 길기 때문으로 생각된다(Table 2).

신장 속도의 하중-변위 특성에 대한 영향을 보면 신장 속도가 10 mm/sec에서 0.1 mm/sec으로 100배 느려질 경우 힘은 감소하고 영구변형량은 증가하였는데(Table 9), 이러한 현상은 느리게 신장 시킬 경우 신장과 동시에 응력 이완이 진행되기 때문으로 생각된다. 본 연구에서 10 mm 신장시키는 데 10 mm/sec에서는 1초가 소요된 반면, 0.1 mm/sec에서는 1분 40초가 소요되었는데, 신장 직후 처음 5분 동안의 힘 소실량이 14~27%에 달한다는 점을

고려하면(Table 11), 1분 40초 동안의 신장과 이후 1분 40여초 동안의 탈부하 과정에서 응력 이완이 진행되어 힘의 크기는 감소하고, 영구변형량은 증가한 것으로 생각된다. Kovatch 등⁶은 0.2"/min, 2"/min, 20"/min의 신장 속도로 탄성 체인을 신장시켰을 때 신장 속도가 빠를수록 초기 힘이 더 컸다고 하였으며, 또한 신장 속도에 반하여 응력 이완이 줄어든다고 하였는데, 이러한 현상 역시 느리게 신장시킬 경우 신장 완료 직후의 힘은 이미 응력 이완이 어느 정도 진행된 상태의 힘이어서 이후의 응력 이완 정도가 감소되는 현상인 것으로 생각된다.

3. 응력 이완의 비교

본 연구에서 4주 경과 후 탄성 체인의 힘 소실율은 초기 힘의 31~59%로 나타났는데, 이러한 힘 소실율의 절반에 가까운 14~27%의 힘이 초기 5분 동안 상실되는 것으로 나타났으며, 처음 12시간 동안에 23~48%의 힘이 상실되고, 나머지 27일 12시간 동안에는 단지 초기 힘의 8~11%만이 더 상실되는 것으로 나타났다(Table 11). 이때 RMO 제품의 힘 소실율이 가장 적었는데(Tables 12~16), 이러한 결과는 Josell 등²⁷, Kim 등²⁸의 보고에 부합된다. Killiany 등³¹은 100% 신장 시 American Orthodontics 제품과 비교 시 RMO 제품에서 힘 소실이 적었다고 보고한 바 있다.

Wong¹⁰은 탄성 체인의 힘 소실량이 3시간 경과 시까지 가장 크다고 하였으며, Andreasen 등⁶은 하루 경과 후 라텍스는 42%의 힘을 상실한 반면 Unitek 제품은 74%의 힘을 상실하였다고 하였다. 또한 Hershey 등⁸은 하루 동안 50%의 힘이 상실되고, 이후 4주 동안 10%의 힘만이 더 상실되었으나, 주당 0.25 mm, 0.5 mm의 치아 이동을 시뮬레이션할 경우에는 각각 67%, 75%의 힘이 상실되었다고 하였다. 본 연구에서 4주 경과 후 1 mm 탈부하시켜 하루가 경과된 후의 힘 잔존율은 Unitek 회색의 경우 초기 힘의 31%만이 남아있었고 RMO 회색에서는 초기 힘의 55%가 남아있었다(Table 11). 4주

경과 후 1 mm 탈부하시키고, 다시 하루 경과 후 추가로 1 mm 더 탈부하시켜 하루가 경과된 후 측정된 힘 잔존율은 Unitek 회색에서 24%였으며, RMO 회색에서 44%로 나타났다(Table 11). 탈부하 시 힘 잔존율은 Unitek 제품에서 유의하게 컸다(Tables 11, 17 and 18). 본 연구에서는 별도의 신장기에 탄성 체인을 위치시키지 않고 force gauge에 탄성 체인을 장착한 상태로 4주간 유지시키면서 힘의 변화를 연속적으로 추적하였으므로, 신장기에서 탄성 체인을 제거하여 특정 시점에만 힘을 측정한 기존 연구들에 비해 더 큰 힘의 소실을 관찰할 수 있을 것으로 예상하였으나, 기존 연구에서 보고된 힘의 소실율에 비해 현저히 다른 결과가 나타나지는 않았다. 향후 탄성 체인을 이완시킨 후 재신장 시의 힘 변화 정도에 대해 연구하여 탄성 체인의 탈거 없이 연속적으로 힘을 측정한 방법과 기존 측정 방법과의 차이가 조사되어야 할 것으로 생각된다.

4. 회색 탄성 체인과 투명색 탄성 체인의 비교

본 연구 결과 하중-변위 곡선 상에서는 Ormco 제품의 경우 투명색 체인의 힘이 신장 속도에 따라 0.47 N(10 mm/sec), 0.24 N(0.1 mm/sec) 더 큰 것으로 나타났으며, Unitek의 경우 회색 체인의 힘이 0.47 N, 0.28 N 더 큰 것으로 나타났으며, RMO의 경우에도 회색 체인의 힘이 유의하게 더 큰 것으로 나타났으나 그 차이는 0.20 N, 0.15 N으로 크지 않았다(Tables 3 and 6, Figs 6~8). 응력 이완 양상에 있어서는 색상에 의한 차이가 미미했다(Tables 11~18). 그러나 Lu 등³⁶은 American Orthodontics의 회색 체인과 투명색 체인을 비교 시 투명색 체인에서 힘의 소실이 더 작았다고 하였으며, Baty 등²⁵은 회색 체인과 다른 컬러의 체인에 대한 응력 이완 실험에서 초기 힘에는 차이가 없었으나, 한 회사의 제품에서는 회색이 아닌 다른 색상의 체인에서 응력 이완이 더 컸다고 하였다. 그러나 Renick 등²은 회색, 붉은색, 보라색 탄성 체인의 glass transition temperature를 조사한 결과 Ormco와 RMO 제품에서는

색상에 따른 차이가 없었으나 G&H 제품에서는 보라색 체인의 glass transition temperature가 회색 체인보다 더 낮았다고 보고하면서, Ormco와 RMO 제품의 경우에는 색상에 따른 차이가 크지 않을 것이라고 하였다. 색상에 따른 물성의 차이는 색소와 충전재를 첨가함에 따라 발생할 수 있는데, 특히 투명색의 경우에는 투명도를 유지하기 위해 첨가할 수 있는 충전재가 제한되어 물성을 개선하는데 한계가 있을 것으로 생각되나, 단순히 동일한 소재와 충전재를 이용하여 투명색과 회색 체인을 제조하되 회색에만 색소를 첨가하는 경우에는 색소에 의해 오히려 물성이 악화되는 경우도 있을 것으로 생각된다. 본 연구에서 10 mm 신장 시의 힘은 Ormco 제품에서는 투명색 체인에서 더 컸으며, Unitek과 RMO 제품의 경우 회색 체인에서 더 컸고, 응력 이완 양상은 색상에 따른 차이가 미미하였다(Tables 3, 6, 12~18).

5. 실험 환경

탄성 체인 주위의 환경과 응력 이완의 관계에 있어서, Ash 등¹¹은 탄성 체인을 구강 내에 장착 시 공기 중에 노출된 경우에 비해 힘 소실이 더 컸으며, 또한 물 속에 보관한 경우에 비해서도 힘 소실이 더 컸다고 하였다. De Genova 등¹은 37°C 항온에서 보관한 경우에 비해 15~45°C에서 열순환 시킨 경우에 힘 소실이 더 적었다고 하였다. Ferriter 등²⁰은 pH의 영향에 대해 조사하여 구강 내의 pH 7.26의 환경에서 치면세균막(plaque)에 의해 유발될 수 있는 최고 산도인 pH 4.95 환경에 비해 힘 소실이 더 컸다고 하였다. 또한 Jefferies 등³⁴은 소독제인 alkaline glutaraldehyde 용액에 1주일간 담가 놓을 경우 500 gm의 힘이 발생되도록 하는 데 필요한 신장량이 증가되었다고 하였다. Bishara 등⁷은 물과 타액에서 실험 시 유의한 차이가 없었다고 하였으며, 이를 근거로 대부분의 탄성 체인에 대한 실험들이 물 속에서 항온 상태로 시행되었다¹. 본 연구에서도 물 속에서 실험하였으며, 이때 36.5°C 항온 상태에서 실험하였다. 기존의 연구들에서는 대부분 37°C 항온에서 실험하였는

데, 24시간 연속 측정 시 실제 구강내 온도는 소구치 협측에서 평균 35.6°C, 개인에 따라 평균 34.6~36.2°C의 범위를 보이므로, 37°C는 구강내 온도를 대표하는 온도로 보기에는 지나치게 높다는 주장이 제기되었으므로³⁵, 본 연구에서는 36.5°C 항온 조건에서 실험하였다.

6. 연구의 한계 및 임상적 의의

본 연구에서 만능시험기를 이용한 하중 변위 실험에서는 동일 제품의 시편 사이의 편차가 매우 작게 나타났으나, manual test stand와 force gauge를 이용한 응력 이완 실험에서는 특히 신장 직후 초기 힘에서 비교적 큰 편차가 나타났다. 이는 manual test stand에서 손으로 회전축의 핸들을 돌려서 신장 시킬 때의 속도가 일정하지 않았기 때문으로 생각된다. 그러나 이러한 시편 사이의 편차는 5분 경과 후의 힘부터는 크게 감소되었는데(Table 10), 이는 신장 속도의 차이에 따른 신장 직후의 응력 이완 정도의 작은 차이가 시간 경과에 따라 응력 이완이 보다 현저히 진행되면서 희석되었기 때문으로 생각된다. 그러나 시간 경과에 따른 힘의 감소량은 신장 직후의 초기 힘을 기준으로 평가하는 것이기 때문에 초기 힘의 편차는 응력 이완 측정의 정밀도를 떨어뜨리는 문제점을 일으켰으며, 하중-변위 실험에서 관찰되었던 10 mm 신장 시의 제품 사이의 힘의 차이가 응력 이완 실험의 10 mm 신장 시의 초기 힘에서는 희석되어 나타났다(Tables 3, 6 and 10). 응력 이완 실험의 신장 직후 초기 힘은 0.1 mm/sec 신장 속도의 하중-변위 실험의 10 mm 신장 시 힘에 보다 가까웠다(Tables 6 and 10). 향후 연구에서는 응력 이완 실험에서 신장 속도를 일정하게 유지하기 위해 motorized test stand 또는 만능시험기를 사용하는 것이 바람직할 것으로 생각된다.

탄성 체인의 신장 속도와 관련하여서 신장을 매우 느리게 시행하거나 필요한 길이로 신장시킨 상태에서 수 분간 기다렸다가 탄성 체인을 환자에게 장착한다면 초기의 급격한 응력 이완에 따른 초기의 과다한 교정력과 이후의

교정력의 급격한 감소 과정이 교정장치에 탄성 체인을 장착하기 전에 나타나도록 하는 셈이 되어 환자의 초기 동통을 줄이는 데 도움이 될 수 있을 것으로 생각되나, 이러한 방법의 효과는 탄성 체인 장착 5분 또는 한 시간 경과 후에는 거의 소실될 것으로 보여 임상적으로 큰 의미는 없을 것으로 생각된다³³.

임상에서는 응력 이완이 작은 탄성 체인을 사용하는 것이 유리하므로, 4주의 기간 동안 응력 이완이 가장 적었던 RMO 제품을 사용하는 것이 추천되나, 4주 경과 후 2 mm 탈부하 시에는 RMO 제품에서는 초기 힘의 43~44%의 힘이, Ormco 제품에서는 40%의 힘만이 남았으며, 이 때 RMO와 Ormco 제품의 힘의 잔존율에 유의한 차이가 나타나지는 않았다는 점을 고려하는 것이 바람직하다(Tables 11, 16 and 18). 또한 초기 12시간 동안 제품에 따라 23~48%의 힘이 상실되었고, 나머지 기간 동안에는 초기 힘의 8~11%만이 더 상실되었다는 점을 고려할 때, 탄성 체인을 적용할 때는 초기 힘이 바람직한 힘의 약 1.3배(RMO)~2배(Unitek)가 되도록 탄성 체인을 신장시켜 적용함으로써 12시간 경과 후부터는 바람직한 힘의 수준에 도달하여 서서히 응력 이완되도록 하는 것이 바람직할 것으로 생각된다.

V. 결론

수종의 탄성 체인의 신장 속도에 따른 하중-변위 특성의 변화와 4주간 연속 신장 시의 응력 이완 양상을 조사하고자 Ormco, Unitek, RMO사의 회색 및 투명색 탄성 체인을 대상으로 네 칸 길이의 폐쇄형 탄성 체인을 10 mm 신장시키는 하중-변위 실험을 10 mm/sec과 0.1 mm/sec 두 가지 속도로 시행하고, 10 mm 신장시킨 후 4주간 연속적으로 유지했을 때의 응력 이완을 조사한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 10 mm/sec 신장 속도로 10 mm 신장 시의 힘은 Unitek 회색(5.05N), RMO 회색(4.71N), Unitek 투명색(4.58N), RMO 투명색(4.51N)과 Ormco 투명색(4.44N), Ormco 회색(3.97N)의 순으로 컸으며, 0.1 mm/sec 신장 속도로 10 mm 신장 시의 힘은 RMO 회색(4.06N)과 Unitek 회색(4.00N), RMO 투명색(3.81N), Ormco 투명색(3.73N)과 Unitek 투명색(3.72N), Ormco 회색(3.49N)의 순으로 컸다.
2. 탄성 체인의 신장 속도가 느려지면 신장 시의 힘과 탈부하 시의 힘이 유의하게 감소하였으며, 영구 변형량은 유의하게 증가하였다.
3. 4주 동안 탄성 체인의 힘은 처음 12시간 동안 제품에 따라 23~48% 상실되었고, 나머지 기간에는 초기 힘의 8~11%만이 더 상실되었다.
4. 4주간 신장 후 남아 있는 힘은 RMO 제품에서는 회색 체인에서 초기 힘의 69%, 투명색 체인에서 67%로 가장 컸으며, Ormco 제품에서는 회색과 투명색 체인 모두에서 60%였고, Unitek 제품에서는 회색 체인에서 41%, 투명색 체인에서 50%로 나타났다.

이상의 결과를 종합할 때 임상에서 탄성 체인의 초기 힘을 결정할 때는 본 연구에서 밝힌 응력 이완 양상을 고려하는 것이 추천되며, 응력 이완이 가장 적은 RMO 제품을 사용하는 것이 추천된다.

참 고 문 헌

1. De Genova DC, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains-A product comparison study. *Am J Orthod* 1985;87:377-84.
2. Renick MR, Brantley WA, Beck FM, Vig KWL, Webb CS. Studies of orthodontic elastomeric modules. Part 1: Glass transition temperatures for representative pigmented products in the as-received condition and after orthodontic use. *Am J Orthod* 2004;126:377-84.
3. Billmeyer FW. Textbook of polymer science. 3rd ed. New York:John Wiley;1984.
4. Stevenson JS, Kusy RP. Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. *Angle Orthod* 1994;64:455-67.
5. Eliades T, Eliades G, Watts DC, Brantley WA. Elastomeric Ligatures and Chains. In: Brantley WA, Eliades T editors. *Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects*. New York: Thieme; 2001. p.182.
6. Kovatch JS, Lautenschlager EP, Apfel DA, Keller JC. Load-extension-time behavior of orthodontic Elastiks. *J Dent Res* 1976;55:783-6.

7. Andreasen GF, Bishara S. Comparison of elastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. *Angle Orthod* 1970;40:151-8.
8. Bishara SE, Andreasen GF. A comparison of time-related forces between plastic elastiks and latex elastics. *Angle Orthod* 1970;40:319-28.
9. Hershey HG, Reynolds WG. The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism. *Am J Orthod* 1975;67:554-62.
10. Wong AK. Orthodontic elastic materials. *Angle Orthod* 1976;46:196-205.
11. Ash JL, Nikolai RJ. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and in vivo. *J Dent Res* 1978;57:685-90.
12. Varner RE, Buck DL. Force production and decay rate in Elastik modules. *J Biomed Mater Res* 1978;12:361-6.
13. Brantley WA, Salander S, Myers CL, Winders RV. Effects of prestretching on force degradation characteristics of plastic modules. *Angle Orthod* 1979;49:37-43.
14. Young J, Sandrik JL. The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. *Angle Orthod* 1979;49:104-9.

15. Kidd PD, Sterrett TL. The use of thermoplastic polyurethane elastomers in orthodontics. *J Elast Plast* 1984;16:199-205.
16. Sterrett TL, Kidd PD, Andreiko CA. Urethane TPE monofilament and braided orthodontic tensioning devices. Creep and stress relaxation properties. *Ind Eng Chem Prod Res Dev* 1984;23:300-3.
17. Rock W, Wilson H, Fisher S. A laboratory investigation of orthodontic elastomeric chains. *Br J Orthod* 1985;12:202-7.
18. Kuster R, Ingervall B, Bürgin W. Laboratory and intra-oral tests of the degradation of elastic chains. *Eur J Orthod* 1986;8:202-8.
19. Chang HF. Effects of instantaneous prestretching on force degradation characteristics of orthodontic plastic modules. *Proc Natl Sci Counc Repub China* 1987;11:45-53.
20. Ferriter JP, Meyers CE Jr, Lorton L. The effect of hydrogen ion concentration on the force-degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98:404-10.
21. Williams J, von Fraunhofer JA. Degradation of the elastic properties of orthodontic chains. [Master's thesis] Louisville, Kentucky: University of Louisville, 1990.
22. Nakasima A, Hu JR, Ichinose M, Shimada H. Potential application of shape memory plastic as elastic material in clinical orthodontics. *Eur*

J Orthod 1991;13:179-86.

23. Storie D, von Fraunhofer J, Regennitter F. Degradation and therapeutic potential of fluoride releasing orthodontic elastics. [Master's thesis] Louisville, Kentucky: University of Louisville, 1992.
25. Lu TC, Wang WN, Tarnng TH, Chen JW. Force decay of elastomeric chain-a serial study: Part II. Am J Orthod Dentofac Orthop 1993;104:373-7.
25. Baty DL, Volz JE, von Fraunhofer JA. Force delivery properties of colored elastomeric modules. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1994;106:40-6.
26. Stevenson JS, Kusy RP. Structural degradation of polyurethane-based elastomeric modules. J Mater Sci Mater Med 1995;6:377-84.
27. Josell SD, Leiss JB, Rekow ED. Force Degradation in Elastomeric Chains. Semin Orthod 1997;3:189-97.
28. Kim KH, Hwang CJ, Sung SJ. Physical properties of various brands of elastomeric chains. Korea J Orthod 1997;27:943-54.
29. 허창혁, 성재현, 권오원, 경희문. 체인형 합성고무탄성재의 탄성력 감쇄. 대치교정지 2003;33:371-80.
30. Eliades T, Eliades G, Silikas N, Watts DS. Tensile properties of orthodontic elastomeric chains. Eur J Orthod 2004;26:157-63.

31. Killiany D, Duplessis J. Relaxation of elastomeric chains. *J Clin Orthod* 1985;19:592-3.
32. Natrass C, Ireland AJ, Sherriff M. An investigation into the placement of force delivery systems and the initial forces applied by clinicians during space closure. *British J Orthod* 1997;24:127-31.
33. Kim KH, Chung CH, Choy K, Lee JS, Vanarsdall RL. Effects of prestretching on force degradation of synthetic elastomeric chains. *Am J Ortho Dentofac Orthop* 2005;128:477-82.
34. Jefferies C, von Fraunhofer J. The effects of 2% alkaline gluteraldehyde solution on the elastic properties of elastomeric chain. *Angle Orthod* 1991;61:25-30.
35. Moore RJ, Watts JTF, Hood JAA, Burritt DJ. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *Eur J Ortho* 1999;21:249-261.
36. Lu TC, Wang WN, Tarng TH, Chen JW. Force decay of elastomeric chain-a serial study: Part II. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1993;104:373-7.

사 진 부 도

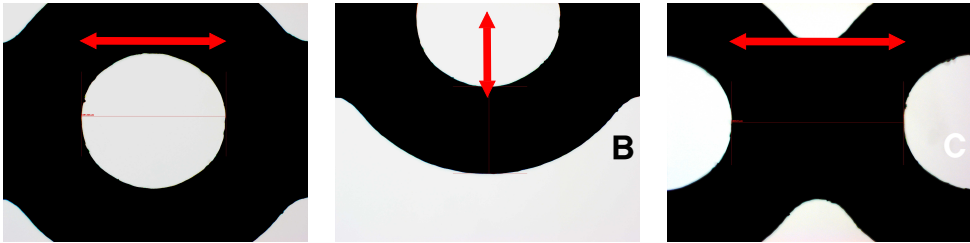


Fig 1. Size measurements of elastomeric chain (RMO clear): A, measurement of hole diameter; B, measurement of wall thickness; C, measurement of inter-hole link span.

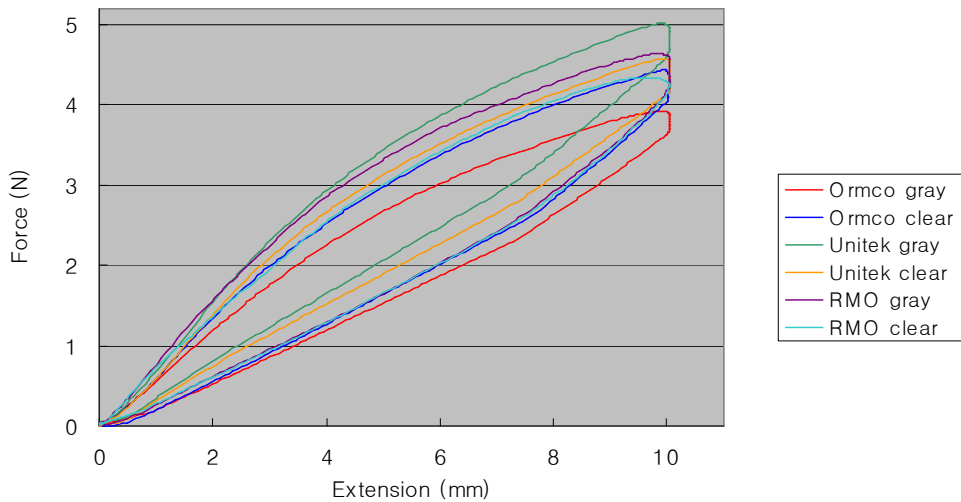


Fig 2. Load-deflection curves at crosshead speed of 10 mm/sec. Each curve represents composite mean of five test specimens.

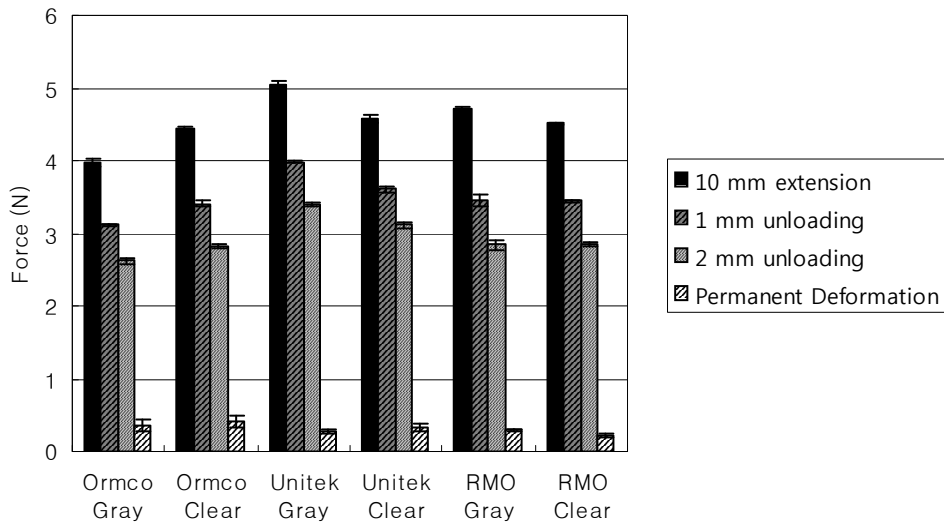


Fig 3. Forces measured at crosshead speed of 10 mm/sec. Error bars indicate standard deviations.

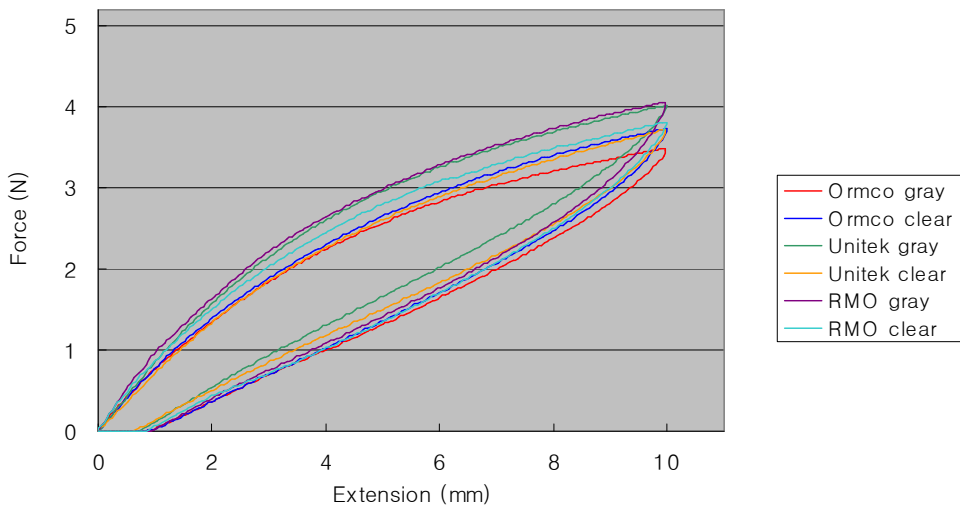


Fig 4. Load-deflection curves at crosshead speed of 0.1 mm/sec. Each curve represents composite mean of five test specimens.

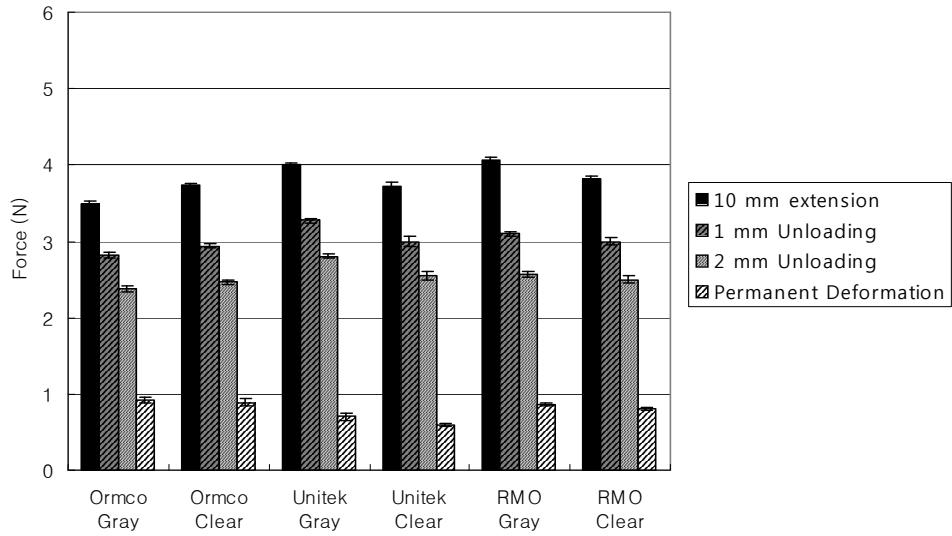


Fig 5. Forces measured at crosshead speed of 0.1 mm/sec. Error bars indicate standard deviations.

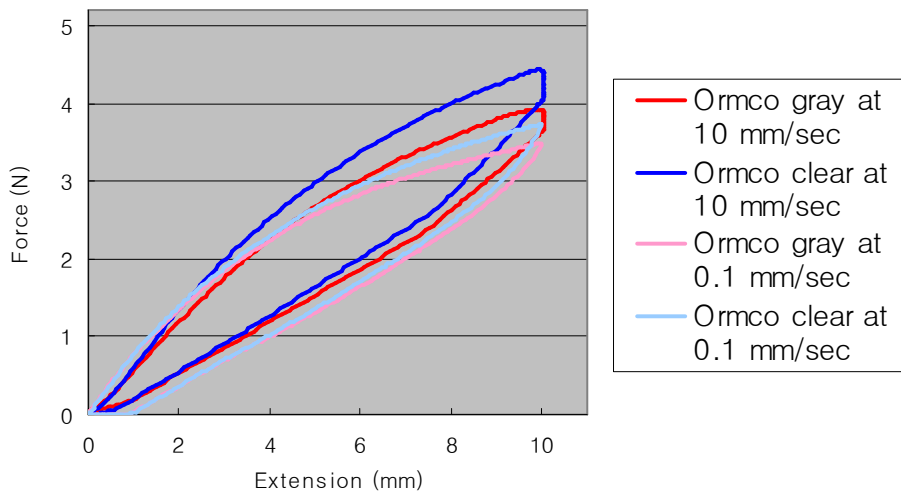


Fig 6. Load deflection curves of Ormco elastomeric chains at 10 mm/sec and 0.1 mm/sec crosshead speed. Each curve represents composite mean of five test specimens.

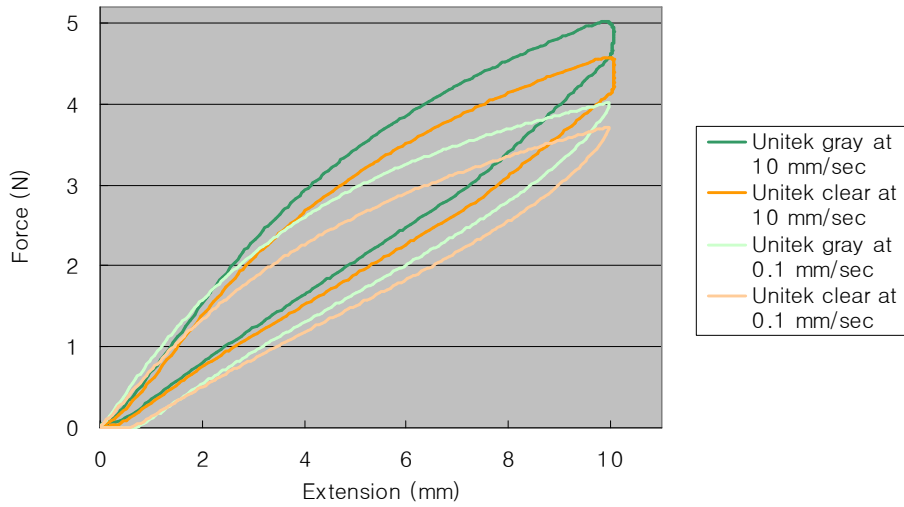


Fig 7. Load deflection curves of Unitek elastomeric chains at 10 mm/sec and 0.1 mm/sec crosshead speed. Each curve represents composite mean of five test specimens.

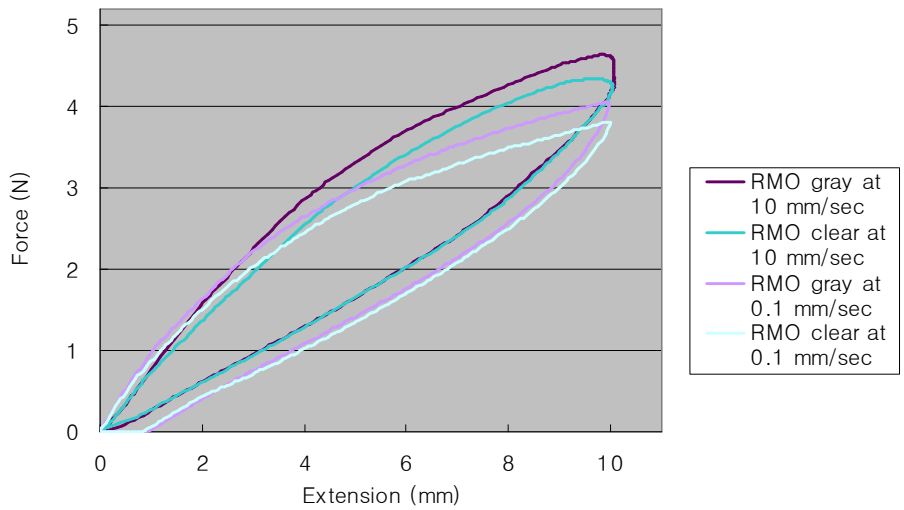


Fig 8. Load deflection curves of RMO elastomeric chains at 10 mm/sec and 0.1 mm/sec crosshead speed. Each curve represents composite mean of five test specimens.

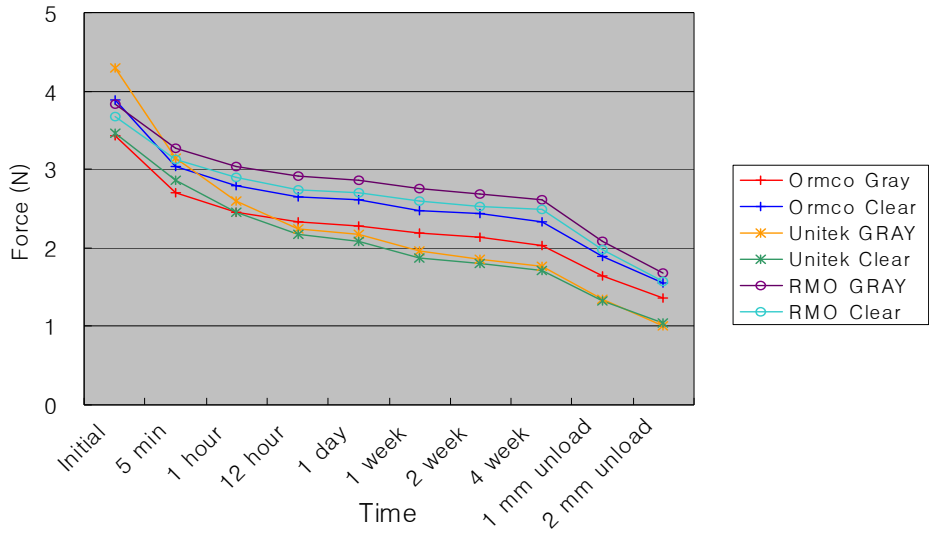


Fig 9. Remaining forces of elastomeric chains during 4 week period of constant extension, and unloading of 1 mm and 2 mm.

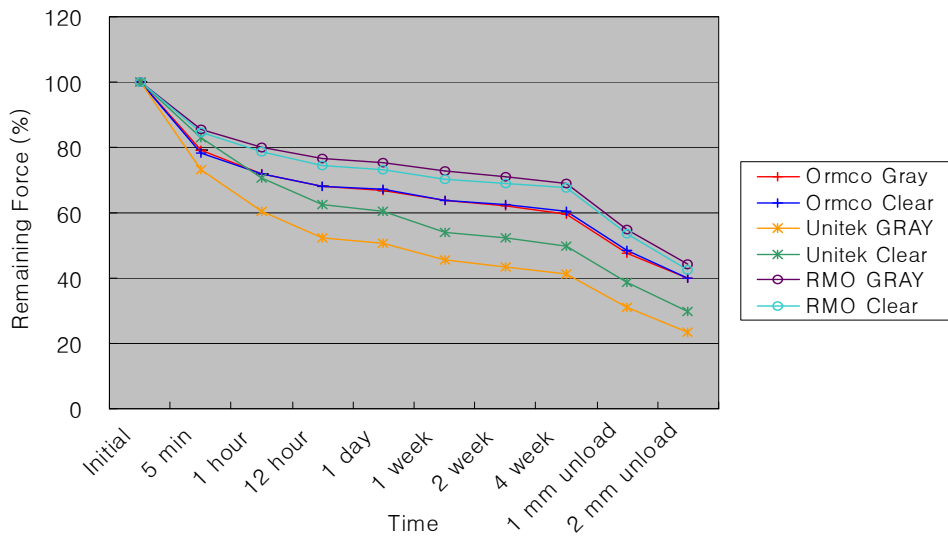


Fig 10. Remaining force rates (%) of elastomeric chains during 4 week period of constant extension, and unloading of 1 mm and 2 mm.

저작물 이용 허락서

학 과	치의학과	학 번	20057496	과 정	석사, 박사
성 명	한글 : 임 현 철 한문 : 林 鉉 哲 영문 : Leem Hyun Chor I				
주 소	540-320 전남 순천시 조례동 왕지 현대A 204-506				
연락처	E-MAIL : ortho7@hanmail.net				

논문제목	한글 : 수종의 교정용 탄성 체인의 하중-변위 특성과 응력 이완의 비교 영어 : Comparison of Load-deflection characteristics and stress relaxation of various elastomeric chains
------	---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

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()

2008년 8 월 일

저작자: 임 현 철 (서명 또는 인)

조선대학교 총장 귀하