

## 체인형 합성고무탄성재의 탄성력 감쇄

허창혁<sup>1)</sup> · 성재현<sup>2)</sup> · 권오원<sup>2)</sup> · 경희문<sup>2)</sup>

본 연구는 체인형 합성고무탄성재의 시간에 따른 탄성력 감쇄의 양상을 평가하여, 이들 재료의 임상적용시 적절한 교정력의 적용을 위해 참고가 될 만한 기준을 구해보려는 목적으로 시행되었다. 공간폐쇄시 사용되는 체인형 합성고무탄성재의 탄성감쇄정도를 알아보기 위하여, 임상에 널리 사용되는 두가지의 체인형 합성고무탄성재를 구강내 상태와 유사한 조건하에서 4주간 신장시켜 관찰한 결과 다음과 같이 요약할 수 있었다.

1. 시간에 따른 탄성력 감쇄양상은 전형적인 log함수의 형태를 보이며, 4주후 잔존탄성력은 원래의 41.2~64.6 %이며 제품에 따라 차이가 있었다.
2. 신장후 초기 10분동안 탄성력의 급격한 감소를 보여서, 초기힘의 20~25 %를 상실하였으며, 이후 감소량이 줄어들어 1주이후부터 4주까지의 평균감소량은 1.5 %정도로 거의 일정한 힘의 크기를 보여주었다.
3. 동일한 재료를 사용하더라도, 탄성재의 신장량이 증가할수록 잔존탄성력이 감소하여 탄성감쇄율이 증가하였다.

( 주요 단어 : 체인형 합성고무탄성재, 탄성감쇄, 신장량 )

### I. 서 론

최적의 교정적 치아이동은 적절한 교정장치에 의한 약하고 지속적인 힘에 의해 일어난다<sup>1)</sup>. 이러한 이상적인 교정력을 얻기 위해서 다양한 탄성재료가 연구되고 발전되어 왔다. 이 중 고무탄성재는 다이아몬드의 800만배, 철강보다는 150만배에 달하는, 다른 재료와 비교할 수 없는 매우 큰 탄성범위를 가진다<sup>2)</sup>. 따라서, 술자 및 환자 모두에게 구강내에서의 사용이 비교적 용이하고, 약간에 장착하고 개구운동이 가능한 고유의 장점을 지니고 있다<sup>1)</sup>. 1893년 Case<sup>3)</sup>는 3급 부

정교합의 치료에 고정원 부담을 감소시키기 위해 rubber band를 사용하였다고 최초로 보고하였고, Baker<sup>4)</sup>는 reciprocal elastic force를 Baker anchorage라 명명하였다. 이후 고무탄성재는 elastic band와 thread의 형태로 널리 사용되어 왔으며 1960년대 후반부터 합성고무를 이용한 elastic module과 체인이 임상에 도입되었다<sup>5)</sup>. 폴리우레탄 고무는 1944년 독일의 Bayer O.에 의해 발명된 특수 합성고무로 반발탄성, 탄성강도, 압축영구왜곡, 내굴곡균열, 내마모성, 내오존성 등 대부분의 물리적 성능이 매우 우수하여 솔리드 타이어, 고압 패키징, 타이 패트 등의 용도로 이용된다<sup>6)</sup>.

교정용 합성고무탄성재는 대부분 폴리우레탄 고무를 원료로 생산되며, 형태에 따라 module(ring)과 thread, 그리고 module을 연결한 형태인 체인 및 기타로 분류해 볼 수 있다. 체인형태의 합성고무탄성재는 적용길이의 조절이 비교적 자유롭고 사용이 간편하기 때문에 spacing, canine retraction, rotation

<sup>1)</sup> 경북대학교 치과대학 교정학교실, 전공의.

<sup>2)</sup> 경북대학교 치과대학 교정학교실, 교수.

교신저자 : 성재현

대구시 중구 삼덕 2가 50

경북대학교 치과대학 교정학교실 / 053-420-5941

jhsung@knu.ac.kr

원고접수일 : 2003년 4월 3일 심사통과일 : 2003년 7월 25일

Table 1. Types of elastomeric chain

Specimen	RMO	3M
Manufacturer	Rocky Mountain Orthodontics	3M Unitek
Brand	Energy Chain	Alastik
Configuration	Closed type	Closed type
Color	Clear(not translucent)	Clear(translucent)
Size(center to center distance)	2.9mm	2.8mm

correction 등 많은 용도에 사용된다. 그러나, typical force-extension curve는 non-linear 혹은 sigmoid form을 지니고 있다<sup>7,8)</sup>. 또한, 탄성재료 특유의 탄성감쇄현상과 영구변형이 존재하며, 이는 prestretching, load-time rate, color, shape, pH, heat 등 많은 주변 요인에 의해 영향을 받으므로, 구강내 적용시 힘의 크기나 감쇄율, 영구변형량 등의 예측이 어렵다. Brooks<sup>9)</sup>, Brantley<sup>10)</sup>, Young<sup>11)</sup> 등은 prestretching으로 탄성감쇄효과를 감소시킬 수 있다고 보고한 반면, Fraunhofer<sup>12)</sup> 등은 효과에 대해 의문을 제기하였다. Kovatch<sup>8)</sup>는 신장속도에 반하여 탄성감소가 줄어 든다고 하였으나 임상적 의미는 떨어진다고 하였다. Ash<sup>13)</sup>는 color에 따른 탄성의 차이가 없음을 보고하였으나, Lu<sup>14)</sup>와 Baty<sup>15)</sup>는 차이가 있으며, 일부 제품에서는 상당량의 차이가 있음을 보고하였다. Josell<sup>16)</sup>은 일부 제품에서 closed form이 open form제품보다 힘의 감쇄율이 적다고 보고하였다. 또한, pH가 낮을수록 힘의 감소가 심하고<sup>17)</sup>, heat treatment에는 약간의 증가를 보인다는 보고도 있었다<sup>18)</sup>.

이처럼 대부분의 보고에서 탄성재의 물리적 기본 성질에 기초하여 시간의 경과에 따른 탄성력의 감쇄양상에 대해서는 의견의 일치를 보이고 있으나, 탄성력감쇄의 정도나 감쇄에 영향을 주는 요인에는 대해서는 다소의 이견을 보이고 있으며, 실험자간의 실험 환경설정과 초기적용력의 결정 및 재료의 다양성으로 인해 임상적 효용성이 부족한 현실이다. 이에 저자는 구강내 환경과 유사한 실험조건하에서 임상에서 비교적 널리 사용중인 제품을 시험대상으로 하여, 전치부 후방견인시에 적용할 수 있는 다양한 견인거리에 따른 체인형 합성고무탄성재의 감쇄양상을 조사하여, 적절한 교정력을 환자에 손쉽게 적용할 수 있는 방법을 찾아보고자 한다.

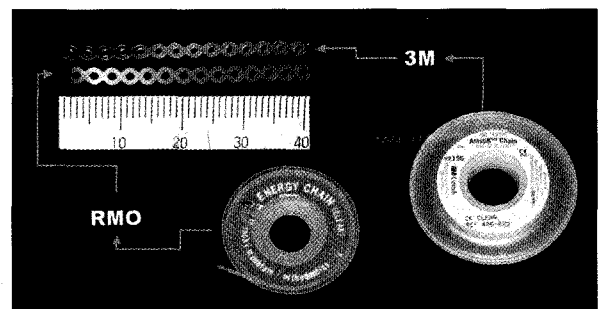


Fig. 1. Shapes of elastomeric chain

## II. 실험재료 및 방법

### 1. 실험재료

본 실험의 재료로는 국내에 시판중인 체인형 합성고무탄성재 중 비교적 널리 사용중인 Energy Chain (RMO inc., Denver, USA), closed type(J-120), clear color와 AlastiK Chain(3M Unitek, California, USA), CK clear를 사용하였다(Table 1, Fig. 1). 탄성재의 고정을 위해 두께 5mm의 아크릴 판에 미리 결정된 거리에 따라 두 개의 구멍을 뚫은 다음, 0.8mm stainless steel wire를 위치시키고, 자가중합형 아크릴릭 레진으로 고정하였다(Fig. 2). 구강내 환경의 simulation을 위해 항온조의 온도는 37°C로 유지하였으며, PDR(Physician's desk reference for nonprescription drugs, 18th edition, Medical Economics company, Montvale, USA)의 처방에 의한 인공타액을 제조하여 사용하였다(Table 2). 견인거리의 측정은 vernier calipers (Mitutoyo co., Tokyo, Japan)을 사용하였고, 견인력의 측정은 digital force gauge PDE-2R

Table 2. Composition of saliva substitute(PDR, 18th Ed.)

Ingredients	Ratio(% W/W)
Sodium carboxymethylcellulose	1.000
Sorbitol	3.000
Sodium chloride	0.084
Potassium chloride	0.120
Calcium chloride, dihydrate	0.015
Magnesium chloride, hexahydrate	0.005
Potassium phosphate, dibasic	0.034
Purified water	95.742

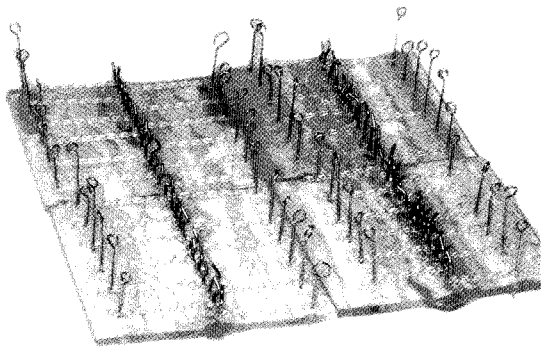


Fig. 2. Acrylic plate for fixation of specimens

(Attonic corp., Tokyo, Japan)을 사용하였으며, 측정 범위는 ±2kg, 분해능은 1g이었다(Fig. 3).

2. 실험 방법

6전치의 후방견인시에 적용되는 상악호선의 측절치와 견치사이의 hook에서 제 1대구치 hook까지의 거리를 최대 28mm로 설정하고 3mm씩 감하여, 28 mm, 25mm, 22mm, 19mm거리로 준비된 아크릴판에 구멍을 뚫은 다음 0.8mm stainless steel wire를 위치시키고, 자가중합형 아크릴릭 레진으로 고정하였다. 예비실험을 통해 각각의 길이에서 견인력이 150g 전후로 나올 수 있도록 초기힘을 조정하여 거기에 맞추도록 체인형 합성고무탄성재를 잘라서 레진상의 wire에 고정하고 인공타액이 들어있는 항온조에 보관하였다. 항온조는 37℃로 유지하였으며, 인공타액은 3일에 한번씩 교체하고, 교체전 미리 온도를 맞추어

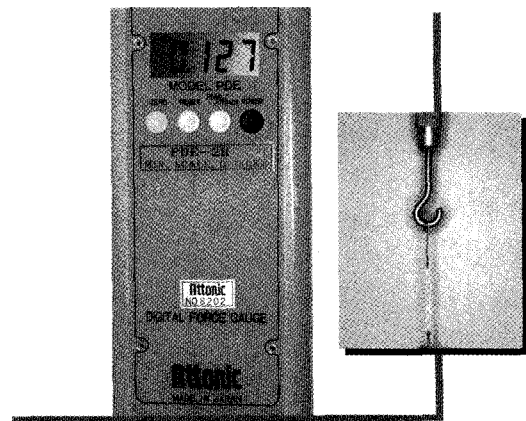


Fig. 3. Digital force gauge PDE-2R (Right : mounted specimen)

thermal cycling<sup>18)</sup>에 의한 영향을 배제하였다. 실험군의 샘플수는 12개로 설정하여 이중 최대치와 최소치를 제외한 10개를 사용하였다. 측정거리에 따른 탄성재의 매듭수를 Table 3에 제시하였다. 신장유지기간은 최대 4주로 하였고, 견인력의 측정은 0분, 3분, 10분, 20분, 30분, 40분, 50분, 1시간, 1.5시간, 2시간, 4시간, 8시간, 1일, 2일, 4일, 1주, 2주, 3주, 4주간격으로 총 19회의 측정을 시행하였으나, 일부 측정은 실험자의 부주의로 제대로 이루어지지 못하였다.

각 시편은 각각의 신장거리에서 견인력을 측정하고, 평균과 표준편차를 산출하였으며, 초기견인력에 대한 백분율을 표시하였다. 통계처리는 SPSS(ver.11)을 사용하였으며, 각 군간의 비교를 위해 student t-test를 시행했으며, 각 군내의 계측치에 대해서는

Table 3. Number of modules of specimens

Distance	Brand	Group	Modules (in extension)	Modules (in passive sitting)
28mm	RMO	28-8	8	≅ 10.3
	3M	28-8	8	≅ 10.6
25mm	RMO	25-7	7	≅ 9.3
	3M	25-7	7	≅ 9.5
22mm	RMO	22-7	7	≅ 8.2
	3M	22-6	6	≅ 8.4
19mm	RMO	19-6	6	≅ 7.2
	3M	19-6	6	≅ 7.3

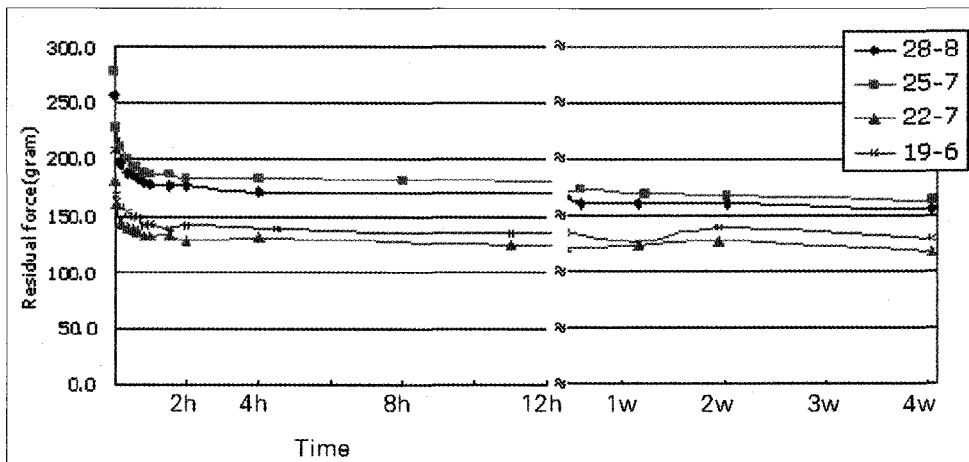


Fig. 4. Time related residual force (RMO, h : hour, w : week)

paired *t*-test를 사용하였다. Extension rate와 force degradation rate의 상관관계의 검증을 위해 Pearson's correlation analysis와 linear regression test를 시행하였으며, 모든 통계처리의 유의차 검정은 5% 유의수준에서 판정하였다.

### III. 성 적

#### 1. 시간에 따른 탄성력의 감쇄양상

##### 1) RMO 군

RMO군에서 4주동안 신장거리에 따른 잔존력을 측정하여 Fig. 4에 나타내었다. 측정시작직후인 3분경과 후에 11.9~19.6 %로 단위시간당 가장 큰 감소율을 보이고 이후 감쇄율이 감소하여 1시간 후에는 초기힘

의 67.0~72.4 %가 잔존하였다. 이후로는 감쇄양상이 큰 폭으로 감소하여, 4주간 비교적 일정한 힘의 크기를 지속하는 것으로 보인다. 한편, 탄성감쇄율은 시간의 크기를 log함수(logarithm)의 값으로 환산하여 도식하여 보면 음의 기울기를 가지는 직선형의 그래프로 표현되는, 전형적 log함수의 형태임을 알 수 있다(Fig. 5).

##### 2) 3M 군

3M군에서도 RMO군과 마찬가지로의 양상을 보여주고 있으나, 초기의 탄성력의 감소량이 다소 크게 나타났다(Fig. 6). 측정시작직후인 3분경과 후에 10.0~16.2 %로 단위시간당 가장 큰 감소율을 보이고, 이후 감쇄율이 감소하여 1시간 후에는 초기힘의 67.6~72.2 %가 잔존하여 RMO군과 거의 같은 수치를 보여주고 있다. 그러나, 이후의 감쇄양상이 RMO군보다는 더

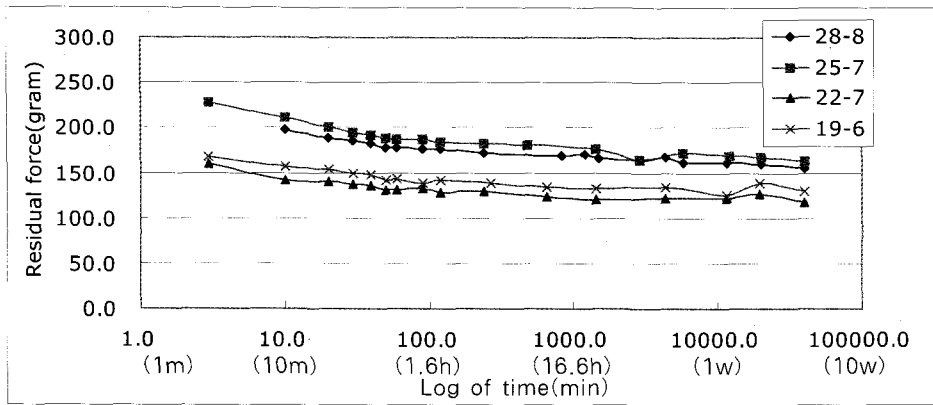


Fig. 5. Time related residual force in log of time(RMO, m ; minute, h ; hour, w ; week)

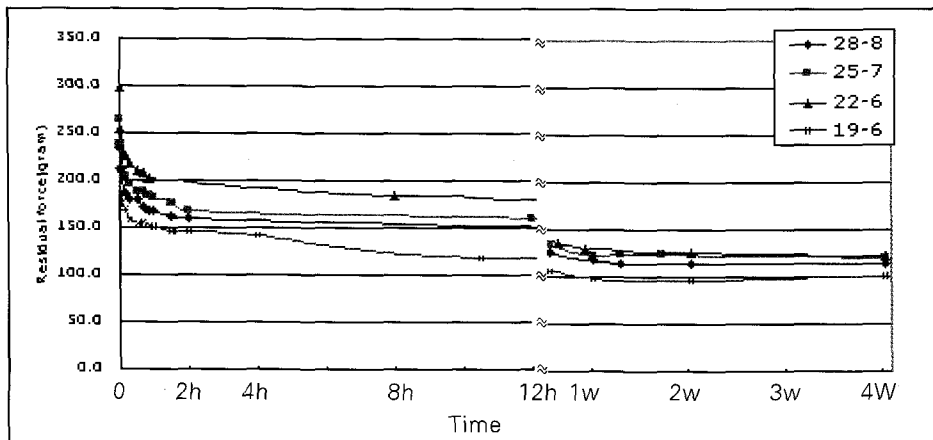


Fig. 6. Time related residual force(3 M, 1 week = 1 0082 min)

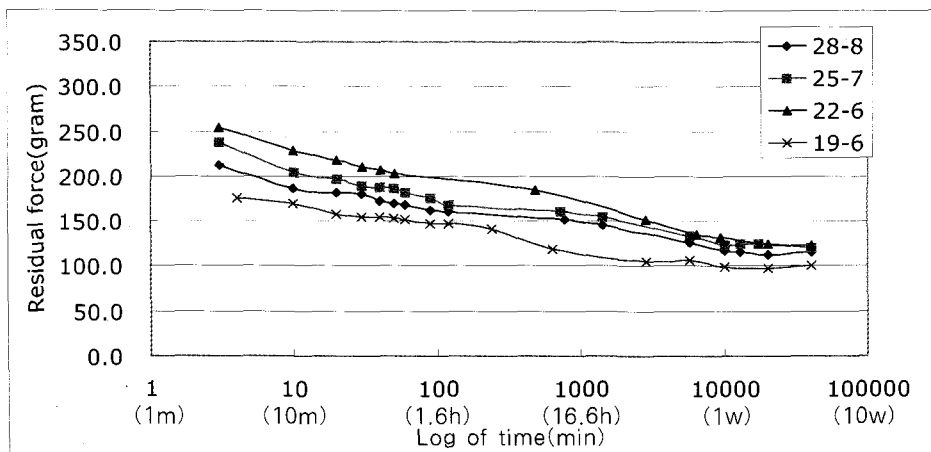


Fig. 7. Time related residual force in log of time(3 M)

지속되어 4주후에도 반에 미치지 못하는 잔존력을 보인다. 따라서 RMO군과 동일하게 시간에 따른 탄성력의 감쇄양상 또한 log함수로 표현되며, 그 감쇄율

또한 더 큰 음의 비례관계를 보여주고 있다(Fig. 7). 두 개의 실험군별로 잔존탄성력을 평균하여 1시간, 1일, 1주, 4주후의 잔존탄성력을 초기힘에 대한 비율로한

Table 4. Time related residual force rate

	Group\Time	1hour	1day	1week	4weeks
Residual force ratio(%)	RMO	69.0	64.5	62.8	61.6
	3M	70.0	60.4	47.8	46.0

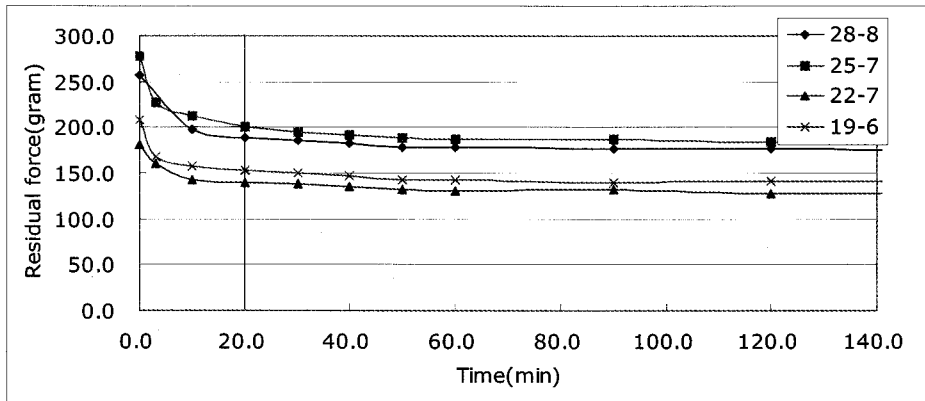


Fig. 8. Initial force de cav(EMO)

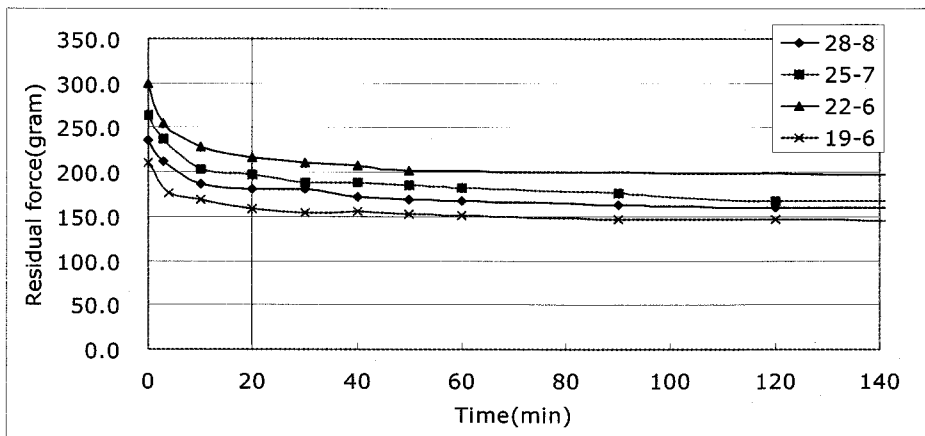


Fig. 9. Initial force de cav(3M)

산하여 Table 4에 나타내었다. 측정 1시간까지는 69~70 %를 보여주고 있으나 이후 계속 차이가 벌어지며, 1일부터 4주까지의 감쇄율을 보면 RMO군의 경우 2.9 %를 보이고 있으나, 3M은 14 %의 감쇄율을 보이고 있어 RMO의 탄성이 보다 지속적인 것으로 생각된다.

2. 견인초기의 탄성감쇄양상 (Configuration of initial force decay)

초기 2시간동안의 탄성감쇄 그래프를 확대하여 Fig.

8, 9에 나타내었다. 초기견인력의 크기에 상관없이 초기에 급격히 감소하다가 차츰 감소가 둔화되는 전형적인 탄성재의 이완양상을 보여주고 있다. 3분 경과 후에 가장 급격한 감소를 보이며, 10분 경과후에 20~25 %의 초기힘을 상실한다. 20분이상 경과후에는 감소량이 눈이 띄게 줄어든다.

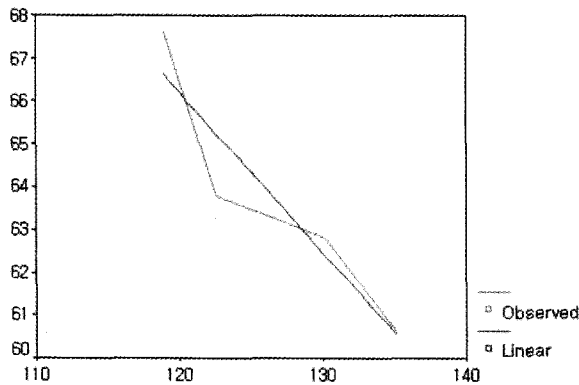
3. Extension rate & residual force rate

RMO군에서 원래길이에 대한 신장후 길이의 비율

Table 5. Extension rate & residual force rate(RMO)

Group	Extension (mm)	Initial force (g)	Force at 4wks	Residual force rate(%)	Extension rate(%)
28-8	28	256.8	161.2	62.8	130.2
25-7	25	277.9	168.5	60.6	135.1
22-7	22	180.7	122.1	67.6	118.9
19-6	19	207.4	132.3	63.8	122.6

Residual force rate



Extension rate

		Extension rate
Residual force rate	Pearson Correlation	-.936(*)
	Sig. (1-tailed)	.032
	N	4

\* Correlation is significant at the 0.05 level (1-tailed).

Fig. 10. Correlation between residual force rate and extension rate

인 extension rate와, 원래의 탄성력에 대한 4주후 잔존력의 비율인 residual force rate간에 음의 상관관계를 보이는 것으로 관찰되었다(Table 5, Fig. 10). 3M 군에서도 마찬가지로의 경향을 보이나 통계적 유의성은 가지지 못하였다.

#### IV. 고 찰

다양한 교정용 고무탄성재 중에서 체인형 합성고무탄성재는 여러 가지 장점으로 인해, 임상에서 가장 흔히 사용되는 고무탄성재 중 하나이다. Storie<sup>32)</sup>는 canine retraction, diastema closure, rotational correction, contraction of dental arch 등의 다양한 용도로 고무탄성재를 이용한다고 하였다. 그러나, 이러한 대중성에도 불구하고, 체인형 합성고무탄성재의 임상적 적용시 기준으로 삼을 만한 근거자료가 부족하여 이들 재료에 익숙치 못한 경우 과도한 힘을 가하기

쉽다. 만일 임상경험이 많다 하더라도, Natrass<sup>27)</sup>의 보고에서와 같이 재료가 다른 경우에 같은 술자에게서 조차도 같은 크기의 교정력을 기대하기 어렵다. 또한 대부분의 탄성재에 대한 연구문헌이 임상에서의 적용에 대한 관점에서보다는 재료의 물성 자체에 대한 연구가 많았던 현실이었다.

실험재료로 쓰인 Energy Chain(RMO inc., Denver, USA), closed type(J-120), clear color와 AlastiK Chain(3M Unitek, USA), CK clear는 모두 국내에 시판중인 제품으로, color에 의한 영향을 배제하기 위해 clear color제품을, 모양은 open form보다 물성이 좋다고 알려진<sup>16)</sup> closed form을 사용하였다. 3M Unitek의 제품은 밀폐된 비닐에 의해 포장되어있긴 하였지만, 두 제품 모두 제조년월일과 유효기간이 표시되지 않아서, 오랜기간 공기중이나 직사광선에 방치시 산소나 오존에 의한 탄성의 열화<sup>6)</sup>에 대한 고려가 부족한 것으로 생각되었다.

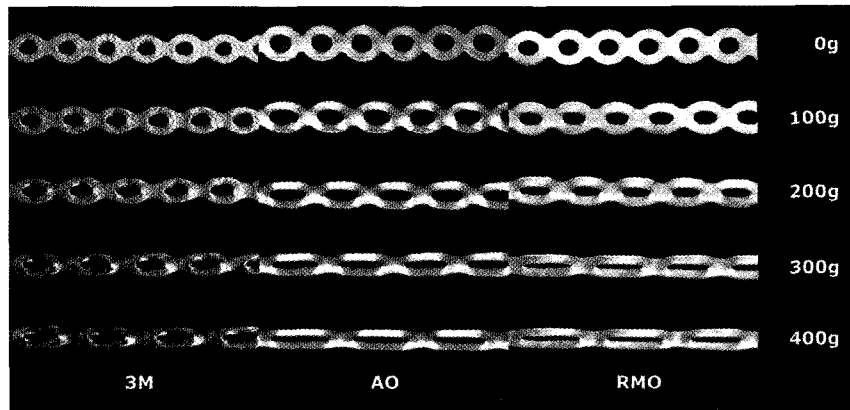


Fig. 13. Shape of elastic chains on various force application (gram, 3M: 3M Unitek, Alastik Chain, AO: American Orthodontics, Memory Chain, RMO: Rocky-Mountain Orthodontics, Energy Chain. All photographs were taken in same magnification.)

탄성재의 적용거리의 결정을 위해, 제1소구치 발거 후 상악 6전치의 견인시에 고무탄성재를 사용하는 것으로 가정하여, 한국인의 성인남자의 평균치아크기<sup>33)</sup>를 이용하여, 상악 제 1대구치의 hook에서 전치부의 중절치와 측절치 사이의 hook까지의 최대거리를 28mm로 산출하고, 여기서 탄성재의 module간 거리(2.8~2.9mm)를 고려하여 3mm씩 감하여 탄성력을 측정하였다. 이렇게 거리를 기준으로 실험을 계획한 이유는, 힘을 기준으로 초기의 extension rate를 결정하고 실험하면 일정한 초기견인력에 대한 탄성감쇄의 이해에는 도움이 되겠으나, 정해진 거리에 탄성재를 적용하는 것이 실제 임상에 더 가깝다고 생각했기 때문이었다.

가장 이상적인 교정력은 약하고 지속적인 힘이라고 알려져 있으나, 그 힘의 크기에 대해서는 약 100g에서 350g까지 다양한 의견이 제시되었다<sup>34-38)</sup>. 본 실험에서는 6전치의 후방견인시 4주후에도 편측당 150g에 가까운 크기의 힘이 작용될 수 있도록 초기힘을 설정하여 extension rate를 결정하였다. 그 결과 3M군은 130.6~151.2%, RMO군은 118.9~135.1%의 extension rate를 보여주었다. 한편 28mm, 25mm의 거리에서는 두 군 모두 각각 8개와 7개로 매듭(module)의 수가 같았으나, 22mm의 거리에서는 3M군에서는 6개로 25mm에서 1개가 더 감소하였으나, RMO군에서는 25mm와 유사한 7개의 매듭을 실험에 사용하였다(Table 3). 이는 25mm에서 6개의 매듭을 사용하는 경우 초기의 탄성력이 300g을 넘어 임상적으로 적용가능한 힘의 범위를 벗어났다고 판단하였기 때문이다. 한편 3M군에서는 22mm에서 300g을 넘지 않았으나 19mm에서 22mm에서보다 1개 더 감소한 5개를 사용한 경우 300g을 초과하였으며 본 실험에서는 6개를 이용하였다. 다양한

힘의 크기에 대한 고무탄성재의 형태변화를 Fig.13에 나타내었다. 제품에 따라 크기와 형태에 차이가 있고, 힘의 크기에 따른 신장 및 변형정도도 차이가 남을 알 수 있다. 따라서, 체인형 합성고무탄성재의 임상사용전에 반드시 확인하는 것이 바람직하리라 생각된다.

시간에 따른 탄성력의 감쇄양상은 선학들의 연구<sup>1,8,10,13,15,18,22-25,29,34)</sup>와 유사하게 나타났으며, 탄성감쇄율 또한 제품간 차이가 큰 양상<sup>13,16,25,29)</sup>을 보여주었다. 탄성력의 감소를 그래프화하였을때 시간의 log값에 대한 그래프는 선형적인 감소를 나타낸다<sup>7)</sup>. 따라서, 실험초기에 매우 큰 폭의 탄성감쇄를 보여주고 이후 완만한 감소양상을 보여 4주후 잔존탄성력은 원래의 41.2~64.6%이며, RMO군에서는 평균 61.6%, 3M군에서는 46.0%로 제품간에 명확한 차이를 보였다. 실험 1시간 후에는 탄성력이 각각 RMO군은 69.0%, 3M군은 70%로 비슷하였으나, 이후 RMO군은 7.4%, 3M군은 14% 추가로 감소하여, RMO군이 보다 지속적인 물성을 보여주었다. 한편 거리를 기준으로 탄성력을 측정하였으므로 실험군간의 초기탄성력 또한 다양하게 나타나 RMO군에서는 181.6~278.4g, 3M군에서는 209.9~299.1g의 큰 범위를 보여, 임상적용시 체인형 합성고무탄성재의 탄성력 조절이 한계가 있음을 보여주었다. 실험에 사용된 모듈간의 거리가 약 3mm이므로, 그 이하거리의 조절이 어려운 단점이 있었으며 이는 임상에서도 마찬가지일 것으로 생각된다.

견인초기의 탄성감쇄양상은 실험초기에 3, 10, 20, 30, 40, 50, 60분 간격으로 탄성력을 측정하여 비교적 정확하게 그 양상을 파악할 수 있었으며, 시간의 log함수그래프에서 보았듯이 명확한 대수적 감소를 보인다. 따라서 초기 3분간의 감소폭이 제일 크고 10분까지는 급격하게 감소하여 원래의 20~25%의 힘이 감소되



며, 20분 이후에는 완만한 감소양상을 보였다. 따라서 임상적으로 탄성감쇄를 고려하여 초기에 과도한 힘을 가하는 경우에도 치아 및 인접조직에 대한 위해한 작용은 이러한 대수적인 탄성의 감소양상으로 인해 다소 줄어들 것으로 생각된다. 고무탄성재를 사용전에 미리 extension시켜 보관 후 사용하는 prestretching의 경우 Brantley<sup>10)</sup>처럼 장시간(24시간~3주)하는 것도 효과가 있을 것이나, 최대 20분 정도 보관 후 사용이 가장 효율적인 방법이 될 것이라 생각된다.

한편 RMO군에서는 합성고무탄성재의 신장율과 잔존탄성력의 비율이 반비례관계를 보여주었으며, 신장율이 커지면 초기탄성력이 커지고 4주후 잔존탄성력의 크기 또한 크지만, 탄성감쇄율이 커져, Lu<sup>14)</sup>의 실험결과와 일치하였다. 3M군의 경우도 19-6군을 제외한 나머지 3개군에서는 뚜렷한 반비례관계를 형성하였으나, 19-6군은 통계적 유의범위를 벗어났다. 3M군과 RMO군의 신장율은 각각 130.6~151.2%, 118.9~135.1%로 4주후 잔존탄성력이 각각 46%, 61.6%의 반비례관계가 형성되었으며, 이를 고려하면 본 실험에서는 비록 RMO군의 탄성감쇄가 더 작게 나타났으나, 물성이 더 우수하다고 판단하기는 어렵고, 보다 정확한 비교를 위해서는 동일한 신장율을 적용하거나, 탄성재의 module간 거리가 같은 두 가지 시료를 사용하여 실험하는 것이 바람직할 것으로 생각된다.

### V. 요약

공간폐쇄시 사용되는 체인형 합성고무탄성재의 탄성감쇄정도를 알아보기 위하여, 임상에 널리 사용되는 두가지의 체인형 합성고무탄성재(RMO, 3M)를 구강내 상태와 유사한 조건하에서 4주간 신장시켜 관찰한 결과 다음과 같이 요약할 수 있었다.

1. 시간에 따른 탄성력 감쇄양상은 전형적인 log함수의 형태를 보이며, 4주후 잔존탄성력은 원래의 41.2~64.6%이며 제품에 따라 차이가 있었다.
2. 신장후 초기 10분동안 탄성력의 급격한 감소를 보여서, 초기힘의 20~25%를 상실하였으며, 이후 감소량이 줄어들어 1주이후부터 4주까지의 평균 감소량은 1.5% 정도로 거의 일정한 힘의 크기를 보여주었다.
3. 동일한 재료를 사용하더라도, 탄성재의 신장량이 증가할수록 잔존탄성력이 감소하여 탄성감쇄율이 증가하였다.

### 참고문헌

1. Proffit WR. Contemporary orthodontics. 3rd ed, Missouri : Mosby, 2000 : 333, 345.
2. 김 명용. 고무工業化學, 서울 : 선웅, 2000 : 12-3.
3. Case CS. Original use and misuse of the intermaxillary force, and its relations to occipital and other anchorage forces in orthodontia. Dental Cosmos 1904 : 345-62.
4. Angle EH. Treatment of malocclusion of the teeth. 7th ed, Philadelphia : SS White, 1907 : 257.
5. Baty DL, Volz JE, von Fraunhofer JA. Synthetic elastomeric chains: A literature review. Am J Orthod Dentofac Orthop 1994 : 105 : 536-42.
6. 김 홍재. 폴리우레탄 樹脂, 서울 : 대광, 1995.
7. Kanchana P, Godfrey K. Calibration of force extension and force degradation characteristics of orthodontic latex elastics. Am J Orthod Dentofac Orthop 2000 : 118 : 280-7.
8. Kovatch JS, Lautenschlager EP, Apfel DA, Keller JC. Load-extension-time behavior of orthodontic Alastiks. J Dent Res 1976 : 55 : 783-6.
9. Brooks DG, Hershey HG. Effects of heat and time on stretched plastic orthodontic modules. IADR Abstracts 1976 : 363.
10. Brantley WA, Salander S, Myers CL, Winders RV. Effects of prestretching on force degradation characteristics of plastic modules. Angle Orthod 1979 : 49 : 37-43.
11. Young J, Sandrik JL. The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. Angle Orthod 1979 : 49 : 104-9.
12. Von Fraunhofer JA, Coffelt MT, Orbell GM. The effects of artificial saliva and topical fluoride treatments on the degradation of the elastic properties of orthodontic chains. Angle Orthod 1992 : 62 : 265-74.
13. Ash JL, Nikolai RJ. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules and in vitro and in vivo. J Dent Res 1978 : 57 : 685-90.
14. Lu TC, Wang WN, Tarng TH, Chen JW. Force decay of elastomeric chain: A serial study. Part II. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1993 : 104 : 373-7.
15. Baty DL, Volz JE, von Fraunhofer JA. Force delivery properties of colored elastomeric modules. Am J Orthod Dentofac Orthop 1994 : 106 : 40-6.
16. Josell SD, Leiss JB, Rekow ED. Force degradation in elastomeric chain. Semi Orthod 1997 : 3 : 189-97.
17. Ferriter JP, Meyers CE, Lorton L. The effect of hydrogen ion concentration on the force-degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. Am J Orthod Dentofac Orthop 1990 : 98 : 404-10.
18. 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.
19. Andreasen GF, Bishara S. Comparison of Alastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar force. Angle Orthod 1970 : 40 : 151-8.
20. Huget EF, Patrick KS, Nunez LJ. Observations on the elastic behavior of a synthetic orthodontic elastomer. J Dent Res 1990 : 69 : 496-501.
21. Eliades T, William A. Brantley. Orthodontic materials, New York : Thieme, 2001 : 173-87.
22. Bishara SE, Andreasen GF. A comparison of time related forces between plastic Alastiks and latex elastics. Angle Orthod 1970 : 40 : 319-28.
23. Hershey HG, Reynolds WG. The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism. Am J Orthod 1975 : 67 : 554-62.
24. Wong AK. Orthodontic elastic materials. Angle Orthod 1976 : 46 : 196-205.

25. Killiany DM, Duplessis J. Relaxation of elastomeric chains. J Clin Orthod 1985 : 19 : 592-3.
26. Sonis AL. Comparison of NiTi coil springs vs. Elastics in canine retraction. J Clin Orthod 1994 : 28 : 233-95.
27. 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. Br J Orthod 1997 : 24 : 127-31.
28. Samuels RH, Rudge SJ, Mair LH. A clinical study of space closure with nickel-titanium closed coil springs and an elastic module. Am J Orthod Dentofac Orthop 1998 : 114 : 73-9.
29. Rock WP, Wilson HJ, Fisher SE. A laboratory investigation of orthodontic elastomeric chains. Br J Orthod 1985 : 12 : 202-7.
30. Williams JW, von Fraunhofer JA. Degradation of the elastic properties of elastomeric chains[Thesis.], Louisville, Kentucky : University of Louisville, 1989.
31. Jeffries CL, von Fraunhofer J. The effects of 2% alkaline glutaraldehyde solution on the elastic properties of elastomeric chain. Angle Orthod 1991 : 61 : 25-30.
32. Storie DJ, Regennitter F, von Fraunhofer JA. Characteristics of a fluoride-releasing elastomeric chain. Angle Orthod 1994 : 64 : 199-210.
33. 김대식, 김영준, 최재훈, 한중훈. 한국성인정상교합자의 치아크기와 비율에 관한 연구, 대치교정지 2001 : 31 : 505-15.
34. Schwarz, A. M. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. Int J Orthod 1932 : 18 : 331.
35. Storey E, Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. Austr J Dent 1952 : 56 : 11-8.
36. Hixon E, Atikian H, Callow G, McDonald H, Tracy R. Optimal force, differential force, and anchorage. Am J Orthod Dentofac Orthop 1969 : 55 : 437-57.
37. Boester CH, Johnston LE. A clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction. Am J Orthod Dentofac Orthop 1974 : 44 : 113-9.
38. Ricketts, R. M., Bench, R., Gugino, C., et al. Bioprogressive therapy, Denver: Rocky Mountain Orthodontics, 1977.

- ABSTRACT -

## Elastic force degradation of synthetic elastomeric chain

Chang-Hyuck HEO, Jae-Hyun SUNG, Oh-Won KWON, Hee-Moon KYUNG

*Department of Orthodontics, College of Dentistry, Kyungpook National University*

The purpose of this study was to evaluate the force degradation rate of synthetic elastomeric chains during space closing phase of orthodontic treatment. Two kinds of synthetic elastomeric chains(RMO, 3M) were selected which were commonly used in clinics. All of the samples were extended and tested for 4 weeks under the simulated intraoral condition. The results can be summarized as follows :

1. Time related residual force showed typical logarithm function. Residual force after 4 weeks was 41.2~64.6 % of original force, and difference between two kinds of elastomeric chain existed.
2. Elastic force decreased greatly during first 10 minutes, so 20~25 % of original force disappeared. After that, this decreasing tendency was diminished significantly, average rate of elastic force after 1 week to 4 weeks were 1.5 % demonstrating rather constant force.
3. Even though the same brand of elastomeric chain was used, as extension rate of elastomeric chain increased, force degradation rate increased by decreasing of residual force.

KOREA. J. ORTHOD. 2003 : 33(5) : 371-80

※ **Key words** : Elastomeric chain, Elastic force degradation, Extension rate