

교정용 천연 및 합성 고무 탄성재의 이완양태에 관한 연구

경희대학교 치과대학 교정학교실

김 주 형 · 이 기 수

목 차

- I. 서 론
- II. 실험재료 및 방법
- III. 실험 성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고 문헌
- 영문 초록

I. 서 론

교정용 천연 및 합성 고무 탄성재는 개별 치아의 이동, 절치 전체의 후퇴 이동, II급과 III급 교합관계의 개선, 치아의 회전이동, 치아간 공극의 폐쇄등 교정영역에서 널리 사용되는 소재들이다. 구강내에서 교정력을 발생시키는 고무 소재들은 변형되지 않고 일정한 견인력을 계속 유지하는 것이 이상적이나, 임상에서 실제 사용할때 시간이 지남에 따라 견인력이 감소하는데 이것은 고정부(anchorage)에 대한 이동부(dental units)의 상대적 이동에 의한 견인길이의 감소와 소재 자체의 변화에서 기인한다¹⁾. 천연고무와 합성고무는 모두 실처럼

긴 분자로 구성되어 있으며 이들의 가역적 신장성의 특징적 성질은 길고, 접힌 중합사슬의 무작위 나선 구조에서 기인하는데, 신장시에 이들 무작위 나선구조는 선양사슬로 구성된 정형구조로 신장되고 신장응력을 제거 했을때 원래의 무정형 구조로 전환되려는 경향이 탄성특성을 갖게한다²⁾. 천연고무는 주로 고무나무(rubber tree : *Hevea brasiliensis*)에서 얻으며, 화학구조는 일반적인 천연고무 중합사슬의 경우 대략 500 isoprene units로 구성된 cis-1,4 polyisoprene이다²⁾.

합성고무는 polyurethane material로부터 만들어진 무정형중합체이나, 특허물질이므로 정확한 조성은 알수 없다^{3,4,5)}. polyurethane은 urethane의 direct polymer는 아니며, polyethers나 polyesters가 di-혹은 polyisocyanites와 반응하여 urethane linkage의 복합구조를 생산하는 과정에서 유래된다. 그러므로 복합중합체의 주요성분은 urethane linkage를 통하여 결합함으로써 구조사슬길이가 여러배 연장된 선양 polyester 혹은 polyether로 구성된 prepolymer이다⁵⁾.

합성 중합체는 그 물리적 성질이 시간경과와 온도변화에 많이 좌우 되므로 이상적인 탄성물

질은 아니다^{4,5)}. 온도가 증가함에 따라 합성 중합체는 고무같이 되며, 물에 잠시 노출되는 것에는 비교적 영향받지 않으나, 물, 약산, 수증기등에 장시간 접촉시 분해되고 이러한 요인들은 팽창과 느린 가수분해를 야기한다³⁾.

구강내에서 교정용 탄성재의 팽창과 착색은 고무 기질의 공극에 액체(체액, 타액, 음식물의 수분)와 세균 잔사가 침투함으로써 야기되고, 오존은 물 분자가 흡수되도록 분자수준에서 자가촉매작용을 통하여 불포화 이중결합을 파괴시키며, 따라서 중합사슬을 약화시키고 견인력과 탄성을 감소시킨다. 이러한 산화과정은 phenyl alpha와 betanaphthalamines와 같은 산화방지제와 오존결합방지제의 첨가에 의해 방지될 수 있다^{2,5)}.

합성고무는 천연고무에 비하여 강도와 마모도는 우수하나, 구강내에서 장시간 방치할 경우 영구변형되는 경향이 있어 탄성을 상실한다²⁾.

Nikolai⁶⁾는 소재를 활성화시켜 일정한 변형을 유지하였을때 시간경과에 따라 감소하는 힘을 이완(relaxation)이라고 정의하였다. 이상에서 언급한 여러가지의 원인 때문에 이러한 소재들은 술자가 원하는 효과를 충분히 발휘하지 못하며, 특히 이완과 영구변형은 교정용 탄성재의 임상적 적용에서 중요한 참고사항이 된다.

합성 고무재와 천연 고무재의 견인력의 감소에 대하여 여러 선학들의 연구가 있었고^{2,7,8)}, 특히 합성 고무재의 이완특성⁹⁾과 여러가지 상품의 사슬형 합성고무재의 이완양태에 대하여 비교 연구한 보고^{4,10)}가 있었다. Huget³⁾들은 합성고무재의 이완에 대한 원인적 기전에 대하여, Brantley¹¹⁾와 Young⁵⁾은 합성 고무재를 prestretching시켰을때 견인력의 감소율이 감소되는지에 관하여 연구 하였다. Kovatch¹²⁾은 신장속도에 따른 합성 고무재의 하중-신장 곡선에 관하여 연구하였고, Bishara⁷⁾도 하중-신장 곡선에 관하여 언급하였다. Andreassen⁸⁾은 천연과 합성 고무재의 영구 변형율에 대하여, Huget³⁾은 합성 고무재의 하중-탈하중 영구변형율에 대하여 보고하였다.

이상과 같이 천연고무재와 합성 고무재에 관한 외국의 연구는 있었으나 국내의 연구는 거의 전무 하였고, 특히 최근에 개발되어 많이 사용되는 재료들의 비교 연구는 없었다.

이 연구는 교정용 천연 고무재와 합성 고무재중의 일부에 대하여 일정기간동안 일정한 거리로 신장상태를 유지한후, 각 소재의 이완양상, 하중 곡선과 탈하중 곡선의 특성, 영구변형율을 관찰하고 천연 고무재와 합성 고무재 사이의 차이점을 구명하는데 목적이 있다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

교정용 탄성재는 천연고무 소재와 합성고무 즉, 탄성중합체(elastomer)소재가 있으며, 소재에 따라서 그리고 사용목적에 따라서 다양한 크기와 모양으로 시판되고 있다. 그중에서 악간고무나 악내고무로 빈번하게 사용될수 있는 고리형 천연고무 탄성재와, 사슬형 탄성중합체 탄성재와 모듈(module)형 탄성 중합체 탄성재를 실험재료로 사용하였다(Table. 1).

Table 1. Materials tested in this study

제1시료	5/16", 3.5 oz latex elastic (R.M.O.Co.)
제2시료	1/4", 5 oz latex elastic (R.M.O.Co.)
제3시료	3/16", 16 oz latex elastic (R.M.O.Co.)
제4시료	closed type elastomeric chain* (R.M.O.Co.)
제5시료	narrow type elastomeric chain* (R.M.O.Co.)
제6시료	k1 clear elastomeric module** (Unitek.Co.)
제7시료	k3 gray elastomeric module** (Unitek Co.)

상품명 : *Energy chain, ** Alastik

각 시료는 각각의 신장유지거리 마다 10개씩

의 시편을 사용하였다. 즉, 고리형 천연고무 탄성재는 150개의 시편(3종류의 시료×5가지의 신장유지거리×10개 시편)을, 사슬형 탄성 중합체 탄성재는 40개의 시편(2종류의 시료×2가지의 신장유지거리×10개 시편)을, 모듈형 탄성 중합체 탄성재는 60개의 시편(2종류의 시료×3가지의 신장유지거리×10개의 시편)을 신장유지기간별로 측정하여 총 1880회 측정하였다. 이들 시료들은 국내무역상들을 통하여 시중에서 구입 하였으므로 제조연월일은 알 수 없었다.

2. 실험 방법

일정 기간동안 신장거리를 유지시키기 위하여 길이 80mm, 폭 50mm, 두께 15mm의 아크릴 판의 중앙부에 신장을 유지하려는 거리에 맞추어 직경 약 1.6mm의 구멍을 두줄로 15개씩 판 후, 직경 0.016인치(1.524mm), 길이 3cm의 교정용 wire로 만든 핀을 평행하게 식립하였다(Fig. 1). 이러한 신장유지장치는 신장유지 거리에 따라 여러개 제작 하였다.

고리형 천연고무 탄성재인 제 1, 제 2, 제 3 시료의 신장유지거리는 임상에서 악내 및 악간 고무로 사용될 때의 대체적 거리인 21, 28, 35, 42, 49mm로 하였고, 사슬형 합성고무재인 제 4, 제 5시료는 선학들^{3,4,5,10,11,13}의 연구방법과 마찬가지로 4개의 사슬(4-unit segment of chain)을 한개의 시편으로 잘라 원래 길이(제

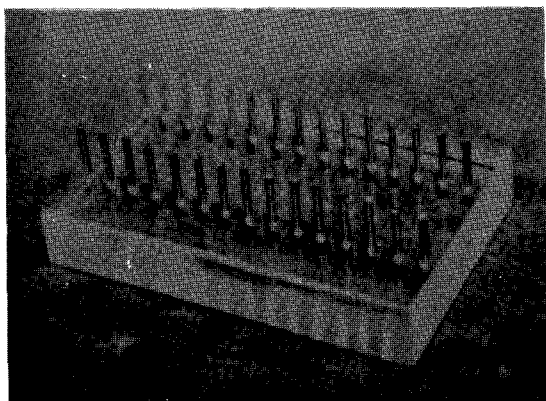


Fig. 1. Acrylic plate for providing extension of elastic samples

4시료: 11mm, 제 5시료: 14mm)를 한배와 두배로 신장시켰으며, 모듈형 합성고무재는 제조회사의 사용거리 지침에 따라 제 6시료는 21, 28, 35mm 제 7시료는 35, 42, 49mm로 하였다.

신장유지기간은 고리형 천연 고무탄성재와 사슬형 탄성중합체 탄성재는 0,1시간, 6시간, 1일, 1주, 2주, 3주, 4주간, 모듈형 탄성중합체 탄성재는 0,1시간, 1일, 1주, 2주, 3주간 악의 고무용인 제 3시료는 상온의 건조상태에서, 악내 고무용인 나머지는 37°C 증류수에 보관한후, 인장 시험기(Model 4206 Universal Testion Instrument, Instron Co., U.S.A.)로 계측하였다. 인장 시험중의 조건은 2000g의 load cell, 하중과 탈하중시 Machine의 cross-head speed는 200mm/min, chart speed는 1:1로 하였다.

각 시료는 각각의 신장유지기간이 끝난후 신장유지거리에서 견인력을 측정하고, 초기 견인력(0시간군)에 대한 백분율을 산출하였으며, 그 거리내에서 하중 곡선과 탈하중 곡선을 얻고, 영구 변형율을 산출하였다.

III. 실험 성적

신장유지기간과 신장 거리에 따른 천연 고무재와 합성 고무재에서 발생하는 견인력의 평균치, 표준편차, 초기 견인력(0시간군)에 대한 잔존 견인력의 백분율 등은 Table 2에서 8에 제시하였고, Fig. 2에서 8에 도시화하였다.

1. 이완

이 실험의 신장거리 이내에서 천연 고무 탄성재의 이완은 신장유지거리가 길어짐에 따라 차이가 없었으나 신장유지기간이 길어짐에 따라 증가하여(3주후의 이완: 제 1시료 19.96-29.08%, 제 2시료 10.69-22.81%, 제 3시료 9.11-12.35%), 3주 경과후 초기 견인력(0시간군)에 대한 잔존 견인력은 제 1시료는 70.92-80.04%, 제 2시료는 77.19-89.31%, 제 3시료는 87.65-90.89%이었다.

사슬형 합성고무 탄성재의 경우도 신장유지

Table 2. Relaxation of orthodontic rubber elastics (5/16", 3.5 oz)

Extension Force Period	21mm		28mm		35mm		42mm		49mm	
	Mean \pm SD (grams)	Percentage* Remaining Force	Mean \pm SD (grams)	Percentage* Remaining Force	Mean \pm SD (grams)	Percentage* Remaining Force	Mean \pm SD (grams)	Percentage* Remaining Force	Mean \pm SD (grams)	Percentage* Remaining Force
0 hour	79.95 \pm 2.51	100.00	107.20 \pm 3.11	100.00	128.35 \pm 3.56	100.00	148.20 \pm 4.21	100.00	169.20 \pm 4.90	100.00
1 hour	73.87 \pm 3.28	92.40	97.50 \pm 4.47	90.95	113.08 \pm 3.47	88.10	132.43 \pm 4.43	89.36	153.72 \pm 3.60	90.85
6 hours	68.88 \pm 1.23	86.15	94.36 \pm 4.05	88.02	110.46 \pm 4.28	86.06	128.63 \pm 5.07	86.79	148.56 \pm 3.40	87.80
1 day	67.67 \pm 1.52	84.64	93.50 \pm 2.82	87.22	111.80 \pm 3.03	87.11	127.96 \pm 5.58	86.34	145.64 \pm 4.45	86.08
1 week	65.22 \pm 2.53	81.58	93.48 \pm 1.42	87.20	108.38 \pm 6.27	84.44	129.82 \pm 2.14	87.60	145.28 \pm 6.38	85.86
2 weeks	57.73 \pm 1.57	72.21	79.53 \pm 4.00	74.19	100.57 \pm 3.33	78.36	118.72 \pm 5.46	80.11	135.64 \pm 5.95	80.17
3 weeks	56.70 \pm 2.94	70.92	79.09 \pm 2.30	73.78	93.47 \pm 3.64	72.82	113.08 \pm 4.09	76.30	135.42 \pm 5.50	80.04
4 weeks	56.72 \pm 1.92	70.94	80.66 \pm 2.93	75.24	100.25 \pm 4.85	78.11	117.22 \pm 6.41	79.10	135.53 \pm 2.56	80.10

* percentage of remaining force to the initial force for each time period

Table 3. Relaxation of orthodontic rubber elastics (1/4", 5 oz)

Extension Force Period	21mm		28mm		35mm		42mm		49mm	
	Mean \pm SD (grams)	Percentage* Remaining Force	Mean \pm SD (grams)	Percentage* Remaining Force	Mean \pm SD (grams)	Percentage* Remaining Force	Mean \pm SD (grams)	Percentage* Remaining Force	Mean \pm SD (grams)	Percentage* Remaining Force
0 hour	147.50 \pm 3.67	100.00	186.70 \pm 5.02	100.00	223.20 \pm 5.83	100.00	259.40 \pm 8.85	100.00	295.30 \pm 7.43	100.00
1 hour	146.92 \pm 3.85	99.61	185.62 \pm 5.60	99.42	221.45 \pm 4.38	99.22	258.26 \pm 8.11	99.56	293.16 \pm 4.19	99.28
6 hours	139.71 \pm 3.87	94.72	182.95 \pm 3.73	97.99	214.42 \pm 8.97	96.07	258.24 \pm 6.35	99.55	292.77 \pm 9.45	99.14
1 day	136.82 \pm 6.82	92.76	181.04 \pm 5.11	96.97	213.24 \pm 4.01	95.54	255.55 \pm 11.40	98.52	289.36 \pm 5.04	97.99
1 week	133.03 \pm 2.89	90.19	180.30 \pm 4.69	96.57	205.23 \pm 9.98	91.95	247.69 \pm 15.70	95.49	289.73 \pm 10.44	98.11
2 weeks	123.42 \pm 5.15	83.67	165.46 \pm 6.15	88.62	195.63 \pm 10.52	87.65	240.61 \pm 11.37	92.76	271.58 \pm 12.05	91.97
3 weeks	114.46 \pm 6.15	77.60	156.71 \pm 5.64	83.94	186.29 \pm 5.09	83.46	200.24 \pm 4.79	77.19	263.74 \pm 8.48	89.31
4 weeks	92.05 \pm 4.29	62.41	129.42 \pm 3.29	69.32	163.52 \pm 12.65	73.26	182.78 \pm 3.29	70.46	213.26 \pm 5.49	72.22

* percentage of remaining force to the initial force for each time period

Table 4. Relaxation of orthodontic rubber elastics (3/16", 16 oz)

Extension Force Period	21mm		28mm		35mm		42mm		49mm	
	Mean \pm SD (grams)	Percentage* Remaining Force	Mean \pm SD (grams)	Percentage* Remaining Force	Mean \pm SD (grams)	Percentage* Remaining Force	Mean \pm SD (grams)	Percentage* Remaining Force	Mean \pm SD (grams)	Percentage* Remaining Force
0 hour	239.30 \pm 14.99	100.00	305.70 \pm 20.42	100.00	371.80 \pm 30.60	100.00	446.30 \pm 31.16	100.00	568.50 \pm 47.09	100.00
1 hour	229.47 \pm 11.93	95.89	291.34 \pm 12.63	95.30	369.71 \pm 17.19	99.44	429.42 \pm 20.46	96.22	539.37 \pm 27.60	94.88
6 hours	224.19 \pm 3.78	93.69	289.01 \pm 13.77	94.54	359.40 \pm 11.88	96.66	424.75 \pm 11.13	95.17	534.22 \pm 19.58	93.97
1 day	212.28 \pm 6.33	88.71	280.90 \pm 10.21	91.89	345.29 \pm 11.13	92.87	415.26 \pm 14.91	93.05	530.54 \pm 15.85	93.32
1 week	212.11 \pm 6.21	88.64	280.27 \pm 10.25	91.68	334.87 \pm 14.31	92.76	412.04 \pm 21.71	92.32	517.66 \pm 20.18	91.06
2 weeks	211.63 \pm 4.74	88.44	291.09 \pm 10.45	95.22	360.14 \pm 18.60	96.86	408.44 \pm 24.48	91.52	504.23 \pm 19.92	88.69
3 weeks	217.49 \pm 12.81	90.89	272.87 \pm 14.28	89.26	336.20 \pm 12.46	90.42	404.26 \pm 16.49	90.58	498.28 \pm 16.39	87.65
4 weeks	200.86 \pm 10.80	83.94	269.77 \pm 4.30	88.25	329.84 \pm 8.84	88.71	396.54 \pm 11.76	88.85	480.45 \pm 8.07	84.51

* percentage of remaining force to the initial force for each time period

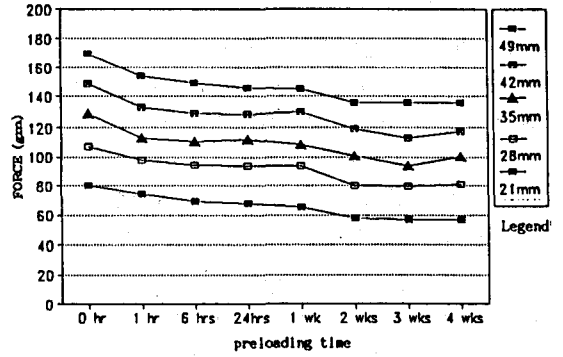


Fig. 2. Time integrated relaxation of rubber elastics (5/16", 3.5 oz) (* preloading distance)

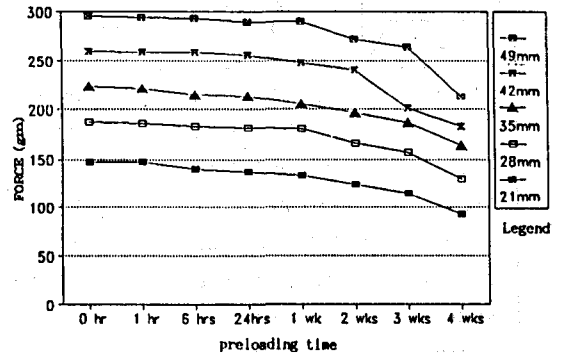


Fig. 3. Time integrated relaxation of rubber elastics (1/4", 5 oz) (* preloading distance)

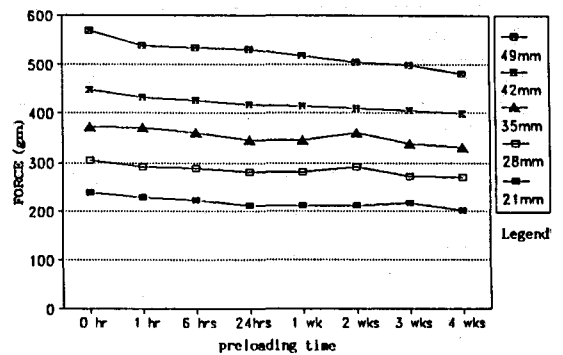


Fig. 4. Time integrated relaxation of rubber elastics (3/16", 16 oz) (* preloading distance)

거리가 길어짐에 따라, 이완은 차이가 없었으나, 유지기간이 길어짐에 따라 이완은 1시간 경과후 가장 크게 나타났고(제 4시료 37.93-39.42%, 제 5시료 32.95-37.27%), 1시간 이후부터 3주 경과하는 동안은 비교적 일정하고 점진적으로 증가(제 4시료 3.81-10.81% 제 5 시료 6.47-8.10%)하였다. 3주 경과후 초기 견인력(0시간군)에 대한 잔존 견인력은 제 4시료 51.26-56.77%, 제 5시료 41.05-43.75%로 천연 고무재보다 이완은 훨씬 컸다.

모듈형 합성고무 탄성재에서도 신장유지거리가 길어짐에 따라, 이완은 차이가 없었으나, 유지기간이 길어짐에 따라 이완은 1시간 경과 후 가장 크게(제 6시료; 34.83-46.24%, 제 7 시료; 54.31-62.23%) 나타났고, 1시간 이후부터 3주 경과하는 동안 비교적 점진적으로 많은 이완(제 6시료; 26.33-41.40%, 제 7시료; 26.14-37.64%)을 나타냈다. 3주 경과후 모듈형 합성 고무재의 초기 견인력(0시간군)에 대한 잔존 견인력은 제 6시료 23.79-27.43%, 제 7

Table 5. Relaxation of orthodontic elastomeric chains (closed type)

Extension Force Period	100 %		200 %	
	Mean ± SD (grams)	Percentage* Remaining Force	Mean ± SD (grams)	Percentage* Remaining Force
0 hour	431.60 ± 4.45	100.00	626.00 ± 4.31	100.00
1 hour	267.88 ± 5.38	62.07	379.22 ± 4.30	60.58
6 hours	255.56 ± 8.17	59.21	377.24 ± 12.89	60.26
1 day	240.48 ± 6.63	55.72	372.99 ± 8.53	59.58
1 week	232.23 ± 13.63	53.81	369.82 ± 2.56	59.08
2 weeks	204.77 ± 26.39	47.44	363.59 ± 7.24	58.08
3 weeks	222.20 ± 7.47	51.48	357.13 ± 8.70	57.05
4 weeks	221.22 ± 6.54	51.26	355.40 ± 2.14	56.77

* percentage of remaining force to the initial force for each time period

Table 6. Relaxation of orthodontic elastomeric chains (narrow type)

Extension Force Period	100 %		200 %	
	Mean ± SD (grams)	Percentage* Remaining Force	Mean ± SD (grams)	Percentage* Remaining Force
0 hour	392.50 ± 3.64	100.00	568.30 ± 5.78	100.00
1 hour	246.21 ± 5.18	62.73	381.04 ± 4.65	67.05
6 hours	244.51 ± 3.46	62.30	377.95 ± 4.04	66.51
1 day	240.96 ± 8.30	61.39	375.52 ± 12.06	66.08
1 week	239.09 ± 3.87	60.91	372.22 ± 10.28	65.50
2 weeks	233.09 ± 2.86	59.39	357.00 ± 2.77	62.82
3 weeks	236.71 ± 11.41	60.31	353.61 ± 23.83	62.22
4 weeks	220.80 ± 4.43	56.25	334.99 ± 11.52	58.95

* percentage of remaining force to the initial force for each time period

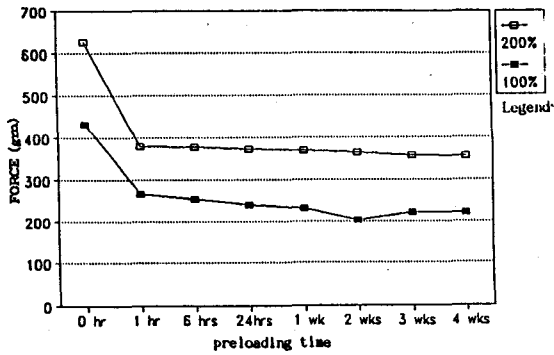


Fig. 5. Time integrated relaxation of elastomeric chains (closed type)
(* preloading distance)

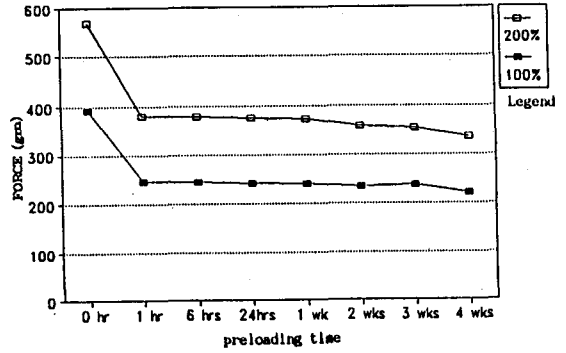


Fig. 6. Time integrated relaxation of elastomeric chains (narrow type)
(* preloading distance)

Table 7. Relaxation of orthodontic elastomeric modules (k1 clear)

Extension Force Period	21 mm		28 mm		35 mm	
	Mean ± SD (grams)	Percentage* Remaining Force	Mean ± SD (grams)	Percentage* Remaining Force	Mean ± SD (grams)	Percentage* Remaining Force
0 hour	385.13 ± 20.00	100.00	577.10 ± 34.45	100.00	712.71 ± 50.51	100.00
1 hour	251.00 ± 11.75	65.17	359.57 ± 29.74	62.31	383.15 ± 28.03	53.76
1 day	170.00 ± 15.06	44.14	233.97 ± 37.22	40.54	291.20 ± 13.88	40.86
1 week	162.30 ± 7.02	42.14	184.52 ± 8.01	31.97	249.65 ± 17.98	35.03
2 weeks	110.74 ± 12.21	28.75	150.22 ± 25.33	26.03	233.22 ± 23.99	32.72
3 weeks	91.93 ± 8.71	23.87	137.30 ± 11.52	23.79	195.47 ± 51.67	27.43

* percentage of remaining force to the initial force for each time period

Table 8. Relaxation of orthodontic elastomeric modules (k3 gray)

Extension Force Period	35 mm		42 mm		49 mm	
	Mean ± SD (grams)	Percentage* Remaining Force	Mean ± SD (grams)	Percentage* Remaining Force	Mean ± SD (grams)	Percentage* Remaining Force
0 hour	390.69 ± 11.20	100.00	507.32 ± 22.94	100.00	604.93 ± 30.95	100.00
1 hour	178.49 ± 18.96	45.69	191.61 ± 13.57	37.77	237.56 ± 29.10	39.27
1 day	121.48 ± 11.36	31.09	139.42 ± 12.92	27.48	177.78 ± 21.20	29.39
1 week	71.77 ± 10.51	18.37	90.33 ± 13.57	17.81	120.17 ± 12.67	19.87
2 weeks	50.69 ± 6.16	12.97	60.35 ± 11.94	11.90	87.00 ± 11.73	14.38
3 weeks	31.42 ± 6.80	8.04	51.00 ± 7.40	10.05	79.45 ± 5.01	13.13

* percentage of remaining force to the initial force for each time period

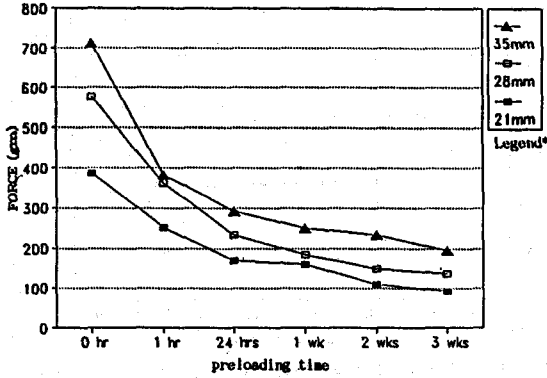


Fig. 7. Time integrated relaxation of elastomeric modules (k1 clear) (* preloading distance)

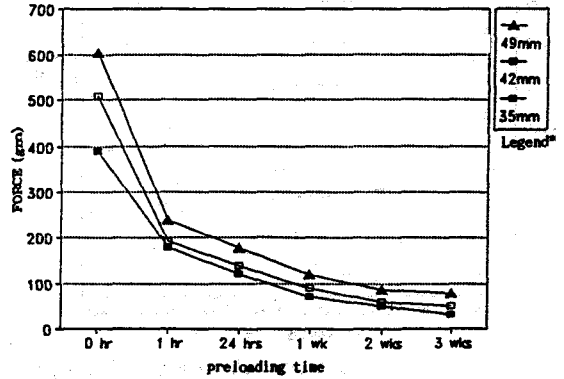


Fig. 8. Time integrated relaxation of elastomeric modules (k3 gray) (* preloading distance)

시료 8.04-13.13%로 3가지 소재(천연 고무재, 사슬형 합성 고무재, 모듈형 합성 고무재)중에서 제일 작았다.

이완은 가장 크게 발생한 신장유지기간은, 모듈형 합성 고무재의 경우에는 1시간 경과후였고, 천연 고무재에서는 측정되지 않았다. 1시간 경과후 초기 견인력(0시간군)에 대한 잔존 견인력은 천연 고무재에서 제 1시료는 88.10-92.40% 제 2시료는 99.22-99.61%, 제 3시료는 94.88-99.44%이었고, 사슬형 합성 고무재에서 제 4시료는 60.58-62.07%, 제 5시료는 62.73-67.05% 이었으며, 모듈형 합성 고무재에서 제 6시료 53.76-65.17%, 제 7시료는 37.77-45.69%이었다.

임상에서 환자들에게 통상 하루에 한번씩 교환하게 하는 구내용 천연 고무재는 1일 후에 제 1시료 12.78-15.36%(12.28-23.56gm), 제 2시료 1.48-7.24%(3.85-10.68gm) 견인력의 감소를 보였고, 4주에서 제 1시료 19.90-29.06%(23.23-33.67gm), 제 2시료 26.74-37.59%(55.45-82.04gm)감소를 보였으며, 24시간에서 4주까지는 제 1시료 5.98-13.70%(10.11-10.95gm), 제 2시료 22.28-30.35%(44.77-76.10gm)감소를 보였다.

환자 스스로 교환하기 어려운 합성 고무재는 교정과에 내원하는 시기인 2주에 제 4시료 41.92-52.56%(226.83-262.41gm), 제 5시료 37.

18-40.61%(159.41-211.30gm), 제 6시료 67.28-73.97%(274.39-479.49gm), 제 7시료 85.62-88.10%(340.00-517.93gm)의 견인력이 감소되는 이완양태를 보였다.

2. 하중곡선과 탈하중 곡선

천연 고무재의 하중 곡선과 탈하중 곡선은 모두 비선형(nonlinear)으로 큰 차이를 보이는 데 이 둘을 비교해 보면, 탈하중 초기의 견인력은 하중시켰을때보다 많이 감소되면서 두 곡선이 차이가 나고, 탈하중이 계속됨에 따라 점차로 하중과 탈하중의 견인력의 차이가 좁아져서 탈하중이 끝났을때는 하중 시작점과 일치한다. 신장유지기간과 거리에 따라서 각 소재의 하중 곡선과 탈하중 곡선의 패턴은 유사하였으며, 이 실험에서 영구변형은 기록되지 않았다(Fig. 9). 합성 고무재는 초기에는 하중 곡선과 탈하중 곡선이 차이가 있었으나 신장유지기간이 길어짐에 따라 영구변형이 나타나기 시작하여 1시간 이후부터는 영구변형을 나타낸후 하중 곡선과 탈하중 곡선은 거의 일치하였다. 신장유지거리에 따라서는 동일한 패턴을 나타냈다(Fig. 10).

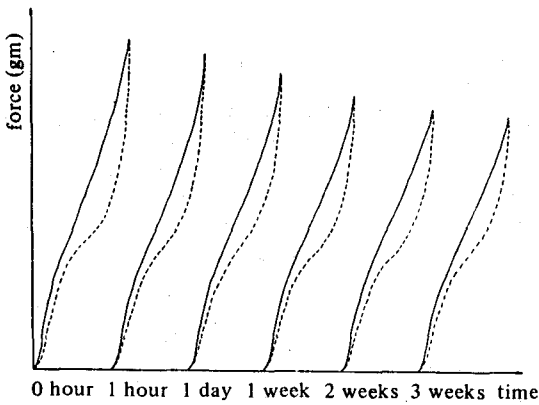


Fig. 9. Time integrated loading and unloading curves of rubber elastics (3/16", 16 oz, 49 mm extension)

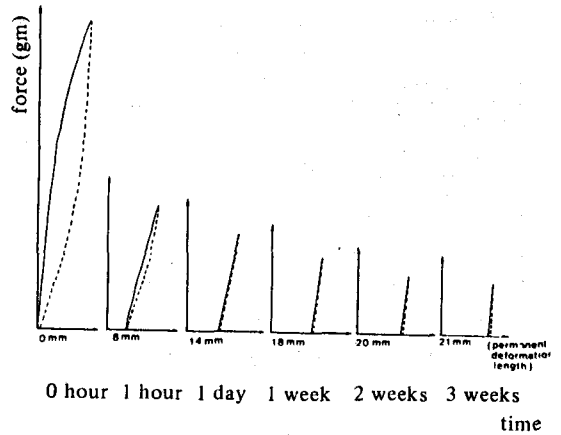


Fig. 10. Time integrated loading and unloading curves of elastomeric modules (k3 gray, 49mm extension)

3. 영구변형율

하중후 멈춤없이 탈하중 시켰을때의 하중-탈하중 영구변형율은 다음과 같다. 이 실험에서 천연 고무재의 하중-탈하중 영구변형율은 하중과 탈하중 곡선에서 측정할수 없었다. 사슬형 합성고무재는 0시간군에서 제 4시료, 제 5시료 모두 한배 신장시켰을때 약 3-4%, 두배 신장시켰을때 약 7-9%의 영구변형율을 나타내었다.

모듈형 합성고무재는 0시간군에서 제 6시료가 21mm신장시켰을때는 거의 없었고, 28mm 신장시켰을때는 약 4%, 35mm신장시켰을 때는 약 8%, 제7시료가 35mm 신장시켰을때는 거의 없었고, 42mm 신장시켰을때는 약 3%, 49mm 신장시켰을 때는 약 10% 영구변형 되었다.

신장유지기간에 따라 발생하는 영구변형율은 다음과 같다. 이 실험에서 천연 고무재는 하중과 탈하중 곡선에서 측정할수 없었다. 사슬형 합성고무재는 신장유지기간이 길어짐에 따라,

Table 9. Time-extension integrated permanent deformation of elastomeric modules (k1 clear type)

Extension Permanent deformation Period	21 mm		28 mm		35 mm	
	Mean \pm SD (mm)	Percentage*	Mean \pm SD (mm)	Percentage*	Mean \pm SD (mm)	Percentage*
0 hour**	0.00 \pm 0.00	0.00	0.50 \pm 0.04	4.00	1.00 \pm 0.12	8.00
1 hour	3.50 \pm 0.13	27.56	5.50 \pm 0.18	43.41	8.50 \pm 0.28	66.93
1 day	5.00 \pm 0.18	39.37	10.00 \pm 0.29	78.74	14.00 \pm 0.42	110.24
1 week	5.50 \pm 0.19	43.31	12.00 \pm 0.31	94.49	16.00 \pm 0.31	125.98
2 weeks	6.70 \pm 0.21	52.76	12.50 \pm 0.24	98.43	17.00 \pm 0.53	133.86
3 weeks	7.50 \pm 0.23	59.06	13.00 \pm 0.39	102.36	18.50 \pm 0.57	145.67

* permanent deformation rate = deformed length/original length (11.7mm) x 100(%)

** loading and unloading permanent deformations at 0 hour extension

Table 10. Time-extension integrated permanent deformation of elastomeric modules (k3 gray type)

Extension Period	35 mm		42 mm		49 mm	
	Mean ± SD (mm)	Percentage* Remaining Force	Mean ± SD (mm)	Percentage* Remaining Force	Mean ± SD (mm)	Percentage* Remaining Force
0 hour**	0.00 ± 0.00	0.00	0.50 ± 0.06	3.00	1.50 ± 0.10	10.00
1 hour	3.00 ± 0.12	20.00	7.50 ± 0.28	50.00	8.50 ± 0.34	56.67
1 day	4.00 ± 0.20	26.67	9.50 ± 0.31	63.33	14.50 ± 0.52	96.67
1 week	5.00 ± 0.29	33.33	13.50 ± 0.42	90.00	18.00 ± 0.75	120.00
2 weeks	7.00 ± 0.32	46.67	14.00 ± 0.51	93.33	20.00 ± 0.66	133.33
3 weeks	8.00 ± 0.38	53.33	14.50 ± 0.50	96.67	21.00 ± 0.87	140.00

* permanent deformation rate = deformed length/original length (15.0mm) x 100(%)

** loading and unloading permanent deformations at 0 hour extension

신장유지거리가 길어짐에 따라 영구변형율이 증가하여, 3주후의 영구변형율은 약 25-30%였다. 모듈형 합성고무재는 신장유지기간이 길어짐에 따라, 신장유지거리가 길어짐에 따라 영구변형율이 증가하여 이 연구에 사용된 3가지 소재(천연 고무재, 사슬형 합성 고무재, 모듈형 합성 고무재)중에서 영구변형이 제일 많았다. 모듈형 합성고무 탄성재의 신장유지기간과 신장유지거리에 따른 영구변형율은 Table 9, 10에 제시하였다.

IV. 총괄 및 고안

탄성재의 이완이나 탄성을 연구하기 위한 조건에서 Bishara들⁷⁾과 Andreasen들⁸⁾은 예비실험결과 37°C 타액과 37°C 물 사이에서 계측치의 차이가 없었으므로, 계측이 가장 잘 이루어진, 천연 고무재는 상온의 물에서, 합성 고무재는 37°C 물에서 시험 하였고, Wong²⁾, Hershey들⁹⁾과 Brantely¹¹⁾들은 천연 고무재와 합성 고무재를 37°C 증류수에서 시험하였다. 이외에 37°C 탈이온수에서 시험한 연구^{3,5)}도 있었다. 이에 반해 Ash들¹³⁾은 합성 고무재의 in vivo와 in vitro에서의 이완 양태를 비교연구하였는데, 이들에 의하면 in vivo와 체온의 물과는 1주일 까지는 유의차가 없고 3주 말기 되어

서야 1.5온스의 차이를 나타내었는데 이러한 사항이 초기의 하중과 전체적 이완양태로 볼때 임상적으로 중요하다고 말하기는 어렵다고 했다. 이상과 같은 문헌고찰로 37°C 물과 37°C 타액간에 유의차가 없다고한 대부분의 실험들의 연구에 따라 일정온도(37°C)의 증류수에서 실험하였다.

0시간에서의, 최초의 견인력이라는 것은 재료를 포장된 상태에서 꺼내어 처음 신장시켰을 때의 견인력, 즉 신장되기전에 손대지 않은것을 말하며, 신장거리와 무관하게 모든 종류의 천연 및 합성 고무재는 신장유지기간이 길어짐에 따라 최초의 견인력에 대하여 감소를 보인다⁷⁾. Bishara들⁷⁾과 Hershey들⁹⁾은 합성 고무재의 견인력의 대부분의 감소는 1일 내에 발생하고 나머지 3-4주 동안 점차적으로 감소하므로 합성고무재는 구강내에 장착후 얼마동안 환자가 불편감을 느낄 만큼의 초기 견인력을 가하여야 한다고 하였고 이러한 불편감은 견인력이 감소하면서 곧 사라진다고 하였다.

또한 Hershey들⁹⁾은 이러한 많은량의 견인력의 소실(50% 이상)은 꽤 많은 것 같지만, 하루에도 몇번씩 수 파운드에서 0으로 변하는 Headgear나 J-hook 같은 구외력이나 1kg(2.2 lbs) 이상이었던가 1개월후 0으로 떨어지는 0215"×025" Bull loop과 같은 다른 치아 이동

장치에 의해 발생하는 견인력과 비교해 보면 합성 고무재는 상대적으로 지속적인 교정력을 발생시킨다고 하였다.

Young들⁵⁾이 보고한 바 대로 실험결과는 실험방법이 다양하기 때문에 비교하기 어렵고 구성성분은 특허이므로 여러 제조상품들간에 비교한다는 것은 매우 어렵다.

천연 고무재는 동일종류, 동일조건에서 실험한 문헌이 없으므로 직접 비교할수는 없으나 전체적인 이완양태는 거의 일치하였다. Bishara들⁷⁾의 5/16인치, 4.5온스 천연 고무재와 이 연구의 5/16인치, 3.5온스는 초기 견인력(0시간군)에 대한 잔존 견인력의 백분율이 거의 일치한 반면, 4/16인치 Heavy elastic과 이 연구의 1/4인치 5온스와 비교해 볼때 4/16인치 Heavy elastic의 견인력의 감소가 더 컸다.

사슬형 합성 고무재는 조건은 다르지만 동일 제품을 사용한 Killiany¹⁰⁾의 연구와 거의 일치한다. 모듈형 합성 고무재는 k1 standard를 사용한 Bishara들⁷⁾의 연구와 비교하면 k1 clear(regular)를 사용한 이 연구와 거의 일치한다. k3 gray(medium)를 사용한 저자의 연구와 k3 standard를 사용한 Bishara⁷⁾의 연구는 거의 일치하나 실험말기인 3주에 차이가 났다.

하중 곡선과 탈하중 곡선에 대하여 자세히 언급한 문헌은 없었으나, Bishara들⁷⁾은 천연 및 합성 고무재의 견인력은 신장길이가 증가함에 따라 증가하는데 이 증가는 1차의 선형으로 비례(linearly proportionate)하지는 않는다. 즉, 하중변형곡선에서 볼때 직선관계(straight line)는 아니라고 했다. Kovatch들¹²⁾은 신장속도의 하중-신장 곡선에 대한 영향에 관하여 빨리 신장 시킨것이 큰 견인력을 발생시키나, 신장유지기간이 길어짐에 따라 천천히 신장 시킨 것보다 견인력의 감소가 더 커지므로 (하중-신장 곡선에서 교차가 일어난다), 견인력의 이완속도를 늦추고, 비교적 일정한 견인력을 오랫동안 유지시키기 위해서는 합성 고무재는 천천히 신장시켜 위치시켜야 한다고 하였다. 또한 그는 그렇게 하여도 슬자는 기껏해야 몇시간 후의 불가피한 감소를 늦추는것 뿐이고 이러한

견인력의 변화가 꼭 임상적 결과에 심각한 영향을 미칠만큼 큰 양은 아니나 합성 고무재의 탄성특성의 확실한 이해가 좀더 세심한 임상평가에 도움을 주리라 생각된다고 하였다.

합성고무재의 영구변형의 양은 천연 고무재보다 훨씬 많았다. 또한 어느 소재든지 신장유지기간이 길어짐에 따라, 신장유지거리가 길어짐에 따라 더 많이 변형되며 이러한 영구변형은 견인력의 지속성의 감소로 나타난다^{2,7,8)}. Andreasen들⁸⁾에 의하면 최대 105mm 신장시에 합성 고무재는 50%, 천연 고무재는 23% 영구 변형(측정방법, 상품명등은 밝히지 않았고 3주 경과후에 잔존 견인력은 천연 고무재 50% 이하, 합성 고무재 20-30% 이하로 저자의 연구와는 달랐음) 되었다고 하였다. Huget들³⁾은 합성 고무재를 하중-탈하중 시킨후 1.5분간 멈추었다가 다시 신장시켰을 때의 영구변형율을 측정하였는데 원래길이를 50%, 100%, 200% 신장시켰을 때 9.4%, 11.0%, 12.3%의 영구 변형율을 각각 나타내었다고 하였다. Wong²⁾은 합성 고무재는 천연고무재와는 달리 동일 시료를 다시 신장 시키면 이때의 하중 곡선과 탈하중 곡선은 처음과는 약간 다른 기울기를 나타내며, 합성 고무재의 중합사슬은 신장량, 신장유지기간 뿐 아니라 열과 액체에 의해서도 영향받고 이것의 변형은 소재를 얼마나 빨리 그리고 멀리 신장시켰느냐에도 달려있다고 하였다.

천연 고무재는 동일시료를 계속 반복 신장시켜도 영구변형이 탈하중 곡선에 거의 나타나지 않았으나 합성 고무재는 한번 신장시켰을때도 순간 영구변형이 확실히 나타났다. 이 실험 방법과 측정 방법으로는 천연 고무재의 신장유지기간에 따른 영구변형율을 측정할수 없었다.

이 연구에 이용된 3종류의 소재들은 모두 실험말기에 외견상 변화를 보였다. 천연 고무재는 노란 원래의 색이 수분흡수등으로 희게되면서 팽창하고, 사슬형 합성 고무재는 그 투명도가 떨어져 불투명해지면서 경화된다는 Bishara들⁷⁾의 실험결과와 같았다. 모듈형 합성 고무재는 원래 착색되어 있으므로 색의 변화는 거의 없으나, 영구변형되면서 약간 팽창되었다.

또한 실험동안 37°C 수중에서 꺼낸후 어느정도 건조시키면 견인력은 증가되기도 하는것을 발견할수 있었다.

이 연구에 사용된 시료들은 엄정한 재료학적 선정이라기 보다는 임상에서 가장 널리 사용되는 소재중 일부를 시중에서 선정한 재료이다. 재료의 구성성분과 배합, 첨가재등은 제조회사의 특허이었고, 제조연월일, 유효기간, 보관상태등은 표기되어 있지 않았으므로 정확한 물리적, 재료학적 소견은 알수 없었으며, 이 실험에서 사용된 탄성재의 이완양태에 제조연월일과 관련된 재료의 변성은 배재할수 없을것으로 사료된다.

천연 고무재의 경우 간혹 평균 견인력이 증가하기도 하는데, 이것은 소재자체의 변화라기 보다는 측정오차⁷⁾ 혹은 천연 고무관을 각각의 밴드로 잘게 자를때 생기는 재료의 균질성애 문제가 있는것으로 사료된다.

이 실험을 총괄하면 다음과 같다.

이 실험의 신장거리 이내에서 천연 고무 탄성재의 이완은 신장유지거리가 길어짐에 따라 차이가 없었으나, 신장유지시간이 길어짐에 따라 증가하여 신장유지 1일후의 잔존 견인력은 초기 견인력의 5/16인치, 3.5온스가 84.64-87.22%, 1/4인치, 5온스가 92.76-98.52%, 3/16인치, 16온스가 88.71-93.32%이었고, 3주 경과후의 잔존 견인력은 초기 견인력의 5/16인치, 3.5온스가 70.92-80.04%, 1/4인치, 5온스가 77.19-89.31%, 3/16인치, 16온스가 87.65-90.89%로 합성 고무재보다 비교적 일정하게 나타났다. 합성 고무재의 이완도 신장유지거리가 길어짐에 따라 차이가 없었으나, 신장유지시간이 길어짐에 따라 나타나서 1시간 경과후 가장 크게 나타났고(사슬형 : 32.95-39.42%, 모듈형 : 34.83-62.23% 견인력 감소), 그 이후부터 3주 경과하는 동안은 비교적 일정하고 점진적인 이완(사슬형 : 3.81-10.81%, 모듈형 : 26.14-41.30% 견인력 감소)을 보였다.

천연 고무재의 하중 곡선과 탈하중 곡선의 패턴 사이에 차이가 있었고 신장유지시간과 거리에 따라서 각 소재의 하중 곡선과 탈하중 곡선의 패턴은 유사하였다. 합성 고무재는 초기

에는 하중 곡선과 탈하중 곡선의 패턴 사이에 차이가 있었으나, 신장유지시간이 길어짐에 따라 많은 영구변형을 나타낸후 하중 곡선과 탈하중 곡선은 거의 일치하였고, 신장유지거리에 따라서는 동일한 패턴을 나타냈다.

이 실험에서, 천연 고무재의 영구 변형율은 측정할수 없었고, 합성 고무재는 심한 영구변형을 나타내었다.

V. 결 론

이 연구는 교정용 천연 고무 탄성재와 합성 탄성재의 이완양태 및 영구변형율을 관찰하고, 두 소재 사이의 차이점을 구명하기 위하여 시행되었다.

실험재료로 고리형 천연 고무 탄성재와, 사슬형 합성 고무 탄성재와 모듈형 합성 고무 탄성재를 사용하였고, 탄성재의 신장유지를 위하여 신장유지장치를 신장유지거리에 따라 여러개 제작하였다. 고리형 천연고무 탄성재와 모듈형 합성 고무 탄성재의 신장유지거리는 21, 28, 35, 42, 49mm로 하였고, 사슬형 합성 고무 탄성재는 원래 길이를 한배와 두배로 신장시킨 거리로 하였다.

신장유지시간은 고리형 천연 고무 탄성재와 사슬형 합성 고무 탄성재는 0, 1시간, 6시간, 1일, 1주, 2주, 3주, 4주간, 모듈형 합성 고무 탄성재는 0, 1시간, 1일, 1주, 2주, 3주간, 악외 고무용 고리형 천연고무 탄성재는 상온의 건조상태에서, 악내 고무용인 나머지는 37°C 증류수에 보관한후, 인장 시험기로 측정하였다.

각 시료는 각각의 신장유지시간이 끝난후 신장유지거리에서 견인력을 측정하고, 초기 견인력(0시간군)에 대한 백분율을 산출하였으며, 그 거리내에서 하중 곡선과 탈하중 곡선을 얻고, 영구 변형율을 산출하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 천연 고무 탄성재의 이완은 신장유지거리가 길어짐에 따라 차이가 없었으나 신장유지시간이 길어짐에 따라 증가하여 신장유지 1일후

잔존 견인력은 초기 견인력의 84.64-98.52%이었고, 신장유지 3주후에는 초기 견인력의 70.92-89.31%이었다.

2. 합성 고무 탄성재의 이완은 신장유지거리가 길어짐에 따라 차이가 없었으나 신장유지기간이 길어지면서 1시간후에 최대이었고 그 이후는 점진적으로 증가하였다. 모듈형의 이완이 사슬형의 이완보다 더 많았다. 1시간 경과후 사슬형 합성고무 탄성재의 잔존 견인력은 초기 견인력의 60.58-67.05%이었고, 모듈형 합성고무 탄성재는 37.77-65.17%이었으며 3주후 사슬형 합성고무 탄성재의 잔존 견인력은 초기 견인력의 51.48-62.22%이었고, 모듈형 합성고무 탄성재는 8.04-25.15%이었다.

3. 이 실험에서, 천연 고무 탄성재의 신장유지기간과 신장유지거리에 따른 영구변형율은 측정할수 없었으나, 합성 고무 탄성재는 심한 영구변형을 나타내었다.

4. 합성 고무 탄성재는 신장유지기간에 따라, 0시간에 사슬형은 3-9%, 모듈형은 3-10%, 3주에 사슬형은 25-30%, 모듈형은 96-145%의 영구변형율을 나타내었다.

REFERENCES

- Howard, R.S. Nikolai, R.J.: On the relaxation of orthodontic elastic threads. *Angle Orthod* 49:167-172, 1979.
- Wong, A.K.: Orthodontic elastic materials. *Angle Orthod* 46:196-205, 1976.
- Huget, E.F., Patrick, K.S., and Nunez, L.J.: Observations on the elastic behavior of a synthetic orthodontic elastomer. *J. Dent Res.*, 69:496-501, 1990.
- De Genova, D.C., McInnes-Ledoux, P., Weinberg, R., and Shaye, R.: Force degradation of orthodontic elastomeric chains-A product comparison study. *Am J Orthod* 87:377-384, 1985.
- Young, J., Sandrik, J.L.: The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. *Angle Orthod* 49:104-109, 1979.
- Nikolai, R.J.: Bioengineering analysis of orthodontic mechanics. Philadelphia, Lea & Febiger, 1985, Chapter 3.4.6.
- Bishara, S.E. Andreasen, G.F.: A comparison of time related forces between plastic elastics and latex elastics. *Angle Orthod* 40:319-328, 1970.
- Andreasen, G.F. Bishara, S.E.: Comparison of Alastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. *Angle Orthod* 40:151-158, 1970.
- Hershey, H.G. Reynolds, W.G.: The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism. *Am J Orthod* 67:554-562, 1975.
- Killiany, D.M., Duplessis, J.: Relaxation of elastomeric chains. *J.C.O.* 19:592-593, 1985.
- Brantley, S.A., Salander, S., Myers, C.L., and Winders, R.V.: Effects of prestretching on force degradation characteristics of plastic modules. *Angle Orthod* 49:37-43, 1979.
- Kovatch, J.S., Lautenschlager, E.P., Apfel, D.A., and Keller, J.C.: Load-extension-time behavior of orthodontic elastics. *J Dent Res* 55:783-786, 1976.
- Ash, J.L., Nikolai, R.J.: Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and in vivo. *J Dent Res* 57:685-690, 1978.

– ABSTRACT –

RELAXATION OF ORTHODONTIC ELASTICS, ELASTOMERIC MODULES AND CHAINS

Joo-Hyung Kim, Ki-Soo Lee

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Kyung Hee University

The present study was performed to evaluate the relaxation patterns of rubber elastics, elastomeric modules and chains stored in the water bath.

Initial loading profiles were established for extension of 100%, 200% of their original length for elastomeric chains and of 21, 28, 35, 42, 49mm for rubber elastics and elastomeric modules. The tests were performed on materials stored in distilled water at 37°C and extraoral elastics stored in dry state at room temperature, at 0 hour, 1 hour, 6 hours, 1 day, 1 week, 2 weeks, 3 weeks, and 4 weeks, respectively.

The following results were drawn:

1. The relaxation of rubber elastics manifested no correlation with increments of the extension distances, but showed correlation with time lapse. Remaining forces of rubber elastics came out 84.64-98.52% after 1 day, 70.92-89.31% after 3 weeks of period.
2. The relaxation of elastomers manifested no correlation with increments of the extension distances, however represented considerable relaxation with time lapse as rapid relaxation after 1 hour and then gradual relaxations with time lapse. Modules relaxed much more than chains.
60.58-67.05% of remaining forces for chains and 37.77-65.17% for modules after 1 hour were turned out, and 51.48-62.22% for chains and 8.04-25.15% for modules after 3 weeks as well.
3. Permanent deformation rates of rubber elastics could not be measured with present investigation, but elastomers underwent severe deformations.
4. 3-9% of permanent deformations for chains, 3-10% for modules at 0 hour were turned out, and 25-30% for chains, 96-145% for modules after 3 weeks as well.