

교정용 고무탄성재료의 생역학적 성질에 관한 연구

원광대학교 치과대학 교정학교실

송현섭 · 김상철

목 차

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 연구성적
- IV. 총괄 및 고찰
- V. 결 론
- 참고문헌
- 영문초록

I. 서 론

치열중에 총생(crowding)이 수반된 부정교합의 경우에, 치열궁길이 부조화(arch length discrepancy)를 해소하기 위해 제1소구치를 발거하게 되는 경우가 많다^{1,2)}. 이로 인한 발치공간을 폐쇄하는 방법으로, frictional system과 non-frictional system의 두가지로 구분지어 생각할 수 있다³⁻⁵⁾. 이중, continuous arch를 따라 치아를 이동시키는 frictional system은 마찰력으로 인해, 치아이동이 지연되거나 정지되는 단점이 있으나 치열의 형태를 유지하고, 이동 치아에 대해서는 flaring이나 회전을 방지할 수 있다는 큰 장점 때문에 현재 임상적으로 많이 적용되는 술식이다^{6,7)}.

Frictional system에 있어서 치아 이동을 위해 임상적으로 많이 사용되는 고무탄성재료로는 latex elastic, nylon-covered elastic thread 및 가장 최근에 개발된 polyurethane

-based elastic modules 등이 있는데, 이러한 고무탄성 재료는 non-linear elongation pattern을 갖고 있기 때문에 적용된 힘의 정도를 예측하기 힘들고, 활성범위가 클뿐 아니라, 환경변화, 시간경과, 신장정도에 따라 발휘되는 힘의 정도나 영구변형 정도가 다양하게 나타나는 특징이 있다^{1,4,8-13)}.

Hershey와 Reynolds⁸⁾, Brantldy등¹⁴⁾은 plastic module의 시간경과에 따른 힘의 감소에 대하여 연구하였으며, Brook와 Hershey¹⁰⁾는 plastic module 사용시, 미리 신장시켜 놓았을 경우와 그렇지 않았을 경우를 비교 연구하였으며, Andreasen과 Bishara^{12,15)}는 Alastik chain과 latex band의 영구 변형율과 힘의 감소에 대하여 연구했으며, Kovatach등¹⁶⁾은 신장속도와 최초 하중의 변화에 따른 힘의 변화에 대하여 연구했고, Howard와 Nikolai⁹⁾는 nylon-covered elastic thread와 polymeric thread를 시간변화와 환경변화에 따른 힘의 감소를 비교 연구하였고, Wong¹³⁾은 latex band, nylon covered elastic thread, plastic module에 대한 환경변화에 따른 파절강도, 신장율, 힘의 감소율을 보고 하였고, De Genova 등¹⁷⁾은 elastomeric chain에 대한 온도변환 효과에 대한 연구를 하였으며, 국내에서 이¹⁸⁾는 치간 거리에 대한 각종의 latex elastic이 발휘하는 힘의 정도를 구하여, latex elastic에 의해 발휘되는 힘은 직경 보다는 두께에 더 영향을 많이 받는다고 보고한 바 있

다.

이미 연구 보고된 결과들은 실험방법이나 조건이 서로 다르기 때문에, 각 재료간의 상대적인 비교가 어렵고, 보고된 내용들도 두가지 재료간의 비교나 주로 elastic module에 대한 연구에 치중되어 있을 뿐만 아니라 국내에서의 연구 보고는 미비한 실정이다.

이에 본 연구에서는 각 고무탄성재료의 상대적 비교를 위하여 일정거리 30mm로 신장시킨 상태에서 거의 유사한 힘(205±10grams)을 발휘하는 3가지 재료, 즉, latex elastic band, nylon-covered elastic thread, elastic module을 선정하여, 이러한 재료에 있어서의 시간경과와 환경변화에 따른 힘의 감소정도와 영구 변형길이(permanent elongation)의 변화를 계속 분석하고, 통계처리 하여, 임상적으로 교정용 탄성고무재료의 선택시 하나의 지침이 될 수 있는 결과를 얻었기에 그 연구결과를 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

30mm로 신장시켰을때 205±10gram의 힘이 발휘되는 3종류의 고무 탄성재료를 다음과 같이 선정했다(Fig. 1).

1. Latex band(Unitek/3M, 6oz., ϕ 3/8")

2. Nylon-covered elastic thread(Rocky mountain, medium)

30mm로 신장시 200grams 내외의 힘이 발휘되도록, 소요길이가 46mm인 loop를 형성하였다. 이때 시간과 환경 변화 따라 매듭이 느슨해지는 것을 방지하기 위하여 cotton thread로 이중결찰하였다.

3. Elastic module(Unitek/3M, clear, spool type, C-chain)

이 재료는 30mm로 신장시 200grams 내외의 힘이 발휘되는 9modules를 한 단위의 시료로 하였다.

2. 연구방법

1) 실험군과 대조군

본 연구에 채택된 시료는 크게 대조군과 실험군으로 나눌 수 있다. 대조군은 3가지 재료의 3개 군으로, 실험군은 6가지 시간대(1시간, 6시간, 12시간, 24시간, 1주, 2주), 3가지의 환경(22±3°C 공기, 37±1°C 증류수, 37±1°C 타액) 및 3가지 재료(latex, thread, module)의 조합으로 이루어지는 54개의 실험군으로, 각 군은 8개의 시료로서 구성되었다.

2) 시료의 신장

30mm로 신장된 상태로 시료를 보관하여야 하는 조건에 따라 latex band와 elastic thread는 모서리를 연마한 판유리(30×30×1.5 mm)를 일정거리 유지장치로 사용하였고 elastic module은 초경석고 die(45×32×10 mm)에 직경 1.5mm, 높이 10mm의 high speed bur를 5열로 매물한 일정거리 유지장치를 사용하였다(Fig. 2).

3) 자연 타액의 수집, 보관과 교환

자연 타액은 동일한 대상(15명)에 대하여 동일 시각에 unfloavour wax를 저작시켜 stimulating saliva를 수집하였고, 수거 직후의 pH

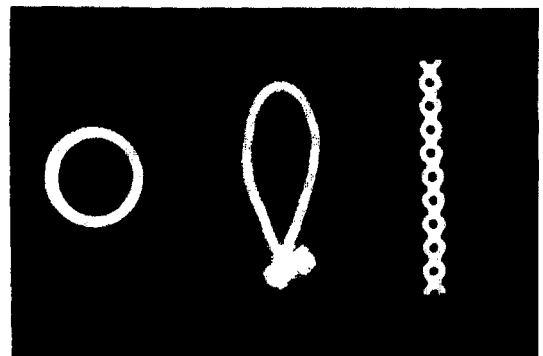


Fig. 1. Elastic rubber materials.

는 7.42 정도였으며, 수거직후 냉장실($6\pm 1^{\circ}\text{C}$)에 보관하였고, 24시간 이내에 실험에 사용하였다. 배양기($37\pm 1^{\circ}\text{C}$)에서 12시간 경과후 pH는 7.81 정도였으며, 육안상 변색이나 탁도에는 큰 차이가 없었으나, 12시간마다 교환하였고, 교환시는 미리 $36\pm 1^{\circ}\text{C}$ 까지 예열하였다.

4) 시료의 보관

각 시료는, 공기중($22\pm 3^{\circ}\text{C}$), 증류수($37\pm 0.5^{\circ}\text{C}$), 자연타액($37\pm 0.5^{\circ}\text{C}$)의 3가지 환경에 보관하였으며, 증류수와 자연타액은 12시간마다 교환해줌으로서, 가능한 부패와 같은 화학적 변성을 최소화하도록 고려하였다.

5) Force 및 영구 변형길이 측정

Force의 측정은 Instron Testing machine (4201, U.S.A. 20kg load cell, 30mm/min cross head speed, 150mm/min chart speed)를 사용하였다(Fig. 3).

X-Y plotter에서 얻어진 force-deflection curve에서 변위량 0.1mm 단위로 force를 측정하였고, 영구 변형길이는 힘이 발휘되기 시작할 때의 재료의 길이와 대조군에서 원래의 재료 길이간의 차로 하였으며, 그 수준은 0.1mm까지로 하였다.

6) 측정치의 통계 처리

(1) 8개의 시료로 구성된 각 군의 평균 force-deflection curve의 도출.

(2) 각 군의 30mm로 신장시의 힘과 영구 변형길이의 평균치 및 표준편차 산출

(3) 각 실험군에서의 힘과 영구 변형길이의 상관관계

(4) 30mm로 신장시의 힘과 영구 변형길이 각각에 대한 각 실험군 간의 ANOVA와 변환요소들(재료, 환경, 시간대)간의 다원변량분석.

III. 연구성적

1. 각 재료의 대조군에서의 각 deflection에 따른 force의 평균치와 표준편차 및 modulus of elasticity는 table 1과 같으며, force-deflection curve는 Fig. 4에 제시하였다. 10mm 신장(각 재료의 탄성 비례한계 범위)시켰을때의 modulus of elasticity는 module이 25.0으로 가장 컸고, thread에서 18.9, latex 11.8의 순이었다.

2. 상온 공기중($22\pm 3^{\circ}\text{C}$)방치시 본 연구의 시료로 선정된 Latex, Thread, Module의 force와 영구 변형길이는 각 시간 경과군 간에 상당히 높은 유의차($p<0.001$)를 보여서, 힘의 잔존율은 감소하고 영구 변형길이가 시간이 경

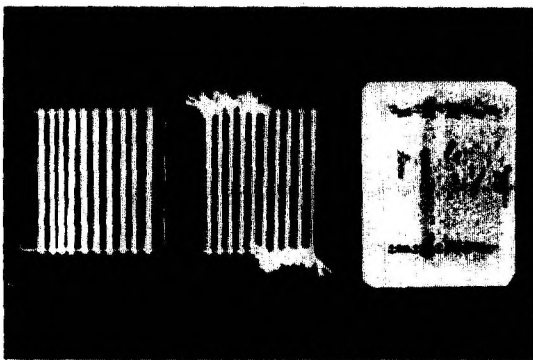


Fig. 2. 30mm-stretched rubber elastic materials.

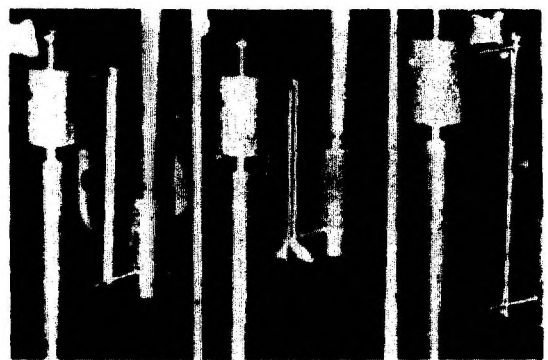


Fig. 3. Materials stretched in the jig on Instron testing machine.

Table 1. Force-deflection data of control group

Material	Latex	Thread	Module
deflection (mm)	Force (Elasticity)	Force (Elasticity)	Force (Elasticity)
10	117.52 ± 4.29 (11.8)	189.32 ± 3.22 (18.9)	252.62 ± 4.50 (25.0)
15	174.22 ± 5.24 (11.6)	242.17 ± 3.56 (16.5)	311.27 ± 4.94 (20.8)
20	204.72 ± 5.34 (10.2)	282.64 ± 4.20 (14.1)	353.63 ± 5.28 (17.7)
25	237.55 ± 5.90 (9.5)	370.57 ± 5.49 (14.8)	387.32 ± 3.98 (15.5)
30	268.29 ± 4.20 (8.9)	492.44 ± 6.02 (16.4)	413.17 ± 6.58 (13.8)
35	292.11 ± 6.22 (8.3)	—	441.22 ± 8.02 (12.6)
40	318.92 ± 7.54 (7.9)	—	462.29 ± 9.66 (11.6)

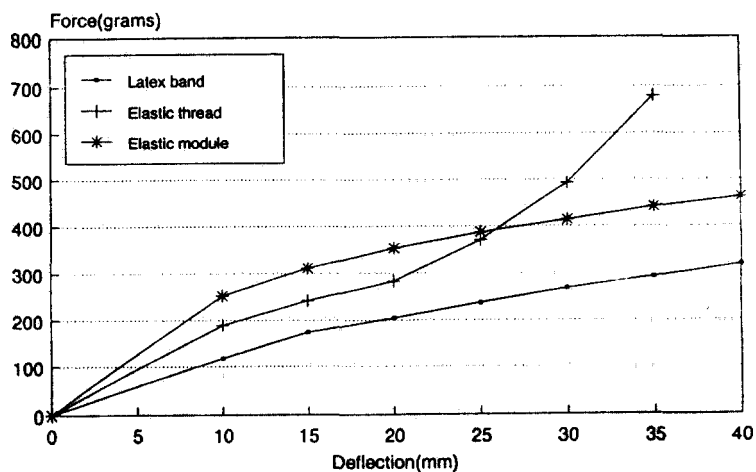


Fig. 4. Load-deflection pattern curve of rubber elastic materials (control).

과함에 따라 증가하는 것을 시사한다(Table 2, Fig. 5).

3. 증류수($37\pm 1^{\circ}\text{C}$)내에서, Latex, Thread, Module의 force와 영구 변형길이는 각 시간경과군 간에 상당히 높은 유의차($p<0.001$)가 있어, 역시 힘의 잔존율은 감소하고 영구 변형길이가 시간이 경과함에 따라 증가하는 양상을 보인다(Table 3, Fig. 6).

4. 자연 타액($37\pm 1^{\circ}\text{C}$)내에서도 역시 상당히 높은 유의차($p<0.001$)가 있어 힘의 잔존율은 감소하고, 영구 변형길이가 시간이 경과함에 따라 증가하는 양상을 보인다(Table 4, Fig. 7).

5. 상온 공기중($22\pm 3^{\circ}\text{C}$)방치시 각 재료의 시간경과에 따른 force(30mm로 신장시)와 영구 변형길이의 평균치, 표준편차 및 각 시간대에 있어서의 각 재료간의 F-value는 table 5와 같다. force와 영구 변형길이에 있어서 모든 시간대에서 재료에 따라 유의한 차($p<0.01$)가 있는 것으로 나타났다. 영구 변형길이의 증가 정도는 module, thread, latex의 순으로 많았고, 30mm로 신장시의 대조군에 대한 실험군의 force의 비는 thread, latex, module의 순으로 높았다.

6. 증류수(distilled water, $37\pm 1^{\circ}\text{C}$)내에서 각 재료의 시간경과에 따른 force(30mm로 신장시)와 영구 변형길이의 평균치, 표준편차 및 각 시간대에 있어서의 각 재료간의 F-value는 table 6과 같다.

Force와 영구 변형길이에 있어서 모든 시간대에서 재료에 따라 매우 높은 유의한 차($p<0.001$)를 보이고 있다. 영구 변형길이의 증가 정도는 module, thread, latex의 순으로 많았고, 30mm로 신장시의 대조군에 대한 force의 비는 thread, latex, module의 순으로 높았다.

7. 자연 타액($37\pm 1^{\circ}\text{C}$)내에서 각 재료의 시간 경과에 따른 force(30mm로 신장시)와 영구 변형길이의 평균치, 표준편차 및 각 시간대에 있어서의 각 재료간의 F-value는 table 7과 같다. Force와 영구 변형길이에 있어서 모든 시간대에서 재료에 따라 매우 높은 유의차(p

<0.001)를 보이고 있다. 영구 변형길이의 증가 정도는 module, thread, latex의 순으로 많았고, 30mm로 신장시의 대조군에 대한 실험군의 force의 비는 thread, latex, module의 순으로 높았다.

8. Latex band의 영구 변형길이는 모든 시간대에서 환경에 따른, 높은 유의차($p<0.01$)를 보였는데, 공기중 보다는 증류수와 타액에서 그 양이 많았다. Force에 있어서도, 대부분 높은 차이를 보여, 공기중보다는 증류수나 타액내에서 그 양이 적었다(table 8). 또한 대조군과 각 시간 경과군에 따른 Latex의 환경에 따른 비교를 graph로서 제시하였다(Fig. 8).

9. Elastic thread의 영구 변형길이는 모든 시간대에서 환경에 따른 매우 높은 유의차($p<0.001$)를 보였는데, 타액, 증류수, 공기중 순으로 그 양이 많았다. Force에 있어서도, 대부분 높은 차이를 보여, 공기중보다는 증류수나 타액내에서 그 양이 적었다(table 9). 또한, 대조군과 각 시간 경과군에 따른 elastic thread의 환경변화에 따른 비교를 graph로 제시하였다(Fig. 9).

10. Elastic module의 영구 변형길이는 대부분의 시간대에서 환경에 따른 매우 높은 유의차를 보였는데 여기서 타액, 증류수, 공기중의 순으로 그 양이 많았다. Force에 있어서도 매우 높은 차이를 보여 타액, 증류수, 공기중의 순으로 그 양이 적었으며 특히, 6시간군에서 증류수와 타액내의 module의 force의 양이 공기중의 force의 양보다 급격히 감소되었다(Table 10). 또한, 대조군과 각 시간 경과군에 따른 elastic module의 환경변화에 따른 비교를 graph로서 제시하였다(Fig. 10). 전술한 2재료에 비해 습윤조건의 환경에서 상당히 힘 감소 양상을 보여주고 있다.

11. 모든 재료와 환경에 있어서 force와 영구 변형길이 간에는 강한 역상관계가 있어($p<0.001$), 영구 변형길이가 증가함에 따라 force는 감소되었다(table 11).

12. 총체적으로 보아 force나 영구 변형길이는 재료, 환경 및 시간대에 따라 높은 유의차

Table 2. Permanent elongation and force in Air

Time Mat.	1 hr		6 hrs		12 hrs		24 hrs		1 kw		2 kws		F-value	
	ΔL (mm) (%)	Force (grs) (%)	ΔL (mm) (%)	Force (grs) (%)	ΔL (mm) (%)	Force (grs) (%)	ΔL (mm) (%)	Force (grs) (%)	ΔL (mm) (%)	Force (grs) (%)	ΔL (mm) (%)	Force (grs) (%)	ΔL	Force
Latex 9.91 /207.4	0.31 ± 0.14 (3.1)	194.37 ± 11.7 (93.7)	0.37 ± 0.24 (3.7)	189.50 ± 3.84 (91.4)	0.45 ± 0.23 (4.5)	182.37 ± 8.35 (87.9)	0.81 ± 0.30 (8.2)	183.37 ± 9.35 (88.4)	1.09 ± 0.19 (11.0)	174.37 ± 5.29 (84.1)	1.33 ± 0.25 (13.4)	171.75 ± 4.27 (82.8)	*** 26.22	*** 7.60
Thread 17.50 /211.0	0.65 ± 0.12 (3.4)	202.25 ± 4.89 (95.9)	1.05 ± 0.48 (5.7)	192.50 ± 6.72 (91.2)	1.44 ± 0.32 (7.9)	189.25 ± 7.19 (89.7)	1.52 ± 0.07 (8.4)	184.37 ± 12.5 (87.4)	1.80 ± 0.20 (10.0)	185.62 ± 5.32 (88.0)	2.45 ± 0.07 (13.8)	180.62 ± 4.87 (85.6)	*** 77.11	*** 8.49
Module 21.43 /206.9	1.34 ± 0.33 (6.3)	186.75 ± 8.15 (90.3)	1.75 ± 0.37 (8.2)	176.37 ± 4.75 (85.3)	1.94 ± 0.20 (9.1)	173.50 ± 4.72 (83.9)	2.17 ± 0.14 (10.1)	167.75 ± 6.27 (81.1)	2.87 ± 0.26 (13.4)	159.50 ± 7.33 (77.0)	3.12 ± 0.18 (14.6)	153.75 ± 8.40 (74.3)	*** 39.33	*** 34.83

... : P < 0.001

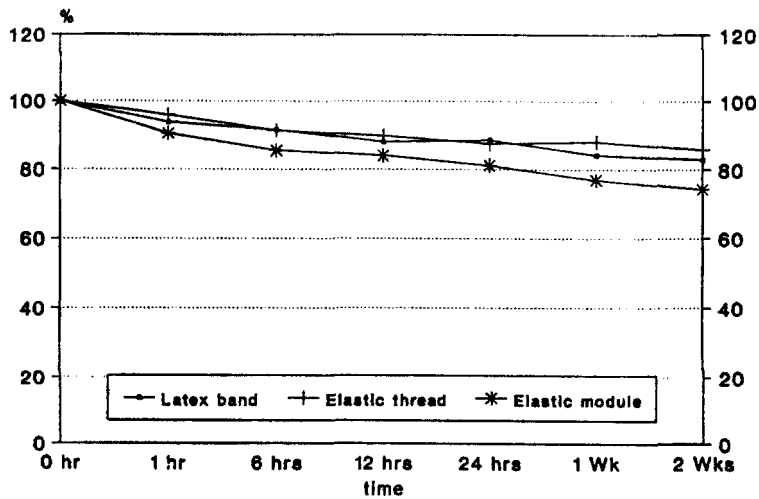


Fig. 5. Percentage of initial force remaining of materials in Air

Table 3. Permanent elongation and force in distilled Water

Time Mat.	1 hr		6 hrs		12 hrs		24 hrs		1 kw		2 kws		F-value	
	ΔL (mm) (%)	Force (grs) (%)	ΔL (mm) (%)	Force (grs) (%)	ΔL (mm) (%)	Force (grs) (%)	ΔL (mm) (%)	Force (grs) (%)	ΔL (mm) (%)	Force (grs) (%)	ΔL (mm) (%)	Force (grs) (%)	ΔL	Force
Latex 9.91 /207.4	0.93 ± 0.14 (9.4)	191.50 ± 6.68 (92.3)	1.03 ± 0.14 (10.4)	188.12 ± 7.22 (90.7)	1.19 ± 0.31 (12.0)	171.25 ± 3.06 (82.6)	1.37 ± 0.25 (13.8)	169.75 ± 4.74 (81.9)	1.88 ± 0.27 (18.9)	169.62 ± 2.47 (81.8)	1.99 ± 0.56 (20.0)	158.12 ± 5.84 (76.3)	*** 28.36	*** 45.12
Thread 17.50 /211.0	1.43 ± 0.10 (7.9)	186.75 ± 6.39 (88.5)	1.84 ± 0.32 (10.2)	184.74 ± 5.42 (87.6)	2.20 ± 0.54 (12.3)	179.50 ± 3.89 (85.1)	2.30 ± 0.45 (12.8)	178.87 ± 8.17 (84.8)	2.71 ± 0.59 (15.1)	176.50 ± 4.31 (38.6)	3.58 ± 0.42 (20.1)	165.25 ± 5.50 (78.3)	*** 23.55	*** 13.76
Module 21.43 /206.9	1.96 ± 0.12 (9.1)	171.12 ± 3.56 (81.1)	2.83 ± 0.18 (13.2)	136.00 ± 3.30 (64.5)	3.90 ± 0.14 (18.2)	118.37 ± 3.58 (57.2)	3.79 ± 0.22 (17.7)	116.25 ± 6.69 (56.2)	4.30 ± 0.15 (20.1)	109.62 ± 3.33 (52.0)	4.37 ± 0.13 (20.4)	103.87 ± 8.94 (49.2)	*** 274.06	*** 169.93

... : P < 0.001

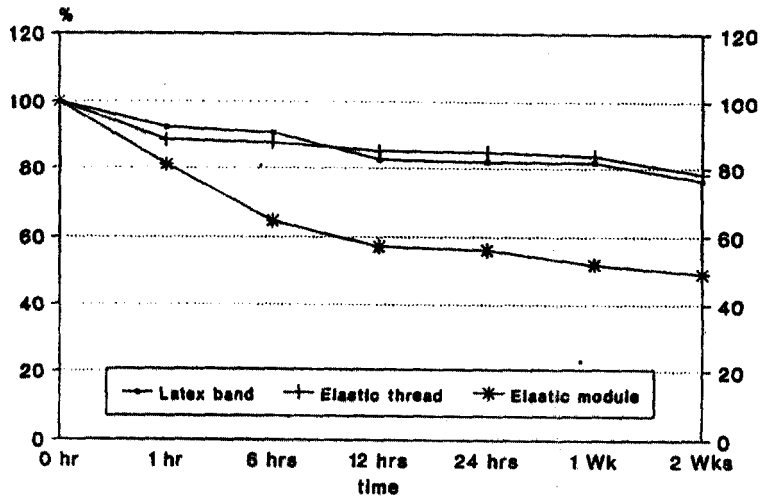


Fig. 6. Percentage of initial force remaining of materials in Distilled water.

Table 4. Permanent elongation and force in Saliva

Time	1 hr		6 hrs		12 hrs		24 hrs		1 kw		2 kws		F-value	
	ΔL (mm) (%)	Force (grs) (%)	ΔL (mm) (%)	Force (grs) (%)	ΔL (mm) (%)	Force (grs) (%)	ΔL (mm) (%)	Force (grs) (%)	ΔL (mm) (%)	Force (grs) (%)	ΔL (mm) (%)	Force (grs) (%)	ΔL	Force
Latex	0.94	187.50	1.08	175.37	1.21	172.50	1.32	168.62	1.97	164.60	2.09	154.50	***	***
	9.91 ± 0.30	± 5.61	± 0.29	± 3.42	± 0.29	± 6.07	± 0.33	± 6.26	± 0.31	± 5.55	± 0.56	± 3.28	22.01	16.49
	/ 207.4	(9.5)	(10.8)	(84.8)	(12.2)	(83.2)	(13.3)	(81.4)	(19.9)	(79.4)	(21.1)	(74.5)		
Thread	1.64	189.87	2.27	182.75	2.63	180.12	2.70	179.25	3.40	175.75	3.81	163.75	***	***
	17.50 ± 0.12	± 1.46	± 0.35	± 4.43	± 0.29	± 6.03	± 0.24	± 5.39	± 0.57	± 3.99	± 0.33	± 3.99	40.15	30.28
	/ 211.0	(9.1)	(12.6)	(86.6)	(14.7)	(85.4)	(15.1)	(85.0)	(19.1)	(83.3)	(21.4)	(77.6)		
Module	2.10	171.75	3.23	128.62	4.13	115.37	4.18	107.37	4.33	100.62	5.07	88.75	***	***
	21.43 ± 0.20	± 3.77	± 0.18	± 4.90	± 0.24	± 3.48	± 0.20	± 4.10	± 0.16	± 4.07	± 0.22	± 3.45	217.06	429.82
	/ 206.9	(9.8)	(83.0)	(15.1)	(62.2)	(19.3)	(55.8)	(19.5)	(51.9)	(20.2)	(48.6)	(23.7)	(42.9)	

... P < 0.001

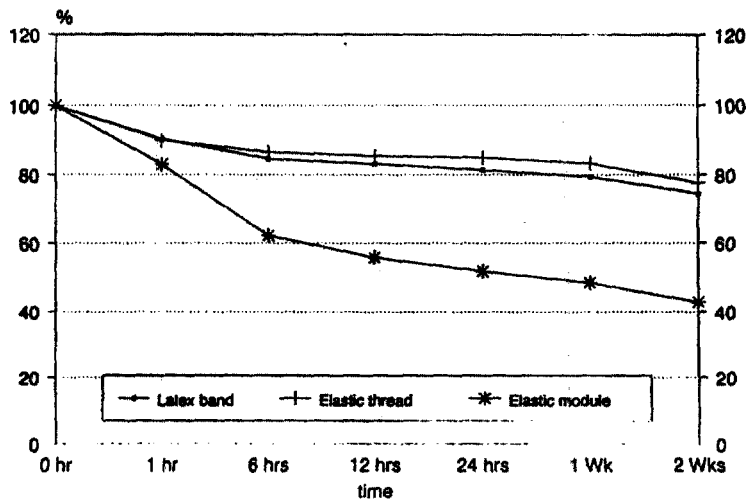


Fig. 7. Percentage of initial force remaining of materials in Natural saliva.

Table 5. Permanent elongation and force in Air

Material		Latex		Thread		Module		F-value	
		ΔL (mm)	Force (grams)	ΔL (mm)	Force (grams)	ΔL (mm)	Force (grams)		
Control Group		9.91 ± 0.56	207.37 ± 7.58	17.55 ± 0.17	211.00 ± 7.05	21.43 ± 0.05	206.87 ± 4.80	ΔL	Force
Experimental Group	1 hr	0.31 ± 0.14	194.37 ± 11.70	0.65 ± 0.12	202.25 ± 4.89	1.34 ± 0.33	186.75 ± 8.15	*** 113.34	** 7.45
	6 hrs	0.37 ± 0.24	189.50 ± 3.64	1.05 ± 0.48	192.50 ± 6.72	1.75 ± 0.37	176.37 ± 4.75	*** 26.73	*** 21.76
	12 hrs	0.45 ± 0.23	182.37 ± 8.35	1.44 ± 0.32	189.25 ± 7.19	1.94 ± 0.20	173.50 ± 4.72	*** 69.94	*** 10.42
	24 hrs	0.81 ± 0.30	183.37 ± 9.35	1.52 ± 0.07	184.37 ± 12.50	2.17 ± 0.14	167.75 ± 6.27	*** 99.31	*** 7.37
	1 wk	1.09 ± 0.19	174.37 ± 5.29	1.80 ± 0.20	185.62 ± 5.32	2.87 ± 0.26	159.50 ± 7.33	*** 135.26	*** 74.58
	2 wks	1.33 ± 0.25	171.75 ± 4.27	2.45 ± 0.07	180.62 ± 4.87	3.12 ± 0.18	153.75 ± 8.40	*** 233.11	*** 40.03

... : $p < 0.001$ **: $p < 0.01$

Table 6. Permanent elongation and force in distilled water

Material		Latex		Thread		Module		F-value	
		ΔL (mm)	Force (grams)	ΔL (mm)	Force (grams)	ΔL (mm)	Force (grams)		
Control Group		9.91 ± 0.56	207.37 ± 7.58	17.55 ± 0.17	211.00 ± 7.05	21.43 ± 0.05	206.87 ± 4.80	ΔL	Force
Experimental Group	1 hr	0.93 ± 0.14	191.50 ± 6.68	1.43 ± 0.10	186.75 ± 6.39	1.96 ± 0.12	171.12 ± 3.56	*** 152.90	*** 27.82
	6 hrs	1.03 ± 0.14	188.12 ± 7.22	1.84 ± 0.32	184.74 ± 5.42	2.83 ± 0.18	136.00 ± 3.30	*** 125.23	*** 221.14
	12 hrs	1.19 ± 0.31	171.25 ± 3.06	2.20 ± 0.54	179.50 ± 3.89	3.90 ± 0.14	118.37 ± 3.58	*** 112.21	*** 707.04
	24 hrs	1.37 ± 0.25	169.75 ± 4.74	2.30 ± 0.45	178.87 ± 8.17	3.79 ± 0.22	116.25 ± 6.69	*** 114.98	*** 205.03
	1 wk	1.88 ± 0.27	169.62 ± 2.47	2.71 ± 0.59	176.50 ± 4.31	4.30 ± 0.15	109.62 ± 3.33	*** 82.86	*** 875.25
	2 wks	1.99 ± 0.56	158.12 ± 5.84	3.58 ± 0.42	165.25 ± 5.50	4.37 ± 0.13	103.87 ± 8.94	*** 50.90	*** 187.56

... : $p < 0.001$

Table 7. Permanent elongation and force in Saliva

Material Groups	Latex		Thread		Module		F-value		
	ΔL (mm)	Force (grams)	ΔL (mm)	Force (grams)	ΔL (mm)	Force (grams)	ΔL	Force	
Control Group	9.91 ± 0.56	207.37 ± 7.58	17.55 ± 0.17	211.00 ± 7.05	21.43 ± 0.05	206.87 ± 4.80	ΔL	Force	
1 hr	0.94 ± 0.30	187.50 ± 5.61	1.64 ± 0.12	189.87 ± 1.46	2.10 ± 0.20	171.75 ± 3.77	*** 50.33	*** 48.75	
	6 hrs	1.08 ± 0.29	175.37 ± 3.42	2.27 ± 0.35	182.75 ± 4.43	3.23 ± 0.16	128.62 ± 4.90	*** 138.74	*** 373.78
	12 hrs	1.21 ± 0.29	172.50 ± 6.07	2.63 ± 0.29	180.12 ± 6.03	4.13 ± 0.24	115.37 ± 3.46	*** 225.06	*** 352.56
	24 hrs	1.32 ± 0.33	168.62 ± 6.26	2.70 ± 0.23	179.25 ± 5.39	4.18 ± 0.19	107.37 ± 4.10	*** 239.04	*** 445.34
	1 wk	1.97 ± 0.31	164.60 ± 5.55	3.40 ± 0.57	175.75 ± 3.99	4.33 ± 0.15	100.62 ± 4.06	*** 75.43	*** 677.70
	2 wks	2.09 ± 0.56	154.50 ± 3.28	3.81 ± 0.33	163.75 ± 3.99	5.07 ± 0.22	88.75 ± 3.45	*** 93.15	*** 199.60

... : $p < 0.001$ ** : $p < 0.01$

Table 8. Permanent elongation and force in Latex

Time	Env.	Air		Water		Saliva		F-value	
	ΔL (mm)	Force (grs)	ΔL (mm)	Force (grs)	ΔL (mm)	Force (grs)	ΔL (mm)	Force (grs)	
1 hr	0.31 ± 0.14	194.37 ± 11.70	0.93 ± 0.14	191.50 ± 6.68	0.94 ± 0.30	187.50 ± 5.61	*** 26.60	*** 0.46	
6 hrs	0.37 ± 0.24	189.50 ± 3.64	1.03 ± 0.14	188.12 ± 7.22	1.08 ± 0.29	175.37 ± 3.42	*** 17.52	*** 18.85	
12 hrs	0.45 ± 0.23	182.37 ± 8.35	1.19 ± 0.31	171.25 ± 3.06	1.21 ± 0.29	172.50 ± 6.07	*** 19.80	** 7.69	
24 hrs	0.81 ± 0.30	183.37 ± 9.35	1.37 ± 0.25	169.75 ± 4.74	1.32 ± 0.33	168.62 ± 6.26	** 9.16	** 8.31	
1 wk	1.09 ± 0.19	174.37 ± 5.29	1.88 ± 0.27	169.62 ± 2.47	1.97 ± 0.31	164.60 ± 5.55	*** 27.71	*** 2.27	
2 wks	1.33 ± 0.25	171.75 ± 4.27	1.99 ± 0.56	158.12 ± 5.84	2.09 ± 0.56	154.50 ± 3.28	*** 14.32	** 8.68	

*** : $P < 0.001$ ** : $P < 0.01$

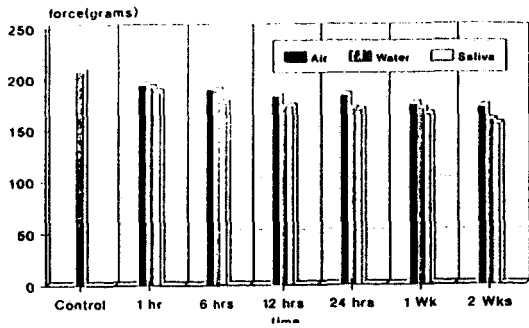


Fig. 8. The effect of environments in latex.

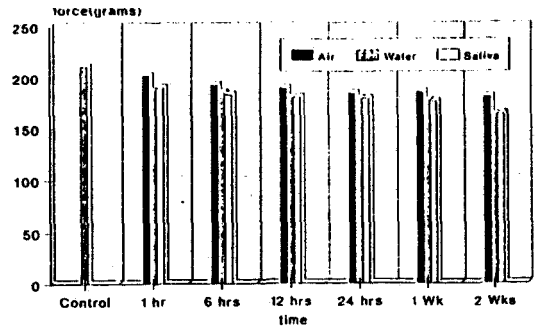


Fig. 9. The effect of environments in thread.

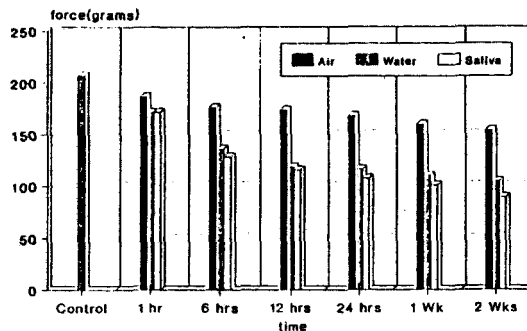


Fig. 10. The effect of environments in module.

Table 9. Permanent elongation and force in Thread

Time	Env.	Air		Water		Saliva		F-value	
		ΔL (mm)	Force (grs)	ΔL (mm)	Force (grs)	ΔL (mm)	Force (grs)	ΔL (mm)	Force (grs)
1 hr		0.65 ± 0.12	202.25 ± 4.89	1.43 ± 0.10	186.75 ± 6.39	1.64 ± 0.12	189.87 ± 1.46	*** 167.45	*** 24.13
6 hrs		1.05 ± 0.48	192.50 ± 6.72	1.84 ± 0.32	184.74 ± 5.42	2.27 ± 0.35	182.75 ± 4.43	*** 19.94	** 6.76
12 hrs		1.44 ± 0.32	189.25 ± 7.19	2.20 ± 0.54	179.50 ± 3.89	2.63 ± 0.29	180.12 ± 6.03	*** 18.33	** 6.93
24 hrs		1.52 ± 0.07	184.37 ± 12.50	2.30 ± 0.45	178.87 ± 8.17	2.70 ± 0.24	179.25 ± 5.39	*** 32.32	0.90
1 wk		1.80 ± 0.20	185.62 ± 5.32	2.71 ± 0.59	176.50 ± 4.31	3.40 ± 6.57	175.75 ± 3.99	*** 21.55	*** 11.56
2 wks		2.45 ± 0.07	180.62 ± 4.87	3.58 ± 0.42	165.25 ± 5.50	3.81 ± 0.33	163.75 ± 3.99	*** 15.24	*** 29.98

*** : $P < 0.001$

** : $P < 0.01$

Table 10. Permanent elongation and force in Module

Time	Env.	Air		Water		Saliva		F-value	
	$\Delta L \& F$	ΔL (mm)	Force (grs)	ΔL (mm)	Force (grs)	ΔL (mm)	Force (grs)	ΔL (mm)	Force (grs)
1 hr		1.34 ± 0.33	186.75 ± 8.15	1.96 ± 0.12	171.12 ± 3.56	2.10 ± 0.20	171.75 ± 3.77	2.58	20.11 ***
6 hrs		1.75 ± 0.37	176.37 ± 4.75	2.83 ± 0.18	136.00 ± 3.30	3.23 ± 0.16	128.62 ± 4.90	71.61 ***	276.31 ***
12 hrs		1.94 ± 0.20	173.50 ± 4.72	3.90 ± 0.14	118.37 ± 3.58	4.13 ± 0.24	115.37 ± 3.46	291.67 ***	545.67 ***
24 hrs		2.17 ± 0.14	167.75 ± 6.27	3.79 ± 0.22	116.25 ± 6.69	4.18 ± 0.20	107.37 ± 4.10	252.12 ***	252.57 ***
1 wk		2.87 ± 0.26	159.50 ± 7.33	4.30 ± 0.15	109.62 ± 3.33	4.33 ± 0.16	100.62 ± 4.07	143.54 ***	199.52 ***
2 wks		3.12 ± 0.18	153.75 ± 8.40	4.37 ± 0.13	103.87 ± 8.94	5.07 ± 0.22	88.75 ± 3.45	243.37 ***	171.11 ***

*** : $P < 0.001$

Table 11. Correlations between force and permanent elongation

Environment	Material	Latex	Thread	Module
	Air	*** -0.6563	*** -0.5993	*** -0.8228
Water	*** -0.7067	*** -0.7459	*** -0.9604	
Saliva	*** -0.6358	*** -0.7983	*** -0.9578	

*** : $P < 0.001$

($p < 0.001$)를 보이며, 그 차이는 재료 자체의 특성에 가장 크게 영향을 받으며, 환경변화에 따라서는 가장 영향을 덜 받는 것으로 분석되었다(table 12).

IV. 총괄 및 고찰

오늘날 edgewise system에서는 continuous arch를 따라 견치를 이동시킬 경우, 치열의 형태를 유지하고, 이동하는 견치에 대해서는

Table 12. ANOVA and Multiple Classification Analysis in Permanent elongation and force.

Statistical Analysis	Changes	ΔL	Force
	F-value in 3 way interactions (Material, environment, Time)		5.822***
Multiple R^2		0.890	0.798
ETA	Material	0.67	0.70
	Environment	0.41	0.36
	Time	0.52	0.42

*** : $P < 0.001$

치열궁 이탈이나 회전을 방지할 수 있다는 큰 장점 때문에 임상적으로 그 방법을 많이 적용하고 있다^{1,23}). 이러한 friction system을 임상적으로 적용하는데 있어서 고려할 사항으로는 호선과 bracket 사이의 마찰력, 최적 교정력, 선택된 고무탄성재료에 대한 구강내 환경에서의 물리적특성 변화, 변색 유무, 구강위생 유지의 적합성 등을 고려해야 한다^{13,15,14-15}).

호선과 bracket간의 마찰력에 관한 연구로

서 고⁶⁾, Andreason과 Quevedo²⁷⁾, Nicolls²⁸⁾, 민²⁹⁾등은 결찰제의 결찰방법, bracket간의 거리, 교정선과 bracket이 이루는 각도 및 결찰 후 시간경과에 따른 마찰력 변화에 대하여 연구결과를 보고한 바 있다.

이상적인 교정력의 개념에 대하여 Nikolai^{30,31)}는 일상적인 불편감없이, 조직의 손상을 최소화 하면서 신속한 치아이동을 유도할 수 있는 force가 'optimal force'라고 정의했으며, Boester와 Johnston³²⁾은 환자에게 특별한 불편감없이 치아를 이동할 수 있는 범위는 2-1000grams 정도로 다양하다고 보고했고, Smith와 Story³³⁾는 하악견치를 이동하는데 150-200grams이 이상적인 교정력이라고 했으며, Begg^{34,35)}는 견치 이동시 300gram이 최적의 교정력이라 했고, Reitan^{36,37)}은 상악 견치는 150-200grams, 하악 견치는 100-200grams, Ricketts 등⁴¹⁾은 치근 표면적에 따라 70-150grams이 견치 이동의 최적 교정력이라고 밝힌 바 있다. 이처럼 견치이동을 위한 최적의 force에 대해서는 연구자에 따라 상당한 차이를 보이며 그 한계를 분명히 하기는 어려운 것으로 사료된다.

Force를 발휘하는 다양한 교정 고무탄성재료들의 생역학적 특성 연구에 있어서 Hershey와 Brooks¹⁰⁾은 Plastic module과같은 재료는 초기 신장력을 각기 다르게 부여해도 힘의 감소에는 별 차이가 없다고 했으며, Andresen과 Bishara^{12,15)}는 latex와 Alastik chain을 비교한 결과 latex로 된 재료는 물리적으로 안정하고 힘 감소도 적다고 보고했으며, Hershey와 Reynold⁹⁾, Davis와 Blake³⁸⁾등은 치아이동을 비슷하게 재현하는 거리조절이 가능한 구조물(moving frame)을 사용하여 연구한 결과 elastic module은 치아이동에 따라 심각한 힘의 감소가 일어난다고 보고했으며, Howard와 Nikolai⁹⁾는 latex elastic thread와 polymeric thread의 물리적 특성을 비교한 결과 유의한 차이가 없다고 했으나, Ash와 Nikolai³⁹⁾는 각기 다른 환경에서 elastic module에 대한 연구를 통하여 elastic module과 elastic thread에 의해 이루어지는 치아이동량은 유의한 차가 없

다고 보고했으며, Genova등¹⁷⁾은 온도변환요소를 부여한 elastic module은 힘의 감소가 훨씬 적었다고 보고한 바 있다.

본 연구에서는 30mm로 신장시킨 상태에서 205±10gram의 힘을 발휘하는 3가지 재료를 선정했는데(Fig. 1), 이렇게 신장길이를 30mm로 결정한 근거는, 이¹⁸⁾의 연구에 의하면 견치와 제2대구치간의 거리가 38mm라는 연구결과와, 임상적으로 악내 고무줄(Class I elastic mechanics)을 적용시, elastic은 견치 bracket 원심에서 제2대구치 협측관(buccal tube)의 근심쪽에 부착된 고리(hook)사이의 거리가 평균 30mm에 접근한다는 저자의 견해에 따라 정해진 것이며, 견치이동시 부여하는 교정력이 205±10grams이 적당하다고 결정한 근거는, Ricketts 등⁴¹⁾은 견치이동시 이상적인 교정력으로 70-150grams을 제시한 보고와, Garner등⁴³⁾이 0.16" wire와 0.18" 장치간의 마찰력은 wire 재질에 따라 55-105grams이었다는 연구보고와, Young과 sankrik¹¹⁾, Wong¹³⁾등에 의하면 firctional system에서 견치이동시 필요한 교정력은 180grmas 정도라는 보고에 따라 결정하였다. 이처럼 동일한 거리(30mm)로 신장시켰을때, 동일한 교정력이 발휘되는 조건에서 시간경과와 환경변화에 따른 힘의 변화나 영구 변형길이에 대한 각 교정 고무탄성재료의 상대적인 비교가 효과적이라고 사료된다.^{12,13,42)}

교정용 고무탄성재료에 대한 생역학적 성질을 연구하는데 있어서 중요한 요소중 하나가 탄성율(modulus of elasticity)인데, 이는 탄성재료 자체의 고유한 물리적 특성으로서, 이 수치를 통해 어느 특정 재료가 특정 길이만큼 신장되었을때 어느 정도의 힘이 발휘될 것이라고 하는 예측이 가능하게 하는 수치이며, 이러한 예측은 탄성한계 내에서만 가능한 것이다¹¹⁾.

이에 따라 저자는 본 연구의 시료로 선정된 3가지 재료에 대하여 신장길이에 따른 힘과 탄성율을 산출하였다(Table 1).

이는 각 재료가 10mm 신장(extension)되었을때(각 재료의 탄성한계 내), elastic module

의 탄성율은 25.0grams/mm였었고, elastic thread는 18.9grams/mm였으며, latex band는 11.8grams/mm으로서 latex band가 가장 탄성율이 적은 것으로 나타났다. 이는 latex band가 가장 활성화 범위(activation range)가 크다는 것을 의미한다. Yong과 Sandrik¹¹⁾의 연구에 따르면 latex band의 탄성율은 22 grams/mm이고, elastic module은 제조회사에 따라 46-89grmas/mm로서 상당히 다양하였다. 이처럼 본 연구의 재료에 상당한 차이를 보이는 이유는 제조회사간에 재료자체의 성분이 다를 수 있고, 재료의 굵기가 다르며, 탄성한계 범위를 결정하는 방법상의 차이인 것으로 사료된다.

교정용 탄성재료의 선택시 고려해야 될 사항 중 또 하나의 중요한 요소는 시간경과와 환경 변화에 따른 힘 감소정도와 영구변형에 대한 고려이다(Table 2, 3, 4).

본 연구에서는 각 시료의 시간 경과군을 1시간 경과군, 6시간 경과군, 12시간 경과군, 24시간 경과군, 1주 경과군, 2주 경과군으로 나누었는데 이때 최종 경과군을 2주로 한 이유는 임상적으로 교정용 탄성 고무재료를 장착한 환자에 있어서는 2주 간격으로 내원하는 경우가 많고, 또한 이전의 문헌^{9,12,24,25,42)}에서 고무탄성 재료의 힘 감소와 영구변형은 대부분 1주일 이내에 일어나고, 그 이후에는 거의 일정하였다는 연구보고가 있었기 때문이다.

실험환경은 상온 공기중(22±3°C), 증류수(37±1°C), 타액(37±1°C)로 하였는데 그 이유는 상온 공기중과 같은 건조한 조건(dryness)과 증류수, 타액과 같은 습한 조건(wetness)에서의 각 시료의 힘 감소정도와 영구변형 정도를 알아보고 각 재료들에 대한 상대적인 비교를 하기 위함이었다.

또한, 습한 조건을 다시 증류수와 타액으로 구분한 이유는 타액내에 존재하는 유리이온이나 효소와 같은 유기물 등에 의하여 각 탄성재료가 어떠한 정도의 영향을 받는지 알아보기 위함이었다.

연구결과 각 재료는 모든 환경에서 시간이 경과함에 따라 힘 감소와 영구 변형길이가 증

가하는 것으로 나타났다(table 2, 3, 4, 5, 6, 7).

공기중에서 24시간 경과한 latex band의 영구 변형율은 8.2%였고, 힘 감소율(대조군에 비하여)은 11.6%였으며, elastic thread의 영구 변형율은 8.4%, 힘 감소율은 12.6%였으며 elastic module의 영구 변형율은 10.1%였고, 힘 감소율은 18.9%로서 가장 영구변형도 잘되고 힘 감소도 가장 많은 것으로 나타났다. 공기중에서 2주 경과한 실험군중 latex band는 13.4%의 영구 변형율과 17.3%의 힘 감소가 일어났고 elastic thread는 13.8%의 영구 변형율과 14.4%의 힘 감소가 일어났고, elastic module은 14.6%의 영구 변형율과 25.7%의 힘 감소가 나타나 2주 경과 후에도 elastic module의 힘 감소와 영구 변형율이 가장 큰 재료였다(table 2).

Ash와 Nikolai³⁹⁾는 Alastik chain의 공기중에서 시간 경과에 따른 힘 감소를 연구한 결과, 24시간 경과후 CK Alastik CK Alastik의 힘 감소는 47%이고, K-1 Alastik은 49%라고 하였으며 2주 경과후 CK Alastik은 52%로서 본 연구결과에서 보다는 훨씬 더 많은 힘의 감소를 보이는데 이는 초기에 부여된 힘이 저자의 실험에서의 힘보다 3배 이상 크며, 재료의 본래 길이도 차이가 있으며, 같은 polyurethane-based material이라 할지라도 제조회사에 따라 제조 방법이나 성분에 차가 있음으로 해서 오는 결과라고 사료된다. 증류수에 24시간 경과한 latex band, elastic thread, elastic module의 영구 변형율은 13.8%, 12.8%, 17.7%로서 elastic module이 가장 크게 영구변형되었고, 힘의 감소에 있어서는 18.1%, 15.2%, 43.8%로서 역시 elastic module이 가장 높은 힘의 감소 경향을 보이며, 증류수에 2주 경과한 latex band, elastic thread, elastic module의 영구 변형율은 20.0%, 20.1%, 20.4%로서 elastic module이 가장 영구 변형율이 높았고, 힘 감소는 23.7%, 21.7%, 50.8%로써 elastic module이 가장 많은 힘 감소가 있었다(table 3).

Ash와 Nikolai³⁹⁾는 CK Alastik과 K-1 Alastik에 대한 비교연구에서 증류수내에 24시

간 방치한 각 재료의 힘의 감소율은 공히 58% 정도라고 했으며 2주 경과 후에는 65% 정도의 힘의 감소가 있었다고 보고했다.

이는 본 연구에서 채택된 elastic module의 힘의 감소보다는 상당히 높은 것으로 나타났는데 이는 앞서 언급한 것처럼 초기에 부여된 힘이 다르고, 재료간 성분의 차에서 오는 결과라고 사료되며, 저자의 연구와 Ash와 Nikolai³⁹⁾의 연구의 공통점은 polyurethane based material은 습윤상태에서 상당한 힘의 감소가 일어난다고 하는 것이다.

Latex band에 대한 연구에서 Wong¹³⁾, Andresen과 Bishara^{12,15)}, Davis와 Blake³⁸⁾ 등은, latex 재료는 공기중 방치시 ozone이나 자외선에 의하여 갈라지고, 7-17%의 힘의 감소가 일어난다고 하였으며, Newman²⁰⁾은 latex elastic은 종이봉지에 보관하면 신장력이 소실되므로 플라스틱 용기에 담아서 보관해야 한다고 하다고 지적한 바 있다.

Thoma⁴⁴⁾은 건조조건과 습윤조건에서의 latex band는 큰 물리적 특성 변화가 없다고 했으나, Wong¹³⁾은 공기중 보다는 37°C water에 보관한 polymeric thread가 상당한 이완(relaxation)이 일어난다고 보고하였는데, 이는 저자의 연구결과와 일치하였다.

자연타액에서 6시간 경과한 latex band, elastic thread, elastic module의 영구변형율은 10.8%, 12.6%, 15.1%였고, 24시간 경과 후에는 13.3%, 15.1%, 19.5%로 증가했으며 2주 경과 후에는 21.1%, 21.4%, 23.7%로서 각 재료가 비슷하게 나타났으며 힘 감소율은 6시간 경과 했을때 15.4%, 13.4%, 37.8%였고 24시간 경과후에는 18.6%, 15.0%, 48.1%로 나타났으며 2주 경과후에는 25.5%, 22.4%, 57.1%였다(table 4).

Hershey와 Reyola⁴²⁾등의 연구에 의하면 37°C water에 보관한 polurethane based plastic은 제조회사별로 힘 감소는 유의할 만한 차이가 없다고 결론 짓고 이러한 재료들은 24시간 경과 후에는 본래 힘의 50%를 상실하며 그 이후에는 5%이내의 변화로 거의 일정하다고 하였으며 saliva와 water환경에서는 유의한 차가

없다고 하였다.

Hershey와 Reynolds⁶⁾, Brook와 Hershey¹⁰⁾, Brantley등¹⁴⁾은 plastic module의 시간 경과에 따른 힘의 감소에 대하여 연구하고, 이러한 재료들은 상당한 힘의 감소가 있기 때문에 이에 대한 보상조치로서, 미리 신장시킬 것을 권고하였다.

Andresen과 Bishara^{12,15)}는 Alastick chain과 elastic thread의 생체내 연구를 통하여 Alastick chain은 24시간 경과후 75% 정도의 힘의 감소가 일어나며 Latex band는 상대적으로 적은 43%라고 보고한 바 있다. 또한 그는 elastic module처럼 심하게 힘 감소가 일어나는 재료에 대해서는, 이것을 보상하기 위하여 초기에 원하는 힘의 4배정도를 부여해야 한다고 주장하였으며, 24시간 경과 후 영구 변형율에 있어서는 Alastick chain이 50%, latex band는 23%정도라고 보고한 바 있다. 이러한 결과는 저자의 연구결과와는 상당히 차이가 있었다. 그 이유로는 부여된 초기 힘의 정도가 본 연구보다 상당히 크고 재료 자체의 성분이 다르기 때문이라고 사료된다.

Young과 Sandrik¹¹⁾은 polymeric chain의 영구변형율은 60% 정도이고 latex band는 23% 정도라고 보고하였는데, 이러한 결과는 latex에 대해서는 저자의 연구결과와 유사하지만 polymeric chain에 대해서는 상당한 차이가 있었다. 또한 plastic module의 임상적용에 있어서 Andresen과 Bishara^{12,15)}가 주장한 것처럼 초기에 원하는 힘의 4배 정도를 적용한다고 하는 것은, 그 재료의 탄성한계를 넘을 뿐만 아니라, 조직에 손상을 줄 수 있다고 언급하고, 그러한 주장은 잘못된 것이라고 반박했다. Howard와 Nikolai⁹⁾는 polymeric thread와 elastic thread의 비교 연구를 통하여 elastic thread는 6주가 경과해도 30% 이상의 힘의 감소는 일어나지 않는다고 하므로서 elastic thread의 상대적인 우수성을 지적하였다. Ash와 Nikolai³⁹⁾는 elastic module에 대한 통계학적 분석을 통하여 증류수보다는 자연타액에서 힘의 감소가 더 많이 일어난다고 언급했고, 또한 상온공기중 보다 타액이나 증류

수에서 탄성재료의 힘의 감소가 더 잘 일어난다고 주장하고 그 원인은 온도와 타액내 효소라고 보고한 바 있다.

Bishara와 Andresen^{12,15)}은 타액과 증류수에서 힘의 감소에는 유의할 만한 차가 없다고 보고 하였으며, Howard와 Nikolai⁹⁾는 elastic thread에 대한 환경변화와 시간경과에 대한 힘 감소에 대한 연구에서 8일 이전까지는 공기중에 방치한 경우가 더 많은 힘의 감소가 일어나고, 그 이후에는 타액환경에서 더 많은 힘의 감소가 일어난다고 주장하였다. 이러한 연구 결과는 저자의 연구 결과와 일치하지 않았을 뿐만 아니라 비교할 수 있는 문헌 또한 찾지 못했다.

저자의 실험결과에 따르면 환경에 관계없이 시간경과에 따라 가장 급격한 힘의 감소를 보이는 것은 elastic module이었으며, 가장 적은 힘의 감소를 보이는 것은 elastic thread라는 결과를 얻었는데, 이는 Wong¹³⁾, Howard와 Nikolai⁹⁾가 지적한 것처럼 elastic thread가 상대적으로 적은 힘의 감소가 일어나는 이유는 elastic thread를 덮고 있는 nylon에 의한 보강효과라고 사료된다.

Ash와 Nikolai¹⁰⁾는 다양한 elastic module에 대한 연구를 통하여 공기중에서 1주 이전에는 유의할 만한 힘의 감소가 일어나지 않고, 2주후 비로소 유의할 만한 변화가 있으며 증류수와 타액에서의 힘 감소에 대한 비교에서 1주만 경과해도 유의할 만한 차가 있었다고 보고 함으로서 저자의 연구결과와는 차이가 있었다. 그 이유로는 본 연구에서 사용된 재료와 동일 제조회사의 제품이 아닐 뿐만 아니라, 초기에 부여한 힘의 크기도 다르고, 힘의 감소에 대한 유의 수준이 다르기 때문으로 사료된다.

영구 변형길이의와 힘 감소와의 상관관계를 분석해본 결과, 강한 역 상관관계가 있는 것으로 분석되었다($p < 0.001$) (table 11). 이러한 결과는 Young과 Sandrik¹¹⁾의 결과와 일치하였다.

지금까지의 연구결과를 종합적으로 알아보기 위해 힘과 영구 변형길이를 각각 종속변수로 하고 시간경과, 환경변화, 재료를 독립변수로 하는 3-way ANOVA 및 다원변량 분석결과

시간경과요소, 환경변화요소, 재료요소들은 모두 힘과 영구 변형길이에 대하여 높은 영향을 주는데($p < 0.001$) (table 12), 영구 변형길이에 있어서는 설명도는 89% 수준에서, 재료자체의 성질이 약 45%로서 가장 큰 영향을 주며, 시간경과는 27% 정도로 영향을 주며, 환경변화는 16%로 영향을 주므로서, 환경변화가 가장 적은 영향요소로 나타났다. 또한 힘에 있어서는 설명도가 약 80%였는데 재료자체가 약 49% 영향을 주므로서, 가장 큰 영향요소로 나타났다, 시간경과가 약 18% 정도 영향을 주며, 환경변화는 약 13%로서 환경변화에 가장 영향을 적게 받는 것으로 분석되었다.

본 연구에서는 일정한 거리와 일정한 온도에서의 각 재료에 대한 생역학적 성질을 연구했으나, 향후에는 구강 내 환경조건을 가능한 정확하게 재현할 수 있는 온도 가변요소 및 치아 이동 요소등을 고려한 연구와 아울러 자연타액의 각 성분중 어느 요소가 특히 고무탄성 재료의 힘 감소에 많은 영향을 주는지에 대한 연구가 계속 되어야 하리라 사료된다.

V. 결 론

교정용 고무탄성재료의 생역학적 성질을 상호 비교하기 위하여, 30mm로 신장시 205 ± 10 grams을 발휘하는 latex band, nylon-covered elastic thread, elastic module을 시료로 선정하여 공기중($22 \pm 3^\circ\text{C}$), 증류수($37 \pm 1^\circ\text{C}$), 자연타액($37 \pm 1^\circ\text{C}$)의 각 환경에서 1시간 경과군, 6시간 경과군, 12시간 경과군, 24시간 경과군, 1주 경과군, 2주 경과군으로 구분하여 각 시료의 영구변형 길이와 30mm 신장시의 힘을 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. latex, thread, module 공히, 신장 후 시간이 경과함에 따라 힘 감소가 일어났고, 영구 변형길이가 증가되었는데, 힘의 감소는 module, latex, thread의 순으로 영구 변형길이는 module, thread, latex순으로 많았다.

2. 환경요인중 타액에서 영구 변형길이의와 힘의 감소가 가장 많았고, 공기중에서 가장 적었

다.

3. 힘과 영구 변형길이 사이에는 강한 역 상관관계를 보였다.

4. 힘과 영구 변형길이에 가장 영향을 많이 주는 요인은 자료자체이고, 그 다음은 시간경과, 환경변화 순으로 나타났다.

5. 타액에서 24시간 경과후 힘의 잔존율은 elastic module이 51.9%, latex band는 81.4%, elastic thread는 85.0%였으며, 2주 경과 후에는 각각 42.9%, 74.5%, 77.6%였다.

참 고 문 헌

1. Gjessing P. : Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine retraction spring, *Am. J. Orthod.*, 87:353-362, 1985.
2. Thurow, R.C.: *Edgewise orthodontics*, 4th edition, The C.V. Mosby Co., 1-72, 1982.
3. Burstone, C.J.: The application of continuous forces to orthodontics, *Angle Orthod.* 31:1-4, 1961.
5. Burstone, C.J.: The biomechanics of tooth movement, In *Vistas in Orthodontics*, Chapter 5, Edited by B.S.: 467-489, 1970.
6. 고정석 : 인공타액하에서 교정선과 bracket 간의 마찰력에 대한 연구, *대한치과교정학회지*, 18 : 55-63, 1988.
7. Rildy, J.L., Garret, S.G., and Moon, P.C.: Frictional forces of ligated Plastic and metal edgewise brackets, *J. Dent. Res.*, 58:98, 1979.
8. Hershey, H.G., and Reynolds, W.G.: The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism, *Am. J. Orthod.*, 67: 554-562, 1975.
9. Howard, R.S., Nikolai, R.J.: On the relaxation of orthodontic elastic threads, *Angle Orthod.*, 49:167, 1979.
10. Brooks, D.G., Hershey, H.G.: Effect of heat and time on stretched plastic orthodontic modules, *J. Dent. Res.*, 55(Abstract): Special Issue B, 1976.
11. Young, J. Sandrik, J.L.: The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers, *Angle Orthod.*, 49:104, 1979.
12. Bishara, S.E., and Andresen, G.F.: A comparison of time related forces between plastic Alastik and latex elastics, *Angle Orthod.*, 40:319-328, 1970.
13. Wong, A.K.: Orthodontic elastic materials, *Angle Orthod.*, 46:196-205, 1976.
14. Brantley, W.A., Salander, S., Myers, C.L., et al.: Effect of prestretching on force degradation characteristics of plastic modules, *Angle Orthod.*, 49:37, 1979.
15. Andreasen, G.F. and Bishara, S.: Comparison of Alastik Chains and Elastics Involved with Intra-Arch Molar to Molar Forces, *Angle Orthod.*, 40:151-158, 1970.
16. Kovatch, J.S., Lautenschlager, E.P., Apfel, D.A. and Keller, J.G.: Load-extension-time behavior of orthodontic Alastik, *J. Dent. Res.*, 55:783-786, 1976.
17. David, C., De. Genova, Pamela, McInnes-Ledoux, Roger Weinberg, Robert Shaye.: Force degradation of orthodontic elastomeric chains—A product company study, *Am. J. Orthod.*, 87 377-384, 1985.
18. 이동주 : Elastic force에 관한 연구, *구강생물학 연구*, 3 : 95-102, 1980.
19. Young, T.Y., Baldwin, J.J.: Analysis of space closing springs in orthodontics, *J. Biomech.*, 7:21-28, 1974.
20. Burstone, C.J.: Mechanics of the segmented arch technique, *Angle Orthod.*, 36:99-120, 1966.
21. Burstone, C.J.: The segmented arch approach to space closure, *Am. J. Orthod.*, 82:361-378, 1982.

22. Huffman, D.J., Way, D.C.: A clinical evaluation of tooth movement along arch wires of two different sizes, *Am. J. Orthod.*, 83: 453-9, 1983.
23. 김영원, 손병화: 견치 원심 이동시 초기 변화에 관한 유한요소법적 연구, *대한치과교정학회지*, 18: 25-53, 1988.
24. Yamado, Shigeru: The Elasticity of Orthodontic Rubber Band, *Abstract in Angle Orthod.*, 7:249, 1937.
25. Bell, Walter R.: A Study of Applied Force as Related to the Use of Elastics and Coil Springs, *Angle Orthod.*, 21:151-154, 1951.
26. Newman, G.V.: Biophysical Properties of Orthodontic Rubber Elastics, *Journal of the New Jersey State Dental Society.*, 35: 95-103, 1963.
27. Andreason, G.F. and Quevedo, F.R.: Evaluation of frictional forces in the 0.22X0.028 inch edgewise bracket in vitro, *J. Biomechan.*, 3:151-169, 1970.
28. Nicolls, J.: Frictional forces in the fixed orthodontic appliance, *Den. Pract. Dent. Res.*, 18:362-366, 1968.
29. 민정미: 치아의 활주 이동시 brackets와 archwire사이에서 발생하는 마찰저항력에 관한 비교연구, *대한치과교정학회지*, 18: 155-163, 1988.
30. Nikolai, R.J.: On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction, *Am. J. Orthod.*, 68:290-302, 1975.
31. Nikolai, R.L.: Bioengineering analysis of orthodontic mechanics, *Les & Febiger, Philadelphia.*:53, 1987.
32. Boester, C.H., and Johnston, L.E.: A clinical investigation of concepts of differential and optimal force in canine retraction. *Angle Orthod.*, 44:113-119, 1974.
33. Story, E.E., and Smith, R.: Force in orthodontics and its relation to tooth, 1974.
33. Story, E.E., and Smith, R.: Force in orthodontics and its relation to tooth movement, *Aust. J. Dent.*, 56:11-18, 1952.
34. Begg, P.R.: *Begg orthodontic theory and technique*, Philadelphia, W.B. Saunders Company, 97-135, 1965.
35. Begg, R.: Differential Forces in Orthodontic Treatment, *Am. J. Orthod.*, 42:481-501, 1956.
36. Reitan, K.: Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics, *Am. J. Orthod.*, 43:32-45, 1957.
37. Reitan, K.: Selecting forces in orthodontics, *Ear. Ortho. Soc. Trans.*, 32:108-125, 1956.
38. Davis, C.C. and Blake, J.T.: *The Chemistry and Technology of Rubber*, American Chemical Monograph Series, Reinhold Publishing Corporation, New York, N.Y., 1937.
39. Ash, J.L., Nikolai, R.J.: Relaxation of orthodontic Elastomeric chains and modules in vitro and in vivo, *J. Dent. Res.*, 57(5-6): 685-690, 1978.
40. Andrew, L.S., Evalien, V.P., Anthony, G.: A comparison of elastomeric auxiliaries versus elastic thread on premolar extraction site closure :An in vivo study, *Am. J. Orthod.*, 89:73-78, 1986.
41. Ricketts, R.M., Bech, R.W., Gugino, C.F. Hilgers, J.J., Schulhof, R.J.: *Bioprogressive therapy*, Denver, Rocky Mountain Orthodontics., 93-100, 1979.
42. Loyola, J.: Load relation of Orthodontic Alastic Modules, unpublished Master's Thesis, Loyola University of Chicago, 1976.
43. Garner, L.D., Allai, W.W., and Moore, B.K.: A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire, *Am. J. Orthod.*, 90:199-203, 1986.
44. Thomas, R.B., Sapiro, J.C. and Angle, B.C.:

— ABSTRACT —

**A STUDY ON THE BIOMECHANICAL PROPERTIES OF
ORTHODONTIC RUBBER ELASTIC MATERIALS**

Hyun-Sup Song, D.D.S., Sang-Cheol Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University

The purpose of this study was to investigate and compare the biomechanical properties of orthodontic rubber elastic materials.

Latex bands, nylon-covered elastic threads and polyurethane-based elastic modules, delivering 205 ± 10 grams force at 30mm stretching state were selected and stored separately in 3 environments—air ($22 \pm 3^\circ\text{C}$), distilled water ($37 \pm 1^\circ\text{C}$), or natural saliva ($37 \pm 1^\circ\text{C}$). And, the amount of remaining force and permanent elongation of each sample were measured on Instron at interval of 1 hour, 6 hours, 12 hours, 24 hours, 1 week, and 2 weeks. So the data derived were analyzed statistically.

The results were as follows:

1. Force decay and permanent elongation of all materials increased with time lapsed; elastic module, latex band and nylon-covered elastic thread in that order of the amount of force decay; elastic module, elastic thread, latex band in that order of the amount of permanent elongation.
2. Among environmental conditions, force decay and permanent elongation in natural saliva, most increased, and those in air, least increased.
3. There was a negative correlation between force decay and permanent elongation.
4. Force decay and permanent elongation were most affected by the material itself, time and environments in that order.
5. After 24 hours in saliva, the percentage of remaining force in elastic module was 51.9% (107.37grams); in latex band, 83.2%(172.62grams); in elastic thread, 85.0%(179.25grams). After 2 weeks in saliva, the percentage of remaining force in elastic module was 42.9%(88.75 grams); in latex band, 74.5%(154.50grams); in elastic thread, 77.6%(163.75grams).