

## 교정용 열가소성 재료의 두께와 변형량이 재료의 물리적 특성에 미치는 영향

민 샘<sup>a</sup> · 황충주<sup>b</sup> · 유형석<sup>b</sup> · 이상배<sup>c</sup> · 차정열<sup>d</sup>

다양한 열가소성 교정 재료를 이용한 성공적인 임상 결과가 보고되었지만, 재료의 물리적 성질에 관한 연구는 많지 않다. 본 연구는 열가소성 재료의 종류, 두께, 변형량과 반복변형에 따른 변형 시 필요한 하중과, 변형되었던 재료가 원래의 상태(resting position)로 돌아갈 때 재료의 복원력을 평가하였다. 실험적인 모델의 조건에서 투명교정장치의 재료로 쓰이는 4가지 종류의 열가소성 재료(0.5 mm, 0.75 mm, 1.0 mm 두께)를 최종 변형량이 2.0 mm가 될 때까지의 하중(gf)을 측정하였다. 변형 후 탄성력에 의해 원점으로 회복될 때, 재료의 복원력(gf/mm<sup>2</sup>)을 측정하였다. 동일한 방법으로 5회 반복변형 동안의 하중과 복원력의 변화를 측정하였다. 그 결과, 열가소성 재료의 두께와 변형량에 대해 상호 교호작용이 관찰되었으며 ( $p < 0.05$ ), 열가소성 재료의 두께 및 변형량이 하중과 복원력에 가장 큰 영향력을 나타내었고 재료 간 혹은 제품 간의 하중과 복원력에는 유의한 차이가 없었다. 두께가 1.0 mm이거나 또는 1.0 mm 이상 변형인 경우 최소 159 gf의 하중이 필요하였고, 최소 16 gf/mm<sup>2</sup>의 복원력이 발생하였다. 각 실험군에 대한 반복 하중 시 하중과 복원력에서 유의한 차이가 관찰되었고 ( $p < 0.01$ ), 평균 10 - 17%의 하중 감소와 4 - 7%의 복원력 감소가 관찰되었다. 이상의 결과, 하중과 복원력에 가장 영향을 많이 주는 요소는 재료의 두께와 치아의 이동량이었다. 제품에 상관없이 두께가 1.0 mm 이상인 재료를 사용하거나 치아를 1.0 mm 이상 이동 시에는 과도한 힘이 발생하였다. 따라서 투명교정장치를 이용하여 생리적으로 치아를 이동시키기 위해서는 초기 치아배열을 위해 사용하는 열가소성 재료의 두께와 셋업 시 치아 이동량을 고려하여 과도한 힘이 가해지지 않도록 해야 한다. 또한 반복하중 후에 열가소성 재료의 피로도에 의한 힘의 상쇄를 고려하여 임상에 적용해야 한다. (대치교정지 2010;40(1):16-26)

**주요 단어:** 열가소성 재료, 하중, 복원력, 반복하중

### 서론

오늘날 성인 교정에 관한 관심이 증가하면서 일반적으로 사용하는 고정식 브라켓 장치를 대체할 수 있는 심미적인 교정 장치에 대한 관심이 증가하고 있다. 투명교정장치는 치료 중에도 장치의 조정

이 간단하거나 거의 필요가 없고, 기능 시 방해가 되지 않아 저작 효율에도 영향을 주지 않기 때문에 성인 교정에서 쓰여지고 있다. 부분적인 치열 교정이나 유지장치와 같은 교정영역에서도 많이 쓰이고 있으며, 이외에도 이갈이 장치, 턱관절 스플린트, 미백 트레이 등 다양한 용도로 사용되고 있다.<sup>1-3</sup>

교정치료 영역에서 처음으로 Kesling<sup>4</sup>은 교정적인 치아 이동을 위해 사용할 수 있는 탄성 중합체 (elastic polymer)로 제작된 tooth positioner에 대해 소개하였고, Nahoum<sup>5</sup>은 'vacuum-formed dental contour appliance'에 대해 보고하였으며, Fernandez 등<sup>6</sup>과 Yoshii<sup>7</sup>는 서로 다른 탄성계수를 가진 재료로 구성된 유지장치를 처음으로 소개하였다. 이후 다양한 종류의 투명교정장치들이 개발되었다.

최근에는 투명교정장치가 일반적인 브라켓과 와이어를 대체할 수 있는 장치로 소개되고 있으며, 다

<sup>a</sup>대학원생, <sup>d</sup>조교수, 연세대학교 치과대학 교정학교실.

<sup>b</sup>교수, 연세대학교 치과대학 교정학교실, 두개안면기형 연구소, 구강과학연구소.

<sup>c</sup>연구원, 연세대학교 치과대학 치과생체재료공학교실.

교신저자: 차정열.

서울시 서대문구 신촌동 134번지 연세대학교 치과대학 교정학교실.

02-2228-3103; e-mail, jungcha@yuhs.ac.

원고접수일: 2009년 6월 30일 / 원고최종수정일: 2009년 12월 31일 /

원고채택일: 2010년 1월 3일.

DOI:10.4041/kjod.2010.40.1.16

\*본 연구는 연세대학교 치과대학 2008년 신진교수연구비에 의하여 이루어졌음(6-2008-0058).

양한 임상적인 방법에 대한 연구가 보고되고 있다. Sheridan 등<sup>8</sup>은 셋업 과정과 함께 다양한 종류의 플라이어를 이용하여 장치를 조작하거나 변형하여 사용할 수 있는 Essix appliance technology를 개발하여, 투명 교정장치를 다양한 방법으로 응용할 수 있게 하였다. 또한 Align Technology에서는 치아 이동에 따라 CAD/CAM을 사용하여 모형을 제작한 뒤, 장치를 제작하는 Invisalign System<sup>9</sup> (Align Technology, Santa Clara, Calif, USA)을 개발하였으며, 이에 따라 투명 교정장치의 응용범위가 확대되었다.

Bollen 등<sup>10</sup>이 투명교정장치의 활성화 시간에 대해서 연구하였는데 2주 간격으로 장치를 활성화 시키는 것이 가장 효과적이라고 임상보고를 하였으며 현재 재료나 회사에 따라 서로 다른 다양한 술식들이 제시되어 사용되고 있다. 기존의 투명장치와 관련된 연구는 주로 임상증례 중심의 연구였으며,<sup>11,12</sup> 재료의 물리적 성질에 관한 연구는 많지 않았고, 연구 시 사용한 재료가 제한적이었다. 또한 대부분의 연구에서는 하중을 재료에 부여하는 방법이나 측정하는 방법이 임상에서의 조건을 반영하지 못하였다는 한계점을 가지고 있다.

투명교정장치가 치아에 부여할 수 있는 힘의 크기는 장치의 피로도에 따라서 변화될 수 있다. 비록 초기의 힘이 크다고 하더라도, 치아 이동 후나 반복 하중에 따른 힘의 상쇄(force decay)에 의해 감소율이 큰 경우 힘이 다시 작용하기 전까지 치주인대의 재생과 보상을 위한 기간이 있게 된다. 반면 초기에는 힘의 크기가 적절하였으나, 치아 이동 후나 반복 하중에 의한 힘의 상쇄가 큰 경우에는 교정 치료에 알맞은 힘을 적용할 수 없게 된다. 그러므로 이상적인 치아이동을 위한 힘의 적용 시 힘의 상쇄에 대해서도 함께 고려하여야 한다.

이 연구의 목적은 각각의 제조사들이 권장하는 열변성 조건에 기초하여 제작된 열가소성 재료의 수직변형 시에 발생하는 하중과, 원래의 상태로 돌

아갈 때의 재료의 복원력을 제조사별, 재료의 두께 및 변형 정도에 따라 평가하고자 하였다. 또한 반복 하중에 따른 하중과 복원력의 변화도 분석하고자 하였다.

## 연구방법

### 연구재료

본 실험에서 사용한 치과 교정용 투명교정장치는 현재 시판되고 있는 재료인 0.5, 0.75, 1.0 mm 두께의 Duran (Scheu-Dental, Iserlohn, Germany), 0.5, 0.75, 1.0 mm 두께의 Easy-vac (3A Medes, Gyeonggi-do, Korea), 0.5, 0.75, 1.0 mm 두께의 Essix A+ (Raintree Essix, Inc. New Orleans, Louisiana, USA), 0.75, 1.0 mm 두께의 Essix ACE (Raintree Essix, Inc. New Orleans, New Orleans, Louisiana, USA)를 이용하였다 (Table 1). 한국 성인에서의 평균적인 상악 전치 절단면에서의 두께(2 mm)와 상악 전치의 최대 풍융부에서의 두께(8.5 mm)와 높이(7 mm)를 반영하고,<sup>13</sup> 모형의 총 높이는 Sheridan 등<sup>8</sup>이 제안한 모형 높이 (20 mm)를 고려하여 경석고로 모형을 제작한 뒤 연마 하였다. 이후 Biostar<sup>®</sup> (Scheu-Dental, Iserlohn, Germany)에 제작한 모형을 올려놓고 제조사가 추천하는 열성변형조건을 이용하여 열을 가한 뒤, 석고 모형을 제거하였으며 양형으로 복제된 부위에서 평면부위를 선택하여 12 × 35 mm 크기로 trimming하여 6개씩 총 66개의 시편을 얻었다 (Fig 1, Table 2).

### 연구방법

#### 열성변형 전후의 두께변화

열성변형 전 판형 모형의 열가소성 재료의 실제 두께를 세부분에서 측정하여 평균을 구하였고, 열

**Table 1.** Prescription of materials used in this study

Product name	Thickness (mm)	Manufacturer	Component
Duran	0.5, 0.75, 1.0 mm	Scheu-Dental (Iserlohn, Germany)	Polyethylene terephthalate glycol
Easy-vac	0.5, 0.75, 1.0 mm	3A Medes (Gyeonggi-do, Korea)	Polyethylene terephthalate glycol
Essix A+	0.5, 0.75, 1.0 mm	Raintree Essix, Inc. (Louisiana, USA)	Copolyester
Essix ACE	0.75, 1.0 mm	Raintree Essix, Inc. (Louisiana, USA)	Copolyester

Essix ACE does not provide 0.5 mm thickness sheets.

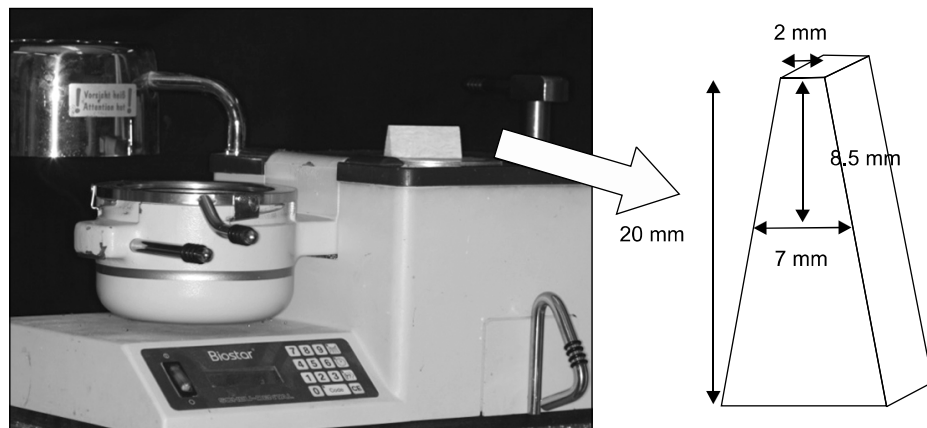


Fig 1. Biostar<sup>®</sup> (Scheu-Dental, Iserlohn, Germany) and fabricated dental model.

Table 2. Condition of thermoform used in this study

Brand	Thickness (mm)	Temperature (°C)	Heating time (Sec)	Cooling Time (Sec)	Biostar <sup>®</sup> code
Duran	0.50	220	25	20	111
	0.75	220	30	20	122
	1.00	220	35	60	132
Easy-vac	0.50	220	25	20	111
	0.75	220	30	20	122
	1.00	220	35	60	132
Essix A+	0.50	220	30	20	122
	0.75	220	35	60	132
	1.00	220	40	60	142
Essix ACE	0.75	220	25	60	113
	1.00	220	35	60	133

성변형조건을 이용하여 시편을 제작한 후에 시편의 중심 부위의 두께를 electronic digital caliper로 측정하여 열성변형 전후의 두께 변화를 비교하였다 (Table 2).

### 3점 굴곡 실험 및 3점 굴곡 회복 실험

3점 굴곡 실험은 만능물성시험기(Model 5567, Instron<sup>®</sup> Co. Pennsylvania, USA)를 사용하여 시행하였다. 임상적인 상황을 실험에 반영하기 위하여 3점 굴곡 실험을 위하여 시편의 양 끝을 fixation jig를 이용하여 고정하였으며 (Fig 2), 양끝단 고정원(fixation jig) 사이의 길이는 24 mm가 되도록 제작하였는데, 이것은 상악 중철치 2개와 측절치 1개의 크기를 반영한 것이었다. 시편의 두께별로 6개씩 시편을

준비하여 5 mm/min 속도의 crosshead speed로 변위량이 2.0 mm가 될 때까지 하중을 부여하였고, 0.5 mm 간격마다 gf 단위로 총 66개 시편의 하중을 측정하였다. 이때 stylus의 첨부는 1 mm 반경에 폭은 12 mm였다 (Fig 2).

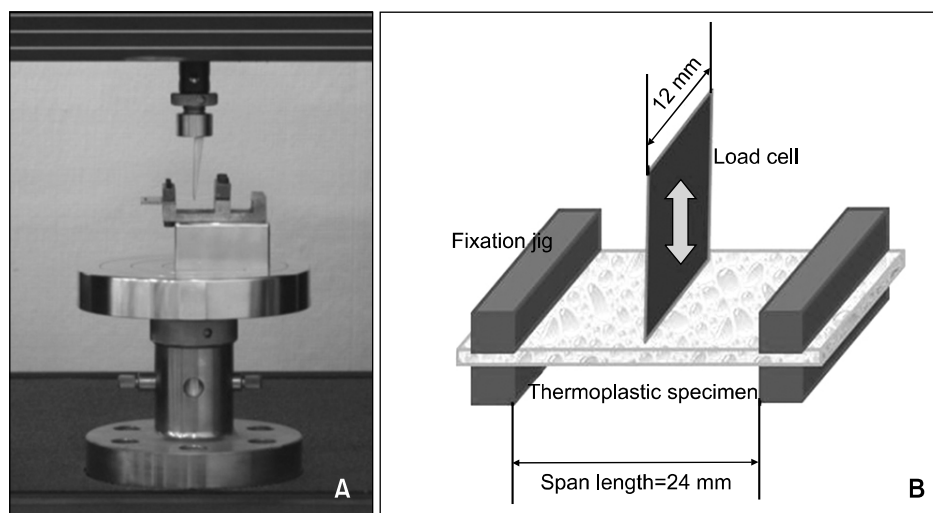
최대 변형(2.0 mm) 시행 후 하중 전달 실험(force delivery test)을 위해서 3점 굴곡 회복 실험을 수행하였다. 위와 동일한 시편을 사용하여 stylus를 5 mm/min의 crosshead speed로 위쪽으로 0.0 mm가 될 때까지 이동시켰다. 이때 변위되었다가 회복될 때의 재료가 가지는 복원력을 0.5 mm 간격마다 gf/mm<sup>2</sup> 단위로 측정하였다.

위의 실험을 동일하게 5회 반복하면서 동시에 하중과 복원력을 측정하였다.

## 계측치의 분석 및 통계 처리

두께를 달리한 4종의 제품으로 이루어진 총 11종의 연구대상의 굴곡 실험 시 하중(gf)과 복원력(gf/mm<sup>2</sup>)에 영향을 주는 요인을 알아보기 위해 Linear Regression을 시행하였다. 변형 정도에 따라 가하여진 하중의 크기와 굴곡 회복 실험 시 굴곡 회복 정도 따른 복원력의 크기를 평균과 표준편차로 제시하고, 제품 간의 차이가 있는 지 알아보고자

One-way ANOVA test를 실시하고 사후검정으로 Tukey test를 실시하였다. 두께와 변형량을 고정한 상태에서 두 가지 구성물질에 따른 하중과 복원력의 크기에 차이가 나는지를 알아보고자 Independent two-samples t-test를 시행하였다. 변형과 회복과정이 5회 반복될 때 하중과 복원력의 크기에 차이가 발생하는지를 알아보고자 repeated measures ANOVA test를 시행하였다. 분석 도구는 SAS 9.1Ver (SAS Inc., North Carolina)이다.



**Fig 2.** Experimental procedure used in this study. **A**, Universal test machine, Instron®; **B**, schematic diagram of 3 point bending test.

**Table 3.** Thickness differentiation after thermoform (Unit : mm)

Original thickness	Brand	Thickness before thermoform		Thickness after thermoform		ΔThickness	
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	Mean
0.50	Duran	0.58	0.00	0.30	0.02	0.28	48.3
	Easy-vac	0.51	0.00	0.29	0.03	0.22	43.1
	Essix A+	0.50	0.01	0.30	0.02	0.20	40.0
0.75	Duran	0.85	0.01	0.48	0.04	0.36	42.4
	Easy-vac	0.71	0.01	0.41	0.03	0.30	42.3
	Essix A+	0.74	0.00	0.40	0.03	0.34	45.9
	Essix ACE	0.75	0.01	0.42	0.02	0.33	44.0
1.00	Duran	0.99	0.00	0.58	0.03	0.41	41.4
	Easy-vac	1.03	0.00	0.59	0.04	0.44	42.7
	Essix A+	1.02	0.00	0.59	0.04	0.43	42.2
	Essix ACE	1.03	0.01	0.64	0.03	0.39	37.9

SD, Standard deviation; ΔThickness, thickness differentiation after thermoform.

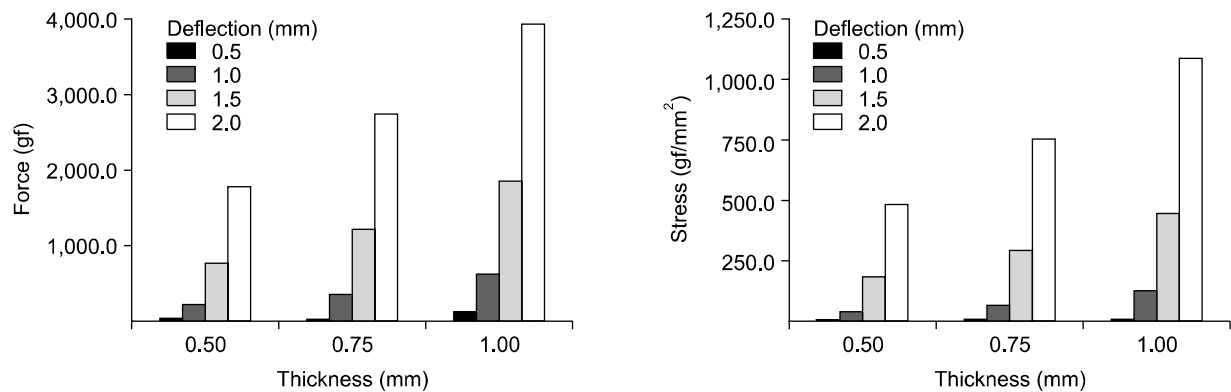
## 연구성적

### 열성변형 전후의 두께변화

모든 재료는 열성변형 후 두께가 감소하였으며, 평균 두께 감소율은 42.5%였다 (Table 3).

### 하중(gf)과 복원력(gf/mm<sup>2</sup>)에 영향을 미치는 요인

두께와 변형량에 대해 상호 교호작용이 관찰되었으며 ( $p < 0.05$ ), 하중(gf)과 복원력(gf/mm<sup>2</sup>)에 대한 회귀 방정식이 도출되었다. 두께 및 변형량이 해석식에서 하중과 복원력에 가장 큰 영향력을 나타내



**Fig 3.** Increase in bending force and recovery stress level depending on the thickness and amount of deflection for all four types of products (Lt, Force (gf); Rt, recovery stress (gf/mm<sup>2</sup>)).

**Table 4.** Factors associated with bending force and recovery stress (top) and multiple regressions for interaction among products, thickness, and deflection rate (bottom)

	Source	DF	Type III	Mean square	F value	Sig
Force (gf)	Products-Thickness	3	165005.16	55001.72	0.04	NS
	Thickness	1	29310957.92	29310957.92	20.38	*
	Products-Deflection	3	1147142.10	382380.70	0.89	NS
	Deflection	1	322134835.70	322134835.70	752.14	*
Recoverystress (gf/mm <sup>2</sup> )	Products-Thickness	3	24032.15	8010.72	0.07	NS
	Thickness	1	1774483.80	1774483.81	15.63	*
	Products-Deflection	3	52259.91	17419.97	0.46	NS
	Deflection	1	23675190.90	23675190.96	623.27	*

Parameter	Beta	SE	t	p value
Intercept	-40.65	216.00	-0.19	0.861
Duran	29.54	83.88	0.35	0.725
Easy-vac	19.59	83.40	0.23	0.814
Essix A+	47.61	85.01	0.56	0.576
Essix ACE (Reference)	0.00	—	—	—
Thickness	-353.46	249.55	-1.42	0.157
Deflection	-143.88	162.03	-0.89	0.375
Thickness × Deflection	1389.21	201.56	6.89	<.0001

DF, Degree of freedom; Sig, significant; NS, not significant; SE, standard error. \* $p < 0.001$ .

었으며, 재료 혹은 제품에 따라 하중과 복원력의 유의한 차이는 없었다 (Fig 3, Table 4).

#### 교정용 열가소성 재료의 두께와 변형량별 하중(gf)과 복원력(gf/mm<sup>2</sup>)의 크기 비교

모든 제품에서 1.0 mm 이상의 변형을 위해서는 적어도 221 gf의 하중이 필요하였고 (Table 5), 1.0 mm 이상의 변형 시 재료가 가지는 복원력은 37 gf/mm<sup>2</sup> 이상이었던 (Table 6). 또한 1.0 mm 두께의 모든 제품에서는 0.5 mm 변형에 적어도 159 gf의 하중이 필요하였고, 복원력은 16 gf/mm<sup>2</sup> 이상이었던.

동일한 두께에서 서로 다른 변형량을 적용하였을 때 재료 간 혹은 제품 간의 유의한 차이가 없었고, 또한 서로 다른 두께에서 동일한 변형량이 적용된 경우에도 재료 간 혹은 제품 간 유의한 차이가 없었다.

두께와 변형량의 두 조건을 모두 동일하게 한 뒤 제품에 따른 차이를 알아보았다. 0.75 mm 두께의 재료에서 0.5, 1.0, 1.5 mm 변형하였을 경우에만 제

품에 따라 하중에서 유의한 차이가 있었고, 이 경우를 제외하고는 유의한 차이가 없었다.

#### 반복하중 이후 하중과 복원력의 변화

각 실험군에 대한 반복하중 시, 모든 군에서 하중(gf)과 복원력(gf/mm<sup>2</sup>)의 유의한 감소 경향이 관찰되었다. 5회의 반복하중 후 평균 10 - 17%의 하중 감소와 4 - 7%의 복원력 감소가 관찰되었다 (Fig 4).

#### 고찰

투명교정장치는 치아에 직접적인 접촉을 통하여 교정력을 부여하고, 원하는 위치로 치아 이동이 일어나게 한다. 이때 장치가 치아에 교정력을 가하는 원리는 재료가 원래의 모양으로 돌아가려는 탄성력을 사용하는 것이다. 즉, 장착 시 변형되었던 장치가 원래의 모양으로 회복되려는 힘에 의해 치아에 교정력을 가하게 된다. 변형 후 회복과정 동안에 장치에 존재하는 복원력이 접촉을 통하여 치아를 이동시키므로, 재료의 복원력은 교정력을 반영한다는

**Table 5.** Comparative mean force according to three thickness levels and four deflection levels for four types of products

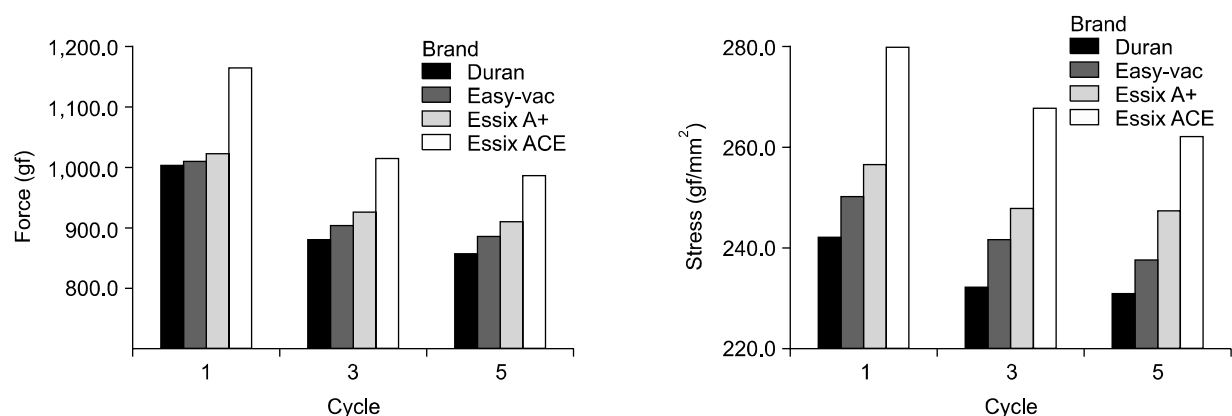
Thickness (mm)	Brand	Force (gf)							
		Deflection (mm)							
		0.5		1.0		1.5		2.0	
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
0.50	Duran	86.8	36.6	373.2	109.8	964.9	229.8	1938.6	385.5
	Easy-vac	32.7	18.0	220.9	60.6	715.6	118.7	1578.6	200.1
	Essix A+	54.3	18.1	299.8	50.3	917.0	106.8	1965.9	191.6
	Significance	NS		NS		NS		NS	
0.75	Duran	153.0	42.8	613.2	93.5	1644.2	82.5	3161.9	270.8
	Easy-vac	85.9	28.1	436.6	95.1	1287.4	200.5	2661.0	323.6
	Essix A+	110.9	36.0	499.2	124.6	1366.2	306.9	2755.1	584.6
	Essix ACE	92.9	44.7	435.4	128.1	1260.8	218.3	2594.3	303.4
	Significance	*		*		*		NS	
1.00	Duran	158.6	42.9	637.8	145.6	1735.9	335.3	3490.2	684.7
	Easy-vac	214.0	41.9	825.5	107.0	2204.6	246.5	4321.5	521.9
	Essix A+	213.9	50.0	818.5	153.7	2145.3	308.7	4209.2	474.7
	Essix ACE	239.4	89.5	875.2	286.3	2172.9	508.9	3965.1	692.2
	Significance	NS		NS		NS		NS	

SD, Standard deviation. \* $p < 0.05$ .

**Table 6.** Comparative mean recovery stress according to three thickness levels and four deflection rates for four types of products

Thickness (mm)	Brand	Recovery stress (gf/mm <sup>2</sup> )							
		Deflection (mm)							
		0.5		1.0		1.5		2.0	
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
0.50	Duran	5.3	5.0	54.9	25.3	208.6	55.2	538.5	107.0
	Easy-vac	2.0	5.0	36.6	14.0	162.3	30.1	438.9	55.5
	Essix A+	3.1	2.0	55.7	8.0	214.6	24.9	546.1	53.3
	Significance	NS		NS		NS		NS	
0.75	Duran	8.9	14.2	87.3	40.4	338.5	65.7	878.6	75.3
	Easy-vac	4.4	4.6	73.0	19.3	289.3	47.0	739.3	89.9
	Essix A+	10.2	7.0	86.5	34.7	309.5	87.2	765.6	162.4
	Essix ACE	5.8	3.0	77.4	24.0	288.1	54.9	721.0	84.1
	Significance	NS		NS		NS		NS	
1.00	Duran	19.0	11.4	118.0	37.2	397.5	98.0	969.8	190.2
	Easy-vac	23.9	15.5	154.0	27.7	506.5	70.5	1200.6	145.1
	Essix A+	29.4	5.3	159.7	24.4	497.6	66.5	1169.5	132.2
	Essix ACE	15.8	16.3	135.8	33.1	461.7	97.5	1101.8	192.2
	Significance	NS		NS		NS		NS	

SD, Standard deviation.



**Fig 4.** Graph showing bending force and recovery stress changes after repeated loading (Lt, Force (gf); Rt, recovery stress (gf/mm<sup>2</sup>)).

점에서 임상적으로 중요하다.

본 실험은 임상적용 범위가 점점 확대되고 있는 투명교정장치의 열가소성 재료에 대해 변형 시 가해지는 하중과 원래의 형태로 되돌아갈 때 재료의 복원력에 관해서 연구하였다. 연구의 특징을 살펴보면 첫째, 3점 굴곡 실험을 실시할 때 이전 실험<sup>14</sup>

과는 다르게 양 끝을 고정원(fixation jig)으로 고정된 상태로 실험하였다. 양끝을 고정한 것은 투명교정장치를 구강 내 착용 시 고정원 치아들에 의해 장치가 유지되는 임상적인 상황을 실험에 반영한 것이다. 둘째, 한국 성인에서의 평균적인 상악 전치의 크기를 모형에 반영하여 시편을 제작하였다. 상악

전치 절단면에서의 두께(2 mm)와 상악 전치 최대 풍융부에서의 두께(8.5 mm)와 높이(7 mm)를 반영하여 모형을 만들었고,<sup>13</sup> 이것을 열성변형 시 적용하였다. 셋째, 3점 굴곡 실험을 실시할 때 3점 굴곡 회복 실험을 함께 실시하였다. 즉 재료가 변형되도록 하는 하중과 함께 변형 후 재료의 탄성에 의해 원래의 상태로 돌아올 때 재료의 복원력도 함께 측정하였다. 장착 시 변형되었던 투명교정장치가 회복 시 가지는 복원력에 의해 치아를 이동시키므로 투명교정장치의 교정력을 알아보기 위해 복원력을 측정하였다.

현재 다양한 두께의 열가소성 재료가 시판되고 있는데, 명시된 열가소성 재료의 두께가 열성변형 과정을 거치는 동안 변하게 된다. Ryokawa 등<sup>15</sup>은 열성변형 후에 열가소성 재료의 두께가 기존 두께의 74.9 - 92.6% 정도의 두께로 줄어든다고 보고하였다. 이번 실험에서는 원래의 57.5%로 두께가 감소하였고, 이전 연구보다 두께 감소량이 컸다. 두께 감소량의 차이는 재료의 두께에 따라서 달라질 수 있는데, 두꺼운 재료일수록 더 많이 감소하는 경향을 보였다. 또한 제작 시 사용하는 모형에 따라서도 달라질 수 있는데, 이전 연구는 시편의 제작 시 직사각형 모양의 모형을 사용하였으나 본 연구에서는 임상적인 상황을 반영하기 위해 한국인의 평균적인 상악 전치 형태를 반영하여 삼각기둥 형태의 모형을 열성변형 시 이용하였다 (Table 2, Fig 1).

모든 제품에서 1.0 mm 이상의 변형을 위해서는 적어도 221 gf의 하중이 필요하였고 (Table 5), 1.0 mm 이상의 변형 시 재료가 가지는 복원력은 37 gf/mm<sup>2</sup> 이상이였다 (Table 6). 또한 1.0 mm 두께의 모든 제품에서는 0.5 mm 변형량에서 적어도 159 gf의 하중이 필요하였고, 복원력은 16 gf/mm<sup>2</sup> 이상이였다. 재료의 선택 시 1.0 mm 이상의 두께를 사용하거나 치아를 1.0 mm 이상 이동 시에는 예상했던 교정력보다 과도한 힘이 발생하였다. 이로 인해 치아 및 치아 주위 조직에 위해한 부작용이 나타날 수 있으며, 환자의 통증 역치 이상으로 교정력이 가해질 경우 환자의 불편감이 증대될 수 있다. 실제 임상에서도 0.5 mm 혹은 0.75 mm 두께의 재료는 초기 배열을 위해 주로 사용하고 있고, 1.0 mm 두께의 재료는 유지장치로 쓰여지고 있다. 경우에 따라 다양하겠지만, 치아 모형의 셋업 양은 일반적으로 0.5 mm 정도가 적절하며 투명교정장치에 의해 치아에 전달되는 힘은 실제 임상에서 술자가 의도한 교정력 이상으로 강한 힘이 작용할 수 있음에 유의

해야 한다. 만약 많은 치아이동이 필요한 경우에는 장치 제작 시 한 번에 치아 이동을 많이 하는 것보다는, 치아의 이동을 적절하게 한 뒤 치아가 움직인 후 장치를 재제작하거나 장치에 플라이어를 이용한 indentation이나 bump를 부여하여 추가적인 치아이동을 도모하는 것도 효율적인 것이라 본다.<sup>8</sup>

투명교정장치가 변형 시 필요한 하중과 복원력에 영향을 주는 요인을 살펴보면, 재료, 제품, 두께, 변형량 중에서 두께와 변형량에 대해 상호 교호작용이 관찰되었으며 ( $p < 0.05$ ), 하중과 복원력에 대한 회귀 방정식을 도출하였다. 두께 및 변형량이 하중과 복원력에 큰 영향력을 나타내었으며, 재료와 제품은 하중과 복원력에 대한 두께와 변형량에 비해서는 유의한 영향력이 없었다. 두께와 변형량이 하중과 복원력에 미치는 영향력이 컸기 때문에 두 가지 조건 중 한 가지 조건이 동일한 경우 제품 간 혹은 재료 간에 유의한 차이가 있는지 알아보면, 각각의 조건에서 재료 간 제품 간 유의한 차이가 없었다. 즉, 생리적인 치아이동을 위한 필요한 복원력을 얻기 위하여 재료와 제품도 신중하게 선택해야 하지만 가장 중요한 것은 임상 상황에 따라 적절한 재료의 두께와 치아의 이동량을 결정해야 한다는 것이다.

두께와 변형량이 같을 경우, 재료에 따른 차이를 알아보면 copolyester로 구성된 Duran, Easy-vac과 polyethylene terephthalate glycol로 구성된 Essix A+, Essix ACE가 두께에 상관없이 변형량이 1.0 mm일 때 copolyester로 구성된 재료의 복원력이 통계적으로 유의하게 높았고 ( $p < 0.05$ ), 이 경우를 제외하고는 재료에 따른 유의한 차이가 없었다. Polyethylene terephthalate glycol은 무색 투명한 재료로 테레프탈산과 에틸렌글리콜의 축합반응에 의해 얻어지는 포화폴리에스테르 수지로서 주로 섬유용에 이용하는 것 외에 필름이나 열가소성 성형재료로 사용된다. 이 재료는 인장 및 기계강도가 강하며 내마모성이 크며, 분자구조와 결정성은 극성분자를 함유하여 결정화하기 쉬우며 강력한 성형재료를 만든다. Copolyester는 polyester를 변형한 것으로, polyethylene terephthalate의 에스테르 교환 반응에 의해 제조될 수 있으며, 물질에 영향을 주는 다양한 화학적인 환경에서도 강도와 투명성이 유지되며 변형성과 굴곡성을 가지고 있다. 두께와 변형량이 같을 경우, 제품 간의 차이를 알아보면, 0.75 mm 두께를 0.5, 1.0, 1.5 mm 변형시킬 경우 하중에서만 제품 간의 유의한 차이가 있었고, 나머지 경우에는 유



의한 차이가 없었다.

투명교정장치를 이용한 교정 치료 시 반복적으로 착탈<sup>16</sup>을 하게 되며, 이러한 상황에 따른 하중과 복원력의 변화에 대하여 연구하였다. 모든 실험시편에 대해 2.0 mm 변위량까지 5회 반복하중을 가하였으며, 5회 반복하중 동안에 0.5 mm 간격으로 하중(gf)과 복원력(gf/mm<sup>2</sup>)을 측정하였다. 결과를 살펴보면 모든 실험군에서 유의한 차이가 관찰되었고 ( $p < 0.01$ ), 평균 10 - 17%의 하중 감소와 4 - 7%의 복원력 감소가 관찰되었다 (Fig 4).

교정력의 크기는 얼마만큼 힘이 감소하는가와 중요한 상호관계가 있다. 비록 가하는 교정력이 적절하다 하더라도 치아 이동 후나, 반복하중에 따른 힘의 상쇄(force decay)에 의해 감소율이 큰 경우 원하는 힘을 발휘할 수 없다. 그러나 강한 힘을 적용한 경우에 힘의 상쇄(force decay)가 크다면, 힘을 다시 작용하기 전까지 치주인대의 재생과 보상을 위한 시간을 제공할 수 있다. 두께가 0.75 mm인 재료의 초기 하중은 최대 153 gf이었으나, 반복하중을 가한 뒤 최대값이 71.1 gf까지 감소하였다. 0.75 mm 두께를 사용 시 초기에는 과도한 교정력을 가할 수 있지만, 초기의 과도한 힘은 반복하중에 따른 재료의 피로도에 의해 감소하게 된다. Invisalign system에서는 0.75 mm 두께의 재료를 주로 이용하는데, 이때 치아 이동량을 0.2 - 0.3 mm 정도로 추천하고 있다.<sup>17</sup> 이와 같이 투명교정장치를 임상에 적용 시 반복적인 착탈에 의한 힘의 상쇄를 고려하여야 하며, 특히 0.75 mm 두께의 재료를 초기 배열을 위해 사용 시에는 치아 이동량에 대하여 신중하게 결정하여야 한다.

이상의 결과 하중과 복원력에 가장 영향을 많이 주는 요소는 재료의 두께와 치아의 이동량인 것을 알 수 있다. 제품에 상관없이 두께가 1.0 mm 이상인 재료를 사용하거나 치아를 1.0 mm 이상 이동 시에는 예상했던 교정력보다 과도한 힘이 발생하였다. 생리적으로 치아를 이동시키기 위해서는, 초기에 치아배열을 위해 사용하는 투명교정장치의 결정 시 재료의 두께와 치아 이동량을 고려하여 과도한 힘이 가해지지 않도록 해야 한다. 또한 반복하중 후에 열가소성 재료의 피로도에 의한 힘의 상쇄를 고려하여 임상에 적용해야 한다.

본 연구에서는 습윤 조건 등 구강 내 환경을 고려하지 않았으며, 실험 조건도 단일 치아 조건을 반영한 것으로 임상적인 상황을 완벽하게 재현하지는 못하였다. 또한 구강 내 장착 시 발생하는 초기 복

원력과 상쇄에 대해 연구하였으므로 장착기간 동안 지속적으로 발생할 수 있는 힘의 소실에 대해서는 추가적인 연구가 필요하다. 앞으로 다양한 열가소성 재료를 이용하여 구강 내 환경과 임상적인 상황을 재현한 추가적인 연구가 필요할 것이다.

## 결론

본 연구에서는 실험적인 Model의 조건에서 투명교정장치의 재료로 쓰이는 4가지 종류의 열가소성 재료(0.5 mm, 0.75 mm, 1.0 mm 두께)를 2.0 mm까지 변위시킬 때 필요로 하는 하중(gf)과 변위 후 탄성력에 의한 회복 시 재료의 복원력(gf/mm<sup>2</sup>)을 평가하였다. 또한 하중과 복원력에 영향을 미치는 조건에 대해 알아보았고, 열가소성 재료의 피로도를 평가하기 위해 반복하중 후의 하중과 복원력의 변화에 대해 실험하여 다음과 같은 결론은 얻었다.

1. 열가소성 재료의 두께와 변형량에 대해 상호 교호작용이 관찰되었으며 ( $p < 0.05$ ), 재료의 두께 및 변형량이 하중과 복원력에 가장 큰 영향력을 나타내었으며, 재료 간 혹은 제품 간의 하중과 복원력에는 유의한 차이가 없었다.
2. 모든 제품에서 1.0 mm 이상의 변형을 위해서는 적어도 221 gf의 하중이 필요하였고, 1.0 mm 이상의 변형 시 재료가 가지는 복원력은 37 gf/mm<sup>2</sup> 이상이었다. 또한 1.0 mm 두께의 모든 제품에서는 0.5 mm 변형량에서 적어도 159 gf의 하중이 필요하였고, 복원력은 16 gf/mm<sup>2</sup> 이상이었다.
3. 각 실험군에 대한 반복하중 시 하중과 복원력에서 유의한 감소경향이 관찰되었고, 평균 10 - 17%의 하중 감소와 4 - 7%의 복원력 감소가 관찰되었다.

이상의 결과를 살펴보면 하중(gf)과 복원력(gf/mm<sup>2</sup>)에 가장 영향을 많이 주는 요소는 재료의 두께와 치아의 이동량인 것을 알 수 있다. 제품에 상관없이 두께가 1.0 mm 이상인 재료를 사용하거나 치아를 1.0 mm 이상 이동 시에는 과도한 힘이 발생하였다. 투명교정장치를 이용하여 생리적으로 치아를 이동시키기 위해서는 초기 치아배열을 위해 사용하는 열가소성 재료의 두께와 셋업 시 치아 이동량을 고려하여 과도한 힘이 가해지지 않도록 해야 한다. 또한 반복하중 후에 열가소성 재료의 피로도에 의한 힘의 상쇄를 고려하여 임상에 적용해야 한다.

## 참고문헌

1. Rinchuse DJ, Rinchuse DJ. Active tooth movement with Essix-based appliances. *J Clin Orthod* 1997;31:109-12.
2. McNamara JA, Kramer KL, Juenker JP. Invisible retainers. *J Clin Orthod* 1985;19:570-8.
3. Ponitz RJ. Invisible retainers. *Am J Orthod* 1971;59:266-72.
4. Kesling HD. The philosophy of the tooth positioning appliance. *Am J Orthod* 1945;31:297-304.
5. Nahoum HI. The vacuum formed dental contour appliance. *NY State Dent J* 1964;9:385-90.
6. Fernandez Sanchez J, Pernia Ramirez I, Martin Alonso J. Osamu active retainer for correction of mild relapse. *J Clin Orthod* 1998;32:26-8.
7. Yoshii O. Introducing in new retainer-soft retainer and case reports. *J Orthod Pract* 1992;8:25-42.
8. Sheridan JJ, LeDoux W, McMinn R. Essix retainers: fabrication and supervision for permanent retention. *J Clin Orthod* 1993;27:37-45.
9. Boyd RL, Miller RJ, Vlaskalic V. The Invisalign system in adult orthodontics: Mild crowding and space closure cases. *J Clin Orthod* 2000;34:203-12.
10. Bollen AM, Huang G, King G, Hujoel P, Ma T. Activation time and material stiffness of sequential removable orthodontic appliances. Part 1: ability to complete treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:496-501.
11. Chenin DA, Trosien AH, Fong PF, Miller RA, Lee RS. Orthodontic treatment with a series of removable appliances. *J Am Dent Assoc* 2003;134:1232-9.
12. Vlaskalic V, Boyd R. Orthodontic treatment of a mildly crowded malocclusion using the invisalign system. *Aust Orthod J* 2001;17:41-6.
13. Lee GW, Kim HJ. Tooth morphology. Seoul: Jisung; 1997. p. 126-46.
14. Kwon JS, Lee YK, Lim BS, Lim YK. Force delivery properties of thermoplastic orthodontic materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:228-34.
15. Ryokawa H, Miyazaki Y, Fujishima A, Miyazaki T, Maki K. The mechanical properties of dental thermoplastic materials in a simulated intraoral environment. *Orthodontic Waves* 2006;65: 64-72.
16. Gardner GD, Dunn WJ, Taloumis L. Wear comparison of thermoplastic materials used for orthodontic retainers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:294-7.
17. Tuncay OC. The invisalign system. Graften road, New Malden: Quintessence Publishing Co, Ltd; 2006. p. 187-94.

## The effect of thickness and deflection of orthodontic thermoplastic materials on its mechanical properties

Sam Min, DDS, MSD,<sup>a</sup> Chung-Ju Hwang, DDS, MSD, PhD,<sup>b</sup> Hyung-Seog Yu, DDS, MSD, PhD,<sup>b</sup>  
Sang-Bae Lee, DDS, MSD, PhD,<sup>c</sup> Jung-Yul Cha, DDS, MSD, PhD<sup>d</sup>

**Objective:** The purposes of this study were to evaluate the force and stress depending on the type, deflection and thickness of the materials and to evaluate the mechanical properties of thermoplastic materials after repeated loading. **Methods:** Four types of thermoplastic products were tested. Force until the deflections of 2.0 mm and the stress when the materials were restoring to its resting position were evaluated. The mechanical properties of thermoplastic materials evaluated after 5 repeated loading cycles. **Results:** The interaction was observed between the thickness and the deflection ( $p < 0.05$ ) from the regression equation. Thickness and amount of deflection rather than products and materials showed the largest effect on force and stress. In all products, at least 159 gf of force was required for more than 1.0 mm deflection or when materials with 1.0 mm thickness were deflected. The stress recorded was more than 19 gf/mm<sup>2</sup>. During repeated loading, each group showed significant difference on the force and the stress ( $p < 0.01$ ), 10 - 17% reduction of force and 4 - 7% reduction of stress in average. **Conclusions:** Proper thickness of thermoplastic materials and deflection level of tooth movement should be decided for the physiologic tooth movement. Force decay after repeated loading should be considered for the efficient tooth movement. (*Korean J Orthod* 2010;40(1):16-26)

**Key words:** Thermoplastic materials, Force, Stress, Repeated loading

<sup>a</sup>Graduate Student, <sup>d</sup>Assistant Professor, Department of Orthodontics, College of Dentistry, Yonsei University.

<sup>b</sup>Professor, Department of Orthodontics, College of Dentistry, Oral Science Research Institute, The Institute of Cranio-facial Deformity, Yonsei University.

<sup>c</sup>Researcher, Department of Dental Biomaterials and Bioengineering, College of Dentistry, Yonsei University.

Corresponding author: **Jung-Yul Cha.**

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Yonsei University, 134, Shinchon-dong, Seodaemun-gu, Seoul 120-752, Korea.

+82 2 2228 3103; e-mail, jungcha@yuhs.ac.

Received June 30, 2009; Last Revision December 31, 2009; Accepted January 3, 2010.

\*This study was supported by a faculty research grant of Yonsei University College of Dentistry for 2008 (6-2008-0058).