

투고일 : 2016. 6. 12

심사일 : 2016. 6. 16

게재확정일 : 2016. 6. 17

투명 장치의 열가소성 재료의 올바른 이해

연세대학교 치과대학 치과교정학교실
차 정 열

ABSTRACT

Physical properties of thermoplastic material for clear aligners

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Institute of Craniofacial deformities, Yonsei University
Jung-Yul Cha, MSD, PhD

Recent technological advance have greatly expanded the application of invisible orthodontic treatment using clear thermoplastic materials. However, the final outcomes using clear aligner system do not achieve the level of final goal frequently, which results in case refinement, midcourse correction, or fixed orthodontic treatment. Therefore, mechanical properties of thermoplastic materials should be considered to improve the quality of outcomes. The purposes of this special article were to evaluate the force and stress depending on the materials, deflection and thickness of thermoplastic materials and to evaluate the mechanical properties of thermoplastic materials after repeated loading. 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. Orthodontic forces delivered by thermoplastic materials depend on the materials, thickness, amount of activation, and intra-oral condition. Proper thickness of thermoplastic materials and deflection level of tooth movement should be decided for the efficient and physiologic tooth movement.

Key words : thermoplastic materials, clear aligner, tooth movement

Corresponding Author

차정열

연세대학교 치과대학 치과교정학교실

JUNGCHA@yuhs.ac

I. 서론

투명장치는 얼마의 힘을 치아에 부여할 수 있을까? 투명장치를 오래 착용하면 치아 이동에 도움을 줄 수 있을까? 열변성 이후에 재료의 특성은 어떻게 달라질 것인가? 투명교정 치료를 진행하면서 여러 상황들을 접했을 것이다. 어떤 경우에는 치아 이동이 잘 일어나고 어떤 경우에는 쉽게 움직이지 않아 여러 단계의 장

치를 제작하거나 심지어는 고정식 장치로 마무리하는 경우도 경험했을 것이다. 투명장치 치료의 과정을 배우기에 앞서 재료의 물리적인 특성과 함께 효율성에 대한 고찰이 필요하다. 투명장치의 올바른 사용을 기대하면서 재료에 대한 특성을 설명하였다.

열가소성 재료를 이용한 투명장치의 한계

투명교정장치는 치아를 각 단계별로 치아를 이동시

켜 제작한다. 치과 의사는 장치 장착을 통해 치아 이동이 적절하게 이동할 것이라고 기대하지만 기존 연구에 따르면 치아 이동 방향에 따라 이동의 정도는 다르다고 보고되었다. 예를 들어 100%의 치아 이동이 최종 단계에서 예측되는 치아 이동이라고 가정할때 입하시킬 치아는 보통 33-47% 정도 이동되고 회전시키는 치아는 치간삭제를 하는 경우 35-42% 정도 이동하게 되며 그 이동량은 치료전 기대치의 50% 밖에 되지 않는다(그림 1). 특히 치아의 정출은 투명장치로는 가장 어려운 이동형태이며 상악에서는 18% 하악에서는 25% 정도만 달성할 수 있다고 보고하고 있다. 즉 1 mm의 정출을 유도할 경우 최종 적으로 0.25 mm 만 정출되는 셈이다. 최근에는 치면에 유지장치를 (attachment)를 부착하여 치아를 효율적으로 이동시키고자 하는 시도가 이루지고 있다. 그러나 투명장치는 열가소성 재료

로 구성되어 있어 변형이 쉽게 이루어질 수 있다는 물리적 특성과 이로 인한 치료의 한계를 이해하는 것이 중요하다.

II. 본문

■ 열가소성 재료 (Thermoplastics)의 분자 구조 특성

열가소성 재료는 강한 분자내 공유결합과 약한 분자간 발데르발스 결합으로 선형(linear) 또는 분지로 구성된 고분자로 이루어져 있다. 온도가 높아지면 이러한 결합들은 분리되기 쉽고 분자의 사슬들 간의 결합이 교차하게 된다. 이러한 열성 변형 동안에 열가소성 재료

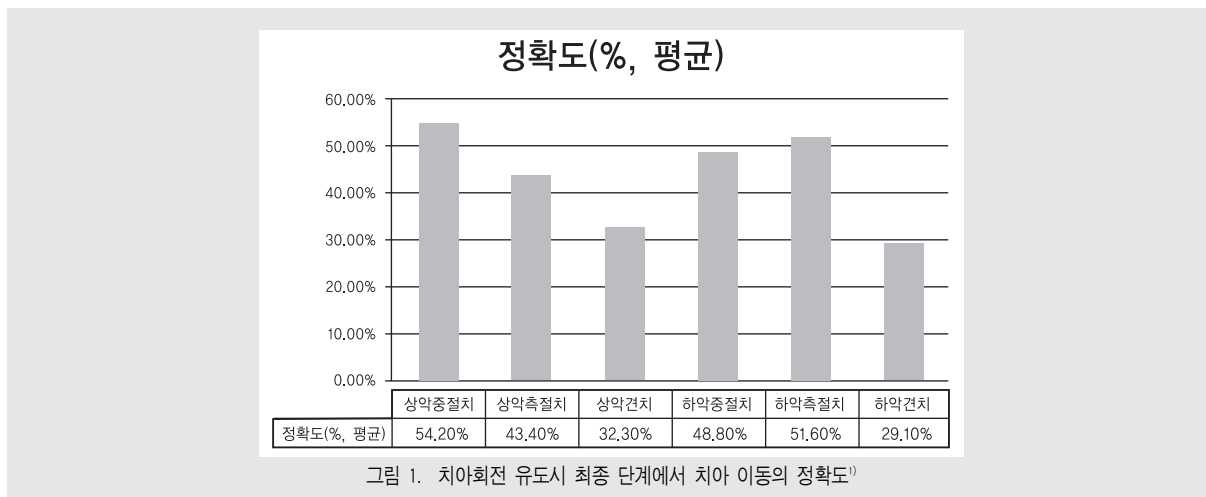


표 1. 열성변형재료의 결정성 유무에 따른 물리적 특성

	투명소재	불투명 소재
결정성	무정형	정형
탄성계수	높음	낮음
물흡수도	높음	낮음
온도 변화에 대한물리적 특성	영향낮음	영향높음

들은 어떠한 화학적 변화도 일어나지 않는다. 하지만 높은 온도에서 냉각이 될 때 분자 사슬들은 새로운 형태로 결합된다. 또한 열을 통한 연화와 경화과정은 반복될 수 있다.

■ 열가소성 재료의 분자배열 형태

열가소성 재료는 무정형(Amorphous)과 결정형(Crystalline)의 두 가지 분자배열 형태로 분류할 수 있다(표 1). 고분자 결정도는 고분자의 성질에 영향을 미치는 중요한 요소이다. 예를 들어 결정도의 크기는 얼마나 큰가 작은가는 그 재료가 얼마나 투명한지를 결정한다. 또한 분자배열 형태에 따라 전이온도의 항상성에 차이가 발생할 수 있다. 일정한 전이온도의 유무는 그 재료의 고분자가 얼마나 열성형성이 좋은지에 영향을 준다. 전이온도와 같은 재료의 성질은 모두 투명교정치료 시 열가소성 재료를 평가할 때 고려되어야 한다.

1) 무정형 열가소성 재료

현미경 수준에서 무정형의 긴 고분자 사슬은 무작위로 배열되어 녹는점(Tm)이 정확하게 관찰되지 않는다. 유리전이온도(Tg)까지 온도를 높이면 더 유연

(flexible)해지고 취성이 감소하는 특성이 있다. 투명한 특성이 있기 때문에 대부분의 투명장치는 무정형의 열가소성 재료를 사용한다. 대표적인 재료로 Polycarbonate, Polyurethane 이 있다. 무정형 열가소성 재료는 구강내 환경에서 열성변형 이후 탄성계수가 증가하고 항복강도가 증가하는 경향을 보였다. 분자구조내 공간이 있어 구강내 습윤성이 높다.

2) 결정형 열가소성 재료

결정형 열가소성 재료는 금속성 크리스탈의 원자들이 배열되는 것과 유사하게 긴 고분자 사슬이 차례차례 질서있게 채워지려는 경향이 있다. 결정형 열가소성재료는 일정한 녹는점(Tm)과 유리전이 온도(Tg)를 보인다. 대표적인 재료로 Polyethylene, Polypropylene 이 있으며 우유빛깔의 색깔을 띄게 된다. 결정성을 갖는 재료들은 구강내 환경에서 습윤성이 낮으나 온도변화(23→37℃)에 따른 성질의 변화가 크다고 알려져 있다.

물론 열가소성 재료 중 일부는 결정형과 무정형이 혼재할 수 있다. 이러한 재료의 예로 high-density polyethylene(HDPE), hydrocarbon thermoplastic polymer가 있으며, 일정한 녹는점과 유리전이온도를 보인다.



그림 2. 투명장치 제작을 위한 열가소성 재료 및 상품명

■ 열가소성 재료의 특성(그림 2)

1. Polyethylene terephthalate glycol (PETG)
일반적으로 가장 많이 사용되며 시중에서 Duran (Scheu-Dental, GmbH)이라는 상품명으로 잘 알려져 있다. 장치의 투명성이 뛰어나다는 장점이 있다. 열성 변형 특성이 뛰어나고 성형이후 접착재를 이용하여 추가적인 장치 부착이 가능하다. 마모저항성이 낮아 장기간 유지장치로는 한계가 있다.

2. Polypropylene

약간 불투명하고 내구성이 매우 높은 재료이다. Hardcast(Scheu-Dental, GmbH), 나 Essix C+(Raintree Essix, Inc.) 로 잘 알려져 있다. 열성 변형 이후 추가적인 장치의 부착이 어렵다는 단점이 있으나 내마모성이 매우 높아 이같이 장치에도 함께 사용할 수 있다. 재료의 물리적인 특성때문에 미약한 치아 이동에 사용하는 것을 추천한다.

3. Copolyester

투명하여 심미성이 높은 재료이며 Essix A+(Raintree Essix, Inc.) 로 잘 알려져 있다. 물리적인 특성은 PETG와 유사하다.

4. Polyurethane

물리적인 특성이 우수하고 내구성이 있으며 Invisalign(Align Technology, Inc.)에서 제작하는 투명장치의 재료로 활용되고 있으며, Zendura®(Bay materials LCC, CA, US) 라는 상품명으로 판매되고 있다. Impact strength가 매우 높아 힘을 잘 전달할 수 있으며 toughness가 매우 높다. 단점으로 습기에 민감하다는 단점이 있다.

5. Poly carbonate

물리적 성질이 우수하고 내연성이 있으며 화학적으로도 저항성이 있어 안정한 소재이다. 특히 impact

strength가 높아 치아에 대한 힘의 전달력이 뛰어나다. 투명하여 심미성이 높으나 가격이 높다는 점이 단점이다. 제조과정에 습기가 있으며 장치의 경계 부위에 기포가 형성될 수 있어 파절의 위험성이 있다. 이를 방지하기 위해서는 열성 변형 전 재료의 완벽한 건조를 위한 특수 장비가 필요하다.

■ 열성 변형 이후 열가소성 재료의 두께 변화

현재 다양한 두께의 열가소성 재료가 시판되고 있는데, 명시된 열가소성 재료의 두께가 열성 변형 과정을 거치는 동안 변하게 된다. Ryokawa 등²⁾은 열성 변형 후에 열가소성 재료의 두께가 기존 두께의 74.9-92.6 % 정도로 줄어든다고 보고하였다. 이러한 두께 감소량은 두꺼운 재료일수록 더 많이 감소하는 경향을 보였다.

열성 변형 이후 두께는 제조사의 열성 변형 조건(표 2) 치아 모형에서 치아의 형태적인 특성에 따라 변화할 수 있다. 표 2의 조건으로 열성 변형을 시도할 경우 모든 재료는 열성 변형 후 두께가 감소하였으며, 평균적인 두께 감소율은 42.5 % 였다(표 3).

■ 열가소성 재료의 물성 평가

열가소성 재료를 물리적으로 평가하는 방법에 대한 표준화된 방법은 아직 없다. 저자는 3점 굽힘 테스트를 열성 변형 이후 얻어진 재료를 이용하여 평가하였다. 3점 굴곡 실험은 만능물성시험기(Model 5567, Instron® Co, Pennsylvania, USA)를 사용하여 시행하였고 양끝단 고정원(fixation jig) 사이의 길이는 24 mm가 되도록 제작하였는데, 이것은 상악 중절치 2개와 측절치 1개의 크기를 반영한 것이다. 5 mm/min 속도의 crosshead speed로 변위량이 2.0 mm가 될 때까지 하중을 부여하였고, 0.5 mm 간격마다 gf 단위로 하중을 측정하였다(그림 3)³⁾.

임상가를 위한 특집 1

표 2. 재료 두께별 제조사의 열성 변형 조건

Brand	Thickness (mm)	Temperature (°C)	Heating time (Sec)	Cooling Time (Sec)	Biostar® 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

표 3. 열성 변형 후 열가소성 재료의 두께 변화

Original thickness	Brand	ΔThickness	ΔThickness rate (%)
		Mean	Mean
0.50	Duran	0.28	48.3
	Easy-vac	0.22	43.1
	Essix A+	0.20	40.0
0.75	Duran	0.36	42.4
	Easy-vac	0.30	42.3
	Essix A+	0.34	45.9
	Essix ACE	0.33	44.0
1.00	Duran	0.41	41.4
	Easy-vac	0.44	42.7
	Essix A+	0.43	42.2
	Essix ACE	0.39	37.9

(Unit : mm)

SD, standard deviation

ΔThickness, Thickness differentiation after thermoform

실험결과

모든 제품에서는 0.5 mm 변형량에서 적어도 159 gf의 하중이 필요하였고, 응력은 16 gf/mm² 이상이였다. 재료의 선택 시 1.0 mm 이상의 두께를 사용하거나 치아를 1.0 mm 이상 이동시에는 예상했던 교정력보다 과도한 힘이 발생하는 것을 알 수 있다(표 4). 이로 인해 치아 및 치아 주위 조직에 부작용이 나타날

수 있으며, 환자의 통증 역치 이상으로 교정력이 가해질 경우 환자의 불편감이 증대 될 수 있다. 실제 임상에서도 생리적인 힘의 범위를 넘지 않기 위해 0.5 mm 이내의 이동을 추천한다. 따라서 많은 치아이동이 필요한 경우에는 장치 제작 시 한번에 치아 이동을 많이 하는 것 보다는, 단계별 치아의 이동이 필요하다.

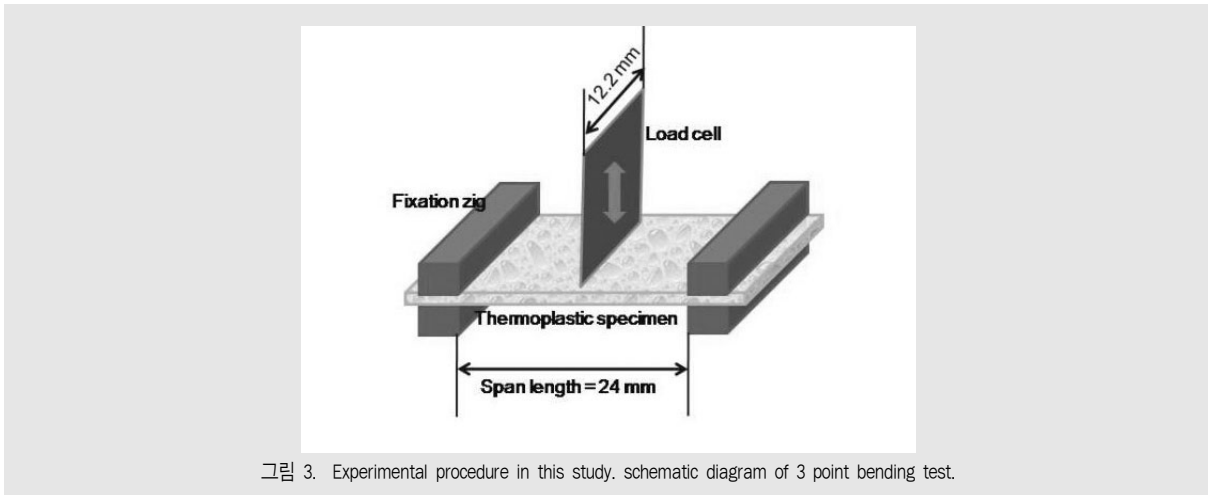


그림 3. Experimental procedure in this study. schematic diagram of 3 point bending test.

표 4. Comparison of force(gf) depending on deflection level for each product

Thickness (mm)	Brand	Force (gf)					
		Deflection (mm)					
		0.5		1.0		1.5	
		Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
0.50	Duran	86.8	36.6	373.2	109.8	964.9	229.8
	Easy-vac	32.7	18.0	220.9	60.6	715.6	118.7
	Essix A+	54.3	18.1	299.8	50.3	917.0	106.8
	Significance	NS		NS		NS	
0.75	Duran	153.0	42.8	613.2	93.5	1644.2	82.5
	Easy-vac	85.9	28.1	436.6	95.1	1287.4	200.5
	Essix A+	110.9	36.0	499.2	124.6	1366.2	306.9
	Essix ACE	92.9	44.7	435.4	128.1	1260.8	218.3
Significance	*		*		*		
1.00	Duran	158.6	42.9	637.8	145.6	1735.9	335.3
	Easy-vac	214.0	41.9	825.5	107.0	2204.6	246.5
	Essix A+	213.9	50.0	818.5	153.7	2145.3	308.7
	Essix ACE	239.4	89.5	875.2	286.3	2172.9	508.9
Significance	NS		NS		NS		

* : $p < 0.05$

열변 변형 정도에 따른 열가소성 재료의 물성 평가
 실험적인 연구이지만 두께가 0.75mm인 재료에서
 0.5 mm의 동일한 변화에 따른 측정 시 4종류의 제품에서
 85.9-153.0 gf로 크게 차이가 났다. 따라서 사용하는
 재료의 물리적 특성을 이해하는 것이 필요하다.

■ 투명장치는 오래 착용할수록 좋은 것인가?

보통 투명장치를 잘 착용하지 못할 경우 임상 의사들은
 장치를 몇일 더 착용하도록 권유한다. 투명장치가
 탄성력이 강한 장치일 경우 효과를 볼 수 있겠지만 저

임상가를 위한 특집 1

자의 실험에서 주기적인 장치의 장착과 제거 시 장치의 영구 변형이 발생하였고, 각 실험군에 대한 반복하중 시, 모든 군에서 하중(gf)과 응력(gf/mm²)의 유의한 감소가 관찰되었다(p < 0.01). 5회의 반복 하중 후 평균 10-17 %의 하중의 감소와 4-7 %의 응력 감소가 관찰되었다(그림 4).

■ 투명장치의 응력감소에 대한 최근 연구

최근 응력센서를 이용하여 치아 이동량에 따른 응력

을 측정하는 연구에 의하면 0.2mm에서 0.6mm 까지 치아를 전방으로 이동시킬 경우 힘은 8시간 내에 큰 감소를 보였고 이후 점진적인 감소를 보이다가 4-5일 이후에는 그 변화가 크지 않았다(그림 5). 실험 결과 0.6mm 의 변형에서 가장 큰 힘의 감소 경향이 관찰되었는데, 큰 힘을 부여하는 경우 오히려 치주조직에 과도한 힘을 주기보다는 상쇄량이 작게 부여한 경우보다 더 커서 장치의 효율성이 감소될 수 있음을 확인할 수 있다⁴⁾.

실험적인 연구에서 대기에서 열가소성 소재의 힘의

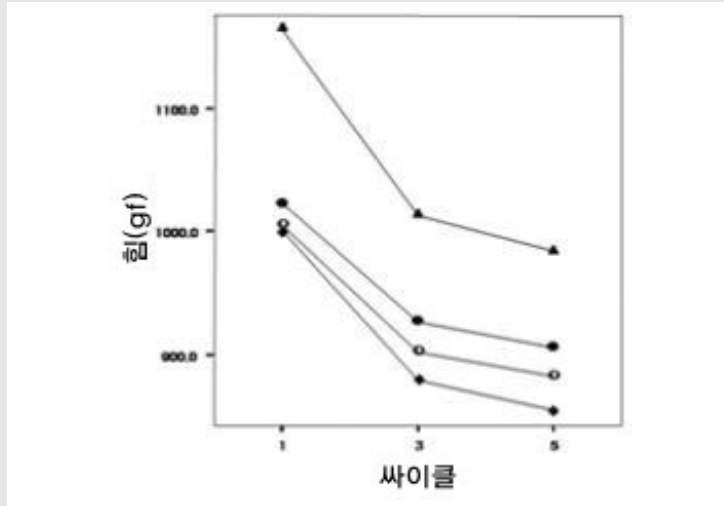


그림 4. The graph of force and stress changes after repeated loading. (Lt. : Force(gf), Rt. : Stress(gf/mm²))

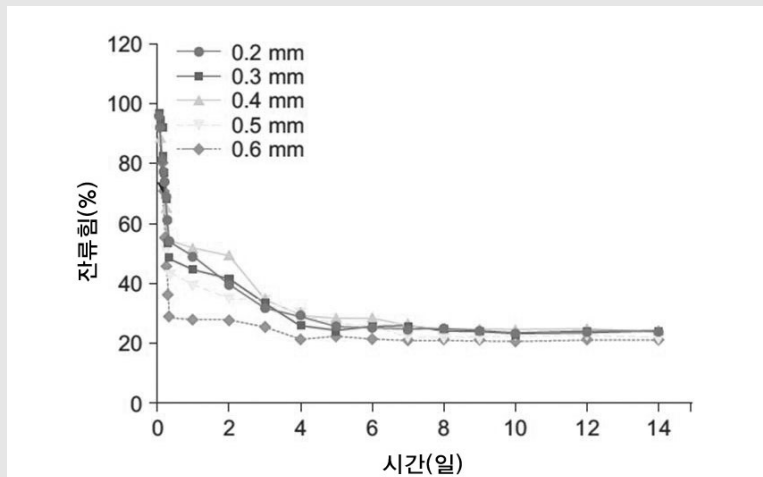


그림 5. 치아이동량 별로 투명교정장치의 시간에 따른 힘의 감소⁴⁾

상쇄는 크지 않으나 구강내 온도와 인공타액에서 실험할 경우에는 크게 감소하였다. 연구에 따르면 구강내 환경을 재현한 실험 모형에서 힘을 3시간 부여하였을 경우 초기 힘의 42.3-66.6% 만 전달된다는 사실을 강조하였다(그림 6). 이는 다양한 구강내 환경에서 장치를 장기간 사용하는 것이 적절한 힘을 전달하는데 바람직하지 않을 수 있음을 시사한다⁵⁾.

이러한 연구결과에 따르면 투명장치를 착용하는 2주 동안 일정한 힘을 유지하는 것이 중요하다. 그러나 보통 장치 착용 후 1일 이내에 장치의 장착과 탈락 과정에서 발생하는 반복 하중에 의해 교정장치에 대한 힘의 상쇄(force decay)가 일어날 수 있다. 또한 초기의 과도한 힘은 반복 하중에 따른 재료의 피로도에 의해 감소하게 된다. Invisalign system에서는 두께가 0.75 mm 재료를 주로 이용하는데, 이 때 치아 이동량을 0.2-0.3mm 정도로 추천하고 있다. 이와 같이 투

명교정장치를 임상에 적용 시 반복적인 착탈에 의한 힘의 상쇄를 고려하여야 하며, 특히 0.75mm 두께의 재료를 초기 배열을 위해 사용 시 치아 이동량에 대하여 신중하게 결정하여야 한다.

III. 결론

투명장치 치료 시 열가소성 재료에 대해 이해함으로써 올바른 치료개념을 확립할 수 있다. 복잡한 구강내 환경과 여러가지 형태의 치열을 상황을 완벽하게 조절할 수 있는 투명교정은 쉽지 않을 것이다. 따라서 투명장치에 대한 과도한 맹신보다는 임상적응증에 맞는 올바른 사용이 필요하고, 이를 통해 심미적인 교정치료가 가능할 것이다.

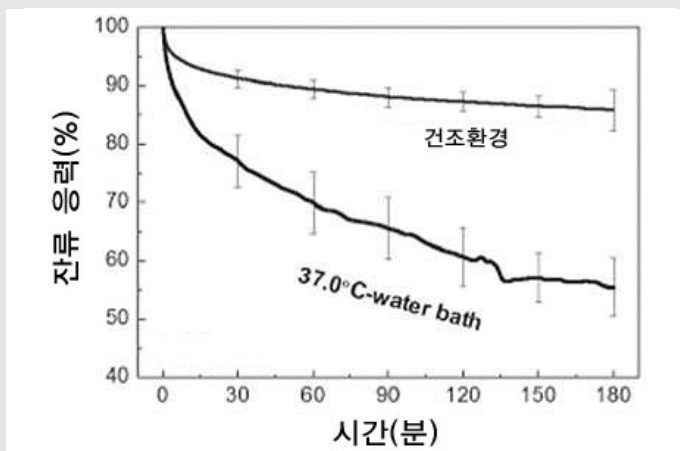


그림 6. 환경조건에 다른 경우 시간에 따른 잔류 응력⁵⁾

참 고 문 헌

1. Simon, M., Keilig, L., Schwarze, J., Jung, B.A., and Bourauel, C. (2014). Treatment outcome and efficacy of an aligner technique--regarding incisor torque, premolar derotation and molar distalization. *BMC Oral Health* 14, 68.
2. Ryokawa, H., Miyazaki, Y., Fujishima, A., Miyazaki, T., and Maki, K. (2006). The mechanical properties of dental thermoplastic materials in a simulated intraoral environment. *Orthodontic Waves* 65, 64-72.
3. Min S, Hwang CJ, Yu HS, Lee SB, Cha JY. (2010) The effect of thickness and deflection of orthodontic thermoplastic materials on its mechanical properties , *Korean J Orthod* 40:16-26.
4. Li, X., Ren, C., Wang, Z., Zhao, P., Wang, H., and Bai, Y. (2016). Changes in force associated with the amount of aligner activation and lingual bodily movement of the maxillary central incisor. *Korean journal of orthodontics* 46, 65-72.
5. Fang, D., Zhang, N., Chen, H., and Bai, Y. (2013). Dynamic stress relaxation of orthodontic thermoplastic materials in a simulated oral environment. *Dent Mater J* 32, 946-951.
6. Kohda, N., Iijima, M., Muguruma, T., Brantley, W.A., Ahluwalia, K.S., and Mizoguchi, I. (2013). Effects of mechanical properties of thermoplastic materials on the initial force of thermoplastic appliances. *The Angle orthodontist* 83, 476-483.