

중합방법이 의치상용 레진의 이축 굽힘 강도에 미치는 영향

고영호^{1,2}, 김규리², 임용운², 이해형^{2,3}*

단국대학교 보건복지대학원 구강보건학과¹, 단국대학교 치과대학 생체재료학교실², 단국대학교 조직재생공학 연구소³

Effect of curing methods on the biaxial flexural strength of denture base resins

Young-Ho Ko^{1,2}, Gyu-Ri Kim², Yong-Woon Im², Hae-Hyoung Lee^{2,3}*

Department of Oral Health, Graduate School¹, Department of Biomaterials Science, College of Dentistry², Institute of Tissue Regeneration Engineering, Dankook University, Cheonan, Korea³

(Received: Oct. 8, 2013; Revised: Dec. 23, 2013; Accepted: Dec. 23, 2013)

ABSTRACT

The aim of this study was to investigate the effect of various curing methods on the biaxial flexural properties of denture base resins. The following heat-curing denture resins were examined: VT (Vertex RS), PD (Paradent 20), and LU (Luciton 199). Denture base resin disk specimens (19.5±0.05 mm in diameter and 1.95±0.05 mm in thickness) were prepared with the following methods: boiling in water bath (BW), heating in air (HA), and microwave polymerization (MP). After storage in 37°C water for 48 h, the biaxial flexural test of denture base resin disks was conducted according to ASTM C1499 at a loading rate of 5 mm/min. Overall, the biaxial flexural properties of resins were significantly influenced with the resin materials used or the polymerization methods, and also their interaction was significant ($P < 0.05$). The biaxial flexural strength and modulus of VT resin prepared by BW were significantly higher than those by HA or MP methods ($P < 0.05$). The biaxial strength of VT was significantly lower than those of PD and LU, regardless of curing methods. Polymerization methods did not produce any significant difference in the biaxial properties of PD and LU. In conclusion, the three polymerization methods, BW, HA, and HA can be successfully used to fabricate denture base without compromising in their flexural strength and modulus.

Key words: Denture base resin, Polymerization method, Biaxial flexure strength, Elastic modulus

서 론

노령인구의 증가에 따라 치아 상실에 임플란트 시술은 여전히 증가하고 있는 추세이다. 그러나 이와 더불어 상황에 따라 가철성 의치의 필요성도 여전히 높다. 국내에서 이러한 상황은 최근 국민보험제도에서 급여 적용으로 한층 의치의 사용 인구가 급증하고 있다. 오늘날 의치상의 재료는 1937년 poly(methyl methacrylate) (PMMA)가 소개된 이래 가장 일반적으로 사용되고 있으며, 이는 PMMA의 상대적으로 낮은 독성, 심미성, 간단한 제작법 때문이다 (Woelfel, 1977; Takamata와

Setcos, 1989). 그러나 의치의 수명에 관한 임상적 연구를 보면 의치의 파절이 실패의 중요 원인으로 자리 잡고 있다. 따라서 의치상 레진 재료의 비교적 낮은 기계적 특성은 아직 개선을 요하며 의치상 재료의 재료선택에 있어서 가장 큰 고려 사항이다 (Darbar 등, 1994; Lee 등, 2012).

의치상 제작용 아크릴 재료들은 대개 중합 개시제, 색소, 강화제 및 치은의 미세혈관을 모방하기 위한 붉은 섬유가 혼합된 PMMA분말과 MMA(methyl methacrylate)와 중합 촉진제, 가소제, 가교결합제 등이 들어있는 액 형태로 공급된다. 이 분말과 액은 의치상의 여러 가지 제작법에 의하여 혼합되고 중합된다. 현재 시중에는 많은 종류의 PMMA 의치상 재료가 소개되어 있다. 의

* 교신저자 : (우)330-714 충남 천안시 동남구 단대로 119 단국대학교 치과대학 생체재료학교실 이해형(haelee@dku.edu)

Table 1. Denture resin materials used in this study

Product	Code	Powder/Liquid mixing ratio	Batch no. (P/L)
Vertex RS (Vertex, Netherlands)	VT	2.15 g/1 ml	YX111P04/YG505L01
Paladent 20 (Heraeus Kulzer, Germany)	PD	10 g/4 ml	010521/012326
Luciton-199 (Dentsply, U.S.A)	LU	21 g/10 ml	1001111/1011110

치상 레진의 중합법은 의치함에 가압 전 입후 일정한 온도의 온수조 속에서 중합시키는 열중합에 의한 가압 성형법이 가장 널리 사용되고 있다(Anusavice 등, 2013). 그러나 제작의 편리성 또는 적합성의 증진을 목적으로 가압 성형법 외에 주입성형법 (Pryor, 1942), 유동성 레진 주입법 (Fairchild, 1967) 등이 개발되어 현재까지 사용되고 있다. 수중 열중합외에 레진의 다른 중합방식으로는 플라스크의 공기중 가열에 의한 건식 중합 및 마이크로파 중합법 등이 있다 (Nishii, 1968; Anusavice 등, 2013). 따라서 아크릴 의치상 재료는 제작법에 따라 물성과 적합성 등 특성에 큰 영향을 줄 수 있다. 최근 Lee 등은 수중의 아크릴 레진에 있어서 중합법의 차이에 따른 적합도와 기계적 특성의 차이를 보고하였다 (Lee 등, 2010; Lee 등, 2012).

치과재료의 기계적 특성에 대한 평가는 다양한 방법들로 시행해 왔다. 의치상 레진은 전통적으로 3점 굽힘강도시험에 의한 일축 굽힘강도와 굽힘계수에 의해 평가되어 왔으며 이것은 오늘날 국제규격에서도 사용되고 있다 (ISO 20795-1, 2008. Dentistry - Base polymers - Part 1: Denture base polymers). 그러나 3점 굽힘강도의 경우 인장응력과 균열의 방향에 따라 강도가 영향을 받는 단점이 있다. 또한 구강 내에서의 응력은 일축이라기보다 이축이상의 다양한 응력이 존재한다. 그리하여 최근 이축 굽힘시험이 세라믹 재료를 비롯한 치과용 재료에 이용되고 있다 (Ban와 Anusavice, 1990; Anusavice 등, 1992). 이축강도 시험은 비록 응력의 분산이 일정치 않아 복잡한 파괴양상을 나타내는 단점이 있으나, 방사응력과 접선응력이 발생되어 균열방향에 영향을 받지 않는 장점이 있다 (Shetty 등, 1983). 이러한 장점에도 불구하고 아직까지 의치상 재료에는 이축강도를 측정할 실험이 거의 없는 실정이다. 본 연구에서는 치과용 아크릴(PMMA) 의치상 재료를 다양한 중합방법에 따라 제작하고 이축 굽힘 강도 및 탄성계수에 대한 재료 및 제작법의 차이에 대한 영향을 조사하고자 하였다.

재료 및 방법

1. 연구재료

이 실험에서는 시중에서 쉽게 구할 수 있고 의치제작에 많이 사용하는 열중합아크릴릭 레진인 Vertex RS (Vertex, Netherlands), Paladent 20 (Heraeus Kulzer, Germany), Lucitone 199 (Dentsply, U.S.A)를 사용하였다. 재료의 자세한 정보는 Table 1에 정리하였다.

2. 연구방법

2.1 레진 시편제작

의치상 레진 디스크 시편을 제작하기 위하여 두께 2 mm 직경 20 mm의 아크릴 디스크를 이용하여 플라스크에서 석고 몰드를 형성하였다. 이때 몰드 형성용 디스크의 제거를 쉽게 하기 위하여 테두리에 왁스코팅을 하였고 1차, 2차 매몰이 끝난 후 10분간 스팀중탕 후 제거하였다. 이렇게 형성된 몰드에 레진 분리제 (ACRO-SEP, GC corporation, Tokyo, Japan)를 도포 후 각 의치상용 레진들을 제조사의 지시대로 혼합하고 병상 (dough stage)에서 전입 한 후 다음의 방법으로 중합하였다.

2.2 레진시편 중합방법

- 수조 중합 (boiling in water)

통상적인 중합방법으로 플라스크 후 유압프레스로 가압한 다음 의치상 레진 전용 중탕 중합기(Curing Unit, SEKI, Seoul, Korea)에서 넣어 각 레진 제조회사의 지시대로 중합하였다.

(1) Vertex RS

30초간 혼합하여 15 min 유지한 후 병상에서 주입한 다음 100℃에서 20 min간 중합시킨 후 서냉시킨다

(2) Paladent 20

30초간 혼합하여 10 min 유지한 후 병상에서 주입한 다음 80℃/15 min간 유지한 후 100℃에서 20 min간 중합시킨 후 수조에서 서냉시킨다.

(3) Luciton 199

제조사 지시대로 분말과 액을 15~30sec 혼합하여 병상이 될 때까지 약 9 min 유지한 후 플라스크에 주입하고, 수조에서 72℃/80 min 유지한 후 100℃에서 20 min간 중합시킨다. 이 후 플라스크를 꺼내어 서냉시키고 수중에서 15 min간 완전히 냉각시킨다.

- 건식 중합 (heating in air)

실험재료인 각 의치상 레진들을 제조회사의 분액비로 30sec간 혼합하여 5 min 유지한 후, 건식용 중합기 (Curing press, SEKI, Seoul, Korea)의 주입용 실린더에 장착하여 7 bar의 압력으로 Injection한 후 10min 유지시켰다. 이 후 중합기의 설정을 72℃/90 min, 이 후 100℃/30 min 로 계류시킨 후 120℃(94.5℃)에서 30 min 계류 후 전원을 중단 한 후 상온까지 냉각시킨다.

- 마이크로파 중합 (microwave polymerization)

레진들을 동일한 방법으로 혼합하고 마이크로파 전용 플라스크(Metacera Flask YZ, Phoenixdent, Tokyo, Japan)에 전입한다. 이 전용 플라스크의 하함 하단부에 발열 세라믹 판이 위치하여 열을 상부로 확산시키고 상함 상단부에는 유리구슬을 석고와 혼합하여 매몰한다. 이는 열이 flask밖으로 빠져 나가는 것을 차단하는 역할을 한다. 다시 이것을 마이크로파 전용 mesh box 에 위치시키고 가정용 전자레인지(KR-A202B, Daewoo, Seoul, Korea)에서 출력 350 w에서 20분간 중합한다.

2.3 이축 굽힘 강도 및 탄성계수 측정

각 중합법에 따라 총 10개씩 디스크 시편을 제작하였다. 중합된 시편의 양면은 냉각수가 공급되는 연마기 (Labopol 5, Strues, Denmark)를 이용하여 #800 SiC 연마지로 조심스럽게 평면 연마하고, 나아가 한 면은 #1200 SiC 연마지로 마무리 하였다. 시편의 두께와 직경은 디지털 캘리퍼스 (Digimatic caliper, Mitutoyo, Kawasaki, Japan)를 이용하여 3곳 이상의 지역에서 ±0.01 mm의 수준에서 측정하고 평균값을 산출하였다. 디스크 시편의 최종 크기는 두께 1.95±0.05 mm, 직경 19.5±0.05 mm 였다. 시편들은 시험 전까지 37℃ 증류수에 48시간 보관하였다.

시편 이축강도는 ASTM 1499를 참고하여 제작된 직경 16 mm의 지지 링(D_s)과 직경 8 mm의 하중 링(D_L) 및 치구 전체를 감싸는 금속 원통 슬리브로 구성된 시험 장치를 이용 하였다. 디스크 시편들은 파절이 일어날 때까지 5 mm/min 속도로 하중을 가하였다. 이축 굽힘 강도는 파절시의 최대응력을 다음 식(1)에 대입하여 계산하였다.

$$\sigma_f = \frac{3F}{2\pi h^2} \left[(1-\nu) \frac{D_s^2 - D_L^2}{2D^2} + (1+\nu) \ln \frac{D_s}{D_L} \right] \quad (1)$$

여기서 F= braking load in units of N, D= diameter of disk specimen (mm), D_s = support ring diameter (16 mm), D_L = load ring diameter (8 mm), h = thickness of specimen (mm), ν = Possion's ratio (0.4).

이축 굽힘에 의한 탄성계수(E)는 다음 식(2)에 의하여 결정하였다.

$$E = \frac{3(1-\nu^2) \cdot D_L^2 \cdot \Delta P}{2\pi \cdot \Delta f \cdot h^3} \cdot \left[\left(\frac{D_s}{D_L} \right) - 1 - \ln \left(\frac{D_s}{D_L} \right) + \frac{1}{2} \left(\frac{1-\nu}{1+\nu} \right) \cdot \left(\frac{D_s^2 - D_L^2}{D_s^2 D^2} \right) \right] \quad (2)$$

여기서 f 는 디스크 중심에서의 변위 (mm), P는 이 때의 하중(N)을 나타낸다.

2.4 통계처리

의치상 레진 시편 이축강도 데이터는 의치상 레진의 이축 굽힘특성에 미치는 재료 및 중합방법의 요인과 이들의 상관성을 분석하기 위하여 이원배치 분산분석 (ANONA)을 실시하였다 (SPSS v12.0K). 각 특성에서 특정 재료나 방법 간의 통계적 차이를 분석하기 위하여 Scheffe's 사후검정을 실시하였다 (α=0.05).

결 과

각각의 중합법에서 재료에 따른 이축강도 및 탄성계수는 Table 2와 Table 3에 정리하였다. VT, PD, LU는 중합법에 따라 각각 76-97 MPa, 96-110 MPa, 112-116 MPa 범위로 나타났으며, 이축강도 시험에 의해 결정된 탄성계수는 1617-1701 MPa, 1666-1793 MPa, 1605-1754 MPa의 범위이다. 이들에 대한 이원배치분산분석의 결과는 Table 4에 나와 있다. 의치상 레진의 이축 굽힘 강도와 탄성계수에 재료의 종류 및 중합 방법의 종류

Table 2. Mean biaxial flexural strength (MPa) and standard deviation (SD) of specimen groups

Material	Flexural strength (SD)		
	VT	PD	LU
Water	76,2 (6,2)	106,0 (15,0)	116,3 (8,4)
Air	77,9 (9,4)	95,8 (11,1)	112,3 (13,5)
Microwave	96,6 (7,6)	109,5 (13,0)	113,5 (20,0)

Table 3. Mean biaxial flexural modulus (MPa) and standard deviation (SD) of specimen groups

Method	Flexural modulus (SD)		
	VT	PD	LU
Water	1617,0 (44,0)	1793,0 (105,0)	1754,0 (103,0)
Air	1620,0 (104,0)	1724,0 (94,0)	1605,0 (128,0)
Microwave	1701,0 (68,0)	1666,0 (60,0)	1608,0 (171,0)

Table 4. Results of two-way analysis of variance on biaxial flexural strength (BFS) and elastic modulus (EM) data

Source	Properties	Sum of square	df	Mean square	F	Sig.
Material	BFS	17345,347	2	8672,673	57,590	,000
	EM	43426,685	2	71713,343	6,619	,002
Method	BFS	2325,261	2	1162,631	7,720	,001
	EM	09983,185	2	54991,593	5,076	,008
Material*Method	BFS	2086,142	4	521,536	3,463	,011
	EM	14919,148	4	53729,787	4,959	,001

모두 유의하게 영향을 미쳤다 ($P < 0.05$). 또한 이 두 요인은 상호작용을 나타냈다 ($P < 0.05$). 즉 재료별로 중합법의 차이에 따라 강도의 차이를 보일 수 있다는 것이다.

시편들의 이축강도는 구간 유의성에 대한 통계분석 결과와 함께 Fig. 1과 2에 나타났다.

VT 재료는 습식/건식보다 마이크로파 중합법이 굽힘 강도를 유의하게 향상시켰다. 그러나 PD나 LU는 중합법간의 강도차이를 나타내지 않았으며, 모든 중합법에서 VT보다 유의하게 높은 강도를 보였다. 건식 중합법에서는 LU가 유의하게 높은 강도 값을 보였다. 탄성계수의 변화는 이축강도에 비하여 상대적으로 작았다. 그러나 습식중합에서 VT의 탄성계수는 굽힘강도에서와 같이 PD/LU에 비하여 유의하게 작았다. 그러나 다른 중합법에서는 재료간 유의한 차이가 나타나지 않았다. PD/LU는 마이크로파 또는 건식 중합시 탄성계수가 유의하게 감소하였다.

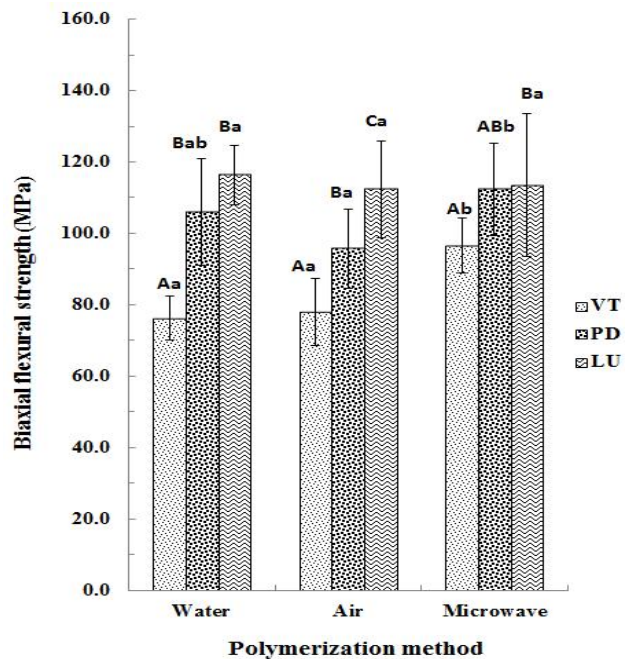


Figure 1. Mean biaxial flexural strength and results of statistical differences. Low and upper case letters denote the results of multiple comparison by Scheffe's test ($P < 0.05$). Same upper case letters indicate no statistical significant differences between the resin materials at each curing method. Same lower case letters indicate no significance between the different curing methods for each resin material.

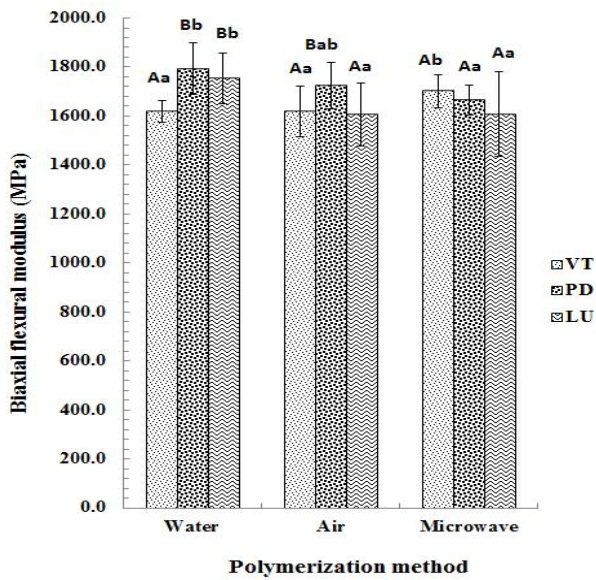


Figure 2. Mean biaxial flexural modulus and results of statistical differences. Low and upper case letters denote the results of multiple comparison by Scheffe's test ($P < 0.05$). Same upper case letters indicate no statistical significant differences between the resin materials at each curing method. Same lower case letters indicate no significance between the different curing methods for each resin material.

고찰

의치상용 레진은 한 재료를 다양한 방법에 의하여 중합이 가능하나, 이때 기계적 특성의 차이가 없어야 다양한 중합법으로 지속적인 사용이 가능하다. 본 연구에서는 시중에서 널리 알려진 열중합형 레진인 Vertex RS, Paladent 20, Luciton 199의 다양한 중합법이 굽힘 강도와 탄성계수에 어떤 영향을 미치는 가를 이축 굽힘강도 측정법으로 비교하였다.

수조 중합법은 납 의치상을 매몰하여 석고 몰드를 제작한 후 분말과 단량체 액을 혼합하여 병상에서 의치함에 가압 전입하여 수조 속에서 중합시킨다. 이 중합법은 의치의 제작에 가장 널리 사용되는 방법으로 높은 안정성과 수조 이외에 특별장비가 필요하지 않다는 장점이 있다. 그러나 수중에서 끓이는 방식에 의하여 다소 번거로움과 정확한 온도조절이 어렵다. 이러한 단점은 공기 중 전기 열판에 의하여 중합하는 건식 중합법으로 극복 할 수 있다. 그러나 이 중합법에 대한 보고는 문헌상으로 매우 드물다. 한편 마이크로 중합법은 MMA 분자가 비대칭임을 이용하여 마이크로파 에너지로 의치상 레진을 중합시키는 방법이다. 이는 중심부와 변연부를 동시에 가열함으로써 단시간에 중합을 가능하게 하여 1970년대부터 많은 연구가 되어

왔다 (Al Doori 등, 1988; Shlosberg 등, 1989). 마이크로파 중합법에는 고주파 에너지의 투과를 방해하지 않으면서 충분한 강도를 갖는 플라스틱 플라스크와 일반 microwave oven(일명 전자레인지)이 사용되고 있다. 이렇게 의치상 레진은 다양한 방식에 의하여 중합될 수 있다. 그간의 많은 연구에서 이들 중합법들이 기계적, 물리적 특성에 미치는 영향을 보고하고 있으나 상충하는 결과가 많다 (Barbosa 등, 2007; Ganzarolli 등, 2007; Ali 등, 2008; Lee 등, 2012).

본 연구에서 이원배치분산분석의 결과는 의치상 재료의 종류 및 중합법은 이축 굽힘 강도와 탄성계수에 모두 유의한 영향을 보여주었다 ($P < 0.05$). 또한 이 두 요인은 상호작용을 나타냄으로써 재료마다 중합법의 차이에 따라 강도의 차이를 보일 수 있음을 나타내며 그 반대도 성립한다. 세부적으로 PD나 LU 레진은 서로 다른 중합법으로 제작하여도 강도차이를 나타내지 않았으며, 모든 중합법에서 VT보다 유의하게 높은 강도를 보였다. VT의 이축강도시험에 의한 탄성계수는 굽힘 강도에서와 같이 PD/LU에 비하여 유의하게 작았으나 다른 중합법에서는 재료간 유의한 차이가 나타나지 않았다. PD/LU는 마이크로파 중합시 탄성계수가 유의하게 감소하였으나 전체적으로 탄성계수 값의 변화는 이축강도에 비하여 크게 나타나지 않았다.

본 연구에서 사용한 의치상 아크릴 레진들은 VT를 제외하고 중합법에 따라 강도의 차이를 보이지 않았다. VT는 전통적 습식법보다 건식/마이크로파로 중합할 때 이축강도와 탄성계수가 유의하게 증가하였다. 이는 재료에 따라 중합법이 의치상 레진의 기계적 특성에 영향을 줄 수 있으며, 재료별로 최적의 중합법이 존재함을 말한다. 의치상 레진의 건식 또는 마이크로파 중합법은 간편하고 종래의 중합법인 습식법에 의한 것보다 같거나 높은 기계적 성질의 의치상 제작이 가능한 것으로 나타났다. 그간의 연구에서 마이크로파 중합법과 다른 중합법이 기계적 특성과 적합성에 미치는 영향에 대한 많은 보고가 있었다. 전체적으로 마이크로파 중합법에 의한 의치상 레진은 기계적 특성이나 적합도가 종래의 가압에 의한 수중중합법과 유사한 정도를 보인다고 하였다 (Anusavice 등, 2013). 본 연구에서도 마이크로파 중합법은 수조 및 건식 중합법보다 기계적 특성에 더 높거나 동등한 영향을 주었다. 또한 마이크로파 중합은 의치상 레진의 잔류 모노머 양의 감소나 의치의 소독이나 의치상 수리에도 사용할 수 있다 (Ewoldsen 등, 1997; Dixon 등, 1999; Silva 등, 2013; Tuna 등, 2013).

그러나 마이크로파 중합법은 급격한 온도상승과 중합시 발생하는 발열반응에 의하여 쉽게 MMA의 비등점(100.8℃)을 넘게 되어 기포를 생성시킬 수 있다. 따라서 기공형성 방지를 위한 적절한 마이크로파의 출력과 중합시간의 조절이 필요하다 (Shlosberg 등, 1989; Alkhatib 등, 1990; Lai 등, 2004). 본 연구에서는 예비 실험을 통하여 레진 시편에 기포가 생기지 않는 조건(350 w / 20 분)에서 중합하여 시편을 제작하였다.

의치상 레진의 국제규격에 따르면 열중합 레진의 3점 굽힘강도는 65MPa 이상이어야 한다 (ISO 20795-1, 2008. Dentistry - Base polymers - Part 1: Denture base polymers). 선행 연구에서 본 연구에서 사용한 재료들의 3점 굽힘강도는 모두 이 조건은 충족하는 것으로 나타났다 (Lee 등, 2012). 이들의 연구에서 3점 굽힘강도 시험 결과에서는 VT 재료가 LU보다 유의하게 높은 값을 보였으나, 본 연구의 이축 굽힘강도에서는 LU가 중합법에 관계없이 유의하게 높았다. 그러나 한편으로 3점 굽힘시험 시 LU의 파괴에너지(Work of fracture)와 파괴인성 값은 VT보다 높은 결과는 본 연구의 이축강도 측정법의 결과와 일치하였다. 따라서 이축강도는 3점 굽힘강도에 비하여 재료의 파괴저항성을 실질적으로 나타낼 수 있는 것으로 보인다. 이러한 결과는 기존의 시험결과와 다른 것으로 이축시험법에 의한 새로운 결과를 제시한 것으로 다양한 의치상 레진의 이축강도에 대한 추가 연구가 필요하다.

결 론

치과용 의치상 레진 재료를 다양한 중합방법에 따라 제작하고 이축 강도 및 탄성계수에 대한 재료 및 제작법의 차이에 대한 영향을 조사하고 다음과 같은 결론을 얻었다.

치과용 의치상 레진의 이축 굽힘 강도는 재료나 중합법의 차이에 따라 유의한 영향을 받았다 ($P < 0.05$). VT는 습식법보다 건식법/마이크로파법으로 중합 시 이축강도 및 탄성계수가 유의하게 증가하였다. PD, LU는 모든 중합법에서 VT보다 유의하게 높은 강도를 보였으며, 이들은 또한 중합법에 따라 이축강도 및 탄성계수의 유의한 차이가 나타나지 않았다. 결과적으로 건식 및 마이크로파 중합법은 기계적 특성의 저하 없이 레진 의치상의 제작에 사용할 수 있다.

참 고 문 헌

- Al Doori D, Huggett R, Bates JF, Brooks SC (1988). A comparison of denture base acrylic resins polymerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. *Dent Mater* 4:25-32.
- Ali IL, Yunus N, Abu-Hassan MI (2008). Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. *J Prosthodont* 17:545-549.
- Alkhatib MB, Goodacre CJ, Swartz ML, Munoz-Viveros CA, Andres CJ (1990). Comparison of microwave-polymerized denture base resins. *Int J Prosthodont* 3:249-255.
- Anusavice K, Shen C, Rawls HR (2013). Prosthetic polymers and resins. In: Philip's science of dental materials, 12th edition. St. Louis: Elsevier Saunders, pp. 474-498.
- Anusavice KJ, Shen C, Vermost B, Chow B (1992). Strengthening of porcelain by ion exchange subsequent to thermal tempering. *Dent Mater* 8:149-152.
- ASTM C1499-03 (2003). Standard Test Method for Monotonic Equibiaxial Flexural Strength of Advanced Ceramics at Ambient Temperature: ASTM International, PA, USA.
- Ban S, Anusavice KJ (1990). Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res* 69:1791-1799.
- Barbosa DB, de Souza RF, Pero AC, Marra J, Compagnoni MA (2007). Flexural strength of acrylic resins polymerized by different cycles. *J Oral Sci* 15:424-428.
- Darbar UR, Huggett R, Harrison A (1994). Denture fracture--a survey. *Br Dent J* 176:342-345.
- Dixon DL, Breeding LC, Faler TA (1999). Microwave disinfection of denture base materials colonized with *Candida albicans*. *J prosthetic Dent* 81: 207-214.
- Ewoldsen NO, Sheridan PJ, Koka S (1997). Microwave pressure chamber processing of a denture repair polymer. *J Prosthodont* 6:221-224.
- Fairchild JM (1967). The fluid resin technique of denture base formation. *J Calif Dent Assoc* 43:

- 127-128.
- Ganzarolli SM, de Mello JA, Shinkai RS, Del Bel Cury AA (2007). Internal adaptation and some physical properties of methacrylate-based denture base resins polymerized by different techniques. *J Biomed Mater Res B; Appl Biomater* 82:169-173.
- ISO 20795-1, 2008. Dentistry - Base polymers - Part 1: Denture base polymers. International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland.
- Lai CP, Tsai MH, Chen M, Chang HS, Tay HH (2004). Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dent Mater* 20:133-141.
- Lee CJ, Bok SB, Bae JY, Lee HH (2010). Comparative adaptation accuracy of acrylic denture bases evaluated by two different methods. *Dent Mater J* 29:411-417.
- Lee HH, Lee CJ, Asaoka K (2012). Correlation in the mechanical properties of acrylic denture base resins. *Dent Mater J* 31:157-164.
- Nishii M (1968). Curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. *J Osaka Dent Univ* 2:23-40.
- Pryor WJ (1942). Injection molding-thermoplastics and the dental laboratory. *J Am Dent Assoc* 29:1400-1408.
- Shetty DK, Rosenfield AR, Duckworth WH, Held PR (1983). A Biaxial-Flexure Test for Evaluating Ceramic Strengths. *J Am Ceram Soc* 66:36-42.
- Shlosberg SR, Goodacre CJ, Munoz CA, Moore BK, Schnell RJ (1989). Microwave energy polymerization of poly(methyl methacrylate) denture base resin. *Int J Prosthodont* 2:453-458.
- Silva M, Consani R, Sardi J, Mesquita M, Macedo A, Takahashi J (2013). Microwave irradiation as an alternative method for disinfection of denture base acrylic resins. *Minerva Stomatol* 62:23-29.
- Takamata T, Setcos JC (1989). Resin denture bases: review of accuracy and methods of polymerization. *Int J Prosthodont* 2:555-562.
- Tuna EB, Rohlig BG, Sancakli E, Evlioglu G, Gencay K (2013). Influence of acrylic resin polymerization methods on residual monomer release. *J Contemp Dent Pract* 14:259-264.
- Woelfel JB (1977). Processing complete dentures. *Dent Clin North Am* 21:329-338.