

# 의치상용 레진의 전입 방법에 따른 중합체적변화와 굴곡강도에 관한 연구

경희대학교 치과대학 치과보철학교실

최훈달 · 권공록 · 김형섭 · 최대균

## I. 서 론

임상적으로 아크릴릭 레진으로 제작된 상악 의치의 구개중양부위가 자주 파절되는 것을 볼 수 있다. 이것은 아크릴릭 레진으로부터 만들어지는 의치의 제작과정 중 생기는 체적 변화와 레진 자체의 파절강도와 밀접한 관련이 있다.<sup>1,2)</sup>

일반적인 방법에 따른 의치 매몰 과정을 거쳐 제작된 의치는 중합수축, 함(flask)의 냉각 동안에 발생하는 온도 변화에 의한 수축, 모형으로부터 분리하는 동안의 스트레스 방출로 인한 변형 등이 중합되어 의치의 체적 변화를 야기시킨다.<sup>3-5)</sup>

고전적으로 열중합형 의치상용 레진을 이용한 의치 제작에 있어서 가압전입법(compression packing technique)이 사용되어 왔다.<sup>1)</sup> 이 방법은 레진 전입시 상하함 사이에 레진의 과잉분이 남아있기 쉽기 때문에 이러한 체적 변화를 더 심화시킨다.<sup>5)</sup> 의치의 체적 변화는 의치와 조직과의 적합을 감소시켜 보철물을 조직으로부터 쉽게 탈락시킬 수 있고 적합이 불량한 의치에 저작력이 가해졌을 때 의치가 쉽게 파절될 수 있다.<sup>6,7)</sup> 고전적인 가압전입법의 이러한 부정확성을 극복하기 위해서 Pryor는 가압주입법(injection packing technique)을 적용하려고 노력하였다. 이 방법은 스프링 메카니즘을 이용하여 중합되지 않은 레진에 계속해서 압력을 가하기 때문에 중합수축을 보상할 수 있는 장점이 있는 반면 주입로를 설치하기 위한 매몰 조작이 다소 번잡하며, 전

용의 함과 주입장치를 필요로 하는 단점도 있다.<sup>5)</sup>

가압주입시스템은 1970년대 중반에 Ivoclar (Schann, Liechtenstein)가 도입하였고, 최근에 많은 치과 기공소에서 이 시스템을 사용하고 있다.<sup>5)</sup> 이 시스템의 안정성 및 임상으로의 적용 가능성을 확인하기 위해서 가압전입법과 가압주입법으로 만든 의치의 체적 변화를 비교하는 연구들이 많은데, 각각 다양한 방법으로 체적 변화를 비교하였다.<sup>1,4,5,8,9)</sup> 의치 제작에 있어서 인공치가 없는 의치를 제작하여 실험한 연구들도 있었고, 인공치는 있지만 상악 모형이 인체의 해부학적 모양이 아니라 기계적으로 형성된 모양으로 실험한 연구도 있었다. 또한 의치를 모형에서 분리하기 전에 체적변화를 측정하는 것도 있었고, 분리한 후의 것을 측정하는 것들도 있었다.

의치의 파절은 또한 구강내에서 기능하는 동안에 레진 피로 때문에 야기된다.<sup>2)</sup> 의치상 레진은 기능시에 다양한 스트레스(응축, 인장력, 비틀림 등)에 노출되며, 재료의 기계적 특성 중에 임상하에서 이러한 하중의 분배를 잘 반영하는 것은 굴곡강도이다.<sup>10)</sup> 재료의 굴곡강도는 굴곡하중하에서 재료가 파절될 때 가해진 하중이다. 전형적인 기계적 방법으로 굴곡하중하에서 의치상용 재료의 변형에 대한 저항정도나 파절을 조사할 수 있으며, 굴곡강도가 커질수록 실패에 대한 저항성이 더 커지는 것을 의미한다.<sup>11,12)</sup> 실제로, 파절 저항성을 증가시키기 위해 다양한 종류의 의치상용 아크릴릭 레진이 의치 제작에 사용되고 있다.<sup>11,13)</sup>

이에 본 연구는 레진 재료와 전입 방법에 따른 의치의 체적 안정성과 비례한계하에서의 굴곡강도를 비교하고자 하였다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 체적 안정성 실험

#### 1) 실험 의치의 제작

상악 무치악 주형을 이용해 제 3형 치과용 석고 (NEO PLUMSTONE, Mutsumi, Nigata, Japan) 로 모형 12개를 제작하였다. 제작된 모형의 인상면에 임의의 3점(구개정중부위의 경구개와 치조골이 만나는 부위, 좌, 우측의 경구개와 치조골이 만나는 부위)을 잡아 5mm 금속 ball을 반만 묻어 나중에 모형의 인상면의 scan상과 그 모형으로부터 만들어진 의치 인상면의 scan상을 중첩시킬 수 있게 하였다. 12개의 모형에 1번부터 12번까지 라벨을 붙여 모형의 인상면을 3D scanner(Scan Works Scanning System, PERCEPTRON, Plymouth, USA)로 scanning을 하였다.(Fig. 1)

임의의 한 모형에 일반적인 방법에 따라 치아를 배열하여 납의치를 제작했다. 실리콘인상재(ZEROSIL putty, Dreve, unna, Germany)로 이 납의치의 인덱스를 만들고 이것을 이용하여 12개의 모형에 똑같은 납의치를 제작하였다. 레진 종류와 전입 방법에 따라 석고 모형을 4군으로 나누고, 한 군당 3개의 석고 모형을 실험하였다.(Table I) A와 B군은 가압전입법을 사용하여 의치를 제작하였으며, 재료는 각각 Lucitone 199 아크릴릭 레진(Dentsply Trubyte, york, pennsylvania, USA)과 Vertex 아크릴릭 레진(Dentimex, zeist, Netherlands)을 사용하였다. C와 D군은 가압주입법을 사용하여 의치를 제작하였다. 가압주입기구는 Dentsply사의 Success(Dentsply Trubyte, york, pennsylvania, USA)를 이용하였으며, 재료의 분말액비는 모두 제조사의 지시에 따랐다.

납의치가 완성된 A와 B군의 모형은 일반적인 방법에 따라 전입용 함에 석고(치과용소석고, 삼우화학공업주식회사, 울산, Korea) 70%와 경석고 30%를 혼합해 1차 매몰을 하였고, 초경석고(GC Fuji Rock,

GC Europe N.V., Levven, Belgium)로 2차 매몰을 한 후 다시 석고 70%와 경석고 30%를 혼합해 3차 매몰을 하였다. 이 때 75kgf/cm<sup>2</sup>의 압력을 가하였다. C와 D군의 모형은 주입용 함에 위와 같은 방법으로 매몰하였다.

매몰이 끝난 모든 군의 함을 60~70℃의 물에 5~10분 동안 담그 워스를 연화시켰다. 함을 분리한 후 워스를 제거하고 끓는 물로 깨끗이 한 후 분리제(GC ACRO-SEP, GC corporation, Tokyo, Japan)를 석고모형에 골고루 발랐다.

레진 혼합시, 분말액비는 제조사 지시대로 Lucitone 199는 42:13(부피비)으로 Vertex는 3:1(부피비)로 혼합해 병상의 레진을 전입하였다. 일반적인 가압전입법으로 전입하는 A와 B군은 3번의 전입을 하였다. 마지막 전입 후 75kgf/cm<sup>2</sup>의 하중을 5분동안 가하였다. 그리고 나서 함을 traditional spring clamps에 위치시킨 후 실온(22±2℃)에서 5분동안 방치하였다. C와 D군은 Success를 이용해 75psi하에서 5분동안 주입한 후 실온(22±2℃)에서 5분동안 방치하였다.

방치가 끝난 모든 군은 73℃(±1~2℃)의 물에 40분간 유지시킨 후 끓는 물에 30분간 위치시켜 중합시켰다.

중합이 끝난 후 3시간 동안 실온에서 냉각시켰다. 함으로부터 의치를 분리하고 의치를 다듬은 후 완성하였다.

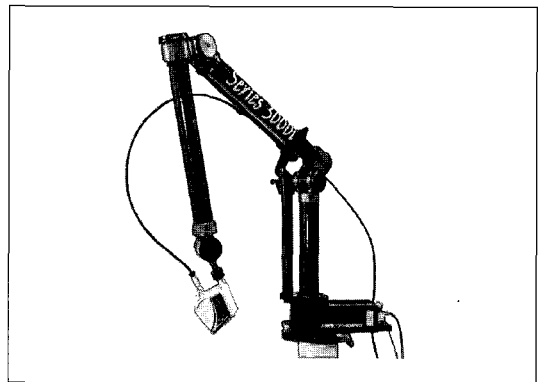


Fig. 1. Scan Works Scanning System.

## 2) 체적변화 관찰

완성된 12개의 의치상의 인상면을 3D scanner로 scanning하여 미리 scanning하였던 모형의 인상면상과 인덱스를 참고하여 중첩시켰다. 중첩된 상의 체적 변화는 Surfacer(EDS, Detroit Ann Arbor, USA)와 Geomagic(Raindrop, North Carolina, USA) program 을 이용하여 계산하였다. 다음 견치 부위, 제1소구치 부위, 제1대구치 부위, 후구개 부위, 구개중앙 부위의 단면상을 컴퓨터 상에서 얻었고, 그 단면상을 다시 변곡점을 기준으로 5등분하여 총 25부위(Fig. 2)의 체적 변화를 Surfacer와 Geomagic program을 이용하여 계산하였다.

## 2. 굴곡강도 실험

### 1) 시편의 제작

듀랄루민으로 분리되는 주형을 제작하여 왁스 시

편(64mm×10mm×3.3mm)을 72개 만들었다. 재료, 분말액비, 전입 방법에 따라 12개의 군으로 나눠, 한 군당 6개의 왁스 시편을 실험하였다.(Table II) 체적 안정성을 위한 실험에서처럼 일반적인 방법에 따라 매몰, 왁스제거, 전입, 방치, 중합, 실온 냉각, 함의 분리, 다듬기를 하여 레진 시편을 제작하였다. 제작된 레진 시편은 320grit 연마포지로 마무리 하였다.

### 2) 굴곡강도 측정

완성된 레진 시편을 3점 굴곡강도 실험<sup>10)</sup>을 위해 하중 실험 기계(INSTRON 4467, INSTRON, Buckingham shire, England)위에 50mm의 간격을 두고 위치시키고 분당 2mm의 속도로 수직 하중을 가하였다. 시편에 가해진 하중은 기록지에 기록되었다. 각 시편의 비례한계(PLf)에서의 굴곡강도는 다음 공식으로 계산하였다.<sup>14)</sup>

$$PL_f = 3FL/2bd^2$$

(F=비례한계하에서의 하중; L=간격(50mm);

b=시편의 폭(10mm); d=시편의 두께(3.3mm))

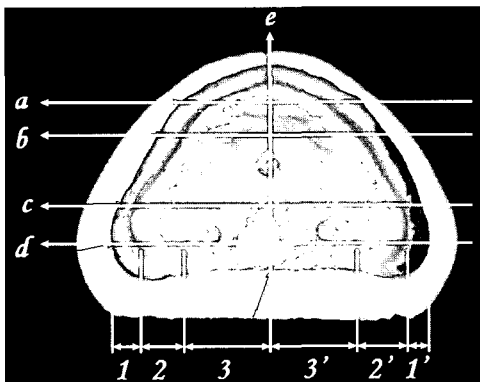
모든 실험은 24±2℃와 40±5%의 상대 습도 하에서 실험하였다.

## 3. 통계 분석

기록한 자료는 t-test 및 ANOVA에 이은 Tukey test(p<.05 유의수준)를 이용해 분석하였다.

**Table I.** Classification of maxillary complete dentures according to acrylic resin materials and packing techniques

Packing techniques	Acrylic resin materials	
	Lucitone 199	Vertex
Compression	Group A	Group B
Injection	Group C	Group D



**Fig. 2.** Cross section area. a: canine area, b: 1st premolar area, c: 1st molar area, d: posterior area, e: midline, 1,1': flange area, 2,2': alveolar area, 3,3': palatal area.

**Table II.** Classification of resin specimens according to acrylic resin materials, powder/liquid ratio and packing techniques

Acrylic resin materials		Packing techniques	
		Compression	Injection
Lucitone 199	P/L (+)	Group 1	Group 7
	P/L	Group 2	Group 8
	P/L (-)	Group 3	Group 9
	P/L (+)	Group 4	Group 10
Vertex	P/L	Group 5	Group 11
	P/L (-)	Group 6	Group 12

P/L (+) : 30% more than the manufacturer's direction

P/L : a manufacturer's direction

P/L (-) : 30% less than the manufacturer's direction

### Ⅲ. 연구성적

#### 1. 체적 안정성 실험

전체 의치상과 석고 모형의 3D scan상의 평균 체적 변화는 Table III에 나타내었고, 이에 대한 통계 결과는 Table IV에 나타내었다. 부위에 따른 의치의 3D scan상의 평균 체적 변화는 Table V에 나타내었다. 이 실험에서는 3D scan을 통해 의치의 양의 방향으로의 체적 변화와 음의 방향으로의 체적 변화를 측정하였는데 Table III과 Table V의 체적 변화는 이들의 절대값의 합을 나타낸 것이다.

전체에서 재료, 방법에 따른 체적 변화에 대한 통계적 유의차는 없었다. 하지만 수치상으로는 동일 재료였을 때 가압전입법이 가압주입법보다 체적 변화가 적었다. 동일 방법에서는 Vertex가 Lucitone 199보다 체적 변화가 적었다.

**Table III.** Mean dimensional changes & standard deviation of maxillary complete dentures

Group	Dimensional changes (Unit : mm)	
	Mean ± S.D	
A	0.23052±0.00391	
B	0.19864±0.04496	
C	0.24904±0.00977	
D	0.22369±0.00827	

S.D : Standard deviation

**Table IV.** ANOVA tests of Between-Subjects Effects Dependent Variable: Dimensional change

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	3.91E-03	3	1.30E-03	1.58	0.269
Intercept	0.61	1	0.61	739.162	0
Material	2.46E-03	1	2.46E-03	2.976	0.123
Packing technique	1.42E-03	1	1.42E-03	1.726	0.225
Material * Packing technique	3.20E-05	1	3.20E-05	0.039	0.849
Error	6.60E-03	8	8.25E-04		
Total	0.621	12			
Corrected Total	1.05E-02	11			

부위별 오차를 살펴보면 견치부위에서는 변연부, 치조제, 구개부위에 따른 통계적 유의차가 있었다. (p<.05) 구개부가 통계적으로 변연부보다 오차가 적었다. 재료, 방법에 대한 유의적 오차는 없었다. 재료 및 전입 방법에 상관없이 구개부, 치조제, 변연부 순으로 오차가 적었다.

소구치부위에서는 A군의 경우 변연부, 구개부, 치조제 순으로 C군의 경우 구개부, 변연부, 치조제 순으로 오차가 적었다. B군의 경우 구개부, 치조제, 변연부 순으로 D군의 경우 구개부, 변연부, 치조제 순으로 오차가 적었다. 그럼에도 부위, 재료, 방법에 대한 통계적 유의차는 없었다.

대구치부위에서 A군의 경우 구개부, 치조제, 변연부 순으로 C군의 경우 구개부, 변연부, 치조제 순으로 오차가 적었다. Vertex의 경우 전입 방법에 상관없이 구개부, 변연부, 치조제 순으로 오차가 적었다. 그러나 부위, 재료, 방법에 대한 통계적 유의차는 없었다.

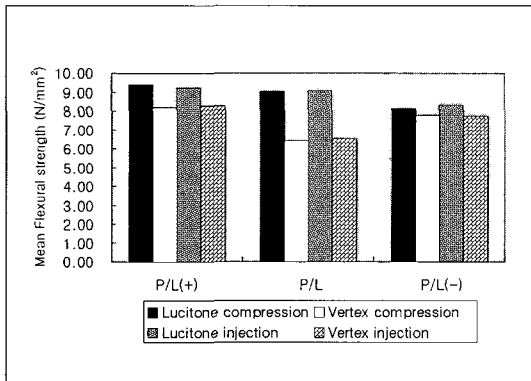
후방부위에서는 Lucitone 199의 경우 전입 방법에 상관없이 구개부, 치조제, 변연부 순으로 오차가 적었다. B군의 경우 구개부, 치조제, 변연부 순으로 D군의 경우 구개부, 변연부, 치조제 순으로 오차가 적었다. 그러나 부위, 재료, 방법에 대한 통계적 유의차는 없었다.

종합해 보면 의치상의 변형 양상은 견치부에서는 변연부>치조제>구개부, 소구치부와 대구치부에서는 치조제>변연부>구개부, 후방부에서는 변연부>치조제>구개부 순으로 크게 나타났다.

**Table V.** Mean dimensional changes & standard deviation of maxillary complete dentures at each area (Unit : mm)

Cross section area	Measured area	Group			
		A Mean ± S.D	B Mean ± S.D	C Mean ± S.D	D Mean ± S.D
Canine	flange	0.09302±0.06725	0.02701±0.00571	0.11472±0.10484	0.01688±0.01051
	alveolar	0.01589±0.01196	0.02666±0.01951	0.05543±0.06486	0.01640±0.00889
	palate	0.00671±0.00446	0.00600±0.00550	0.00323±0.00047	0.01142±0.00934
Premolar	flange	0.00730±0.00251	0.02205±0.01979	0.02258±0.00768	0.02645±0.01849
	alveolar	0.03636±0.04437	0.00900±0.00273	0.03322±0.03880	0.02936±0.01153
	palate	0.00855±0.00976	0.00183±0.00118	0.00898±0.00607	0.02349±0.01863
Molar	flange	0.02881±0.00672	0.02574±0.01029	0.05363±0.04698	0.03243±0.02469
	alveolar	0.02350±0.01289	0.03330±0.01667	0.08373±0.10016	0.06244±0.03448
	palate	0.01309±0.01004	0.01231±0.00338	0.00523±0.00238	0.01464±0.00244
Posterior	flange	0.02828±0.01023	0.03143±0.03514	0.03223±0.02206	0.01378±0.00780
	alveolar	0.01451±0.01379	0.01536±0.01833	0.01872±0.01227	0.05459±0.02627
	palate	0.00817±0.00759	0.00566±0.00353	0.00587±0.00060	0.01006±0.00033

S.D : Standard deviation



**Fig. 3.** Mean flexural strength of resin specimens. P/L (+) : 30% more than the manufacturer's direction  
P/L : a manufacturer's direction  
P/L (-) : 30% less than the manufacturer's direction

## 2. 굴곡강도 실험

굴곡강도에 대한 실험 결과 및 통계 결과는 Fig. 3과 Table VI에 각각 나타내었다. 평균 굴곡강도의 범위는 6.40에서 9.39(N/mm<sup>2</sup>)로 나타났다. ANOVA와 t-test를 이용한 분석 결과 재료, 분말액비가 굴곡강도에 영향을 주는 것으로 나타났다.(p<.05)

**Table VI.** Flexural strength of acrylic resin materials with different powder/ liquid ratio without distinction of packing techniques (Unit : N/mm<sup>2</sup>)

Acrylic resin materials	P/L ratio	Mean	S.D	Tukey grouping*
Lucitone 199	P/L(+)	9.32	0.35	A
	P/L	8.98	0.5	A
	P/L(-)	8.21	0.48	B
Vertex	P/L(+)	8.22	0.46	a
	P/L	6.44	0.44	b
	P/L(-)	7.72	0.61	a

\* : Different letters designate significantly different groups.  
P/L ratio : Powder/liquid ratio  
P/L (+) : 30% more than the manufacturer's direction  
P/L : a manufacturer's direction  
P/L (-) : 30% less than the manufacturer's direction  
S.D : Standard deviation

Lucitone 199가 Vertex보다 굴곡강도가 더 높았고, (p<.05) 분말액비는 Vertex에서는 P/L(+), P/L(-) 일때가 P/L적정일 때보다 굴곡강도가 높았고 (p<.05), Lucitone 199에서는 P/L(+), P/L(적정) 일 때가 P/L(-)보다 굴곡강도가 높았다.(p<.05) (Fig. 3)

## IV. 총괄 및 고안

### 1. 체적 안정성 실험

실제 임상에서 의치의 파절이 종종 일어나고 있는데 이것은 레진 자체의 파절강도와 의치의 체적 안정성과 밀접한 관련이 있다. 이에 실제 임상과 비슷한 상황에서 서로 다른 종류의 레진과 전입 방법에 따라 의치를 제작하여 안정성과 굴곡강도를 측정하였다.

재료, 방법, 부위에 대한 체적 안정성에 대한 유의적 차이는 없었다. 이것은 재료의 발달이 그만큼 평준화 되고 있다<sup>2)</sup>는 것과 수작업으로 전입을 할지라도 제대로 일차 전입을 하고 정확한 전입 압력을 지킨다면 기계로 하는 주입 못지 않은 의치를 제작할 수 있다는 것을 시사해 준다.

본 실험과 비슷한 결과를 보인 여러 논문들이 있다. Keenan 등<sup>5)</sup>은 Trevalon 아크릴릭 레진을 사용하여 대구치간 폭을 측정하였는데 실험 결과 가압전입법(-0.24%)이 가압주입법(-0.27%)보다 중합수축이 더 적게 나왔으나 유의차는 없었다. ( $p=0.063$ ) Noguera 등<sup>1)</sup>은 가압전입법으로 만든 총의치와 가압주입법으로 만든 총의치 사이에 수평 체적 변화를 비교한 결과 유의적 차이가 없다고 결론을 내렸다. 이 실험은 제1소구치 부위와 제1대구치 부위에 표시점을 이용하여 중합 전과 중합 후 모형으로부터 의치를 분리한 다음에 내외측의 체적 변화와 전후방의 체적 변화를 기록하였다. 결국 치아의 위치 변화로 의치의 체적 변화를 알아보려는 실험이었다. 본 실험에서는 직접 의치 내면을 scanning함으로써 석고 모형의 인상면과의 체적 변화를 알아 보았기 때문에 좀 더 정확한 방법으로 실제 임상에 접근할 수 있었다. Jackson 등<sup>4)</sup>은 모형의 인상면을 금속으로 제작한 것과 그것으로부터 제작된 의치를 양쪽에 놓고 같은 위치의 의치를 기록하여 체적 변화를 측정하였는데 두 방법에 유의차가 없다고 결론 내렸다.

본 실험에서는 의치를 모형으로부터 완전 분리한 후, 그 모형과의 체적 변화량을 측정했기 때문에 의치에 아무런 외력을 가하지 않은 상태에서 체적 변화를 측정할 수 있었다. 반면 Consani 등<sup>3)</sup>의 실험에서는 만들어진 의치를 모형으로부터 분리하고 다음

은 후 다시 원래 모형에 순간 접촉제로 접촉한 후 의치와 모형간의 체적 변화를 살펴 보았다. 전입 방법은 일반적인 가압전입과 RS tension system을 사용하였는데 실험 결과는 RS tension system이 통계적으로 유의성 있게 일반적인 가압전입보다 체적 변화가 더 적은 것으로 보고 되었다. Huggett 등<sup>6)</sup>도 상악 무치악 모형을 이용해서 가압전입, 가압주입 두 방법으로 제작된 의치상의 체적 변화의 비교 실험을 하였다. 결과는 가압주입법이 통계적으로 유의성 있게 오차가 적었다. 본 실험결과와 다른 이유는 이 실험은 인공치가 없는 의치상만을 제작하여 실험을 했고, 상악 모형이 인체의 해부학적 모양이 아니라 기계적으로 형성된 모양이기 때문인 것으로 생각한다.

이전의 연구<sup>8)</sup>에 따르면 체적 변화가 0.2mm를 초과하지 않는다면 임상적으로 의치의 적합이나 기능에 영향을 미치지 않는다고 하였다. 이번 실험 결과 어떤 시편도 0.2mm를 초과하지 않았다. 따라서 두 전입 방법 모두 임상적으로 사용이 가능하다고 여겨진다.

본 실험에서 3D scanner를 사용하였는데 오차를 1/100000까지 찾아내려고 노력했다. 그리고 다른 실험에서 볼 수 없었던 의치의 양 방향으로의 변화를 측정할 수 있었다. 다른 실험들의 경우는 의치의 한 방향으로의 변화만을 측정할 수 있었다. 구강내 점막이 연조직이라는 것을 감안한다면 좀더 임상에 가까운 상태에서 이번 실험을 할 수 있었다. 또한 기존의 실험은 모형으로부터 분리하기 전 상태에서 계측한 것이 많았으나 이 실험은 모형에서 완전 분리한 후의 상태에서 계측을 하였다는 것이 이전 실험과 차별된 것이었다.

본 실험에서 사용된 시편 수가 적었는데 차후에 더 많은 시편을 가진 다른 실험이 필요하다고 생각한다.

### 2. 굴곡강도 실험

굴곡강도에 대한 실험에서 재료, 분말액비, 전입 방법의 3가지 변수를 주었다. 굴곡강도는 재료와 분말액비에 의해 영향을 받았고, 이 중 재료가 가장 큰 영향을 주었다. 제조사가 아크릴릭 레진의 분말액비를 정할 때는 경화속도, 색조 안정성, 체적 안정성, 강도 등의 물리적 특성과 생체 안전성 등의 생화학

적 특성, 그리고 작업성들을 모두 고려해서 정하게 된다. 특히 Vertex 제품의 경우에는 색조 안정성을 가장 주안점으로 두어 분말액비를 정한다고 한다. 본 실험에서 제조사의 지시에 따른 적정 분말액비의 Vertex 제품의 경우 굴곡강도가 가장 낮게 나온 것이 이 때문이라 생각된다. 색조는 액의 비율이 많아지면 약해지기 때문이다.

전입 방법에 따른 굴곡강도는 유의적 차이는 없었다. Memon 등<sup>11)</sup>은 서로 다른 3가지 재료를 가지고 각각의 두 가지 다른 주입법 및 중합법을 이용한 레진의 굴곡강도에 대한 실험에서 가압주입법으로 전입하고 극초단파로 중합한 Meliodont가 나머지 둘보다 굴곡강도가 유의적으로 낮았으며, 따라서 다른 방법에 비해 장점이 없다고 보고했다. Haug 등<sup>15)</sup>은 Lucitone 199 아크릴릭 레진을 사용하여 가압전입법과 가압주입법으로 제작한 총의치에서 굴곡강도, 연마성, 기포정도, 심미, 안정성 등을 실험하였는데 모두 임상적으로 적용될 수 있다고 결론을 내렸다. ISO 규격(ISO 1567)에 따르면 열중합 레진의 굴곡강도는 65MPa 이상이어야 한다. 본 실험에서 제조사의 지시에 따른 분말액비의 Vertex로 제작한 총의치(가압전입법: 62.12, 가압주입법: 63.60 MPa)는 이 조건을 만족시키지 못한 것으로 나타났다. 이 실험 결과에 의하면 Vertex 재료의 사용은 재고할 필요가 있을 것으로 생각한다. 왜냐하면 Vertex의 분말액비를 달리하여 제작한 총의치는 기준 이상의 굴곡강도를 보였기 때문이다. 하지만 전입 방법 즉, 가압전입법이나 가압주입법으로 제작한 총의치는 체적 안정성이나 굴곡강도의 면에서 충분히 임상적으로 사용이 가능하다고 하겠으나 보다 많은 시편을 이용한 추가적 실험이 더 필요할 것으로 생각한다.

## V. 결 론

재료와 전입 방법에 따른 의치상용 레진의 체적 안정성과 굴곡강도를 비교하고자 2종의 아크릴릭 레진(Lucitone 199, Vertex)과 2종의 전입방법(가압전입법, 가압주입법)을 사용하여 상악 총의치와 레진 시편을 제작하여 체적 변화량과 굴곡강도를 각각 측정, 비교한 바 다음과 같은 결론을 얻었다.

### 1. 체적 안정성 실험

- 1) 재료, 전입 방법에 대한 의치상의 체적 안정성은 유의한 차이가 없었다.
- 2) 각 부위별 체적 안정성은 구개부위가 변연부나 치조제 부위에서보다 안정적으로 나타났으나 통계적 유의차는 없었다.

### 2. 굴곡강도 실험

- 1) 레진 시편의 굴곡강도는 재료, 분말액비에 의해 영향을 받으며, ( $p < .05$ ) 특히 재료가 큰 영향을 미쳤다. ( $p < .05$ )
- 2) 재료간의 굴곡강도(제조사의 지시에 따른 분말액비)는 전입 방법에 상관 없이 Lucitone 199가 Vertex보다 높았다. ( $p < .05$ )

## 참고문헌

1. Nogueira SS, Ogle RE, Davis EL. Comparison of accuracy between compression- and injection-molded complete dentures. *J Prosthet Dent* 1999;82:291-300.
2. John J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat-polymerized poly methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *J Prosthet Dent* 2001;86:424-427.
3. O. Komiyama, M. Kawara. Stress relaxation of heat-activated acrylic denture base resin in the mold after processing. *J Prosthet Dent* 1998;79:175-181.
4. Jackson AD, Grisius RJ, Fenster RK, Lang BR. The Dimensional Accuracy of Two Denture Base Processing Methods. *Int J Prosthodont* 1989;2:421-428.
5. Keenan PL, Radford DR, Clark RK. Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and mi-

- crowave processing. *J Prosthet Dent* 2003;89:37-44.
6. Polyzois GL. Improving the adaptation of denture base by anchorage to the casts: a comparative study. *Quintessence Int* 1990;21:185-190.
  7. Takamata T, Setcos JC, Phillips RW, Boone ME. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. *J Am Dent Assoc* 1989;119:271-276.
  8. Consani RL, Domitti SS, Consani S. Effect of a new tension system, used in acrylic resin flasking, on the dimensional stability of denture bases. *J Prosthet Dent* 2002;88:285-289.
  9. Huggett R, Zissis A, Harrison A, Dennis A. Dimensional accuracy and stability of acrylic resin denture bases. *J Prosthet Dent* 1992;68:634-640.
  10. Chitchumnong P, Brooks SC, Stafford GD. Comparison of three-and four-point flexural strength testing of denture-base polymers. *Dent Mater* 1989;5:2-5.
  11. Memon MS, Yunus N, Razak AAA. Some Mechanical Properties of a Highly Cross-Linked, Microwave-polymerized, injection- molded Denture Base Polymer. *Int J Prosthodont* 2001;14:214-218.
  12. Ruyter IE, Chem D, Svendsen SA, Real C. Flexural properties of denture base polymers. *J Prosthet Dent* 1980;43:95-104.
  13. Polyzois GL, Karkazis HC, Zissis AJ, Demetriou PP. Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resins: A comparative study. *J Prosthet Dent* 1987;57:639-647.
  14. Takahashi Y, Kawaguchi M, Chai J. Flexural Strength at the Proportional Limit of a Denture Base Material Relined With Four Different Denture Reline Materials. *Int J Prosthodont* 1997;10:508-512.
  15. Haug SP, Duke P, Dixon SE, et al. A pilot clinical evaluation of a new injection denture base system. *Compend Contin Educ Dent* 2001;22:847-852,854.

---

**Reprint request to:**

**Kung-Rock Kwon**, D.M.D., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, Division of Dentistry, Graduate School, Kyung Hee University #1, Hoigi-Dong, Dongdaemun-Gu, Seoul, 130-701, Korea  
krkwon@khu.ac.kr



ABSTRACT

## DIMENSIONAL CHANGE AND FLEXURAL STRENGTH IN COMPLETE DENTURES FABRICATED BY INJECTION MOLDING AND CONVENTIONAL COMPRESSION PROCESSING

Hoon-Dal Choi, D.M.D., Kung-Rock Kwon, D.M.D., M.S.D., Ph.D.,  
Hyeong-Seob Kim, D.M.D., M.S.D., Ph.D., Dae-Gyun Choi, D.M.D., M.S.D., Ph.D.

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kyung-Hee University*

**Statement of problem:** Fracture and dimensional change of an acrylic resin denture are a rather common occurrence.

**Purpose:** The purpose of this study was to compare differences in dimensional changes and flexural strength of separate maxillary complete dentures after immediate deflasking by injection molding and conventional compression processing.

**Material and method:** To evaluate dimensional stability, the maxillary dentures were fabricated by using different materials and methods. Lucitone 199 (Dentsply Trubyte, York, Pennsylvania, USA) and Vertex (Dentimex, Zeist, Netherlands) were used as materials. Compression and injection packing methods were used as processing methods. The impression surface of the dentures was measured by 3D Scanning System (PERCEPTRON, USA) and overlapped original impression surface of the master cast.

To evaluate flexural strength, resin specimens were made according to the different materials, powder/liquid ratio and processing methods. Flexural strength of the complete resin specimens (64mm × 10mm × 3.3mm) were measured by INSTRON 4467 (INSTRON, England)

The data was analyzed by ANOVA, t-test and Tukey test. ( $p < .05$  level of significance)

**Result:** The results were as follows:

1. There was no significant differences between master model and denture base for each group in overall dimensional changes.
2. Palatal area was more stable than flange or alveolar area in dimensional stability. but, there was no significant differences among each area.
3. Materials and powder/liquid ratio had an effect on flexural strength. ( $P < .05$ ) Especially materials was most effective. ( $P < .05$ )
4. Lucitone 199 (powder/liquid ratio followed by manufacturer's direction) showed higher flexural strength than Vertex.

**Conclusion:** Dimensional stability or flexural strength are affected by materials rather than packing techniques.

---

**Key words :** Dimensional stability, Flexural strength, Injection Molding, Conventional Compression Processing, Complete Denture