

# 온도변화에 따른 치과용 인상재의 크기변화\*

연세대학교 치과대학 치과재료학교실<sup>1</sup> · 고려대학교 구로병원 치과보철과<sup>2</sup>

김광만<sup>1</sup> · 이종석<sup>2</sup> · 김경남<sup>1</sup> · 신상완<sup>2</sup>

## Dimensional Changes of Dental Impression Materials by Thermal Changes

Kwang-Mahn Kim<sup>1</sup>, Jong-Suk Lee<sup>2</sup>, Kyoung-Nam Kim<sup>1</sup>, Sang-Wan Shin<sup>2</sup>

Department of Dental Materials, College of Dentistry, Yonsei Univ.,<sup>1</sup> Seoul 120-752, Korea

Department of Prosthodontics, Kuro Hospital.<sup>2</sup>

Dental impression materials are necessary for prosthodontic treatment and should have some desirable properties that easy to use, reproducibility to oral tissue, dimensional stability and compatibility to gypsum materials and additional silicone impression materials are used mostly. All materials have dimensional change by thermal changes. So, impression materials shrink during cooling from oral temperature(37°C) to room temperature(23°C). 5 kinds of light body of addition silicone materials(Imprint II(IM), 3M Co., USA; Examix(EM), GC Co., Japan; Extrude(EX), Kerr Co., USA; Contrast(CT), Voco Co., Germany; Perfect(PF), Hankook JP, Korea) were chosen and the cylindrical specimens(6 mm dia., 12 mm height) were made and thermal expansion were measured by thermomechanical analyzer(TMA 2940, TA Instrument, U.S.A.) between 23°C and 37°C. The data were analyzed by Mann Whitney U-Test.

The results were as follows:

1. Thermal expansions of impression materials were increased in order to CT>PF≥ EM>EX≥ IM( $p<0.05$ ).
2. Anterior area had more dimensional change than posterior area in same impression materials.
3. Dimensional changes were more than 40  $\mu\text{m}$  at anterior area but less than 40  $\mu\text{m}$  at posterior area in all impression materials.

In conclusion, thermal expansions of impression materials were significantly different from each other( $p<0.05$ ), and anterior area had more dimensional change than posterior area in same impression materials.

**Key Words :** impression materials, dimensional change, thermal change

J Korean Res Soc Dent Mater 25(2):187-192, 1998

## 서 론

치과용 인상재는 치과보철 치료과정에서 없어서는 안 될 중요한 재료로서 구강내의 상태를 복제하여 음형인기

주소: 서울특별시 서대문구 신촌동 134번지, 우편번호 120-752

연세대학교 치과대학 치과재료학교실, 김광만

ISSN: 1225-1631

\* 본 논문은 1997년도 연세학술연구비 지원에 의하여 이루어진 것임.

를 얻는 재료이다. 치과용 인상재가 갖고 있어야 할 중요한 성질로서는 사용이 편리한 것은 물론이고 구강조직의 정밀한 복제, 크기의 안정성, 모형재와의 친화성 등이 있다. 현재 치과에서 널리 사용되고 있는 인상재는 탄성 인상재와 비탄성 인상재로 나누어 볼 수 있는데 각 용도에 따라 사용하는 인상재가 다르나 일반적으로 치아를 포함한 인상재들은에는 탄성 인상재가 사용되고 있다. 탄성 인상재는 물을 주성분으로 하는 하이드로콜로이드 인상재와 고무 인상재로 구분할 수 있고, 하이드로콜로이드 인

상재는 다시 아가와 알지네이트 인상재로, 고무인상재는 폴리셀파이드, 축합중합형 실리콘, 부가중합형 실리콘 및 폴리아이씨로 구분할 수 있다(고영무 외, 1998).

인상재의 사용목적상 인상대상 부위의 정확한 재현이 가능해야 하는데 이를 위해서는 크기의 안정성이 매우 중요한 요구성질이 될 것이다. 하이드로콜로이드 인상재는 성분중에 물을 함유하고 있으므로 팽윤현상(imbibition)이나 이액현상(syneresis)에 의해 크기변화가 일어나기 쉬우며 따라서 작업용 모델 제작 등과 같은 정밀인상에는 주의해야 한다. 고무인상재 중에서도 부가중합형 실리콘 인상재의 크기 안정성이 가장 뛰어나 최근에 가장 많이 사용되고 있다. 그러나 아무리 인상재 자체의 크기안정성이 우수하더라도 인상재득시의 온도와 모형재를 주입할 당시의 온도차에 의한 재료자체의 열수축은 피할 수 없다(Chew et al., 1993). 즉 인상을 채득할 당시의 온도는 구강내 온도로서 편의상 37°C로 볼 수 있고 모형재를 주입할 때의 온도는 주로 석고제 모형재의 온도로서 실온인 23°C 내외라 할 수 있다. 이러한 경우 약 14°C정도의 온도차가 발생하며 이에 따른 인상재의 수축도 필연적으로 발생할 수밖에 없다.

한편 정확한 재현을 위해서는 단순한 수축량 뿐만 아니라 수축방향과 피인상체 및 트레이의 크기와 형태도 고려해야만 한다(Rueda et al., 1996).

본 연구에서는 현재 치과에서 널리 사용되고 있는 탄성인상재중에서 부가중합형 실리콘 인상재를 선택하여 선열팽창계수( $\alpha$ )와 이에 따른 실제 인상재득시의 온도변화구간(37-23°C)에서의 크기변화량을 구하고 실제 응용될 수 있는 가상의 모델상에서 이러한 수축이 어떠한 영향을 미치게 되는지 평가하였다.

### 연구재료 및 방법

#### 가. 연구재료

현재 임상에서 널리 사용되고 있는 5종의 부가중합형 폴리비닐실록산 인상재를 선택하였으며 유형은 국제표준규격(ISO) 4823호에 따른 분류의 제 3형으로

light body였다(Table 1).

#### 나. 연구방법

##### 1. 시편제작

유리판 위에 내경 6 mm의 구멍이 있는 두께 12 mm의 Teflon 몰드를 놓고 혼합한 인상재를 과잉으로 채운 후 상부에 유리판을 덮고 1 kg의 하중을 가한 채 35°C, 100% 상대습도의 조건에서 제조사가 추천하는 경화시간을 3분 초과하여 경화시킨 후 몰드로부터 제거하여 직경 6 mm, 높이 12 mm의 원주형 시편을 제작하였다.

한 번 혼합한 시료로 2개씩의 시편을 제작하여 기포가 없는 시편만을 선택하였고, 각 재료당 10개씩, 총 50개의 시편을 측정에 사용하였다.

##### 2. 선열팽창률, 선열팽창계수 및 부피팽창계수 측정

제작된 시편은 즉시 열역학분석기(Thermomechanical Analyzer, TMA 2940, TA Instrument Co., USA)로 옮겨 probe의 하중 5 g, 평형온도 20°C, 최종온도 40°C, 온도상승속도 1°C/min의 조건으로 주사하여 2 3°C와 37°C에서의 인상재의 크기를  $\mu\text{m}$  단위까지 측정하였다( $L_{23}, L_{37}$ ).

선열팽창률은 공식 (1)에 의해서 구하였고, 선열팽창계수( $\alpha$ )는 공식 (2)에 의하여 구하였으며 부피팽창계수( $\beta$ )는 선열팽창계수 값의 3배로 계산하였다.

$$\text{선열팽창률}(\%) = \frac{(L_{37} - L_{23})}{L_{23}} \times 100 \quad \dots \dots \dots \quad (1)$$

$$\text{선열팽창계수}(\alpha) = \frac{(L_{37} - L_{23})}{[L_{23} \times (37-23)]} \quad \dots \dots \dots \quad (2)$$

##### 3. 임상적 가상모델

시편을 통하여 구한 구강내 온도와 실온 사이의 온도변화에 의한 인상재의 크기변화량이 실제 임상에 적용함에 있어서 재현성에 미치는 영향을 알아보기 위하여 실제로 인상재득할 치아와 같은 상황을 규격화한 모델을 설정하였다.

Table 1. Polyvinylsiloxane impression materials used in this study

Product Name	Code	Type	Manufacturer	Lot No.
Imprint	IM	Light body	3M Co. USA	19970828
Examix	EM	Light body	GC Co. Japan	071097A
Extrude	ET	Light body	Kerr Co. USA	7 4008
Contrast	CT	Light body	Voco. Co. Germany	68044
Perfect	PF	Light body	HanKook JP Co. Korea	CLI890712

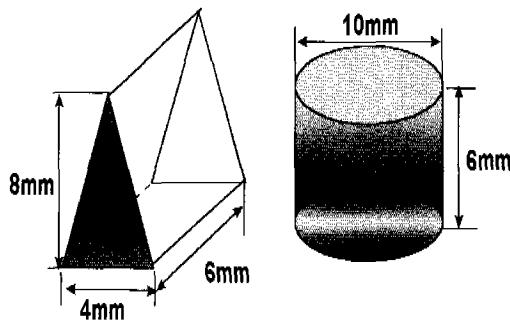


Fig. 1. Schematic diagram of imaginary tooth.

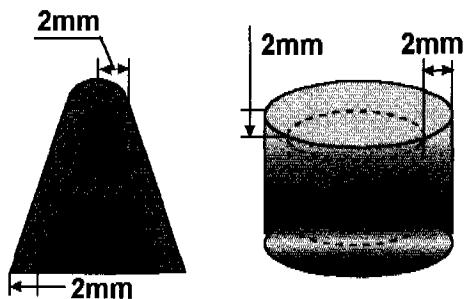


Fig. 2. Schematic diagram of imaginary tray.

Table 2. The results of linear thermal expansion(%), linear thermal expansion coefficient( $\alpha$ ) and volumetric expansion coefficient( $\beta$ )

		IM	EM	EX	CT	PF
linear thermal expansion(%)	mean	0.3024	0.3411	0.3191	0.3896	0.3720
	SD	0.0102	0.0231	0.0215	0.0178	0.0122
linear thermal expansion coefficient( $10^6/\text{ }^\circ\text{C}$ )		216.0	243.6	227.9	278.3	265.7
volumetric expansion coefficient( $10^6/\text{ }^\circ\text{C}$ )		648.0	730.8	683.7	834.9	797.1

가상적인 치아의 형태 및 크기는 통상적으로 구강내에서 금관치료를 위하여 삭제했을 경우를 참조로 하여 구치의 경우 직경 10 mm, 높이 6 mm의 원기둥으로, 전 치의 경우 근원심은 6 mm, 축선축은 4 mm, 높이는 8 mm인 프리즘 형태로 설정하였다(Fig. 1). 전치부와 구치부 가상치아 모델에 상응하는 개인트레이의 가상적인 모형을 설정하였는데 트레이의 크기는 가상치아 모델의 각 면으로부터 2 mm 두께의 인상재를 위한 공간을 부여할 수 있게 고안하였다(Fig. 2).

구해진  $\beta$ 값으로부터 가상모델에 있어서의 전치부와 구치부에서의 인상재의 부피수축량을 공식 (3), (4)에 의해 계산하고, 인상재가 트레이와 결합하고 있으므로 인상재의 수축은 트레이 방향으로 일어난다는 가정 아래 부피수축량으로부터 전치부와 구치부에서의 한 변당 발생하는 길이수축량을  $\chi$ 라 하면 공식 (5), (6)에 의해 Turbo-C program을 이용하여 계산하였다.

<전치부에서의 부피수축량(mm)>

치아의 부피 : 96 mm<sup>3</sup>,

트레이의 부피 : (480 + 20  $\pi$ ) mm<sup>3</sup>,

온도차 : 14 °C

$$\text{부피수축량} : (384 + 20\pi) \times 14 \times \beta \times 10^{-6} \quad \dots\dots\dots (3)$$

<구치부에서의 부피수축량(mm)>

치아의 부피 : 150  $\pi$  mm<sup>3</sup>,

트레이의 부피 : 392  $\pi$  mm<sup>3</sup>,

온도차 : 14 °C

$$\text{부피수축량} : 242\pi \times 14 \times \beta \times 10^{-6} \quad \dots\dots\dots (4)$$

<전치부에서의 한 변당 길이수축량  $\chi$  (mm)>

$$\frac{1}{2}(4 + 2\chi)(8 + \chi)(6 + 2\chi) - \text{치아부피} = \text{부피수축량}$$

$$(2 + \chi)(8 + \chi)(6 + 2\chi) - 96 = \text{부피수축량}$$

$$\chi^3 + 13\chi^2 + 46\chi - (\text{부피수축량}/2) = 0 \quad \dots\dots\dots (5)$$

<구치부에서의 한 변당 길이수축량  $\chi$  (mm)>

$$(5 + \chi)^2\pi(6 + \chi) - \text{치아부피} = \text{부피수축량}$$

$$(5 + \chi)^2\pi(6 + \chi) - 150\pi = \text{부피수축량}$$

$$\chi^3 + 16\chi^2 + 85\chi - (\text{부피수축량}/\pi) = 0 \quad \dots\dots\dots (6)$$

## 연구설적

23°C와 37°C 사이의 크기변화를 통하여 구한 각 실험군의 선열팽창률(%)과 선열팽창계수( $\alpha$ ) 및 부피팽창계수( $\beta$ )는 Table 2와 같았다.

재료간의 열팽창률 비교에서 순위비교를 위한 Tukey's Student Range Test의 결과 CT, PF, EM, EX, IM 순으로 열팽창이 작았으며, 이를 중 CT와 PF, EM과 EX, EX와 IM 사이에는 유의한 차이가 없었다( $p<0.05$ )(Table 3).

한편 전치부와 구치부의 가상적인 모델 상에서 각 재료의 부피팽창계수를 대입하여 계산한 부피수축량 및 한 변당 길이변화량은 Table 4와 같았다.

가상적인 모델 상에서 인상재 자체의 부피수축량은 구치부에서 더 크게 나타났으나 한 변을 대상으로 길이의 변화를 계산한 결과 전치부에서 더 큰 길이수축량을 나타냈다.

## 총괄 및 고찰

치과용 인상재에 대한 연구는 하이드로콜로이드 인상재부터 시작해서 1960년대에 폴리셀파이드 고무 인

상재의 출현으로 활발히 진행되었고, 1980년대에는 실리콘 고무 인상재에 관한 연구가 활발히 진행되었으나, 근자에는 주춤한 상태이며 대개 연구시점이 1990년대 이전이어서 당시의 측정기술의 한계를 엿볼 수 있다.

치과용 인상재의 요구성질로서 여러 가지가 있을 수 있으나 가장 중요한 것은 역시 미세부재현성과 크기안정성일 것이다. 그동안의 크기안정성에 관한 연구로서는 시간경과에 따른 인상재의 변화나 보관조건에 따른 인상재의 변화에 관한 것이 대부분이었으며 그것도 단순한 형태의 모형과 인상체득 후에 제작한 모형과의 크기 및 형태 비교에 관한 것이었다(Tan et al., 1995; Fano et al., 1992; Braden, 1992). 감염예방의 개념이 중시되면서 인상체의 소독에 대한 연구가 많이 진행되고 있는데 이때 소독방법으로는 화학적 멸균액 처리법이 가장 많이 사용되고 있으며 이에 대한 인상재의 크기변화 및 재현성에 관한 연구가 최근까지 진행되고 있다(Thouati et al., 1996).

보철물의 성공여부를 결정 짓는 정확성 가운데 가장 중요하게 생각되는 부분은 변연부라 할 수 있는데 사람들에 따라 다양하나 임상적으로 받아들여지는 보철물의 변연적합도 기준은 약 40  $\mu\text{m}$ 이다(Jokstad et al., 1991; Pamenius et al., 1995). 주조과정에 의해 제작되는 보철물의 변연적합은 여러 가지 요인에 의해 좌우될 수 있는데 이를 요소들에는 인상재의 재현성, 석고모형재의 팽창, die spacer의 두께, 왁스의 크기변화, 매몰재의 팽창 및 주조과정에서 일어나는 금속의 수축 등이 있으며 이들의 상호보상에 의해 정확한 보철물을 얻고자 노력해 왔으며 이들에 관한 연구결과도 많이 보고되었다.

구강에서 인상을 채득할 때의 온도는 약 37°C이고 석고모형재를 주입할 때의 온도는 석고모형재와 혼합되는 물의 온도로서 실온(약 23°C)으로 볼 수 있으며 따라서 약 14°C 정도의 온도차가 발생하게 된다. 지금

Table 3. The results of statistical analysis

	IM	EM	EX	CT	PF
IM	*	NS	*	*	
EM		NS	*	*	
EX			*	*	
CT				NS	
PF					

\* : significant difference( $p<0.05$ )

Table 4. Volumetric shrinkage of impression materials and linear shrinkage within surface in the imaginary models of anterior and posterior tooth

$\beta$ ( $10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ )	volumetric shrinkage( $\text{mm}$ )		linear shrinkage within surface( $\text{mm}$ )	
	anterior	posterior	anterior	posterior
IM	648.0	4.0536	6.8971	0.0435
EM	730.8	4.5716	7.7784	0.0490
EX	683.7	4.2770	7.2771	0.0458
CT	834.9	5.2228	8.8864	0.0558
PF	797.1	4.9863	8.8481	0.0533

까지는 측정기술의 미비로 이 범위의 온도차에 따른 인상재의 크기변화를 측정하기 어려웠고 이러한 개념을 적용하지도 않았으나 현재는 측정기술의 발달로 크기변화를 측정할 수 있게 된 바 현재 가장 많이 사용되고 있는 부가중합형 실리콘 인상재의 온도변화에 다른 크기변화를 알아보고 이러한 변화가 실제 임상에 있어서 어떠한 영향을 미치는지 알아보고자 전치부와 구치부의 가상적인 치아모델과 트레이 모델을 설정하고 여기에서 일어나는 인상체의 변화를 알아보고자 하였다.

열역학분석기는 온도에 따른 재료의 기계적성질을 측정하는 장비로서 사용하는 probe와 적용하중을 조절함으로써 재료의 열팽창 측정이 가능하다. 일정 온도 구간에서 일어난 크기변화량을 최초의 길이로 나누면 선열팽창률을 구할 수 있고 이것을 다시 온도구간으로 나누면 선열팽창계수( $\alpha$ )를 구할 수 있다. 부피팽창계수( $\beta$ )는 단위온도당 단위부피의 팽창량을 말하는 것으로서 원래의 부피를 1로 보았을 때에 변화된 최종부피( $1 + \beta$ )는  $(1 + \alpha)^3$ 으로서,  $1 + 3\alpha + 3\alpha^2 + \alpha^3$ 이 된다. 하지만,  $\alpha$ 값이 보통  $10^{-6}$  단위로서 매우 작은 값을 가지므로,  $3\alpha^2$ 과  $\alpha^3$ 은 무시할 수 있다. 따라서 일반적으로 부피팽창계수( $\beta$ )를  $3\alpha$ 로 설정하고 있으며 본 연구에서도 이를 적용하였다.

실제치아에서 금관수복을 위한 삭제를 하였을 경우 어느 정도 그 형상이 단순화되기는 하겠지만 각 개인별로 치아의 크기 및 형상이 다양하여 일률적인 비교를 하기는 곤란하다. 이러한 경우 연구의 보편성과 편리성을 위해 가상의 기하학적 모델을 설정할 수 있는데 본 연구에서는 약간의 무리는 있겠으나 구치의 경우 직경 10 mm, 높이 6 mm의 원기둥으로, 전치의 경우 근원심은 6 mm, 순설측은 4 mm, 높이는 8 mm인 프리즘 형태로 설정하여 단순화하였다. 한편 Light body의 인상재를 위한 공간을 2 mm로 설정하여 가상치아모형의 각 면으로부터 2 mm의 여유공간을 부여한 개인트레이의 모델을 고안하였다. 연구방법에 있어서 가상적인 모형이 아닌 금속 모형을 제작하여 실제 인상재로부터 주조하여 보철물을 제작하고 접착하여 변연적합성을 관찰할 수도 있고, 실제로 대부분의 연구가 이와 같은 방법으로 이루어져 왔으나, 트레이를 삽입할 때 오차가 일어날 수 있고, 균일하게 2 mm 정도의 여유공간을 부여한 개인트레이를 제작하는 데에 어려움이 있으며, 주조과정 등 여러 단계에서 오차가 일어날 가능성이 많다. 본 연구의 목적은 인상재의 온도에 따른 크기변화가 보철물의 적합성에 미치는 영향을 보는데 있으므로 이러한 요인들을 배제하기 위하여 가상적인 치아와 트레이의 모델을 설정하여 수학적인 계산에 의한 인상

재의 변연적합성을 예측하였다.

물체의 특정부위가 고정되어 있지 않은 free body인 경우에는 수축이 물체의 중심방향으로 일어나지만 만약 어느 특정부위가 다른 견고한 물체와 결합하고 있다면 견고한 물체와 결합하고 있는 특정부위 쪽으로 일방향의 수축이 일어날 것이다. 치과용 인상체에 있어서도 만약 인상재의 수축이 일어난다면 트레이 방향으로 일어나 결과적으로 모형의 확대를 초래하게 될 것이다. 37°C에서 23°C로의 온도변화에 따른 인상재의 수축 역시 단지 트레이 방향으로만 일어났다는 가정 아래 한 번에서의 인상재의 길이변화를 산출하였다. 따라서 실제 한 번에서의 인상재의 길이변화는 결국 인상재 부피와 접촉면적과의 관계에 의존하는 것을 알 수 있었다. 즉 인상재의 부피가 클수록, 접촉면적이 적을수록 실제 트레이 방향으로의 길이변화가 많이 일어나 임상적으로는 수축에 의한 변형이 초래될 가능성을 엿볼 수 있었다. 전치부에 있어서 구치부보다 더 큰 크기변화값을 보인 것은 가상모델에 있어서 인상재의 부피에 대한 표면적의 비가 전치부에서 더 크기 때문일 것이라고 예상되어진다.

임상적으로 받아들여지는 보철물의 변연적합도의 기준은 임상가에 따라 차이가 있으나, 약 40  $\mu\text{m}$ 로 볼 수 있다. 본 실험의 가상적 치아와 트레이 모델을 통한 분석 결과에 의하면, 전치부 가상모형에 있어서 실험에 사용된 모든 고무인상재는 37-23°C의 범위의 체적 변화에 의하여 이 범주를 벗어난 예측치를 보여준다. 따라서 모형재를 주입할 때에 모형재와 혼합하는 물의 온도 및 모형재가 경화하는 시간동안의 온도유지, 그리고 정확히 제작된 개인트레이에 의한 최종인상재의 적절한 두께부여가 정확한 모형의 제작을 위하여 고려해야 될 중요한 요소가 될 것으로 보여진다.

## 결 론

인상재득시의 온도인 37°C와 모현재 주입온도인 23°C 사이의 온도변화에 의한 인상재의 크기변화를 알아보기 위하여 Imprint(IM, 3M Co.), Examix(EM, GC Co.), Extrude(ET, Kerr Co.), Contrast(CT, Voco Co.), Perfect(PF, Hankook JP Co.) 등 5종의 부가중합형 실리콘 고무 인상재를 선택하여 열역학분석기로 각 인상재의 열팽창계수를 측정하고 실제 인상에서 미칠 수 있는 영향을 예측하기 위하여 가상적인 치아와 트레이의 모델을 설정하고 계산한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 열팽창률은 CT, PF, EM, EX, IF 순으로 작았으며 이들 중 CT와 PF, EM과 EX, EX와 IM 사이에는 유의한 차가 없었다( $p<0.05$ ).
2. 같은 열팽창률을 갖는 인상재라도 구치부보다 전치부에서 더 큰 길이변화량을 보였다.
3. 가상모델을 이용한 분석 결과 전치부의 경우 모든 인상재에서  $40 \mu\text{m}$  이상의 길이변화량을 보였으며, 구치부의 경우 모든 인상재에서  $40 \mu\text{m}$  이하의 변화량을 보였다.

이상의 결과로 인상재에 따라 열팽창률의 유의한 차이가 있으며 동일 인상재라도 인상부위에 따라 변연적 합성의 차이가 있으므로 전치부 인상재득시 더 특별한 주의가 요구됨을 알 수 있었다.

#### 참고문헌

- 고영무, 김경남, 김광만, 김교한, 김형일, 박영준, 배태성, 임호남, 조혜원, 최기열 (1998). 치과재료학. 군자출판사, 143-188.
- Braden M (1992). Dimensional stability of condensation silicone rubbers. *Biomat* 13(5):333-336.
- Chew CL, Chee WW, Donovan TE (1993). The influence of temperature on the dimensional stability of poly(vinyl siloxane) impression materials. *Int J Prosthodont* 6(6): 528-532.
- Fano V, Gennari PU, Ortalli I (1992). Dimensional stability of silicone-based impression materials. *Dent Mat* 8(2): 105-109.
- Jokstad A, Mjor IA (1991). Assessment of marginal degradation of restorations on impressions. *Acta Odont Scand* 49(1): 15-25.
- Pamenius M, Ohlson NG (1995). Influence of dimensional stability of impression materials on the probability of acceptance of a prosthetic restoration. *Biomat* 16(15): 1193-1197.
- Rueda LJ, Sy-Munoz JT, Naylor WP, Goodacre CJ, Swartz ML (1996). The effect of using custom or stock trays on the accuracy of gypsum casts. *Int J Prosthodont* 9(4):367-373.
- Tan E, Chai J (1995). Working times of elastomeric impression materials according to dimensional stability and detail reproduction. *Int J Prosthodont* 8(6):541-547.
- Thouati A, Deveaux E, Iost A, Bchin P (1996). Dimmensional stability of seven elastomeric impression materials immersed in disinfectant. *J Prosthet Dent* 76(1):8-14.