

압입 하중과 침적 기간에 따른 의치상용 레진의 비커스 경도*

김규리^{1,2}, 김동애^{1,2}, 김남석², 양태현², 이해형^{2,3**}

¹단국대학교 대학원 나노바이오의학과, ²단국대학교 치과대학 생체재료학교실, ³단국대학교 조직재생공학연구소

Effects of indentation load and immersion period in water on Vickers hardness of denture base resins*

Gyu-Ri Kim^{1,2}, Dong-Ae Kim^{1,2}, Nam-Suck Kim², Tae-Hyun Yang², Hae-Hyoung Lee^{2,3**}

¹Department of Nanobiomedical Science, Graduate School, Dankook University, ²Department of Biomaterial Science, College of Dentistry, Dankook University, ³Institute of Tissue Regeneration Engineering, Dankook University

(Received: Jun. 20, 2014; Revised: Sep. 23, 2014; Accepted: Sep. 23, 2014)

DOI : <http://dx.doi.org/10.14815/kjdm.2014.41.3.155>

ABSTRACT

The purpose of this study was to examine the effects of indentation load and storage in water on Vickers hardness and viscoelastic recovery of indentation of denture base resins. Two types of acrylic denture base materials were investigated; Vertex (VT) and Acryshot (AS). Five resin disks each were prepared in 20 mm diameter and 1.8 mm in thickness) and highly polished according to manufactures recommendations. Vickers hardness test was conducted at a load of 25, 250, 500, 1000, 2000 gf with a dwell time of 30 s from one specimen. Vickers hardness (*HV*) and maximum indentation depth values at each load were averaged from three measurements. Vickers diagonal length of each indentation was re-measured after water storage of 1, 3, and 7 days, and *HV* values of specimens were recalculated. There were no significant differences in *HV* between indentation loads ($p > 0.05$), indicating no load dependency in *HV* value of specimens. Moreover, the *HV* value of specimens did not show statistically significant change after water storage up to 7 days. However, the indentation depth (D_m) values were higher than the indentation depth (D_c) calculated from Vickers indentaiton geometry. The difference between D_m and D_c was increased with increase in indentation load, indicating some load dependency. This phenomenon was probably due to immediate viscoelastic recovery of denture base resins. Vickers hardness with indentation depth measurement can be a useful tool to investigate mechanical behavior of denture base resins.

Key words: Acrylic resin, Vickers hardness, Indentation size effect, Viscoelastic recovery

1. 서 론

경도(hardness)는 간편하면서도 유용한 측정법으로 재료의 비파괴적 기계적 특성 평가에 오랫동안 사용되어 왔다(Tabor, 1970). 그 중에서 비커스 경도(HV) 측정법은

1921년 Brinell 경도 시험법의 대응으로 136°의 대합각도를 갖는 피라미드 모양의 다이아몬드 압자를 이용하는 방법으로 개발되었다. 비커스 다이아몬드 압자는 경도 측정 시 재료 표면에서 비교적 명확하고 균일한 형태의 압흔을 만들어 재료의 간편하고 보편적인 표면 물성 측정법으로 이용되어 왔으며 강도 및 탄성계수 등의 기계적 거동을 파악하는 도구로도 이용되고 있다(Low, 1998).

이론적으로 경도 측정 시 하중이 증가할 때 압흔의 크기도 증가하기 때문에 HV 값은 일정해야 한다. 그러나

* 이 논문은 한국연구재단의 중점연구소지원사업(Priority Research Centers Program: 2009-0093829)의 지원에 의함

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

Table 1. Acrylic denture base materials used in this study

Product	Code	Powder/Liquid mixing ratio	Processing	Batch no. (P/L)
Vertex RS (Vertex, Netherlands)	VT	2.15 g /1 ml	Pack and press	YN221P03/ YN223L05
Acryshot (BMG, Japan)	AS	-	Heat-injection	KLDOH005

어떤 재료에서는 특히 낮은 하중 영역에서 하중의 크기에 따라 HV 값이 변하는 이른바 하중크기효과 (indentation size effect; ISE)라는 하중의존적 특성을 보인다 (Nix and Gao, 1998; Manika and Maniks, 2006; Milman et al., 2011). 금속이나 세라믹과 달리 탄성계수가 낮은 일반적인 폴리머 재료들은 비교적 큰 하중에서도 압자의 하중 제거 후에 자발적 탄성회복이 일어나고 이 후에 점탄성 흐름에 의하여 시간의존적(time-dependent) 회복이 일어날 수 있다 (Low, 1998; Suwanprateeb, 1998). 이러한 현상은 폴리머 재료의 종류 별, 하중 인가시간, 인가 하중의 크기에 따라 다르게 나타날 수 있고, 형성된 압흔의 크기를 광학적으로 측정할 때 오류를 줄 수 있다 (Low et al., 1999).

비커스 경도 측정법은 시편의 작은 영역에서 측정하고 표면결함에 상대적으로 영향을 덜 받기 때문에 각종 치과용 수복재료들의 기계적 특성 평가에도 널리 사용되고 있다 (Wang et al., 2003). 재료의 경도 값은 벌크 특성이라기 보다 표면의 물리적 특성으로 볼 수 있으며, 이런 점에서 경도와 마모 저항성과의 관계는 일찍부터 관심의 대상이 되어 왔다. 아크릴 의치상 재료에서도 비커스 경도와 마모 저항성의 상관성은 입증되었다 (Harrison and Draughn, 1976; Harrison et al., 1979). 최근의 연구에서 poly(methylmethacrylate)(PMMA) 의치상 레진의 비커스 경도는 재료의 굽힘강도 및 굽힘 탄성계수와 매우 높은 상관성이 있음이 밝혀졌다 (Lee et al., 2012). 따라서 비커스 경도 측정법의 아크릴 레진의 기계적 특성 평가에 간편하면서도 유용한 척도이다. 그러나 이들 폴리머 재료들의 경도가 ISE에 의하여 크게 영향을 받는다면 측정 결과의 신뢰성을 떨어뜨리고 상호 비교를 어렵게 한다.

그간 치과용 의치상 재료들의 연구에서 비커스 경도 시험은 10~300 gf의 비교적 넓은 범위에서 특정 하중에서만 측정하여 비교하여 왔다 (Azevedo et al., 2006; Ali et al., 2008; Consani et al., 2009; Regis et al., 2009; Kawaguchi et al., 2011; Farina et al., 2012; Lee et al., 2012; Zhang et al., 2014). 그러나 이들 재료에서 비커스 경도와 인가 하중의 관계에 대한 분석은 매우 드물다. 본 연구에서는 의치상 레진 재료인 PMMA의 비커스 경도를 25~2000 gf의 하중에서 측정하고 이 영역에서 ISE

의 존재 여부를 조사하였다. 또한 측정 후 시편들을 수중에서 1, 3, 7일간 보관 후 재 측정하고 초기 경도 값과 비교하여 압흔의 점탄성 회복 여부를 조사하였다.

2. 실험재료 및 방법

2.1. 시편 제작

실험재료로는 상용 의치상용 열중합 아크릴 레진과 열가소성 아크릴 레진 각 1종을 사용하였다 (Table 1).

열중합 레진인 VT는 제조사의 지시대로 분말과 액을 혼합한 후, 종래의 방법대로 병상의 레진 혼합물을 금속 플라스크의 석고 몰드 (직경 20 mm x 두께 2 mm)에 전입시키고 종래의 방법에 의하여 가압 후 중합하였다. 이후 열중합은 100°C에서 30분간 수조에서 가열 한 후 냉각하였다. 열가소성 레진인 AS는 사용 전 레진 입자들을 80~90°C에서 5시간 건조를 시킨 후 전용 사출성형기 (Resinart System, Denken, Japan)를 이용하여 240-260°C에서 30분 이상 가열하여 40×40×2 mm의 크기의 금속 몰드에 사출하였다. 사출 후 재료는 실온까지 서냉시킨 후 사용한다. 제작된 레진 시편들은 다시 아크릴 절단기를 이용하여 직경 20 mm 디스크 형태로 가공하였다. 제작된 시편들은 #800-1200-2400-4000 SiC 연마지(Struers, Denmark)를 이용하여 충분히 공급되는 냉각수 하에서 순차적으로 연마를 실시하였다. 그리고 최종적으로 시편의 한 면은 의치상 레진의 광택연마에 사용하는 퍼미스와 루즈를 사용하여 마무리하였다. 시편의 최종 두께는 ~1.8 mm이었다. 각 군당 5개의 시편을 제작하고 시편은 경도 측정 전까지 밀폐된 용기 내의 증류수에 담겨 37°C에서 48시간 동안 보관하였다.

2.1. 경도 측정

시편들의 경도 측정은 Vickers 경도측정기(HM-221, Mitutoyo, Japan)를 이용하였다. 이 경도 시험기는 전자기력에 의하여 136°의 대각을 갖는 피라미드 다이아몬드 팁에 하중을 전달하며, 이때 시편에서 하중에 따른 압자의 침

투 깊이(μm)를 제공한다. 각 시편은 수중보관 후 흡습지로 물기를 완전히 제거한 후 샘플 평행유지장치(810-020, Mitutoyo)에 장착하였다. 경도 측정은 각 하중 25, 250, 500, 1000, 2000 gf에서 하중 유지시간 30초를 적용하였다. 인접 압흔의 영향을 받지 않도록 압흔 사이가 압흔 대각선 길이(d)보다 2.5 d 이상 사이를 두었다 (ASTM E384-10, 2010). 하중의 제거 후 압흔의 대각선은 경도기에 장착된 현미경을 이용하여 x100또는 x500에서 관찰하였다. 의치상 레진 디스크는 각 하중에서 3회씩 측정하여 그 평균값을 대표 값으로 하였다. 경도 시험 중 압흔의 최대 깊이(D_m , μm)를 기록하였다. 경도 측정 후 시편들은 다시 37°C 수중에 각각 1일, 3일, 7일간 보관 후 개별 경도 압흔을 찾아 대각선 길이를 재 측정하였다. 시편들의 비커스 경도(HV)는 F/A 의 값으로 결정된다. 여기서 F 는 가해진 하중(kgf)이고, 압흔의 표면적 A 는 다음 식에 의하여 결정된다 (ASTM E384-10, 2010).

$$A = d^2/2\sin(136^\circ/2) \approx d^2/1.8544 \quad (1)$$

여기서 d 는 두 대각선 길이(mm)의 평균이다. 따라서 비커스 경도는 다음과 같다.

$$HV = F/A \approx 1.8544F/d^2 \quad (2)$$

이때 비커스 압자의 형태와 압흔의 구조로부터 압흔의 깊이(D_c , μm)는 다음 식으로 산출할 수 있다.

$$D_c = d/2\sqrt{2}\tan(\theta/2) \approx d/7 \quad (3)$$

2.3. 통계처리

각 레진 디스크의 경도 데이터는 측정 하중과 시간 경과에 대하여 $\alpha=0.05$ 수준에서 일원배치 분산분석(ANOVA) 및 Scheffe's 사후검정을 실시하였다.

3. 실험결과

의치상 레진 시편의 시험 하중에 따른 비커스 경도(kgf/mm²) 값은 Figure 1에 나타나 있다. VT 레진의 평균 HV 값은 15.2~16.5 kgf/mm² 로 측정 하중의 영역에서 하중 증가에 따라 약간 증가하는 경향이 관찰되었으나 통계적 유의성은 없었다 ($p>0.05$). AS 레진의 비커스 경도는 하중에 따라 9.3~9.6 kgf/mm² 으로 나타났으나 역시 가시적 하중의존성은 나타나지 않았다.

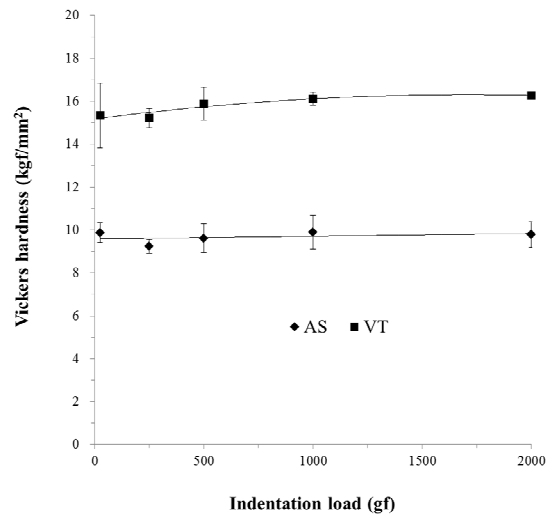


Figure 1. Variation of Vickers hardness at each load level.

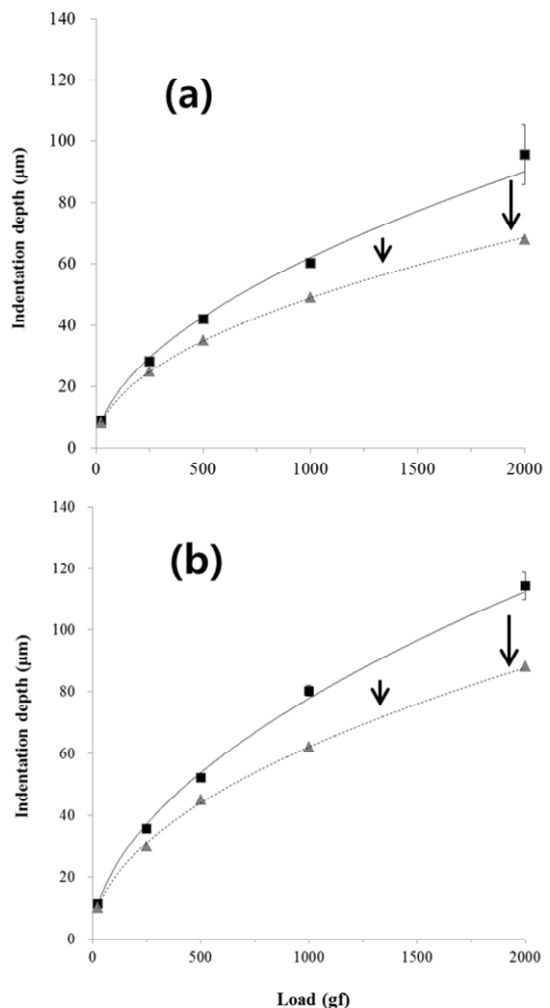


Figure 2. Load dependency of Vickers indentation depth. (a) VT, (b) AS. D_m , indentation depth measured from Vickers tester (\blacksquare), D_c , indentation depth calculated from diagonal length (\blacktriangle). Arrows indicate the amount of elastic recovery.

비커스 경도 측정 시 측정된 압흔의 최대 깊이(D_m , measured depth)와 식 (3)에 의하여 산출된 깊이(D_c , calculated depth)는 Figure 2에 나타나 있다. 비커스 압자의 압입 깊이는 하중의 증가에 따라 거듭제곱 함수관계를 보였다. 두 재료 모두 평균 D_m 은 D_c 보다 크게 나타났으며 그 차이는 압입 하중의 증가에 따라 증가하였다.

시편들의 수중 침적 후 압흔의 재측정에 의한 비커스 경도의 변화는 Table 2에 정리하였다. 의치상 레진의 비커스 경도는 최대 7일간의 수중 침적 후 통계적으로 유의한 변화를 보이지 않았다 ($p>0.05$). 즉 압흔의 크기에 있어서 큰 변화가 일어나지 않았음을 의미한다.

Figure 3은 VT 재료를 2000 gf 하중으로 인가하였을 때 압흔의 광학 사진을 보여준다. 피라미드 압흔의 대각선이 아닌 평행 면을 따라 하중의 중심부를 향하여 침강하는 pin-cushion 현상을 보였다.

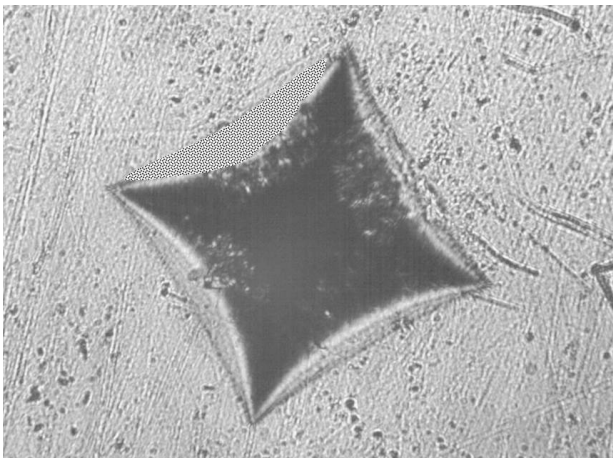


Figure 3. Photograph of Vickers indentation of VT at 2000 gf. The dotted area indicates sinking-in area along with the sides of indentation.

4. 고찰

미세 경도의 하중의존성을 의미하는 ISE(indentation size effect)는 하중의 증가에 따라 경도 값이 감소하는 normal ISE(nISE)와 역으로 하중의 증가에 따라 경도 값이 증가하는 reverse ISE(rISE) 두 가지로 세분할 수 있다 (Petrik and Palfy, 2014). nISE는 측정 중의 가공경화, 탄성 회복, 압자와 재료의 마찰특성 등 다양한 측정 재료의 고유 특성과 관련이 있다. 그러나 경도 측정기에 의한 측정 오류, 압흔 관찰용 현미경의 분해능의 한계 등으로 발생할 가능성도 있다. 이에 반하여 rISE는 결정성 재료의 전이, 슬립(slip)면의 존재가 기여하는 것으로 알려져 있다. 따라서 nISE는 취성재료에서 발생하고, rISE는 소성변형이 존재는 단결정 소재에서 주로 관찰된다. 그러나 재료별로 이러한 현상의 존재는 아직 논란의 대상이 되고 있다 (Crawford, 1982; Iost and Bigot, 1996; Gubicza et al., 1997; Sangwal, 2000; Sangwal et al., 2003).

금속이나 세라믹 재료와 달리 폴리머 재료의 경도에 있어서 ISE에 관한 연구는 상대적으로 드물다. Low (1998)는 아크릴 레진의 비커스 경도는 하중시간에 대한 의존성은 있으나, 0-30 kgf의 비교적 높은 영역에서 비커스 경도의 하중 의존성은 나타나지 않았음을 보여주었다. 그러나 다른 연구에서는 PMMA의 비커스 경도가 100-600 gf에서 ISE가 존재하고 또 하중 유지시간의 증가에 따라 그 영향이 큼을 보여주고 있다 (Crawford, 1982). 또한 1-100 gf의 낮은 하중에서 열경화성 폴리머의 누프경도에서 rISE가 관찰되었다 (Yang et al., 1996). 이처럼 폴리머 재료의 ISE는 측정 하중영역, 재료 별로 다르게 나타나고 있다. 본 연구에서는 하중 유지시간을 30초 유지하였을 때 사용한 의치상 레진 재료들의 비커스 경도 값은 하중영역(25-2000 gf)에서 하중의 영향을 받지 않았음을 의미한다 (Figure 1).

Table 2. Changes of Vickers hardness values after storage in water

	Load (gf)	Vickers hardness				P value
		0 Day	1 Day	3 Day	7 Day	
VT	2000	16.53±0.26	16.42±0.44	16.93±0.79	16.72±0.81	0.680
	1000	16.07±0.22	16.36±1.03	17.02±0.75	16.91±0.83	0.365
	500	15.71±0.76	16.64±0.75	17.41±1.07	16.51±1.45	0.188
	250	15.01±0.45	16.5±1.00	17.31±1.54	17.20±2.56	0.164
AS	2000	9.79±0.56	10.17±0.48	9.75±0.32	9.65±0.41	0.456
	1000	9.95±0.72	10.20±0.50	9.67±0.42	9.73±0.53	0.548
	500	9.59±0.64	10.09±0.52	9.58±0.49	9.56±0.51	0.473
	250	9.24±0.32	9.79±0.36	9.46±0.61	9.36±0.58	0.449

그러나 비커스 압자에 의한 압입 깊이의 결과는 $D_m \gg D_c$ 의 결과를 보였다 (Figure 2). 즉 압입시의 압흔 깊이가 하중 제거 후 현미경으로 측정된 압흔의 대각선 길이로부터 산출한 깊이로 감소하였음을 보여주고 있다. 이는 이들 폴리머 재료의 경도 측정 시 압입 면적보다 압입 깊이에서 탄성회복이 일어남을 의미한다. 같은 PMMA 의치상 재료인 VT와 AS는 탄성회복력의 양은 유사하였다. 그러나 이러한 탄성회복의 양은 인가 하중이 클수록 증가하였다. 이 압입 깊이를 이용하여 경도 값을 계산한다면, 하중의 증가에 따라 경도의 감소현상을 관찰할 수 있으며 이는 경도의 하중 의존성을 의미한다 (Suwanprateeb, 1998). $D_m \gg D_c$ 의 결과와 최대 7일까지 비커스 경도 값의 변화가 일어나지 않은 결과(Table 2)로부터 비커스 압흔의 탄성회복 거동은 하중제거 초기에 즉각적으로 일어남을 나타내며 이것은 선행연구의 결과와 일치한다 (Crawford, 1982).

Table 2는 수중 침적 후 압흔의 재측정에 의한 비커스 경도의 변화를 보여준다. 측정 하중의 전 영역에서 두 재료 모두 7일까지의 측정에서 압흔의 길이 변화가 없어 압흔에 대한 탄성회복이 거의 없음을 나타내고 있다. 비록 VT의 비교적 낮은 하중인 25 gf 압흔은 시간경과에 따라 경도의 약한 증가가 관찰되었으나, 통계적 유의차는 없었다 ($p > 0.05$). 이들 결과는 polyethylene (PE), polycarbonate (PC), polystylen (PS) 등의 비커스 압입 깊이가 4분 이후에 최대 80%까지 회복하며 48 시간까지 거의 변화가 없다는 결과와 일치한다 (Tweedie and Van Vliet, 2006). 나아가서 비커스 경도의 장시간 변화에 대한 연구에서는 점탄성 폴리머의 비커스 압입 100 시간 후에 측정된 경도는 즉시 측정된 값과 거의 차이를 보이지 않았다 (Low et al., 1999). 이것은 비커스 압흔의 점탄성회복이 압흔의 대각선에 따라 일어나지 않고 면을 따라 일어나기 때문으로 볼 수 있으며, 이 현상은 Figure 3의 비커스 압흔 사진에서 관찰할 수 있다. 아크릴 의치상 레진에서는 비커스 압흔의 주변에서 솟아 오르는 변형이 아니고, 대각선은 유지하면서 중심부를 향해 침강하는 전형적인 형태를 보여주고 있다. 그러나 재료의 ISE는 일반적으로 낮은 하중 영역에서 관찰되어 왔다 (Petrik and Palfy, 2014). 비록 본 연구에서는 이루어지지 않았으나 25 gf 이하의 낮은 하중 영역에서 경도 변화에 대한 분석은 필요하다.

결론적으로 치과용 아크릴 레진의 비커스 경도 값은 하중범위 25-2000 gf에서의 압입하중 차이에 따른 오차를 거의 무시할 수 있으며, 이들의 상호비교가 가능함을 나타내고 있다. 또한 압흔들에 대한 수중 침적 후 비커스

경도의 통계적 변화는 일어나지 않았다. 그러나 하중에 따른 압입 깊이 측정결과는 탄성회복에 의하여 하중의존적 차이가 있음을 나타냈으며 이와 같은 결과는 비커스 압흔에 대한 깊이에서의 즉각적 탄성회복에 의함을 나타낸다. 본 연구의 결과는 비커스 경도와 압입 깊이 측정은 의치상 레진의 기계적 거동 평가에 매우 유용하게 이용할 수 있음을 보여주었다.

감사의 글

본 연구를 위하여 Acryshot 시편을 제작하여 제공해주신 (주)BMG(Kyoto, Japan)에 감사 드립니다.

참고문헌

- 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(7):545-549.
- ASTM E384-10 (2010). Standard test method for Knoop and Vickers hardness of materials. ASTM International, PA, USA.
- Azevedo A, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC, Magnani R (2006). Effect of disinfectants on the hardness and roughness of relined acrylic resins. *J Prosthodont* 15(4):235-242.
- Consani RL, Azevedo DD, Mesquita MF, Mendes WB, Saquy PC (2009). Effect of repeated disinfections by microwave energy on the physical and mechanical properties of denture base acrylic resins. *Braz Dent J* 20(2):132-137.
- Crawford RJ (1982). Microhardness testing of plastics. *Polymer Testing* 1998 3(1):37-54.
- Farina AP, Cecchin D, Soares RG, Botelho AL, Takahashi JM, Mazzetto MO *et al.* (2012). Evaluation of Vickers hardness of different types of acrylic denture base resins with and without glass fibre reinforcement. *Gerodontology* 29(2):e155-160.
- Gubicza J, Rozlosnik N, Juhasz A (1997). Comment on "Indentation size effect: reality or artefact?". *J Mater Sci Lett* 16(23):1904-1905.

- Harrison A, Draughn RA (1976). Abrasive wear, tensile strength, and hardness of dental composite resins-is there a relationship? *J Prosth Dent* 36(4):395-398.
- Harrison A, Huggett R, Handley RW (1979). A correlation between abrasion resistance and other properties of some acrylic resins used in dentistry. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 13(1):23-34.
- Iost A, Bigot R (1996). Indentation size effect: reality or artefact? *J Mater Sci Mater Med* 31(13):3573-3577.
- Kawaguchi T, Lassila LV, Tokue A, Takahashi Y, Vallittu PK (2011). Influence of molecular weight of polymethyl(methacrylate) beads on the properties and structure of cross-linked denture base polymer. *J Mech Behav Biomed Mater* 4(8):1846-1851.
- Lee HH, Lee CJ, Asaoka K (2012). Correlation in the mechanical properties of acrylic denture base resins. *Dent Mater J* 31(1):157-164.
- Low IM (1998). Effects of load and time on the hardness of a viscoelastic polymer. *Mater Res Bull* 33(12):1753-1758.
- Low IM, Shi C, Paglia G (1999). Comparison of indentation responses in pure and zirconium phosphate-filled epoxies. *Mater Lett* 38(1):77-81.
- Manika I, Maniks J (2006). Size effects in micro- and nanoscale indentation. *Acta Mater* 54(8):2049-2056.
- Milman YV, Golubenko AA, Dub SN (2011). Indentation size effect in nanohardness. *Acta Mater* 59(20):7480-7487.
- Nix WD, Gao H (1998). Indentation size effects in crystalline materials: A law for strain gradient plasticity. *J Mech Phys Solids* 46(3):411-425.
- Petrik J, Palfy P (2014). Variability of indentation size effect (ISE) of standard reference block. *MAPAN, J Metrol Soc India* 29(1):43-50.
- Regis RR, Soriani NC, Azevedo AM, Silva-Lovato CH, Paranhos HF, de Souza RF (2009). Effects of ethanol on the surface and bulk properties of a microwave-processed PMMA denture base resin. *J Prosthodont* 18(6):489-495.
- Sangwal K (2000). On the reverse indentation size effect and microhardness measurement of solids. *Mater Chem Phys* 63(2):145-152.
- Sangwal K, Surowska B, Błaziak P (2003). Analysis of the indentation size effect in the microhardness measurement of some cobalt-based alloys. *Mater Chem Phys* 77(2):511-520.
- Suwanprateeb J (1998). A Comparison of Different Methods in Determining Load- and Time-Dependence of Vickers Hardness in Polymers. *Polymer Testing* 1998 17(7):495-506.
- Tabor D (1970). The hardness of solids. *Rev Phys Tech* 1970 1(3):145.
- Tweedie CA, Van Vliet KJ (2006). On the indentation recovery and fleeting hardness of polymers. *J Mater Res* 21(12):3029-3036.
- Wang L, D'Alpino PHP, Lopes LG, Pereira JC (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J Appl Oral Sci* 2003 11(162-167).
- Yang F, Yiyang Zhou J, Kordonski V, Jacobs SD (1996). Indentation size effect of thermoset polymer: Allyl diglycol carbonate (CR-39). *J Mater Sci Lett* 15(17):1523-1525.
- Zhang XY, Zhang XJ, Huang ZL, Zhu BS, Chen RR (2014). Hybrid effects of zirconia nanoparticles with aluminum borate whiskers on mechanical properties of denture base resin PMMA. *Dent Mater J* 33(1):141-146.