

## ÖZGÜN ARAŞTIRMA

# Sinterizasyon prosedürünün monolitik zirkonyanın optik özelliklerine ve dayanımına etkisi

## Effect of sintering procedure on optical properties and strength of monolithic zirconia

**Dr. Öğr. Üyesi Haydar Albayrak**

Erciyes Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi,  
Protetik Diş Tedavisi A.D., Kayseri

**Orcid ID:** 0000-0002-2833-1317

**Dr. Öğr. Üyesi Revza Eraslan**

Erciyes Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi,  
Protetik Diş Tedavisi A.D., Kayseri

**Orcid ID:** 0000-0002-0863-7052

**Geliş tarihi:** 31 Aralık 2021

**Kabul tarihi:** 31 Mayıs 2022

**doi:** 10.5505/yeditepe.2023.53254

**Yazışma adresi:**

Revza Eraslan

Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ve  
Hastaneleri 38039 Melikgazi, Kayseri

**Tel:** +90 530 328 43 42

**E-posta:** ravzaeraslan@erciyes.edu.tr

### ÖZET

**Amaç:** Farklı sinterizasyon prosedürlerinin farklı kalınlıklardaki monolitik zirkonun (MZ) optik özelliklerine etkisini inceleyen çalışmalar sınırlıdır. Bu çalışmanın amacı sinterizasyon prosedürü ve kalınlığın MZ'nin translusensi, opalesans ve biaksiyel kırma dayanımına (BKD) etkisini değerlendirmektir.

**Gereç ve Yöntem:** Disk şeklinde 40 adet örnek presinterize zirkonya bloktan kazanmış ve kalınlıklarına göre (0,6 ve 1,2 mm) iki gruba (n=20) ayrılmıştır. Her bir gruptaki numuneler standart (S) ve hızlı (H) prosedürlere göre sinterize edilerek alt gruplara (n=10) ayrılmıştır: Standart 0,6mm, standart 1,2mm, hızlı 0,6mm, hızlı 1,2mm. Ardından her bir numunenin kontrast oranı (KO) ve opalesans parametresi (OP) hesaplandı. Optik özelliklere ait veriler 2-yönlü varyans analiziyle ( $\alpha=0,05$ ), BKD verileri aynı kalınlık grubu içerisinde bağımsız örneklerde t testleri ile karşılaştırıldı ( $\alpha=0,05$ ).

**Bulgular:** KO ve OP üzerinde kalınlığın ve sinterizasyonun etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0,001$ ). Grup-1,2'nin KO ( $0,72\pm0,1$ ;  $p<0,001$ ) ve OP ( $3,28\pm0,16$ ;  $p<0,001$ ) değerleri grup-0,6'ya (KO= $0,62\pm0,02$ ; OP= $3,06\pm0,2$ ) göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. Hızlı sinterize edilmiş tüm örneklerin KO ( $0,66\pm0,06$ ;  $p<0,001$ ) ve OP ( $3,12\pm0,25$ ;  $p<0,05$ )'si standart sinterize edilmiş tüm örneklerle (KO= $0,68\pm0,05$ ; OP= $3,22\pm0,13$ ) göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür. Grup S-1,2 ile H-1,2'nin BKD değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ( $p=0,309$ ).

**Sonuç:** Bu çalışmanın sınırları içerisinde, kalınlığın translüsensi üzerindeki etkisi çıplak gözle algılanabilirken, sinterizasyon prosedürünün etkisi algılanamaz. 0,6 mm'lik kalınlıkta hazırlanan MZ restorasyonların standart prosedürle sinterlenmesi önerilir.

**Anahtar Kelimeler:** biaksiyel kırma dayanımı, hızlı sinterleme, opalesans, translusensi

### SUMMARY

**Aim:** Studies that researched the effect of different sintering procedures on the optical properties of monolithic zirconia (MZ) with different thicknesses are limited. The purpose of this in vitro study was to investigate the effects of sintering procedure and thickness on the translucency, opalescence and biaxial flexural strength (BFS) of MZ.

**Materials and Method:** Forty disc-shaped MZ specimens were milled with presinterized-zirconia blank and divided into (n=20) two groups according to thicknesses (0.6 and 1.2mm). Each groups was sintered according to two different (standard [S] and fast [F]) sintering procedures then divided into two subgroups (n=10): Standart 0.6 mm, standart 1.2 mm, fast 0.6 mm, fast 1,2 mm. After that, contrast ratio (CR)

and opalescence parameter (OP) were calculated. Data of optical parameters were analyzed with two-way analysis of variances ( $\alpha=.05$ ). The data of strength were analyzed by independent sample t-tests within the same thickness groups ( $\alpha=.05$ ).

**Results:** The effect of thickness and sintering on CR and OP was statistically significant ( $p<.001$ ). CR ( $0.72\pm 0.1$ ;  $p<.001$ ) and OP ( $3.28\pm 0.16$ ;  $p<.001$ ) values of group-1.2 were statistically significantly higher than group-0.6 ( $CR=0.62\pm 0.02$ ;  $OP=3.06\pm 0.2$ ). CR ( $0.66\pm 0.06$ ;  $p<.001$ ) and OP ( $3.12\pm 0.25$ ;  $p<.05$ ) values of all fast sintered samples were statistically significantly lower than all standard sintered samples ( $CR=0.68\pm 0.05$ ;  $OP=3.22\pm 0.13$ ). There was no statistically significant difference between BFS values of Group S-1.2 and F-1.2 ( $p=.309$ ).

**Conclusion:** The effect of the thickness on the translucency is perceivable by the naked-eye, while the effect of the sintering procedure is not. It is recommended to MZ restorations with 0.6 mm are sintered by standard procedure.

**Keywords:** biaxial flexural strength, fast sintering, opalescence, translucency

## GİRİŞ

Monolitik zirkonyaya (MZ) restorasyonlar laboratuvar ve klinik aşamalarının daha az ve kısa olması, daha konservatif diş preperasyonu ile uygulanabilmeleri, veneer porselelenin kırılma riskinin ortadan kalkması ve kabul edilebilir estetik sonuçları gibi avantajlardan dolayı popüler hale gelmiştir<sup>1-4</sup>. Klinik çalışmalar da zirkonyaya içeren dental restorasyonların uzun süre hizmet edebileceğini göstermiştir<sup>5-7</sup>. Kullanılan restoratif materyalin renk, translusensi, opalesans ve floresans gibi optik özelliklerinin doğal dişlerle uyumlu olması estetik restorasyonların yapılabilmesinde kritik öneme sahiptir. Translusensi, tam seramik materyallerin optik özelliklerinin en temel olanlarından biridir ve materyal seçiminde göz önünde bulundurulması gerekir<sup>8-10</sup>. Translusensi doğrudan ışık geçirgenliğinin ölçümü, translusensi parametresi (TP) ve kontrast oranının (KO) hesaplanması ile belirlenebilir<sup>11-13</sup>. KO, bir materyalin siyah ve beyaz arka planlar üzerindeki ışığı yansıtma değerlerinin oranıdır ve 0-1 aralığında değer alır. KO değeri sıfır olan bir materyal tamamen şeffafken, KO değeri 1 olan bir materyal tam opak özellik gösterir<sup>12</sup>. Opalesans bir materyalin düşük dalga boylu mavi ışıkları yansıtması ve daha yüksek dalga boylu turuncu/kahverengi ışıkları geçirmesi ile açıklanabilir<sup>14,15</sup>. Doğal dişlerin minesini opalesans özelliğindedir ve dental restorasyonlarda bu özelliğin taklit edilmesi estetik başarı için önemlidir ve opalesans parametresi (OP) ile belirlenebilir<sup>16-21</sup>.

Dental uygulamalarda, MZ restorasyonlar bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) yöntemi ile daha çok parsiyel sinterize zirkonyaya bloklar kullanılarak üretilir<sup>22</sup>. Kazımadan sonra, MZ restorasyonlar son dayanımını ve densitesini kazanması için belirli bir prosedürle sinterlenmektedir<sup>19,23,24</sup>. Dental marketlerde ulaşılabilen farklı üreticilere ait yavaş, standart, hızlı ve süper hızlı sinterizasyon prosedürleri vardır. Farklı üreticilere ait sinterizasyon prosedürlerinin süresi, final sıcaklığı, ısıtma ve soğutma hızı değişkenlik gösterdiği için MZ'nin optik özelliklerini etkileyebilir<sup>23</sup>. Sinterizasyon parametrelerinin KO<sup>2,18,25-29</sup> ve OP<sup>18,21,28,29</sup> üzerindeki etkisi bir çok çalışmada incelenmiştir. Buna karşı sinterizasyon prosedürünün MZ'nin optik özelliklerine etkisi sınırlı sayıda çalışmanın konusu olmuştur<sup>19,24,30</sup>.

Sağ kalım oranlarını inceleyen çalışmalarda, MZ restorasyonların tekrarlayan oklüzal yüklere maruz kalmasından dolayı kırılmaya yatkın olabileceğini ortaya koymuştur<sup>7,31</sup>. Bu nedenle dental seramiklerin kırma dayanımlarının in vitro karakterizasyonu önemlidir<sup>32</sup>. Biaksiyel kırma dayanımı (BKD), dental seramikler gibi kırılabilir materyallerin klinik kullanım sınırlarını değerlendirmek için önerilen anlamlı ve güvenilir bir yöntemdir<sup>33</sup>.

MZ restorasyonlarda maskeleme ihtiyacına göre restorasyon kalınlığı değişebilir. Maskeleme gerekmediği durumlarda minimal invaziv yaklaşım ile 0,5-0,75 mm kalınlıkta üretilebilir<sup>9</sup>. Maskeleme gereken durumlarda en düşük MZ kalınlığının 1 mm olması gerektiği rapor edilmiştir<sup>34</sup>. Bu nedenle farklı kalınlıktaki MZ restorasyonların optik özelliklerinin değerlendirilmesi önemlidir. Sinterizasyonun MZ'nin optik özelliklerine<sup>2,18,19,21,25,27,28,30</sup> ve dayanımına<sup>2,35-37</sup> olan etkisini incelemiş çalışmaların çoğunda numune kalınlığı 1 mm veya daha fazladır. Maskeleme gerekmeyen durumlar sınırlı sayıda araştırmaların konusu olmuştur<sup>26,29</sup>.

Bu çalışmanın ilk amacı MZ'nin optik özelliklerine kalınlık ve sinterizasyon prosedürünün etkisini incelemektir. İkinci amacı MZ'nin dayanımına sinterizasyon prosedürünün etkisini farklı kalınlık seviyelerinde değerlendirmektir. Bu çalışmanın ilk sıfır hipotezi, sinterizasyon prosedürü ve kalınlığın MZ numunelerin KO ve OP değerlerini etkilemeyeceği şeklinde belirlenmiştir. İkinci sıfır hipotezi aynı kalınlık grubu içerisinde sinterizasyon prosedürünün MZ numunelerin BKD değerlerini etkilemeyeceği şeklinde kurulmuştur.

## GEREÇ VE YÖNTEM

Bir üç boyutlu tasarım programında (SolidWorks 2018; Dassault System SolidWorks Corp) 12 mm çapında 0,6 mm ve 1,2 mm kalınlıklarında iki farklı disk tasarlandı ve standart üçgen dili (STL) dosyası halinde kaydedildi. Bir presinterize bloktan (Tablo 1)

Ice Translucent/ Zirkonzahn Gais/South Tyrol Italy		
Kimyasal içerik	Oksit Yüzdeleri	LOT numarası
ZrO <sub>2</sub>	Kalan kısım	ZB4166B
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	%4 - 6	
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	≤%1	
SiO <sub>2</sub>	≤%0,02	
Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	≤%0,01	
Na <sub>2</sub> O	≤%0,04	

Tablo 1. Kullanılan zirkonyanın bilgileri,

0,6 mm ve 1,2 mm kalınlığındaki STL dosyaları kullanılarak 20' şer adet numune CAM cihazında (Yenadent D40; Yenadent, ZenoTec, İstanbul, Türkiye) kazındı. CAM cihazının kalibrasyonu çalışma yapılmadan önce tamamlandı. Toplamda 40 adet disk şeklindeki numune kalınlıklarına göre (0,6 ve 1,2 mm) iki gruba (n=20) ayrıldı (Grup-0,6, Grup-1,2). Ayrıca CAM cihazının tüm frezleri her bir grubun kazınmasından önce yenisi ile değiştirildi.

Her bir gruptaki numuneler randomize olarak alt gruplara (n=10) ayrıldı ve üreticinin önerdiği standart (S) ve hızlı (H) prosedürlere (Tablo 2)

Sinterleme Parametreleri	Prosedürler	
	Standart	Hızlı
Toplam Sinterleme Süresi	8 saat	5 saat
Dakikadaki Sıcaklık Artışı (C°)	8	14
Son Sıcaklık (C°)	1500	1500
Son Sıcaklıkta Bekleme Süresi (Dk)	120	90
Dakikadaki Sıcaklık Düşüşü (C°)	8	14
Fırından Çıkartma Sıcaklığı (C°)	Oda sıcaklığı	
Sinterizasyon için Kullanılan Fırın	Programat S1 Ivoclar Vivadent AG Schaan Liechtenstein	

Tablo 2. Üreticinin önerdiği sinterleme prosedürü

göre sinterize edilerek alt gruplar oluşturuldu: Standart 0,6mm (S-0,6), standart 1,2mm (S-1,2), hızlı 0,6mm (H-0,6), hızlı 1,2mm (H-1,2). Sinterleme işleminin ardından numunelerin son boyutları bir dijital kumpas (293-821-30, Mitutoyo Şirketi, Kanagawa, Japonya) ile doğrulandı ( $\pm 0.05$  mm).

Sinterizasyonu tamamlanan tüm numuneler otoklavda (Lina, W&H Sterilization S.r.l. Brusaporto, İtalya) 0,2 MPa basınç altında, 134°C' de, 5 saat hidrotermal yaşlandırma-ya tabi tutuldu<sup>38</sup>. Ardından % 99,8' lik izopropil alkol içinde, 40 °C 'de 15 dakika boyunca ultrasonik olarak (Sonorex Super; Bandelin Electronic GmbH & Co KG) temizlendi.

Tüm numunelerin The Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) koordinatları (L\*,a\*, b\*) bir spektrofotometre (SpectroShade Micro, MHT, Niederhasli, İsviçre) ile hem beyaz (L\*=0,21, a\*=0,04 ve b\*=-0,22) hem de siyah zeminde (L\*=94,171 ,a\*=-0,65 ve b\*=2,19) 3 defa ölçüldü ve ortalaması hesaplanarak kaydedildi. Ölçümler D65 ışık kaynağı altında ve 10 derece gözlemci açısı kullanılarak gerçekleştirildi. Spektrofotometre her bir numunenin ölçümünden önce kalibre edildi.

Bu çalışmada numunelerin translusensi özelliği KO hesaplanarak karşılaştırıldı. KO, bir numunenin siyah (Ys) ve beyaz (Yb) zemin üzerindeki XYZ renk sistemine göre hesaplanmış parlaklık (Y) değerinin oranı (KO=Ys/Yb) ile hesaplanır. Her bir numunenin parlaklık (Y) değeri  $Y = ((L_* + 16) / 116) \times Y_n$  formülü kullanılarak belirlendi<sup>39</sup>.

LS\* siyah ve LB\* beyaz arka planda yapılan ölçümlere ait CIE koordinatlarını ifade eder. Yn değeri 100'e eşit olarak kabul edildi<sup>40</sup>.

Opalesans parametresi için ise numunelerin siyah (aS\*, bS\*) ve beyaz (aB\*, bB\*) arka plan üzerinde ölçülen CIE koordinatlarının değerleri aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı<sup>13,41</sup>:

$$OP = ((aS^* - aB^*)^2 + (bS^* - bB^*)^2) / 2$$

Renk ölçümleri tamamlanmış numuneler bir universal test cihazında (Instron 3345 Norwood, MA, Amerika Birleşik Devletleri) BKD testine maruz bırakıldı (Şekil 2a ve b). Metal bir platform üzerinde 10 mm çapında (r1) bir çember üzerinde eşit uzaklıklarla yerleştirilmiş 3,2 mm çapında 3 çelik bilye kırma testi için kullanıldı (Şekil 2b). Her bir numune çelik bilyaları ortalayacak şekilde yerleştirildi ve 1,4 mm çapında (r2) çelik piston 0,5 mm/dakika hızında hareket ettirilerek yük uygulandı. Numunenin kırıldığı değer (P), Newton(N) cinsinden kaydedildi. Her bir numunenin BKD değeri aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı<sup>2,33</sup>:

$$S = [-0,2387P(X-Y)] / d^2$$

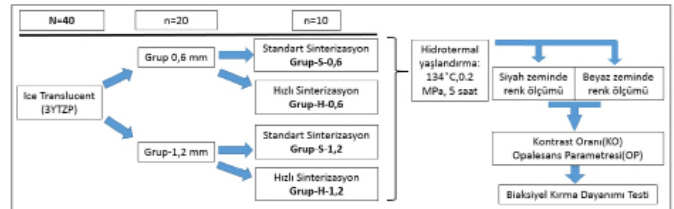
S, biaksiyel kırma dayanımı (MPa); P kırılma kuvveti (N); d, numune kalınlığı (mm). X ve Y aşağıdaki formüller ile hesaplandı.

$$X = (1 + \nu) \ln(r2 / r3) + [(1 - \nu) / (r2 / r3)]$$

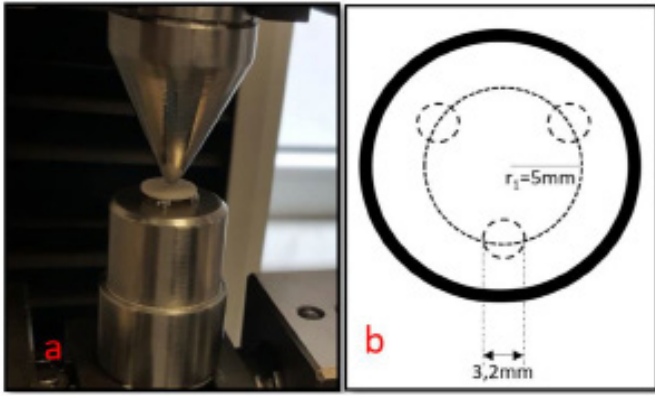
$$Y = (1 + \nu) [1 + \ln(r1 / r3)] + (1 - \nu) (r1 / r3)$$

$\nu$ , Zirkonyanın Poisson oranı (0,25)<sup>42</sup>; r1, destek çemberinin yarıçapı (mm); r2, pistonun yarıçapı (mm); r3, numune yarıçapı (mm)<sup>2</sup>.

Tüm veriler bir bilgisayar yazılımında (SPSS 22.0, SPSS Inc. Chicago, USA) analiz edildi ( $\alpha = .05$ ). Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk testi ve varyansların homojenliği Levene testiyle değerlendirildi. KO ve OP bağımlı değişkenleri kalınlık ve sinterizasyon prosedürüne göre iki yönlü varyans analizi ile karşılaştırıldı. Etkileşim varlığında alt gruplar bağımsız örneklerde t testleri ile karşılaştırıldı. Her bir kalınlık grubu içerisinde sinterizasyonun BKD değerlerine etkisi bağımsız örneklerde t testleri ile karşılaştırıldı. Çalışmaya ait iş akış şeması şekil 1' de sunulmuştur.



Şekil 1. Çalışmaya ait iş akış şeması



Şekil 2. Biaksiyel kırma dayanımı testi. a-Kırma düzeneği, b-Şematik gösterimi

## BULGULAR

Optik parametrelere ait tanımlayıcı istatistikler Tablo 3' te sunulmuştur.

Bağımlı Değişken	Sinterizasyon Prosedürü	Grup-0,6mm	Grup-1,2 mm	Toplam
KO	Standart	0,64±0,01 <sup>a,t</sup>	0,72±0,01 <sup>a,z</sup>	0,68±0,05 <sup>a</sup>
	Hızlı	0,61±0,01 <sup>b,t</sup>	0,71±0,01 <sup>b,z</sup>	0,66±0,06 <sup>b</sup>
	Toplam	0,62±0,02 <sup>t</sup>	0,72±0,01 <sup>z</sup>	0,67±0,05
OP	Standart	3,20±0,12 <sup>a,t</sup>	3,23±0,14 <sup>a,t</sup>	3,22±0,13 <sup>a</sup>
	Hızlı	2,92±0,15 <sup>b,t</sup>	3,32±0,17 <sup>a,k</sup>	3,12±0,25 <sup>b</sup>
	Toplam	3,06±0,20 <sup>t</sup>	3,28±0,16 <sup>z</sup>	3,17±0,21

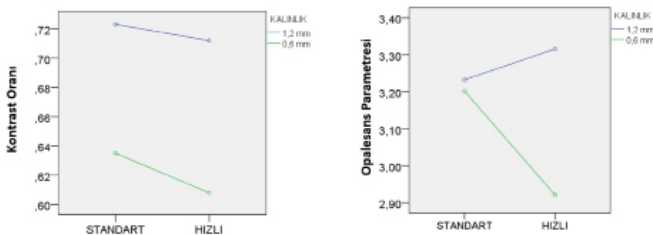
Tablo 3. KO ve OP'nin ortalama ve standart sapma değerleri. Sütunlarda aynı harf ve satırlarda aynı sembol içermeyenler istatistiksel olarak anlamlı farkı ifade eder.

Kalınlık ve sinterizasyon bağımsız değişkenlerinin KO ve OP üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır (Tablo 4). Grup-1,2' nin KO ( $p<0,001$ ) ve OP ( $p<0,001$ ) değerlerinin ortalaması Grup-0,6' dan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. Hızlı sinterize edilmiş tüm numunelerin KO ( $0,66±0,06$ ;  $p<0,001$ ) ve OP ( $3,12±0,25$ ;  $p<0,05$ )' si standart sinterize edilmiş tüm örneklerle (KO= $0,68±0,05$ ; OP= $3,22±0,13$ ) göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür (Tablo 4).

Varyansın kaynağı	Bağımlı Değişken	Kareler toplamı	Serbestlik derecesi	Kareler ortalaması	F	P
Kalınlık	KO	0,092	1	0,092	666,217	<0,001
	OP	0,454	1	0,454	21,415	<0,001
Sinterleme Prosedürü	KO	0,004	1	0,004	26,096	<0,001
	OP	0,098	1	0,098	4,626	<0,05
Kalınlık x Sinterleme Prosedürü	KO	0,001	1	0,001	4,627	<0,05
	OP	0,331	1	0,331	15,635	<0,001
Hata	KO	0,005	36	0,000		
	OP	0,763	36	0,021		
Total	KO	18,031	40			
	OP	403,095	40			

Tablo 4. KO ve OP değerlerine ait iki yönlü varyans analizi tablosu

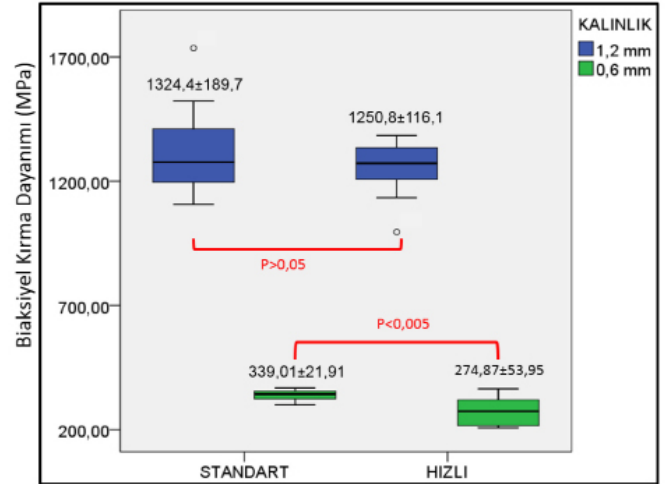
Kalınlık-sinterizasyon etkileşimi OP ( $p<0,001$ ) değerlerini KO ( $<0,05$ ) değerlerine göre daha güçlü etkilemiştir (Şekil 3).



Şekil 3. KO ve OP verilerinin kalınlık ve sinterizasyon prosedürüne göre değişimi

Kalınlık gruplarının içinde yapılan ikili karşılaştırmalarda Grup S-0,6, Grup H-0,6' dan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek OP değeri sergilemiştir. Buna karşı Grup S-1,2, Grup H-1,2' den istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük OP değeri sergilemiştir (Tablo 3).

BKD değerleri Şekil 4' te sunulmuştur. Grup S-1,2 ile H-1,2' nin BKD değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ( $p=0,309$ ). Grup S-0,6' nın BKD değerleri grup H-0,6' ya göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0,005$ ) (Şekil 4).



Şekil 4. BKD değerlerinin kutu grafiği

## TARTIŞMA

Kalınlık, sinterleme prosedürü ve her ikisinin etkileşimi KO değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede değiştirmiştir (Tablo 4). Çalışmamızda Grup-0,6' nın KO değerleri ( $0,62±0,02$ ) Grup-1,2' den ( $0,72±0,01$ ) istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür. Bu nedenle KO bağımlı değişkeninde kalınlık için ilk sıfır hipotezi reddedilmiştir. Bu beklenen bir sonuçtur ve literatürle uyumludur<sup>43-45</sup>. KO değerlerindeki 0,07 birimlik fark insan gözü tarafından algılanabilir<sup>46</sup> olduğu göz önüne alınırsa, kalınlığın KO değerlerindeki oluşturduğu değişim (0,1) klinik olarak algılanabilir.

Çalışmamızda standart sinterlenmiş tüm numunelerin KO değerleri ortalaması ( $0,68±0,05$ ), hızlı sinterlenmiş olanlardan ( $0,66±0,06$ ) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $P<0,001$ ). Bu nedenle KO bağımlı değişkeninde sinterizasyon prosedürü için ilk sıfır hipotezi reddedilmiştir. Çalışmamızda sinterizasyonun KO üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı olmasına rağmen değişim (0,02) klinik olarak algılanabilir büyüklükte değildir. Sinterizasyon prosedürünün MZ'nin KO'ya etkisini inceleyen tek çalışmada<sup>24</sup>, bizim çalışmamızdan farklı olarak istatistiksel anlamda anlamlı değişim olmadığı rapor edilmiştir. Bu durum Al-Zordk ve arkadaşlarının çalışmasındaki<sup>24</sup> standart ve hızlı prosedürlerin farklı parametrelere sahip olmasından kaynaklanmış olabilir.

Vichi ve arkadaşları KO değerlerini 0,5' e kadar yüksek; 0,5-0,75 arasında orta; 0,75-0,90 arasında düşük; 0,9-1 arasındaki değerleri ise çok düşük translusensi olarak

tanımlamıştır<sup>47</sup>. Bizim çalışmamızda hem 0,6 hem de 1,2 mm kalınlıktaki numuneler orta translusensi özelliği göstermiştir. Bir milimetre kalınlığındaki insan dişine ait mine ve dentin tabakalarının KO değerleri sırasıyla 0,45 ve 0,65'tir<sup>48</sup>. Dentin tabakasının translusensi seviyesine 0,6 mm kalınlığındaki numunelerin daha yakın olduğu düşünülebilir. Buna karşı çalışmamızdaki hiçbir numune mine tabakasının translusensi seviyesinin taklit edilmesi için yeterli değildir.

Kalınlık, sinterleme prosedürü ve her ikisinin etkileşimi OP değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede değiştirmiştir (Tablo 4). Çalışmamızda Grup-1,2'nin OP değerleri (3,28±0,16) Grup-0,6'dan (3,06±0,20) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (P<0,001). Bu nedenle OP bağımlı değişkeninde kalınlık için ilk sıfır hipotezi reddedilmiştir. Valizadeh ve arkadaşları<sup>49</sup> kalınlığın 1mm'den (OP=3.853) 0,5 mm'ye (OP=1,98) düşmesinin OP parametresini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürdüğünü rapor etmiştir. Çalışmamızda kalınlık değişkeninin etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunduğu için Valizadeh ve arkadaşlarının<sup>49</sup> sonuçlarını desteklemektedir. OP değeri 4 ile 9 arasındaysa opalesans çıplak gözle çok az fark edilebilir, 4'ün altındaysa farkedilemez<sup>50</sup>. Hem bizim çalışmamızda hem de Valizadeh ve arkadaşlarının<sup>49</sup> çalışmasında kalınlığın OP üzerindeki etkisi gözle farkedilemez seviyededir. Gülnal ve arkadaşları<sup>17</sup> farklı kalınlık seviyelerindeki numunelerin (OP0,5mm=4,35; OP1mm=4,39) OP değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlenmemiştir. Bu durum Gülnal ve arkadaşlarının çalışmasında kullandıkları zirkonya bloğun (%12 Y2O3) bizim çalışmamızdakinden (Tablo 1) daha yüksek Y2O3 oranına sahip olmasından kaynaklanmış olabilir.

Çalışmamızda standart sinterlenmiş tüm numunelerin OP değerleri (3,22±0,13) hızlı sinterlenmiş tüm numunelerin OP değerlerinden (3,12±0,25) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir (P<0,05). Bu nedenle OP bağımlı değişkeninde sinterizasyon prosedürü için de ilk sıfır hipotezi reddedilmiştir. Çalışmamızdan farklı olarak Soutl ve arkadaşları<sup>19</sup> (OPStandart= 8,9; OPSüper Hızlı=10,1) OP değerlerinin sinterizasyon prosedüründen etkilenmediğini rapor etmiştir. Bu durum Soutl ve arkadaşlarının farklı marka zirkonya blok ve/veya süper hızlı sinterizasyon prosedürü (Son sıcaklık 1580 C°) kullanılmış olmasından kaynaklanmış olabilir.

OP değerlerinin incelendiği çalışmalarda değerler değişiklik göstermektedir. Soutl ve arkadaşları<sup>19</sup> (OPStandart= 8,9; OPSüper Hızlı=10,1) ile Gülnal ve arkadaşlarının<sup>17</sup> OP değerlerinin genel olarak çalışmamızdan yüksek, buna karşı Juntavee ve arkadaşlarının<sup>18</sup> değerlerinin (1,25-2,83) çalışmamızdan daha düşük olduğu belirlenmiştir. Bu farklılıklar kullanılan zirkonya blokların farklı marka olmasından kaynaklanmış olabilir. Hem sinterizasyon prosedürü hem de kalınlığın opalesans ile ilişkisini farklı üreticilere ait

bloklardan üretilmiş numunelerde inceleyen ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Opalesans doğal dişin canlı görünmesini sağlayan önemli bir optik özelliktir. Ardu ve arkadaşları 18-33 yaş aralığındaki gönüllülerin mine-dentin kompleksinin (kalınlık 3mm) ve mine (kalınlık 2mm) tabakasının OP değerini sırasıyla 4,8 ve 7,4 olarak rapor etmiştir<sup>51</sup>. Lee ve arkadaşları<sup>15</sup> ise 0,9-1,3 mm kalınlığındaki insan dişinin mine tabakasının ortalama OP değerini 22,9 (19,8-27,6) olarak tespit etmişlerdir. Rapor edilen değerler arasında fark olsada, bizim çalışmamızdaki tüm MZ numunelerine ait OP değerleri doğal dişi taklit etmek için yetersizdir.

Grup S-1,2 (1324,4±189,7 MPa) ile H-1,2'nin (1250,8±116,1 MPa) BKD ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı için ikinci sıfır hipotezi Grup-1,2 mm için kabul edilmiştir (Şekil 4). Jansen ve arkadaşları<sup>36</sup> sinterleme protokolünün MZ'nin BKD değerlerini etkilemeyeceğini bildirmiştir ve bu durum çalışmamızı desteklemektedir. Sinterleme parametrelerini inceleyen bazı çalışmalarda ise<sup>2,52</sup> son sıcaklıktaki sinterleme süresinin BKD değerlerini etkilemeyeceği bildirilmiştir ve bu durum çalışmamızdaki Grup-1,2'ye ait sonuçları desteklemektedir. Durukan ve arkadaşları<sup>35</sup> ise son sıcaklıkta sinterleme süresinin artmasının BKD değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüreceğini bildirmiştir. Çalışmamızda hızlı sinterizasyon grubunun son sıcaklıkta sinterleme süresi 90 dk iken standart sinterizasyonda 120 dakikadır. Durukan ve arkadaşlarının<sup>35</sup> çalışmasında ise bu değer en fazla 180 dakikadır. Çalışmamızın sonuçlarının farklı olması son sıcaklıkta bekleme süresinin Durukan ve arkadaşlarınınkinden daha kısa olması ile ilişkili olabilir. Farklı sinterleme prosedürlerini içeren ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Grup S-0,6'nın BKD değerleri (339,01±21,91) grup H-0,6'ya (274,87±53,95) göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir (Şekil 4) ve ikinci sıfır hipotezi Grup-0,6 için reddedilmiştir. Dateraksa ve arkadaşları daha yavaş sıcaklık artışı ile sinterlenmiş numunelerin BKD değerlerinin daha yüksek olduğunu belirtmiştir<sup>42</sup>. Çalışmamızda standart sinterizasyon grubunun sıcaklık artış miktarı dakikada 8 C° iken hızlı sinterizasyon grubunda 14 C°'dir ve Dateraksa ve arkadaşlarının<sup>42</sup> çalışması ile uyumludur. Ayrıca çalışmamızda bulunan bu istatistiksel farkın klinik olarak anlamlı olduğunu düşünmekteyiz.

BKD tam seramik gibi kırılğan dental materyallerin klinik performansını tahmin etmek için kullanılan bir mekanik testtir. BKD değerleri göz önüne alınırsa, Grup-1,2' deki tüm numuneler ISO 6872 standartlarına göre<sup>33</sup> 800 MPa'dan daha büyük ortalama değer sergilediği için ön ve arka bölgede 4 ve daha fazla üyeli monolitik restorasyonlar için uygundur. Grup-S-0,6, 300 MPa'nın üzerinde ortalama BKD değeri sergilediği için ön ile arka tek üyeli ve molar bölgesini içermeyen 3 üyeli restorasyonlar (adeziv veya non-adeziv simantasyonla birlikte) için uygundur.

Grup-H-0,6 ise 50-MPa' dan yüksek 300 MPa' dan düşük olduğu için tek üyeli monolitik ön bölge restorasyonları için uygundur<sup>53</sup>.

MZ restorasyonlar oral sıvılara maruz kalır ve bu da hidrotermal yaşlanmaya sebep olur<sup>38</sup>. MZ restorasyonların optik<sup>38</sup> ve mekanik özellikleri<sup>54</sup> hidrotermal yaşlandırmadan etkilenebilir. Otoklavda 134°C' de 0,2 MPa basınç altında 5 saatlik yaşlandırmanın 15-20 yıllık<sup>55</sup> ve 5 yıllık<sup>38</sup> klinik kullanıma eşit olduğunu belirtmiş çalışmalar vardır. Klinik kullanımı taklit etmek için çalışmamızda tüm numuneler otoklavda 134°C' de 0,2 MPa basınç altında 5 saat boyunca yaşlandırılmıştır. Yaşlandırma süresinin<sup>16</sup> ve yönteminin<sup>56</sup> MZ restorasyonların optik<sup>57</sup> ve mekanik<sup>58</sup> özelliklerini etkileyebileceği düşünülürse daha uzun süreli ve farklı yöntemleri içeren çalışmalara ihtiyaç vardır.

Farklı oranlarda Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içeren blokların kullanılmamış olması, numunelerin renklendirilmemiş ve yüzey işlemi uygulanmamış olması çalışmamızın sınırlaması olarak düşünülebilir. Ayrıca in-vitro çalışmaların sonuçlarına göre kesin öneriler yapmadan önce, MZ restorasyonların optik özelliklerinin ve hayatta kalma oranlarının uzun dönem takip çalışmaları ile değerlendirilmesi önerilir.

## SONUÇLAR

Bu çalışmanın sınırları içerisinde,

- o Kalınlığın translüsensi üzerindeki etkisi çıplak gözle algılanabilirken, sinterizasyon prosedürünün etkisi algılanamaz.
- o Kalınlığın ve sinterleme prosedürünün opalesans üzerindeki etkisi çıplak gözle algılanamaz.
- o 0,6mm' lik kalınlıkta hazırlanan MZ restorasyonların standart prosedürle sinterlenmesi önerilir.
- o Bu sonuçların uzun dönem takip çalışmaları ile desteklenmesi tavsiye edilir.

## KAYNAKLAR

1. Denry I, Kelly J. Emerging ceramic-based materials for dentistry. J Dent Res 2014;93(12):1235-1242.
2. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, et. al. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. Dent Mater 2014;30(12):419-424.
3. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Vallittu PK, et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. Dent Mater 2015;31(10):1180-1187.
4. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Lassila L. Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. J Prosthet Dent 2017;118(2):216-220.
5. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs.

Dent Mater 2015;31(6):624-639.

6. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). Dent Mater 2015;31(6):603-623.
7. Lestan NG, Özcan M, Kocjan A, Oblak Č. Clinical evaluation of monolithic zirconia multiunit posterior fixed dental prostheses. J Prosthet Dent 2021. In press, <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.02.034>
8. Brodbelt R, O'brien W, Fan P, Frazer-Dib J, Yu R. Translucency of human dental enamel. Journal Dent Res 1981;60(10):1749-1753.
9. Vichi A, Sedda M, Fabian Fonzar R, Carrabba M, Ferrari M. Comparison of contrast ratio, translucency parameter, and flexural strength of traditional and "augmented translucency" zirconia for CEREC CAD/CAM system. J Esthet Restor Dent 2016;28:32-39.
10. Kim M-J, Ahn J-S, Kim J-H, Kim H-Y, Kim W-C. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. J Adv Prosthodont. 2013;5(2):161-166.
11. Ronald L. Sakaguchi JMP. Craig's Restorative Dental Materials. 13th ed., Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby; 2012. p. 54-60
12. Johnston WM. Review of translucency determinations and applications to dental materials. J Esthet Restor Dent 2014;26(4):217-223.
13. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. J Dent 2014;42(9):1202-1209.
14. Lee Y-K, Lu H, Powers JM. Measurement of opalescence of resin composites. Dent Mater 2005;21(11):1068-1074.
15. Lee Y-K, Yu B. Measurement of opalescence of tooth enamel. J Dent 2007;35(8):690-694.
16. Alghazzawi TF. The effect of extended aging on the optical properties of different zirconia materials. J Prosthodont Res 2017;61(3):305-314.
17. Gunal B, Ulusoy MM. Optical properties of contemporary monolithic CAD-CAM restorative materials at different thicknesses. J Esthet Restor Dent 2018;30(5):434-441.
18. Juntavee N, Attashu S. Effect of sintering process on color parameters of nano-sized yttria partially stabilized tetragonal monolithic zirconia. J Clin Exp Dent 2018;10(8):794.
19. Soult M, Lien W, Savett DA, Gallardo FF, Vandewalle KS. Effect of high-speed sintering on the properties of a zirconia material. Gen Dent 2019;67(5):30-34.
20. Savaş TY, Aykent F. Effect of fabrication techniques on the optical properties of zirconia-based systems. J Prosthet Dent 2021;125(3):528, e1-e8.
21. Çelik E, Öztürk C. Monolitik zirkonyanın optik özelliklerle

ri üzerine ısıtma hızının etkisinin değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 2019;25(3):277-282.

**22.** Denkena B, Breidenstein B, Busemann S, Lehr CM. Impact of hard machining on zirconia based ceramics for dental applications. *Procedia Cirp* 2017;65:248-252.

**23.** Ahmed WM, Troczynski T, McCullagh AP, Wyatt CC, Carvalho RM. The influence of altering sintering protocols on the optical and mechanical properties of zirconia: A review. *J Esthet Restor Dent* 2019;31(5):423-430.

**24.** Al-Zordk W, Saker S. Impact of sintering procedure and clinical adjustment on color stability and translucency of translucent zirconia. *J Prosthet Dent* 2020;124(6):788, e1-e9.

**25.** Coşkun ME, Sarı F. Değişen sinterleme sürelerinin dental zirkonyanın optik özellikleri üzerine etkisi. *7tepe Klinik Dergisi* 2018;14(2):75-80.

**26.** Stawarczyk B, Emslander A, Roos M, Sener B, Noack F, et. al. Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dent Mater J* 2014;33(5):591-598.

**27.** Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hämmerlet CH. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Investig* 2013;17(1):269-274.

**28.** Juntavee N, Uasuwan P. Influence of thermal tempering processes on color characteristics of different monolithic computer-assisted design and computer-assisted manufacturing ceramic materials. *J Clin Exp Dent* 2019;11(7):614-624.

**29.** Kono H, Arikawa H, Hamamura S, Sonoda Y, Kikuchi M, editors. Effect of Sintering Conditions on Translucency of High Translucent Zirconia. *Key Engineering Materials* 2020;829:49-53

**30.** Coskun M, Fatih S. Effects of Speed Sintering on Multilayered Monolithic Zirconia. *Cumhuriyet Dent J* 2019;22(1):31-36.

**31.** Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 2008;139:8-13.

**32.** Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater* 2013;29(12):1201-1208.

**33.** International Organization For Standardization, 2015. ISO 6872: Dentistry — ceramic materials, 4th ed. Pages: 5,28. Switzerland: Geneva.

**34.** Tabatabaian F, Dalirani S, Namdari M. Effect of thickness of zirconia ceramic on its masking ability: an in vitro study. *J Prosthodont* 2019;28(6):666-671.

**35.** Durkan R, Gökay GD, Şimşek H, Yılmaz B. Biaxial flexural strength and phase transformation characteristics of dental monolithic zirconia ceramics with different sintering durations: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2021. In Press, <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.04.003>

**36.** Jansen JU, Lümekmann N, Letz I, Pfefferle R, Sener

B, et. al. Impact of high-speed sintering on translucency, phase content, grain sizes, and flexural strength of 3Y-TZP and 4Y-TZP zirconia materials. *J Prosthet Dent* 2019;122(4):396-403.

**37.** Ebeid K, Wille S, Salah T, Wahsh M, Zohdy M, et. al. Evaluation of surface treatments of monolithic zirconia in different sintering stages. *J Prosthodont Res* 2018;62(2):210-217.

**38.** Cattani-Lorente M, Durual S, Amez-Droz M, Wiskott HA, Scherrer SS. Hydrothermal degradation of a 3Y-TZP translucent dental ceramic: A comparison of numerical predictions with experimental data after 2 years of aging. *Dent Mater* 2016;32(3):394-402.

**39.** Nogueira AD, Della Bona A. The effect of a coupling medium on color and translucency of CAD-CAM ceramics. *J Dent* 2013;41:18-23.

**40.** Shanda J. CIE Colorimetry, Colorimetry - understanding the CIE system. John Wiley & Sons, Inc.; 2007, New Jersey. p.62.

**41.** Lee Y-K. Opalescence of human teeth and dental esthetic restorative materials. *Dent Mater J* 2016;35(6):845-854.

**42.** Dateraksa K, Ngernbamrung S, McCuiston RC, editors. Effect of Sintering Conditions on Mechanical and Optical Properties of 3Y-TZP Dental Ceramic. *Key Engineering Materials* 2014;608:181-186.

**43.** Şen N, Çınar Ş. Monolitik Zirkonyanın Kalınlığının Işık Geçirgenliğine Etkisinin İncelenmesi. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 2018;24(3):163-168.

**44.** Kanchanavasita W, Triwatana P, Suputtamongkol K, Thanapitak A, Chatchaiganan M. Contrast ratio of six zirconia-based dental ceramics. *J Prosthodont* 2014;23(6):456-461.

**45.** dos Santos C, Rosa GO, Quintino MN, Alves MFRP, Ribeiro S, et. al. Effect of surface finishing and thickness on the translucency of zirconia dental ceramics. *Ceramics International* 2020;46(6):7748-7755.

**46.** Liu MC, Aquilino SA, Lund PS, Vargas MA, Diaz-Arnold AM, et. al. Human perception of dental porcelain translucency correlated to spectrophotometric measurements. *J Prosthodont: Imp Esthet Recons Dent* 2010;19(3):187-193.

**47.** Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M. Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *J Esthet Restor Dent* 2014;26(4):224-231.

**48.** Dietschi D, Ardu S, Krejci I. A new shading concept based on natural tooth color applied to direct composite restorations. *Quintessence Int* 2006;37(2):91-102.

**49.** Valizadeh S, Mahmoudi Nahavandi A, Daryadar M, Özcan M, Hashemikamangar SS. The effect of ceramic thickness on opalescence. *Clin Exp Dent Res* 2020;6(6):693-699.

**50.** Kobashigawa AL, Angeletakis C (2001) Opalescence

fillers for dental restorative composite. United States Patent 6,232,367. Alexandria: United States Patent and Trademark Office.

**51.** Ardu S, Feilzer AJ, Devigus A, Krejci I. Quantitative clinical evaluation of esthetic properties of incisors. *Dent Mater* 2008;24(3):333-340.

**52.** Hjerppe J, Vallittu PK, Fröberg K, Lassila LV. Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dent Mater* 2009;25(2):166-171.

**53.** Abd Alraheem I, Donovan TE, Rodgers B, Boushell L, Sulaiman TA. Effect of masticatory simulation on the translucency of different types of dental zirconia. *J Prosthet Dent* 2019;122(4):404-409.

**54.** Cotes C, Arata A, Melo RM, Bottino MA, Machado JP, et. al. Effects of aging procedures on the topographic surface, structural stability, and mechanical strength of a ZrO<sub>2</sub>-based dental ceramic. *Dent Mater* 2014;30(12):396-404.

**55.** Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc* 1999;82(8):2150-2154.

**56.** de Araújo-Júnior EN, Bergamo ET, Campos TM, Jalkh EBB, Lopes AC, et. al. Hydrothermal degradation methods affect the properties and phase transformation depth of translucent zirconia. *J Mech Behav Biomed Mater* 2020;112:104021.

**57.** Kim H-K, Kim S-H. Effect of hydrothermal aging on the optical properties of precolored dental monolithic zirconia ceramics. *J Prosthet Dent* 2019;121(4):676-682.

**58.** Lümke N, Stawarczyk B. Impact of hydrothermal aging on the light transmittance and flexural strength of colored yttria-stabilized zirconia materials of different formulations. *J Prosthet Dent* 2021;125(3):518-526.