

# Farklı Sürelerde Sinterize Edilen Yaşlandırılmış Teknolojik Seramiklerin Optik Analizi

## Optical Analysis of Aged Technological Ceramics Sintered at Different Times

Gonca DESTE GÖKAY<sup>a</sup>, Hatice ŞİMŞEK<sup>b</sup>, Rukiye DURKAN<sup>c</sup>, Ayhan GÜRBÜZ<sup>d</sup>

<sup>a</sup>Bursa Uludağ Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi ABD, Bursa, TÜRKİYE

<sup>b</sup>Özel Diş Kliniği, Uşak, TÜRKİYE

<sup>c</sup>Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi ABD, Afyonkarahisar, TÜRKİYE

<sup>d</sup>Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi ABD, Ankara, TÜRKİYE

**ÖZET Amaç:** Bu in vitro çalışmanın amacı, farklı sinterleme sürelerinin yaşlandırılmış dental monolitik zirkonya seramiklerin renk ve translusensi üzerine etkilerini araştırmaktır. **Gereç ve Yöntemler:** Elli dört adet disk şeklinde örnek presinterize monolitik zirkonya bloklarından [KATANA High Translucent (KHT) ve NexxZr High Translucent (NHT)] CAD/CAM teknolojisi ile elde edilerek 1500°C’de 3 farklı sinterleme süresine göre [1 saat, 2 saat (üretici tarafından önerilen standart süre) ve 3 saat] n=9 olacak şekilde 6 gruba ayrıldı. Sinterizasyondan sonra örnekler 5.000 döngü ile hidrotermal yaşlandırma işlemi uygulandı. Örnekler sinterizasyondan önce A2 renk solüsyonda bekletildi. CIELab renk koordinatları, spektrofotometre cihazından elde edildi.  $\Delta E$  değerleri formül üzerinden hesaplandı ve bu verilerin görsel değerlendirilmesi yapıldı. Translusensi parametresi (TP) hesaplandı. Veriler, 2 yönlü ANOVA, 2’li karşılaştırmalar ve Fisher’in LSD Testi “post hoc” ile analiz edildi ( $\alpha=0,05$ ). **Bulgular:** Yaşlandırılmış monolitik zirkonya gruplarında, yaşlandırma öncesi sinterizasyon süresi değişimi TP ve CIELab renk koordinatları için önemliydi. KHT grubunda standart sinterizasyon süresi değiştirildiğinde L\*, a\*, b\* değerleri azalmıştır ( $p<0,05$ ). KHT (64,31±0,14) grubu NHT’ye (61,37±0,56) göre daha yüksek L\* değerleri göstererek daha parlak bulunmuştur.  $\Delta E$  değerleri her 2 seramikte de 2-1 ve 2-3 saat grubunda değişmezken ( $p>0,05$ ) 1-3 saat grubunda anlamlı şekilde azalmıştır. KHT grubunda standart sinterizasyon süresi değiştirildiğinde TP değerlerinde değişiklik olmazken, NHT grubunda sinterizasyon süresi uzadığında TP değerleri artmıştır ( $p>0,05$ ). **Sonuç:** Standart sinterizasyon süresinin değiştirilmesi, yaşlandırılmış dental monolitik zirkonya seramiklerinin translusensi ve rengini önemli derecede etkiler.

**Anahtar Kelimeler:** Monolitik zirkonyum; estetik; termal yaşlandırma; translusens; renk değişikliği

**ABSTRACT Objective:** The aim of this in vitro study was to investigate the effects of different sinterization durations on the color and translucency of aged dental monolithic zirconia ceramics. **Material and Methods:** 54 disc-shaped specimens of presinterized monolithic zirconia blocks [KATANA High Translucent (KHT) ve NexxZr High Translucent (NHT)] obtained by CAD/CAM technology according to 3 different sintering times at 1500 °C [1 hour, 2 hours (standard time recommended by the manufacturer) and 3 hours] divided into 6 groups (n=9). After sinterization process, hydrothermal aging with 5,000 cycles were applied. The specimens were kept in A2 color solution before sinterization. CIELab color coordinates were obtained from the spectrophotometer. The  $\Delta E$  values were calculated with the formula and visual evaluation was evaluated. The translucency parameter (TP) was calculated. Data were analyzed by 2-way ANOVA, paired comparisons, and Fisher's LSD Test “post hoc” ( $\alpha=0.05$ ). **Results:** In the aged monolithic zirconia groups, the change in sintering time before aging was important for TP and CIELab color coordinates. When the standard sinterization duration was changed in KHT, L\*, a\*, b\* values decreased ( $p<0.05$ ). KHT (64.31±0.14) was found brighter by showing higher L\* values than NHT (61.37±0.56). While the  $\Delta E$  values did not change in the 2-1 and 2-3 hours groups in both ceramics ( $p>0.05$ ), it decreased significantly in the 1-3 hours group. While there was no change in TP values when the standard sinterization duration was changed in KHT, TP values increased when the sinterization duration increased in NHT ( $p>0.05$ ). **Conclusion:** Changing the standard sintering time significantly affects the translucency and color of aged dental monolithic zirconia ceramics.

**Keywords:** Monolithic zirconia; esthetic; aging; translucency; color difference

Monolitik zirkonya seramikler, biyouyumluluk ve doğal dişi taklit eden üstün optik özellikler gibi avantajlara sahiptir.<sup>1</sup> %5 mol yttria-stabilize tetra-

gonal zirkonya polikristal (5 Y-TZP) seramiklerin 3. jenerasyon monolitik zirkonyanın getirdiği avantajlar ile kullanımı artarak devam etmektedir. Bilgi-

**Correspondence:** Gonca DESTE GÖKAY

Bursa Uludağ Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi ABD, Bursa, TÜRKİYE/TURKIYE

E-mail: goncadeste@uludag.edu.tr



Peer review under responsibility of Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences.

Received: 08 Dec 2020

Received in revised form: 10 Feb 2021

Accepted: 10 Mar 2021

Available online: 15 Mar 2021

2146-8966 / Copyright © 2022 by Türkiye Klinikleri. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

sayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojileri kullanılarak teknolojik zirkonya bloklardan implant, prefabrik ya da kişiye özel abutment ve birçok sabit protetik restorasyon üretilebilmektedir.<sup>2-4</sup> Estetik ve fonksiyonel açıdan üstün özellikte, anterior ve posterior restorasyonların yapımında kullanım endikasyonları bulunmaktadır.<sup>5-8</sup>

Materyalin beyaz-opak görünümünü değiştirmek için sinterizasyon öncesi renk solüsyonu uygulaması, komşu dişlere uygun doğal diş görünümü sağlamada yardımcı olmaktadır.<sup>9,10</sup> Bir restorasyonun veya doğal dişin estetik görünümü; sert dokuların optik özelliklerine, restoratif materyale ve aralarındaki etkileşime bağlıdır. Bu nedenle, bir materyalin translusensi, restoratif materyallerin klinik seçimi için önemli bir faktördür.<sup>11</sup> Zirkonyumun estetik özellikleri, rezidüel pörözitesi azaltılarak ve nanometrik bir mikro yapı oluşturarak geliştirilebilir çünkü 40 nm'den küçük tanecikler için görünür dalga boyu aralığında yarı geçirgenlik beklenmektedir.<sup>12,13</sup>

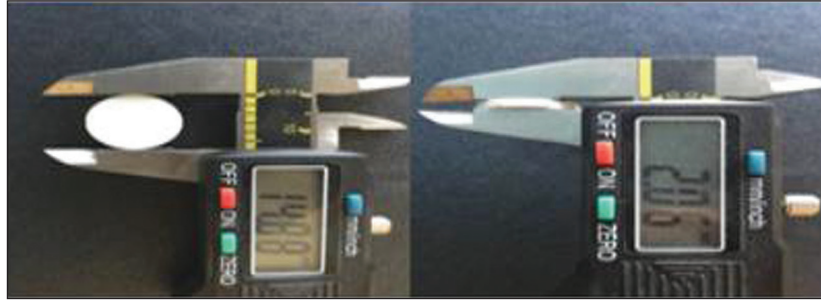
Dental seramik restorasyonların estetik özellikleri; renk, translusensi, floresans, yüzey dokusu ve şekli gibi çeşitli faktörlerden etkilenmektedir. Monolitik zirkonya seramiklerin translusensi ve rengi hakkında az bilgi mevcuttur.<sup>4,14</sup> Monolitik zirkonya seramikler ile ilgili üretici önerilerine uygun olan sinterleme prosedürleri bulunmaktadır. Sinterizasyon süresi ile ilgili olarak ticari materyallerin sinterleme prosedürlerinde farklılıklar bulunmaktadır. Y-TZP restorasyonu için optik iyileştirme, sinterleme işlemi yoluyla mümkündür.<sup>15</sup> Zirkonyanın mikroyapısı ve özelliklerini doğrudan etkileyen sinterleme parametrelerini değiştirerek geleneksel Y-TZP'nin optik görünümü iyileştirilebilir.<sup>16</sup> Sinterleme sıcaklığında ve süresinde farklılığın, gren boyutu ve mikroyapıyı etkileyebileceği, zirkonyanın optik özellikleri ve translusensini değiştirebileceği açıklanmıştır.<sup>10,17,18</sup> Gren boyutu büyüdükçe, zirkonyanın tetragonal-monoklinik faz değişimi gerçekleşebilir ve bu da optik görünümde değişikliğe neden olabilir.<sup>19</sup> Bu özellikle üreticilerin, kısa sinterleme süresi çalışmalarından sonra dental araştırmalarda önem kazanmıştır. Ayrıca bu değişikliklerin, monolitik zirkonyanın optik özelliği üzerindeki etkisi hâlâ şüphelidir.

Restoratif materyallerin kullanımı süresine bağlı olarak ağız içerisinde yemek yeme ve çiğneme esnasındaki sıcaklık, nem değişiklikleri ve mekanik etkiler sonucunda meydana gelen değişiklikleri simüle etmek için yaşlandırma işlemleri uygulanmaktadır. Zirkonya seramik sistemlerde mekanik, kimyasal, termal ve mekanik-termal yaşlandırma işlemlerinin seramiğin mekanik ve estetik özelliklerini azalttığı ile ilgili veriler bulunmaktadır.<sup>9</sup> Ancak farklı sinterleme sürelerinde, bu etkinin ne yönde olduğu ile ilgili bilgiler mevcut değildir.

Yapılan birçok çalışma, zirkonya seramiklerin optik özelliklerine odaklanmıştır. Yüzey işlemlerinin, seramik restorasyonların optik özellikleri üzerindeki etkileri de çeşitli çalışmalarda araştırılmıştır.<sup>10,20,21</sup> Bununla birlikte, monolitik zirkonya seramiklerin optik özellikleri üzerine sinterleme süresinin etkilerine ilişkin bilgiler eksiktir. Bu çalışmanın amacı, farklı sürelerde sinterize edilen yaşlandırılmış monolitik zirkonya seramiklerin renk değişimi ve translusensi değerlerini ölçmek ve karşılaştırmaktır. Bu çalışmanın hipotezi, "hidrotermal yaşlandırma uygulanmış monolitik zirkonya materyallerinin translusensi" ve renk değerleri sinterleme sürelerinden etkilenmez olarak belirlenmiştir.

## GEREÇ VE YÖNTEMLER

Örneklerin elde edilmesi için Katana High Translucent (KHT) (Kuraray Noritake INC, Noritake, Japan) ve NexxZr High Translucent (NHT) (SagemaxBio-ceramics, Inc., Federal Way, WA, ABD) yüksek translusent zirkonya seramik sistemlerine ait çapı 10 cm ve kalınlığı 18 mm olan 3 adet presinterize blok kullanılmıştır. CAD/CAM sistemi (Yenamak D50, Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye) ile örnek tasarımı ve 54 adet disk şeklinde örnek üretimi gerçekleştirilmiştir. Örnek boyutları %20 oranında büyük tasarlanaarak, sinterizasyon büzülmesinin kompanse edilmesi sağlanmıştır (Resim 1). Örnek boyutları dijital mikrometre ile ölçülerek standardizasyonları sağlanmıştır. Örnekler sinterizasyon işleminden önce 90 s A2 renk solüsyonunda (Tanaka ZirColorTanaka Dental, Skokie, ABD) bekletilmiştir. Zirkonya seramik türü (KHT, NHT) ve 3 farklı sinterizasyon süresine (1, 2, 3 saat) göre gruplandırılıp n=9 olacak



RESİM 1: Örneklerin %20 oranında büyük hazırlanması.

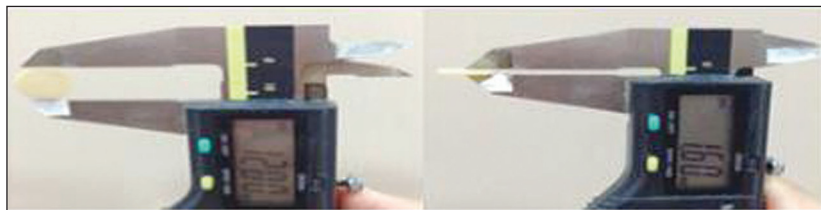
şekilde 6 grup elde edilmiştir. Teknolojik seramik örnekler sinterizasyon fırınında, (LHT 02/16; Nabert-herm GmbH) 1500 °C'de 10 °C/dk sıcaklık artışı/düşüşü ile üretici firma önerileri doğrultusunda (2 saat) ve süre azaltılıp artırılarak (1 ve 3 saat) 2 farklı sinterizasyon süresinde sinterize edilmiştir. Sinterizasyon sonrası örnek boyutlarında %20 oranında büzülme ile 12x1.6 mm disk şeklinde örnekler elde edilmiştir (Resim 2). Teknolojik seramik disk örneklerin her iki yüzeyine 1.000, 1.500 ve 2.000 gren büyüklüğüne sahip olan silikon karbit zımpara kağıtları ile (English Abrasives Ltd., London, United Kingdom) su soğutmalı zımparalama cihazında (GriPO 2V, Metkon AŞ., Bursa, Türkiye) 40 sn süre ile 250 devir/dk hızda yüzey düzeltme işlemleri yapılmıştır. Daha sonra örnekler ultrasonik temizleme cihazında, oda sıcaklığında distile su ve izopropil alkol ile 5 dk temizlenmiştir.

Örnekler, etüvde 37°C sıcaklıkta distile suda 24 saat bekletildikten sonra ağızdaki ısı değişikliklerini simüle etmek amacı ile hidrotermal yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Tüm örnekler, +5 °C - +55 °C sıcaklık değişimleri arasında su banyosunda kalma süreleri 25 sn, transfer zamanı 10 sn olacak şekilde 5.000 devire ayarlanan termal döngü cihazında (Thermocycler 1100/1200, SD Mechatronik, Pleidelsheim,

Germany) hidrotermal yaşlandırma işlemine maruz bırakılmıştır. Hidrotermal yaşlandırma işleminden sonra örnekler, tekrar etüvde 37°C sıcaklıkta distile su içinde 24 saat bekletildikten sonra testlere hazır hâle getirilmiştir.

Renk ölçümü, nötral gri fon karton ile kaplı, içinde gün ışığını simüle eden 5.500°K'lik floresan lamba içeren renk ölçüm kutusu içerisindeki spektrofotometre (Minolta CR-321, Konica Minolta, Osaka, Japan) ile gerçekleştirildi. Renk parametreleri (CIE-Lab (Commission Internationale de l'Eclairage L\*, a\*, b\*)) spektrofotometre cihazı ile belirlenmiştir. Yaygın aydınlatma ve 3 mm ölçüm alanı için 3 mm çapında bir açıklık kullanılmış ve CIE 1931 2° standart kolorimetrik gözlemci gerçekleştirilmiştir. L\*, a\* ve b\* değerlerinin her biri siyah bir arka plana (Minolta CR-321, Konica Minolta, Osaka, Japonya L\*=4,7, a\*=-0,1 ve b\*=0,0) ve beyaz bir arka plana (Minolta CR-321, Konica Minolta, Osaka, Japonya, L\*=98,1, a\*=-0,5 ve b\*=2,8) göre ölçülmüştür. Optik temas, her numune ve arka plan arasına bir damla distile su (kırılma indisi:1.33) yerleştirilerek elde edilmiştir. Beyaz bir arka planda spektral yansıma, 400-700 nm aralığında 10 nm aralıklarla kaydedilmiştir.

Her alt grup arasındaki renk farkı, "Commission Internationale de l'Eclairage" tarafından belirtilen



RESİM 2: Sinterizasyon sonrası elde edilen örnek boyutları.

CIE Lab renk farkı formülü kullanılarak hesaplanmıştır:  $\Delta E^*ab = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$ .  $\Delta L^*$ ,  $\Delta a^*$  ve  $\Delta b^*$  sırasıyla parlaklık, kırmızı/yeşil eksen ve sarı/mavi eksendeki farkı belirtir.<sup>22</sup> Renk farkını belirlemek için siyah bir arka planda, ortalama CIE değerleri kullanılmıştır.  $\Delta E$  değerleri incelenerek, örneklerin rengindeki değişikliklerin insan gözü tarafından algılanma derecesi O'Brien'in tanımlamasına göre değerlendirilmiştir (Tablo 1).<sup>23</sup>

Translusensi ölçümleri için, translusensi parametresi (TP) hesaplanmıştır. TP değeri, siyah ve beyaz arka planda ölçülen değerler arasındaki renk farkı ile hesaplanmıştır:  $TP = [(L_B^* - L_W^*)^2 + (a_B^* - a_W^*)^2 + (b_B^* - b_W^*)^2]^{1/2}$  Alt simge B, siyah arka plandaki renk koordinatlarını ve alt simge W, beyaz bir arka plandaki renk koordinatlarını belirtmektedir.<sup>24</sup>

## İSTATİSTİKSEL ANALİZ

İstatistiksel analiz SPSS yazılımı (sürüm 15.0, SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) kullanılarak gerçekleştirilmiş ve  $\alpha$  seviyesi 0.05 olarak belirlenmiştir. Her bir renk değerinin normal dağılımı ve TP değeri Shapiro-Wilk testi ile doğrulanmıştır. Alt gruplar arasında renk ve TP değerlerinde önemli bir fark olup olmadığını belirlemek için 2 yönlü ANOVA ve ardından çoklu karşılaştırmalı Fisher's LSD testi yapılmıştır.

## BULGULAR

### L\* DEĞERLERİNE AİT BULGULAR

Sinterizasyon süresi 1 ve 3 saat olduğunda KHT grubu için L\* değerleri değişmezken, üreticinin önerdiği sürede anlamlı şekilde azalmıştır ( $p < 0,05$ ). NHT için sinterizasyon süresi 2 saatten 1 saate düştüğünde L\* değeri azalırken, 3 saat için değişmemiştir (Tablo 2). KHT ve NHT grupları karşılaştırıldığında, tüm

$\Delta E$	Klinik renk eşleşmesi
0	Kusursuz
0,5-1	Mükemmel
1-2	İyi
2-3,5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3,5	Uyumsuz

sinterizasyon sürelerinde Katana değerlerinin, NexxZr sistemine oranla daha yüksek olduğu gösterilmiştir ( $p < 0,05$ ).

### A\* DEĞERLERİNE AİT BULGULAR

KHT için 1 ve 3 saat sinterizasyon sürelerinde anlamlı değişiklik olmazken, 2 saat sinterizasyon süresinde a\* değerleri düşmüştür. NHT'de 1 ve 2 saat sinterizasyon süresi için anlamlı şekilde artarken, 3 saat için değişmemiştir ( $p > 0,05$ ). KHT ve NHT grupları karşılaştırıldığında, tüm sinterizasyon sürelerinde NexxZr için a\* değerleri yüksek bulunmuştur (Tablo 2).

### B\* DEĞERLERİNE AİT BULGULAR

Her 2 grup için de üreticinin önerdiği süre değiştirildiğinde b\* değerleri azalmıştır ( $p < 0,05$ ). KHT (9,23±0,30) ve NHT (14,72±0,78) için en yüksek b\* değerleri 2 saat sinterizasyon süresinde elde edilmiştir (Tablo 2). Ayrıca NexxZr b\* değerlerinin, Katana sistemine oranla daha yüksek olduğu gösterilmiştir.

### RENK DEĞİŞİM BULGULARI

KHT ve NHT gruplarında sinterizasyon süresi 2 saatten 1 saate düşürüldüğünde ve 3 saate çıkarıldığında renk değişim değerleri değişmezken 1-3 saat grubunda azalmıştır ( $p < 0,05$ ). KHT ve NHT grupları karşılaştırıldığında 2-1 ve 2-3 gruplarında NexxZr ör-

**TABLO 2:** L\*, a\*, b\* ortalama ve standart sapma değerleri.

Renk değerleri	L*			a*			b*		
	Örnek grupları	1 saat	2 saat	3 saat	1 saat	2 saat	3 saat	1 saat	2 saat
KHT	63,22±0,93	64,31±0,14 63,	18±0,28	-4,68±0,12	-4,54±0,12	-4,68±0,03	7,86±0,47	9,23±0,30	7,60±0,36
	B1	A1	B1	B2	A2	B2	B2	A2	B2
NHT	60,28±0,85	61,37±0,56	61,25±0,34	-3,97±0,10	-3,39±0,09	-4,08±0,07	10,08±0,67	14,72±0,78	9,72±0,41
	B2	A2	A2	B1	A1	C1	B1	A1	B1

KHT: Katana high translucent; NHT NexxZr high translucent. Sinterizasyon süresi, aynı satırda farklı büyük harfi alan değerler için önemlidir ( $p < 0,05$ ). Seramik sistemi, aynı sütunda farklı rakam alan değerler için önemlidir ( $p < 0,05$ ).



**TABLO 3:** Sinterizasyon sürelerine ait  $\Delta E$  değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri.

Sinterizasyon süresi	2-1 saat	2-3 saat	1-3 saat
Örnek grupları			
KHT	1,88±0,76 A2	2,01±0,47 A2	0,93±0,47 B
NHT	4,92±1,10 A1	5,08±0,59 A1	1,35±0,70 B

KHT: Katana high translucent; NHT NexxZr high translucent.

Sinterizasyon süresi, aynı satırda farklı büyük harfi alan değerler için önemlidir ( $p<0,05$ ).  
Seramik sistemi, aynı sütunda farklı rakam alan değerler için önemlidir ( $p<0,05$ ).

**TABLO 4:** Sinterizasyon sürelerine ait  $\Delta E$  değerlerinin görsel olarak değerlendirilmesi.

Örnek grupları	Sinterizasyon süresi	$\Delta E$	Görsel değerlendirme
KHT	2-1 saat	1,88	İyi
	2-3 saat	2,01	Klinik olarak kabul edilebilir
	1-3 saat	0,93	Mükemmel
NHT	2-1 saat	4,92	Uyumsuz eşleşme
	2-3 saat	5,08	Uyumsuz eşleşme
	1-3 saat	1,35	İyi

KHT: Katana high translucent; NHT NexxZr high translucent.

neklerinde renk değişim değerleri daha yüksek bulunurken, 1-3 grupları arasında farklılık gözlenmemiştir (Tablo 3). Sinterizasyon sürelerine göre renk değişimi değerlerinin görsel değerlendirmesi KHT grupları için klinik olarak kabul edilebilir seviyedeysen, NHT grubunda sinterizasyon süresi 2 saatten 1 saate düşürüldüğünde ve 3 saate çıkarıldığında klinik olarak kabul edilemeyecek seviyede renk değişimi meydana gelmiştir (Tablo 4).

## TP BULGULARI

KHT grubunda sinterizasyon süresi 2 saatten 1 saate düşürüldüğü ve 3 saate çıkarıldığı zaman TP değişmemiştir ( $p>0,05$ ). NHT'de ise sinterizasyon süresi 2 saatten 1 saate düşürüldüğü zaman TP azalmış, süre 3 saat olduğu zaman yükselmiştir ( $p<0,05$ ) (Tablo 5).

## TARTIŞMA

Bu çalışmanın sonuçlarına göre, teknolojik zirkonya seramik sistemlerinin renk ve translüsensi parametrelerinde sinterleme sürelerine göre önemli farklılıklar bulunduğu için belirlenen hipotez reddedilmiştir.

Dişler doğal renkli ve translüsent olduğundan, renk farklılıklarının ve translüsensin yeniden oluştu-

rulması, zirkonya restorasyonların üretiminde önemli bir faktör olmuştur. Monolitik zirkonya restoratif materyallerin rengi ve translüsensi üzerinde farklı sinterleme süreleri ve sinterleme derecelerinin etkisi çeşitli çalışmalarla araştırılmıştır. Renk solüsyonu uygulama işlemleri, tek tabaka olarak veya birden fazla tabaka şeklinde yapılmaktadır. Ancak bir çalışmada tabaka sayısı arttıkça, monolitik zirkonya seramiklerde  $L^*$  değerinin düştüğü,  $a^*$  değerlerinde önemli bir değişiklik olmazken  $b^*$  değerinin artarak renk özelliğinin sarı renge doğru arttığı belirlenmiştir.  $L^*$  değeri kontrol grubunda 95,38 iken 1-5 tabaka renk solüsyonu uygulamalarında sırası ile 93,17; 92,33; 92,14; 90,84 ve 89,48 olarak düşmektedir.  $a^*$  değerleri kontrol grubunda -1,45 değerinden -2,2; -2,27; -2,10; -1,98 ve -1,49 değerlerinde olmuştur.  $b^*$  değerleri kontrol grubunda 2,95 iken renklendirme yapılan gruplarda 8,36; 9,35; 12,20; 14,57 ve 17,50 düzeylerine yükselmiştir.<sup>25</sup> Araştırmamızda benzer şekilde örnekler çok parlatılmadan ve beyaz zeminde renk değişikliği tespit edilmiştir. Zirkonya örnekler A2 renk solüsyonu içerisine 90 sn bekletilerek renklendirilmiştir. Örneklerin kalınlıkları sabit tutulmuş, hidrotermal yaşlandırma sonrası farklı sinterleme sürelerinin sonuç renge etkileri incelenmiştir. İki saat sinterize edilen Katana ve NexxZr seramik gruplarında,  $L^*$  değerlerinin diğer sinterizasyon sürelerine göre daha yüksek olduğu görülmüştür. Katana, NexxZr seramik grubuna oranla daha parlak bulunmuştur. Her 2 seramikte de standart sinterizasyon süresi değiştirildiğinde  $a^*$  ve  $b^*$  değerleri artarak, renkler kırmızı ve sarı yönünde değişiklik göstermiştir.

Restoratif materyallerin renk değişikliklerinin algılanma ve klinik olarak kabul edilebilme, değerleri materyalin estetik özellikleri açısından mühim-

**TABLO 5:** Translüsensi testine ait ortalama ve standart sapma değerleri

Sinterizasyon süresi	1 saat	2 saat	3 saat
Örnek grupları			
KHT	1,43±0,62 A	1,00±0,47 AB	0,87±0,36 B
NHT	0,98±0,34 C	1,01±0,71 B	1,11±0,64 A

KHT: Katana high translucent; NHT: NexxZr high translucent.

Sinterizasyon süresi, aynı satırda farklı büyük harfi alan değerler için önemlidir ( $p<0,05$ ).

dir. Renk değişikliklerinin görsel değerlendirilmesi ve klinik olarak kabul edilme sınırı ile ilgili yapılan derleme çalışmasında, yapılan renk analizlerinde farklı değerlerin kabul gördüğünü ve ortak bir sınır değer belirlenmediğini belirtmişlerdir.<sup>26</sup> Bu çalışmada daha önce de bahsedilen O'Brien ve ark. yapmış olduğu görsel değerlendirme sınıflandırması kullanılmıştır.<sup>23</sup> Böylece Katana seramik sisteminde, hidrotermal yaşlandırma sonrası farklı sinterizasyon sürelerinin renk değişimi üzerine etkilerinin "iyi" ve "klinik olarak kabul edilebilir" düzeyde olduğu görülmüştür. NexxZr seramik sisteminde ise hidrotermal yaşlandırma sonrasında, standart sinterizasyon süresi değiştirildiğinde renk değişim değerleri  $\Delta E=3,5$  birimden yüksek bulunarak "uyumsuz" olmuştur.

Rinke ve Fischer, monolitik zirkonya seramiklerde, lityum disilikat cam seramiklere oranla translusensinin daha düşük değerler gösterdiğini belirtmişlerdir.<sup>27</sup> Bununla paralel başka bir çalışma sonucunda, monolitik zirkonyanın tabakalı zirkonya kor ve veneer seramik kronlardan daha translüsent olduğu gözlenmiştir.<sup>1</sup>

Yu ve ark., 1 mm kalınlığında insan mine ve dentin dokusunun translusensi olarak 18,7 ve 16,4 olduğunu bulmuşlardır.<sup>28</sup> 2 mm kalınlıkta monolitik zirkonya örneklerde, translusensinin ortalama olarak 9,15-11,69 değerlerinde lityum disilikat cam seramiklerde ise 11,76-18,15 değerlerinde olduğunu ölçmüşlerdir. Elsaka ve ark. 3. jenerasyon yüksek translüsent monolitik zirkonya sistemi Ceramill Zolid FX Multilayer (Amann Girrbach, Koblach, Austria) ile Zenostar T ve Prettau Anterior (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, Italy) seramiklerin, estetik ve mekanik özelliklerini değerlendirdiklerinde TP değerlerinin 15,88-19,41 aralığında olduğunu ve Ceramill Zolid FX Multilayer'ın daha translüsent özellikte olduğunu raporlamışlardır.<sup>29</sup> Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya seramik sistemlerinden elde edilen verilerin mine ve dentinin TP değerlerine benzer olduğunu göstermişlerdir. Çalışmamızda kullanılan monolitik zirkonya seramiklerin, translusensi değerleri belirtilen değerlerden oldukça düşüktür. Farklı monolitik zirkonya sistemlerinin kullanılması ve bu örneklerle hidrotermal yaşlandırma uygulanmış olması bu sonuçları açıklayabilir.

0,5 ve 1 mm kalınlığında hazırlanan monolitik zirkonya örneklerin translusensinin incelendiği bir çalışmada, kalınlıktan bağımsız olarak Katana Zirconia (Kuraray Noritake INC, Noritake, Japan) ve Prettau Anterior seramiklerin daha yüksek translusensi gösterdiği bildirilmiştir.<sup>30</sup> Bu çalışmada 1,6 mm kalınlığında hidrotermal yaşlandırma uygulanmış teknolojik seramiklerin translusensi incelendiğinde 1 saat sinterizasyon süresinde Katana HT>NexxZr HT olarak bulunmuştur.

Dört parsiyel stabilize monolitik zirkonya [Prettau (Zirkonzahn), Zenostar (Ivoclar), Bruxzir (Glidewell), Katana (Noritake)] ile bir tam stabilize monolitik zirkonya [Prettau Anterior (Zirkonzahn)] seramik ve konvansiyonel zirkonya 0,5-2 mm aralığında farklı kalınlıklarda hazırlanarak polisaj işlemleri uygulanmış ve translusensi değerleri karşılaştırılmıştır. Polisaj uygulaması ile yüzey parlaklığı artarken, polisaj işlemi öncesi translusensi değerleri 5,65-20,40 arasında polisaj işlemi sonrası 5,10-19,95 arasında bulunmuştur. Polisaj sonrası translusensi değerleri sıralaması Bruxzir=Prettau <Zenostar< Katana< Prettau Anterior şeklinde olmuştur. Bu çalışmada da daha önceki çalışma sonuçlarına benzer şekilde Katana seramiğin translusensi yüksek değerler göstermiştir.<sup>31</sup> Bu çalışmada da A2 renginde ve 1,6 mm kalınlığında zirkonyum kristal seramik sistemleri kullanılmış ve translusensi değerlerinin 0,87-1,43 arasında değişiklik gösterdiği görülmüştür. Değerleri göz önüne aldığımızda yüksek örnek kalınlığının, koyulaşmış seramik renginin ve kristal yapı farklılığının translusensi özelliğini etkilediği şeklinde yorumlayabiliriz.

Sen ve ark.nın farklı monolitik zirkonya seramikleri inceledikleri çalışmada, sinterizasyon sıcaklığının artırılması gren boyutunun artışı ve gren sınırlarında azalma ile translusensiyi geliştirmiş, mekanik özelliklere etkisi minimum olmuştur.<sup>32</sup> Yapılan diğer bir çalışmada, Y-TZP seramikten hazırlanmış örnekler farklı sıcaklıklarda (1350 °C, 1450 °C ve 1550 °C) sinterizasyon sürelerinde (1, 2 ve 3 saat) sinterlenerek renk değişimi ve translusensi parametreleri değerlendirilmiştir. Sinterleme sıcaklığının artırılması ve sinterleme süresinin uzatılması, gren boyutunun büyümesi ve tetragonal monoklinik faz değişiminin artması ile açıklanan Y-TZP'nin renk görünümünü, translusensini, kontrastını ve opaklığını

önemli ölçüde iyileştirdiği raporlanmıştır.<sup>33</sup> Bu çalışmada, farklı olarak Katana seramik grubu için sinterizasyon süresi üretici önerisinden daha uzun tutulduğunda renk görünümü klinik olarak kabul edilebilir seviyedeysen translusensi değişmemiştir.

Fathy ve ark. hidrotermal yaşlandırma işleminin monolitik zirkonya ve kor zirkonya materyallerinin translusensine etkisini araştırdıkları çalışmalarında, monolitik zirkonya sisteminin yaşlandırma öncesi ve sonrasında ( $16,4\pm 0,31$  ve  $13,35\pm 0,15$ ) zirkonya kor sisteminden ( $9,38\pm 0,39$  ve  $7,05\pm 0,26$ ) daha yüksek TP değerlerine ulaştığını raporlamışlardır.<sup>34</sup> Yaşlandırma işlemlerinin 2 zirkonyanın da translusensini olumsuz etkilediği gösterilmiştir. Hidrotermal yaşlandırma işleminin monolitik zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ve lityum disilikat cam seramik materyallerinin renk değişim değerlerine etkisinin incelendiği araştırmada, materyal tipi ve kalınlığının renk değişikliğini etkilediği bildirilmiştir.<sup>35</sup>

Tek seans diş hekimliği, hastaların en kısa sürede fakat fonksiyon ve estetikten ödün vermeden restorasyonlara kavuşma isteğini karşılamak için yaygınlaşmıştır. Popülerleşen bu tedavi seçeneği üzerine, restoratif materyal üreten firmalar restorasyonun üretim aşamalarını en kısa zamana indirmek için çalışmalara devam etmektedir. Zirkonya materyalinin üretiminde, en uzun aşamalardan biri de sinterizasyon işlemidir. Sinterizasyon sıcaklığı ve süresinin artırılması ile restorasyonun mekanik ve estetik özelliklerinin arttığını gösteren çalışmaların yanı sıra bu seçenek, tek seans diş hekimliği için uygun bir yöntem gözükmemektedir. Bunun üzerine firmaların başlattığı yol ile sinterizasyon süresini kısaltmanın, hem estetik hem de fonksiyonel avantaj ve dezavantajlarının araştırması süregelmektedir. Bu çalışmada da standart sinterizasyon süresi artırılıp azaltılarak teknolojik monolitik zirkonya seramiklerin optik özelliklerine etkisi olup olmadığı araştırılmıştır. Sonuçları değerlendirdiğimiz zaman, kullanılan Katana seramiklerde renk değişikliğinin sonuç rengi olumsuz etkilemediği gözlenmiştir. Çalışmamızın kapsamı dâhilinde sonuçlar, yaşlandırılmış NexxZr seramiklerde standart farklı sinterizasyon sürelerinin sonuç rengini olumsuz etkilediği yönünde bilgi verici niteliktedir.

Çalışmanın limitlerine baktığımız zaman, sadece 2 farklı marka monolitik zirkonya seramik kullanılı-

mıştır. Hidrotermal yaşlandırma işlemleri sadece 5.000 devirde yapılmıştır. Ayrıca 3 farklı sinterizasyon süresi seçilmiştir. Daha ileri çalışmalarda daha fazla monolitik zirkonya markası ile farklı sinterizasyon sürelerinde testlerin yapılması gerekmektedir. Yine farklı yaşlandırma prosedürleri kullanılarak ve yaşlandırma uygulanmamış bir kontrol grubu oluşturularak, monolitik zirkonya seramiklerin optik özellikleri tespit edilmelidir.

## SONUÇ

Çalışmanın limitasyonları dâhilinde elde edilen sonuçlara göre;

Katana seramik grubunun, NexxZr'e oranla tüm sinterizasyon sürelerinde parlaklığı daha yüksektir.

Katana ve NexxZr standart sinterizasyon süresi değiştirildiğinde a\* ve b\* değerleri artarak renkleri kırmızı ve sarı yönünde değişmektedir.

Katana için renk değişimleri görsel olarak iyi, klinik olarak kabul edilebilir ve mükemmel düzeydeyken NexxZr için 2-1 ve 2-3 saat değişimlerinde uyumsuz bulunmuştur.

NexxZr için standart sinterizasyon süresi artırıldığında translusensi artmış, Katana için ise değişmemiştir.

### Finansal Kaynak

*Bu çalışma sırasında, yapılan araştırma konusu ile ilgili doğrudan bağlantısı bulunan herhangi bir ilaç firmasından, tıbbi alet, gereç ve malzeme sağlayan ve/veya üreten bir firma veya herhangi bir ticari firmadan, çalışmanın değerlendirme sürecinde, çalışma ile ilgili verilecek kararı olumsuz etkileyebilecek maddi ve/veya manevi herhangi bir destek alınmamıştır.*

### Çıkar Çatışması

*Bu çalışma ile ilgili olarak yazarların ve/veya aile bireylerinin çıkar çatışması potansiyeli olabilecek bilimsel ve tıbbi komite üyeliği veya üyeleri ile ilişkisi, danışmanlık, bilirkişilik, herhangi bir firmada çalışma durumu, hissedarlık ve benzer durumları yoktur.*

### Yazar Katkıları

**Fikir/Kavram:** Rukiye Durkan, Hatice Şimşek; **Tasarım:** Rukiye Durkan; **Denetleme/Danışmanlık:** Gonca Deste Gökay; **Veri Toplama ve/veya İşleme:** Hatice Şimşek; **Analiz ve/veya Yorum:** Ayhan Gürbüz; **Kaynak Taraması:** Gonca Deste Gökay; **Makalenin Yazımı:** Gonca Deste Gökay; **Eleştirel İnceleme:** Ayhan Gürbüz; **Malzemeler:** Gonca Deste Gökay, Hatice Şimşek.

## KAYNAKLAR

1. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater.* 2012;28(4):449-56. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
2. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res.* 2013;57(4):236-61. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
3. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater.* 2014;30(10):1195-203. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)] [[PMC](#)]
4. Chang JS, Ji W, Choi CH, Kim S. Catastrophic failure of a monolithic zirconia prosthesis. *J Prosthet Dent.* 2015;113(2):86-90. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
5. Carames J, Tovar Suinaga L, Yu YC, Pérez A, Kang M. Clinical Advantages and Limitations of Monolithic Zirconia Restorations Full Arch Implant Supported Reconstruction: Case Series. *Int J Dent.* 2015;2015:392496. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)] [[PMC](#)]
6. Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(5):633-45. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
7. Kanat B, Cömlekoğlu EM, Dündar-Çömlekoğlu M, Hakan Sen B, Özcan M, Ali Güngör M. Effect of various veneering techniques on mechanical strength of computer-controlled zirconia framework designs. *J Prosthodont.* 2014;23(6):445-55. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
8. Sadid-Zadeh R, Liu PR, Aponte-Wesson R, O'Neal SJ. Maxillary cement retained implant supported monolithic zirconia prosthesis in a full mouth rehabilitation: a clinical report. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(2):209-17. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)] [[PMC](#)]
9. Kim HK, Kim SH. Effect of hydrothermal aging on the optical properties of precolored dental monolithic zirconia ceramics. *J Prosthet Dent.* 2019;121(4):676-82. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
10. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS, Ha SR. Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *J Adv Prosthodont.* 2016;8(1):37-42. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)] [[PMC](#)]
11. Pecho OE, Ghinea R, Ionescu AM, Cardona Jde L, Paravina RD, Pérez Mdel M. Color and translucency of zirconia ceramics, human dentine and bovine dentine. *J Dent.* 2012;40 Suppl 2:e34-40. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
12. Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: influence of scattering caused by birefringence. *J Am Ceram Soc.* 2011;94(6):1850-8. [[Crossref](#)]
13. Zhang H, Kim BN, Morita K, Keijiro Hiraga HY, Sakka Y. Effect of sintering temperature on optical properties and microstructure of translucent zirconia prepared by high-pressure spark plasma sintering. *Sci Technol Adv Mater.* 2011;12(5):055003. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)] [[PMC](#)]
14. Ha SR. Biomechanical three-dimensional finite element analysis of monolithic zirconia crown with different cement type. *J Adv Prosthodont.* 2015;7(6):475-83. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)] [[PMC](#)]
15. Pekkan G, Sarıdag S, Pekkan K, Helvacıoğlu DY. Comparative radiopacity of conventional and full-contour Y-TZP ceramics. *Dent Mater J.* 2016;35(2):257-63. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
16. Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *J Mater Sci Mater Med.* 2011;22(11):2429-35. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
17. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dent Mater.* 2014;30(12):e419-24. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
18. Stawarczyk B, Emslander A, Roos M, Sener B, Noack F, Keul C. Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dent Mater J.* 2014;33(5):591-8. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
19. 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):269-74. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
20. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. *J Prosthet Dent.* 2015;113(2):114-21. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
21. Lee JH, Kim SH, Han JS, Yeo IL, Yoon HI. Optical and Surface Properties of Monolithic Zirconia after Simulated Toothbrushing. *Materials (Basel).* 2019;12(7):1158. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)] [[PMC](#)]
22. Commission Internationale de l'Eclairage (CIE). *Colorimetry, CIE 015. 3rd ed.* Vienna: CIE Central Bureau; 2004. [[Link](#)]
23. O'Brien WJ, Kay KS, Boenke KM, Groh CL. Sources of color variation on firing porcelain. *Dent Mater.* 1991;7(3):170-3. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
24. Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *Int J Prosthodont.* 1995;8(1):79-86. [[PubMed](#)]
25. Kim HK, Kim SH. Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dent Mater.* 2014;30(9):e229-37. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
26. Khashayar G, Bain PA, Salari S, Dozic A, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Perceptibility and acceptability thresholds for colour differences in dentistry. *J Dent.* 2014;42(6):637-44. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
27. Rinke S, Fischer C. Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. *Quintessence Int.* 2013;44(8):557-66. [[PubMed](#)]
28. Yu B, Ahn JS, Lee YK. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontol Scand.* 2009;67(1):57-64. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
29. Elsaka SE. Optical and Mechanical Properties of Newly Developed Monolithic Multilayer Zirconia. *J Prosthodont.* 2019;28(1):e279-e284. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
30. Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent.* 2016;116(2):257-63. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
31. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Hupa L, Donovan TE, Vallittu P, et al. Impact of gastric acidic challenge on surface topography and optical properties of monolithic zirconia. *Dent Mater.* 2015;31(12):1445-52. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
32. Sen N, Isler S. Microstructural, physical, and optical characterization of high-translucency zirconia ceramics. *J Prosthet Dent.* 2020;123(5):761-8. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
33. 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):e794-e804. [[PubMed](#)] [[PMC](#)]
34. Fathy SM, El-Fallal AA, El-Negoly SA, El Bedawy AB. Translucency of monolithic and core zirconia after hydrothermal aging. *Acta Biomater Odontol Scand.* 2015;1(2-4):86-92. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)] [[PMC](#)]
35. Subaşı MG, Alp G, Johnston WM, Yılmaz B. Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *J Dent.* 2018;71:38-42. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]