

**T.C  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YAŞLANDIRMA İŞLEMİNİN TRANSLUSENSİ'Sİ  
ARTTIRILMIŞ  
MONOLİTİK ZİRKONYA MATERYALLERİNİN  
RENK VE IŞIK GEÇİRGENLİKLERİNE ETKİSİ**

**Dt. Yusuf KARABAŞ**

**Protez Programı  
UZMANLIK TEZİ**

**ANKARA  
2019**



**T.C  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YAŞLANDIRMA İŞLEMİNİN TRANSLUSENSİ'Sİ  
ARTTIRILMIŞ  
MONOLİTİK ZİRKONYA MATERYALLERİNİN  
RENK VE IŞIK GEÇİRGENLİKLERİNE ETKİSİ**

**Dt. Yusuf KARABAŞ**

**Protez Programı  
UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI  
Prof.Dr. Nesrin ANIL**

**ANKARA  
2019**

**ONAY SAYFASI**

11/07/2019

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Yusuf Karabaş 'ın 11/07/2019 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Yaşlandırma İşleminin Translusensi'si Arttırılmış Monolitik Zirkonya Materyallerinin Renk ve Işık Geçirgenliklerine Etkisi" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Nesrin ANIL



Tez Danışmanı : Prof. Dr. Nesrin ANIL



Üye : Prof. Dr. Cemal AYDIN



Üye : Prof. Dr. Atila ERTAN



ONAY : Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.



Prof. Dr. A. Rüya YAZICI  
Dekan

## YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü/Dekanlık tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “*Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge*” kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. <sup>(1)</sup>
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 6 ay ertelenmiştir. <sup>(2)</sup>
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. <sup>(3)</sup>

22 /07/2019

Yusuf KARABAŞ



<sup>1</sup>“*Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge*”

(1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.

(2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ay aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.

(3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir \*. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.

Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

\* Tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.

## ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Prof. Dr. Nesrin ANIL danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığımı beyan ederim.

Dt. Yusuf KARABAŞ



## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bana her zaman destek olan, değerli zamanını, sabrını, bilimsel ve mesleki tecrübelerini esirgemeyen, bana daima yol gösteren değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. A. Nesrin ANIL' a,

Bilgi ve birikimlerini uzmanlık hayatım boyunca paylaşan ve her konuda yardımlarını esirgemeyen sayın Prof. Dr. Atilla ERTAN'a, aralarında olmaktan her zaman onur duyduğum Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Hacettepe Üniversitesi Gıda Mühendisliği Bölümü'nün olanaklarından faydalanmamı sağlayan, renk analizlerinin yapılmasında yardımını eksik etmeyen Sayın Uzm. Yelda ZENCİR'e,

Türk Standartları Enstitüsü Kimya Laboratuvar'ında suni yaşlandırma cihazının sağlanmasında ve kullanımında yardımcı olan Sayın Abdullah ÖZCAN'a,

Sonuçların istatistiksel analizinde yardımlarını eksik etmeyen Sayın Prof.Dr. Erdem KARABULUT'a,

Örneklerin hazırlanmasında yardımcı olan Sayın Muzaffer SARIOĞLU' na ve tüm Dental AS Diş Protez Laboratuvarı çalışanlarına,

Uzmanlık hayatım boyunca yardımlarını ve desteklerini esirgemeyen sevgili arkadaşlarım Burak AĞAR, Elif Melike AKARCA, Şamil DOYMUŞ, Mert TEZCAN ve tüm asistan arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca bana güvenen, her zaman yanımda olan sevgili aileme ve eşim Kübra KARABAŞ' a teşekkür ederim.

## ÖZET

**Karabaş Y. Yaşlandırma İşleminin Translusensi'si Arttırılmış Monolitik Zirkonya Materyallerinin Renk Ve Işık Geçirgenliklerine Etkisi, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Tezi, Ankara, 2019.**Bu in-vitro çalışmanın amacı; monolitik zirkonya seramikler ile lityum disilikat içerikli cam seramiklerin translusensi ve renk stabilitesine siman uygulaması ve yaşlandırma işleminin etkisini incelemektir. Bu çalışmayı gerçekleştirmek için 0,5 mm ve 1,00 mm kalınlığında üç farklı monolitik zirkonya ile lityum disilikat cam seramik örnekler 14 x 10 mm boyutlarında A<sub>1</sub> renginde 160 adet hazırlandı. Örnekler iki grubu ayrıldı. Dual-cure rezin siman uygulaması örneklerin yarısına uygulandı (n=80). Sonrasında tüm örnek gruplarına hızlandırılmış suni yaşlandırma işlemi uygulandı. Renk stabilite ve translusensi değerleri spektrofotometre cihazı ile renk parametreleri (L, a, b, ΔE, TP) CIE Lab (Comission Internationale de L'Eclairage) renk sistemi kullanılarak, hızlandırılmış suni yaşlandırma işlemi öncesi, siman uygulaması ve yaşlandırma işlemi sonrasında ölçüldü. Sonuçlar 3 yönlü ANOVA ve Duncan testleri kullanılarak değerlendirildi. Translusensi değerleri cam seramiklerde monolitik zirkonya seramiklerden anlamlı olarak daha yüksek bulundu. Siman uygulaması renk stabilitesini ve translusensiyi anlamlı olarak etkiledi. IPS e.max'te translusensi ve renk değişimi monolitik zirkonya seramiklerden daha yüksek bulundu. Yaşlandırma işlemi sonrası simansız örneklerde renk değişimi en fazla IPS e.max grubunda görüldü. Monolitik zirkonya seramiklerde renk değişim değerleri birbirine yakın bulundu.

**Anahtar Kelimeler:** Monolitik Zirkonya Seramik, Renk Stabilitesi, Translusensi, Siman, Hızlandırılmış Suni Yaşlandırma.



## ABSTRACT

**Karabaş Y., Influence of Accelerated Artificial Aging on Color Stability and Translucency of Different High Translucent Monolithic Zirconia Ceramic Materials, Hacettepe University Faculty of Dentistry Department of Prosthodontics, Specialization Thesis, Ankara, 2019.** The aim of this in-vitro study was to investigate the effect of cementation and aging on the translucency and color stability of monolithic zirconia ceramics and lithium disilicate glass ceramics. In order to do this research, three different monolithic zirconia with 0.5 mm and 1.00 mm thickness and lithium disilicate glass ceramic samples were prepared with 160 x 14 mm A1 color. The samples were divided into two groups. Dual-cure resin cement was applied to half of the samples (n = 80). Then, accelerated artificial aging was applied to all sample groups. Color stability and translucency values were measured by spectrophotometer and color parameters (L, a, b,  $\Delta E$ , TP) using CIE Lab (Comission Internationale de L'Eclairage) color system before accelerated artificial aging process, after cement application and aging process. The results were analysed using 3-way ANOVA and Duncan tests. Translucency values were significantly higher in glass ceramics than monolithic zirconia ceramics. Cement application significantly affected color stability and translucency.

In IPS e.max, translucency and color change were higher than monolithic zirconia ceramics. After aging, the color change in the cementless samples was highest in the IPS e.max group. The color change values of monolithic zirconia ceramics were similar.

**Keywords:** Monolithic Zirconia Ceramic, Color Stability, Tranclucency, Cement, Accelerated Artificial Aging.

## İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI .....	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI.....	iv
ETİK BEYAN .....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
ÖZET.....	vii
ABSTRACT .....	viii
İÇİNDEKİLER .....	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR .....	xii
ŞEKİLLER.....	xiii
TABLolar .....	xiv
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>3</b>
2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonyum Seramiklerin Tarihsel Gelişimi.....	3
2.2 Tam Seramik Sistemleri Sınıflandırılması.....	4
2.2.1 Cam Matriks İçerikli Seramikler.....	4
2.2.2 Rezin Matriks İçerikli Seramikler.....	6
2.3 Monolitik Zirkonya Restorasyonlar .....	10
2.3.1. Monolitik Zirkonya Restorasyonlarının Avantajları.....	10
2.3.2. Monolitik Zirkonya Restorasyonlarının Dezavantajları .....	11
2.3.3 Monolitik Zirkonya Restorasyonların Fiziksel Özellikleri .....	11
2.4 Renk .....	14
2.5. Rengin Ölçülmesi.....	14
2.5.1. Munsell Renk Sistemi .....	15
2.5.2. CIELAB Renk Sistemi.....	17
2.6. Işık ve Renk ile İlgili Temel Kavramlar .....	17
2.6.1. Işık Geçirgenliği (Tranlusensi) .....	17
2.6.2. Opaklık.....	18
2.6.3. Floresanslık .....	18
2.6.4. Metamerizm .....	19
2.6.5. Kontrast ve Parlaklık.....	19
2.7. Doğal Dişlerin Optik Özellikleri.....	19

2.8. Diş Hekimliğinde Renk Analiz Yöntemleri.....	20
2.8.1. Görsel Renk Analizi.....	20
2.8.2. Aletli Renk Analiz Yöntemleri .....	20
2.9. Monolitik Zirkonya Seramiklerin Rengini Etkileyen Faktörler.....	21
2.10. Hızlandırılmış Suni Yaşlandırma.....	22
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEMLER.....</b>	<b>24</b>
3.1 Örneklerin Hazırlanması .....	24
3.2. Siman Uygulanmasından Önce Renk Ölçümü (1.ölçüm).....	27
3.3. Siman Uygulamasından Sonra Renk Ölçümü (2. Renk Ölçümü).....	27
3.4. Hızlandırılmış Suni Yaşlandırma İşlemi.....	28
3.5. Örneklerin Renk Ölçümlerinin Suni Yaşlandırma Sonrası Spektrofotometre ile Değerlendirilmesi (3. Renk Ölçümü).....	30
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>31</b>
4.1. Renk Değişim ( $\Delta E$ ) Değerlerinin İncelenmesi .....	32
4.1.1. Yaşlandırma Öncesi Siman Uygulamasının Renk Değişimine Etkisinin Karşılaştırılması ( $\Delta E_1$ ).....	32
4.1.2. Yaşlandırma Sonrası Renk Değişim Değerlerinin Karşılaştırılması ( $\Delta E_2$ ).....	34
4.2. Translusensi Değerlerinin (TP) İncelenmesi.....	38
4.2.1. Siman Uygulaması ve Yaşlandırma İşlemi Öncesinde Translusensi Değerlerinin (TP <sub>1</sub> ) İncelenmesi.....	38
4.2.2. Siman Uygulaması Sonrası Translusensi Değerlerinin (TP <sub>2</sub> ) İncelenmesi.....	40
4.2.3. Yaşlandırma Sonrası Translusensi Değerlerinin (TP <sub>3</sub> ) Karşılaştırılması.....	42
4.3. Translusensi Değerlerinin Karşılaştırılması (TP <sub>1</sub> -TP <sub>2</sub> -TP <sub>3</sub> ).....	47
4.3.1. Siman Uygulanmayan Örneklerin Translusensi Değerlerinin Karşılaştırılması (TP <sub>1</sub> -TP <sub>3</sub> ).....	47
4.3.2. Siman Uygulaması Yapılan Örneklerin Translusensi Değerlerinin Karşılaştırılması (TP <sub>1</sub> -TP <sub>2</sub> -TP <sub>3</sub> ) .....	47
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>49</b>
<b>6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....</b>	<b>54</b>

**7. KAYNAKLAR ..... 55**

## SİMGELER ve KISALTMALAR

<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: Alüminyum oksit
<b>ATZ</b>	: Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya
<b>CAD/CAM</b>	: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing, Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim
<b>CaO</b>	: Kalsiyum oksit
<b>CeO<sub>2</sub></b>	: Seryum dioksit
<b>CIE</b>	: Comission Internationale de L'Eclairage
<b>FSZ</b>	: Fully stabilized zirconia
<b>HF</b>	: Hidroflorik asit
<b>ICI</b>	: International Commission on Illumination
<b>K<sub>2</sub>O</b>	: Potasyum oksit
<b>K<sub>2</sub>O-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-SiO<sub>2</sub></b>	: Potasyum feldspar
<b>MgO</b>	: Magnezyum oksit
<b>MH</b>	: Martens sertlik değeri
<b>MPa</b>	: Mega Pascal
<b>N</b>	: Newton
<b>Na<sub>2</sub>O</b>	: Sodyum oksit
<b>nm</b>	: nanometre
<b>PSZ</b>	: Partialy stabilize zirconia
<b>SiO<sub>2</sub></b>	: Silisyum dioksit
<b>TEGDMA</b>	: Triethylene glycol dimethacrylate
<b>TP</b>	: Translusensi parametresi
<b>TZP</b>	: tetragonal zirconia polycrystals
<b>UDMA</b>	: Urethane dimethacrylate
<b>Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: İtiryum oksit, İtريا
<b>Y-TZP</b>	: İtريا stabilize tetragonal zirkonya polikristali
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	: Zirkonyum oksit, Zirkonyum dioksit, Zirkonya
<b>ZrSiO<sub>4</sub></b>	: Zirkonyum silikat
<b>ZTA</b>	: Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina
<b>ΔE</b>	: Renk değişimi

**ŞEKİLLER**

<b>Şekil</b>		<b>Sayfa</b>
<b>2.1.</b>	Hue (ton) ve chroma (yoğunluk)'nın Munsell renk sisteminde gösterilmesi	15
<b>2.2.</b>	Value (parlaklık) ve Chroma (yoğunluk) Munsell renk sisteminde gösterilmesi	16
<b>2.3.</b>	CIELAB renk sistemi; rengin üç boyutlu tanımlanması	17
<b>3.1.</b>	Çalışmada kullanılan materyaller	24
<b>3.2.</b>	Seramik blokların hassas testere ile su soğutması altında kesilmesi	25
<b>3.3.</b>	Presinterize ve prekristalize seramik örnekler	26
<b>3.4.</b>	Örneklerin ölçümünde kullanılan dijital mikrometre	26
<b>3.5.</b>	Spektrofotometre cihazı (Konica Minolta CM 3600A, Tokyo, Japonya)	27
<b>3.6.</b>	İnert taşıyıcı levhaya yerleştirilen seramik örnekler	29
<b>3.7.</b>	Çalışmada kullanılan hızlandırılmış suni yaşlandırma cihazı	29
<b>3.8.</b>	Suni yaşlandırma cihazına yerleştirilmiş örnekler	30

## TABLOLAR

<b>Tablo</b>	<b>Sayfa</b>
<b>3.1</b> Çalışma grupları	25
<b>4.1.</b> Siman uygulanmış materyallerin renk değişim değerleri	33
<b>4.2.</b> İki yönlü varyans analizi sonuçları.	33
<b>4.3.</b> Duncan testi sonuçları.	33
<b>4.4.</b> Üç yönlü varyans analizi sonuçları.	34
<b>4.5.</b> Siman uygulanmayan materyallerin yaşlandırma sonrası renk değişim değerleri.	35
<b>4.6.</b> İki yönlü varyans analizi sonuçları.	35
<b>4.7.</b> Duncan testi sonuçları.	36
<b>4.8.</b> Siman uygulanan materyallerin yaşlandırma sonrası renk değişim değerleri.	37
<b>4.9.</b> İki yönlü varyans analizi sonuçları.	37
<b>4.10.</b> Duncan testi sonuçları.	38
<b>4.11.</b> İlk renk ölçüm sonucunda materyallerin translusensi değerleri.	39
<b>4.12.</b> İki yönlü varyans analizi sonuçları.	39
<b>4.13.</b> Duncan testi sonuçları.	40
<b>4.14.</b> Siman uygulaması sonrası materyallerin translusensi değerleri.	41
<b>4.15.</b> İki yönlü varyans analizi sonuçları.	41
<b>4.16.</b> Duncan testi sonuçları.	42
<b>4.17.</b> Üç yönlü varyans analizi sonuçları.	42
<b>4.18.</b> Yaşlandırma işlemi sonrası siman uygulaması yapılmayan materyallerin translusensi değerleri.	44
<b>4.19.</b> Duncan testi sonuçları.	44
<b>4.20.</b> Yaşlandırma işlemi sonrası siman uygulaması yapılan materyallerin translusensi değerleri.	46
<b>4.21.</b> Duncan testi sonuçları.	46
<b>4.22.</b> Siman uygulanmayan grupta Bonferroni test'i sonuçları.	47
<b>4.23.</b> Siman uygulaması yapılan grupta Bonferroni test'i sonuçları.	48

## 1. GİRİŞ

Travma, derin çürük ve estetik beklenti gibi nedenlerle kaybedilen diş dokularının yerine uygulanan protetik restorasyonlar diş hekimliğinin önemli uğraşı alanlarından biri olmuştur. Protetik tedavilerde metal destekli porselen restorasyonlar, üstün mekanik, kabul edilebilir kenar uyumu ve estetik özellikleri nedeniyle diş hekimliği pratiğinde uzun yıllardan beri yaygın olarak kullanılmaktadır(1-3). Ancak metal destekli porselenlerde, metalin korozyona uğraması, alerjik reaksiyonlara neden olması gibi dezavantajlarının yanında metal renginin yansımaları, tabakalar halinde farklı kalınlıkta porselen uygulaması ve bu tabakaların optik özelliklerinin farklı olması nedeniyle doğal dişler ile porselen restorasyonlar arasında estetik uyumsuzluk diğer önemli dezavantajlarıdır (4,5).

Metal-seramik restorasyonların olumsuz özellikleri, hekim ve hastaların giderek artan estetik talepleri tam seramik sistemlerinin alternatif olarak kullanılmasına neden olmuştur. 1965'te John Mclean'ın(6) alüminöz kor porselen materyallerini tanıtmaya başlayan ve sonrasında tam seramik materyallerin estetik, dayanıklılık özelliklerinde ve üretim yöntemlerinde yapılan iyileştirmelerle içerik bakımından çok çeşitli seramik ürünler kullanıma sunulmuştur(5, 7).

Günümüzde kullanılan tam seramik materyalleri incelendiğinde, aynı derecede estetik özelliklere sahip olmadıkları genellikle estetik özellikleri çok iyi olan seramiklerin mekanik özelliklerinin yetersiz olduğu, mekanik özellikleri iyi olan seramiklerin de estetik özelliklerinin yetersiz kaldığı görülmüştür(8).

Feldispatik porselenler ve cam seramikler mükemmel optik özellik sergilerler ve böylece doğal dişin yüzey özellikleri ve ışık geçirgenliğine en yakın estetik restorasyonlar elde edilebilmekle birlikte mekanik özellikleri posterior bölge restorasyonlarında yetersiz kalmaktadır(9, 10). Bu sorunun çözümü ile ilgili yapılan çalışmalar sonucunda 1990'lı yılların başında yüksek dayanıklılığa sahip zirkonyum oksit seramikler geliştirilmiş ve çiğneme kuvvetlerinin yüksek olduğu posterior bölgelerde tam seramik restorasyonların yapımına imkan sağlanmıştır(11).

Zirkonyum seramikler opak yapıya sahip olduklarından feldispatik porselenlerle kaplanma (veneering) ihtiyacı doğmuş ve böylece daha doğal görümlü restorasyonlar elde edilmiştir. Ancak veneer porselenlerde rapor edilen kırılmalar (chipping) ciddi bir problem olarak ortaya konmuştur(12-14). Gelişen bilgisayar



destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD\CAM) teknolojileri sayesinde üretim süreçleri ve sinterizasyon sıcaklıklarındaki iyileştirmelerle daha ışık geçiren (transludent) ve renk katmanlı (polikromatik) yapıda monolitik zirkonyum restorasyonların üretimi sağlanmıştır. Böylelikle geleneksel zirkonyum kor alt yapılı restorasyonlarda görülen kırılma sorununun çözümü için önemli bir alternatif oluşturulmuştur (15-17).

Zirkonya seramiklerin transludent özelliklerini arttırmaya yönelik çalışmalar ve dişin mine dentin arasındaki renk geçişlerine benzer polikromatik özelliğe sahip monolitik zirkonyum bloklar mekanik ve estetik özellikleri birarada taşıyan restorasyon üretimi için oldukça umut verici görünmektedir.

Restoratif malzemenin kalınlığı, yüzey özellikleri, diş yapısının rengi, kullanılan siman, transludent özellikteki seramik materyallerinin sonuç rengini etkileyebileceği gibi restorasyonun uzun süreli ağız içi ortama maruz kalması da sonucu etkileyebilir (18-20).

Çalışmanın amacı; translusensi özellikleri arttırılmış monolitik zirkonya seramiklerin hızlandırılmış yaşlandırma işleminden sonra renk stabilitesi ve translusensi özellikleri üzerindeki etkisini in vitro olarak incelemektir. Çalışmada kalınlık ve simantasyonun da final renge ve translusensiye olan etkisi incelenecektir.

Çalışmanın hipotezi; monolitik zirkonya seramiğin hızlandırılmış yaşlandırma ve simantasyon işleminin renk stabiliteleleri ile translusensilerini etkilemeyeceği yönündedir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonyum Seramiklerin Tarihsel Gelişimi

Metal destekli porselen restorasyonların; mekanik özellikleri, marjinal ve internal (iç) uyumları ve kabul edilebilir estetik özellikleri sayesinde uzun yıllar ‘‘altın standart’’ olarak kabul edilmiştir. Ancak metal-seramik restorasyonların (1,21,22);

- Metal döküm prosedürlerinin fazla olması ve teknik hassasiyet gerektirmesi;
- Metalin gri yansımaları önlemek için kullanılan opak porselenlerin yapısı gereği özellikle şeffaf karakterdeki dişlerin restorasyonunda estetik zorluklara neden olması;
- Porselen fırınlama aşamalarının fazlalığı;
- Değerli metallerin yıllar içinde artan maliyetleri

gibi olumsuz nedenler tam seramik porselen sistemlerinin üretim fikrini oluşturmuştur.

19. yy’ın sonlarında Charles Land (23) tarafından porselen jaket kronların üretimi tam seramik sistemlerin başlangıç aşamasını oluşturmuştur. Ancak mekanik yetersizliklerden dolayı sonraki dönemlerde seramik özelliklerinin geliştirilmesine yönelik çalışmalar hızlanmıştır. Tam seramik sistemlerin mekanik özelliklerinin geliştirilmesi ile ilgili en önemli gelişme 1965 yılında McLean (6) tarafından % 40-50 cam matrix içeren alüminöz kor materyali tanıtımı ile olmuştur. Ancak alüminöz kor materyali opak görünümü nedeni ile feldispatik porseleni ile kaplanarak kullanılmıştır (24).

1990’ların başlarında Dicor firması cam seramiklerle benzer dayanıklılık ve kenar uyumu gösteren, özel bir kristalizasyon işlemine gerek duymayan, %34 lösit içeren, preslenebilir cam seramikler geliştirmiştir. İvoclar Vivadent firması da 1990’ların sonunda IPS Empress 2 materyalini tanıtmıştır. Yüzde yetmiş oranında lityum disilikat içeriği ile kırılma dayanımının iki kat arttırıldığı ve ikinci premolara kadar üç üyeli sabit restorasyonların yapılabileceği belirtilmiştir. Sonraki yıllarda farklı fırınlama teknikleri kullanılarak geliştirilen lityum disilikat içerikli IPS e.max Press’in ışık geçirgenliği ve dayanıklılığı IPS Empress 2’ye göre daha da

iyileştirilmiştir. Ancak kullanımları daha çok anterior bölgedeki restorasyonlarla sınırlı kalmıştır (24).

1980'lerin başlarında CAD-CAM teknolojisi diş hekimliğinde tanıtılmaya başlanmıştır. İlk olarak 1984' te Francois Duret, Duret sistemini geliştirerek bir üyeli restorasyonları üretmeyi başarmıştır(25). Ancak ilk dental CAD/CAM uygulaması olan CEREC sistem, Werner Mörmann ile Marco Brandestini tarafından 1988'de gerçekleştirilmiştir. Devamında CEREC 2 ve CEREC 3 sistemleri geliştirilmiştir(26).

1990 yılların başında üretilen, In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik) kor materyallerinin yapısını %70-80 oranında alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) oluşturmuş ve alüminyum oksit partikülleri içerisine infiltre edilen cam yapı sayesinde dayanıklılığı yüksek bir kor materyali elde edilmiştir. Daha sonra In-Ceram Alumina sisteme %35 oranında parsiyel stabilize zirkonya eklenerek materyal daha dayanıklı hale getirilmiştir ve In-Ceram Zirkonya (VITA Zahnfabrik) elde edilmiştir. Opak yapısı nedeni ile endikasyonu posterior bölge ile sınırlı kalmıştır(24, 27).

Zirkonya seramikler başlangıçta genellikle kor materyalleri olarak kullanılmış, üzerine feldispatik düşük ısı porselenleri uygulanmıştır. Ancak CAD/CAM teknolojisindeki hızlı gelişim ile monolitik restorasyon materyallerinin üretimi de hızlanmış ve kullanımı oldukça popüler hale gelmiştir. Mine ve dentin arasındaki renk geçişlerine benzer polikromatik yapıda zirkonya seramik bloklar diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Üreticilerin zirkonya seramiklerin translusensi özelliklerini geliştirmeye yönelik çalışmaları da devam etmektedir (28).

## 2.2 Tam Seramik Sistemleri Sınıflandırılması

Gracis ve ark(28) yaptıkları sınıflamada dental seramikleri üç ana grupta incelemiştir: **cam matriks içerikli seramikler, polikristal yapıdaki seramikler ve rezin matriks içerikli seramikler.**

### 2.2.1 Cam Matriks İçerikli Seramikler

Camsı faz içeren, ametal ve inorganik seramik materyallerdir. Üç alt grupta incelenmiştir: *doğal feldspar içerikli seramikler, sentetik (lösit, lityum disilikat, florapatit) içerikli seramikler ve cam infiltre seramikler.*

### **Doğal Feldspar İçerikli Seramikler**

Feldspar, kuartz ve kaolinden oluşan geleneksel seramik grubudur. Potasyum feldspar ( $K_2O-Al_2O_3-SiO_2$ ), lösit kristallerini oluşturur. Lössit kristalleri sadece restorasyonun dayanıklılığını arttırmaz aynı zamanda veneering porseleninin metal alt yapıya daha uyumlu olmasını sağlar (24,27). Bu tip seramikler halen metal alt yapıli restorasyonlarda veneering porseleni olarak ve lamina restorasyonlarda kullanılmaktadır (28).

### **Sentetik İçerikli Seramikler**

Doğal hammadde kaynaklarına ve bunların varyasyonlarına olan bağımlılığı azaltmak için seramik endüstrisi sentetik malzemeler kullanmaya başlamıştır. Seramik içeriklerinde üreticiler arasında farklılık gözlenmesine rağmen sıklıkla silisyum dioksit ( $SiO_2$ ), potasyum oksit ( $K_2O$ ), sodyum oksit ( $Na_2O$ ) ve alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) bulunur. Termal genişlemenin metal alt yapıya daha uyumlu olmasını sağlamak ve dayanıklılığı geliştirmek için lösit kristallerine ek olarak apatit kristalleri de cam fazın içine ilave edilmiştir. Sentetik seramikler de üç alt grupta incelenmiştir (28):

- ✓ Lössit içeren sentetik seramikler: IPS d.Sign, Ivoclar Vivadent; Vita VM7, VM9, VM13, Vident; Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, Noritake
- ✓ Lityum disilikat içeren sentetik seramikler: IPS e.max CAD, IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent; Obsidian, Glidewell Laboratories; Suprinity, Vita; Celtra Duo, Dentsply
- ✓ Florapatit içeren sentetik seramikler: IPS e.max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent

### **Cam infiltre seramikler**

Alümina içerikli seramikler (In-Ceram Alümina VİTA), alüminyum ve magnezyum içerikli seramikler (In-Ceram Spinel VİTA) ve alüminyum ve zirkonya içerikli seramikler (In-Ceram Zirconia VİTA) olarak üç alt grupta incelenebilirler (28).

Ancak CAD/CAM ile üretilebilen lityum disilikat ve zirkonyanın popülaritesinin artmasıyla bu seramiklerin kullanımı azalmıştır (28).

### 2.2.2 Rezin Matriks İçerikli Seramikler

Organik matriks içerisine yüksek miktarlarda seramik partiküllerinin doldurulmasıyla elde edilir ve seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerini bir araya getirir (29,30).

Rezin matriks içerikli seramikler(28):

- ✓ Dentine yakın olan elastisite modülü nedeniyle geleneksel seramiklere alternatif oluşturur;
- ✓ Frezelenmeleri ve uyumlanmaları cam matriks seramikler ve polikristalin seramiklere göre daha kolaydır;
- ✓ Ağız içerisinde tamir edilebilirler.

Rezin matriks seramikler; *rezin nanoseramikler*, *rezin matriks cam seramikler* ve *rezin matriks zirkonya-silika seramikler* olarak üç grupta incelenir.

#### Rezin nanoseramikler

Nanoseramikler, ağırlık olarak %80 seramik (inorganik), %20 rezin (organik) yapı içermektedir. Bu grubun en bilinen rneği Lava Ultimate'tir (3M ESPE, Seefeld, ABD). Kullanıma sunulan ilk hibrit materyalidir ve CAD/CAM sistemlerine uygun olarak blok halinde üretilmektedir (31).

Ancak materyalin esnek yapısı, streslerin siman tabakasına iletilmesine neden olmuş ve özellikle implant üstü kron restorasyonlarında yüksek oranlarda desimantasyonla karşılaşılmıştır (32). Bundan dolayı üretici firma 2015 yılında kron materyali olarak kullanımının uygun olmadığına kanaat getirmiştir (33). Veneer, inley ve onley yapımında kullanımı devam etmektedir.

#### Rezin Matriks Cam Seramikler

Bu grupta en iyi bilinen materyal Enamic (VITA, Bad Sackingen, Almanya)'tir ve 2013 yılında CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere üretilmiştir. Üretici firma tarafından 'hibrit materyal' olarak tanımlanmıştır. Bu tanımlama ile iki farklı materyalin en iyi özelliklerinin bir araya geldiği yeni bir materyal üretiminin amaçlandığı ifade edilmiştir (34).

Enamic, ağırlığının %86'sını alüminyum oksitle güçlendirilmiş feldispatik seramik (%58-63 SiO<sub>2</sub>, %20-23 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, %9-11 Na<sub>2</sub>O, %4-6 K<sub>2</sub>O, %0,5-2 B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ve %1'den az ZrO<sub>2</sub> ve CaO) oluşturur. Yüzde on dört oranında UDMA (Urethane dimethacrylate) ve TEGDMA (Triethylene glycol dimethacrylate) monomerlerinden oluşan polimer içerir. İnorganik dolgu partikülleri ve organik matriks birbiri içine geçmiş durumdadır ve seramik fazda meydana gelen bir çatlak, polimer yapı tarafından önlenir (34).

İnley, onley, laminate veneer, anterior ve posterior tek kron yapımı için uygundurlar (35).

### **Rezin Matriks Zirkonya-Silika Seramik**

Ağırlık olarak %60 tan fazla inorganik yapı içerir. İnorganik yapıyı ince zirkonya-silika partikülleri oluşturur. Bu inorganik yapı, polimer matriksle (BIS-GMA, TEGDMA) çepeçevre sarılmıştır.

Bu seramik grubundan olan Paradigm MZ100 (3M ESPE, Minnesota, Amerika Birleşik Devletleri) rezin-kompozit içeriğe sahip CAD/CAM sistemleri için üretilmiş ilk bloktur. Polimerizasyonunu üretim aşamasında tamamladığı için mekanik özellikleri gelişmiştir. Bükülme dirençleri 150 MPa'dır(36). Özellikle uzun süreli geçici restorasyonların yapımında tercih edilir.

Bu materyal yerini farklı sıcaklık ve basınçta mekanik özellikleri daha iyi olan Lava Ultimate'a bırakmıştır (36).

### **Polikristal Yapıdaki Seramikler**

İnce taneli kristal yapısı materyalin dayanıklılık ve kırılma direncini arttırmasının yanında sınırlı da olsa translusensisini de arttırır (37). Ancak materyal yapısında, cam fazı bulunmaması, polikristalin seramiklerinin, hidröflorik asit ile pürüzlendirilmesini zorlaştırır. Pürüzlendirilmesi yüksek sıcaklık ve yoğunlukta asit uygulaması ile mümkün olabilmektedir (38).

### **Alumina (Procera AllCeram, Nobel Biocare; In-Ceram AL)**

İlk kez 1990'ların ortalarında Nobel Biocare firması tarafından CAD/CAM ile üretim için tanıtılan seramik materyali, yüksek saflıkta Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>'ten (%99,5) oluşur(39).

Çok yüksek sertliğe (17 ila 20 GPa) ve yüksek bir dayanıklılığa sahiptir. Tüm dental seramikler içinde en yüksek elastik modül değerine sahip materyaldir ( $E = 300$  GPa). Elastik modülün yüksek olması kütleli kırılmalara yatkınlığı arttırmıştır (40). Kor yapılarındaki kırılma eğiliminin fazla olması ve stabilize zirkonya gibi yüksek dayanıklılıkta yeni materyallerin ortaya çıkmasıyla kullanımını azalmıştır (41).

### **Stabilize Zirkonya**

Zirkonya 1970'lerden beri biyomateryal olarak kullanılmaktadır. İlk yıllarda kalça protezlerin yapımında, 2004 ten beri de diş hekimliğinde kron-köprü protezlerinde kullanılmaya başlanmıştır (24).

Zirkonyum, periyodik tabloda, D grubuna ait geçiş metalidir. Gri beyaz renkli olan zirkonyum 'Zr' olarak sembolize edilir. Atom numarası 40, atom ağırlığı 91,22'dir. Heksagonal kristal formunda bir yapı gösterir. Bilinen formları zirkonyum oksit ( $ZrO_2$ ) ve zirkonyum silikat'tır ( $ZrSiO_4$ ). Zirkonyum oksitin diğer adları 'zirkonya, zirkonyum dioksit'tir (42,43).

İn-vitro çalışmalarda, zirkonyanın elastik modülü yaklaşık olarak 200 MPa, bükülme direncinin ortalama 900-1200 MPa, kırılma dayanımının ise 9-10 MPa olduğu tespit edilmiştir (42,44,45).

Zirkonya kimyasal olarak oksit, teknolojik olarak ise seramik materyal olarak ifade edilebilir. Suda çözünmediği, sitotoksik olmadığı ve bakteri adezyonunun titanyumdan daha az olduğu in vitro ve in vivo çalışmalarda kanıtlanmış, ayrıca korozyona uğramayan ve radyopak olan bir materyaldir (43,46-48).

Zirkonya polimorfik bir materyaldir. Atmosferik basınçta saf zirkonya üç farklı kristal yapı sergiler: monoklinik faz (oda sıcaklığından 1170°C ye kadar stabil olduğu faz) , tetragonal faz (1170°C-2370°C arasında izlenen faz) ve kübik faz (2370°C üzeri sıcaklıklarda izlenen faz) (46,49).

Saf zirkonya sinterizasyon sıcaklıklarından (1500-1700 °C) soğutulduğunda %3-5 hacimsel genleşme oluşur bu da kütleli kırılmalara ve materyalin sertlik ve dayanıklılığında azalmalara neden olur. Bu özelliğinden dolayı saf zirkonya dental kullanım için uygun bulunmamıştır. Bu sorunun çözümü için CaO, MgO, CeO<sub>2</sub>, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> gibi stabilize ediciler ilave edilerek zirkonya materyalinin tetragonal fazda oda sıcaklığında stabil kalması sağlanır (50,51).

Bu stabilize edici metal oksitlerin ilavesiyle oluşan zirkonya, mikro yapılarına göre sınıflandırılabilir (50):

FSZ (fully stabilized zirconia): Tam stabilize zirkonya, kübik formdadır ve %8 mol'den fazla itriyum oksit ( $Y_2O_3$ ) içerir.

PSZ (partially stabilized zirconia): Kısmi stabilize zirkonyada, kübik matriks içerisinde küçük boyutlarda tetragonal veya monoklinik partiküller yer alır.

TZP (tetragonal zirconia polycrystals): Tetragonal fazdaki zirkonya itriya (itrium oksit) veya serya (seryum oksit) ile stabilize edilmiştir.

Diş hekimliğinde stabilize edici olarak en çok itriya kullanılır ve itriya stabilize tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) olarak bilinir(42). Y-TZP, frezelenme ve sinterizasyon sonrası yüksek eğilme ve bükülme direnci sergiler ve bundan dolayı diş hekimliğinde kron-köprülerde kor materyali, kanal içi post materyali, implant ve dayanak materyali olarak en sık kullanılan zirkonya formudur (43,52).

Zirkonya seramikler, üzerlerine kaplama porselenlerin tabakalanmasıyla kullanıldıkları gibi CAD/CAM yöntemleriyle monolitik (anatomik tam diş formunda) olarak da üretilebilirler. Özellikle veneering porselenlerinde görülen kırılmalar ve CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler nedeniyle monolitik zirkonya seramiklerin kullanımı daha ön plana çıkmaktadır (15,16,53). Monolitik zirkonya seramikler monokromatik (tek renk) üretilebildiği gibi, yeni geliştirilen materyallerde mine ve dentin arasındaki renk geçişlerine benzer polikromatik formlarda da üretilebilmektedir. Bunun yanında üreticilerin zirkonya restorasyonların opasite özelliklerini azaltmaya yönelik çalışmaları bulunmaktadır (54). Translusensi özelliği oldukça iyileştirilmiş materyaller geliştirilmiştir (55,56).

### **Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina (ZTA) ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya (ATZ)**

İttria stabilize zirkonya'nın yapısında kısa zamanda yüksek miktarda faz dönüşümünün meydana geldiği ve bu durumun özellikle kalça protezlerinde yüksek oranlarda kırılmaya neden olduğu rapor edilmiştir. Bu sorunun giderilmesi için parsiyel stabilize zirkonya'nın yapısının modifiye edilmesi ile yeni ürünler tanıtılmıştır (57,58).



Üretici firmalar arasında zirkonya ve alumina yüzdesi değişiklik gösterse de ZTA yapısında en az %50 oranında alumina, ATZ yapısında da en az %50 zirkonya bulunması gerektiği bildirilmiştir (59,60).

Sinterizasyondan önce alumina mikropartiküllerine nanopartikül boyutundaki zirkonyaların eklenmesi ile bu materyaller Y-TZP ile karşılaştırıldığında, hem kırılma dayanıklılıkları daha yüksek hem de düşük ısı bozulmasına karşı daha dirençli hale gelmektedir. Yapılan çalışmalarda ZTA ve ATZ seramiklerin dinamik yorulma dayanıklılıkları Y-TZP'ye göre iki katı da aşan oranda daha yüksek bulunmuştur (61,62).

### **2.3 Monolitik Zirkonya Restorasyonlar**

Zirkonya seramiklerin diş hekimliğinde kullanımı yüksek mekanik özellikleri nedeniyle oldukça popüler hale gelmiştir. Geleneksel zirkonya seramikler ilk kez feldispatik porselenlerin altında kor materyali olarak kullanılmıştır. Böylelikle zirkonyanın üstün mekanik özellikleri ile feldispatik porselenlerin üstün estetik özelliklerinin bir araya geldiği ideal restorasyonların üretimi amaçlanmıştır (63,64).

Ancak bu iki katmanlı sistemlerde (bilayer), veneering porselenlerinde oluşan chipping translusensileri arttırılmış monolitik zirkonya restorasyonların geliştirilmesine neden olmuştur (64,65).

#### **2.3.1. Monolitik Zirkonya Restorasyonlarının Avantajları**

Monolitik zirkonya restorasyonların avantajları şu şekilde özetlenebilir (43, 66-69):

- ✓ Feldispatik porselenlerle kaplanarak üretilen sistemlere göre diş dokusunda preparasyon ihtiyacı daha azdır ve böylelikle diş dokusunun korunması sağlanır;
- ✓ CAD/CAM üretim teknikleri kullanıldığı için üretim basamakları azaltılmış ve teknik hassasiyeti yüksek labratuvar aşamaları minimuma indirilmiştir;
- ✓ Monolitik zirkonya restorasyonlar yüksek biyouyumluluk gösterirler;
- ✓ İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda yüksek kırılma dirençlerinden dolayı kullanılabilirler;

- ✓ Diş hekimliğinde kullanılan diğer seramiklere göre tatminkar mekanik dayanıklılığa sahiptirler (900–1200 MPa bükülme direnci ve 6–10 MPa/m<sup>1/2</sup> kırılma dayanımı).

### 2.3.2. Monolitik Zirkonya Restorasyonlarının Dezavantajları

Monolitik zirkonya restorasyonların dezavantajları şu şekilde özetlenebilir (70, 71):

- ✓ CAD/CAM üretim teknikleri, zirkonya blokları ve frez maliyetleri nedeniyle geleneksel seramik restorasyonlara göre maliyetleri daha yüksektir;
- ✓ Ağız içinde uyumlanmaları geleneksel porselenlere göre daha zordur ve zaman alıcıdır;
- ✓ Tamir edilebilme özellikleri yoktur;
- ✓ Her ne kadar translusensi özellikleri geliştirilse de doğal diş görünümünü taklit etmede cam seramik porselenler kadar başarılı değildirler.

### 2.3.3 Monolitik Zirkonya Restorasyonların Fiziksel Özellikleri

#### - Kırılma Dayanımı-Bükülme Direnci-Elastik Modül

Kok ve ark.(72) Lava Plus (3M ESPE) materyali kullanılarak yapılan monolitik zirkonya kronların (6065 N) veneerlenmiş lityum disilikat kronlardan (2788 N) daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduklarını bildirmişlerdir.

Monolitik seramik sistemlerinin kullanıldığı diğer bir in-vito çalışmada kırılma dayanımları incelenmiştir. Çalışma sonucunda monolitik zirkonya seramik grubunun aksiyel yükleme altında kırılma dayanımının monolitik feldispatik ve monolitik lityum disilikat seramiklerden daha yüksek olduğu bulunmuştur (73).

Sun ve ark. (74) farklı kalınlıklarda üretilen monolitik zirkonya seramiklerin yük taşıma kapasitesini incelemek için kırılma yük testi uygulamışlardır. Bir buçuk mm kalınlığındaki örneklerde kırılma yükü 4109 N olarak bulunmuştur. Bu sonuç monolitik zirkonya örneklerin, monolitik lityum disilikat (1863 N), metal seramik (2284N) ve veneerlenmiş zirkonya (2308 N) örneklerin hepsinden daha yüksek değerlerde kırılma dayanımına sahip olduğunu göstermiştir.

Aynı çalışmada monolitik zirkonya örneklerin kalınlık azalmasına bağlı olarak kırılma dayanımlarında da azalma olduğu belirtilmiştir. (1.2 mm; 3068 N, 1.0 mm; 2429 N, 0.8 mm; 1814 N, 0.6; 1308 N)

Zhang ve ark.(15) yapmış oldukları çalışmada monolitik zirkonya seramikleri cam infiltre edilmiş zirkonya, lityum disilikat ve veneer porselenelere göre daha üstün kırılma ve bükülme direncine sahip olduklarını tespit etmişlerdir. Diğer bir çalışmada monolitik zirkonya restorasyonların bükülme direncinin (1235 MPa), elastik modülünün (113.1 GPa) lityum disilikat ve kompozit rezinlere göre daha yüksek olduğu bulunmuştur (72).

#### - *Sertlik*

Mormann ve ark. (75) monolitik zirkonya seramiklerin ortalama Martens (MH) sertlik değerini 7996 MH olarak bildirmişlerdir.

Monolitik zirkonya seramiklerin sert yapısının karşıt dişte aşınmaya neden olabileceği endişesi çeşitli tartışmalara ve bu konuda araştırmalara neden olmuştur. Ancak seramik materyalinin antagonist dişi aşındırma potansiyeli sadece sertliğine bağlı olmadığı yüzey özelliklerinin (pürüzlülük, glaze ve polisaj işlemleri) de önemli olduğu çalışmalarla doğrulanmıştır (76-78).

#### - *Antagonist Dişte Yüzey Aşındırması*

Bu konuda yapılan çalışmalarda; Lohbauer ve ark.(79) 2 yıllık klinik takip sonucunda monolitik zirkonya (LAVA Plus 3M ESPE) restorasyonların doğal mine ile hemen hemen aynı miktarda aşınmaya neden olduklarını göstermişlerdir.

Diğer bir çalışmada, polisaj uygulanmış monolitik zirkonya restorasyonların mine üzerinde aşındırıcı etkisinin olmadığı, glaze uygulanan monolitik zirkonya restorasyonlarının ise aşındırma etkisinin anlamlı derecede daha yüksek olduğu rapor edilmiştir (76).

Bu çalışmaların ışığında monolitik zirkonya restorasyonların üretiminin son aşaması olan polisaj ve glaze işlemlerinin restorasyonun fiziksel özelliklerini etkilediği ve hassasiyet gerektiren bir basamak olduğu anlaşılmıştır.

- *Monolitik Zirkonya Restorasyonların Optik Özellikleri*

Diş renginin karmaşık optik özellikleri nedeniyle, laboratuvar şartlarında üretilen bir seramik restorasyon ile doğal dişe yakın renk uyumu elde etmek oldukça zorlu bir süreçtir. Başarılı estetik restorasyonlar elde etmek için bireyin renk algısı, renk seçiminde kullanılan ışık kaynağı, hem dişin hem de kullanılan restoratif materyallerin yüzey ve yapısal özellikleri gibi birçok kritik faktörün uyumlu olması gerekir(80).

Y-TZP stabilize monolitik zirkonya seramikler, tüm seramik arasında bilinen en dayanıklı materyeldir. Ancak optik özellikleri açısından da en iyi materyal değildir. Doğal diş ve diğer cam seramiklere göre translusensi değerlerinin daha düşük olduğu bildirilmiştir (81-83).

Monolitik zirkonya seramiklerin gelişim süreçleri incelendiğinde translusensi özelliklerine göre üç alt başlıkta incelenebilirler (84):

- Birinci jenerasyon zirkonya seramikler (3Y-TZP): Geleneksel zirkonya seramiklerdir. Translusensi değerleri düşüktür ve daha çok kor materyalleri olarak kullanılırlar.
- İkinci jenerasyon zirkonya seramikler (3Y-TZP): 2012-2013 yıllarında tanıtılmıştır. Aluminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) partiküllerinin sayısı ve büyüklüğü azaltılmış ve daha translusent yapı elde edilmiştir. Yapılan in vitro çalışmalarda zirkonya seramiklerin translusensi özelliklerinin yanında aynı zamanda mekanik özelliklerinin de geliştiği ve hidrotermal yaşlandırma sürecine karşı daha dayanıklı hale geldiği bildirilmiştir.
- Üçüncü jenerasyon zirkonya seramikler (5Y-TZP): Materyal yapısı diğerlerinden farklı olarak tetragonal faz ile birlikte %53 oranında kübik faz da içeren tam stabilize formdadır. İtiryum içeriği 5 mol'ün üzerindedir. Böylece translusent özelliği arttırılmış zirkonya elde edilmesi amaçlanmıştır. Ancak bu nesil zirkonya seramiklerin mekanik özellikleri diğerlerinden daha düşüktür.

Monolitik zirkonya seramiklerin optik özellikleri ile ilgili yapılan pek çok çalışma mevcuttur. Harada ve ark.(70) yapmış oldukları çalışmada monolitik zirkonya restorasyonların translusensi değerlerinin kalınlıkla doğrudan ilişkili olduğunu

bulmuşlardır. Zirkonya seramiklerin kalınlıkları 0,5 mm'den 1 mm'ye yükseldiğinde translusensi değerlerinde %10'luk kayıp olduğunu bildirilmişlerdir.

Church ve ark.(85) BruxZir, inCoris TZI ve Lava Plus 0,5 mm kalınlığındaki monolitik zirkonya örneklerin, 1 mm kalınlığındaki IPS e.max CAD HT cam seramik örneklerine göre daha yüksek translusensiye sahip olduklarını ortaya koymuşlardır. Aynı kalınlıklardaki cam seramiklerde ise daha yüksek translusensi değerleri belirlenmiştir.

Monolitik zirkonya seramiklerinin, üstün mekanik özellikleri, basit klinik uygulama ve de kaplama seramiklere ihtiyaç duyulmaması, kabul edilebilir estetik sağlaması nedeniyle restoratif diş hekimliğinde kullanımları artarak devam etmektedir. Ancak, monolitik zirkonya restorasyonların translusensi özelliklerindeki yetersizlikler hala tartışılmaya ve geliştirilmeye devam etmektedir (54, 86).

## **2.4 Renk**

Renk kavramı ve rengin algılanması büyük ölçüde ışık ile ilgili bir konudur. Bir nesnenin renginin görülebilmesi için, ışığın o nesneden yansması ve göz içerisindeki optik nöral sensörleri uyarması gerekmektedir. Bu uyarım sonunda oluşan sinyaller beyin korteksinde bulunan görme merkezine iletilir ve görüntü oluşur(87).

Işık tanımına bilimsel olarak değinmek gerekirse; ışık, görülebilir elektromanyetik bir enerji olarak ifade edilebilir. İnsan gözü 380-750 nm arasındaki dalga boyuna sahip ışınların oluşturduğu renkleri algılayabilir. Beyaz bir ışık optik bir prizmadan geçtiğinde farklı dalga boylarında kırılarak farklı renklere ayrılır. Gün ışığı ile aydınlatılan bir obje, renk spektrumu içerisinde kendi rengindeki dalga boylarının enerjisini yansıtırken, diğerlerini emer. Bunun sonucunda yansıyan enerji göz ve görme ile ilgili beyin korteksi tarafından algılanır ve cismin rengi gözlemci tarafından fark edilir(87).

## **2.5. Rengin Ölçülmesi**

Katı bir cismin fiziksel formunu ifade ederken kullandığımız uzunluk, genişlik ve derinlik parametrelerinde olduğu gibi, renk de aynı şekilde üç ana özellik ile tanımlanabilir. Ancak bu özellikleri tanımlarken, kullanılan renk sistemi önemlidir.

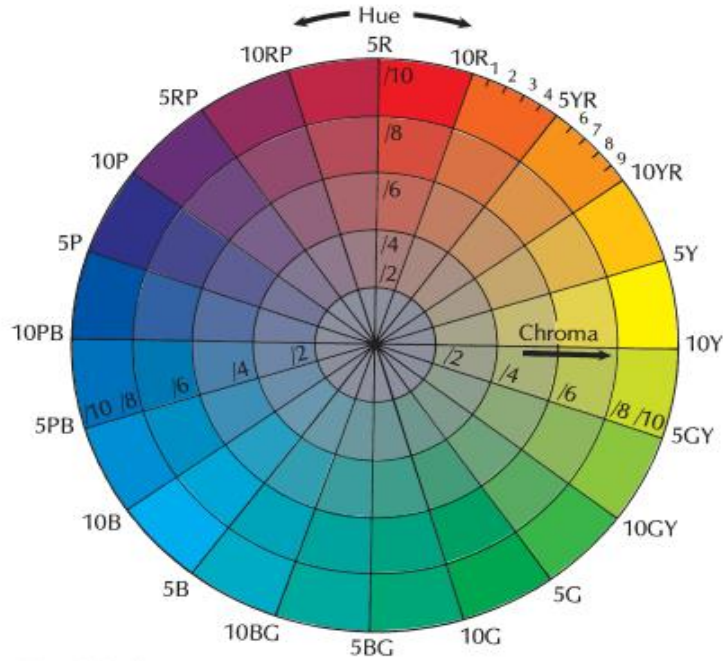
Günümüzde halen kullanılan iki renk sistemi: Munsell renk sistemi ve CIELAB (Commission Internationale de l'Éclairage L, a, b) renk sistemidir(87).

### 2.5.1. Munsell Renk Sistemi

Rengi görsel olarak; hue (ton), chroma (yoğunluk) ve value (parlaklık) olarak üç değişken ile tanımlayan renk sistemidir (Şekil 2.1). Günümüzde halen kullanılmaktadır.

#### Hue (Ton)

Rengin tanımlanmasında kullanılan temel özelliktir. Hue özelliğinden bahsedildiğinde o materyalin; kırmızı, mavi, yeşil vs. olduğu anlaşılır. Görünür ışık spektrumunda yansıyan ve emilen ışınların sahip olduğu dalga boyu hue'yu tanımlamaktadır. Kısa dalga boyuna sahip renklerde hue mor renge doğru yaklaşırken, uzun dalga boyuna sahip olanlar da kırmızıya doğru yaklaşır. Munsell renk sisteminde hue bir çarkın etrafına yerleştirilmiş olarak ifade edilir(87) (Şekil 2.1).



R, kırmızı; YR, sarı-kırmızı; Y, sarı; GY, yeşil-sarı; G, yeşil; BG, mavi-yeşil; B, mavi; PB, mor-mavi; P, mor; RP, kırmızı-mor(87).

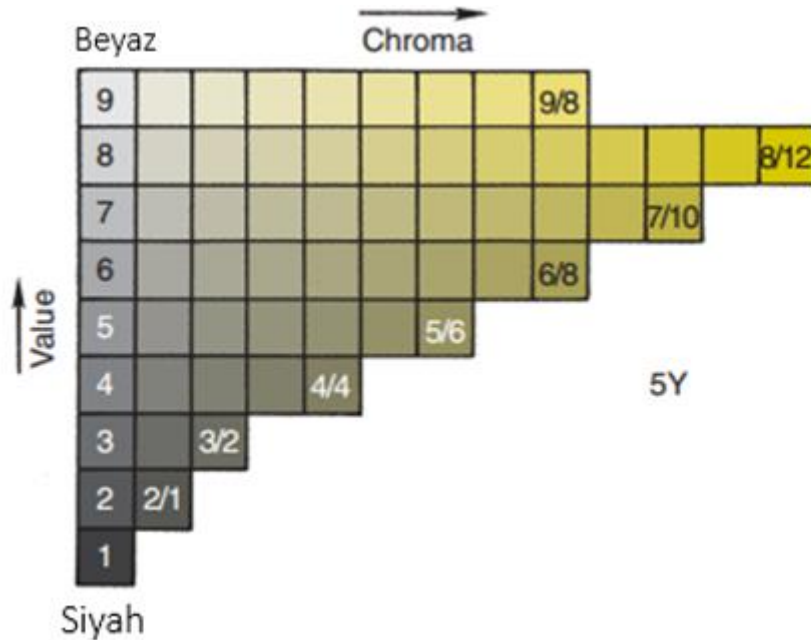
**Şekil 2.1.** Hue (ton) ve chroma (yoğunluk)'nın Munsell renk sisteminde gösterilmesi

### Chroma (Yoğunluk)

Ton (hue)'un yoğunluğu olarak tanımlanabilir. Literatürde rengin satürasyonu ifadesi olarak da geçmektedir. Yoğunluk terimini daha iyi anlamak için bir kova dolusu suya damlatılan mürekkep örneğini hayal edebiliriz. Damlatılan mürekkep sayısı arttıkça chroma (yoğunluk) artar. (87, 88) (Şekil 2.2).

### Value (Parlaklık)

Bir rengin koyuluğu ya da açıklığı veya bir objenin parlaklığı olarak tanımlanabilir (Şekil 2.2). Bir nesnenin parlak olması o nesnenin yansıttığı veya ilettiği ışık enerjisi ile ilgilidir. Farklı renk tonlarındaki (hue) objelerin aynı sayıda ışını yansıtması ve aynı parlaklık (value) değerine sahip olması olasıdır. Bu duruma örnek olarak; siyah beyaz fotoğraflardaki yeşil ve mavi objeyi ayırt ederken yaşanan zorluk verilebilir. Benzer parlaklık değerlerine sahip oldukları için ayırt edilemezler. Çok parlak olan (value değeri yüksek) restorasyonlar kolaylıkla fark edilebilir. Metal destekli seramik restorasyonlarda oldukça sık görülebilen bir durumdur ve estetik problemlerin başlıca nedenidir(87, 88) (Şekil 2.2).



Y: sarı

Şekil 2.2. Value (parlaklık) ve Chroma (yoğunluk) Munsell renk sisteminde gösterilmesi

### 2.5.2. CIELAB Renk Sistemi

CIELAB renk sistemi, diş hekimliğinde renk ile ilgili araştırmalar için sıklıkla kullanılan bir sistemdir (Şekil 2.3). 1976'da tanıtılan CIE Lab renk sistemi, ICI (International Commission on Illumination) tarafından önerilmiştir. CIELAB renk sistemi, rengi uzayın üç koordinatıyla tanımlar: L, a ve b.

L ifadesi, Munsell sistemindeki value değerine benzer ve rengin açıklığını, parlaklığını veya siyah / beyaz karakterini gösterir. a(+a; kırmızı, -a; yeşil) değeri rengin kırmızı-yeşil miktarını, b(+b; sarı, -b; mavi) değeri ise sarı-mavi miktarını belirtir. Rengin kromatik değerleri a, b ile ifade edilirken L rengin akromatik karakterini tanımlar. Böylece nesnenin rengi L, a, b değerleri ile tanımlanır. Bir restorasyon veya doğal dişteki renk değışiklikleri sayısal olarak ifadesi ( $\Delta E$ ) değerinden anlaşılır. Renk değışim formülü şu şekildedir (87,88):

$$\Delta E = [(L_1 - L_2)^2 + (a_1 - a_2)^2 + (b_1 - b_2)^2]^{1/2}$$



Şekil 2.3. CIELAB renk sistemi; rengin üç boyutlu tanımlanması

## 2.6. Işık ve Renk ile İlgili Temel Kavramlar

### 2.6.1. Işık Geçirgenliği (Tranlusensi)

Tranlusensi, doğal diş benzer estetik seramik restorasyon elde etmek için önemli parametrelerden biridir(89, 90). Tranlusensi; bir materyalin tamamen opak



(ışığı tamamen yansıtan) olması ile tamamen transparan (ışığı tamamen geçiren) olması arasındaki bir durum olarak tanımlanabilir(91). Translusensi ile value arasında ters orantı vardır: translusensi arttığında value değeri azalır, çünkü yansıyan ışın miktarı azalmış olur. Minenin translusensi özelliğini etkileyen faktörler; ışığın gelme açısı, ışığın dalga boyu, dişin yüzey özellikleri ve dişin dehidratasyon durumudur(88).

CIE L\*a\*b\* sistemine dayanarak, bir materyalin translusensi değeri translusensi parametresi (TP) ile belirlenir. TP değeri, eşit kalınlıkta olan iki materyalin siyah ve beyaz arka plan üzerinde spektrofotometre ile renk ölçümleri arasındaki renk farkını ifade eder.  $L_b$ ,  $a_b$ ,  $b_b$ ; siyah arka planda ölçülen değer ile  $L_w$ ,  $a_w$ ,  $b_w$  beyaz arka planda ölçülen değerleri gösterir. Materyal hiçbir şekilde ışık geçirmezse yani tam bir opaklık durumu söz konusu ise TP değeri sıfırdır. TP değeri ne kadar yüksek olursa materyalin translusensi özelliği o kadar fazladır. Translusensi parametresi (TP) şu formül kullanılarak hesaplanır (92-94):

$$TP = [(L_b - L_w)^2 + (a_b - a_w)^2 + (b_b - b_w)^2]^{1/2}$$

### 2.6.2. Opaklık

Opaklık doğal dişlerin insizal kenarlarında ışığın saçılmasından dolayı mavimsi-beyaz, ışığın iletilmesinden dolayı da turuncu kahverengi görünüme sahip olması durumudur. Bu özelliklerin diş minesinin yapısında bulunan hidroksiapatit kristallerinden kaynaklanır. Seramik materyallerin matriksi içerisine eklenen ışığı kırma özelliği olan maddeler minenin bu karakteristik özelliğini taklit etmeye yardımcı olur(95, 96).

### 2.6.3. Floresanslık

Morötesi ışınlara maruz kalan materyallerin uzun dalga boylu ışınları yansıtıp, kısa dalga boylarını absorbe etmesi sonucu meydana gelen bir etkidir. Organik madde içeriğinin yüksek olduğu dentin dokusunda meydana gelir. Floresans özellik arttıkça chroma azalır(88).

#### **2.6.4. Metamerizm**

Belirli aydınlatma koşullarında aynı renk olarak görülen iki obje (metamer) farklı dalga boylarını yansıtır, emebilir. Bundan dolayı aydınlatma koşulları değiştiğinde aynı renk olarak görülen objelerin renk algısı farklı olur. Bu olaya metamerizm denir. Bunu önlemek için diş hekimi aydınlatma koşullarının kontrolünü sağlamalıdır. Bu konuda aletli renk ölçümleri görsel renk analizlerine göre daha güvenilirdir (88).

#### **2.6.5. Kontrast ve Parlaklık**

Kontrast, bir nesnenin parlaklığı ve rengi arasındaki farklılıktan kaynaklanır. Yüksek kontrasta sahip nesnelere, düşük kontrasta sahip olanlara göre daha kolay fark edilir. Orta seviyedeki kontrast rengin daha net görülmesini sağlarken, aşırı kontrast rengin parlaklaşmasına neden olur ve rengin algılanması zorlaşır. Renk seçimi sırasında aydınlatma, ortamın ışığından daha parlak olmamalıdır. Dental fotoğrafçılıkta siyah arka plan kullanılması görüntünün etkinliğini artırırken, parlaklığını azaltır(88).

### **2.7. Doğal Dişlerin Optik Özellikleri**

Bir dişin rengi, optik özelliklerinin tam olarak anlaşılması ile belirlenebilir. Işık diş yapısı içerisine girdiğinde, bazı ışınlar tamamıyla diş yapısını geçer, bazıları emilir veya saçılır, bir kısmı da yüzeyde dik açılı veya dağınık yansımaya uğrar (97).

Yirmi sekiz insan dişinin mine tabakası kaldırılarak yapılan çalışmada, renk ölçümlerinin mine tabakası kaldırılmadan önce yapılan renk ölçümleriyle benzer olduğu belirlenmiştir. Bu sonuçlar ile dentinin diş rengi üzerindeki etkisi ortaya konmuştur(98). Mine tabakası mavi dalga boyundaki ışınları saçar ve dişin rengi üzerinde daha az etkiye sahiptir. Gün ışığında incelenen mine dokusunun ışığı yansıttığında soluk mavi, ışığı geçirdiğindeyse soluk sarı renkte görüldüğü bildirilmiştir(99).

Vaarkamp ve ark.(100) mine yapısındaki hidroksiapatit kristallerinin ve dentin tübüllerinin ışığın saçılmasında önemli etkilerinin olduğunu bildirmişlerdir.

Doğal dişlerin ana rengi, sarı ile sarı-turuncu arasındadır. Servikal bölgede dişlerin *hue* değerleri orta ve insizal üçlüye göre daha kırmızı iken, yaşla birlikte dişlerdeki mine tabakasındaki aşınmaya bağlı olarak dentin tabakası daha görünür hale gelir, dentinal *chroma* artar ve dişlerin rengi daha kırmızı görünür(101).

Mine tabakası dişlerin *value* özelliklerini belirler. *Value*, dişlerin servikal bölgesinde insizal ve orta üçlüye göre en az değerde iken, orta üçlüde en yüksek değerdedir. Kanin dişinden orta keserlere doğru *value* değeri artar. Diş dizisinde *transluserliği* en fazla olan diş yan kesicilerdir. Mamelonlar ve interproximal temas alanları en çok mavi opaklık özelliği gösteren alanlardır. Çünkü bu bölgelerde dentin tabakasının olmaması, kırmızı ve sarı dalga boyundaki ışınların yansıtılmasını engeller. Köpek dişleri ise daha az *transluserlik* gösterirler(102, 103).

## **2.8. Diş Hekimliğinde Renk Analiz Yöntemleri**

Diş hekimliğinde renk analizi görsel veya çeşitli aletler kullanılarak yapılabilir.

### **2.8.1. Görsel Renk Analizi**

Görsel renk analizi, porselen renk skalaları ile yapılır.

### **2.8.2. Aletli Renk Analiz Yöntemleri**

Diş hekimliğinde renk için genellikle skalalar kullanılmaktadır. Ancak çeşitli hatalar nedeni ile doğru sonuçlar elde edilememektedir. Renk skalalarında porselen kalınlığı 1.5 mm iken arka plandaki metal kalınlığı 4-5 mm kalınlığındadır. Bundan dolayı skaladaki renkler ile doğal dişin floresans özellikleri birbirinden farklılık göstermektedir. Göz yorgunluğu ve uygun olmayan aydınlatma koşulları, renk seçiminin doğru bir şekilde yapılmasını kısıtlamaktadır(104).

Renk skalalarındaki bu kısıtlılıklar, daha objektif ve daha güvenilir renk analizi gerekliliğini ortaya koymuştur. Bunun için renk ölçüm aletleri geliştirilmiştir. Tüm renk ölçüm aletleri bir detektör, sinyal uyumlayıcısı ve gelen sinyalleri kullanıcının anlayabileceği verilere dönüştüren yazılım programından oluşur(105).

Aletsel yapılan renk analizlerinde kolorimetre, spektrofotometreler, spektrometreler ve dijital kameralar kullanılır(105).

### **Kolorimetreler**

Kolorimetre cihazları gözdeki renk reseptörlerine benzer renk filtrelerine sahiptir. Renk ölçümü, objeden yansıyan ışınların bu filtrelerden geçmesiyle gerçekleşmektedir. Kolorimetre cihazlarına örnek olarak Chromascan (Sterngold, Stamford, CT, ABD), ShadeEye Chromametre (Shofu, Japan) verilebilir(106).

Kolorimetre cihazlarıyla renk ölçümü yalnızca düz yüzeylerde yapılabilmektedir. Diş yüzeylerinin yapısı ve ağız içerisindeki karmaşık renkler nedeniyle kolorimetreler yetersiz kalmaktadır(107).

### **Spektrofotometreler**

Spektrofotometreler, diş hekimliğinde renk analizinde en doğru sonuçlar veren, en kullanışlı aletlerin başında gelir. Nesnelere yansıyan 1-25 nm dalga boyundaki ışınların, aralıklı ya da basamaklı ölçümünün yapılabilmesini sağlar. Bir spektrofotometrede; ışık kaynağı, ışık dağıtıcı, ölçüm için optik sistem, detektör ve algılanan ışığın analiz edilebilmesi için sinyale dönüştüren alet bulunur(108). İnsan gözü veya geleneksel yöntemlerle yapılan renk analizleri ile karşılaştırıldığında, spektrofotometrik renk analizlerinde elde edilen değerlerin %33 oranında daha doğru olduğu ve vakaların %93,3'ünde objektif sonuçlar ortaya çıktığı bildirilmiştir(109).

Spektrofotometre cihazlarına örnek olarak; Crystaleye (Olympus, Tokyo, Japan), Vita Easyshade Compact (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), SpectroShade Micro (MHT Optic Research, Niederhasli, İsviçre), Konica Minolta CM 3600A (Konica Minolta Sensing, Inc., Tokyo, Japan) verilebilir.

### **2.9. Monolitik Zirkonya Seramiklerin Rengini Etkileyen Faktörler**

Monolitik zirkonya restorasyonlarının laboratuvar prosedürleri olan: zirkonya seramik blok seçimi, restorasyon tasarımı, zirkonya blokların frezelenmesi, renklendirme, sinterleme, boyama ve polisaj aşamaları renk üzerinde etkilidir(110).

Klinik faktörler olan diş rengi, siman tipi ve rengi monolitik zirkonya seramiklerin sonuç rengini etkiler. Dişin renklenme derecesine göre daha opak veya daha translusens karakterde siman seçimi estetik açıdan başarılı bir restorasyon elde etmek için oldukça önemlidir(111).

Monolitik zirkonya seramiklerin sonuç rengi materyalin üretim süreci çeşitli labratuvar aşamaları, klinik faktörler tarafından etkilenebilir(112)

Üretim sürecinde materyal yapısında mevcut porozitelerin azaltılması translusensi değerlerini arttırmaktadır. Sinterizasyon süreleri ve sıcaklıkları arttırılarak materyal yapısındaki poroziteler azaltılabilir(113, 114).

Alümina partikül oranının azaltılması materyalin daha translusent özellik kazanmasına katkıda bulunur. Ancak mekanik özellikleri ve düşük ısı bozunmasına yatkınlığı olumsuz yönde etkiler(115).

Partikül boyutları monolitik zirkonya seramiklerin translusensi oranlarının etkilemektedir. Partikül boyutlarının artması translusensi değerlerini azaltmaktadır. Monolitik zirkonya seramiklerin translusensi değerlerinin dental porselenlere yakın değerlerde olması için 80 nm ve altında partikül boyutlarında olması gerektiği yapılan in-vitro çalışmada bildirilmiştir(116, 117).

Translusensi değerleri Y-TZP zirkonya seramiklerin kristal fazı ile de ilişkilidir. Tetragonal fazın azalması ve kübik fazın artması ile translusensi değerleri artmaktadır. Kübik faz yapısında partikül kenarlarında daha az ışık saçılmaları görülür ve bu da daha şeffaf özellikler kazandırır(117, 118).

## **2.10. Hızlandırılmış Suni Yaşlandırma**

Hızlandırılmış suni yaşlandırma testleri, bir materyalin kullanımını sırasında maruz kalacağı dış etkilere göstereceği tepkileri öngörebilmek için yapılmaktadır. Hızlandırılmış suni yaşlandırma testlerinin temel amacı; malzemelerin kimyasal stabilite ve fiziksel dayanıklılık gibi özelliklerini öngörebilmek, malzemelerin tahmini hizmet sürelerini, kimyasal bozulma mekanizmasını ve bunun fiziksel etkilerini labratuvar şartlarında hızlı bir şekilde belirlemektir(119).

Suni yaşlandırma cihazları ısı, ışık ve nem döngüsünde test edilecek örneklere sürekli olarak uygulanır. Bu cihazlarda; xenon ark lambaları, karbon ark lambaları ve floresan UV lambaları kullanılır. Aynı şekilde nem ve ısı uygulaması, materyalin maruz kaldığı ışık radyasyonu nedeniyle oluşan kimyasal reaksiyonlara olan etkilerinden dolayı yaşlandırma sürecinde oldukça önemlidir(119).

Xenon ark lambaları, UV ışınlarının ve görülebilir ışık radyasyonunun gerçeğe yakın uygulanmasına olanak sağlar. Spektral ışığın kontrolü filtreler kullanarak

düzenlenir. Doğal güneş ışığına maruz kalınması istenen materyaller için tercih edilir. Boya sanayi, polimerler, otomotiv ve tekstil sanayinde kullanılırlar(119).

Güneş ışınlarına maruz kalan nesnelere meydana gelen yapısal ve kimyasal değişimler, maruz kalınan ışının dalga boyu ve yoğunluğu ile ilgilidir. Özellikle kısa dalga boylu UV ışın fotonlarının enerjisinin daha yüksek olması nedeniyle, ışına maruz kalan materyal içerisinde kimyasal bağlar bozulur. Bununla birlikte artan sıcaklık güneş ışınlarının yıkıcı etkisini artırır. Özellikle ışıkla sertleşen rezin simanlar ve kompozit rezin materyaller içerisinde ışığa duyarlı alifatik ve aromatik tersiyer amine grupları mevcuttur. Resin simanların ve kompozit resinlerin UV ışınlarına maruz bırakılmasıyla amin gruplarının oksidasyonu sonucu daha hızlı renklendikleri bildirilmiştir(120).

Materyallerin renkleri, uygulanan ışınların emilim derecesini etkilediğinden renklenme derecelerini de etkiler. Açık renkli maddeler güneş ışınlarının %20 sini emerken, daha koyu renkli maddeler %80 ini emerler. Ayrıca nem ve ısı iletim katsayıları materyallerin renklenmesini etkiler. Isı iletim katsayısının düşük olması, ışının yüzeyde ve iç kısımda farklı derecelerde olmasına neden olur. Nem, kimyasal yıkımda reaksiyona çözülmüş oksijen taşıyarak ve reaksiyon ürünlerini materyalden uzaklaştırarak etkili olur(121).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

#### 3.1 Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan monolitik seramik bloklar şu şekildedir (Şekil 3.1):

- ZOLID-SHT DISC (Amman Girbach)
- VITA YZ DISC HT (VITA Zahnfabrik)
- GC Initial HT Zirconia Disc (GC AMERICA INC.)
- IPS e.max CAD LT (İvoclar Vivadent)



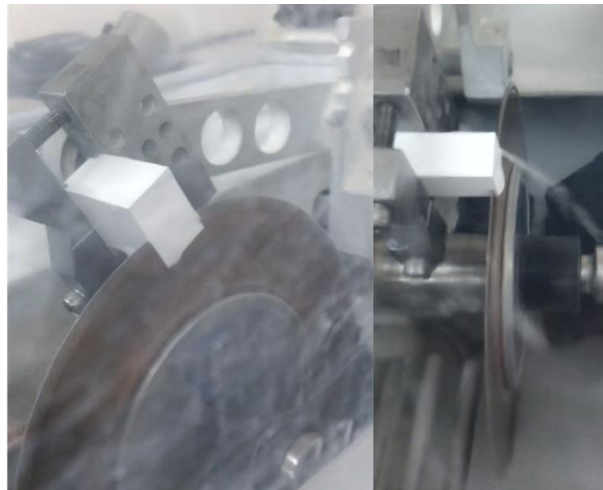
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Çalışma grupları Tablo 3.1’de gösterilmiştir. Toplamda 160 seramik örnek oluşturuldu.

**Tablo 3.1** Çalışma grupları

Siman Uygulanan Örnek Grubu			Siman Uygulanmayan Örnek Grubu		
Materyal	Kalınlık	n	Materyal	Kalınlık	n
GC	0,5 mm	10	GC	0,5 mm	10
	1 mm	10		1 mm	10
ZOLİD-SHT	0,5 mm	10	ZOLİD-SHT	0,5 mm	10
	1 mm	10		1 mm	10
Vita YZ-HT	0,5 mm	10	Vita YZ-HT	0,5 mm	10
	1 mm	10		1 mm	10
IPS	0,5 mm	10	IPS	0,5 mm	10
	1 mm	10		1 mm	10

Yukarıda belirtilen presinterize monolitik seramik bloklar, 14 x 10 mm boyutlarında ve 0.5 ( $\pm 0.1$ ) mm ve 1.0 ( $\pm 0.1$ ) mm kalınlığında, hassas testere (ISOMET 1000 precision saw; Buehler, Dusseldorf, Almanya) makinasında kesilerek her grup için 20 örnek oluşturuldu. Bu işlem, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvar'ında gerçekleştirildi (Şekil 3.2 ve Şekil 3.3). Çalışmamızda tüm örneklerin yarısına siman uygulandı. Diğer yarısına uygulanmadı. Bu şekilde toplamda 160 örnek hazırlandı.

**Şekil 3.2.** Seramik blokların hassas testere ile su soğutması altında kesilmesi





**Şekil 3.3.** Presinterize ve prekristalize seramik örnekler

Örnekler hazırlandıktan sonra üretici firmanın talimatları doğrultusunda sinterizasyon, kristalizasyon, glaze ve polisaj işlemleri Dental AS Diş Laboratuvar'ında yapıldı.

Örnek kalınlıkları 0,01 mm doğrulukta ölçüm yapan dijital mikrometre (Astor, Digital Caliper) yardımı ile ölçüldü (Şekil 3.4). Sinterizasyon, glaze ve polisaj işlemleri biten seramik örnekler renk ölçümü öncesinde ultrasonik temizleyicide (Euronda, Eurosonic Micro; Vicenza, İtalya) distile su kullanılarak 10 dakika bekletildi ve sonrasında kurutma kağıdı (KimwipesLite 200, Kimberly Clark Corp., ABD) üzerinde kurutuldu. Tüm örnekler spektrofotometrik ölçüm öncesinde oda sıcaklığında, ışık almayan, kuru bir ortamda saklandı.



**Şekil 3.4.** Örneklerin ölçümünde kullanılan dijital mikrometre

### 3.2. Siman Uygulanmasından Önce Renk Ölçümü (1.ölçüm)

Örneklerin renk ölçümü Hacettepe Üniversitesi Gıda Mühendisliği Ar-Ge Laboratuvar'ında spektrofotometre (Konica Minolta CM 3600A, Tokyo, Japonya) cihazı kullanılarak yapıldı (Şekil 3.5). Bu ölçümler için standart protokol uygulandı. Sekiz derecelik bakış açısıyla, 10 nm aralıklarla, 360-740 nm dalga boyu aralıklarında, D65 gün ışığı kullanılarak, örneklerin parlak yüzeyleri üzerinde gerçekleştirildi.

Ölçüm sonucunda seramik örneklerin CIE Lab sisteminde L (parlaklık), a ve b (kromatik) değerleri elde edildi. Spektrofotometre cihazının üretici firmanın belirttiği aralıklarla standart beyaz bir disk kullanılarak kalibrasyonu yapıldı.



Şekil 3.5. Spektrofotometre cihazı (Konica Minolta CM 3600A, Tokyo, Japonya)

### 3.3. Siman Uygulamasından Sonra Renk Ölçümü (2. Renk Ölçümü)

Yapılan ilk renk ölçümünden sonra önceden numaralandırılan her kalınlık ve marka için 20 adet örneğin (1'den 20'ye numaralandırılmıştır) çift sayı olarak numaralandırılan grubuna (2,4...20) siman uygulanmadan önce yüzey prüzlendirme işlemi yapıldı. Prüzlendirme işlemi glaze ve polisaj yapılmamış yüzeylere uygulandı. Lityum disilikat içerikli monolitik cam seramik grubuna %10 luk HF asit uygulaması (FGM Produtos Odontologicos, Brasil) ve monolitik zirkonya seramik gruplarına da alüminyum oksit partikülleri ile ( $Al_2O_3 \leq 50 \mu m$  boyutunda, 1 bar basınç ile yaklaşık

olarak 10 mm uzaklıktan) kumlama işlemi yapıldı. Sonrasında primer (Monobond Plus; Ivoclar Vivadent) ajanı uygulandı. Tranlusent renk tipinde siman (RelyX™ Ultimate Adhesive Resin Cement-3M ESPE) uygulandı.

Siman kalınlığını standart bir şekilde oluşturabilmek için örneklerin boyutlarına göre dental mum plakalara pencere şeklinde boşluklar açıldı ve seramik örnekler konumlandırıldı. Periodontal sond üzerinde işaretleme yapılarak siman kalınlığı 0,1 mm olacak şekilde mum plakanın içerisinde bulunan örneklerin üzerinde kalan pencere derinliği oluşturuldu.

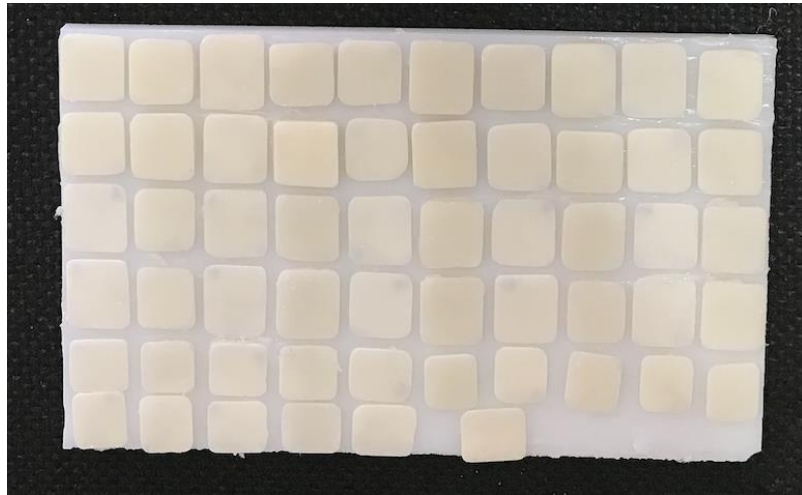
Siman uygulaması tamamlandıktan sonra örnekler oda sıcaklığında, ışık almayan, kuru bir ortamda saklandı.

İkinci renk ölçümü (siman uygulaması sonrası) sonucunda seramik örneklerin CIE Lab sisteminde L (parlaklık), a ve b (kromatik) değerleri elde edildi. Spektrofotometre cihazı üretici firmanın belirttiği aralıklarla standart beyaz bir disk kullanılarak kalibre edildi.

#### 3.4. Hızlandırılmış Suni Yaşlandırma İşlemi

Simanlı ve simansız tüm örnekler Türk Standartları Enstitüsü Kimya Laboratuvar'ında hızlandırılmış suni yaşlandırma işlemi uygulandı.

Tüm örnekler parlak yüzeyler ışına maruz kalacak şekilde polietilen türevi plastik, inert bir taşıyıcı levha (Şekil 3.6) üzerinde hızlandırılmış suni yaşlandırma cihazına (ATLAS Xenotest Alpha Weather-Ometer, Chicago, Illinois, ABD) (Şekil 3.7) yerleştirildi.



Şekil 3.6. İnerit taşıyıcı levhaya yerleştirilen seramik örnekler

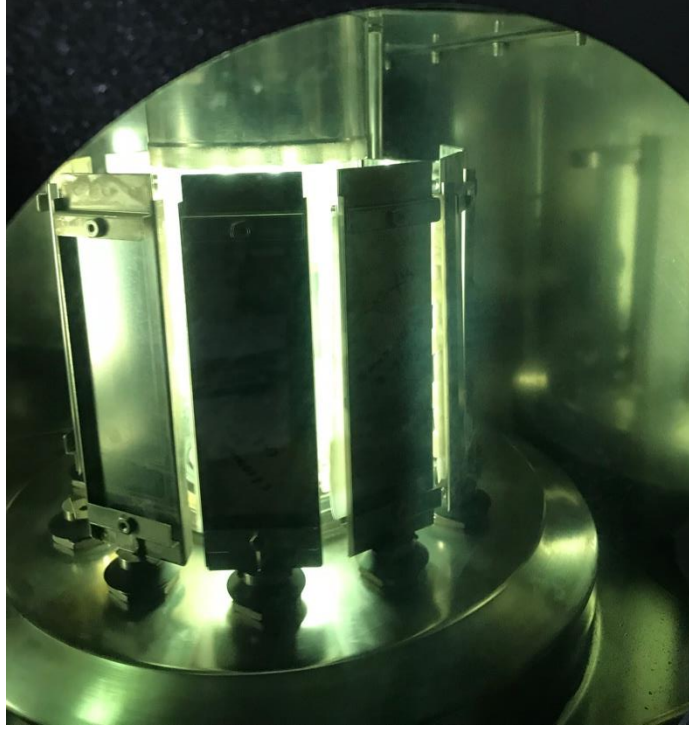


(ATLAS Xenotest Alpha Weather-Ometer, Chicago, Illinois, ABD)

Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan hızlandırılmış suni yaşlandırma cihazı

Tüm örneklere morötesi (ultraviolet) ve görünür ışın, su spreyi %100 bağıl nemlilikte, 38°C sıcaklıkta ve 300 saat süre ile uygulandı (Şekil 3.8). Bu işlem sonucunda teorik olarak tüm örnekler 150 kJ/m<sup>2</sup> radiant enerjiye maruz kalmıştır. Yapılan bu işlem ile tüm örneklerde 1 yıllık klinik kullanıma eşit yaşlandırma etkisi yaratıldı (91, 122).

Yaşlandırma işlemi sonrası örnekler kurutularak oda sıcaklığında, ışık almayan kuru bir ortamda saklandı.



**Şekil 3.8.** Suni yaşlandırma cihazına yerleştirilmiş örnekler

### **3.5. Örneklerin Renk Ölçümlerinin Suni Yaşlandırma Sonrası Spektrofotometre ile Değerlendirilmesi (3. Renk Ölçümü)**

Yaşlandırma işlemi sonrasında tüm örneklerin renk ölçümleri tekrarlandı. Spektrofotometre cihazının üretici firmanın belirttiği aralıklarla standart beyaz bir disk kullanılarak kalibrasyonu yapıldı.

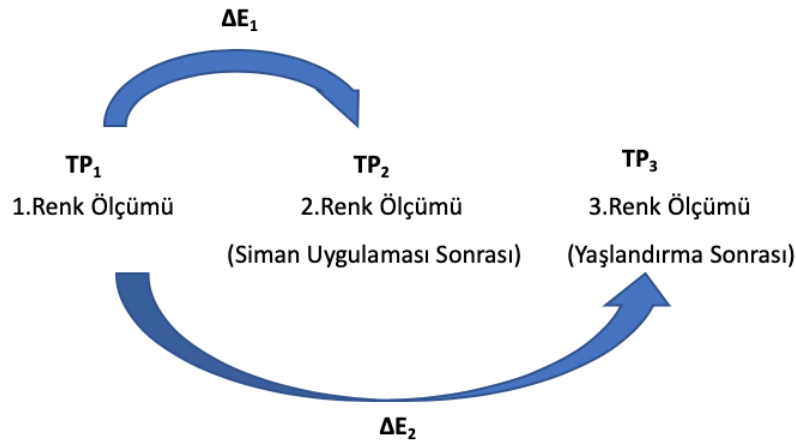
#### 4. BULGULAR

Renk değişimi ( $\Delta E$ ) ve translusensi parametresi (TP) için kullanılan formüller şu şekildedir:

$$\begin{aligned} TP_1 &= [(L_{b1} - L_{w1})^2 + (a_{b1} - a_{w1})^2 + (b_{b1} - b_{w1})^2]^{1/2} & \Delta E_1 &= [(L_1 - L_2)^2 + (a_1 - a_2)^2 + (b_1 - b_2)^2]^{1/2} \\ TP_2 &= [(L_{b2} - L_{w2})^2 + (a_{b2} - a_{w2})^2 + (b_{b2} - b_{w2})^2]^{1/2} & \Delta E_2 &= [(L_1 - L_3)^2 + (a_1 - a_3)^2 + (b_1 - b_3)^2]^{1/2} \\ TP_3 &= [(L_{b3} - L_{w3})^2 + (a_{b3} - a_{w3})^2 + (b_{b3} - b_{w3})^2]^{1/2} \end{aligned}$$

$L_w$ ,  $a_w$ ,  $b_w$ ; örneklerin beyaz arka planda yapılan renk ölçüm değerlerini ifade ederken  $L_b$ ,  $a_b$ ,  $b_b$  ise siyah arka planda yapılan renk ölçüm değerlerini ifade etmektedir.

$\Delta E_1$ ; siman uygulaması sonrası renk değişimi,  $\Delta E_2$ ; tüm örnek gruplarında yaşlandırma sonrası renk değişimi tanımlamaktadır.  $TP_1$ ; ilk renk ölçümünde tüm örnek gruplarının translusensi değeri,  $TP_2$ ; siman uygulaması sonrası translusensi değeri ve  $TP_3$ ; tüm örnek gruplarında yaşlandırma sonrası translusensi değerini ifade etmektedir.



Çalışmadaki tüm istatistiksel analizler ve hesaplamalar IBM SPSS 23.0 (Chicago, Illinois, ABD) istatistik programında yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda ortalama renk değişim ( $\Delta E$ ), translusensi (TP) değerleri ve standart sapmalar gruplara göre belirlenmiştir. Deney grupları arasındaki istatistiksel farkı belirleyebilmek için 3

yönlü varyans analizi, farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit edebilmek için de Duncan testi uygulanmıştır.

#### **4.1. Renk Değişim ( $\Delta E$ ) Değerlerinin İncelenmesi**

##### **4.1.1. Yaşlandırma Öncesi Siman Uygulamasının Renk Değişimine Etkisinin Karşılaştırılması ( $\Delta E_1$ )**

Materyallerin renk değişim değerleri Tablo 4.1' de gösterilmiştir. İki yönlü varyans analizi sonucunda siman uygulama işlemi sonrası renk değişiminin ( $\Delta E_1$ ); materyal tipinden ve materyal kalınlığından istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilendiği tespit edilmiştir ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.2).

##### **0,5 mm kalınlığındaki örnekler etkisi**

Duncan test'i ile 0,5 mm kalınlığındaki örneklerde, IPS cam seramik örneklerin (10,177) diğer tüm monolitik zirkonya örneklerinden anlamlı olarak daha yüksek renk değişimi gösterdiği belirlenmiştir ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.3).

GC ve ZOLID-SHT (5,087 ve 4,798) arasında anlamlı bir fark yoktur ( $P>0,05$ ). Ancak diğer örnek gruplarından anlamlı olarak daha düşük renk değişim değerleri göstermişlerdir ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.3).

##### **1 mm kalınlığındaki örnekler etkisi**

Duncan test'i ile 1 mm kalınlığındaki örneklerde, IPS örnek grubu (6,728) diğer örnek gruplarından anlamlı olarak daha yüksek renk değişimi göstermiştir ( $p<0,05$ ). GC örnek grubu (2,501) diğer örnek gruplarından anlamlı olarak daha düşük renk değişimi göstermiştir ( $p<0,05$ ). Renk değişimi sıralaması şöyledir: IPS> Vita YZ HT> ZOLID- SHT> GC.

##### **Farklı kalınlıkların renk değişimlerine etkisinin karşılaştırılması**

Her bir materyalde 0,5 mm ve 1 mm kalınlıklar arasında renk değişim değerleri anlamlı olarak farklılık göstermiştir ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.2). 0,5 mm kalınlığındaki örneklerin renk değişimleri anlamlı olarak daha fazla bulunmuştur ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.3).

**Tablo 4.1.** Siman uygulanmış materyallerin renk değişim değerleri ( $\Delta E_1$ )

Materyal	Kalınlık	$\Delta E_1$	$\Delta E_1$	$\Delta E_1$	Standart Sapma
		Ortalama	Maksimum	Minimum	
GC	0,5 mm	5,087	6,86	2,756	1,320
	1 mm	2,501	5,492	0,559	1,678
ZOLID-SHT	0,5 mm	4,798	6,808	3,306	1,455
	1 mm	3,691	6,134	0,166	2,433
Vita YZ HT	0,5 mm	6,648	8,362	0,705	2,175
	1 mm	4,982	6,617	0,27	2,074
IPS e.max	0,5 mm	10,177	12,078	8,347	1,192
	1 mm	6,728	8,447	5,035	1,046

**Tablo 4.2.** İki yönlü varyans analizi sonuçları ( $p < 0,05$ ).

Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F-değeri	p-değeri
Sabit Terim	2488,174	1	2488,174	824,136	0,000
Materyal	265,540	3	88,513	29,318	0,000
Kalınlık	97,010	1	97,010	32,132	0,000
Materyal * Kalınlık	15,938	3	5,313	1,760	0,163
Hata	217,377	72	3,019		
Toplam	3084,040	80			

**Tablo 4.3.** Duncan testi sonuçları ( $p < 0,05$ ).

Kalınlık = 0,5 mm					
Materyal	n	Altküme			
		1	2	3	
ZOLID-SHT	10	4,798			
GC	10	5,087			
Vita YZ HT	10		6,648		
IPS e.max	10			10,177	
p-değeri		0,614	1,000	1,000	
Kalınlık = 1 mm					
Materyal	n	Altküme			
		1	2	3	4
GC	10	2,501			
ZOLID-SHT	10		3,691		
Vita YZ HT	10			4,982	
IPS e.max	10				6,728
p-değeri		1,000	1,000	1,000	1,000



#### 4.1.2. Yaşlandırma Sonrası Renk Değişim Değerlerinin Karşılaştırılması ( $\Delta E_2$ )

Yaşlandırma işlemi sonrası materyal tipi, kalınlığı ve siman uygulaması renk değişimini anlamlı olarak etkilemiştir ( $p < 0,05$ ) (Tablo 4.4).

**Tablo 4.4.** Üç yönlü varyans analizi sonuçları ( $p < 0,05$ ).

Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F-değeri	p-değeri
Sabit Terim	912,482	1	912,482	1011,005	0,000
Materyal	42,971	3	14,324	15,870	0,000
Kalınlık	11,380	1	11,380	12,609	0,001
Siman	62,596	1	62,596	69,354	0,000
Materyal * Kalınlık	22,910	3	7,637	8,461	0,000
Materyal * Siman	23,503	3	7,834	8,680	0,000
Kalınlık * Siman	5,379	1	5,379	5,959	0,016
Materyal * Kalınlık * Siman	16,746	3	5,582	6,185	0,001
Hata	129,967	144	0,903		
Toplam	1227,933	160			

#### Siman Uygulaması Yapılmayan Örneklerin Yaşlandırma Sonrası Renk Değişiklikleri ( $\Delta E_2$ )

Materyallerin renk değişim değerleri Tablo 4.5' te gösterilmiştir.

Materyal tipinin etkisi anlamlı bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Ancak materyal kalınlığının etkisi anlamlı değildir ( $P > 0,05$ ) (Tablo 4.6).

#### *0,5 mm kalınlığındaki örneklere etkisi*

Duncan test'i ile 0,5 mm kalınlığındaki örneklerde, IPS örnek grubunun (2,791) anlamlı olarak diğer gruplardan daha fazla renk değişimi gösterdiği belirlenmiştir ( $p < 0,05$ ). ZOLİD-SHT grubu (0,982) diğer örnek gruplarından anlamlı olarak daha az renk değişimi göstermiştir ( $p < 0,05$ ). Vita YZ HT (1,682) ve GC (1,927) gruplarının arasında anlamlı fark yoktur ( $P > 0,05$ ) (Tablo 4.7).

### *1 mm kalınlığındaki örneklerle etkisi*

Duncan test'i ile 1 mm kalınlığındaki örneklerde, GC (1,411), ZOLID- SHT (1,533) ve Vita YZ HT (1,008) grupları arasında anlamlı bir fark yoktur ( $P>0,05$ ). Monolitik zirkonyalar IPS cam seramik grubundan anlamlı olarak daha az renk değişimi göstermişlerdir ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.7).

### *Farklı kalınlıkların renk değişimlerine etkisinin karşılaştırılması*

Her bir materyalde 0,5 mm ve 1 mm kalınlıklar arasında renk değişim değerlerinde anlamlı olarak fark bulunmamıştır ( $P>0,05$ ) (Tablo 4.6).

**Tablo 4.5.** Siman uygulanmayan materyallerin yaşlandırma sonrası renk değişim değerleri ( $\Delta E_2$ )

Materyal	Kalınlık	$\Delta E_2$ Ortalama	$\Delta E_2$ Maksimum	$\Delta E_2$ Minimum	Standart Sapma
GC	0,5 mm	1,927	2,75	0,74	0,657
	1 mm	1,411	3,484	0,476	0,845
ZOLID-SHT	0,5 mm	0,982	2,016	0,287	0,612
	1 mm	1,533	2,368	0,889	0,511
Vita YZ HT	0,5 mm	1,682	3,051	0,461	0,764
	1 mm	1,008	2,187	0,412	0,474
IPS e.max	0,5 mm	2,791	4,597	1,773	0,824
	1 mm	2,763	3,345	2,279	0,419

**Tablo 4.6.** İki yönlü varyans analizi sonuçları ( $p<0,05$ ).

Siman	Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F-değeri	p-değeri
Yok	Sabit Terim	248,546	1	248,546	576,627	0,000
	Materyal	29,341	3	9,780	22,690	0,000
	Kalınlık	0,556	1	0,556	1,289	0,260
	Materyal * Kalınlık	4,562	3	1,521	3,528	0,019
	Hata	31,035	72	0,431		
	Toplam	314,039	80			

**Tablo 4.7.** Duncan testi sonuçları ( $p<0,05$ ).

Siman = Yok, Kalınlık = 0,5 mm				
Materyal	n	Altküme		
		1	2	3
ZOLİD-SHT	10	0,982		
Vita YZ HT	10		1,682	
GC	10		1,927	
IPS e.max	10			2,791
<i>p</i> -değeri		1,000	0,451	1,000
Siman = Yok, Kalınlık = 1 mm				
Materyal	n	Altküme		
		1	2	
Vita YZ HT	10	1,008		
GC	10	1,411		
ZOLİD-SHT	10	1,533		
IPS e.max	10		2,763	
<i>p</i> -değeri		0,065	1,000	

### Siman Uygulaması Yapılan Örneklerin Yaşlandırma Sonrası Renk Değişiklikleri ( $\Delta E_2$ )

Materyallerin renk değişim değerleri Tablo 4.8' de gösterilmiştir.

Renk değişiminin materyal tipinden ve materyal kalınlığından istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilendiği tespit edilmiştir ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.9).

#### 0,5 mm kalınlığındaki örneklere etkisi

Duncan test'i ile 0,5 mm kalınlığındaki örneklerde, Vita YZ HT (4,774) diğer örnek gruplarından anlamlı olarak daha fazla renk değişimi göstermiştir ( $p<0,05$ ). GC (1,685), diğer örnek gruplarından anlamlı olarak daha az renk değişimi göstermiştir ( $p<0,05$ ). ZOLİD- SHT ve IPS grupları arasında anlamlı farklılık yoktur ( $P>0,05$ ) (Tablo 4.10).

#### 1 mm kalınlığındaki örneklere etkisi

Duncan test'i ile 1 mm kalınlığındaki örneklerde, Vita YZ HT (1,791) diğer örnek gruplarından anlamlı olarak daha fazla renk değişimi göstermiştir ( $p<0,05$ ). GC

(2,033), diğer örnek gruplarından anlamlı olarak daha az renk değişimi göstermiştir ( $p<0,05$ ). ZOLID- SHT ve IPS grupları arasında anlamlı farklılık yoktur ( $P>0,05$ ) (Tablo 4.10).

***Farklı kalınlıkların renk değişimlerine etkisinin karşılaştırılması***

Her bir materyalde 0,5 mm ve 1 mm kalınlıklar arasında renk değişim değerlerinde anlamlı olarak fark bulunmuştur ( $P<0,05$ ) (Tablo 4.9).

**Tablo 4.8.** Siman uygulanan materyallerin yaşlandırma sonrası renk değişim değerleri ( $\Delta E_2$ )

Materyal	Kalınlık	$\Delta E_2$ Ortalama	$\Delta E_2$ Maksimum	$\Delta E_2$ Minimum	Standart Sapma
GC	0,5 mm	1,685	3,092	0,649	0,791
	1 mm	2,033	8,337	0,534	2,319
ZOLID-SHT	0,5 mm	3,833	5,515	2,562	0,943
	1 mm	2,728	4,432	0,814	1,224
Vita YZ HT	0,5 mm	4,774	5,632	3,62	0,559
	1 mm	1,791	3,319	0,288	1,161
IPS e.max	0,5 mm	3,56	4,824	2,228	0,886
	1 mm	3,7	4,372	2,964	0,382

**Tablo 4.9.** İki yönlü varyans analizi sonuçları ( $p<0,05$ ).

Siman	Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F-değeri	p-değeri
Var	Sabit Terim	726,531	1	726,531	528,747	0
	Materyal	37,133	3	12,378	9,008	0
	Kalınlık	16,203	1	16,203	11,792	0,001
	Materyal * Kalınlık	35,094	3	11,698	8,514	0
	Hata	98,932	72	1,374		
	Toplam	913,894	80			

**Tablo 4.10.** Duncan testi sonuçları ( $p<0,05$ ).

Siman = Var, Kalınlık = 0,5 mm				
Materyal	n	Altküme		
		1	2	3
GC	10	1,685		
IPS e.max	10		3,560	
ZOLİD-SHT	10		3,833	
Vita YZ HT	10			4,774
<i>p</i> -değeri		1,000	0,456	1,000
Siman = Var, Kalınlık = 1 mm				
Materyal	n	Altküme		
		1	2	
Vita YZ HT	10	1,791		
GC	10	2,033		
ZOLİD-SHT	10	2,728	2,728	
IPS e.max	10		3,700	
<i>p</i> -değeri		0,180	0,142	

## 4.2. Translusensi Değerlerinin (TP) İncelenmesi

### 4.2.1. Siman Uygulaması ve Yaşlandırma İşlemi Öncesinde Translusensi Değerlerinin (TP<sub>1</sub>) İncelenmesi

Materyallerin translusensi değerleri Tablo 4.11' de gösterilmiştir.

İki yönlü varyans analizi sonucu translusensi değerleri materyal tipi ve kalınlığından anlamlı olarak etkilendiği bulunmuştur ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.12).

#### 0,5 mm örnek gruplarının translusensi değerleri

Duncan test'i ile 0,5 mm kalınlığındaki örneklerde, IPS grubunun (18,651) TP değeri diğer örnek gruplarından anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ). GC (14,905) ve ZOLİD- SHT (13,865) TP değerleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Ancak diğer örnek gruplarından anlamlı olarak translusensisi daha düşük bulunmuştur ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.13).

### 1 mm örnek gruplarının translusensi değerleri

Duncan test'i ile 1 mm kalınlığındaki tüm örneklerin, translusensi değerleri birbirine yakın değerler göstermiştir. Aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $P>0,05$ ) (Tablo 4.13).

### Farklı kalınlıkların translusensi değerlerine etkisinin karşılaştırılması

Kalınlık farklılığı translusensi değerlerini anlamlı olarak etkilemiştir ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.12). Bir milimetre kalınlığındaki tüm materyallerde translusensi değerlerinin anlamlı olarak daha düşük olduğu belirlenmiştir ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.11).

**Tablo 4.11.** İlk renk ölçüm sonucunda materyallerin translusensi değerleri (TP<sub>1</sub>)

Kalınlık	Materyal	n	TP <sub>1</sub> Ortalama	Standart Sapma
0,5 mm	GC	20	14,905	0,954
	ZOLİD-SHT	20	13,865	0,921
	Vita YZ HT	20	13,887	0,847
	IPS e.max	20	18,651	2,421
1 mm	GC	20	11,497	0,727
	ZOLİD-SHT	20	11,128	0,385
	Vita YZ HT	20	11,888	0,705
	IPS e.max	20	12,000	1,936

**Tablo 4.12.** İki yönlü varyans analizi sonuçları ( $p<0,05$ ).

Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F-değeri	p-değeri
Sabit Terim	29065,862	1	29065,862	17532,787	0,000
Materyal	192,119	3	64,040	38,629	0,000
Kalınlık	547,218	1	547,218	330,087	0,000
Materyal * Kalınlık	126,120	3	42,040	25,359	0,000
Hata	238,723	144	1,658		
Toplam	30183,395	160			

**Tablo 4.13:** Duncan testi sonuçları ( $p<0,05$ ).

Kalınlık = 0,5 mm				
Materyal	n	Altküme		
		1	2	3
ZOLİD-SHT	20	13,865		
Vita YZ HT	20	13,887		
GC	20		14,905	
IPS e.max	20			18,651
<i>p</i> -değeri		0,962	1,000	1,000
Kalınlık = 1 mm				
Materyal	n	Altküme		
		1		
ZOLİD-SHT	20	11,128		
GC	20	11,497		
Vita YZ HT	20	11,888		
IPS e.max	20	12,000		
<i>p</i> -değeri		0,901		

#### 4.2.2. Siman Uygulaması Sonrası Translusensi Değerlerinin (TP<sub>2</sub>) İncelenmesi

Materyallerin translusensi değerleri Tablo 4.14' te gösterilmiştir.

İki yönlü varyans analizi sonucu siman uygulaması sonrası translusensi değerleri materyal tipi ve kalınlığından anlamlı olarak etkilendiği bulunmuştur ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.15).

#### 0,5 mm örnek gruplarının translusensi değerleri

Duncan test'i ile 0,5 mm kalınlığındaki örnekler, IPS grubunun (15,316) TP değeri diğer örnek gruplarından anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Vita YZ HT (7,543) ve GC (7,783) grupları arasında anlamlı fark yoktur ( $P>0,05$ ). Ancak diğer örnek gruplarından anlamlı olarak translusensisi daha düşük bulunmuştur ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.16).

### 1 mm örnek gruplarının translusensi değerleri

Duncan test'i ile 1 mm kalınlığındaki örneklerde, IPS grubunun (8,393) TP değeri diğer örnek gruplarından anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ). GC (4,577) ve Vita YZ HT (5,609) grupları arasında anlamlı fark bulunmamıştır ( $P>0,05$ ). Ancak diğer örnek gruplarından anlamlı olarak translusensisi daha düşük bulunmuştur ( $p<0,05$ ) (Tablo4.16).

### Farklı kalınlıkların translusensi değerlerine etkisinin karşılaştırılması

Kalınlık farklılığı translusensi değerlerini anlamlı olarak etkilemiştir ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.15). Bir milimetre kalınlığındaki tüm materyallerde translusensi değerlerinin anlamlı olarak daha düşük olduğu belirlenmiştir ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.14).

**Tablo 4.14.** Siman uygulaması sonrası materyallerin translusensi değerleri (TP<sub>2</sub>)

Materyal	Kalınlık	n	TP <sub>2</sub> Ortalama	Standart Sapma
GC	0,5 mm	10	7,783	1,673
	1 mm	10	4,577	1,439
ZOLİD-SHT	0,5 mm	10	10,300	1,123
	1 mm	10	6,341	1,371
Vita YZ HT	0,5 mm	10	7,543	2,232
	1 mm	10	5,609	1,038
IPS e.max	0,5 mm	10	15,316	2,121
	1 mm	10	8,393	1,506

**Tablo 4.15.** İki yönlü varyans analizi sonuçları ( $p<0,05$ ).

Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F-değeri	p-değeri
Sabit Terim	5422,701	1	5422,701	2080,805	0,000
Materyal	401,670	3	133,890	51,376	0,000
Kalınlık	320,891	1	320,891	123,133	0,000
Materyal * Kalınlık	67,209	3	22,403	8,597	0,000
Hata	187,636	72	2,606		
Toplam	6400,108	80			



**Tablo 4.16.** Duncan testi sonuçları ( $p<0,05$ ).

Kalınlık = 0,5 mm				
Materyal	n	Altküme		
		1	2	3
Vita YZ HT	10	7,543		
GC	10	7,783		
ZOLİD-SHT	10		10,300	
IPS e.max	10			15,316
<i>p</i> -değeri		0,772	1,000	1,000
Kalınlık = 1 mm				
Materyal	n	Altküme		
		1	2	3
GC	10	4,577		
Vita YZ HT	10	5,609	5,609	
ZOLİD-SHT	10		6,341	
IPS e.max	10			8,393
<i>p</i> -değeri		0,096	0,233	1,000

#### 4.2.3. Yaşlandırma Sonrası Translusensi Değerlerinin (TP<sub>3</sub>)

##### Karşılaştırılması

Yaşlandırma işlemi sonrası materyal tipi, kalınlığı ve siman uygulamasının translusensi değerlerini anlamlı olarak etkilediği belirlenmiştir ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.17).

**Tablo 4.17.** Üç yönlü varyans analizi sonuçları ( $p<0,05$ ).

Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F-değeri	<i>p</i> -değeri
Sabit Terim	17353,230	1	17353,230	7346,105	0,000
Materyal	159,620	3	53,207	22,524	0,000
Kalınlık	356,798	1	356,798	151,042	0,000
Siman	952,057	1	952,057	403,032	0,000
Materyal * Kalınlık	95,133	3	31,711	13,424	0,000
Materyal * Siman	72,960	3	24,320	10,295	0,000
Kalınlık * Siman	16,059	1	16,059	6,798	0,010
Materyal * Kalınlık * Siman	7,062	3	2,354	0,997	0,396
Hata	340,162	144	2,362		
Toplam	19353,080	160			

### **Siman Uygulaması Yapılmayan Örnek Gruplarının Yaşlandırma Sonrası Translusensi Değerlerinin (TP<sub>3</sub>) Karşılaştırılması**

Materyallerin translusensi değerleri Tablo 4.18' de gösterilmiştir.

Üç yönlü varyans analizi sonucu translusensi değerleri materyal tipi ve kalınlığından anlamlı olarak etkilendiği bulunmuştur ( $p < 0,05$ ) (Tablo 4.17).

#### **0,5 mm örnek gruplarının translusensi değerleri**

Duncan test'i ile 0,5mm kalınlığındaki örneklerde, IPS grubunun (16,240) TP değeri diğer örnek gruplarından anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). GC (12,724), ZOLİD- SHT (13,156) ve Vita YZ HT (13,998) grupları arasında anlamlı fark bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ). Ancak IPS grubundan anlamlı olarak translusensileri daha düşük bulunmuştur ( $p < 0,05$ ) (Tablo 4.19).

#### **1 mm örnek gruplarının translusensi değerleri**

Duncan test'i ile 1 mm kalınlığındaki örneklerde, IPS grubunun (10,874) TP değeri diğer örnek gruplarından anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). GC (12,080), ZOLİD- SHT (11,830) ve Vita YZ HT (11,923) grupları arasında anlamlı fark bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ). Ancak IPS grubundan anlamlı olarak translusensileri daha yüksek bulunmuştur ( $p < 0,05$ ) (Tablo 4.19).

#### ***Farklı kalınlıkların translusensi değerlerine etkisinin karşılaştırılması***

Kalınlık farklılığı translusensi değerlerini anlamlı olarak etkilemiştir ( $p < 0,05$ ) (Tablo 4.17). Bir milimetre kalınlığındaki tüm materyallerde translusensi değerlerinin anlamlı olarak daha düşük olduğu belirlenmiştir ( $p < 0,05$ ) (Tablo 4.18).

**Tablo 4.18.** Yaşlandırma işlemi sonrası siman uygulaması yapılmayan materyallerin translusensi değerleri (TP<sub>3</sub>)

Materyal	Kalınlık	n	TP <sub>3</sub> Ortalama	Standart Sapma
GC	0,5 mm	10	12,724	1,031
	1 mm	10	12,08	1,107
ZOLİD-SHT	0,5 mm	10	13,156	0,956
	1 mm	10	11,83	0,492
Vita YZ HT	0,5 mm	10	13,998	1,064
	1 mm	10	11,923	0,546
IPS e.max	0,5 mm	10	16,24	2,516
	1 mm	10	10,874	1,488

**Tablo 4.19.** Duncan testi sonuçları (p<0,05).

Siman = Yok, Kalınlık = 0,5 mm			
Materyal	n	Altküme	
		1	2
GC	10	12,724	
ZOLİD-SHT	10	13,156	
Vita YZ HT	10	13,998	
IPS e.max	10		16,240
<i>p</i> -değeri		0,087	1,000
Siman = Yok, Kalınlık = 1 mm			
Materyal	n	Altküme	
		1	2
IPS e.max	10	10,874	
ZOLİD-SHT	10		11,830
Vita YZ HT	10		11,923
GC	10		12,080
<i>p</i> -değeri		1,000	0,604

### **Siman Uygulaması Yapılan Örneklerin Yaşlandırma Sonrası Translusensi Değerlerinin (TP<sub>3</sub>) Karşılaştırılması**

Materyallerin translusensi değerleri Tablo 4.20' de gösterilmiştir.

Üç yönlü varyans analizi sonucu translusensi değerlerinin materyal tipi, kalınlığı ve siman uygulamasından anlamlı olarak etkilendiği bulunmuştur (Tablo 4.17).

#### ***0,5 mm örnek gruplarının translusensi değerleri***

Duncan test'i ile 0,5mm kalınlığındaki örneklerde IPS grubunun (13,393) TP değeri diğer örnek gruplarından anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ). GC (7,688) ve Vita YZ HT (7,848) grubu arasında anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Ancak IPS grubundan anlamlı olarak translusensileri daha düşük bulunmuştur ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.21).

#### ***1 mm örnek gruplarının translusensi değerleri***

Duncan test'i ile 1 mm kalınlığındaki örneklerde, IPS (7,555) ve ZOLİD-SHT (6,621) grubu arasında anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Ancak diğer örnek gruplarından anlamlı olarak daha fazla translusensi değeri göstermişlerdir ( $p<0,05$ ). GC (5,106), ZOLİD-SHT ve Vita YZ HT (5,375) grupları arasında anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Diğer örnek grubundan anlamlı olarak translusensisi daha düşük bulunmuştur ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.21).

#### ***Farklı kalınlıkların translusensi değerlerine etkisinin karşılaştırılması***

Kalınlık farklılığı translusensi değerlerini anlamlı olarak etkilemiştir ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.17). Bir milimetre kalınlığındaki tüm materyallerde translusensi değerlerinin anlamlı olarak daha düşük olduğu belirlenmiştir ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.20).

**Tablo 4.20.** Yaşlandırma işlemi sonrası siman uygulaması yapılan materyallerin translusensi değerleri (TP<sub>3</sub>)

Materyal	Kalınlık	n	TP <sub>3</sub> Ortalama	Standart Sapma
GC	0,5 mm	10	7,688	1,786
	1 mm	10	5,106	0,953
ZOLİD-SHT	0,5 mm	10	10,209	1,662
	1 mm	10	6,621	1,366
Vita YZ HT	0,5 mm	10	7,848	0,739
	1 mm	10	5,375	2,93
IPS e.max	0,5 mm	10	13,393	2,17
	1 mm	10	7,555	1,335

**Tablo 4.21.** Duncan testi sonuçları (p<0,05).

Siman = Var, Kalınlık = 0,5 mm				
Materyal	n	Altküme		
		1	2	3
GC	10	7,688		
Vita YZ HT	10	7,848		
ZOLİD-SHT	10		10,209	
IPS e.max	10			13,393
p-değeri		0,832	1,000	1,000
Siman = Var, Kalınlık = 1 mm				
Materyal	n	Altküme		
		1	2	
GC	10	5,106		
Vita YZ HT	10	5,375		
ZOLİD-SHT	10	6,621	6,621	
IPS e.max	10		7,555	
p-değeri		0,085	0,257	

### 4.3. Translusensi Değerlerinin Karşılaştırılması (TP<sub>1</sub>-TP<sub>2</sub>-TP<sub>3</sub>)

Translusensi değerlerinin karşılaştırılması Bonferroni test'i ile yapılmıştır (Tablo 4.22 ve 4.23).

#### 4.3.1. Siman Uygulanmayan Örneklerin Translusensi Değerlerinin Karşılaştırılması (TP<sub>1</sub>-TP<sub>3</sub>)

GC örnek grubunda, 0,5 mm kalınlığında yaşlandırma işlemi sonrası translusensi değerleri önemli derecede daha düşük bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Bir milimetre kalınlığında değişim önemsiz bulunmuştur ( $p > 0,05$ ). ZOLİD-SHT örnek grubunda, 0,5 mm kalınlığında yaşlandırma işlemi sonrası translusensi değişimi önemsiz bulunmuştur ( $p > 0,05$ ). Bir milimetre kalınlığında değişim anlamlı bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Vita YZ-HT örnek grubunda, her iki kalınlık için de yaşlandırma işlemi sonrası translusensi değişimi önemsiz bulunmuştur ( $p > 0,05$ ). IPS e.max örnek grubunda, 0,5 mm kalınlığında yaşlandırma işlemi sonrası translusensi değeri önemli derecede düşük bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Bir milimetre kalınlığında değişim önemsiz bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).

**Tablo 4.22.** Siman uygulanmayan grupta Bonferroni test'i sonuçları ( $p < 0,05$ )

Materyal	Kalınlık	Karşılaştırma Grupları	Ort. Fark (TP <sub>1</sub> -TP <sub>3</sub> )	Standart Hata	p-değeri
GC	0,5 mm	TP <sub>1</sub> - TP <sub>3</sub>	2,576451	0,402436	0,000
	1 mm	TP <sub>1</sub> - TP <sub>3</sub>	-0,493901	0,384583	0,231
ZOLİD-SHT	0,5 mm	TP <sub>1</sub> - TP <sub>3</sub>	0,465924	0,380141	0,251
	1 mm	TP <sub>1</sub> - TP <sub>3</sub>	-0,829109	0,139811	0,000
Vita YZ-HT	0,5 mm	TP <sub>1</sub> - TP <sub>3</sub>	-0,510262	0,555944	0,383
	1 mm	TP <sub>1</sub> - TP <sub>3</sub>	-0,117438	0,233521	0,627
IPS e.max	0,5 mm	TP <sub>1</sub> - TP <sub>3</sub>	2,226531	0,294910	0,000
	1 mm	TP <sub>1</sub> - TP <sub>3</sub>	0,649140	0,362385	0,107

#### 4.3.2. Siman Uygulaması Yapılan Örneklerin Translusensi Değerlerinin Karşılaştırılması (TP<sub>1</sub>-TP<sub>2</sub>-TP<sub>3</sub>)

Monolitik zirkonya seramik örneklerin tümünde ve her iki kalınlık için siman uygulandıktan sonra translusensi değerleri (TP<sub>2</sub>) önemli derecede daha düşük

bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Yaşlandırma işlemi sonrası siman uygulanmış örneklerin translusensi değerlerinde (TP<sub>3</sub>) fark önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ ).

IPS e.max cam seramik grubunda her iki kalınlık için siman uygulandıktan sonra translusensi değerleri (TP<sub>2</sub>) önemli derecede daha düşük bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Yaşlandırma işlemi sonrası siman uygulanmış örneklerin translusensi değerleri (TP<sub>3</sub>) önemli derecede daha düşük bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

**Tablo 4.23.** Siman uygulaması yapılan grupta Bonferroni test'i sonuçları ( $p<0,05$ )

Materyal	Karşılaştırma Grupları	Ort. Fark	Standart Hata	<i>p</i> -değeri
GC	TP <sub>1</sub> -TP <sub>2</sub>	6,779	0,408	0,000
	TP <sub>1</sub> -TP <sub>3</sub>	6,562	0,349	0,000
	TP <sub>2</sub> -TP <sub>3</sub>	-0,217	0,435	1,000
ZOLİD-SHT	TP <sub>1</sub> -TP <sub>2</sub>	4,36	0,291	0,000
	TP <sub>1</sub> -TP <sub>3</sub>	4,266	0,323	0,000
	TP <sub>2</sub> -TP <sub>3</sub>	-0,094	0,189	1,000
Vita YZ-HT	TP <sub>1</sub> -TP <sub>2</sub>	6,553	0,374	0,000
	TP <sub>1</sub> -TP <sub>3</sub>	6,517	0,408	0,000
	TP <sub>2</sub> -TP <sub>3</sub>	-0,036	0,591	1,000
IPS e.max	TP <sub>1</sub> -TP <sub>2</sub>	3,802	0,402	0,000
	TP <sub>1</sub> -TP <sub>3</sub>	5,182	0,377	0,000
	TP <sub>2</sub> -TP <sub>3</sub>	1,38	0,179	0,000

## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, hızlandırılmış suni yaşlandırma işleminin iki farklı kalınlıktaki monolitik translusent zirkonya seramiklerin, lityum disilikat içerikli cam seramiklerle karşılaştırmalı olarak translusensi (TP) ve renk değişim ( $\Delta E$ ) parametrelerine etkisi incelenmiştir. Bunun yanında siman uygulamasının da renk ve translusensi üzerindeki etkisi anlaşılmaya çalışılmıştır. Günümüzde mekanik özellikleri yüksek olan ve estetik özellikleri geliştirilen monolitik zirkonya seramiklere talep giderek artmaktadır(67, 123). Bundan dolayı bu çalışmada son zamanlarda geliştirilen monolitik zirkonya seramiklerin translusensi ve renk değişim parametreleri incelenmiştir.

Siman uygulaması ve yaşlandırma işlemleri sonucunda tüm materyallerin translusensi değerleri azalma gösterse de IPS e.max grubunun translusensi değerleri monolitik zirkonyalardan daha yüksektir. Sadece 1 mm kalınlığındaki siman uygulanmayan IPS e.max cam seramik grubunun TP<sub>3</sub> değerleri diğer tüm monolitik zirkonya seramik gruplarından daha düşük bulunmuştur. IPS e.max cam seramik grubunda renk değişim değerleri diğer monolitik zirkonya seramik gruplarından daha fazla bulunmuştur. Sadece siman uygulanan 0,5 mm kalınlığındaki Vita YZ-HT grubunda  $\Delta E_2$  değerinin fazla olduğu tespit edilmiştir. Elde edilen veriler ışığında çalışmanın başlangıç aşamasında oluşturulan sıfır hipotezi reddedilmiştir. Siman, materyal tipi, kalınlık ve yaşlandırma işlemi renk değişimini ve translusensiyi etkilemiştir.

Protetik diş hekimliğinin önemli amaçlarından biri; doğal dişe en yakın renk ve ışık geçirgenliğine sahip restorasyonlar üretmektir(124, 125). İdeal bir tam seramik materyal; doğal dişe benzer renk ve translusensi sergilemeli aynı zamanda ağız koşullarında uzun süre hem mekanik özelliklerini hem de optik özelliklerini korumalıdır (8, 126).

Günümüzde hastaların artan estetik beklentileri ve sosyal medya kullanımının yaygınlaşması, diş hekimlerini doğal dişlerin fonksiyonel ve estetik özelliklerine benzer restorasyonların üretilmesi için daha fazla zorlamaktadır. Özellikle anterior bölgede yapılacak tam seramik restorasyonların renk seçimi estetik olarak başarılı restorasyonların üretimi açısından kritik bir konudur. Rengin görsel olarak doğru seçilmesi diş hekiminin subjektif değerlendirmesi ve klinik çevre koşulları gibi pek çok faktörden etkilenebilen bir durumdur(127). Yapılan çalışmalar sonucunda insan



gözünün  $\Delta E < 1$  değerlerini fark edemediği bildirilmiştir(5, 128). Paul ve ark(129) spektrofotometre ile yaptıkları renk ölçümlerinin, görsel renk ölçümlerine göre daha hassas sonuçlar verdiğini belirtmiştir. Kolorimetre cihazları ile renk farklılıklarının belirlenmesi ve metamerizm gibi daha karmaşık renk ölçümleri için yetersiz kalmaktadır. Diş hekimliğindeki renk çalışmalarında daha çok spektrofotometre cihazları kullanılmaktadır(130, 131). Bundan dolayı çalışmamızda renk farklılığının belirlenmesi ve translusensi değerlerinin ölçülmesinde daha hassas ölçüm yapan spektrofotometre cihazı kullanılmıştır.

Dental materyallerin renk farklılıklarının algılanma ve klinik olarak kabul edilebilme sınırları önemli olan diğer bir konudur(132, 133). Khashayar ve ark(134) renk farklılıklarının algılanma ve klinik olarak kabul edilebilme sınır değerleri ile ilgili hazırladıkları sistematik derlemede, ortak kabul gören değerlerin olmadığını renk çalışmalarında farklı sınır değerlerinin kullanıldığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda daha güncel olan O'Brien ve ark(135) yapmış olduğu sınıflandırma kullanılmıştır Bu sınıflamada, klinik olarak kabul edilemez( $\Delta E > 3,5$ ), klinik olarak kabul edilebilir( $2 > \Delta E > 3,5$ ), iyi( $1 > \Delta E > 2$ ), çok iyi( $0,5 > \Delta E > 1$  ve kusursuz( $\Delta E = 0$ ) şeklinde renk değişim değerleri alt kategorilere ayrılmıştır.

Monolitik zirkonya seramiklerin yüksek kırılma dayanımı ve bükülme direnci gibi olumlu özelliklerinin yanında estetik özellikleri ile ilgili sıkıntılar mevcuttur(136, 137). Geleneksel zirkonya seramiklere göre estetik özellikleri geliştirilmiş olsa da dentin ve minenin translusensi değerleri ile kıyaslandığında monolitik zirkonya seramiklerin optik özelliklerinin yeterliliği konusu tartışılmaya devam edilmektedir(138). Üreticiler, translusensi özellikleri dentin ve mineye yakın monolitik zirkonya seramiklerini geliştirdiklerini iddia etmektedirler(139). Ancak bu yeni geliştirilen monolitik zirkonya seramiklerin optik özellikleri ile ilgili kısıtlı sayıda çalışma olması konunun daha fazla araştırılma ihtiyacını yaratmaktadır.

Literatürdeki çalışmalarda monolitik zirkonya seramiklerin translusensi özellikleri genellikle mine (TP:18,7) ve dentinin (TP:16,4) translusensi değerleri ile (140) karşılaştırılmış veya kontrol grubu olarak translusensi özelliği mineye yakın olan monolitik cam seramikler ile kıyaslanmıştır. Çalışmamızda da pozitif kontrol grubu olarak lityum disilikat içerikli cam seramikler kullanılmıştır.

Harada ve ark(70), 0,5 mm ve 1 mm kalınlıklarda monolitik zirkonya seramiklerin translusensilerini inceledikleri çalışmada, her iki kalınlık için de karşılaştırma sonuçlarını Katana Zirconia UT > Prettau Anterior > Katana Zirconia ST > BruxZir = Katana Zirconia HT şeklinde olduğunu bildirmişlerdir. Aynı çalışmada lityum disilikat içerikli cam seramik grubunun diğer tüm monolitik zirkonya seramik gruplarından daha yüksek translusensiye sahip olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda elde edilen translusensi değerleri, bahsedilen çalışma ile benzerlik göstermektedir. Harada ve ark. çalışmasından farklı olarak siman ve yaşlandırmanın etkisi de anlaşılmaya çalışılmıştır. Yaşlandırma işlemi sonrası siman uygulaması yapılmayan 1 mm kalınlığındaki IPS e.max Cad LT cam seramik diğer tüm monolitik zirkonya seramiklerinden daha düşük translusensi değerleri göstermiştir. Diğer bir deyişle 1 mm kalınlığındaki cam seramik örneklerin yaşlanma ile translusensi özelliğinde kayıp görülmektedir. Ancak monolitik zirkonya seramiklerin yaşlandırma işleminden daha az etkilendikleri ve daha kararlı materyaller oldukları sonucuna varılmıştır.

Elsaka ve ark.(141)'larının son zamanlarda geliştirilen yüksek translucent özellikteki monolitik zirkonya seramik olan Ceramill Zolid FX Multilayer ile Prettau Anterior ve Zenostar T' nin optik ve mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmada tüm monolitik zirkonya seramiklerin TP değerlerinin 15.88-19.41 aralığında bulmuşlar ve Ceramill Zolid FX Multilayer'in daha translucent özellikte olduğunu belirtmişlerdir. Bu değerlerin mine ve dentinin TP değerlerine benzer değerler olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda IPS e.max Cad LT' nin ölçülen translusensi değeri (TP:18,651), 1 mm kalınlığındaki diş minesinin translusensi değerine yakın bulunmuştur. Monolitik zirkonya seramiklerin translusensi değerleri de (GC; 0,5mm:14,905, 1mm:11,497, Zolid SHT; 0,5mm:13,865, 1mm:11,128, Vita YZ; 0,5mm:13,887, 1mm:11,888) dentinin translusensi değerine yakın bulunmuştur.

Monolitik zirkonya restorasyonların simantasyon protokolü ile ilgili değişik görüşler vardır. Yapılan çalışmalarda geleneksel simanların kullanımı önerilmekle birlikte rezin simanların kullanımını öneren çalışmalar da bulunmaktadır(142-144). Ancak uzun klinik takip yapılan bir çalışmada geleneksel siman kullanılan vakalarda retansiyon kaybının daha yüksek olduğu bildirilmiştir(145). Adeziv diş hekimliğindeki gelişmeler ve güncel çalışmalar rezin simanların kullanımını öne

çıkarmaktadır. Monolitik zirkonya seramiklerin polikristal yapısında cam faz bulunmaması nedeniyle yüzey pürüzlendirme için önemli bir sorundur. Bunun için alüminyum partikülleri ( $Al_2O_3 \leq 50 \mu m$  boyutunda, 1 bar basınç ile yaklaşık olarak 10 mm uzaklıktan) ile kumlama önerilmiştir (146). Pürüzlendirme sonrası 10-MDP (10-methacryloyloxy-decyl dihydrogen phosphate) içerikli primer uygulaması (147) ve polimerizasyon işlemi sırasında ışığın ulaşamadığı olası durumlar için dual cure rezin simanlar (71) önerilmektedir. Çalışmamızda zirkonya örnekler için alüminyum partikülleri ( $Al_2O_3 \leq 50 \mu m$  boyutunda, 1 bar basınç ile yaklaşık olarak 10 mm uzaklıktan) ile kulanarak, cam seramik örnekler de %10 luk HF asit uygulaması (FGM Produtos Odontologicos, Brasil) ile pürüzlendirilmiştir. Primer (Monobond Plus; Ivoclar Vivadent) ve rezin siman (RelyX™ Ultimate Adhesive Resin Cement-3M ESPE) uygulaması çalışmalarda tavsiye edildiği gibi yapılmıştır.

Malkondu ve ark(148) farklı tip simanların monolitik zirkonya seramiklerin sonuç renk ve translusensi değerlerine etkisini incelemişlerdir. Siman ve materyal kalınlığının translusensi ve renk farklılığını anlamlı olarak etkilediğini belirtmişlerdir. Renk farklılığının en yüksek rezin siman uygulanan grupta olduğunu, translusensi farklılığının yine en çok rezin siman uygulanan örnek grubunda olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda siman uygulaması ile bu çalışmaya benzer sonuçlar elde edilerek siman uygulanmasının anlamlı derecede translusensiyi etkilediği ve renk değişimine neden olduğu bulunmuştur.

Bayındır ve ark(149) dört farklı kalınlıkta hazırlanan yüksek translusent özellikteki Katana HT monolitik zirkonya örneklerine siman uygulayarak translusensi ve renk değişimlerini değerlendirmişlerdir. Materyal kalınlığının artması ile translusensi değerlerinin azaldığı sonucunu bildirmişlerdir. Siman uygulaması ile tüm kalınlık gruplarında translusensi değerlerinin ve renk değişimlerinin etkilendiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda da bu sonuçlarla paralel bulgular elde edilmiştir.

Dental materyaller ağız içerisinde sıcaklık değişiklikleri, nem, mekanik etkilere maruz kalmaktadır. Bu etkiler kullanım süreci içerisinde materyal özelliklerinde değişime neden olmaktadır. Kullanım süresine bağlı olarak değişimlerin in vitro incelenmesinde suni yaşlandırma işlemi uygulanmaktadır(150). Çalışmamızda kullanılan suni yaşlandırma işlemi ile ilgili daha önceki çalışmalarda 300 saatlik uygulamanın yaklaşık olarak 1 yıllık klinik etkiye eşit olduğu bildirilmiştir(151).

Fathy ve ark(152) Y-TZP monolitik zirkonya ile Y-TZP zirkonya kor materyallerinin hidrotermal yaşlandırma sonrası translusensi değerlerini inceledikleri çalışmada monolitik zirkonya seramiklerin yaşlandırma öncesi (TP<sub>0</sub>:16.4 ± 0.316) ve sonrasında (TP<sub>1</sub>:13.35 ± 0.158) kor zirkonya seramiklerden (TP<sub>0</sub>:9.38 ± 0.395 ve TP<sub>1</sub>:7.05 ± 0.261) daha yüksek TP değerleri gösterdiklerini tespit etmişlerdir. Aynı çalışmada yaşlandırma işleminin her iki örnek grubunun translusensi değerlerini olumsuz etkilediği belirtilmiştir. Çalışmamızda yaşlandırma işlemi tüm materyallerde aynı etkiyi yaratmamıştır. Bundan dolayı yaşlandırmanın materyallere olan etkisi ile ilgili bir genelleme yapılamamıştır. Ancak siman uygulandıktan sonra tüm materyallerin translusensisi düştüğü gibi yaşlandırmadan sonra cam seramik hariç tüm monolitik zirkonyaların translusensisi değişmemektedir. Bu bulgu simanın traslusensi üzerinde dengeleyici bir etkisi olduğunu düşündürmektedir.

Subaşı ve ark(153) monolitik zirkonya, lityum disilikat ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik örneklerin hidrotermal yaşlandırma işlemi sonrasında renk değişim değerlerini inceledikleri çalışmada, renk değişikliklerinin materyal tipinden ve kalınlığından anlamlı olarak etkilendiğini bildirmişlerdir. Monolitik zirkonya seramiklerin renk değişikliklerinin fark edilebilir değerlerde olduğu ancak bu değerlerin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir. Renk değişiminin 0,5 mm kalınlığındaki zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat grubunda ise klinik olarak kabul edilemez olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da siman uygulaması yapılmayan monolitik seramik gruplarında yaşlandırma sonrası renk değişim değerleri (GC; 0,5mm:1,927, 1mm:1,411, Zolid SHT; 0,5mm:0,982, 1mm:1,533, Vita YZ; 0,5mm:1,682, 1mm:1,008) her iki kalınlık için de klinik olarak kabul edilebilir hatta ‘‘iyi’’ sınıfında yer almaktadır. Lityum disilikat cam seramik grubunda (IPS e.max Cad LT; 0,5mm:2,791, 1mm:2,763) her iki kalınlık için de renk değişimi fark edilebilir seviyelerde ancak klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda bulunmuştur. Monolitik zirkonya seramik materyallerinin yaşlandırma işlemlerinden daha az etkilendiği ve daha kararlı materyaller olduğu sonucu çıkarılabilir.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Hızlandırılmış suni yaşlandırma ve siman uygulanması işlemlerinin farklı monolitik zirkonya seramikleri ile lityum disilikat içerikli cam seramiklerin translusensi (TP) ve renk değişim ( $\Delta E$ ) parametrelerine etkisini incelediğimiz çalışmamızda, çalışmanın sınırları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

1. IPS e.max cam seramiğin monolitik zirkonyalara göre translusensisi daha yüksektir. Monolitik zirkonya materyallerinin translusensileri birbirine yakındır.
2. Siman uygulaması hem monolitik zirkonyaların hem de IPS e.max cam seramiğin translusensisini azaltır.
3. Siman uygulamasıyla monolitik zirkonyalarda azalmış olan translusensisi yaşlanma ile etkilenmez. Siman uygulamasıyla IPS e.max cam seramiğin azalmış olan translusensisi yaşlanma ile daha da azalır.
4. Siman uygulaması tüm materyallerde 1 mm GC monolitik zirkonya hariç klinik olarak kabul edilemez değerlerde renk değişimine neden olmaktadır.
5. Yaşlandırma işleminin siman uygulanmayan IPS e.max'in renk değişimine etkisi klinik olarak kabul edilebilir sınırlardadır. Monolitik zirkonyalar üzerindeki etkisi ise daha da azdır.
6. Siman uygulamasıyla birlikte IPS e.max'in her iki kalınlığında da yaşlandırmadan sonraki renk değişimi klinik olarak kabul edilemez değerlerdedir. Siman uygulamasıyla ve yaşlandırmadan sonra 0,5 mm kalınlığındaki Vita YZ-HT ve ZOLİD-SHT monolitik zirkonyaların renk değişimi klinik olarak kabul edilemez değerlerdedir. Ancak kalınlık artışı monolitik zirkonyaların renk değişimini klinik olarak kabul edilebilir sınırlara getirir.

Çalışmanın in-vitro bulguları yapılacak klinik çalışmalarla desteklenebilir. Materyal renklerine göre farklı renklerde simanlar kullanılarak çalışma genişletilebilir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Walton TR. A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns. *The International journal of prosthodontics*. 1999;12(6):519-26.
2. Spear FM. The metal-free practice: myth? Reality? Desirable goal? *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2001;13(1):59-67.
3. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clinical oral implants research*. 2007;18 Suppl 3:73-85.
4. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal*. 2011;56 Suppl 1:84-96.
5. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;98(5):389-404.
6. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *British dental journal*. 1965;119(6):251-67.
7. Ueda K, Guth JF, Erdelt K, Stimmelmayer M, Kappert H, Beuer F. Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. *Dental materials journal*. 2015;34(3):310-4.
8. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater*. 2011;27(1):83-96.
9. Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;119(4):593-9.
10. Matsuzaki F, Sekine H, Honma S, Takanashi T, Furuya K, Yajima Y, et al. Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. *Dental materials journal*. 2015;34(6):910-7.
11. Harijanawala HH, Kheur MG, Apte SK, Kale BB, Sethi TS, Kheur SM. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *The journal of advanced prosthodontics*. 2014;6(6):456-61.
12. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater*. 2008;24(11):1556-67.
13. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings-a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2009;25(1):121-8.

14. Wolfart S, Harder S, Eschbach S, Lehmann F, Kern M. Four-year clinical results of fixed dental prostheses with zirconia substructures (Cercon): end abutments vs. cantilever design. *European journal of oral sciences*. 2009;117(6):741-9.
15. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*. 2013;29(12):1201-8.
16. Stober T, Bermejo JL, Rammelsberg P, Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *Journal of oral rehabilitation*. 2014;41(4):314-22.
17. Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *Journal of materials science Materials in medicine*. 2011;22(11):2429-35.
18. Dede DO, Armaganci A, Ceylan G, Cankaya S, Celik E. Influence of abutment material and luting cements color on the final color of all ceramics. *Acta odontologica Scandinavica*. 2013;71(6):1570-8.
19. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;83(4):412-7.
20. Karaagaclioglu L, Yilmaz B. Influence of cement shade and water storage on the final color of leucite-reinforced ceramics. *Operative dentistry*. 2008;33(4):386-91.
21. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hammerle CH. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *European journal of oral sciences*. 2008;116(3):272-9.
22. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clinical oral implants research*. 2007;18 Suppl 3:86-96.
23. Land CH. *Porcelain dental art*1904.
24. Kenneth J. Anusavice CS, H. Ralph Rawls. *Philips' Science of Dental Materials*. 12 ed: Elsevier; 2013. p. 420-72.
25. Duret F, Preston JJCoid. *CAD/CAM imaging in dentistry*. 1991;1(2):150-4.
26. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki YJDMj. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. 2009;28(1):44-56.
27. Sakaguchi LR PJ. *Craig's Resorative Dental Materials*. Elsevier, Mosby; 2012. p. 254-69.
28. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International journal of prosthodontics*. 2015;28(3):227-35.
29. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The open dentistry journal*. 2013;7:118-22.

30. Mitra SB, Wu D, Holmes BNJTJotADA. An application of nanotechnology in advanced dental materials. 2003;134(10):1382-90.
31. CEREN N, Volkan T, Faruk E, AKGÜNGÖR G, AYYILDIZ S, Deniz ŞJADJ. NANOCERAMICS AND HYBRID MATERIALS USED IN CAD/CAM SYSTEMS. 2016;2(3):55-61.
32. Shetty R, Shenoy K, Dandekeri S, Suhaim K, Ragher M, Francis JJIJRSR. Resin-matrix ceramics: an overview. 2015;6(11):7414-17.
33. 3M ESPE -Notice: Change in Indication — Lava™ Ultimate Restorative. 2015. p. <http://multimedia.3m.com/mws/media/1198023O/lava-ultimate-restorative-change-of-indication-notice.pdf>.
34. Horvath SD. Key Parameters of Hybrid Materials for CAD/CAM-Based Restorative Dentistry. *Compend Contin Educ Dent*. 2016;37(9):638-43.
35. Zahnfabrik VAS. ENAMIC, [Available from: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-24970.html>]
36. Ruse N, Sadoun MJJodr. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. 2014;93(12):1232-4.
37. Kelly JR, Benetti PJAdj. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. 2011;56:84-96.
38. THAMRONGANANSKUL N, BUSABOK C, POOLTHONG S, UO M, TAGAMI JJDmj. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. 2014;33(1):79-85.
39. Andersson M, Odén AJAOS. A new all-ceramic crown: a dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. 1993;51(1):59-64.
40. Ebrahimi M, Chevalier J, Fantozzi GJJJoMR. Slow crack-growth behavior of alumina ceramics. 2000;15(1):142-7.
41. Sadan A, Blatz MB, Lang BJJoP, Dentistry R. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: part 1. 2005;25(3).
42. Piconi C, Maccauro GJB. Zirconia as a ceramic biomaterial. 1999;20(1):1-25.
43. Denry I, Kelly JRJJDm. State of the art of zirconia for dental applications. 2008;24(3):299-307.
44. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside JJIJoP. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. 2002;15(4).
45. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MVJB. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. 2004;25(11):2153-60.
46. Lughy V, Sergio VJJDm. Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. 2010;26(8):807-20.
47. Torricelli P, Verne E, Brovarone CV, Appendino P, Rustichelli F, Krajewski A, et al. Biological glass coating on ceramic materials:: in vitro evaluation using primary osteoblast cultures from healthy and osteopenic rat bone. 2001;22(18):2535-43.



48. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli AJ. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. 2004;75(2):292-6.
49. Kisi EH, Howard C, editors. Crystal structures of zirconia phases and their interrelation. Key Engineering Materials; 1998: Trans Tech Publ.
50. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. 2005;33(1):9-18.
51. Ban S, Sato H, Suehiro Y, Nakanishi H, Nawa M. Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite and Y-TZP as dental restoratives. 2008;87(2):492-8.
52. Özcan M, Kerckhofs S, Valandro LF. Comparison of resin cement adhesion to Y-TZP ceramic following manufacturers' instructions of the cements only. 2008;12(3):279-82.
53. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung K-H. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. 2012;107(3):170-7.
54. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Vallittu PK, Narhi TO, et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. Dent Mater. 2015;31(10):1180-7.
55. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lumkemann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. Quintessence international (Berlin, Germany : 1985). 2017;48(5):369-80.
56. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lumkemann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. Quintessence international (Berlin, Germany : 1985). 2017;48(6):441-50.
57. Clarke I, Manaka M, Green D, Williams P, Pezzotti G, Kim Y-H, et al. Current status of zirconia used in total hip implants. 2003;85:73-84.
58. Chevalier JJB. What future for zirconia as a biomaterial? 2006;27(4):535-43.
59. Kern F, Palmero P. Microstructure and mechanical properties of alumina 5 vol% zirconia nanocomposites prepared by powder coating and powder mixing routes. 2013;39(1):673-82.
60. Naglieri V, Palmero P, Montanaro L, Chevalier JJM. Elaboration of alumina-zirconia composites: Role of the zirconia content on the microstructure and mechanical properties. 2013;6(5):2090-102.
61. Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Oka M, Uchida M, et al. Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. 2002;63(3):262-70.
62. Takano T, Tasaka A, Yoshinari M, Sakurai K. Fatigue strength of Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite with different surfaces. 2012;91(8):800-4.

63. Ueda K, Gueth J-F, Erdelt K, Stimmelmayer M, Kappert H, Beuer FJDMj. Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. 2015;2014-238.
64. Matsuzaki F, Sekine H, Honma S, Takanashi T, Furuya K, Yajima Y, et al. Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. 2015;34(6):910-7.
65. Kim H-K, Kim S-H, Lee J-B, Ha S-RJTJopd. Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. 2016;115(6):773-9.
66. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J-F, Edelhoff D, Naumann MJDM. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. 2012;28(4):449-56.
67. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult von Steyern PJAOS. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. 2014;72(2):145-53.
68. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. 2015;73(8):602-8.
69. Reich SJIjocd. Tooth-colored CAD/CAM monolithic restorations. 2015;18(2):131-46.
70. Harada K, Raigrodski AJ, Chung K-H, Flinn BD, Dogan S, Mancl LAJTJopd. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. 2016;116(2):257-63.
71. Ilie N, Stawarczyk BJJod. Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. 2014;42(6):684-90.
72. de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJJTJopd. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. 2015;114(1):59-66.
73. Zesewitz TF, Knauber AW, Nothdurft FPJJoP. Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. 2014;27(3).
74. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. 2014;35:93-101.
75. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl AJJotmbobm. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. 2013;20:113-25.
76. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JOJTJopd. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. 2013;109(1):22-9.
77. Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt MJQI. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. 2013;44(5).

78. Amer R, Kurklu D, Kateeb E, Seghi RR. Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(5):1151-5.
79. Lohbauer U, Reich SJCoI. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. 2017;21(4):1165-72.
80. Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari M. Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dent Mater*. 2011;27(1):97-108.
81. Zhang Y, Lawn BJJodr. Novel zirconia materials in dentistry. 2018;97(2):140-7.
82. Le M, Papia E, Larsson CJJoor. The clinical success of tooth-and implant-supported zirconia-based fixed dental prostheses. A systematic review. 2015;42(6):467-80.
83. Chang Y-YJGd. Maximizing esthetic results on zirconia-based restorations. 2011;59(6):440-5; quiz 6-7.
84. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke mann NJQi. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. 2017;48(5).
85. CHURCH T. Translucency and Strength of High Translucency Monolithic Zirconium Oxide Materials. 81 MEDICAL GROUP SAN ANTONIO United States; 2016.
86. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *The European journal of esthetic dentistry : official journal of the European Academy of Esthetic Dentistry*. 2009;4(2):130-51.
87. Rosenstiel SF, Land, M.F. ve Fujimoto, J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 4 ed: St. Louis: Mosby; 2004.
88. Rade D. Paravina SJC, Irena Sailer, Adam J. Mielezsko. *Color in Dentistry: A Clinical Guide to Predictable Esthetics*. 1 ed: Quintessence; 2017.
89. Yu B, Ahn JS, Lee YK. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta odontologica Scandinavica*. 2009;67(1):57-64.
90. Pires-de-Souza Fde C, Casemiro LA, Garcia Lda F, Cruvinel DR. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;101(1):13-8.
91. Turgut S, Bagis B, Turkaslan SS, Bagis YH. Effect of ultraviolet aging on translucency of resin-cemented ceramic veneers: an in vitro study. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2014;23(1):39-44.
92. Lee SH, Lee YK. Effect of thermocycling on optical parameters of resin composites by the brand and shade. *American journal of dentistry*. 2008;21(6):361-7.
93. Paravina RD, Ontiveros JC, Powers JM. Curing-dependent changes in color and translucency parameter of composite bleach shades. *Journal of esthetic and*

- restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]. 2002;14(3):158-66.
94. Ryan EA, Tam LE, McComb D. Comparative translucency of esthetic composite resin restorative materials. *Journal (Canadian Dental Association)*. 2010;76:a84.
  95. Miller L. Organizing color in dentistry. *Journal of the American Dental Association* (1939). 1987;Spec No:26e-40e.
  96. Sundar V, Amber PL. Opals in nature. *Journal of dental technology : the peer-reviewed publication of the National Association of Dental Laboratories*. 1999;16(8):15-7.
  97. Jahangiri L, Reinhardt SB, Mehra RV, Matheson PBJTJopd. Relationship between tooth shade value and skin color: an observational study. 2002;87(2):149-52.
  98. Ten Bosch J, Coops JJodr. Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. 1995;74(1):374-80.
  99. Zijp J, Ten Bosch J, Groenhuis RJJodr. HeNe-laser light scattering by human dental enamel. 1995;74(12):1891-8.
  100. Vaarkamp J, Ten Bosch J, Verdonshot EJCR. Propagation of light through human dental enamel and dentine. 1995;29(1):8-13.
  101. Goodkind RJ, Schwabacher WBJJopd. Use of a fiber-optic colorimeter for in vivo color measurements of 2830 anterior teeth. 1987;58(5):535-42.
  102. Hasegawa A, Ikeda I, Kawaguchi SJTJopd. Color and translucency of in vivo natural central incisors. 2000;83(4):418-23.
  103. Sproull RCJTJopd. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. 1973;29(4):416-24.
  104. Brewer JD, Wee A, Seghi RJDCoNA. Advances in color matching. 2004;48(2):v, 341-58.
  105. Ristic I, Stankovic S, Paravina RDJJoE, Dentistry R. Influence of color education and training on shade matching skills. 2016;28(5):287-94.
  106. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childressd SJTJopd. Evaluation of visual and instrument shade matching. 1998;80(6):642-8.
  107. Konica Minolta. Precise Color Communication. Online education. [Available from:  
[http://www.konicaminolta.com/instruments/download/catalog/color/pdf/cm3600a\\_catalog\\_eng.pdf](http://www.konicaminolta.com/instruments/download/catalog/color/pdf/cm3600a_catalog_eng.pdf)
  108. Khurana R, Tredwin C, Weisbloom M, Moles DJBdj. A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. 2007;203(12):675.
  109. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CJJodr. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. 2002;81(8):578-82.
  110. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRJDC. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. 2011;55(2):333-52.

111. AlQAHANI MQ, AlJURAIIS RM, AlSHAAFI MMJDMj. The effects of different shades of resin luting cement on the color of ceramic veneers. 2012;2011-268.
112. Barão VAR, Gennari-Filho H, Goiato MC, dos Santos DM, Pesqueira AAJJoCS. Factors to achieve aesthetics in all-ceramic restorations. 2010;21(6):2007-12.
113. Klimke J, Trunec M, Krell AJJotACS. Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: influence of scattering caused by birefringence. 2011;94(6):1850-8.
114. Stawarczyk B, Emslander A, Roos M, Sener B, Noack F, Keul CJDmj. Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. 2014;33(5):591-8.
115. Matsui K, Yamakawa T, Uehara M, Enomoto N, Hojo J. Mechanism of alumina-enhanced sintering of fine zirconia powder: influence of alumina concentration on the initial stage sintering. *Journal of the American Ceramic Society*. 2008;91(6):1888-97.
116. Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li WJJoMSMiM. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. 2011;22(11):2429-35.
117. Pereira G, Fraga S, Montagner A, Soares F, Kleverlaan C, Valandro LJJotmbobm. The effect of grinding on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics: a systematic review and meta-analyses. 2016;63:417-42.
118. Zhang H, Li Z, Kim B-N, Morita K, Yoshida H, Hiraga K, et al. Effect of alumina dopant on transparency of tetragonal zirconia. 2012;2012:1.
119. Feller RL. Accelerated aging: photochemical and thermal aspects: Getty Publications; 1995.
120. Schneider LFJ, Pfeifer CS, Consani S, Pahl SA, Ferracane JLJDM. Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. 2008;24(9):1169-77.
121. Huang M, Thompson V, Rekow E, Soboyejo WJJoBMRPBAB. Modeling of water absorption induced cracks in resin-based composite supported ceramic layer structures. 2008;84(1):124-30.
122. Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME. In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(6):551-7.
123. Alaniz J, Perez-Gutierrez F, Aguilar G, Garay JJOM. Optical properties of transparent nanocrystalline yttria stabilized zirconia. 2009;32(1):62-8.
124. Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WMJTJopd. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. 2016;115(1):71-5.
125. de Oliveira ALBM, Botta AC, Campos JÁDB, Garcia PPNSJM, Microanalysis. Effects of immersion media and repolishing on color stability and superficial morphology of nanofilled composite resin. 2014;20(4):1234-9.

126. Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CCJTJopd. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. 2018;119(1):36-46.
127. Ishikawa-Nagai S, Yoshida A, Sakai M, Kristiansen J, Da Silva JDJJod. Clinical evaluation of perceptibility of color differences between natural teeth and all-ceramic crowns. 2009;37:e57-e63.
128. Pires-de FdCP, Casemiro LA, Garcia LdFR, Cruvinel DRJTJopd. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. 2009;101(1):13-8.
129. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon NJJoPD. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. 2004;92(6):577.
130. Da Silva JD, Park SE, Weber H-P, Ishikawa-Nagai SJJTJopd. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. 2008;99(5):361-8.
131. Yoshida A, Miller L, Da Silva JD, ISHIKAWA-NAGAI SJJJoE, Dentistry R. Spectrophotometric analysis of tooth color reproduction on anterior all-ceramic crowns: Part 2: color reproduction and its transfer from in vitro to in vivo. 2010;22(1):53-63.
132. Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari MJDM. Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. 2011;27(1):97-108.
133. Ren J, Lin H, Huang Q, Zheng GJTJopd. Determining color difference thresholds in denture base acrylic resin. 2015;114(5):702-8.
134. Khashayar G, Bain PA, Salari S, Dozic A, Kleverlaan CJ, Feilzer AJJJod. Perceptibility and acceptability thresholds for colour differences in dentistry. 2014;42(6):637-44.
135. WJ. OB. Dental materials and their selection. 4th ed. Chicago: Quintessence; 2008.
136. Kurbad AJIjocd. Microveneering technique for esthetic enhancement of monolithic zirconia restorations. 2016;19(2):165-78.
137. Basso G, Kodama A, Pimentel A, Kaizer M, Bona AD, Moraes R, et al. Masking colored substrates using monolithic and bilayer CAD-CAM ceramic structures. 2017;42(4):387-95.
138. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JRJEJoED. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. 2009;4(2).
139. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Vallittu PK, Närhi TO, et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. 2015;31(10):1180-7.
140. Yu B, Ahn J-S, Lee Y-KJAOS. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. 2009;67(1):57-64.
141. Elsaka SEJJOP. Optical and mechanical properties of newly developed monolithic multilayer zirconia. 2019;28(1):e279-e84.

142. Shahin R, Kern MJdm. Effect of air-abrasion on the retention of zirconia ceramic crowns luted with different cements before and after artificial aging. 2010;26(9):922-8.
143. Ernst C-P, Cohnen U, Stender E, Willershausen BJTJopd. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. 2005;93(6):551-8.
144. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJJTJopd. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. 2006;96(2):104-14.
145. Rinke S, Gersdorff N, Lange K, Roediger MJJop. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: 7-year clinical results. 2013;26(2).
146. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke J. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. 2017;48(6).
147. Rebholz-Zaribaf N, Özcan MJJoas, Technology. Adhesion to zirconia as a function of primers/silane coupling agents, luting cement types, aging and test methods. 2017;31(13):1408-21.
148. Malkondu O, Tinastepe N, Kazazoglu EJTJopd. Influence of type of cement on the color and translucency of monolithic zirconia. 2016;116(6):902-8.
149. Bayindir F, Koseoglu MJTJopd. The effect of restoration thickness and resin cement shade on the color and translucency of a high-translucent monolithic zirconia. 2019.
150. Walczak K, Meißner H, Range U, Sakkas A, Boening K, Wieckiewicz M, et al. Translucency of Zirconia Ceramics before and after Artificial Aging. 2019;28(1):e319-e24.
151. Garcia LdF, Mundim FM, Pires-de-Souza FC, Puppim Rontani R, Consani SJGD. Effect of artificial accelerated aging on the optical properties and monomeric conversion of composites used after expiration date. 2013;61(7).
152. Fathy SM, El-Fallal AA, El-Negoly SA, El Bedawy ABJAboS. Translucency of monolithic and core zirconia after hydrothermal aging. 2015;1(2-4):86-92.
153. Subaşı MG, Alp G, Johnston WM, Yilmaz BJJod. Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. 2018;71:38-42.