

**T.C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**FARKLI SİNERLEME DURUMLARININ MONOLİTİK
ZİRKONYA MATERYALİNİN OPTİK ÖZELLİKLERİNE
ETKİSİ**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

AYŞEGÜL ATİLLA

BOLU, MART - 2021

**T.C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**



**FARKLI SİNERLEME DURUMLARININ MONOLİTİK
ZİRKONYA MATERYALİNİN OPTİK ÖZELLİKLERİNE
ETKİSİ**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

AYŞEGÜL ATİLLA

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Hamiyet KILINÇ**

BOLU, MART - 2021

KABUL VE ONAY SAYFASI

Ayşegül ATİLLA tarafından hazırlanan “FARKLI SİNERLEME DURUMLARININ MONOLİTİK ZİRKONYA MATERYALİNİN OPTİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ” adlı tez çalışması jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak oy birliği/ oy çokluğuyla kabul edilmiştir. 30/03/2021

Jüri Üyeleri

İmza

Danışman
Doç. Dr. Hamiyet KILINÇ
Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi

Üye
Doç. Dr. Sedanur TURGUT
Karadeniz Teknik Üniversitesi

Üye
Dr. Öğr. Üyesi Kübra DEĞİRMENCİ
Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi

ETİK BEYAN

Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu bildirir,

aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

AYŞEGÜL ATİLLA

ÖZET

FARKLI SİNERLEME DURUMLARININ MONOLİTİK ZİRKONYA MATERYALİNİN OPTİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

AYŞEGÜL ATILLA

BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

(TEZ DANIŞMANI: DOÇ. DR. HAMİYET KILINÇ)

BOLU, MART – 2021

xiv + 62

Farklı sinterleme sıcaklıkları monolitik zirkonya materyalinin optik, mekanik ve yapısal özelliklerini etkileyebilir. Bununla birlikte, bu malzeme için ideal sinterleme koşulu üzerinde fikir birliği yoktur. Bu çalışmanın amacı, farklı sinterleme sıcaklıklarının çeşitli renklere sahip monolitik zirkonya materyallerinin tanecik boyutu, CIEDE2000'e göre translusensi parametresi (TP00) ve yaşlandırma sonrası renk değişimi ($\Delta E00$) üzerine etkisini incelemektir.

Üç farklı sıcaklıkta (1450°C, 1510°C, 1600°C) sinterlenmek üzere A3, B3, C3, D3 renklerinde toplam 123 adet örnek monolitik zirkonya materyalinden (inCoris TZI C, Sirona Dental; Almanya) hazırlandı. Sinterizasyon sonrası örneklerin L*, a*, b*, C (kroma) ve h (hue) değerleri beyaz ve siyah zeminde spektrofotometreyle (Easy Shade Advance 4.0 Vita Zahnfabrik; Almanya) ölçüldü ve TP00 değerleri (n=10) hesaplandı. Ardından örnekler 2 saat otoklavda yaşlandırma yapıldı ve beyaz zemindeki renk ölçümleri tekrarlanarak $\Delta E00$ değerleri hesaplandı. Tanecik boyutu analizinde taramalı elektron mikroskobu (SEM) görüntüleri kullanıldı. Veriler 2-yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tukey HSD testi ile değerlendirildi ($P \leq 0,05$).

En yüksek TP00 değeri 1450°C ve 1510°C'de sinterlenmiş örneklerde A3 renginde, 1600°C'de B3 renginde kaydedildi. Tüm sıcaklıklar için en düşük TP00 değeri C3 renginde kaydedildi. Sinterleme sıcaklığının artmasıyla tüm renk gruplarında TP00 değerlerinin arttığı gözlemlendi. Tüm sinterleme derecelerinde renk grupları arasında $\Delta E00$ değerlerinde anlamlı farklılık gözlenmedi ($P > 0,05$). Tanecik boyutunda sıcaklığın artmasıyla anlamlı yükseliş gözlenirken ($P \leq 0,05$) yaşlandırma öncesi ve sonrası değerlendirmede anlamlı farklılık gözlenmedi ($P > 0,05$).

Sinterleme sıcaklığının artmasıyla tüm renk gruplarının translusensi değerlerinde artış görüldü. Bununla beraber aynı sıcaklıkta sinterlenen farklı hue değerlerine sahip örneklerde farklı TP00 değerleri gözlemlendi. Yaşlandırmayla oluşan $\Delta E00$ değerlerinin tüm sinterleme sıcaklıklarında insan gözünün algılayabilirlik seviyesinin altında sonuçlar verdiği tespit edildi.

ANAHTAR KELİMELELER: Monolitik Zirkonya, Sinterizasyon, Translusensi Parametresi, Renk Değişimi, Tanecik Boyutu

ABSTRACT

EFFECT OF DIFFERENT SINTERING SITUATIONS ON OPTICAL CHARACTERISTICS OF MONOLITHIC ZIRCONIA

MASTER THESIS

AYŞEGÜL ATİLLA

BOLU ABANT İZZET BAYSAL UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

PROTHETIC DENTAL TREATMENT DEPARTMENT

(THESIS ADVISOR: ASSOC. PROF. DR. HAMİYET KILINÇ)

BOLU, MARCH – 2021

xiv + 62

Different sintering temperatures can affect the optical, mechanical and structural properties of the monolithic zirconia material. However, there is no consensus on the ideal sintering condition for this material. The aim of this study is to examine the effect of different sintering temperatures on the particle size, translucency parameter (TP00), and color change after aging (ΔE_{00}) according to CIEDE2000 of monolithic zirconia materials with various colors.

A total of 123 samples in A3, B3, C3, D3 colors were prepared from monolithic zirconia material (inCoris TZI C, Sirona Dental; Germany) to be sintered at three different temperatures (1450 °C, 1510 °C, 1600 °C). After sintering, L *, a *, b *, C (chroma) and h (hue) values of the samples were measured with a spectrophotometer (Easy Shade Advance 4.0 Vita Zahnfabrik; Germany) on a white and black background and TP00 values (n = 10) were calculated. Subsequently, the samples were aged in autoclave for 2 hours, and the E00 values were calculated by repeating the color measurements on the white background. Scanning electron microscopy (SEM) images were used for particle size analysis. Data were evaluated using 2-way analysis of variance (ANOVA) and Tukey HSD test ($P \leq 0.05$).

The highest TP00 value was recorded in A3 color for samples sintered at 1450 °C and 1510 °C, and B3 at 1600 °C. The lowest TP00 value for all temperatures was recorded for the C3 color. It was observed that TP00 values increased in all color groups with the increase of sintering temperature. There was no significant difference in ΔE_{00} values between color groups at all sintering degrees ($P > 0.05$). While a significant increase was observed in particle size with increasing temperature ($P \leq 0.05$), no significant difference was observed in the evaluation before and after aging ($P > 0.05$).

Translucency values of all color groups increased with increasing sintering temperature. However, different TP00 values were observed in samples with different hue values sintered at the same temperature. It was determined that ΔE_{00} values formed by aging give results below the perceptibility level of the human eye for all sintering temperatures.

KEYWORDS: Monolithic Zirconia, Sinterization, Translucency Parameter, Color Change, Particle Size

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY SAYFASI	iii
ETİK BEYAN.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
TABLO LİSTESİ	x
ŞEKİL LİSTESİ.....	xi
TEŞEKKÜR	xiv
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	3
2.1.1. İçeriklerine Göre	3
2.1.1.1. Metal destekli sistemler.....	3
2.1.1.2. Tam seramikler.....	3
2.1.2. Erime Isılarına Göre.....	3
2.1.3. Şekillendirme Türlerine Göre	4
2.1.4. Kullanım Alanlarına Göre	4
2.1.5. Yapım Tekniklerine Göre	4
2.1.6. Şekillendirme Türlerine Göre	4
2.2. Tam Seramik Restorasyonlar	4
2.2.1. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması.....	5
2.2.1.1. Cam Seramikler.....	5
2.2.1.2. Alumina Esaslı Seramikler (Alüminyum Oksit).....	5
2.2.1.3. Zirkonya Esaslı Seramikler	5
2.3. Monolitik Zirkonya Seramikler	8
2.3.1. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Endikasyonları	9
2.3.2. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Avantajları.....	10
2.3.3. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Dezavantajları	10
2.3.4. Monolitik Zirkonyanın Sinterizasyonu	10
2.4. Renk Kavramı.....	11
2.4.1. Renk Sistemleri.....	11
2.4.1.1. Munsell Renk Sistemi	12

2.4.1.2. Commission International de l'Eclairage/ International Commission on Illumination (CIE) Lab Renk Sistemi	13
2.4.2. Renk Değişiminin Değerlendirilmesi	14
2.5. Işık Kavramı	15
2.5.1. Kırılma	16
2.5.2. Yansıma	17
2.5.3. Absorbsiyon	18
2.5.4. Opasite	18
2.5.5. Saydamlık (Transparanlık)	18
2.5.6. Yarısaydamlık (Transluserlik)	18
2.5.6.1. Transluseri Ölçüm Yöntemleri	19
2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Tespit Yöntemleri	20
2.6.1. Görsel Renk Ölçümü	20
2.6.2. Aletsel Renk Ölçümü	21
2.7. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM)	23
2.8. Yapay Yaşlandırma İşlemleri	23
2.8.1. Suda Bekletme	23
2.8.2. Termal Döngü	23
2.8.3. Otoklav ile Yaşlandırma	24
2.8.4. Mekanik Yükleme	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM	26
3.1. Monolitik Zirkonya Örneklerin Hazırlanması	28
3.2. Test Gruplarının Oluşturulması	30
3.3. Sinterleme İşleminin Uygulanması	30
3.4. TP ₀₀ Skorunun Hesaplanması	32
3.5. Otoklavda Yaşlandırma İşlemi	33
3.6. Renk Değişiminin (ΔE_{00}) Değerlendirilmesi	33
3.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi ile Tanecik Boyutunun Değerlendirilmesi	34
3.8. İstatistiksel Analiz	35
4. BULGULAR	36
4.1. TP ₀₀ Bulguları	36
4.2. ΔE_{00} Bulguları	37
4.3. SEM Analizi ile Tanecik Boyutunun Değerlendirilmesi	39

5. TARTIŞMA	42
6. SONUÇLAR	53
7. KAYNAKLAR.....	54



TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 2. 1. Y-TZP'nin Mekanik ve Fiziksel Özellikleri	8
Tablo 2. 2. Monolitik Zirkonya Blokları ve Üretici Firmaları	9
Tablo 2. 3. Renklerin dalga boylarına göre dağılımı	16
Tablo 3. 1. Çalışmada kullanılan materyaller, lot numaraları, içerikleri ve üretici firmaları	28
Tablo 4. 1. Translusensi parametresi verilerine uygulanan 2-yönlü ANOVA testinin sonuçları	36
Tablo 4. 2. Farklı sinterleme derecelerinin farklı renk grupları için ortalama (SD) TP ₀₀ değerleri	37
Tablo 4. 3. Renk değişimi verilerine uygulanan 2-yönlü ANOVA testinin sonuçları	38
Tablo 4. 4. Farklı sinterleme derecelerinin farklı renk grupları için ortalama (SD) ΔE_{00} değerleri	39
Tablo 4. 5. Tanecik boyutu verilerine uygulanan 2-yönlü ANOVA testinin sonuçları	40
Tablo 4. 6. Tanecik boyutu ortalama (SD) değerleri	41

ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Şekil 2. 2. Y-TZP'nin Kristalin Formları.....	6
Şekil 2. 3. Zirkonyanın faz dönüşümü dereceleri	6
Şekil 2. 4. Dönüşüm sertleşmesi	7
Şekil 2. 5. a) Munsell renk ağacı b) Munsell renk sisteminin üç boyutlu sunumu ...	12
Şekil 2. 6. CIE Lab sisteminde rengin üç boyutu	13
Şekil 2. 7. a* b* yoğunluk diagramı	14
Şekil 2. 8. Işığın cam zeminde kırılması.....	17
Şekil 3. 1. Çalışmanın akış şeması, çalışma grupları ve örnek sayıları	27
Şekil 3.2. inCoris TZI C monolitik zirkonya bloklar.....	27
Şekil 3. 3. Elmas Separe	29
Şekil 3. 4. Kesitlerin manuel olarak elde edilmesi.....	29
Şekil 3. 5. Sinterleme öncesi örnek boyutları	30
Şekil 3. 6. Sinterizasyon öncesi oluşturulan örnek grupları	30
Şekil 3. 7. Sinterleme prosedürü	31
Şekil 3. 8. Sinterizasyon sonrası örnek boyutları.....	31
Şekil 3. 9. Sinterizasyon işlemi sonrası örnek grupları.....	32
Şekil 3. 10. A) Spektrofotometre B) Özel yapılmış renk ölçüm apareyleri.....	32
Şekil 3. 11. A) Altın kaplama cihazı B) Taramalı Elektron Mikroskobu	35

KISALTMA VE SEMBOLLER LİSTESİ

%	:Yüzde
<	:küçüktür
>	:büyüktür
ΔE_{00}	:CIEDE 2000 Renk değişimi formülü
$\leq$	:küçük ve eşittir
°C	:Santigrat derece
μm	:Mikronmetre
Al_2O_3	:Alüminyum oksit
CAD	:Bilgisayar destekli tasarım
CAM	:Bilgisayar destekli Üretim
CaO	:Kalsiyum oksit
CeO_2	:Seryum oksit
CR	:Kontrast oranı
Dk	:Dakika
ISO	:International Organization for Standardization
LTD	:Düşük ısı bozunması
M	:Monoklinik faz
MgO	:Magnezyum oksit
Mm	:Milimetre
MPa	:Megapaskal
N	:Newton
Nm	:Nanometre
SEM	:Taramalı Elektron Mikroskobu
SiO_4	:Silikat
T	:Tetragonal faz
TP	:Translusensi parametresi

TP₀₀	:CIEDE2000 formülüne göre translusensi parametresi
Tt	:Toplam iletim
TZP	:Tetragonal zirkonyum polikristalleri
Y₂O₃	:Ytrium oksit
Y-TZP	:Ytriyum katyonu ilave edilmiş tetragonal zirkonyum polikristalleri
Zr	:Zirkonyum
ZrO₂	:Zirkonyum dioksit
ZrSiO₄	:Zirkonyum silikat
ΔE	:Renk değişimi formülü

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve tecrübeleri ile bana her konuda yardımcı olan tez danışmanım ve değerli hocam Doç. Dr. Hamiyet KILINÇ'a ve değerli hocam Doç. Dr. Fatma Ayşe ŞANAL'a, mesleki katkılarından dolayı Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm değerli hocalarıma,

Tezimin ve asistanlık eğitimimin her aşamasında desteğini esirgemeyen değerli dostlarım Dt. Aylin ÖRENÇ'e, Dt. Ayşe Kardelen YILMAZ'a, Dt. Gökçe ERÖZ ARISOY'a, Dt. Mehmet Görkem OCAK'a, Dt. Gülsüm CEYHAN'a ve birlikte çalışmaktan keyif aldığım tüm bölüm arkadaşlarıma,

Tezimin laboratuvar işlemlerinde yardımlarını esirgemeyen değerli meslektaşım Uzm. Dt. Harun Reşit BAL ve değerli Ata Pera Ağız Diş Sağlığı Merkezi Dental Laboratuvarı çalışanlarına,

Meslek hayatıma adım attığım ilk günden beri yanımda olan, samimiyet ve destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan değerli dostlarım ve meslektaşlarım Dt. Melike Çiğdem BARAN ve Uzm. Dt. Elif KARDEŞ'e,

Hayatım boyunca olduğu gibi uzmanlık eğitimim süresince maddi ve manevi desteğini benden esirgemeyen, bugünlerimi borçlu olduğum varlıkları ve destekleri en büyük güç kaynağım olan anneme, babama, ağabeylerim Hasan ve Hüseyin'e,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

1.GİRİŞ

Diş hekimliği alanında hastaların estetik beklentilerinin giderek artması sonucu, metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak, tam seramik restorasyonların kullanımı gün geçtikçe daha yaygın hale gelmektedir (1,2). Ancak yüksek biyouyumluluk ve üstün optik özellikler gibi avantajlarının yanında tam seramik restorasyonlar, düşük kırılma direncine sahiptir ve bu nedenle bazı durumlarda kullanımları riskli olabilir (3). Yüksek mukavemetin gerekli olduğu vakalarda optimal bükülme ve kırılma direnci özelliklerine sahip zirkonya altyapılı seramik restorasyonların kullanımı düşünülebilir.

Alt yapı materyali olarak kullanılan ilk nesil zirkonya, polikristalin mikroyapısı sebebiyle beyaz renklidir ve metal altyapıya kıyasla en önemli avantajı diş etinden mavimsi gri renk yansımalarına neden olmamasıdır (4,5). Ancak, zirkonya altyapı opak renklidir ve ışık geçirgenliği oldukça düşüktür (6). Düşük translüsensi özelliği ve opak beyaz rengi restorasyonun estetik özelliklerini negatif yönde etkilenmektedir (7). İlk nesil zirkonyum oksitler altyapı materyali olarak kullanılırken üzeri veneer porseleni ile kaplanarak estetik özellikleri geliştirilmeye çalışılmıştır. İki tabakalı olarak üretilen zirkonya alt yapılı seramik restorasyonlarda en çok karşılaşılan başarısızlık nedeni ise alt yapı ile veneer porseleni arasındaki bağlantı problemi (8). Bu bağlantı sorunu sebebiyle tam anatomik monolitik zirkonya seramik restorasyonlar kullanıma sunulmuştur.

Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisindeki son dönemdeki gelişmeler sonucunda, yüksek mukavemetli tetragonal zirkonyum polikristal (TZP) ilavesiyle kolay üretilen, estetik gereksinimleri karşılayabilen, veneer seramiği kullanılmadığı için ince hazırlanabilen ve böylelikle daha az diş kesimi gerektiren tam konturlu monolitik restorasyonlar üretilmektedir (9,10). Ancak tek katmanlı olarak hazırlanan monolitik zirkonya restorasyonların kullanımı ile ilgili karşılaşılan en büyük problemlerden biri, çok katmanlı yapıya sahip doğal dişin optik özelliklerini taklit etmektir. Sinterleme süresi, sıcaklığı ve ısı artış oranlarının zirkonya materyalinin optik özelliklerini etkilediği bildirilmiştir (11–13). Sinterleme koşullarının monolitik zirkonyanın ışık geçirgenliği

zerindeki etkilerini araştıran çalışmalar bulunmaktadır (11–14). Ancak farklı sinterleme sıcaklıklarının farklı hue özelliğindeki monolitik zirkonya blokların optik ve yapısal özellikleri üzerinde nasıl bir etkiye neden olacağı bilinmemektedir.

Bu tez çalışmasının amacı farklı sinterleme sıcaklıklarının (1450°C, 1510°C, 1600°C) eşitli renk tonu (hue) değerlerine sahip (Renk A3-B3-C3-D3) monolitik translusent zirkonya materyalinin translüsensi parametresi, tanecik boyutu ve otoklav ile yaşlandırma işlemi sonrası renk değişimi özellikleri üzerindeki etkisinin in-vitro olarak incelenmesidir. Çalışmanın sıfır hipotezleri; (1) "Farklı sinterizasyon sıcaklıklarının çeşitli hue değerlerine sahip monolitik translusent zirkonya materyallerinin translüsensi parametresi üzerinde etkisi yoktur.", (2) "Otoklav ile yaşlandırma işleminin farklı sıcaklıklarda sinterlenmiş çeşitli hue değerlerine sahip monolitik translusent zirkonya materyallerinin renk değişimi üzerinde etkisi yoktur." ve (3) "Farklı sinterizasyon sıcaklıklarının ve otoklav yaşlandırma işleminin monolitik translusent zirkonya materyalinin tanecik boyutu üzerine etkisi yoktur." olarak oluşturulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Teknoloji ve materyallerdeki gelişmelere bağlı olarak dental seramiklerin sınıflandırılması değişebilmektedir. Dental seramiklerin çeşitli özelliklerini değerlendirerek sınıflandırma yapılmasına rağmen, günümüzde en geçerli sınıflandırma porselenin içeriklerine göre O'Brien'in yaptığı sınıflandırmadır (15).

2.1.1. İçeriklerine Göre

2.1.1.1. Metal destekli sistemler

2.1.1.2. Tam seramikler

a. Kuvvetlendirilmiş altyapı seramikleri

- i. Alumina
- ii. Spinel enjeksiyon dökümü
- iii. Magnezya
- iv. Zirkonya

b. Feldspatik porselen

- i. Lössit oranı düşük
- ii. Lössit oranı yüksek

c. Dökülebilir cam seramikler

- i. Mika içeren
- ii. Lössit içeren
- iii. Lityum disilikat içeren

2.1.2. Erime Isılarına Göre

1. Yüksek ısı porselenleri (1315 °C-1370 °C)
2. Orta ısı porselenleri (1090 °C-1260 °C)
3. Düşük ısı porselenleri (870 °C-1065 °C)

4. Ultra-düşük ısı porselenleri (650 °C-850 °C) (16–18).

2.1.3. Şekillendirme Türlerine Göre

1. Fırınlanan porselenler
2. Dökülebilir porselenler (16).

2.1.4. Kullanım Alanlarına Göre

1. Metal kuron ve köprü protezlerinde uygulanan porselenler
2. Tam porselen kuronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu veneerlerde uygulanan porselenler
3. Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler (19,20).

2.1.5. Yapım Tekniklerine Göre

1. Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar
2. Döküm metal üzerine hazırlanan restorasyonlar
3. Metal folyo üzerine hazırlanan restorasyonlar
4. Elektroliz yöntemiyle metal altyapı üzerine hazırlanan restorasyonlar
5. Tam seramik restorasyonlar
6. Geleneksel toz-likit karışımı ile yapılan seramikler
7. Dökülebilir seramikler
8. Presleme ile hazırlanan seramikler
9. İnfiltrasyon seramikler
10. Frezleme ile üretilen seramikler (20–22).

2.1.6. Şekillendirme Türlerine Göre

1. Fırınlanan Porselenler
2. Dökülebilir Porselenler (19).

2.2. Tam Seramik Restorasyonlar

Metal destekli porselen restorasyonlar, günümüzde en çok kullanılan protezler arasında olmasına rağmen, metal olan altyapının translusensiyi azaltması, köle bölgesinden metal renginin yansması, alerjik ve toksik olabilmesi gibi dezavantajları

mevcuttur. Metal destekli porselen restorasyonlarda görülen bu dezavantajlarını ortadan kaldırmak için tam seramik restorasyonların kullanımı tercih edilebilmektedir. Gelişmiş estetik özelliklere sahip olan ve yüksek biyouyumluluk gösteren tam seramik restorasyonlar bu özelliklerinin yanı sıra kırılğan bir yapı sergilemektedirler. Porselenin tüm yapısı kuvvetlendirilerek veya daha dayanıklı bir altyapı kullanılarak seramik yüzeyinde meydana gelen gerilme stresleri belli bir sınırdan tutulabilir (23).

2.2.1. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Tam seramik sistemlerin içeriklerine göre sınıflandırılması (24):

2.2.1.1. Cam Seramikler

- a. Lössit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
- b. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
- c. Feldspatik seramikler

2.2.1.2. Alumina Esaslı Seramikler (Alüminyum Oksit)

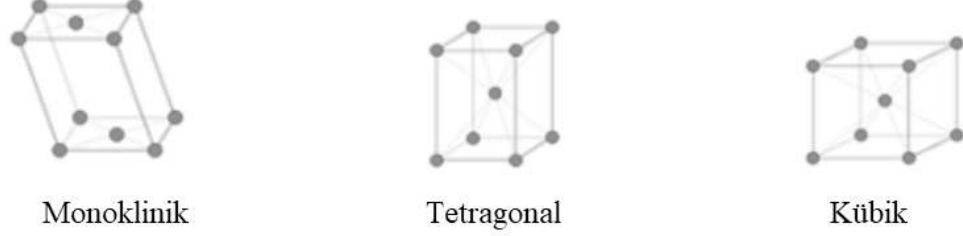
2.2.1.3. Zirkonya Esaslı Seramikler

Değerli taş olarak bilinen Zirkon, antik çağlardan beri kullanılan bir materyaldir. Periyodik tablonun 4B grubunda bulunan, Zr sembolü ile gösterilen, atom numarası 40 ve atom ağırlığı 91.23 olan zirkonyum, kristal yapıda bir elementtir (25). Zirkonyum doğada saf halde bulunmamakla birlikte metal özellik göstermektedir (26). Hava ile teması ile yüzeyinde hızlı bir şekilde metal oksit tabakası oluşur. Zirkonyumun en bilinen mineralleri zirkonyum oksit (ZrO_2 zirkonya, zirkonyum dioksit, baddeleyit) ve zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$ zirkon)'dır. Dental kullanıma uygun olmayan bu minerallerin çeşitli işlemler sonrası ayrıştırılması ile saf zirkonya tozu üretilir. Saf zirkonya eldesinden sonra zirkonyanın 1960'lı yıllarda biyomateryal olarak kullanımı düşünülmüştür. 1969 yılında tıp alanında alüminyum ve titanyum yerine kullanılmıştır (25,27).

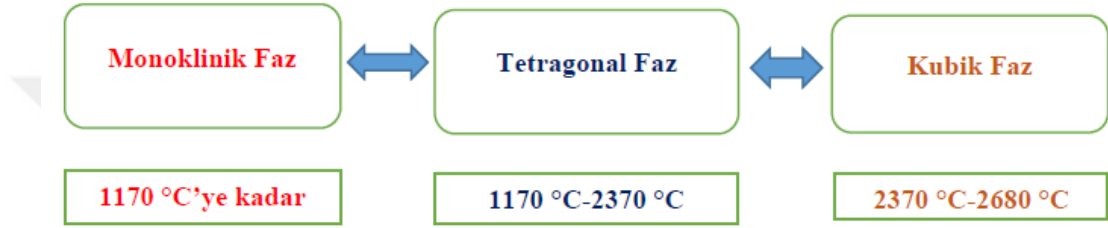
2.2.1.3.1 Y-TZP'nin Mikroyapısı ve Özellikleri

Yüksek mukavemeti, boyutsal ve kimyasal stabilitesi ile ön plana çıkan yttrium tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP), polimorfik bir materyaldir. Üç farklı kristalin formda ortaya çıkar: oda sıcaklığından 1170 °C'ye kadar monoklinik (m) faz,

1170 °C'den 2370 °C'ye kadar tetragonal (t) faz ve 2370 °C'nin üzerinde kübik (c) fazda bulunur (Şekil 2.2.) (Şekil 2.3.) (25).

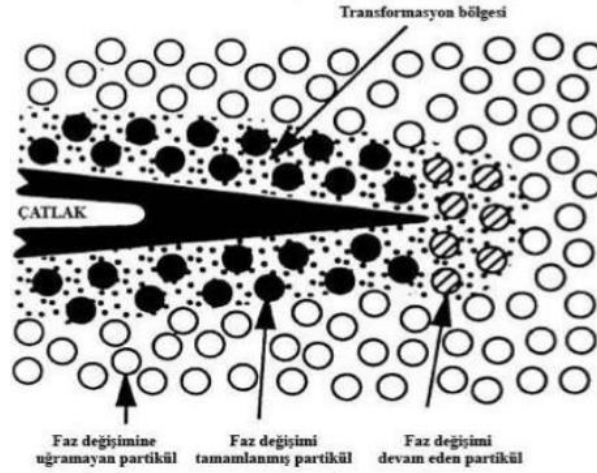


Şekil 2. 1. Y-TZP'nin Kristalin Formları



Şekil 2. 2. Zirkonyanın faz dönüşümü dereceleri

Y-TZP kısmen stabilize edilmiştir ve oda sıcaklığında tetragonal fazda olmasına rağmen, monoklinik faza dönüşmek için bir enerji barındırmaktadır. Y-TZP de 100 °C ile 1170°C arasındaki sıcaklık değişimi, gerilme streslerine veya herhangi bir kuvvete maruz kalır ve yapısında çatlak oluşumu başlarsa, tetragonal kristaller monoklinik faza geçmeye başlar ve %3-5 oranında hacimsel artış meydana gelmektedir. Bu hacimsel artış sıkıştırıcı stresler oluşturarak çatlakların ilerlemesine engel olmaktadır. "Dönüşüm sertleşmesi" (transformation toughening) (Şekil 2.4.) olarak ifade edilen bu durum Y-TZP'nin üstün mekanik özelliklerini oluşturmaktadır (25).



Şekil 2. 3. Dönüşüm sertleşmesi

Zirkonya içeriğine çeşitli maddeler (CaO , MgO ve CeO_2 ve Y_2O_3) ilave edilerek tetragonal fazda stabilize edilmeye çalışılmıştır. MgO , CaO ve CeO_2 ilaveleri ile karma fazlar oluşurken Y_2O_3 ile stabilize edilen zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda kalması sağlanmıştır (25,28).

Monolitik zirkonyalar başlarda %3 Y_2O_3 içermekte olsa da (ikinci nesil zirkonya) (3Y-TZP), yeterli estetik özellikleri taşımadıkları için yerlerini %4-5 Y_2O_3 içeren monolitik zirkonyalara (üçüncü nesil zirkonya) (4Y-TZP, 5Y-TZP) bırakmaktadırlar (29). Ayrıca monolitik zirkonya içeriğindeki alümina oranı azaltılarak ışık geçirgenliği arttırılmıştır (30).

2.2.1.3.2. Y-TZP'nin Mekanik ve Fiziksel Özellikleri

Boyutsal ve kimyasal stabilite, sertlik ve mekanik gücünün de oldukça iyi olmasının haricinde biyoyumluluğu ve elastikiyet modülünün paslanmaz çelik ile benzer olması zirkonyanın biyomateryal olarak kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Zirkonyanın mekanik özellikleri dental kullanımdaki diğer seramiklere oranla oldukça yüksektir. Bükülme dayanımı 900-1200 MPa (31), elastiklik modülü 200 MPa'dır (25). Zirkonya restorasyonlar için rapor edilen ortalama yük taşıma kapasitesi 755 N'dur (Tablo 2.1).

Tablo 2. 1. Y-TZP'nin Mekanik ve Fiziksel Özellikleri

Kimyasal Birleşim	$ZrO_2 + \% 3 \text{ mol } Y_2O_3$
Yoğunluk	$>6 \text{ g/cm}^3$
Porözite	$<0.1 \%$
Bükülme Direnci	900-1200 MPa
Baskı Dayanımı	2000 MPa
Young Modülü	210 GPa
Kırılma Dayanımı	$7-10 \text{ MPa m}^{-1}$
Termal Genleşme Katsayısı	$11 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
Termal İletkenlik	2 Wm K^{-1}
Sertlik	1200 HV 0.1

2.2.1.3.3. Y-TZP'nin Biyouyumluluğu

Radyoaktif içeriğinden arındırılmış saf zirkonyanın sistemik ve lokal reaksiyon oluşturmadığı ve biyouyumluluğunun çok iyi olduğu yapılan in-vivo ve in-vitro deneyler sonucunda, tespit edilmiştir. Ayrıca bu materyalin bakteri retansiyonu özelliğinin de titanyumdan daha az olduğu bildirilmektedir (32–34).

2.3. Monolitik Zirkonya Seramikler

Monolitik kelimesi Yunanca “mono: tek” ve “lithos: taş” sözcüklerinden türeyen bir terimdir (35). Monolitik zirkonyalar, kısmi olarak yttrium ile stabilize edilen , yüksek ısıya dayanma gücüne (2600 °C'ye kadar) ve yüksek bükülme direncine (1570 MPa) sahip materyallerdir (36). Isıya karşı yüksek dirençli olmasından dolayı, yüksek boyutsal stabiliteye sahiptir. Herhangi bir bağlayıcı olmadan birbirinin içine geçen atomlardan oluşan solid ve translusent bir materyaldir. Zirkonya altyapılı restorasyonlarda veneer porseleninde kohesiv kırılmalar ve ayrılmalar olabilmektedir. Özellikle dengesiz çiğneme basıncının olduğu ve yeterli oklüzal mesafenin bulunmadığı bölgelerde restorasyonun ömrü kısalmaktadır. Bu olumsuz özellikleri ortadan kaldırmak için CAD/CAM ile üretilen veneer porselenine ihtiyaç duyulmayan, tek materyalden hazırlanan monolitik zirkonya üretilmiştir (37,38).

Monolitik zirkonyalar yüksek translüsens karakterlerinden dolayı diş yapısına benzer doğal görünüme sahiptir ve estetiği sağlamak için veneer porseleni gerektirmeksizin sadece boyama tekniği kullanılarak doğal diş rengi ile uyumlu bir görünüm elde edilebilir. Bu özelliğinden dolayı monolitik zirkonya restorasyonlarda, veneer porselen ile zirkonya altyapı arasında görülen “chipping” olarak adlandırılan kırılma ve kopmalar yaşanmamaktadır (37,39). Veneer seramikler antagonist dişte aşınmalara sebep olurken monolitik zirkonyalar gözenek içermeyen mikroyapıları sayesinde karşıt dişlerde aşınmalara neden olmazlar. Monolitik zirkonyaların aşınma direnci doğal dişlere çok yakındır. Veneer sistemlerde interokluzal mesafenin yeterli olmadığı durumlarda kırılmalar olabilir, fakat monolitik zirkonyalar kırılmaya karşı yüksek direnç gösterdiklerinden dolayı 0,5 mm’lik okluzal mesafe bulunan vakalarda bile kullanım avantajı sağlamaktadır (39). Monolitik zirkonya materyaline ait bazı üretici firmalar ve marka isimleri Tablo 2.2.’de gösterilmektedir.

Tablo 2. 2. Monolitik Zirkonya Blokları ve Üretici Firmaları

Monolitik Zirkonya Blok	Üretici Firma
Prettau Zirconia	Zirconzahn/İTALYA
Ceramill Zolid	AmanGirrbach/AVUSTURYA
inCoris TZI	Sirona/ ALMANYA
Lava Plus High Translucency Zirconia	3M Espe/ ABD
Bruxzir Solid Zirconia	Glidewell/ ABD
Initial Zirconia Disc High Translucent	GC/ JAPONYA
Katana High Translucent Block	Noritake/ JAPONYA
IPS e.max ZirCAD Prime	Ivoclar Vivadent/ LIECHTENSTEIN
Vita YZ® HT/ST/XT	Vita Zahnfabrik/ALMANYA
rainbow Trans	Genoss/ KORE
Zenostar	Wieland/ ALMANYA

2.3.1. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Endikasyonları

- Zirkonya altyapılı seramik kronların kullanıldığı tüm vakalarda,
- İnterokluzal mesafenin veneer kron için yetersiz olduğu restorasyonlarda,
- Uzun gövdeli köprülerde,
- İnley, onley, endokron restorasyonlarda,
- İmplant üstü protetik restorasyonlarda kullanılabilirler (40) .

2.3.2. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Avantajları

- Daha yüksek bükülme direnci ve translüsensi,
- Seramik-zirkonya bağlantısında kopma meydana gelmemesi,
- Karşıt arktaki dişlerde aşınmalara neden olmaması,
- Dişlerde minimum preparasyon gerektirmesi gibi avantajları mevcuttur (36).

2.3.3. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Dezavantajları

- Yüksek maliyetli olması,
- Zor laboratuvar aşamalarının olması,
- Ön bölgedeki renklendirme işlemlerinin tecrübe gerektirmesi gibi dezavantajları vardır (40).

2.3.4. Monolitik Zirkonyanın Sinterizasyonu

Güncel zirkonya materyalleri genellikle 1350 °C ile 1600 °C arasında sinterlenmektedir. İtrium yüksek sinterleme sıcaklıklarında tanecik yapısı içine katılmaktadır (41). 1600 °C'den yüksek sinterleme sıcaklıkları ise tanecik boyutunda fazla büyümeye ve zirkonyanın mikroyapısındaki boşlukların artmasına sebep olmaktadır. Yapılan çalışmalarda 1400 °C altındaki sinterleme sıcaklıklarında materyalin mekanik ve optik özelliklerinin istenilen seviyede olmadığı belirtilmiştir (42,43). Hazırlanma prosedürleri zirkonyanın translüsensisi üzerine etkilidir. Materyalin başlangıç tanecik boyutu, sinterleme sıcaklığı artış miktarları, sinterleme süresi ve atmosferi translüsensi özelliğini etkileyen faktörlerdir. Bu faktörlerin yanında final sinterleme sıcaklığı, materyal yoğunluğu ve zirkonyanın mikroyapısı üzerinde etkili temel faktördür.

Düşük sıcaklıklarda zirkonyanın yapısında meydana gelen bozulmalar ve materyal direnci birçok faktöre bağlıdır. Bu faktörler; stabilize edici oksitin miktarı, stabilizatörün dağılımı, faz kompozisyonu, tanecik boyutu, tanecik dağılımı ve sekonder fazların varlığıdır. Belirtilen bu faktörler birbirlerine bağımlı olmakla birlikte, büyük ölçüde sinterleme faktörlerinden etkilenmektedir. Stabil bir zirkonya elde etmek için sinterleme koşulları öncelikli faktörler olarak karşımıza çıkmaktadır. Ancak monolitik zirkonya materyali üzerine bu koşulların etkisini inceleyen çalışmalar bulunmakla birlikte, daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir.(44).

Yüksek sinterleme sıcaklıkları ve zamanı dental zirkonyanın faz kompozisyonunu, mikroyapısını ve mekanik özelliklerini etkileyebilmektedir. İnokoshi ve ark.(45), artmış sinterleme zamanı ve 1450 °C üzerindeki sıcaklıklarda zirkonya yapısında kübik fazın arttığını belirtmiş ve 1650 °C’de 4 saat sinterlenen zirkonya materyalinin yapısında monoklinik fazın yüksek oranda olduğunu tespit etmişlerdir. Bu çalışmada sinterleme sıcaklığının artması ile birlikte tanecik boyutunun arttığı ve artmış tanecik boyutuna sahip zirkonyanın içerisinde stabilizatör oranında azalma olduğu bildirilmiştir. Bunun sonucunda daha az stabil olan zirkonyanın olumsuz etkilendiği gösterilmiştir.

Yeni geliştirilen monolitik zirkonya materyali herhangi bir tabakalama işlemi uygulanmadığı için direkt olarak ağız ortamıyla temas halindedir ve bu durum materyalin stabilitesini negatif yönde etkileyebilmektedir. Öte yandan başarılı estetik restorasyonlar elde edebilmek için translusensi primer faktörlerden biri olarak kabul görmektedir. Ancak sinterleme sıcaklığının materyalin translusensi özelliği üzerine etkisi incelemek için daha çok çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır (7). Seramiklerde translusensi, kristalin içerik ve materyal kalınlığından etkilenir. Sinterleme parametreleri ise kristalin yapı üzerinde etkilidir (46). Sinterleme sıcaklığındaki bekleme süresinin tanecik boyutunda artışa sebep olduğu ve bundan dolayı translusensiyi etkilediği belirtilmiştir. 1600 °C’den yüksek sıcaklıklarda sinterlenen zirkonyanın translusensisinin arttığı ve esneklik direncinin azaldığı söylenebilir. Seramikler için genel olarak düşük esneklik direnci gösteren materyallerin yüksek translusensiye sahip olduğu belirtilmiştir (47).

2.4. Renk Kavramı

Bir rengin göz tarafından algılanması fiziksel bir uyarana karşı verilen biyolojik bir cevap biçimidir. 700 nm dalga boyuna sahip ışık kırmızı renk, 400 nm dalga boyuna sahip ışık mor renktir. Bu iki dalga boyu arasında ise mavi, yeşil ve sarı renkler algılanır (48).

2.4.1. Renk Sistemleri

Diş hekimliğinde kabul görmüş nesnelerin renklerinin objektif olarak değerlendirilmesinde kullanılan iki temel renk sistemi vardır (49).

2.4.1.1. Munsell Renk Sistemi

Munsell renk sistemi, kullanım kolaylığı, esneklik, tutarlılık, gibi özelliklere sahip olmasından dolayı diş hekimliğinde renk seçiminde tercih edilen sistemlerdendir (49,50).

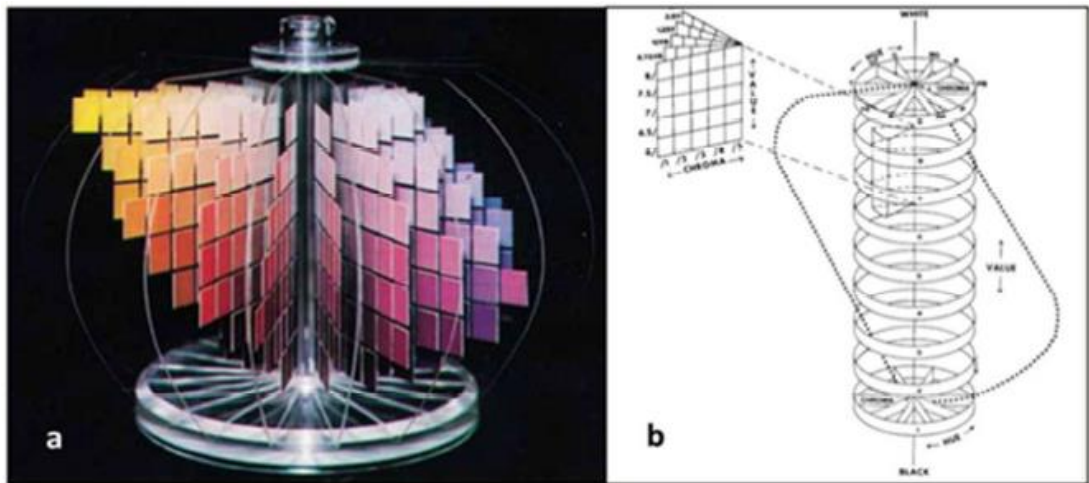
Sistem siyahtan beyaza doğru değişen ve parlaklık derecesini temsil eden bir eksen üzerinde, ana renklerin saat yönünde sıralandığı bir daireye benzer. Bu sistemde 5 ana renk ve 10 ara renk olduğu varsayılır.

Renk tonu (Hue): Kırmızı, yeşil ve mavi gibi farklı renk çeşitlerinin ayrımını sağlar (49,51,52).

Aydınlık değeri (Value): Saf beyaz ve saf siyah arasındaki parlaklık derecesini belirtir (49,51). Birbirinden farklı iki renk, aynı value değerine sahip olabilir (52).

Renk yoğunluğu (Chroma): Rengin doygunluk derecesidir ve berraklık ya da güç olarak da adlandırılmaktadır (49,51).

Hue boyutu; merkez eksen çevresinde sıralanmış on renk ile belirtilirken; chroma tekerlek diliminde yer alır. Renkler dışa doğru en safken merkezdeki value eksenine yaklaştıkça soluklaşır. Value, rengin açıklık ve koyuluğunu belirler ve dokuz value değeri, renk ağacındaki dokuz tekerlek ile sembolize edilmektedir (Şekil 2.5.).

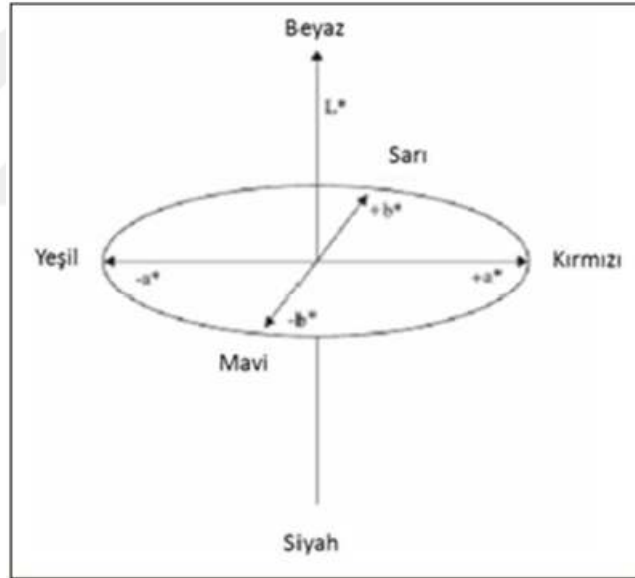


Şekil 2. 4. a) Munsell renk ağacı b) Munsell renk sisteminin üç boyutlu sunumu

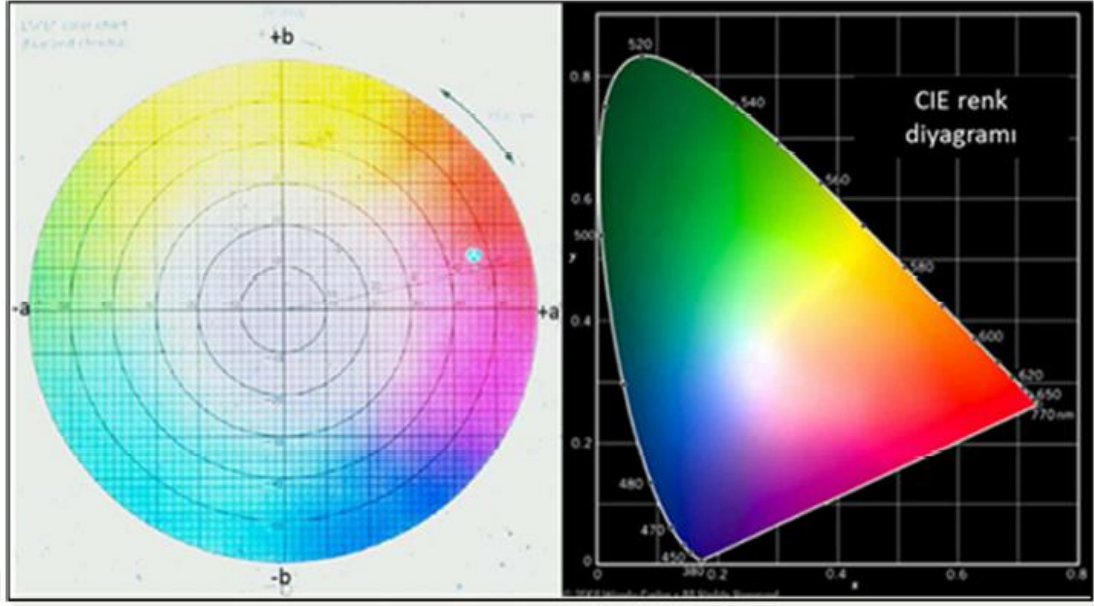
2.4.1.2. Commission International de l'Eclairage/ International Commission on Illumination (CIE) Lab Renk Sistemi

Günümüzde en popüler renk sistemlerinden biri olan CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemi; renk algılamasının insan gözündeki üç ayrı renk reseptörüne (mavi, kırmızı, yeşil) bağlı olduğunu kabul eden teoriyi destekler. Bu renk sisteminde, bir rengin lokalizasyonu üç koordinatla belirlenir ve bunlar L^* , a^* ve b^* değerleridir (Şekil 2.6.). L^* eksenini, rengin açıklık ve koyuluk koordinatlarını belirler. Tam siyah rengin L^* değeri 0, tam beyaz rengin L^* değeri ise 100'dür. a^* eksenini rengin; kırmızı (pozitif a^*) veya yeşil (negatif a^*) içeriğini, b^* eksenini ise sarı (pozitif b^*) veya mavi (negatif b^*) içeriğini belirtmektedir (53,54).

Munsell sistemindeki value değerine benzer olan L^* değeri, cismin parlaklığını tanımlar. a^* ve b^* değerleri ise chroma koordinatlarını belirler (Şekil 2.7) (55).



Şekil 2. 5. CIE Lab sisteminde rengin üç boyutu



Şekil 2. 6. a* b* yoğunluk diagramı

2.4.2. Renk Değişiminin Değerlendirilmesi

Örneklerin, termal yaşlandırma, renklendirici ajan gibi bir etken öncesi ve sonrası renk değişimleri değerlendirilerek renk değişimi hesaplanmaktadır. Örneklerin L^* , a^* ve b^* değerleri, özel hazırlanmış aydınlatma koşulları altında, beyaz zemin üzerinde ölçülerek ΔE formülüne göre hesaplanır (56).

$$\Delta E (L^* a^* b^*) = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$$

Burada ΔL^* , Δa^* ve Δb^* sırasıyla parlaklık, yeşil koordinat ve mavi-sarı koordinat farklarıdır (57).

Örneklerin renk değişimleri değerlendirilirken CIE L^* , a^* , b^* sistemine en yeni alternatiftir olan CIEDE2000 renk farkı formülü (ΔE_{00}) de kullanılmaktadır (58).

$$\Delta E_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C}\right) \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)}$$

$\Delta L' = L_2 - L_1$ (L_1 işlem öncesi, L_2 işlem sonrası lightness değerleri.)

$\Delta C' = C_2 - C_1$ (C_1 işlem öncesi, C_2 işlem sonrası croma değerleri.)

$\Delta H' = H_2 - H_1$ (H_1 işlem öncesi, H_2 işlem sonrası hue değerleri.)

CIEDE 2000 sistemine göre, $\Delta L'$, $\Delta C'$, $\Delta H'$ numunelerin işlem öncesi ve sonrası lightness, croma ve hue ölçümleri arasındaki farkı; R_T (rotasyon fonksiyonu) ise mavi

alandaki croma ve hue farkı arasındaki etkileşimi gösteren bir fonksiyondur ve dental renk uzayında 0'a yakın değeri vardır. Ağırlıklandırma fonksiyonları SL, SC, SH; L^* , a^* , b^* koordinatlarındaki renk farkı çiftlerinin yerindeki değişiklikler için toplam renk farkı ayarlamasını yaparken, KL, KC, KH parametre faktörleri ise deneysel koşullar için düzeltme terimleridir. KL, KC, KH değerleri lightness, croma ve hue için sırasıyla doku, arka fon, ayraç vb. farklı görüntüleme parametrelerini ayarlamak için kullanılır (57).

CIEDE2000 renk stabilitesi formülü, dental seramiklerin renk farkı eşiklerinin değerlendirilmesinde CIE L^* , a^* , b^* formülünden daha iyi bir uyum sağladığı ve dental araştırmalarda ve in-vivo enstrümantal renk analizinde kullanılmasının tavsiye edildiği bildirilmiştir (57).

2.5. Işık Kavramı

Estetik bir görüntüye sahip olma duygusu günümüzde bireyler için oldukça önemlidir. Yüz estetiği değerlendirildiğinde dişlerin görünümü ön plana çıkmaktadır. Estetik bir diş restorasyonu form, renk, yapı ve ışık geçirgenliği gibi etkenlerin birbirine olan uyumluluğuyla elde edilir. Taklit edilmesi en zor özellikler ışık geçirgenliği ve renktir. Doğal dişlerin sahip olduğu ışığı yansıtma ve absorbe etme gibi özellikler ağız içi restorasyonlara birebir aktarılamamaktadır (59). Doğal dişteki renk kavramı diş minesine gelen ışığın mine ve dentinde dağılarak geri yansıyan ışığın bileşiminin bir sonucudur (60).

Işık görülebilir bir elektromanyetik radyasyondur. Işık ölçüm birimi "Nanometre (nm)" olarak ifade edilir. İnsan gözünün algılayabildiği ışığın dalgaboyu 380-780 nm arasındadır. Algılanan bu dalga boyu "ışık spektrumu" olarak adlandırılmaktadır (61). Gözün algılayabildiği spektrumun altında kalan dalga boyuna sahip ışınlar "ultraviyole" veya "mor ötesi" ışınlar olarak adlandırılır. Gama ışınları, X ışınları ve kozmik ışınlar bu gruba dahildir. Gözün algıladığı spektrumun üzerinde dalga boyuna sahip ışınlara "kırmızı ötesi ışınlar" denilmektedir. Elektrik, mikrodalga, ve radyo dalgaları bu gruptaki dalgalardandır (61).

Farklı dalga boyundaki ışınlar, gözümüzde farklı uyarıların oluşmasına sebep olmaktadır. İnsan gözü kırmızı, yeşil, mavi renklere karşı duyarlıdır. Yeşil renk geniş bir spektruma sahip olduğundan en rahat algılanan renktir (62) (Tablo 4).

Doğal ışık kaynağı güneş beyaz görünümüne sahip olsa da bütün renk spektrumunu kapsayan ışınları içermektedir. Gün ışığı bir prizmadan geçtiğinde, ışık kırılır ve her bir dalga boyu belirli miktar yön değişikliğine uğrar. Bu fiziki olay "dispersiyon" (ışık dağılımı) olarak adlandırılır (61).

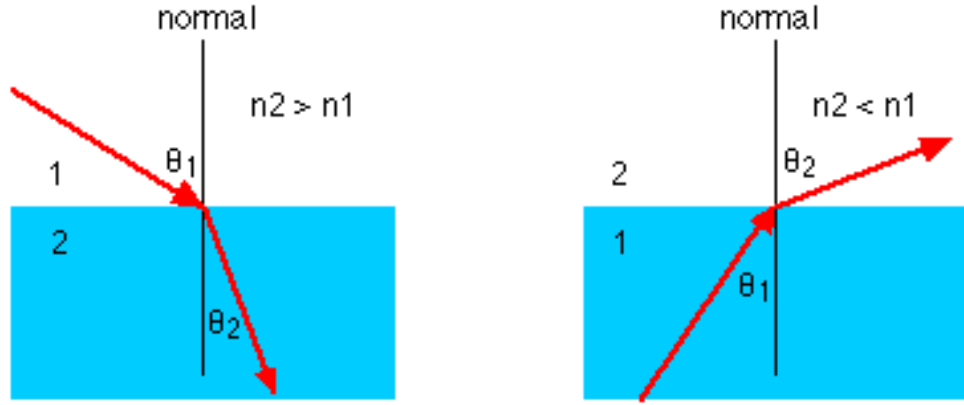
Tablo 2. 3. Renklerin dalga boylarına göre dağılımı

Dalga boyu (nm)	Renk
380-450	Mor
450-490	Mavi
490-560	Yeşil
560-590	Sarı
590-630	Turuncu
630-760	Kırmızı

Cisim üzerine gelen ışık, ışık kaynağından direkt ve yansıyarak cisme ulaşır. Üzerine ışık düşen cisim gelen ışığı yansıtarak, absorbe ederek ya da geçirerek değiştirmesi sonucu renk özelliği ortaya çıkar (63,64).

2.5.1. Kırılma

Işığın bir ortamdan diğer bir ortama geçerken yön değiştirerek azalması olarak tanımlanır. Cismin karakteristik bir özelliği olan kırılma indisi cismin tipini belirler. Işığın havada kırılma indisi " $n=1$ " olarak kabul edilmektedir. Işığın camdan havaya geçmesi gibi daha az yoğun bir yüzeye bir ışık açıyla geldiği zaman hızı artarsa normalden uzaklaşarak kırılır (Şekil 2.8.) (64).



*Mavi bölge camı temsil etmektedir.
Şekil 2. 7. Işığın cam zeminde kırılması

Doğal dişler birkaç farklı tabaka içeren bir histolojik yapıya sahiptir. Mine-dentin ara yüzeyi önemli bir geçiş noktasıdır. Minedeki her bir apatit kristali gelen ışık için ayrı bir ortam oluşturmaktadır. Apatit kristalleri ışığı dışın iç kısmına doğru yönlendirirken, ışık, kristallerin birbirlerine temas eden sınırlarından geçerken de kırılmaya uğrar ve bir kısmı da yansıtılarak apatit kristalleri tarafından dışa doğru yönlendirilir. Restoratif materyaller ile benzer bir etki sağlanabilmektedir. Seramik partikülleri, optik önemi olan ışığın kırıldığı kristaller içerir. Farklı kırılma indislerine sahip cam fritler de porselen tozuna eklenerek sınırlı alanlarda da benzer etki elde etmek amaçlanmaktadır (61).

2.5.2. Yansıma

Bir cismin yüzeyine çarpıp geri dönen ışık demeti olarak tanımlanmaktadır. Işık hiçbir zaman yarı saydam ve saydam bir cismin içinden tamamen geçemez, bir bölümü yüzeyden yansır. Cisimlerin farklı yüzey özelliklerine göre yansıma iki şekilde gerçekleşebilir (65,66).

1-Düzgün yansıma: Düz bir yüzey üzerine düşen ışık demetinin aynı açıyla geri yansımasıdır.

2-Dağınık yansıma: Düzgün olmayan üzeeye sahip bir cisme gelen ışık demetinin değişik açılarla birçok farklı yöne dağılmasıdır.

Başarılı dental restorasyonlarda en önemli hususlardan biri ışığın dağınık yansımasının sağlanmasıdır (67).

2.5.3. Absorbsiyon

Cismin temel rengini belirleyen bu özellik; cismin, yüzeyine düşen ışık demetinde belirli dalga boylarını emmesidir (67). Cisim yansıttığı ışığın renginde görülürken farklı renk dalga boylarındaki ışık demetleri ise absorbe edilmektedir. Yansıma ve ışık geçirgenliği ile birlikte absorbsiyon algılanan renklerden direkt olarak sorumludur. Bu nedenle dental restorasyonlarda bu üç faktör önemli role sahiptir (67,68).

2.5.4. Opasite

Objenin ışığı geçirmeme özelliğidir. Başka bir deyişle materyali maskeleyebilme gücüdür. Opak materyaller ışığın büyük bir kısmını yansıtırken bir kısmını da absorbe ederler. Eğer bir cisim gelen ışığın tamamını yansıtıyorsa beyaz, tamamını emiyorsa siyah görünür. Yansıyan ışık cismin rengini oluşturur(63,69).

2.5.5. Saydamlık (Transparanlık)

Saydam materyaller küçül değişikliklerle birlikte gelen ışığın tamamının geçişine izin veren cisimlerdir. Bu objelerin arkasındaki cisimler rahatlıkla gözlenebilir. Saydamlık yüksek translusenslik değeridir (63,67,69).

Diş üzerindeki transparan alanların görünümü griden koyu maviye değişkenlik gösterebilmektedir. Kesici kenarlardaki aşırı şeffaf mine ağız ortamı karanlık olduğu için koyu şekilde görünür. Şeffaf bir materyal, arka planın etkisini daha fazla göstermektedir. Saydamlık, materyal içerisinde saçılmanın fazla olması durumunda azalmaktadır (60).

2.5.6. Yarısaydamlık (Translusenslik)

Materyallerin ışığın geçişine kısmen izin vermesi yarısaydamlılık olarak adlandırılır. Yarısaydamlığın derecesi, ışığın materyal içerisinde dağılım gösterme miktarı ile alakalıdır (70). Transludent materyaller ışığı belirli oranlarda dağıtarak arkasındaki objenin tamamen görünmesine izin vermezler. Yarısaydamlık, saydamlık ve opaklık arasındaki skalada bir derecedir (63,70,71).

2.5.6.1. Translusensi Ölçüm Yöntemleri

Translusensi, estetik görünüm için önemli bir faktördür. Yarı saydamlığı belirlemek için, bir translusensi parametresi , kontrast oranı (CR) ve toplam iletim (Tt) yöntemlerinin hesaplanması dahil olmak üzere çeşitli yöntemler geliştirilmiştir (72).

Translusensi Parametresi (TP)

Translusensi parametresi, siyah ve beyaz zeminler üzerinde belirtilen kalınlığa sahip malzemenin yansıtılan renkleri arasındaki renk farkı olarak tanımlandığından, insan görsel algısını translusensi ile ilişkilendirmek için kullanılır (73).

Translusensi parametresi değerleri, Commission International l'Eclairage (CIE) L^* , a^* , b^* formülü kullanılarak ΔE değerleri ile aynı şekilde hesaplanabilir (12). CIEDE2000 formülü, CIE L^* a^* b^* sistemine en yeni alternatiftir (58). TP_{00} , CIEDE2000 formülü kullanılarak tanımlanabilir (74).

Denklemdaki k_L , k_C ve k_H deneysel şartlardaki parametrik varyasyonları dengelemekte olup (58) ve bu değerlerin 2:1:1 olarak kabul edildiği durumda insan gözünün algılayabilirliğine daha yakın sonuçlar elde edildiği rapor edilmiştir (75). TP_{00} değeri düşükse materyalin ışık geçirgenliği az iken, TP_{00} değeri büyüdükçe ışık geçirgenliği özelliği artmaktadır.

Kontrast Oran

Kontrast oran, bir materyalin siyah zemin üzerindeki parlaklık yansımalarının aynı materyalin beyaz zemin üzerindeki parlaklık yansımalarına oranı olarak tanımlanır. Bu tanımdaki parlaklık yansımaları CIE tarafından tanımlanan yansıma koordinatlarındaki Y değeridir.

$CR = Y_s/Y_b$ (s siyah, b beyaz zemindeki ölçümleri temsil etmektedir.)

Bu oran 1 ile 0 arasında bir değerde olmakta ve yüksek CR değeri düşük translusensliği ifade etmektedir (76).

Toplam Geçirgenlik

Toplam geçirgenlik, hem detektöre ulaşan hem de materyali geçen ışık ölçülerek değerlendirilir.

Geçirgenlik (T) aşağıdaki denklem kullanılarak belirlenir:

$$T = (L_{\text{örnek}} / L_{\text{kaynak}}) \times \%100,$$

Burada $L_{\text{örnek}}$, örnek parlaklığıdır ve L_{kaynak} , kaynak parlaklığıdır (77).

2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Tespit Yöntemleri

Diş renginin ölçülmesinde günümüzde birçok metot kullanılmaktadır. Akrilik rezin veya porselen tonlarını içeren skalalar kullanılarak görsel subjektif renk ölçümü yapılabildiği gibi; kolorimetreler, spektrofotometreler, imaj analiz teknikleri kullanılarak yapılan objektif renk ölçümü de yapılabilir (54,63).

2.6.1. Görsel Renk Ölçümü

Renk skalalarının kullanımı görsel renk analizinde en sık kullanılan yöntemdir (63,78). Lee ve ark. (79), rezin kompozitlerin renk değerlerini renk skalaları ile karşılaştırdıkları çalışmada skalaların, kompozitlerdeki translüsent ve beyaz renkler için yetersiz sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir.

1. Ortam koşulları: Ağız ortamının kuruluğu veya ıslaklığı, aydınlatma tipi, metamerizm (ışık yansıtma özelliği farklı olan cisimlerin herhangi bir aydınlatma şartı altında renk uyumu gösterirken, aydınlatma şartları değiştiğinde renk uyumu göstermemesi).
2. Skalaya bağlı etkenler: Referans alınacak skalanın güvenilirliği.
3. Kişiyeye bağlı etkenler: Yaş, görme kusurları, psikolojik durum, göze bağlı renk ayırt etme problemleri (80).

Ayrıca, renk skalalarında kullanılan porselenler, yapılacak restorasyondaki porselene göre daha kalın yapıdadır, bundan dolayı dişin tam rengini belirlemek pek mümkün olamamaktadır (78). Bütün bu zorluklara rağmen insan gözü küçük renk farklarını algılayabilse de, bu farkları derecelendirebilme konusunda yetersiz kalabilmektedir (63).

2.6.2. Aletsel Renk Ölçümü

Renk ölçümünde alet kullanımı ile, renk hakkında güvenilir, tutarlı ve matematiksel veriler elde edilir. Bu amaçla kullanılabilecek aletler;

- 1) Kolorimetreler
- 2) Spektoradyometreler
- 3) Spektrofotometreler
- 4) Dijital fotoğraf makineleridir (49,63).

Renk analizinde kullanılan malzeme ne olursa olsun, avantajları ve sınırlamaları hakkında yeterince bilgi edinilerek kullanılmalıdır.

Kolorimetre

Kolorimetre, ışığın yoğunluğu ve dalga boyuna göre renk ölçümü yapar(81). Kolorimetreler rengin sayısal olarak değerlendirilebilmesine olanak verir.

Gözdeki renk reseptörleri ile aynı özellikteki üç renk filtresi yardımıyla yansıyan ışık ışınlarının yeşil, kırmızı ve mavi renk oranlarını belirleyerek hesaplama yapmaktadır (15,63). Cisme ulaşan ışık miktarı fotodiyot filtreler ile kontrol edilir, cisimden yansıyan ışık miktarı ise bir sensör ile tekrar ölçülür (82). Kolorimetrelerin kullanımları kolaydır ve spektoradyometre, spektrofotometre gibi cihazlardan daha ucuzdur. Ancak filtrelerin eskimesine bağlı olarak renk ölçümünün tekrarlanabilirliği iyi değildir. Metamerizmi ölçmede kullanılamazlar (49).

Spektoradyometre

Spektoradyometreler rengin radyometrik değerlerin ölçümünde kullanılırlar. Bu cihaz ile yapılan renk ölçümünde, göze benzer şekilde nesneye temas olmadan ölçüm yapmaktadırlar.

Ölçüm için, aydınlatma kaynağı kullanılmaktadır. Ölçüm sonuçlarını gerçek görüş alanında gerçekleştirebilmeleri, bu aletin olumlu bir özelliğidir. Ancak kullanımının hassasiyet gerektirmesi ve ölçüm açısındaki küçük değişikliklerin bile sonuçlarda büyük sapmalara sebep olması bu aletlerin dezavantajlarından (49).

Spektrofotometre

Yüzey renginin ölçülmesinde spektrofotometreler en yaygın kullanılan aletlerdir. Temel çalışma prensibi, standart beyaz zeminden ve rengi ölçülecek nesneden yansıyan ışığı görülebilir spektrumda, 1-25 nm aralıklarla ölçmektir (49,63). Spektrofotometreler, doğru ve ayrıntılı, uzun dönemde tekrar edilebilen sonuçlar verebilmelerinden dolayı kalite kontrolünde kullanımları yaygındır. Ayrıca metamerizm etkisini değerlendirebilirler (49). Kolorimetrelere göre spektrofotometreler, daha uzun ömürlüdürler (82). Spektrofotometrelerin düşük hata payı ile yüksek derecede tekrarlanabilir sonuçlar verdiği Paul ve ark. (83) tarafından rapor edilmiştir. Çalışmada, üç gözlemci tarafından yapılan ölçümlerde sadece %26,6'lık bir eşleşme saptanırken, spektrofotometre ile yapılan ölçüm tekrarlarının %83,3'ünün eşleşmiş olduğu bildirilmiştir. Spektrofotometre ile renk analizi ve görsel renk analizi yöntemlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda spektrofotometrelerin daha üstün özelliklere sahip olduğu savunulmaktadır (84,85).

Vita Easy Shade spektrofotometre (Vita Zahnarzt, Almanya) diş hekimliği kliniklerinde diş ve restorasyonların renk seçimi için üretilmiş bir cihazdır. Küçük, taşınabilir, kablolu, temaslı tipte olan bir spektrofotometredir (94). Klasik spektrofotometrelerden en önemli farkı renk ölçümlerini CIE L*a*b* değerleri üzerinden ölçmenin yanı sıra, bu değerleri Vita renk skalası değerlerine dönüştürerek vermesidir (86).

Dijital kamera

Renk ölçümü için dijital kamera kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Bu sistemin en olumlu özelliği, cisim üzerindeki bir bölge veya noktanın değil, cismin tüm renginin ölçülmesidir. Bu sistemde dişlerin görüntüleri standart şartlar altında dijital fotoğraf makinesi ile elde edilir, sonuçlar bilgisayar programları yardımıyla CIE L*a*b* değerleri cinsinden değerlendirilir. Sistem; bilgisayar, görüntüyü alan bir sürücü, bilgisayar programı, dijital fotoğraf makinesi ve renk sensöründen oluşmaktadır (49).

2.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), birçok dalda araştırma-geliştirme çalışmalarında, mikro elektronikte, biyolojik bilimlerde, tıp ve kriminal uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Elektron mikroskobu yüksek büyütme yapar ve büyük bir alan derinliğine sahiptir. SEM ile biyolojik, botanik, hücre biyolojisi, tıp (adli tıp, anatomi, mikrobiyoloji, biyokimya, fizyoloji, toksikoloji, patoloji), madde bilimleri ve yeryüzü bilimlerinden elde edilen örnekler 100 000 kez büyütülerek yüzey yapıları görüntülenebilir ve yüzeyde meydana gelen farklılıklar değerlendirilebilir. Bitki ve hayvan dokuları, mikroskobik kristallerin, metallerin, plastiklerin ve seramiklerin yapısının incelenmesi SEM'in kullanılabileceği alanlar arasındadır (87).

SEM'de yüzeyin görüntülenmesi için elektronları yansıtacak bir madde ile yüzeylerin kaplanması gereklidir. Bu madde altın veya palladyumdur. Kaplamanın kalınlığı örneğe göre ayarlanır. Kaplamada kullanılan materyalin, yüzeyde küme şeklinde toplanmamasına dikkat edilmelidir (87).

2.8. Yapay Yaşlandırma İşlemleri

Renk değişikliklerinin değerlendirilmesinde, klinik çalışmalarda ağız içi ortamını ve değişikliklerini yansıtmak amacıyla in-vitro çalışmalarda çeşitli yapay yaşlandırma işlemleri yapılmaktadır. Bu amaçla suda bekletme (85), termal döngü (117), otoklav ile yaşlandırma (88) ve mekanik yükleme (89) gibi yöntemler uygulanabilir.

2.8.1 Suda Bekletme

Örnekler 24 saat, 7 gün veya 30 gün süreyle 37°C'lik suda bekletilerek aynı sürelerdeki ağız içi bekleme süreleri taklit edilebilir. Ağız içerisindeki in-vivo koşulları yansıtabilmek için su yerine yapay tükürük kullanılabilir (90).

2.8.2. Termal Döngü

Termal döngü işlemi, restoratif materyallerin ağız içinde kullanımını taklit etmek amacıyla yaygın olarak kullanılan yöntemlerden birisidir. Farklı sıcaklıklardaki su banyolarının tekrarlayan periyotlar halinde materyallere uygulanmasıyla

gerçekleştirilir. Uzun dönem renk değişikliklerini değerlendirmek için farklı döngü sayıları uygulanabilir (91).

Bu yöntemde, örneklerin bir sıcak bir soğuk suya daldırılması işlemine "devir", iki işlem arasındaki toplam zamana "devir süresi" denilmektedir. Devir sayıları 500 ile 50000 arasında değişebilmektedir. Örneklerin banyo sıvılarında bekleme süresi ortalama 15–60 saniye, bir banyodan diğer banyoya geçiş süresi 5–10 saniye olarak uygulanmaktadır. Ağız içinde sıcaklık değişimlerini taklit etmek için 5°C-55°C arasında döngüler şekilde yapılmaktadır (92).

Gün içerisinde ağız içi sıcaklık değerlerinin 20-50 kez arasında en düşük ve en yüksek değerlere ulaştığı ve bu nedenle 10000 döngünün bir yıllık ağız içi fonksiyona tekabül ettiği bildirilmiştir (93).

2.8.3 Otoklav ile Yaşlandırma

Yaşlanma kinetiğine veya zamana bağlı olarak monoklinik fazın değişme oranı, yaşlanma ortamından; yani sıcaklık, basınç ve maruz kalma süresinden etkilenebilir (88). Y-TZP'nin yaşlanma davranışını belirlemek için zaman kazanmak amacıyla, basınç altında hızlandırılmış yaşlanma gerekmektedir. Bu amaçla basınçlı buhar uygulayan otoklav cihazları kullanılabilir. Genel bir fikir birliği, 1 saatlik otoklav yaşlandırmasının in-vivo olarak 3-4 yıla tekabül ettiği; dolayısıyla 5 saatlik otoklav ile yaşlandırmanın 15 yıldan uzun bir süreye eşdeğer olduğu şeklindedir (94). ISO 13356'ya göre, zirkonyanın 5 saat boyunca 2 bar basınç altında ve 134°C'de otoklav ile yaşlandırılması tavsiye edilir. Yine ISO 13356'ya göre biyomedikal uygulamalarda kullanılabilmesi bir için zirkonyanın, 134°C ve 2 bar basınç altında 5 saatlik yaşlandırma uygulamasının ardından monoklinik faz içeriğinin %25'ten az olması gerekmektedir (88).

Zirkonyanın ilk olarak vücut içi eklem protezlerinde kullanılması sonrasında başarısızlıklar görülmüştür (45). Bu başarısızlık, zirkonyanın düşük ısı bozunması (LTD) özelliğine, yani yarı kararlı tetragonal formun su penetrasyonu ile başlatılan ve hızlanan (20-250°C'de) monoklinik faza dönüşmesine atfedilmiştir (45). Zirkonya seramiklerinin LTD davranışını etkileyen çeşitli faktörler vardır. Bunlar; stabilize edici katyonun değeri ve boyutu, stabilizatör dağılımı, faz bileşimi, tanecik boyutu ve

tanecik boyutu dağılımı ile ikincil fazların varlığı olarak sıralanabilir. Bahsedilen parametrelerin çoğu birbirine bağlıdır ve sinterleme süresi, sıcaklık ve atmosfer gibi sinterleme koşullarından büyük ölçüde etkilenir (45). Y-TZP'nin klinik LTD'si, yüksek sıcaklıklarda (120°C ila 140°C) buhar otoklav işlemleriyle simüle edilebilmektedir. Çünkü tetragonal-monoklinik faz dönüşümü termal olarak etkinleştirilir ve su mevcudiyeti ile hızlandırılır (95) .

Otoklavda yaşlandırma, monoklinik faz içeriğinde önemli artışa sebep olmasının yanı sıra eğilme mukavemeti gibi mekanik özelliklerde de bir düşüşe sebep olarak Y-TZP seramikler üzerinde düşük sıcaklıkta bozulma etkilerini önemli şekilde arttırmaktadır. Zaman (20 saatten uzun), basınç (en az 2 bar) ve sıcaklık (134 C°'ye eşit) gibi bazı yaşlanma parametreleri, LTD simülasyonu için olası bir protokolü kanıtlayan eğilme mukavemetini önemli ölçüde etkilemektedir (96).

Otoklav ile yaşlandırma uygulanmış zirkonya örneklerde, t-m (tetragonal-monoklinik) faz dönüşümü başlangıçta materyal yüzeyinde gerçekleşir ve oradan alt tabakalara nüfuz eder. Su buharı LTD gelişimine neden olur ve bu süreci hızlandırır (97).

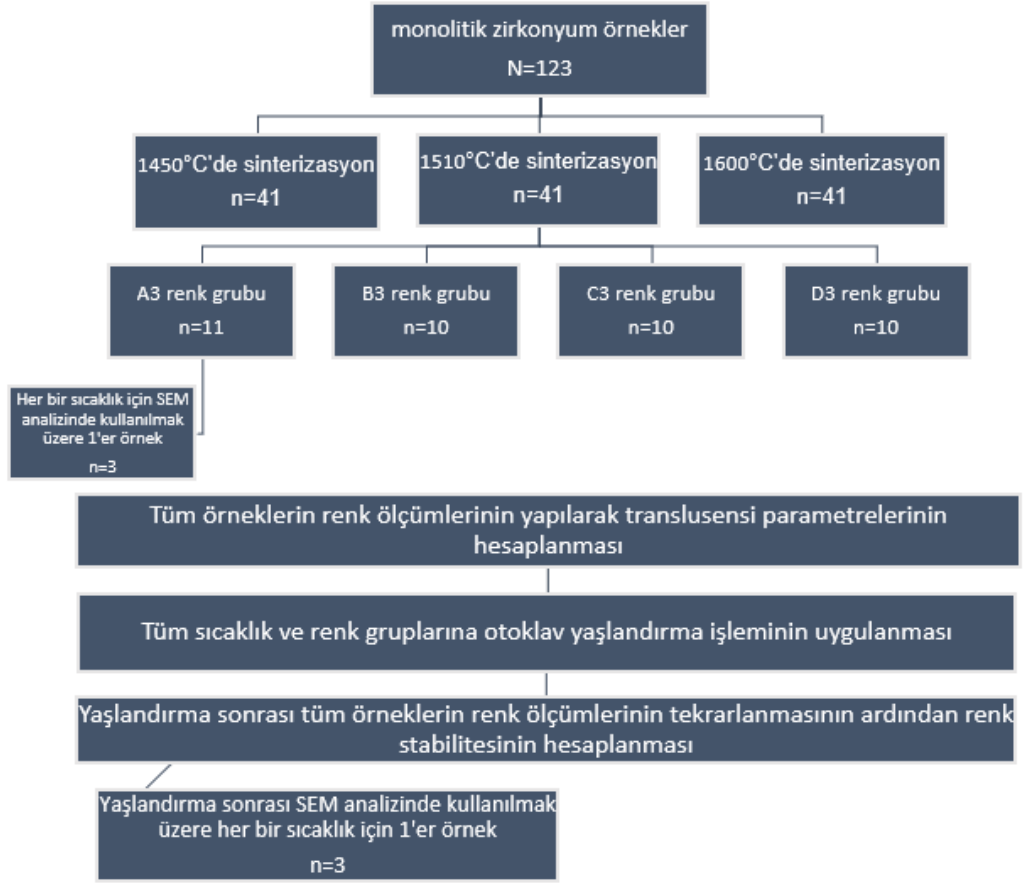
2.8.4. Mekanik Yükleme

Çiğneme kuvvetlerinin neden olduğu yorgunluğun, in-vitro çalışma düzeneğine yansıtılması amacı ile kullanılmaktadır. 100000 kez uygulanan mekanik yükleme döngüsü, ortalama 1-2 yıllık in-vivo fonksiyonu taklit etmektedir (89).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada A3, B3, C3, D3 renklerine sahip monolitik zirkonya örneklerin 1450°C, 1510°C ve 1600°C’de sinterizasyonu sonrası renk ölçümleri yapılarak translüsensi değerleri hesaplandı. Ardından otoklavda 134°C ve 2 bar basınç altında 2 saatlik yaşlandırma işlemi uygulanarak renk ölçümleri tekrarlanıp renk değişimi değerlendirildi. Yaşlandırma öncesi ve sonrası materyalin tanecik büyüklüklerini değerlendirmek için SEM analizleri "Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi (KİTAM)"nde yapıldı. Sinterleme protokollerinin uygulanması "Ata Pera Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi'ne ait Diş Protez Laboratuvarında" gerçekleştirildi. Çalışmanın diğer tüm aşamaları Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi.

Çalışmada 4 farklı renk çeşidine sahip translusent zirkonya materyali için 3 farklı sinterleme sıcaklığı kullanılarak toplam 12 grup oluşturuldu ve her bir grup için 10’ar adet örnek hazırlandı. Ayrıca her bir sinterizasyon sıcaklığı için A3 rengine 1’er adet örnek yaşlandırma öncesi SEM analizinde kullanılmak üzere ek olarak üretildi. Böylece A3 rengine toplam 33 adet, B3, C3, D3 renklerinde ise 30’ar adet, toplamda 123 adet örnek hazırlanmış oldu. Örneklerle uygulanan sinterizasyon işlemlerini takiben renk ölçümü yapılarak translüsensi parametresi değerleri hesaplandı. Yaşlandırma öncesi SEM analizi için 3 farklı sıcaklıkta sinterlenmiş A3 rengindeki gruplardan rastgele seçilen 1’er örnek hariç tutulup kalan tüm örneklerle otoklavda yaşlandırma uygulanarak renk değişimleri değerlendirildi. Çalışma akış şeması, örnek sayıları ve çalışma grupları Şekil 3.1.’de gösterilmiştir.



Şekil 3. 1. Çalışmanın akış şeması, çalışma grupları ve örnek sayıları

Bu çalışmada inCoris TZI C, mono L (Sirona Dental, Bensheim, Almanya) 5 Y-TZP translusent monolitik zirkonyum blok kullanıldı (Şekil 3.2). Çalışmada kullanılan materyaller, lot numaraları, içerikleri ve üretici firmaları Tablo 3.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 3.2. inCoris TZI C monolitik zirkonya bloklar

Tablo 3. 1. Çalışmada kullanılan materyaller, lot numaraları, içerikleri ve üretici firmaları

Materyal	Üretici firma	Lot Numarası	İçerik
inCoris TZI C transludent monolitik zirkonya blok renk: A3	Sirona Dental, Bensheim, Almanya	3314000484	$ZrO_2+HfO_2+Y_2O_3 \geq 99.0\%$ $Y_2O_3 > 4.5 - \leq 6.0\%$ $HfO_2 \leq 5\%$ $Al_2O_3 \leq 0.04\%$ Diğer oksitler $\leq 1.1\%$
inCoris TZI C transludent monolitik zirkonya blok renk: B3	Sirona Dental, Bensheim, Almanya	2014504385	$ZrO_2+HfO_2+Y_2O_3 \geq 99.0\%$ $Y_2O_3 > 4.5 - \leq 6.0\%$ $HfO_2 \leq 5\%$ $Al_2O_3 \leq 0.04\%$ Diğer oksitler $\leq 1.1\%$
inCoris TZI C transludent monolitik zirkonya blok renk: C3	Sirona Dental, Bensheim, Almanya	2017092136	$ZrO_2+HfO_2+Y_2O_3 \geq 99.0\%$ $Y_2O_3 > 4.5 - \leq 6.0\%$ $HfO_2 \leq 5\%$ $Al_2O_3 \leq 0.04\%$ Diğer oksitler $\leq 1.1\%$
inCoris TZI C transludent monolitik zirkonya blok renk: D3	Sirona Dental, Bensheim, Almanya	2014494332	$ZrO_2+HfO_2+Y_2O_3 \geq 99.0\%$ $Y_2O_3 > 4.5 - \leq 6.0\%$ $HfO_2 \leq 5\%$ $Al_2O_3 \leq 0.04\%$ Diğer oksitler $\leq 1.1\%$

ZrO_2 : Zirkonyum oksit; HfO_2 : Hafniyum oksit; Y_2O_3 : Yttrium oksit; Al_2O_3 : Alüminyum oksit

3.1. Monolitik Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada toplam 123 adet örnek, sinterizasyon büzülmesini kompanse etmek amacıyla hedeflenen boyutlardan %20 daha büyük hazırlandı. 20x19x15,5mm ebatlarındaki bloklardan manuel olarak Sunshine Elmas Separe (Dr. Hopf GmbH & Co. KG., Langenhagen, Almanya) (Şekil 3.3) kullanılarak 15,5x9x1,25 ($\pm 0,05$) mm ebatlarında kesitler elde edildi (Şekil 3.4)



Şekil 3. 3. Elmas Separe



Şekil 3. 4. Kesitlerin manuel olarak elde edilmesi

Sinterleme öncesi pürüzsüz yüzeyler oluşturmak amacıyla sırasıyla 600, 800 ve 1200 grit silikon karbid aşındırma kâğıtları (English Abrasives&Chemicals Ltd, Stafford, ABD) ile kuru olarak zımparalama yapıldı. Zımparalanan örneklerin boyutları dijital kumpas (Mitutoyo Corporation, Kawasaki, Japonya) kullanılarak kontrol edildi (Şekil 3.5.).



Şekil 3. 5. Sinterleme öncesi örnek boyutları

3.2. Test Gruplarının Oluşturulması

4 ayrı renk grubundan 30'ar örnek 3 ayrı sıcaklıkta sinterlenmek üzere rastgele gruplara ayrıldı. Her bir sıcaklıkta, yaşlandırılmamış örneklerde SEM analizi yapabilmek için A3 renkli zirkonya materyalinden ayrıca 1'er örnek oluşturularak toplamda 123 örnek elde edildi. Oluşturulan örnek grupları Şekil 3.6.'da gösterilmiştir.

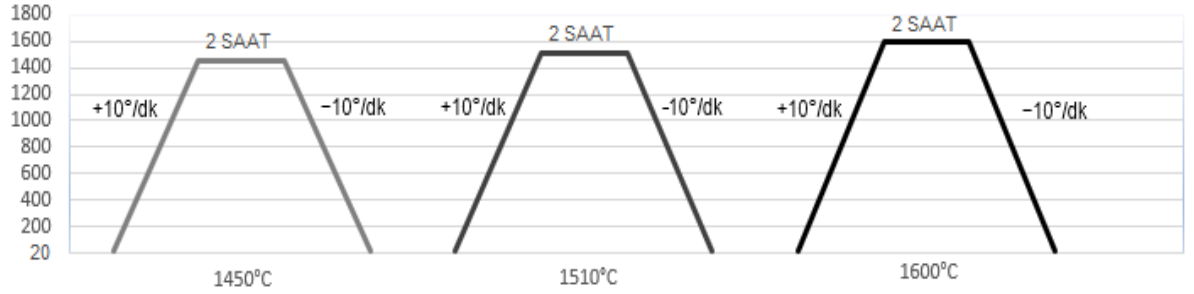


Şekil 3. 6. Sinterizasyon öncesi oluşturulan örnek grupları

3.3. Sinterleme İşleminin Uygulanması

Hazırlanan örneklerin 1450°C, 1510°C ve 1600°C olmak üzere 3 farklı sıcaklıkta sinterleme işlemi gerçekleştirildi. Sinterizasyon fırını olarak Programat S1 1600 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanıldı.

Sinterleme prosedürü olarak oda sıcaklığından başlamak üzere her 1 dakikada 10°C sıcaklık artışı, hedef sıcaklıkta 2 saat bekleme süresi ve ardından her 1 dakikada 10°C soğuma şeklindeki sıcaklık değişim prosedürü izlendi (Şekil 3.7).



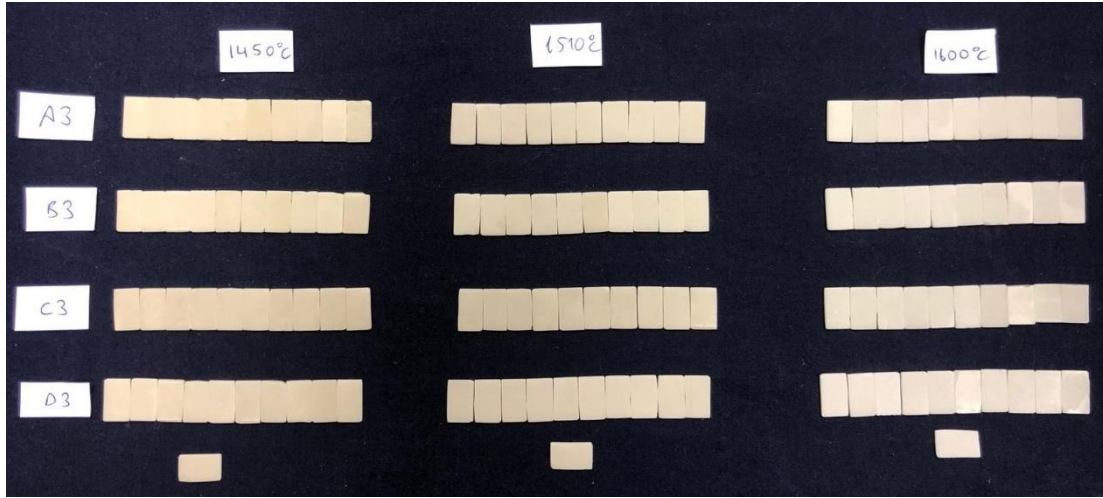
Şekil 3. 7. Sinterleme prosedürü

Sinterizasyon sonrası örnek boyutları %20 sinterizasyon büzülmesi ile 1x7,6x12,4 ($\pm 0,04$) mm ebatlarını almış oldu (Şekil 3.8).



Şekil 3. 8. Sinterizasyon sonrası örnek boyutları

Sinterleme işlemi sonrası örnek grupları Şekil 3.9.'da gösterilmiştir.



Şekil 3. 9. Sinterizasyon işlemi sonrası örnek grupları

3.4. TP₀₀ Skorunun Hesaplanması

Örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerlerinin ölçümü spektrofotometre cihazı ile gerçekleştirildi. Ölçümler için örnekler siyah (CIE $L^*1,1$; $a^*2,8$; $b^*46,6$) ve beyaz (CIE $L^*77,9$; $a^*1,6$, $b^*14,5$) renklerde 3D yazıcı ile polilaktikasitten (PLA) hazırlanmış renk ölçüm apareylerinin içerisine yerleştirildi (Şekil 3.9). Kullanılan apareyler örnek ebatlarına uygun yuva ve spektrofotometrenin temas başlığının tam oturacağı şekilde 6 mm çaplı açıklık bulunacak şekilde hazırlandı.



Şekil 3. 10. A) Spektrofotometre B) Özel yapılmış renk ölçüm apareyleri

Örneklerin L^* , a^* , b^* , C ve h değerleri her örnek için 3'er defa ölçüldü ve yapılan 3 ölçümün ortalaması alınarak sonuçlar kaydedildi. Her ölçüm sonrası cihaz

üretici firma direktifleri doğrultusunda kalibre edildi. Ölçümler sırasında spektrofotometrenin ucunun analiz yüzeyleri ile tam kontak sağlayacak şekilde konumlandırılmasına dikkat edildi. Her grup için TP₀₀, skoru örneklerden siyah ve beyaz apareyler üzerinde elde edilen L*, a*, b*, C ve h değerleri ile aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı.

$$TP_{00} = \sqrt{\left(\frac{L'_s - L'_b}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{C'_s - C'_b}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{H'_s - H'_b}{k_H S_H}\right)^2 + RT \left(\frac{C'_s - C'_b}{k_C S_C}\right) \left(\frac{H'_s - H'_b}{k_H S_H}\right)}$$

Denklemdaki *s* materyalin siyah arka plandaki ölçümleri, *b* ise beyaz arka plandaki ölçümleridir. RT hue ve kroma değerleri arasındaki ilişkiyi tanımlamakta; S_L, S_C ve S_H parlaklık, kroma ve hue değerlerini içermektedir. Ayrıca k_L, k_C ve k_H ise deneysel şartlardaki parametrik varyasyonları dengelemektedir ve bu değerlerin 2:1:1 olarak kabul edildiği durumda insan gözünün algılayabilirlik eşiğine daha yakın sonuçlar elde edildiğinin rapor edilmesi dolayısıyla formülde ilgili değerler 2:1:1 olarak kullanılmıştır (75). TP₀₀ değeri düşükse materyalin ışık geçirgenliği az iken, TP₀₀ değeri büyüdükçe ışık geçirgenliği özelliği artmaktadır.

3.5. Otoklavda Yaşlandırma İşlemi

Numaralandırılmış olan örneklerle, ilk optik ölçümleri yapıldıktan sonra otoklavda 134°C’de 2 bar basınç altında 2 saat süreyle yaşlandırma işlemi uygulandı.

3.6. Renk Değişiminin (ΔE₀₀) Değerlendirilmesi

Yaşlandırma işlemi öncesi optik değerleri kaydedilmiş olan örneklerin beyaz zeminde ölçülen renk koordinatları renk değişim hesaplaması için ilk optik değerler olarak kullanıldı. Yaşlandırma sonrası örneklerin L*, a*, b*, C ve h değerleri, beyaz aparey kullanılarak yukarıda anlatılan şekilde ölçüldü. Örneklerin renk değişim değerleri CIEDE2000 (ΔE₀₀) renk farkı formülü kullanılarak hesaplandı.

$$\Delta E_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C}\right) \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)}$$

ΔL' = L₂ - L₁ (L₁ yaşlandırma öncesi, L₂ yaşlandırma sonrası beyaz zemin üzerindeki L değerleri)

$\Delta C' = C_2 - C_1$ (C_1 yaşlandırma öncesi, C_2 yaşlandırma sonrası beyaz zemin üzerindeki kroma değerleri)

$\Delta H' = H_2 - H_1$ (H_1 yaşlandırma öncesi, H_2 yaşlandırma sonrası beyaz zemin üzerindeki hue değerleri)

CIEDE2000 sistemine göre, $\Delta L'$, $\Delta C'$, $\Delta H'$ numunelerin otoklavda yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası parlaklık, kroma ve hue ölçümleri arasındaki farkı; RT (rotasyon fonksiyonu) ise mavi alandaki kroma ve hue farkı arasındaki etkileşimi gösteren bir fonksiyondur ve dental renk uzayında 0'a yakın değeri vardır. Ağırlıklandırma fonksiyonları SL, SC, SH; L^* , a^* , b^* koordinatlarındaki renk farkı çiftlerinin yerindeki değişiklikler için toplam renk farkı ayarlamasını yaparken, KL, KC, KH parametre faktörleri ise deneysel koşullar için düzeltme terimleridir. KL, KC, KH değerleri parlaklık, kroma ve hue için sırasıyla doku, arka fon, ayraç vb. farklı görüntüleme parametrelerini ayarlamak için kullanılır.

3.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi ile Tanecik Boyutunun Değerlendirilmesi

Yaşlandırma işlemi uygulanmayan 3 adet A3 renkli örnek ve yaşlandırma uygulanmış her sinterleme sıcaklığı için rastgele seçilen 3 adet A3 renkli örnek olmak üzere toplamda 6 örneğe SEM analizi uygulandı. Örnekler altın kaplama cihazı (Quorum SC 7620 Sputter Coater, East Sussex, İngiltere) kullanılarak altın ile kaplandı (Şekil 3.11.A). Farklı ısılarda gerçekleştirilen sinterizasyon işlemi ve otoklav ile yaşlandırma sonrası yüzeylerin SEM (JEOL JSM 7001F SEM, Peabody, MA, USA) görüntüleri 10000x büyütme altında elde edildi (Şekil 3.12.B). Örneklerin ortalama

tanecik büyüklükleri ImageJ yazılımı (National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, ABD) kullanılarak doğrusal kesişme yöntemine göre ölçüldü.



Şekil 3. 11. A) Altın kaplama cihazı B) Taramalı Elektron Mikroskobu

3.8. İstatistiksel Analiz

Bu tez çalışmasında incelenen örnek gruplarından elde edilen veriler IBM SPSS versiyon 17 (IBM SPSS Statistics, IBM Corporation) istatistik programı kullanılarak analiz edilmiş olup, normal dağılım durumları Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirildi. Veriler normal dağıldığı için 2-yönlü varyans analizi (ANOVA) testi yapıldı ve gruplar arası farklılıklar Tukey HSD testi ile değerlendirildi. 0,05'den küçük ya da eşit P değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi ($P \leq 0,05$).

4. BULGULAR

4.1. TP₀₀ Bulguları

2-yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre (Tablo 4.1) sinterleme derecesi, materyalin rengi ve sinterleme derecesi ile materyalin renginin etkileşiminin TP₀₀ değerleri üzerinde anlamlı etkisi olduğu görüldü ($P \leq 0,001$).

Tablo 4. 1. Translusensi parametresi verilerine uygulanan 2-yönlü ANOVA testinin sonuçları

Kaynak	KT	SeD	KO	F	P
Düzeltilmiş Model	34,148	11	3,104	68,775	$\leq 0.001^*$
Kesim noktası	8021,589	1	8021,589	177714,688	$\leq 0.001^*$
Sinterleme derecesi	13,725	2	6,862	152,035	$\leq 0.001^*$
Materyalin rengi	18,881	3	6,294	139,430	$\leq 0.001^*$
Sinterleme derecesi* materyalin rengi	1,542	6	0,257	5,695	$\leq 0.001^*$
Hata	4,875	108	0,045		
Toplam	8060,612	120			
Düzeltilmiş Toplam	39,023	119			

KO: Kareler Ortalaması; KT: Kareler Toplamı; SeD: Serbestlik derecesi; $*P \leq 0,05$

Farklı sinterleme derecelerinde farklı renk grupları için elde edilen TP₀₀ değerlerine ait ortalama ve standart sapma (SD) değerleri Tablo 4.2’de sunulmaktadır. 1450°C’lik sinterleme derecesindeki değerler incelendiğinde en yüksek TP₀₀ değerinin Grup A3 için elde edildiği görüldü. Grup B3 için Grup A3’e benzer TP₀₀ değeri elde edildi. 1450°C’de sinterlenen gruplar arasında en düşük TP₀₀ değeri Grup C3 için elde edildi ($P \leq 0,05$). 1510°C’lik sinterleme derecesinde elde edilen değerler incelendiğinde en yüksek TP₀₀ değerinin Grup A3, en düşük TP₀₀ değerinin Grup C3 için elde edildiği görüldü. Grup A3 ve Grup B3 için benzer TP₀₀ değerleri elde edildi ($P > 0,05$). 1600°C’lik sinterleme derecesindeki değerler incelendiğinde en yüksek TP₀₀ değerinin Grup B3 için, en düşük TP₀₀ değerinin grup C3 için elde edildiği görüldü ($P \leq 0,05$). 1600°C’lik sinterleme derecesine sahip tüm renk gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık elde edildi ($P \leq 0,05$). Tüm sinterleme sıcaklıkları için D3 grubu A3 ve B3 grubundan anlamlı derecede düşük; C3 grubundan anlamlı derecede yüksek TP₀₀

değeri gösterdi. C3 renk bloklar kullanılarak elde edilen örnekler, tüm sinterleme sıcaklıkları için, anlamlı derecede en düşük TP_{00} değeri ile sonuçlandı.

Grup A3 için sinterleme derecesi arttıkça translusensinin arttığı görülse de; 1450°C ile 1510°C arasında ve 1510°C ve 1600°C arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmedi. 1600 °C’de sinterlenen Grup A3 örneklerin TP_{00} değerinin, 1450 °C’de sinterlenen Grup A3 örneklerin TP_{00} değerinden anlamlı olarak yüksek olduğu bulundu ($P=0,001$). Grup B3, Grup C3 ve Grup D3 için sinterleme derecesi arttıkça TP_{00} değerinin arttığı görüldü ($P\leq 0,05$) (Tablo 4.2).

Tablo 4. 2. Farklı sinterleme derecelerinin farklı renk grupları için ortalama (SD) TP_{00} değerleri

Renk Grupları	1450°C	1510°C	1600°C
A3	8,35 (0,12) ^{a,A}	8,53 (0,32) ^{a,A,B}	8,75 (0,12) ^{a,B}
B3	8,08 (0,36) ^{a,A}	8,49 (0,13) ^{a,B}	8,98 (0,24) ^{b,C}
C3	7,05 (0,18) ^{b,A}	7,50 (0,22) ^{b,B}	8,17 (0,19) ^{c,C}
D3	7,50 (0,24) ^{c,A}	8,14 (0,15) ^{c,B}	8,49 (0,11) ^{d,C}

SD: standart sapma. Farklı üst simge küçük harfler (^{a, b, c, d}) aynı sütunda bulunan değerler arasındaki anlamlı farklılığı; farklı üst simge büyük harfler (^{A, B, C}) aynı satırda bulunan gruplar arasındaki anlamlı farklılığı göstermektedir.

4.2. ΔE_{00} Bulguları

2-yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre (Tablo 4.3), materyalin renginin, renk değişimi değerleri üzerinde anlamlı bir etkisi olduğu görüldü ($P\leq 0,05$). Sinterleme derecesi ve materyalin rengi ile sinterleme derecesinin etkileşiminin ise renk değişimi değerleri üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı tespit edildi ($P>0,05$).

Tablo 4. 3. Renk değişimi verilerine uygulanan 2-yönlü ANOVA testinin sonuçları

Kaynak	KT	SeD	KO	F	P
Düzeltilmiş Model	2,927	11	0,266	2,846	0,003*
Kesim noktası	32,653	1	32,653	349,237	≤0.001*
Sinterleme derecesi	0,516	2	0,258	2,758	0,068
Materyalin rengi	1,489	3	0,496	5,309	0,002*
Sinterleme derecesi* materyalin rengi	0,922	6	0,154	1,644	0,142
Hata	10,098	108	0,093		
Toplam	45,677	120			
Düzeltilmiş Toplam	13,025	119			

KO: Kareler Ortalaması; KT: Kareler Toplamı; SeD: Serbestlik derecesi; *P≤0,05

Farklı sinterleme derecelerinde farklı renk grupları için elde edilen ortalama (SD) ΔE_{00} değerleri Tablo 4.4’de sunulmaktadır. 1450°C’lik sinterleme derecesindeki değerler incelendiğinde en yüksek renk değişimi değeri grup C3’te, en düşük renk değişimi değeri grup D3’te elde edildi. Grup C3 ve Grup D3 için elde edilen değerler arasında anlamlı farklılık gözlemlendi (P=0,013). 1510°C’lik ve 1600°C’lik sinterleme gruplarındaki ΔE_{00} değerleri incelendiğinde renk grupları arasında anlamlı farklılık olmadığı görüldü (P>0,05). Her bir renk grubu kendi içinde değerlendirildiğinde farklı sinterleme derecelerinde elde edilen ΔE_{00} değerleri arasında anlamlı bir farklılık gözlenmedi (P>0,05) (Tablo 4.4.).

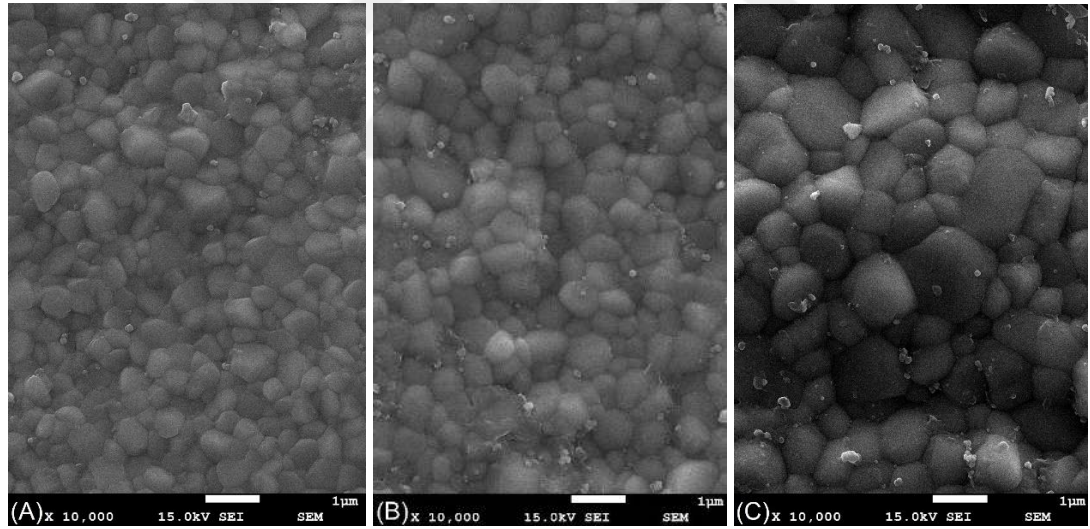
Tablo 4. 4. Farklı sinterleme derecelerinin farklı renk grupları için ortalama (SD) ΔE_{00} değerleri

Renk Grupları	1450°C	1510°C	1600°C
A3	0,64 (0,47) ^{a,b,A}	0,50 (0,20) ^{a,A}	0,62 (0,34) ^{a,A}
B3	0,67 (0,49) ^{a,,b,A}	0,36 (0,13) ^{a,A}	0,61 (0,23) ^{a,A}
C3	0,83 (0,37) ^{a,A}	0,50 (0,28) ^{a,A}	0,53 (0,32) ^{a,A}
D3	0,26 (0,14) ^{b,A}	0,40 (0,28) ^{a,A}	0,34 (0,14) ^{a,A}

SD: standart sapma. Farklı üst simge küçük harfler (a, b) aynı sütunda bulunan değerler arasındaki anlamlı farklılığı; farklı üst simge büyük harfler (A, B) aynı satırda bulunan gruplar arasındaki anlamlı farklılığı göstermektedir.

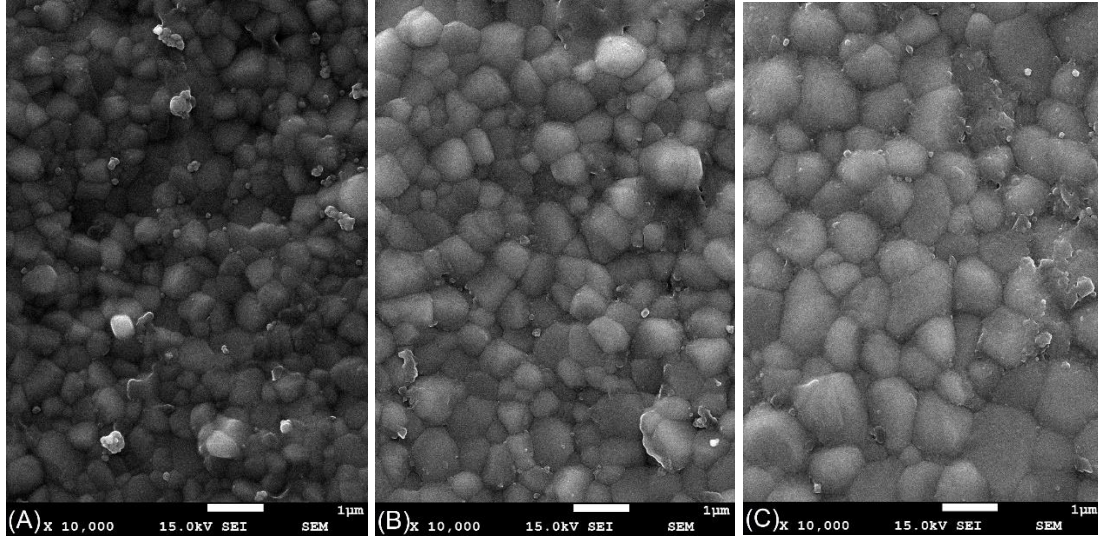
4.3. SEM Analizi ile Tanecik Boyutunun Değerlendirilmesi

SEM analizi sonucunda yaşlandırma uygulanmamış örneklerin 10000x büyütmede elde edilen görüntüler Şekil 4.1.'de görülmektedir.



Şekil 4.1. A) 1450°C’de; B) 1510°C’de; C) 1600°C’de sinterlenmiş ve yaşlandırma uygulanmamış birer adet örnekten 10000x büyütmede elde edilen SEM görüntüleri.

SEM analizi sonucunda yaşlandırma uygulanmış örneklerin 10000x büyütmede elde edilen görüntüler Şekil 4.2.’de görülmektedir.



Şekil 4.2. A) 1450°C’de; B) 1510°C’de; C) 1600°C’de sinterlenmiş ve yaşlandırma uygulanmış birer adet örnekten 10000x büyütmede elde edilen SEM görüntüleri.

2-yönlü ANOVA testine göre (Tablo 4.5) örneklerin ortalama tanecik boyutları üzerinde sinterleme derecesinin anlamlı bir etkisi olduğu görülürken ($P \leq 0,05$) yaşlandırmanın ve sinterleme derecesi-yaşlandırma etkileşiminin anlamlı bir etkisi olmadığı görüldü ($P > 0,05$).

Tablo 4. 6. Tanecik boyutu verilerine uygulanan 2-yönlü ANOVA testinin sonuçları

Kaynak	KT	SD	KO	F	P
Düzeltilmiş Model	7,521	5	1,504	57,249	$\leq 0.001^*$
Kesim noktası	55,600	1	55,600	2115,974	$\leq 0.001^*$
Sinterleme derecesi	7,496	2	3,748	142,631	$\leq 0.001^*$
Yaşlandırma	0,202	1	0,020	0,770	0,384
Sinterleme derecesi* yaşlandırma	0,006	2	0,003	0,105	0,900
Hata	1,419	54	0,026		
Toplam	64,540	60			
Düzeltilmiş Toplam	8,940	59			

KO: Kareler Ortalaması; KT: Kareler Toplamı; SeD: Serbestlik derecesi; $*P \leq 0,05$

Elde edilen ortalama tanecik boyutu değerleri mikronmetre (μm) cinsinden Tablo 4.6’da sunulmaktadır. Yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan tüm örneklerde sinterleme sıcaklığı arttıkça tanecik boyutu anlamlı şekilde artarmıştır ($P \leq 0,05$). Aynı sıcaklık değeri için yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan

örneklerde yaşlandırma ile tanecik boyutunda anlamlı bir değişiklik gözlenmemiştir ($P>0,05$).

Tablo 4. 7. Tanecik boyutu ortalama (SD) değerleri

	1450°C	1510°C	1600°C
Yaşlandırma Yok	0,57 (0,10) ^{a,A}	0,86 (0,17) ^{a,B}	1,40 (0,21) ^{a,C}
Yaşlandırma Var	0,59 (0,14) ^{a,A}	0,88 (0,14) ^{a,B}	1,46 (0,17) ^{a,C}

SD: Standart sapma. Farklı üst simge küçük harfler (a, b) aynı sütunda bulunan değerler arasındaki istatistiksel farklılığı; farklı üst simge büyük harfler (A, B, C) aynı satırda bulunan gruplar arasındaki istatistiksel farklılığı göstermektedir.

Yaşlandırma uygulanmayan örneklerde; sinterizasyon derecelerine göre kıyaslama yapıldığında, 1450°C’de sinterlenen gruba göre 1510°C’de sinterlenmiş grupta 1,5 kat, 1600°C’de sinterlenmiş grupta ise 2,5 kat daha büyük tanecik boyutu tespit edilmiştir. Aynı zamanda 1600°C’de sinterlenen grubun ortalama tanecik boyutunun 1510°C’de sinterlenmiş gruba göre 1,6 kat daha büyük olduğu saptanmıştır. Yaşlandırma uygulanmış örneklerde tüm sinterleme grupları için, yaşlandırma uygulanmayan örneklere benzer oransal farklılıklar gözlenmiştir.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, farklı sinterleme sıcaklıklarının (1450°C, 1510°C, 1600°C) çeşitli hue değerlerine sahip (Renk A3-B3-C3-D3) monolitik translusent zirkonya materyalinin ışık geçirgenliği (TP₀₀), otoklav ile yaşlandırma sonrası renk değişimine (ΔE_{00}) etkisi değerlendirildi. Ayrıca farklı sinterizasyon sıcaklıklarının ve otoklav ile yaşlandırmanın monolitik translusent zirkonya materyalinin tanecik boyutu üzerine etkisi de incelenmiş olup çalışmamızın sonuçlarına göre sıfır hipotezlerinin bir kısmı kabul, bir kısmı reddedilmiştir.

- I. "Farklı sinterizasyon sıcaklıklarının çeşitli hue değerlerine sahip monolitik translusent zirkonya materyalinin translüsensi parametresi üzerinde etkisi yoktur." olarak belirlenen 1. sıfır hipotezi, çeşitli hue değerlerine sahip gruplardan elde edilen TP₀₀ değerlerinin, 3 farklı sıcaklıkta sinterleme sonucu anlamlı farklılık göstermesi sebebiyle reddedilmiştir.
- II. "Otoklav ile yaşlandırma işleminin farklı sıcaklıklarda sinterlenmiş çeşitli hue değerlerine sahip monolitik translusent zirkonya materyalinin renk değişimi üzerinde etkisi yoktur." olarak belirlenen 2. sıfır hipotezi, çeşitli hue değerlerine sahip gruplardan elde edilen ΔE_{00} değerlerine göre, 1450 °C'lik sıcaklıkta sinterleme sonucu C3 ve D3 renk grupları arasında anlamlı farklılık izlenirken diğer sinterleme sıcaklıklarındaki renk grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmemesi sebebiyle kısmen reddedilmiştir.
- III. "Farklı sinterizasyon sıcaklıklarının ve otoklav yaşlandırma işleminin monolitik translusent zirkonya materyalinin tanecik boyutu üzerine etkisi yoktur." olarak belirlenen 3. sıfır hipotezi, farklı sıcaklıklarda sinterizasyon sonucu anlamlı farklılık gösteren tanecik boyutu tespit edilmesi sebebiyle kısmen reddedilirken, otoklav yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası yapılan ölçümlerde anlamlı farklılık göstermeyen tanecik boyutu gözlenmesiyle de kısmen kabul edilmiştir.

Günümüzde CAD / CAM teknolojisindeki gelişmelerle birlikte kullanımı giderek artmakta olan yüksek mukavemetli Y-TZP materyali ile kolay ve kısa zamanda üretilabilen, estetik gereksinimleri karşılayabilen, veneer seramiği kullanılmadığı için bağlantı problemi riskinin azaltıldığı, daha ince hazırlanabilen ve

böylelikle daha az diş kesimi gerektiren tam konturlu monolitik restorasyonlar üretilmektedir (9,10).

İlk jenerasyon zirkonyum oksit seramikler %3 oranında Y_2O_3 içeriyor olsa da, estetik açıdan yeterli bulunmadıkları için zamanla yerlerini %4-5 Y_2O_3 içeren (4Y-TZP, 5Y-TZP) monolitik zirkonya materyallerine bırakmaktadır (43). Ayrıca monolitik zirkonya içeriğindeki alümina oranı azaltılarak translusensisi arttırılmaktadır (44). Bu yüzden çalışmamızda estetik özellikleri daha gelişmiş olan %4-6 Y_2O_3 içeren monolitik translusent zirkonya materyali olan inCoris TZI C blok kullanılmıştır. Ayrıca çalışmanın temel değerlendirme amacı aynı ticari markaya ait farklı renklerdeki monolitik zirkonya gruplarını değerlendirmek olduğundan, renk çeşitliliğinin fazla olması sebebiyle ilgili marka tercih edilmiştir.

Monolitik zirkonya ile üretilen restorasyonlarda karşılaşılan en büyük problem, doğal diş rengini taklit etmektir. Doğal dişlerle uyumlu renkte monolitik zirkonya restorasyon elde etmek için iki yöntem kullanılmaktadır. Bunlardan ilki, zirkonya oksit restorasyonun renklendirici klorid solüsyonu içerisine batırılması ile istenilen rengin elde edilmesidir (116). Bu yöntem ile solüsyonun zirkonyanın yapısına infiltrasyonu kontrollü bir şekilde sağlanamadığı ve klinik kontrol esnasında yapılabilecek olan bir aşındırma ile renk uyumsuzlukları meydana gelebileceği belirtilmiştir (12,117). Ayrıca renklendirme, malzemede kristalografik ve mikro yapısal değişiklikler üreterek zirkonyanın n optik ve mekanik özelliklerini etkileyebilir (12). İkinci yöntem ise üretim esnasında toz halindeki zirkonya materyaline farklı metal oksitlerin eklenmesiyle farklı renklerin elde edilmesidir (116). Üretim esnasında renklendirilmiş zirkonyanın yaşlandırma sonrasında daha stabil renk özelliği gösterdiği de bildirilmiştir (105). Bu yüzden çalışmamızda önceden renklendirilmiş monolitik zirkonya materyali tercih edilmiştir.

Doğal dişlerle uyumlu restorasyonlar üretebilmek için, özellikle ön bölge restorasyonlarında dikkat edilmesi gereken en önemli unsurlardan biri kullanılacak materyalin optik özellikleridir. Translüsensi değeri, tam seramik restorasyonların optik özelliklerinin en temel belirleyicilerinden biridir (98). Yansıyan, iletilen ve emilen ışık miktarı, seramiğin içeriğindeki kristal ve kimyasal bileşenlerin türüne, miktarına, tanecik büyüklüğüne, sinterleme sıcaklığına, ısıtma yöntemlerine ve koşullarına

bağlıdır (7,99) . Zirkonyanın sinterleme sıcaklığı, seramiğin ortalama tane boyutunu etkilemek yoluyla optik özelliklerinde değişikliğe neden olur (43). Ayrıca tanecik büyüklüğü, mikroyapı, mekanik özellikler ve LTD davranışı gibi özellikler sinterleme koşullarından etkilenmektedir (45).

Literatürde farklı sinterleme sıcaklıklarının monolitik zirkonya materyalinin optik (11–14) ve mekanik özelliklerine (11–13) etkisini inceleyen birçok çalışma mevcuttur. Örneğin, Ebeid ve ark., yaptıkları çalışmada A3 renk monolitik zirkonya bloklar için sinterleme sıcaklığı ve süresinin artmasının, monolitik translusent zirkonyanın kontrast oranını düşürdüğünü yani translusentliği arttırdığını bildirmişlerdir (11). Bu sonucu da sinterleme işleminin tanecikler arasındaki gözenek miktarını azalttığı, zirkonyanın nihai yoğunluğunu arttırdığı ve böylece daha az ışık saçılımı, daha iyi ışık geçirgenliği ve optik karakteristiklere yol açan daha fazla ışık iletimi varsayımına bağlamışlardır (11). Ancak ilgili çalışmada tek renk materyal değerlendirilmiş, farklı sinterleme sıcaklıklarının farklı hue değerlerine sahip monolitik translusent zirkonyanın translusensi özelliği üzerindeki etkisine dair bir incelemede bulunulmamıştır.

Sen ve ark. (12) ise renklendirme ve sinterlemenin monolitik zirkonyanın ışık geçirgenliği üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında, örnek gruplarını 1350°C, 1450°C ve 1600°C olmak üzere 3 ayrı sıcaklıkta sinterlediklerini ve sıcaklığın 1350°C’den 1600°C’ye doğru yükseldikçe TP’nin önemli derecede arttığını bildirmişlerse de, bu değişim sadece A2 renkte önceden renklendirilmiş ve A2 renkte likit ile renklendirilmiş bloklar için değerlendirilmiştir.

Başka bir çalışmada (14) farklı sinterleme derecelerinin A2 ve A3 renkte monolitik zirkonya materyallerinin translusensi özelliğine etkisi değerlendirilmiş ve çalışmanın yazarları tarafından farklı sinterleme durumlarının farklı renk gruplarındaki monolitik zirkonya materyallerinin translusensi özelliği üzerine etkilerinin ileri çalışmalarda incelenmesi önerilmiştir.

Literatürde farklı marka monolitik veya geleneksel zirkonya blokların farklı sıcaklık ve koşullarda sinterizasyonu sonucu optik özelliklerinin değişimi değerlendiren tüm bu araştırmalara rağmen (11–13), önceden renklendirilmiş monolitik zirkonya materyalinin hue değerindeki değişimlerin farklı sinterizasyon

koşulları sonrası materyalin optik özelliklerini nasıl etkileyeceği ile ilgili yeterli bilgi bulunmamaktadır. Hastaların estetik beklentilerinin artması sonucu kullanılacak restoratif materyalin renk özelliklerinin geliştirilmesi ve doğal diş rengine yakın restorasyonların uygulanması hedeflenmektedir. Bunun için monolitik zirkonya gibi güncel restoratif materyallerin optik özelliklerinin detaylı olarak değerlendirilmesi gerekmektedir. Ayrıca restorasyonun optik parametreleri kullanılabilecek olan kompozit rezin simanın polimerizasyonunu da etkileyeceği için (100) restorasyona uygun siman materyali seçebilmek amacıyla translusensi özelliğinin ayrıntılı biçimde incelenmesi gerekmektedir. Tüm bu nedenlerle bu tez çalışmasında farklı hue değerlerine sahip monolitik zirkonya blokların farklı sıcaklıklarda sinterizasyonu sonucu materyalde meydana gelen optik ve yapısal değişiklikler incelenmiştir. Bu çalışmada sinterleme sıcaklığı olarak önceki çalışmalara benzer şekilde 1450°C (12–14) ve 1600°C (12–14) tercih edilmiş ve üretici firmanın talimatları (101) doğrultusunda 1510°C de sinterizasyon grubu deneysel tasarıma dahil edilmiştir.

Translusensi, bir malzemeden geçen ışık miktarıdır ve malzemenin estetik özelliklerini iyileştirir (102). Translusensiyi belirlemek için translusensi parametresi (TP), kontrast oranı (CR) ve toplam iletim (Tt) gibi çeşitli hesaplama teknikleri geliştirilmiştir(72). Bununla birlikte, restoratif materyallerin translusentliğini ölçmek için en iyi yöntem konusunda fikir birliği yoktur (102). Bir çalışmada Tt ve CR değerlendirmelerinin benzer sonuçlar verdiği bildirilmiştir (72). Nogueira ve Bona (102)'nın yaptığı çalışmada ise TP ve CR sonuçları arasında güçlü bir korelasyon olduğunu bildirmiştir. TP, siyah ve beyaz zeminler üzerindeki malzemenin yansıtılan renkleri arasındaki renk farkı olarak tanımlanır ve insan görsel algısını translusensi ile ilişkilendirmek için kullanılır (73). Bu yüzden TP, translusensi özelliğini değerlendirmek için kullanılan en yaygın yöntemlerden biridir (12,14,74). TP değerleri, CIE L*a*b* renk sistemi ve renk değişim formülü kullanılarak hesaplanabilir (12).

CIEDE2000 formülü, CIE L*a*b* sistemine en yeni alternatiftir (58). TP₀₀ ve ΔE₀₀ değerleri CIEDE2000 formülü kullanılarak tanımlanabilir (74). Yapılan bir çalışmada, translusensinin değerlendirilmesinde CIEDE2000 renk farkı formülünü kullanarak CIE L*a*b* formülüne göre anlamlı şekilde daha iyi bir uyum bildirilmiş ve diş hekimliğinde translusensi hesaplamaları için CIEDE2000 formülü kullanılması

tavsiye edilmiştir (103). CIEDE2000 renk stabilitesi formülünün, dental seramiklerin renk farkı eşiklerinin değerlendirilmesinde CIE $L^*a^*b^*$ formülünden daha iyi bir sonuç sağladığı bildirilmiş ve dental araştırmalar ile in-vivo enstrümantal renk analizinde kullanılması tavsiye edilmiştir (57). Bu çalışmada, farklı sıcaklıklarda sinterlenmiş monolitik zirkonyanın optik özellikleri, CIEDE2000 formülü kullanılarak hesaplanan TP_{00} skoru ile belirlenmiştir. Benzer şekilde yaşlandırma sonrası renk stabilitesinin değerlendirilmesinde de CIEDE2000 ΔE_{00} formülü kullanılmıştır.

Spektrofotometrelerin , düşük hata payı ile ayrıntılı ve tekrar edilebilir sonuçlar verdiği Paul ve ark. tarafından bildirilmiştir (83). Görsel renk analizi ile karşılaştırıldığında spektrofotometre ile yapılan analizlerin daha üstün özelliklere sahip olduğu çeşitli çalışmalarca ortaya konmuştur (84,85). 5 farklı renk belirleme cihazının (ShadeScan, ShadeEye, Easyshade, Ikam, IdentaColor II) incelendiği bir karşılaştırma çalışmasında, en yüksek hassasiyet değerleri in-vivo olarak Ikam ve Easyshade için elde edilmiştir (104). 2 farklı spektrofotometre ve 2 farklı kalorimetreli dijital kameranin karşılaştırıldığı bir çalışmada Vita easyshade spektrofotometre cihazının %96,4 oranında güvenilirlik ve %92,6 ile en yüksek doğruluk oranına sahip olduğu bildirilmiştir. Yapılan bu çalışmanın verilerine göre, incelenen dört farklı renk belirleme cihazı arasında en yüksek güvenilirlik değeri VITA Easyshade spektrofotometre cihazı için elde edilmiştir (82). Bu yüzden bu çalışmada da Vita Easyshade (Advance 4.0) spektrofotometre cihazı kullanılmıştır.

Ağız içi kullanım sonucu önceden renklendirilmiş monolitik zirkonya restorasyonlarında bazı renk değişiklikleri belirgin olabilir ve bu nedenle, protezlerin hastaya tesliminden yaklaşık 3 ila 4 yıl sonra estetik olarak kabul edilemez bir uyumsuzluk beklenebilir (95). Bu yüzden ağız içi kullanımı taklit etmek amacıyla buharlı otoklav (88,93–97), termal döngü (91,92), suda bekletme (85,105), mekanik yükleme (89,106) gibi çeşitli yaşlandırma işlemleri uygulanmaktadır. Zirkonyanın LTD davranışını en iyi şekilde taklit etmek için yüksek sıcaklık ve nem varlığı gerekmektedir (95). Otoklav yaşlandırma yüksek sıcaklık, basınç ve nem ile t-m faz dönüşümüne sebep olarak LTD mekanizmasının in-vitro olarak simüle edilmesini sağlar (95). 2 bar basınç altında ve 134°C’de 1 saatlik otoklav yaşlandırmasının in-vivo olarak 3-4 kullanıma eşdeğer olduğu bildirmektedir (94,95). Yapılan çalışmalarda dental protezlerin 4,6 yıl ile 10,5 yıl arasında ağızda kalım süresi olduğu bildirilmiştir

(107–109). Böylece çalışmamızda 6-8 yıllık kullanım sonrası renk stabilitesi değerlendirilerek bir dental protezin ağızda kaldığı ortalama süredeki renk değişimlerinin taklit edilmesi amaçlanmıştır.

Monolitik zirkonya materyalinin farklı sinterleme koşullarında optik özellikler ve tanecik boyutunu inceleyen çalışmalar mevcuttur. Literatür incelendiğinde monolitik zirkonya materyaline üretim sonrası yüzey işlemi uygulamayan (12,14,110), ve uygulayan araştırmalar (111) olduğu görülmektedir. Önceki araştırmalar ışığında, çalışmamızda sinterizasyon öncesi silikon karbit zımpara kağıdı ile zımparalama haricinde sinterizasyon sonrası ek bir yüzey işlemi uygulanmamıştır (12,14).

Bu tez çalışmasından elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde tüm renk gruplarında sinterleme sıcaklığının artması sonucu TP_{00} skorunda artış olduğu gözlenmektedir. Bu sonuç daha önce yapılan çalışmalarla benzer nitelik taşımaktadır (11,12,14,43). Ayrıca A3 grubu 1450°C ve 1510°C 'lik sinterleme sıcaklıklarda en yüksek translusensi değerlerini gösterirken 1600°C 'lik sinterleme sıcaklığında B3 grubu daha yüksek translusensi göstermiştir. 1450°C ve 1510°C 'lik sinterleme sıcaklıklarında A3 ve B3 grupları arasında anlamlı farklılık göstermezken 1600°C 'lik sinterlemede A3 ve B3 grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. A3 grubuna ait 1450°C 'lik sinterlemedeki TP_{00} değerleri, 1510°C 'deki TP_{00} değerlerine benzerlik göstermiş, aynı şekilde 1510°C 'deki TP_{00} değerleri de 1600°C 'deki TP_{00} değerlere benzerlik göstermiştir. Fakat 1450°C ile 1600°C sıcaklıklar kullanılarak yapılan sinterleme sonucu oluşan TP_{00} değerleri arasında anlamlı farklılık mevcut olduğu tespit edilmiştir. B3, C3 ve D3 grubundaki örneklerde ise üç sıcaklık değeri için de anlamlı farklılık mevcut olduğu görülmüştür. Tüm sinterleme sıcaklıkları kendi içinde değerlendirildiğinde en düşük translusensi değerleri C3 grubuna aittir. Bu bulgular doğrultusunda sinterleme sıcaklığın artması ile farklı renk gruplarının TP_{00} değerlerinde artış görüldüğü tespit edilmekle birlikte, test edilen her bir renk çeşidi için elde edilen TP_{00} değerinin sinterleme sıcaklığı değişiminden aynı oranda etkilenmediği söylenebilir. Yani farklı sıcaklıklarda sinterleme sonrası meydana gelen TP_{00} değişimi kullanılan bloğun rengine göre farklılık gösterebilir. Bu farklılıkların sebebi zirkonyanın renklendirilmesi için kullanılan metal oksitlerin materyalde kristalografik ve mikro yapıda değişiklik oluşturması sonucu zirkonyanın optik özelliklerine etki etmesi durumuna bağlanabilir (12,112,113).

Aynı hue özelliğine sahip, önceden renklendirilmiş zirkonya altyapı materyalinin incelendiği Kurtulmuş ve ark. tarafından yapılan çalışmada farklı kroma değerlerinde materyaller kullanılmış ve A1'den A3,5'e doğru kroma değerlerinin artması ile TP skorunda düşüş izlendiği bildirilmiştir (114). Altyapı olarak kullanılan zirkonya materyali Al_2O_3 içeriğinin farklı olması nedeniyle ısıl davranış olarak monolitik zirkonyadan ayrılmaktadır. Bu çalışmada incelenen materyal, altyapı olarak kullanılan zirkonyadan kimyasal içerik, tanecik yapısı ve kullanım alanı olarak tamamen farklı olan monolitik zirkonya materyalidir. Ayrıca Kurtulmuş ve ark. sadece kroma değerindeki değişimi incelemiş, hue değerindeki değişimini değerlendirmemiştir (114). Bununla beraber, bu tez çalışmasında incelenen farklı sinterleme dereceleri ile ilgili de bir değerlendirme yapmamışlardır. Ayrıca, bu tez çalışmasında daha güncel bir materyal olan translusent monolitik zirkonya kullanılmıştır.

Spyropoulou ve ark. disk şeklinde hazırladıkları zirkonya altyapı materyalleri (Prodera Zirconia) üzerinde yaptıkları çalışmada üç farklı renk tonuna sahip (açık, orta, koyu) örneklerin kontrast oranını değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre açık-koyu, orta-koyu gruplar arasında anlamlı farklılık gözlenirken açık-orta gruplar arasında anlamlı farklılık gözlenmediği bildirilmiştir. Bunun yanı sıra tespit edilen farklılıkların insan gözünün algılayabilirlik seviyesinin altında olduğu rapor edilmiştir. İlgili çalışmada kullanılan materyal rengi açık, orta, koyu şeklinde bildirilmiş olup kroma ve hue değerlerine dair herhangi bir sayısal veri sunulmamakla birlikte farklı kroma değerlerinin incelenmiş olduğu düşünülebilir. Bu tez çalışması, farklı hue değerlerinin ve farklı sinterizasyon koşullarının, tanecik boyutu ve yaşlandırma sonrası renk değişim değerleri hesaplamaları ile birlikte kullanılması yönünden bahsedilen çalışmadan farklılık göstermektedir (115).

Şanal ve Kılınç; 1350, 1450 ve 1600°C olmak üzere üç farklı sıcaklık, 1-1,5mm olmak üzere iki farklı kalınlık ve A2-A3 renklerinde iki farklı renk tonundaki monolitik zirkonya örnekleri (Katana 12Z/STML) değerlendirdikleri çalışmalarında, 1600°C'de sinterlenmiş 1 mm kalınlığa sahip örneklerde, A3 renk grubunun, A2 renk grubuna göre anlamlı derecede daha yüksek TP_{00} değeri gösterdiğini bildirmişlerdir (14). Öyleyse, Şanal ve Kılınç tarafından yapılan araştırma ve bu tez çalışmasının bulguları birlikte değerlendirildiğinde, materyalin farklı kroma ve farklı hue

özelliklerine sahip olmasının, farklı sıcaklıklarda gerçekleştirilen sinterleme işlemi sonucu elde edilen TP00 değerleri üzerinde anlamlı etkiye sahip olduğu söylenebilir.

Zirkonya seramiklerin (Y-TZP) yaşlanması, t-m faz dönüşümü ile ilişkilidir. Mikro yapıdaki bu değişiklik seramiğin optik özelliklerini etkileyebilir (116). Bu çalışma, yaşlanmanın farklı hue değerlerine sahip zirkonya materyallerinin renk değişimi üzerindeki etkisini incelemektedir. Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre aynı renk grubuna dahil 1450°C, 1510°C ve 1600°C’de sinterlenmiş örneklerin 2 saatlik otoklav ile yapay yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değerlerinde anlamlı farklılık gözlenmemiştir. Bununla beraber 1450 °C’de sinterlenmiş C3 ve D3 grubu örneklerden elde edilen ΔE_{00} değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenirken A3 ve B3 grupları benzer ΔE_{00} değerleri sergilemişlerdir. Paravina ve ark. yaptıkları derleme çalışması sonucunda CIEDE2000 ΔE_{00} renk farkı formülüne göre %50:50 algılanabilirlik eşliğini 1,1 ve kabul edilebilirlik eşliğini 2,8 olarak bildirmişlerdir (117). Buna göre 2 saatlik otoklav ile yapay yaşlandırma işlemi sonrasında bu tez çalışmasında kaydedilen en yüksek ΔE_{00} değeri 1450°C’de sinterlenmiş C3 grubuna ait (0,83) olmakla birlikte insan gözü tarafından algılanabilirlik eşliğinin altındadır. Sonuç olarak tüm gruplar için elde edilen ΔE_{00} değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir seviyede olduğu bulunmuştur.

Papageorgiou-Kyrana ve ark. yaptıkları çalışmada önceden renklendirilmiş farklı renk gruplarındaki(1. Grup: A1, B1, C1; 2. Grup: A2, A3, B2; 3. Grup: A3.5, B3, C2, D2, D3, D4; 4.Grup: A4, B4, C3, C4) örnekler ile likitle renklendirilmiş A2, B2, C2 ve D2 renklerindeki monolitik zirkonya örneklerin 6 aylık ağız içi kullanıma eşdeğer 5000 devirlik termal döngü ile yaşlandırılması sonrası bu çalışmayı destekler nitelikte, algılanabilirlik eşliğinin üzerinde renk değişikliği olmadığını ve klinik olarak önemli olmayan ΔE değerleri gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Ayrıca önceden renklendirilmiş örneklerin likit ile renklendirilmiş örneklere göre renk gruplarından bağımsız olarak daha yüksek renk stabilitesi gösterdiğini tespit etmişlerdir (91).

Kim ve Kim yaptıkları çalışmada, önceden renklendirilmiş monolitik zirkonya seramiklerin 1, 3, 5 ve 10 saatlik otoklav yaşlandırma sonrası optik özelliklerini ve mikro yapısını değerlendirmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre translusensi değerlerinin yaşlanma süresinin artması ile arttığını bildirmişlerdir. Fakat oluşan

değişiklik algılanabilirlik eşiğinin altındadır (95). Walczak ve ark. da 134°C’de 2 bar basınç altında 5 saat otoklavda yaşlandırma uyguladıkları 4 farklı monolitik zirkonya materyalinin (Cercon ht white, BruxZir Solid Zirconia, Zenostar T0, Lava Plus) yaşlandırma öncesi ve sonrası CR ve TP değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında yaşlanma ile test edilen tüm örneklerde translusensi değerleri azaldığını bildirmişlerdir (116). Ayrıca, test edilen zirkonya markaları arasında translusensinin farklı olduğu ancak bu farkın insan gözünün tespit edilebilirlik eşiğinin altında olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada ilgili çalışmalardan farklı olarak yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değerleri incelenmiş olup TP değerleri değerlendirilmemiştir. Fakat yaşlandırma sonrası insan gözünün algılayabilirlik eşiğinin altında değişiklik kaydedilmesi ile Walczak ve ark.’nın çalışması, bu çalışma ile benzerlik göstermektedir.

SEM analizi, yüzey yapılarının görüntülenmesinde ve yüzeyde meydana gelen farklılıkların değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır (87). Şanal ve Kılınç (14) üç farklı farklı sıcaklıkta (1350 °C, 1450 °C, 1600 °C) sinterledikleri monolitik zirkonya örneklerin tanecik boyutunu değerlendirmek için SEM analizinde x10000 büyütme kullanırken, Stawarczyk ve ark. (43) 9 farklı sıcaklıkta (1300 °C, 1350 °C, 1400 °C, 1450 °C, 1500 °C , 1550 °C, 1600 °C, 1650 °C, 1700 °C) sinterledikleri geleneksel zirkonya materyalini x50000 büyütme altında, Cardoso ve ark. (13), 1450 °C ve 1600 °C’de sinterledikleri monolitik zirkonya materyalini x5000 büyütme altında, Kim ve ark. (77) farklı sinterleme durumlarının tanecik boyutuna etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında x10000 büyütme ile, Kim ve Kim (95) ise yaşlandırma uyguladıkları monolitik zirkonya örneklerin tanecik özelliği değişimini x9000 büyütme altında değerlendirmiştir. Bu tez çalışmasında 2500, 5000 ve 10000 büyütme ile görüntülemenin yapılmış olmasına rağmen sıcaklıklara göre oluşan tanecik boyutu farkı en belirgin x10000 büyütme ile gözleendiğinden ilgili büyütme verileri kullanılarak ölçümler yapılmıştır. Büyütme miktarı açısından çalışmamız bahsedilen çalışmalara (13,14,77,95) benzerlik gösterse de, Stawarczyk ve ark.’nın (43) yaptığı çalışmaya göre daha düşük olmasının sebebi, ilgili çalışmada kullanılan materyalin geleneksel zirkonya olması, kullanılan sinterleme sıcaklığı aralığının geniş olması ve tanecik boyutları arasındaki farklılığın daha ayrıntılı görüntülenebilmesi için daha yüksek büyütme ihtiyacı duyulmuş olabileceği düşünülmektedir.

Bu çalışmada SEM analizi ile yaşlandırılmış ve yaşlandırılmamış örneklerin tanecik boyutları değerlendirilmiştir. 1510°C’de sinterlenmiş örneklerin tanecik boyutlarında 1450 °C’ye göre 1,5 kat artış görülürken, 1450 °C’den 1600 °C’ye 2,5 kat artış görülmüştür. Yaşlandırılmış ve yaşlandırılmamış gruplar sinterleme sıcaklıklarına göre benzer tanecik boyutu artışını sergilemiştir. Şanal ve Kılınç, 1350°C, 1450°C ve 1600°C’de sinterledikleri çok katmanlı monolitik zirkonya materyalinin tanecik boyutu değerlendirmesinde 1450 °C’den 1600 °C’ye tanecik boyutunda 2,4 kat artış bildirerek çalışmamız ile benzer sonuç sunmuşlardır (14).

Stawarczyk ve ark. 1300°C’den 1700°C’ye 50°C’lik artışlarla 9 farklı sıcaklıkta sinterleme yaptıkları çalışmalarında geleneksel zirkonya kullanarak 3 nokta bükme dayanımı, kontrast oranı ve tanecik boyutlarını değerlendirmiş olup çalışmamıza benzer şekilde sinterleme sıcaklığı arttıkça gren boyutunda ve translusenside artış gözlemlenmiştir (43). Ayrıca 1700°C’de sinterlenmiş grupta en düşük bükme dayanımı tespit edilmiştir. Bu çalışmanın sınırlamalarından biri de sinterleme sıcaklığının değişmesi ile mekanik dayanımın nasıl etkilendiğine dair herhangi bir inceleme yapılmamasıdır.

Bu tez çalışmasında da benzer şekilde sıcaklık artışı ile tanecik boyutunda anlamlı artış tespit edilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları, benzer çalışmalarda da belirtildiği gibi tanecik boyutundaki artışın tanecik sınırı sayısını azaltarak ışığın kırılma sayısında azalmaya sebep olduğu ve böylelikle translusensiyi arttırdığı düşüncesini desteklemektedir (11,14,43,118)

Cardoso ve ark., farklı sıcaklıkta sinterlenmenin monolitik zirkonya materyalinin (Prettau Anterior; Zirkonzahn) mikroyapı, bükme dayanımı ve optik özellikleri üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, 1450°C’de 0.49 µm, 1600°C’de 1.99 µm’lik ortalama tanecik boyutları elde etmişlerdir (13). Başka bir çalışmada, 1450°C’de sinterlenen monolitik zirkonya örneklerde (Katana 12Z/STML, Kuraray Noritake) 0,81 µm ortalama tanecik boyutu tespit edilirken, 1600°C’de 1,91 µm’lik boyutlar tespit edilmiştir (14). Bu tez çalışmasında 1450 °C’de 0,56 µm, 1510°C’de 0,86 µm ve 1600°C’de 1,40 µm’lik tanecik boyutları elde edilmekle birlikte sinterleme sıcaklığı artışı ile tanecik boyutunda artış gelişmesi ilgili çalışmalar ile ortak varılan bir sonuçtur. Buna rağmen 1450°C ve 1600°C’deki ortalama tanecik

boyutundaki farklılıklar kullanılan zirkonya materyalinin marka ve kimyasal kompozisyon farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca Cardoso ve ark.'nın çalışmasında X ışını kırınım analizi (XRD) ile farklı sıcaklıklarda sinterlemenin monolitik zirkonya materyalinde meydana gelen faz dönüşümleri de incelenmiştir. XRD yöntemi, materyallerin kristallografik fazlarını kalitatif ve kantitatif olarak değerlendirmek için kullanılan materyale zarar vermeyen bir yöntemdir (119). Bu çalışmanın sınırlamalarından bir diğeri de faz içeriği değerlendirmesi gibi mikroyapı değişikliklerinin değerlendirilmemiş olmasıdır.

Bu çalışmada kullanılan örnekler homojen kalınlığı sahip düz yüzeyli örneklerdir. Örneklerimizin ağız içinde kullanılan restorasyonlardaki gibi karmaşık ve kurvatürlü yüzey özelliklerine sahip olmayışı çalışmamızın başka bir sınırlamasıdır.

Bu çalışma kapsamında farklı sıcaklıklarda sinterleme ile farklı hue değerlerine sahip örneklerdeki optik özellikler değerlendirilmiş olsa da mekanik dayanım ve mikroyapı değerlendirmesine dair ileri incelemeler de yapılmalıdır. Ayrıca farklı sıcaklıklarda sinterlenmiş farklı hue değerlerine sahip örneklerde kısa dönem yaşlandırma sonucu renk değişimi değerlendirilmiş olmakla birlikte uzun dönem yaşlandırma sonuçlarının ve in-vivo kullanım sonucu meydana gelen değişikliklerin de değerlendirilmesi yararlı olacaktır.

6. SONUÇLAR

Bu in-vitro çalışmanın sınırları dahilinde ulaşılan sonuçlar ve yapılan öneriler şu şekildedir;

1. En yüksek TP_{00} değeri $1450^{\circ}C$ ve $1510^{\circ}C$ 'de sinterlenmiş örnekler için A3 renginde kaydedilirken $1600^{\circ}C$ 'de sinterlenmiş örnekler için B3 renginde kaydedildi.
2. Tüm sinterleme sıcaklıkları için en düşük TP_{00} değeri C3 rengi için kaydedildi.
3. Sinterleme sıcaklığının artması ile tüm renk gruplarında TP_{00} değerlerinin arttığı gözlemlendi.
4. Tüm sinterleme derecelerinde renk grupları arasında ΔE_{00} değerlerinde anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($P>0,05$). Ayrıca tüm renk gruplarındaki monolitik zirkonyum materyalleri, yaşlandırma ile insan gözü tarafından algılanabilir eşğin altında kalan renk değişikliği gösterdi.
5. SEM analizi sonucunda tanecik boyutunda sıcaklığın artmasıyla anlamlı bir yükseliş gözlenirken ($P\leq 0,05$) yaşlandırma öncesi ve sonrası değerlendirmede anlamlı farklılık gözlenmedi ($P>0,05$).
6. Kullanılan monolitik zirkonya materyalin renk çeşidi ve sinterleme sıcaklığına bağlı olarak materyalde farklı translusensi değerleri görülebilmektedir. Klinikte, restoratif materyalin renk seçimi için bu faktör göz önünde bulundurulmalıdır.
7. Monolitik zirkonya materyalinin 6-8 yıllık kullanımı sonrası insan gözü tarafından algılanabilir renk değişikliği beklenmemektedir.
8. Otoklav yaşlandırma her ne kadar monolitik zirkonyumun LTD davranışını taklit ediyor olsa da ultraviyole yaşlandırma gibi farklı yaşlandırma yöntemleri ile de monolitik zirkonyumun yaşlanma sonrası renk değişimi değerlendirilmelidir.

7. KAYNAKLAR

(Bu tez çalışmasında Vancouver atıf sistemi kullanılmıştır.)

1. Rosenblum M, Schulman A. A review of allceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 1997;128(3):297–307.
2. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twenties century. *J Prosthet Dent.* 2001;85:61–9.
3. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. Fromporcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. 2011;27(*Dent Mater*):83–96.
4. Christensen G. Computerized restorative dentistry: State of the art. *J am Dent Assoc.* 2001;132:1301–3.
5. Kim H, Lim H, Park Y, Vang M. Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *J Prosthet Dent.* 2011;105(5):315–22.
6. Lee Y, Cha H, Ahn J. Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *J Prosthet Dent.* 2007;97:279–86.
7. Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconiumdioxide dental ceramic. *J Mater Sci.* 2011;22:2429-35.
8. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler L, Lüthy H, Hämmerle C. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007;20(4):383–8.
9. Bindl A, Luthy H, Mormann W. Strength and fracturepattern of monolithic CAD/CAM-generated posteriorcrowns. *Dent Mater.* 2006;22:29–36.
10. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res.* 2018;97(2):140–7.
11. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dent Mater* [Internet]. 2014;30(12):e419–24. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2014.09.003>
12. Sen N, Sermet IB, Cinar S. Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2018;119(2):308.e1-308.e7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.08.013>
13. Cardoso KV, Adabo GL, Mariscal-Muñoz E, Antonio SG, Arioli Filho JN. Effect of sintering temperature on microstructure, flexural strength, and optical properties of a fully stabilized monolithic zirconia. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2019;1–5. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.08.007>
14. Sanal FA, Kilinc H. Effect of shade and sintering temperature on the

- translucency parameter of a novel multi-layered monolithic zirconia in different thicknesses. *J Esthet Restor Dent*. 2020;(April):1–8.
15. O'Brien W. *Dental Materials and their Selection*. 3rd ed. Chicago: Quintessence Int.; 2002.
 16. Yavuztılmaz H. *Metal Destekli Estetik Kuronlar*. Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi; 1996. 49–52, 192-196. p.
 17. Mc Lean J. *The Science and Art of Dental Ceramics*. Volume II: Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc; 1979. 25,28,31-37,189,241.
 18. Touati B, Miana P ND. *Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations*. Martin Dunitz Ltd; 1999. 25–28 p.
 19. Craig RP. *Restorative Properties in Restorative Dental Materials*. In: *Restorative Properties in Restorative Dental Materials*. J. New York: Mosby Publication; 2002. p. 551–92.
 20. Beşir Y. Beş Farklı Yöntemle Hazırlanan Zirkonyum Alt Yapılı Kuronların Marjnal Uyum ve Kırılma Dirençlerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. *J Dent Fac Atatürk Uni*. 2009;(9).
 21. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*. 2(1):9-35.
 22. Rosenblum, MA; Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*. 1997;128(3):297–307.
 23. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A BU. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 1994;7(2):149–54.
 24. Conrad HJ, Seong WJ PI. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007;98(5):389-404.
 25. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1–25.
 26. Hisbergues M, Vendeville S VP. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009;88(2):519–29.
 27. Piconi C, Burger W, Richter HG et al. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials*. 19(16):1489–94.
 28. Uludamar A KÖY. Zirkonya Esaslı Tam Seramik Restorasyonlar. *J Dent Fac Atatürk Uni*. 2012;32-41.
 29. Kolakarnprasert N, Kaizer M, Kim D, Al. E. New multi-layered zirconias: composition, microstructure and translucency. *Dent Mater*. 2019;(35):797–806.
 30. Griffin J. Tooth in a bag: same-day monolithic zirconia crown. *Dent Today*. 2013;32:124–31.
 31. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V WM. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*. 2004;20(7):655-662.

32. Covacci V, Bruzzese N MG. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*. 1999;20(4):371–6.
33. Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ L-MD. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. Dec 15 1999;47(4): J Biomed Mater Res. 1999;47(4):481-493.
34. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A TP. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2002;17(6):793–8.
35. Reich S, Wichmann M, Nkenke E PP. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*. 2005;113(2):174-179.
36. Zhang Y, Lin J, Srikanth R LB. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*. 2013;(29):1201–8.
37. Marchack BW, Marchack CB WS. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2011;206:145-152.
38. Triwatana P, Nagaviroj N TC. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont*. 2012;(4):76–83.
39. Batson ER, Cooper LF, Duqum I MG. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*. 2014;112(4):770–7.
40. <http://www.zirkonzahn.com/us/prettau-zirconia>. ZPA.
41. SCOTT H. Phase relationships in the zirconia-yttria system. *J Mater Sci*. 1975;10:1527– 1535.
42. JANG GW, KIM HS, CHOE HC SM. Fracture strength and mechanism of dental ceramic crown with zirconia thickness. *Procedia Eng*. 2011;10:1556–60.
43. Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hämmerlet CHF. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Investig*. 2013;17(1):269–74.
44. HALLMANN L, ULMER P, REUSSER E, LOUVEL M, HAEMMERLE C. Effect of dopants and sintering temperature on microstructure and low temperature degradation of dental Y-TZP-zirconia. *J Eur Ceram Soc*. 32:4091–4104.
45. Inokoshi M, ZHANG F, MUNCK J, MINAKUCHI S, NAERT I, VLEUGELS J, et al. Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia. *Dent Mater*, 30. 2014;30:669–78.
46. TSUKUMA K, KUBOTA Y, TSUKI DATE T. Thermal and mechanical properties of Y₂O₃-stabilized tetragonal zirconia polycrystals. In: Clausen N, Ruehle M, Heuer AH (eds) *Science and technology of zirconia II*. , Columbus,

- OH. Am Ceram Soc. 1984;382–390.
47. Matsui K, Yoshida H, Ikuhara Y. Isothermal sintering effect on phase separation and grain growth in yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal. J Am Ceram Soc. 2009;92:467–475.
48. JM. P. Restorative dental materials. 11th Ed. Craig R, Powers J, editors. St Louis: Mosby Year Book Inc.; 2002. 38–66 p.
49. Lou M. Colorimetry. Esthetic color training in dentistry. 1st Ed. Paravina R PJ, editor. St. Louis: Mosby Inc.; 2004. 17–38 p.
50. Tung FF, Goldstein GR, Jang S HE. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. J Prosthet Dent. 2002;88(6):585–90.
51. Jahangiri L, Reinhardt SB, Mehra RV MP. Relationship between tooth shade value and skin color: an observational study. J Prosthet Dent. 2002;87(2):149–52.
52. Nohl FSA, Steele JG WR. Crowns and other extra coronal restorations: Aesthetic Control. Braz Dent J. 2002;192(8):443–50.
53. Tung F, Goldstein G, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. J Prosthet Dent. 2002;88(6):585–90.
54. Joiner A. Tooth color: a review of the literature. J Dent. 2004;32(1):3–12.
55. Güler A, Kurt S, Kulunk T. Effect of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials. J Prosthet Dent. 2005;93(5):453–8.
56. L'Eclairage) C (Commission I de. CIE Technical Report, Colorimetry. 3rd edn. Vienna: CIE Pub; 2004. 1–72 p.
57. Ghinea R, Pérez M, Herrera L, Rivas M, Yebra A, Paravina R. Color difference thresholds in dental ceramics. J Dent. 2010;38 Suppl 2:57–64.
58. Sharma G, Wu W, Dalal E. The CIEDE2000 colour-difference formula: implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. Color Res Appl. 2005;(30):2130.
59. Garber D. Porcelain laminate veneers: ten years later. Part I: Tooth preparation. J Esthet Dent. 1993;5(2):56–62.
60. Miller L. Organizing color in dentistry. J Am Dent Assoc. 1987;Spec No.:26e-40e.
61. Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 4th ed. 2006.
62. Morgan O. The article reviews the book “Fundamentals of color: Shade Matching & Communication in Esthetic Dentistry,” by S. J. Chu, A. Devigus, R. D. Paravina, and A. L. Mieleszko.
63. Chu, S.J., Trushkowsky, R.D., Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. . J Dent. 2010;38 Suppl 2:e2-16.
64. Nathe C. Dental Materials and Their Selection.
65. Obregon, A., Goodkind, R.J., Schwabacher WB. Effects of opaque and porcelain surface texture on the color of ceramometal restorations. J Prosthet

- Dent. 1981;46(3):330-340.
66. Douglas RD. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent.* 2000;83(2):166-170.
 67. Muia P. Paul Muia explains his four dimensional tooth color system. *Quintessence Dent Technol.* 1983;7(1):57-62.
 68. McPhee ER. Extrinsic coloration of ceramometal restorations. *Dent Clin North Am.* 1985;29(4):645-666.
 69. Okubo, S.R., Kanawati, A., Richards, M.W., Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent.* 1998;80(6):642-648.
 70. Yu, B., Ahn, J.S., Lee YK. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontol Scand*, 67 (1),. 2009;67(1):57-64.
 71. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodontics Restor Dent.* 2003;23(5):467-79.
 72. Baldissara P, Wandscher V, Marchionatti A. Translucency of IPS e.max and cubic zirconia monolithic crowns. *J Prosthet Dent.* 2018;120:269-75.
 73. Johnston, W.M., Ma, T., Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *Int J Prosthodont.* 1995;8(1):79-86.
 74. Paravina R, Kimura M, Powers J. Evaluation of polymerizationdependent changes in color and translucency of resin composites using two formulae. *Odontologia.* 2005(93):46-51.
 75. Pecho O, Ghinea R, Alessandretti R, Pérez M, Della Bona A. Visual and Instrumental Shade Matching Using CIELAB and CIEDE2000 Color Difference Formulas. 2016;32(1):82-92.
 76. Johnston W. Review of translucency determinations and applications to dental materials. *J Esthet Restor Dent.* 2014;26:217-23.
 77. Kim M, Ahn J, Kim J, Kim H, Kim W. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. 2013;6-8.
 78. Dancy W, Yaman P, Dennison J, O'Brien W, Razzoog M. Color measurements as quality criteria for clinical shade matching of porcelain crowns. *J Esthet Restor Dent.* 2003;15(2):114-22.
 79. Lee Y, Lim B, Kim C, Powers J. Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *J Esthet Rest Dent.* 2001;13(3):179-86.
 80. Wee A, Monaghan P, Johnston W. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent.* 2002;87(6):657-66.
 81. Anusavice K, Brantley L. Physical properties of dental materials. *Phillips' science of dental materials.* 11th Ed. Anusavice K, editor. St. Louis: WB Saunders Company; 2003. 41-72 p.
 82. Kim-Pusateri S, Brewer J, Davis E, Wee A. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent.* 2009;101(3):193-9.
 83. Paul S, Peter A, Pietroban N, Hammerle C. Visual and spectrophotometric

- shade analysis of human teeth. *J Dent Res*. 2002;81(8):578-582.
84. Da Silva J, Park S, Weber H, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometer system on tooth color reproduction. *J Prosthet Dent*. 2008;99(5):361–8.
85. Gehrke P, Riekeberg U, Fackler O, Dhom G. Comparison of in vivo visual, spectrophotometric and colorimetric shade determination of teeth and implantsupported crowns. *Int J Comput Dent*. 2009;12(3):247–63.
86. Eroğlu E, Küçükeşmen H, Uluhan B. S.D.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi kliniğine müracaat eden hastaların diş rengi dağılımının saptanması. *SDÜ Tıp Fak Derg*. 2007;14(2):28–32.
87. Bozzola J, Russell L. *Electron Microscopy Principles and Techniques for Biologist*. 2 th editi. London: Jones and Bartlett Publishing, Inc.; 1998.
88. Harada K, Shinya A, Gomi H, Hatano Y, Shinya A, Raigrodski A. Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconias. *J Prosthet Dent*. 2016;115(2):215–23.
89. Tekbaş Atay M, Oğuz Ahmet B, Sayın Özel G. Ağız ortamının simülasyonu açısından termal ve loading siklusunun önemi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2016;14:88–93.
90. Galea M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999;27(2):89–99.
91. Papageorgiou-Kyrana A, Kokoti M, Kontonasaki E, Koidis P. Evaluation of color stability of preshaded and liquid-shaded monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. 2018;119(3):467–72.
92. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater*. 2002;18(3):189–96.
93. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999;27(2):89–99.
94. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005;72(2):239–45.
95. Kim HK, Kim SH. Effect of hydrothermal aging on the optical properties of precolored dental monolithic zirconia ceramics. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2019;121(4):676–82. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.06.021>
96. Pereira GKR, Venturini AB, Silvestri T, Dapieve KS, Montagner AF, Soares FZM, et al. Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics : A systematic review and meta-analysis. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2016;55:151–63. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.10.017>
97. Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation -aging- of zirconia : A critical review of the relevant aspects in dentistry. 2010;6:807–20.

98. Sulaiman T, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter A V., Vallittu PK, Närhcia TO, et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dent Mater* [Internet]. 2015;31(10):1180–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.06.016>
99. ÇELİK E, ÖZTÜRK C. Evaluation of the Effect of Heating Rate on the Optical Properties of Monolithic Zirconia. *Turkiye Klin J Dent Sci*. 2019;25(3):277–82.
100. Turp V, Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B, Goller G. Influence of zirconia base and shade difference on polymerization efficiency of dual-cure resin cement. *J Prosthodont*. 2011;20(5):361–5.
101. No Title [Internet]. Available from: https://pattersonsupport.custhelp.com/euf/assets/CEREC/21086/Sirona_inCoris_TZI_C_Operating_Instructions_FAQ_21086.pdf?nointercept/1
102. Nogueira AD, Bona A Della, Cam CAD. The effect of a coupling medium on color and translucency of CAD – CAM ceramics. *J Dent* [Internet]. 2013;41:e18–23. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2013.02.005>
103. Salas M, Lucena C, Javier L, Yebra A, Della A, Pérez MM. Translucency thresholds for dental materials. *Dent Mater* [Internet]. 2018;34(8):1168–74. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.05.001>
104. Dozic A, Kleverlaan C, El-Zohairy A, Feilzer A, Khashayar G. Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *J Prosthodont*. 2007;16(2):93–100.
105. Heikkinen T, Matinlinna J, Vallittu P, Lassila L. Long term water storage deteriorates bonding of composite resin to alumina and zirconia short communication. *Open Dent J*. 2013;(7):123–125.
106. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J-F, Edelhoff D, Naumann M. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J-F, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater*. 2012;28(4):449–456.
107. Kandemir S. Başarısız sabit protezlerin (köprülerin) söküm nedenleri ile işlev sürelerinin araştırılması. *Ege Diş Hek Fak Derg*. 1992;(13).
108. Walton J, Gardner F, Agar J. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent*. 1986;56(4):416–421.
109. Şermet B, Değer S, İşsever H. Sabit protetik restorasyonların ağızda kalma sürelerinin ve söküm nedenlerinin araştırılması. *Gazi Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 1997;(14(1–2)):79–86.
110. Lawson N, Maharishi A. Strength and translucency of zirconia after high-speed sintering. *J Esthet Restor Dent*. 2020;(32):219–25.
111. Jansen JU, Lümekmann N, Letz I, Pfefferle R. Impact of high-speed sintering on translucency , phase content , grain sizes , and flexural strength of 3Y-TZP and 4Y-TZP zirconia materials. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2019;(122):396–

403. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.02.005>
112. Shah K, Holloway JA, Denry IL. Effect of Coloring With Various Metal Oxides on the Microstructure , Color , and Flexural Strength of 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008;87(2):329–37.
 113. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *J Dent*. 2014;(42):684–90.
 114. Kurtulmus-Yilmaz S, Ulusoy M. Comparison of the translucency of shaded zirconia all-ceramic systems. *J Adv Prosthodont*. 2014;6(5):415–22.
 115. Spyropoulou PE, Giroux EC, Razzoog ME, Duff RE. Translucency of shaded zirconia core material. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2011;105(5):304–7. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(11\)60056-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(11)60056-5)
 116. Walczak K, Meißner H, Range U. Translucency of Zirconia Ceramics before and after Artificial Aging. *J Prosthodontics*. 2018;28(1):319–24.
 117. Dds RDP. Acceptability and perceptibility thresholds in dentistry : A comprehensive review of clinical and research applications. *J Esthet Restor Dent* 2019;31103–112. 2019;103–12.
 118. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater* [Internet]. 2014;30(10):1195–203. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2014.08.375>
 119. Almeida PJ, Silva CL, Alves JL, Silva FS, Martins RC, Sampaio-Fernandes J. Analysis of the stability of 3Y-TZP zirconia abutments after thermocycling and mechanical loading. *Rev Port Estomatol Med Dent e Cir Maxilofac*. 2016;57(4):197–206.

