



**RESTORASYON KALINLIĞININ VE REZİN  
SİMANIN MONOLİTİK ZİRKONYUMUN  
RENK VE TRANSLÜSENSLİĞİNE ETKİSİNİN  
İNCELENMESİ**

**Dt. Merve KÖSEOĞLU**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Tez Danışmanı  
Prof. Dr. Funda BAYINDIR  
Uzmanlık Tezi - 2018**

**T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**RESTORASYON KALINLIĞININ VE REZİN SİMANIN  
MONOLİTİK ZİRKONYUMUN RENK VE  
TRANSLÜSENSLİĞİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**Dt. Merve KÖSEOĞLU**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı  
Prof. Dr. Funda BAYINDIR**

**ERZURUM  
2018**

T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

RESTORASYON KALINLIĞININ VE REZİN SİMANIN MONOLİTİK ZİRKONYUMUN RENK VE  
TRANSLÜSENSLİĞİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Dt. Merve KÖSEOĞLU

Tez Savunma Tarihi : 08.01.2018

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Funda BAYINDIR

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Nuran DİNÇKAL YANIKOĞLU

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

Jüri Üyesi : Yrd. Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR

ONAY

Bu Çalışma Yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** Olarak Kabul Edilmiştir.

Prof. Dr. Taşkın GÜRBÜZ  
Fakülte Dekanı

Uzmanlık Tezi  
ERZURUM-2018

# İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	VI
ÖZET .....	VII
ABSTRACT.....	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	X
TABLolar DİZİNİ.....	XII
<b>1. GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>3</b>
2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi .....	3
2.2. Dental Seramiklerin Yapısı.....	6
2.2.1. Feldspar.....	6
2.2.2. Kuartz.....	7
2.2.3. Kaolin.....	7
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması .....	7
2.3.1. İçeriklerine Göre; <sup>37</sup> .....	7
2.3.2. Erime Isılarına Göre; <sup>36</sup> .....	8
2.3.3. Şekillendirme Türlerine Göre; <sup>36</sup> .....	8
2.3.4. Kullanım Alanlarına Göre; <sup>38</sup> .....	8
2.3.5. Yapım Tekniklerine Göre; <sup>37</sup> .....	8
2.4. Geleneksel Metal Destekli Porselenler .....	9
2.5. Tam Seramik Restorasyonlar .....	9
2.6. Zirkonyum .....	10
2.6.1. Zirkonyumun Mikroyapısı.....	11
2.6.2. Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP).....	12

2.6.3. Zirkonyumun Mekanik ve Fiziksel Özellikleri.....	13
2.6.4. Diş Hekimliğinde Zirkonyumun Üretim Şekilleri .....	14
2.6.4.1. Green Stage Zirkonya .....	14
2.6.4.2. Pre-sinterize Zirkonya.....	15
2.6.4.3. Sinterize Zirkonya.....	15
2.6.5. Zirkonyum Oksit Alt Yapıların Üretimi .....	16
2.6.5.1. CAD/CAM Sistemleri.....	16
2.6.5.2. MAD/MAM Sistemleri.....	17
2.6.6. Diş Hekimliğinde Zirkonyumun Kullanım Alanları.....	18
2.6.6.1. Sabit Bölümlü Protezler .....	18
2.6.6.1.1. Chipping İnsidansını Etkileyen Faktörler .....	19
2.6.6.2. Endodontik Post .....	19
2.6.6.3. Zirkonya İmplant .....	20
2.6.6.4. Zirkonya Abutment.....	20
2.6.6.5. Teleskop Primeri.....	20
2.6.6.6. Hassas Tutuculu Sistemler .....	20
2.6.7. Zirkonyum Esaslı Seramikler .....	20
2.6.7.1. Lava .....	21
2.6.7.2. Cercon.....	21
2.6.7.3. DC-Zirkon.....	21
2.6.7.4. Denzir.....	22
2.6.7.5. Procera .....	22
2.6.7.6. Celay .....	23
2.6.7.7. Cerec .....	23
2.6.7.8. Zeno Tec .....	24

2.6.7.9. Everest .....	24
2.6.7.10. Zirkonzahn .....	25
2.7. Monolitik Zirkonyum Seramikler (MZ) .....	25
2.7.1. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Endikasyonları .....	27
2.7.2. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Avantajları .....	27
2.7.3. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Dezavantajları .....	27
2.8. Diş Hekimliğinde Renk .....	28
2.8.1. Rengin Algılanması .....	28
2.8.1.1. Işık .....	28
2.8.1.2. Objeler .....	29
2.8.1.3. Gözlemci .....	30
2.8.2. Munsell Renk Sistemi .....	30
2.8.2.1. Ana Renk (Hue) .....	31
2.8.2.2. Parlaklık (Value) .....	32
2.8.2.3. Yoğunluk (Chroma) .....	32
2.8.3. CIE XYZ Renk Sistemi .....	33
2.8.4. CIE L*a*b* Renk Sistemi .....	34
2.9. Işık ve Renk Terimleri .....	36
2.9.1. Metamerizm .....	36
2.9.2. Kırılma ve Yansıma .....	37
2.9.3. Yarı Saydamlık (Transluserlik) ve Opasite .....	37
2.9.4. Saydamlık (Transparanlık) .....	38
2.9.5. Opelasans Özellik .....	38
2.9.6. Işıldama Özelliği .....	39
2.9.7. Pigmentasyon .....	39

2.10. Dişlerin Renk Özellikleri .....	39
2.11. Renk Ölçüm Yöntemleri .....	41
2.11.1. Görsel Ölçüm.....	41
2.11.2. Renk Ölçüm Cihazları ile Ölçüm.....	41
2.11.2.1. Kolorimetreler.....	42
2.11.2.2. Spektrometreler.....	44
2.11.2.3. Spektrofotometreler .....	45
2.11.2.4. Dijital Kameralar .....	46
2.12. Dental Adezyon ve Adeziv Sistemlerin Gelişimi .....	47
2.12.1. Klinik Uygulama Şekillerine Göre Adeziv Sistemler.....	48
2.13.2. Üretim Tarihlerine Göre Adeziv Sistemler.....	48
2.13. Adeziv Resin Simanlar .....	49
2.13.1. Adeziv Resin Simanların Avantajları .....	51
2.13.2. Adeziv Resin Simanların Dezavantajları.....	52
2.13.3. Adeziv Resin Simanların Sınıflandırılması .....	53
2.13.3.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan (Self - Cure) Adeziv Resin Simanlar.....	54
2.13.3.2. Işık ile Polimerize Olan (Light – Cure) Adeziv Resin Simanlar .....	54
2.13.3.3. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan (Dual – Cure) Adeziv Resin Simanlar.....	55
2.13.3.3.1. Self Adeziv Resin Simanlar.....	56
2.13.3.3.1.1. Self Adeziv Resin Simanların Kompozisyonları.....	56
2.13.3.3.1.2. Self Adeziv Resin Simanların Endikasyonları .....	57
2.13.3.3.1.3. Self Adeziv Resin Simanların Avantajları.....	57
2.13.3.3.1.4. Self Etch ve Self Adeziv Resin Siman Kullanımında Dikkat Edilecek Noktalar .....	58

<b>3. MATERYAL VE METOT</b> .....	<b>61</b>
3.1. Monolitik Zirkonyum Örneklerin Hazırlanması.....	61
3.2. Deneç Gruplarının Oluşturulması.....	63
3.3. Monolitik Zirkonyum Örneklerin İlk Renk Ölçümlerinin Yapılması .....	64
3.4. Monolitik Zirkonyum Örneklerin İlk Translusensi Ölçümlerinin Yapılması.....	65
3.5. Translusensi Parametresinin Belirlenmesi.....	66
3.6. Adeziv Rezin Simanın Örnek Yüzeylerine Bağlanması.....	66
3.7. Simante Edilen Örneklerin Renk ve Translusensi Ölçümlerinin Yapılması .....	70
3.8. Renk Farkının ( $\Delta E$ ) Hesaplanması .....	70
3.9. İstatistiksel Analiz.....	70
<b>4. BULGULAR</b> .....	<b>72</b>
4.1. TP Bulguları.....	72
4.2. Renk Ölçüm Bulguları .....	75
4.2.1. CIE L*a*b* Parametreleri .....	75
4.2.1.1. L* Değerleri.....	75
4.2.1.2. a* Değerleri.....	76
4.2.1.3. b* Değerleri .....	78
4.2.2. $\Delta E$ Değerleri .....	80
<b>5. TARTIŞMA</b> .....	<b>86</b>
<b>6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER</b> .....	<b>105</b>
<b>KAYNAKLAR</b> .....	<b>107</b>
<b>EKLER</b> .....	<b>128</b>
<b>EK-1. ÖZGEÇMİŞ</b> .....	<b>128</b>
<b>EK-2. ETİK KURUL ONAYI</b> .....	<b>129</b>



## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve deneyimiyle bana her konuda yardımcı olan, desteğini her zaman yanımda hissettiğim değerli hocam ve tez danışmanım, **Prof. Dr. Funda BAYINDIR**'a,

Bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, sayın **Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ**'a, **Prof. Dr. Nuran DİNÇKAL YANIKOĞLU**'na,

Sayın **Yrd. Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR**'e, **Yrd. Doç. Dr. Mustafa GÜNDOĞDU**' ya, **Yrd. Doç. Dr. Esra KUL**'a

İstatistik çalışmalarımnda destek sağlayan, sayın **Doç. Dr. Memiş ÖZDEMİR**' e,

Renk ölçüm aşamasında bana destek olan, sayın **Yrd. Doç. Dr. Pınar GÜL**'e,

Her zaman yanımda olan ve desteğini esirgemeyen, sevgili arkadaşım sayın **Dt. Esra İNCESU**' ya,

Çalışma hayatım boyunca arkadaşlıkları ve anlayışlarıyla bana destek olan tüm mesai arkadaşlarıma, hemşirelerimize, teknisyenlerimize ve personelimize,

Değerli aileme ve arkadaşlarıma,

Sonsuz Teşekkürler.

**Merve KÖSEOĞLU**

Bu tez çalışması Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2016/BAP/PROJE NO:2016/94 kodlu proje ile desteklenmiştir.

## ÖZET

### Restorasyon Kalınlığının ve Rezin Simanın Monolitik Zirkonyumun Renk ve Translüsensliğine Etkisinin İncelenmesi

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı, farklı renk rezin simanın ve farklı materyal kalınlıklarının monolitik zirkonyanın renk ve translüsensliğine etkisinin incelenmesidir.

**Materyal ve Metot:** Monolitik zirkonya materyali olarak Katana High Translucent (Kuraray Noritake Dental, Kurashiki, Japonya) kullanılmıştır. 1 cm çapında, disk şeklinde, toplam 80 adet örnek üretilmiştir. Örnekler 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm ve 2 mm olmak üzere dört farklı kalınlıkta hazırlanmıştır. Örneklerin simantasyondan önce ve sonra renk ölçümleri spektrofotometre (SpectroShade™ MICRO; MHT Optic Research AG, Milan, İtalya) cihazı ile yapılmıştır. Örneklerle şeffaf ve opak renkte self-etch adeziv rezin siman (Panavia V5, Kuraray Noritake Dental, Kurashiki, Japonya) uygulanmıştır. Çalışmadan elde edilen veriler, tanımlayıcı istatistikler, korelasyon analizi, tek örneklem t testi, çift yönlü ANOVA ve Tukey testi ile değerlendirilmiştir.

**Bulgular:** Monolitik zirkonyanın kalınlığının artmasıyla Translüsensi Parametresi (TP), L\* ve b\* değerleri azalmış, a\* değerleri artmıştır ve bu değişimler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0.001). Şeffaf ve opak siman grubunda, simantasyonla birlikte L\*, a\*, b\* değerleri artmış, TP değerleri azalmıştır ve bu değişimler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0.001). En fazla renk değişim ( $\Delta E$ ), 0,5 mm kalınlığındaki örneklerde opak simanda ( $8.05 \pm 0.03$ ) görülürken; en az renk değişimi 2 mm kalınlığında şeffaf siman kullanılan örneklerde ( $1.19 \pm 0.04$ ) görülmüştür.

**Sonuç:** Materyalin kalınlığı ve kullanılan simanın rengi monolitik zirkonyumun renk ve translüsensliğini etkilemektedir.

**Anahtar Sözcükler:** Monolitik zirkonya, renk, rezin siman, translüsensi.

## ABSTRACT

### Investigation of Effect of Restoration Thickness and Cement on Color and Translucency of Monolithic Zirconia Ceramics

**Aim:** The aim of this present study was evaluation the effects of different cement shades and different material thicknesses on the color and translucency of monolithic zirconia.

**Material and Method:** A monolithic zirconia material, Katana High Translucent (Kuraray Noritake Dental, Kurashiki, Japan) was used in the present study. A total of 80 specimens, 1 cm in diameter and disc shape, were produced. Samples were prepared in four different thicknesses: 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm and 2 mm. Color measurements of the samples prior to cementation and after cementation were measured with a spectrophotometer (SpectroShade<sup>TM</sup> MICRO; MHT Optic Research AG, Milan, Italy). Self-etch adhesive resin cement (Panavia V5, Kuraray Noritake Dental, Kurashiki, Japan) was applied in clear shade and opaque shade. Descriptive statistics, correlation analysis, single sample t test, two way ANOVA and Tukey test were used to evaluate the data obtained from the study.

**Results:** Thickness of the material affected TP (Translucency Parameter), L \*, a \* and b \* values. TP, L \* and b \* values decreased and a \* values increased with increasing monolithic zirconia thickness, and these changes were statistically significant ( $p < 0.001$ ). L \*, a \*, b \* values were increased and TP values were decreased in both clear and opaque cement groups ( $p < 0.001$ ). The maximum color change ( $\Delta E$ ) was observed in the opaque shade cement ( $8.05 \pm 0.03$ ) with a thickness of 0.5 mm; and the least color change was seen in clear shade cement ( $1.19 \pm 0.04$ ) with a thickness of 2 mm.

**Conclusion:** The thickness of the material and the cement shade affects the color and translucency of the monolithic zirconium.

**Key Words:** Color, monolithic zirconia, resin cement, translucency.

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

CAD/CAM	: Bilgisayar Destekli Dizayn/ Bilgisayar Destekli Tasarım
CIE	: Commission Internationale de l'Eclairage
CR	: Kontrast Oran
HT	: Highly translucent
mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
MZ	: Monolitik Zirkonyum
nm	: Nanometre
°C	: Santigrat
PSZ	: Parsiyel Olarak Stabilize Zirkonyum
sn	: Saniye
TP	: Translusensi Parametresi
Y-TZP	: Yttrium ile stabilize tetragonal zirkonyum polikristali
$\Delta E$	: CIE LAB renk değişim miktarı
%	: Yüzde
$\mu\text{m}$	: Mikrometre

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Zirkonyumun faz değişim sıcaklıkları.....	11
Şekil 2.2. Elektromanyetik spektrum .....	29
Şekil 2.3. Munsel Renk Sistemi.....	31
Şekil 2.4. Renk Tonu .....	31
Şekil 2.5. Renk değeri.....	32
Şekil 2.6. Renk yoğunluğu .....	33
Şekil 2.7. CIE XYZ Sistemi ve Tristimulus Değerleri Eğrisi .....	34
Şekil 2.8. CIE L*a*b* Renk Sistemi ve Koordinatları.....	35
Şekil 2.9. Kolorimetre Renk Ölçüm Cihazı.....	42
Şekil 2.10. Spektrometre Renk Ölçüm Cihazı.....	44
Şekil 2.11. Spektrofotometre Renk Ölçüm Cihazı .....	45
Şekil 3.1. Katana High Translucent Monolitik Zirkonyum Blok.....	61
Şekil 3.2. Örneklerin bilgisayar ortamında dizayn edilmesi .....	62
Şekil 3.3. CAD/ CAM' de hazırlanan örnekler .....	62
Şekil 3.4. Sinterizasyon fırını .....	63
Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan örnekler.....	64
Şekil 3.6. Örneklerin kalınlıklarının dijital kumpas yardımıyla ölçülmesi .....	64
Şekil 3.7. Spektrofotometre cihazının kalibrasyonunun yapılması .....	64
Şekil 3.8. Gri arka plan üzerinde örneklerin renk ölçümünün yapılması .....	65
Şekil 3.9. Monolitik zirkonyum örneklerin ilk translüsensi ölçümlerinin yapılması .....	66
Şekil 3.10. Örneklerin simantasyonunda kullanılan adeziv resin siman .....	67
Şekil 3.11. Örneklerin simantasyonunda kullanılan farklı kalınlıklardaki metal levhalar.....	67

<b>Şekil 3.12.</b> Örneklere primer uygulanması.....	68
<b>Şekil 3.13.</b> Örneklerin üzerine şeffaf ve opak renkteki adeziv rezin simanın yerleştirilmesi.....	68
<b>Şekil 3.14.</b> Örneklerin üzerine şeffaf bant ve siman camı yerleştirilmesi .....	68
<b>Şekil 3.15.</b> Adeziv rezin simanın ışınlanması.....	69
<b>Şekil 3.16.</b> Örnek kalınlıklarının simantasyondan sonra ölçülmesi .....	69
<b>Şekil 3.17.</b> Simante edilen örneklerin renk ve translüensinin ölçülmesi .....	70
<b>Şekil 4.1.</b> Şeffaf ve opak simanın farklı kalınlıklardaki TP değerleri .....	74
<b>Şekil 4.2.</b> Şeffaf ve opak simanın farklı kalınlıklardaki $\Delta E$ değerleri.....	85

## TABLolar DİZİNİ

<b><u>Tablo No</u></b>	<b><u>Sayfa No</u></b>
<b>Tablo 2.1.</b> O'Brien'in klinik olarak renk eşlemesi.....	35
<b>Tablo 2.2.</b> NBS kriterleri.....	36
<b>Tablo 2.3.</b> Günümüzde kullanılan renk ölçüm cihazları .....	42
<b>Tablo 2.4.</b> Kimyasal reaksiyon şekline göre rezin siman sistemleri .....	53
<b>Tablo 3.1.</b> Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyumun kimyasal içeriği.....	62
<b>Tablo 3.2.</b> Çalışmada kullanılan rezin simanın kimyasal içeriği .....	66
<b>Tablo 4.1.</b> Farklı kalınlıktaki örneklerin simantasyonundan önce elde edilen TP değerleri .....	72
<b>Tablo 4.2.</b> Örneklerin simantasyonundan sonra elde edilen TP değerleri .....	73
<b>Tablo 4.3.</b> Kalınlık ve siman rengine göre TP değerlerinin çift yönlü ANOVA testi sonuçları.....	73
<b>Tablo 4.4.</b> Materyalin kalınlık alt grubuna göre TP ölçümlerinin birbirleri arasında yapılan Tukey testi sonucu.....	73
<b>Tablo 4.5.</b> Farklı kalınlıklardaki örneklerin simantasyonundan önce elde edilen L* değerleri .....	75
<b>Tablo 4.6.</b> Örneklerin simantasyonundan sonra elde edilen L* değerleri.....	76
<b>Tablo 4.7.</b> Farklı kalınlıklardaki örneklerin simantasyonundan önce elde edilen a* değerleri .....	77
<b>Tablo 4.8.</b> Örneklerin simantasyonundan sonra elde edilen a* değerleri .....	77
<b>Tablo 4.9.</b> Farklı kalınlıklardaki örneklerin simantasyonundan önce elde edilen b* değerleri .....	78
<b>Tablo 4.10.</b> Örneklerin simantasyonundan sonra elde edilen b* değerleri .....	79

<b>Tablo 4.11.</b> Aynı kalınlıktaki örneklerde farklı renk simanlar arasındaki renk farklılığı ( $\Delta E$ ) değerleri .....	80
<b>Tablo 4.12.</b> Materyal kalınlığının değişimine göre şeffaf simanda elde edilen renk farklılığı ( $\Delta E$ ) değerleri .....	81
<b>Tablo 4.13.</b> Materyal kalınlığının değişimine göre opak simanda elde edilen renk farklılığı ( $\Delta E$ ) değerleri .....	82
<b>Tablo 4.14.</b> Farklı renk simanların kalınlığa göre $\Delta L$ , $\Delta a$ , $\Delta b$ ve $\Delta E$ değerleri.....	83
<b>Tablo 4.15.</b> Kalınlık ve siman rengine göre $\Delta E$ değerlerinin ANOVA testi sonuçları.....	83
<b>Tablo 4.16.</b> Materyalin kalınlık alt grubuna göre $\Delta E$ değerlerinin birbirleri arasında yapılan Tukey testi sonucu .....	83



# 1. GİRİŞ

Kayıp diş ve diş dokularının, estetik, biyouyumlu ve çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli malzemelerle restore edilmesi, uzun yıllardır diş hekimliğinin uğraş alanlarından biri olmuştur. Sabit protezler, kaybedilen diş ve diş dokularının yerine koymak amacıyla uygulanan tedavi şekilleridir. Sabit protez yapımında kullanılan seramiğin kırılma olmasından dolayı restorasyonların metal alt yapı ile desteklenmesini gerektirmiştir. Ancak, metal alt yapının metalde zamanla korozyon oluşması, metalin restorasyonun ışık geçirgenliğini engellemesi, bazı hastalarda alerjik reaksiyonlara neden olması, metal-iyon renklemelerinin görülmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır.<sup>1, 2</sup>

Diş hekimliğinde yapılan tedavilerde estetiğin sağlanması hem hasta hem hekim açısından önem arz etmektedir. Diş hekimliğinde estetiği sağlamak için yapılan restorasyonlar, doğal dişin renk derinliğini, ışık geçirgenliğini ve anatomik yapılarını taklit edebilmelidir. Metal destekli seramik restorasyonlar ışığın yansımalarına izin verirken, tam seramik restorasyonlar ise doğal diş benzer olarak ışık iletimine izin verirler. Böylece komşu dişlerle uyumlu, estetik restorasyonlar elde edilebilir.<sup>3</sup>

Metal destekli seramik restorasyonların kırılma direncini ve tam seramik restorasyonların estetik avantajını bünyesinde toplayan yttrium oksit ile stabilize edilen zirkonyum, metal seramik restorasyonlara iyi bir alternatif oluşturmaktadır.<sup>4</sup>

Zirkonyum, yüksek mekanik dayanım ve biyouyumluluk gibi özelliklerinden dolayı sabit bölümlü protezlerde sıklıkla tercih edilmektedir.<sup>5</sup> Zirkonyum, alt yapı materyali olarak kullanıldığında, göreceli olarak yüksek opakite gösterdiğinden, restorasyonun doğal dişlerin optik özelliklerini taklit edebilmesi için zirkonyum altyapı veneer porselenle kaplanır.<sup>6, 7</sup> Ancak, uzun dönem çalışmalarda, veneer porselenin zamanla zirkonyum alt yapıdan ayrıldığı ve klinik başarısızlıklara yol açtığı

gözenmiştir.<sup>8</sup> Son zamanlarda, bu dezavantajı ortadan kaldırmak amacıyla CAD/CAM sistemlerle veneer porselene ihtiyaç duyulmadan yalnızca tek bir materyalden üretilen monolitik zirkonyum kuronlar geliştirilmiştir.<sup>9</sup> Yüksek translüensliğe, üstün mekanik özelliklere sahip biyouyumlu bir materyal olan monolitik zirkonyumun klinik endikasyon sahası geniştir.<sup>9</sup>

Zirkonyum oksit tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında geleneksel simanların kullanılabileceği ifade edilmektedir. Ancak yeni geliştirilen zirkonyum sistemlerinin yüksek translüsensi özelliklerinden dolayı, geleneksel simanların bu restorasyonlarda mat ve donuk bir görüntüye sebebiyet vermemesi ve olası mikrosızıntı riskleri nedeniyle adeziv rezin simanların kullanımı her geçen gün daha çok tercih edilmektedir.<sup>4, 10</sup>

Bu çalışmanın hipotezi; monolitik zirkonyumun kalınlığının ve kullanılan simanın renginin restorasyonun nihai renk ve translüsensliğine etkisinin olduğu yönündedir.

Bu in-vitro tez çalışmasının amacı, farklı monolitik zirkonyum kalınlıklarının ve rezin siman renginin, monolitik zirkonyumun nihai renk ve translüsensliğine etkisinin incelenmesidir. Bu amaçla spektrofotometre ile renk ölçümü yapılarak elde edilen veriler istatistiksel olarak incelenip farklı araştırmalarla karşılaştırılacaktır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik, Yunanca topraktan yapıma anlamına gelen ‘keramikos’ sözcüğünden türemiştir.<sup>11</sup> Çekoslovakya’ da M.Ö. 2300’ lere dayanan kil esaslı seramik objelerin bulunması ve Rusya’da M.Ö. 6000-7000 yıllarına dayanan seramik eşyaların bulunması seramiğin kullanımının eski çağlardan beri devam ettiğini göstermektedir.<sup>12</sup> <sup>13</sup> Gelişmiş porselenin kullanımı M.S. 1000 yıllarında Çin’ de başlamıştır. Seramiğin formülünün 17. Yüzyılda Avrupalılar tarafından keşfedilmesiyle birlikte seramik üzerine çalışmalar başlamıştır.<sup>11</sup>

Porselen kelimesi, Ortaçağ İtalyancasındaki küçük deniz kabuğu anlamına gelen ‘porcella’ kelimesinden türetilmiştir. ‘Dental porselen’ terimi, ‘dental seramik’ lerin alt gruplarını ifade etmekte kullanılır. Dental porselenlerin geleneksel tanımlaması, içinde farklı kristal partiküllerinin serpiştirildiği cam matriks içeren, dayanıklı ve camsı seramik materyalleri şeklindedir. Camsı yapı, düzensiz bağlar içeren, zayıf, amorf ve transparan bir yapı iken; kristalin yapı ise daha düzenli bir atomik dizilişe sahip ve daha dayanıklı bir yapıdır.<sup>14</sup>

Pierre Fauchard, 1728 yılında, porselenin diş hekimliğinde kullanılabileceğini ve porselenin mine ve dişeti rengini taklit edebileceğini belirtmiştir.<sup>15</sup> Eczacı Alexis Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant, 1774 yılında ilk porselen yapay dişleri üretimini gerçekleştirmişlerdir. Giuseppangelo Fonzi, 1806 yılında, total protezler için ‘terrometalik’ diye adlandırdığı kişisel olarak üretilen içinde platin pinler gömülü porselen dişleri geliştirmiştir. Elias Wildman, 1838 yılında, vakumlu fırınlamayı ilk kez kullanarak porselenin renk ve translüsentliğinin gelişmesine yardımcı olmuştur. Logan, 1885 yılında, platin post üstüne porselen uygulayarak post ve porselen arasındaki retansiyon problemini çözülmesine öncülük etmiştir.<sup>16</sup> A. E.

Matteson, 1886 yılında, altın alt yapılı porseleni geliştirmiştir. Charles Land'in 1887 yılında, porseleni kaviteye göre pişirmeyi ortaya koymasından önce, porselen eksik diş boşluklarına göre şekillendirilmekteydi. Charles Land, 1903 yılında, platin yaprak üzerine feldspatik porselen işleyerek 'jaket kuron' olarak adlandırılan tam seramik restorasyonların üretimini gerçekleştirmiştir. Ancak estetik özelliği iyi olan bu restorasyonlarda, yüksek esneklik dayanımına bağlı kırıklar meydana gelmiştir.<sup>17</sup>

Porselenin yapısına 1950 yılında, lösit eklenmesi ile, genleşme katsayısı yüksek olan porselenin altın alaşımları ile olan bağlantısı güçlenmiştir.<sup>16</sup> Vines ve ark,<sup>18</sup> 1958 yılında, vakumlu fırınlamayı geliştirmişlerdir. Weinstein ve ark,<sup>19</sup> 1962 yılında, %11-15 oranında potasyum oksit içeren porselen tozu ile desteklenmiş, uzun dönem estetik ve klinik başarısı yüksek metal destekli restorasyonları geliştirmişlerdir. Ancak bu restorasyonların; metal-seramik bağlantısında başarısızlık, renk uyumunun ve estetiğin sağlanamaması gibi dezavantajları vardır.<sup>20</sup> Mc Lean ve Hughes,<sup>21</sup> 1965 yılında, alt yapısı hacimsel olarak %40-50 oranında alüminyum oksit ve feldspatik porselenden oluşan, alumina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş jaket kuron yapımını geliştirmişlerdir. Bu yapı, günümüzde kullanılan tam porselen sistemlerinin temelini oluşturmuştur.<sup>13, 22</sup>

Southan ve Jorgensen<sup>23</sup> tarafından, 1972 yılında 'refraktör day' materyalinin geliştirilmesi ile restorasyonun fırına taşınabilmesi için bir platin yaprak gerekliliği ortadan kaldırılmıştır. McLean ve Sced,<sup>24, 25</sup> 1976 yılında, çift folyo tekniğini geliştirmişlerdir. Bu teknikle alçı model üzerine iki kat platin yaprak adapte edilmiştir. Üstteki yaprak kalay ile kaplanırken, iç yüzeyde kalan platin yaprak çatlak ilerlemesini durdurur ve porselenin güçlenmesini sağlar. Ancak bu sistemin, kuron iç yüzeyinde gri renklenmeye neden olması ve laboratuvar işlemlerinin zor olması gibi dezavantajları vardır.<sup>13</sup> Camın kontrollü kristalizasyonu ile oluşan, dökülebilir bir cam seramik olan Dicor materyali 1984 yılında üretilmiştir.<sup>17</sup> Ancak, döküm esnasında porözite oluşması

nedeniyle başarısızlık görülebilen Dicor materyalinin, yüksek stres gelen bölgelerde kırılma riski fazladır.<sup>26</sup> Isı ve basınç altında şekillendirilebilen bir cam seramik olan IPS Empress 1983 yılında geliştirilmiştir. Ancak, %35-50 lösit içeren bu materyalin tam seramik köprü restorasyonları için yeterli dayanıklılığa sahip olmadığı belirlenmiştir. O'Brien tarafından, 1983 yılında, alüminöz seramikten daha dayanıklı ve magnezyumdan oluşan kor maddesi geliştirilmiştir. Ancak bu materyalin ısıl genişleme katsayısı, alüminöz seramikten daha yüksektir. Sadoun, InCeram sistemini 1989 yılında tanıtmıştır. InCeram, yüksek dayanıklılığa ve homojen bir yapıya sahip, marjinal uyumu yüksek, doku uyumu iyi bir materyaldir.<sup>27</sup> Lityum disilikat içerikli cam seramik materyali olan IPS Empres II, 1998 yılında geliştirilmiştir.<sup>28</sup> Lityum disilikat kristalleri içeren IPS Empress sisteminde, cam seramik kontrollü kristalizasyon yöntemi ile %60 oranında kristalleşmektedir.<sup>29</sup> IPS Empress II sistemi, anterior bölgede 3 üyeli köprülerde ve tek kuron restorasyonlarında kullanılabilir.<sup>30</sup> Sistemin avantajları, yüksek dirence sahip olması ve dört farklı opasiteye sahip ingotları sayesinde estetik kaliteyi artırmasıdır. In-Ceram Alumina'nın içindeki yüksek alumina oranına bağlı olarak opak olması nedeniyle, 1994 yılında ışığı yüksek oranda geçiren InCeram Spinel materyali geliştirilmiştir. InCeram Spinel materyalinde, ışık geçirgenliği magnezyum alüminyum oksit ( $MgAl_2O_4$ ) kullanılarak artırılmıştır.<sup>31</sup> In-Ceram Zirkonya materyali, In-Ceram Alumina'nın alternatifi olarak geliştirilmiştir. In-Ceram Alumina'dan farklı olarak yapısına esneklik dayanımını arttırmak amacıyla %35 oranında zirkonya eklenmiştir.<sup>32</sup> Son yıllarda, tam seramik restorasyonlar için alt yapı materyali olarak, alumina ile karşılaştırıldığında düşük elastik modülüne ve yüksek kırılma direncine sahip yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya materyali (Y-TZP) geliştirilmiştir.<sup>33</sup> Zirkonya restorasyonlarda, zirkonya alt yapı ile veneer porselen arasındaki bağlantıda kopmalar ve veneer porseleninde kohesiv kırılmalar meydana gelmektedir.<sup>34</sup> Bu dezavantajları

ortadan kaldırmak amacıyla, veneer porselene ihtiyaç duymadan, tek bir materyalden CAD/CAM sistemleri yardımıyla üretilen monolitik zirkonyum kuronlar geliştirilmiştir. Monolitik zirkonyum (MZ) kronlar, üstün mekanik özelliklere sahip, klinikte kullanım alanı oldukça geniş restorasyonlardır.<sup>9</sup>

## **2.2. Dental Seramiklerin Yapısı**

Protez terimleri sözlüğüne göre dental seramikler; birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimden meydana gelmektedir. Dental seramiğin yapısındaki büyük oksijen atomları bir matriks görevi görmektedir. Küçük metal atomları ise, yarı metal elementlerle (alüminyum, fosfor, potasyum, silisyum, lityum, sodyum, titanyum, kalsiyum, zirkonyum, magnezyum) oksijen atomları arasındaki boşlukları doldurmaktadır.

Silisyum tetrahedral yapı, dental seramiklerin çekirdek yapısını oluşturmaktadır. Seramiklerin esasını teşkil eden kimyasal bağlar, silisyum ile oksijen arasında oluşan tetrahedral yapıdaki ünitelerden oluşmaktadır. Seramik kristalinde, hem iyonik hem de kovalent bağ mevcut olması; sertlik, stabilite, ısıya ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler kazandırırken; aynı zamanda seramiği kırılğan bir hale de getirmektedir.

Silisyum tetrahedral yapı, feldspar, kaolin ve kuartzın yapısına girerek üç boyutlu bir kompozisyon oluşturur.  $AlO_4$  ve  $SiO_4$  grupları tetrahedral yapı teşkil etmektedir. Alüminyum ise silika ağı içerisinde bulunmaktadır.<sup>35</sup>

### **2.2.1. Feldspar**

Porselenin içeriğinde % 75-85 oranında bulunan feldspar, potasyum alumina silikat ( $K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$ ) ve sodyum alumina silikat ( $Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$ ) karışımı bir maddedir.<sup>36</sup> 1100°C-1300°C'de eriyen feldspar, doğal haldeyken saf değildir. Porselene doğal bir translusenslik vererek, porselenin ana yapısını oluşturur. Fırınlama esnasında eriyerek kuartz ve kile matriks oluşturur. Feldspar, yüksek ergime dereceli

bileşenlere akışkanlık kazandırır, ısıya daha dayanıklı bileşenleri tutarak birbirlerine bağlar, camsı yapıyı oluşturur, seramiğin kenarlarının yuvarlaklaşmasını, dış formunun ve yüzey detaylarının kaybolmasını önler.<sup>36</sup>

### **2.2.2. Kuartz**

Porselenin yapısında % 11-18 arasında bulunmaktadır. Erime ısısı 1700°C olan kuartz tutucu bir destek oluşturur, porselenin dayanıklılığını artırır. Termal genleşme katsayısını kontrol etmeye yardımcı olur ve pişirme sonucu meydana gelebilecek büzülme önler. Silika yapısında olup, yapı içinde doldurucu görevi yapar.<sup>35</sup>

### **2.2.3. Kaolin**

Çin kili olarak da adlandırılan kaolin, dehidrate olmuş alüminyum silikattır. Yapışkan bir yapıya sahip olduğundan diğer materyalleri bir arada tutarak porselenin modelajında yardımcı olur. Porselenin yapısında % 1-5 oranında yer almaktadır. 1800°C’ de ergiyen kaolin, opak yapıdadır ve ısıya oldukça dayanıklıdır.

Porselen yapısına, bu üç ana maddenin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya flouresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da eklenebilmektedir.<sup>16</sup>

## **2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması**

Dental seramiklerin sınıflandırılması aşağıdaki gibidir:

### **2.3.1. İçeriklerine Göre;<sup>37</sup>**

1. Metal destekli sistemler
2. Tam seramikler
  - a. Kuvvetlendirilmiş alt yapı seramikleri
    - i. Alumina
    - ii. Spinel enjeksiyon dökümü
    - iii. Magnesia

- iv. Zirconia
- b. Feldspatik porselen
  - i. Lsit oranı düşük
  - ii. Lsit oranı yüksek
- c. Dökülebilir cam seramikler
  - i. Mika içeren
  - ii. Lsit içeren
  - iii. Lityum disilikat içeren

### **2.3.2. Erime Isılarına Göre;<sup>36</sup>**

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)

### **2.3.3. Şekillendirme Türlerine Göre;<sup>36</sup>**

1. Fırınlanan porselenler
2. Dökülebilir porselenler

### **2.3.4. Kullanım Alanlarına Göre;<sup>38</sup>**

1. Metal destekli kron ve köprü protezlerinde uygulanan porselenler
2. Tam porselen kronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu veneerlerde uygulanan porselenler
3. Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler

### **2.3.5. Yapım Tekniklerine Göre;<sup>37</sup>**

1. Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar
2. Döküm metal üzerine hazırlanan restorasyonlar



3. Metal folyo üzerine hazırlanan restorasyonlar
4. Elektroliz yöntemiyle metal alt yapı 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

#### **2.4. Geleneksel Metal Destekli Porselenler**

Porselenler, kayıp diş dokusunun yerini alan, doğal görünüme sahip materyallerdir. Porselen düşük çekme direnci ve artmış kırılma direnci nedeniyle, kırılma direncini artırmak için metal altyapı ile kullanılmaktadır. Ancak metal altyapı, porselenin ışık geçirgenliğini azaltarak ve metal iyon renklemeleri ortaya çıkararak porselenin estetiğini olumsuz yönde etkiler. Ayrıca bazı hastalarda çeşitli metallere karşı lokal doku reaksiyonları ve alerjik reaksiyonlar oluşmaktadır. Bu dezavantajları ortadan kaldırmak amacıyla tam seramik restorasyonlar geliştirilmiştir.<sup>39</sup>

#### **2.5. Tam Seramik Restorasyonlar**

Tam seramik restorasyonlar, homojen yapıda olup biyolojik uyumlulukları, ağız içinde kimyasal reaksiyona girme potansiyeli yüksek olan metallere oranla daha üstündür.<sup>20</sup> Renkte derinlik sağlama ve ışığı yansıtma özelliklerine sahip oldukları için doğal diş yapısına daha yakın görünümde dirler.<sup>26</sup> Isısal genleşme katsayısı ve ısı iletkenliği doğal diş dokusuna yakındır.<sup>20</sup> Sıkışma kuvvetlerine karşı çok dayanıklıdır.

## 2.6. Zirkonyum

Zirkon ismi, Farsça zar (altın) ve gun (renk) kelimelerinden türemiştir. Zirkonyum, 1789 yılında Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından bazı değerli taşlar ısıtılarak üretilmiştir.<sup>40</sup> Zirkonyum atom numarası 40, atom ağırlığı 91.22, sembolü Zr olan metalik bir elementtir ve kimyasal özelliğinden dolayı oldukça aktiftir. N, O, H ve diğer elementler ile çok kolay reaksiyona girer. Bu nedenle, doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunamaz ve hegzagonal kristal formunda bir yapı gösterir. Birçok farklı bileşik halinde bulunabilmektedir. Zirkonyumun bilinen 2 bileşiği; zirkonyum silikat ( $ZrSiO_4$ ) ve zirkonyum oksittir ( $ZrO_2$ ), zirkonyum silikatın diğer adı 'zirkon' iken; zirkonyum oksitin diğer adları ise 'zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit' tir.<sup>6</sup>

Zirkonyum cam component içermeyen polikristalin seramik yapısında bir materyaldir. Saf zirkonyum stabilizasyon oksitlerinin CaO, MgO,  $CeO_2$  ve  $Y_2O_3$  eklenmesiyle çok fazlı parsiyel olarak stabilize zirkonyum (PSZ) olarak bilinen materyallerin üretimine izin verir.<sup>4</sup>

Zirkonyum metali sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dirençli bir materyaldir.<sup>41</sup> Zirkonyum, hava veya solüsyon ile temas ettiğinde yüzeyinde hemen oksit tabakası oluşur. Zirkonyum metalinin yüzeyini kaplayan oksit tabakası havaya, neme ve asitlere karşı inaktif olmasını sağlamaktadır. Bundan dolayı zirkonyum normal koşullar altında, su, hava veya alkali çözeltiler ile reaksiyona girmez.<sup>42</sup> Oluşan oksit tabakası, zirkonyumun korozyona karşı direncini sağlar. Birçok ortamda zirkonyum, titanyum ve paslanmaz çeliğe göre daha dayanıklı bir yapı sergilemektedir.<sup>43</sup>

Yttrium oksit ile stabilize edilmiş zirkonyum, yüksek dayanım gücü, biyolojik olarak uyumlu olması ve artmış estetik özellikleri sayesinde çok üyeli posterior köprülerde metal alaşımlarına önemli bir alternatiflerdir. Kırılma ve esneme direnci

feldspatik porselenden yaklaşık 6 kat, alüminadan ise yaklaşık 2 kat daha güçlüdür. Zirkonyanın bükülme direnci, 800-1000 MPa aralığındadır. Bu değer, diğer seramikler ile kıyaslandığında çok büyüktür.<sup>42</sup>

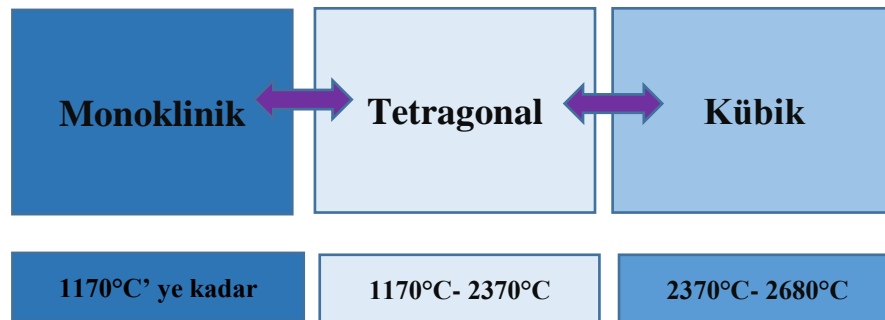
Zirkonya materyalinin biyouyumluluğu yüksektir.<sup>44</sup> Yapılan çalışmalarda, zirkonya ile ilgili herhangi bir lokal ya da sistemik yan etkiye rastlanmamıştır. Ayrıca düşük termal iletkenlikleri sebebiyle, pulpa iritasyonu riskleri düşüktür.<sup>45</sup>

Zirkonya, tetragonal-monoklinik faz transformasyonuna bağlı olarak, yüksek direnç ve kırılma dayanıklılığı gibi mekanik özelliklere sahiptir. Saf zirkonyum, düşük termal iletkenliğe sahip bir materyaldir. Kaynama sıcaklığı 4409°C, erime sıcaklığı 1855°C'dir.<sup>6</sup>

Zirkonya, polimorfik bir materyaldir. Benzer kimyasal özelliklere sahip, monoklinik (M), kubik (C), ve tetragonal (T) olmak üzere üç formda bulunur.<sup>46</sup>

### 2.6.1. Zirkonyumun Mikroyapısı

Zirkonya kristalleri monoklinik (m), tetragonal (t) ve kubik (c) olmak üzere üç farklı kristal mikroyapıdadır. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdadır ve 1170°C'ye kadar stabildir. 1170°C-2370°C arası tetragonal fazda iken, 2370°C- 2680°C arası kubik fazdadır.<sup>6</sup>



**Şekil 2.1.** Zirkonyumun faz değişim sıcaklıkları

Zirkonyum dioksit fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazda bulunmaktadır. Fırınlamadan sonra soğuma esnasında t→m faz dönüşümü olur.

Faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler sebebiyle dayanıklılık artar. Ayrıca bu esnada % 3-5'lik hacim artışı olur. Ancak, hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabileceğinden, t→m faz dönüşümü kontrol altında olmalıdır. Saf zirkonyaya, oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması ve hacimsel genişlemenin kontrol edilmesi amacıyla CaO, MgO, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ve CeO<sub>2</sub> gibi metal oksitleri ilave edilmektedir.<sup>6</sup>

Dental uygulamalar için 4 farklı şekilde stabilize edilmiş zirkonya materyali bulunmaktadır. Bunlar; parsiyel stabilize zirkonya (PSZ), zirkonya ile sertleştirilmiş alumina (ZTA), alumina ile sertleştirilmiş zirkonya (ATZ) ve yttria ilave edilmiş tetragonal zirkonya polikristali (3Y-TZP).<sup>47</sup> Yttriyum oksit (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) diğer metal oksitlerden daha üstün özelliklere sahip olduğundan, genelde stabilize edici ajan olarak yttriyum kullanılmaktadır.<sup>6</sup>

### **2.6.2. Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)**

ZrO<sub>2</sub> 'e stabilize ajan olarak yaklaşık % 2-3 mol yttria eklenmesi sonucunda elde edilen, % 100 tetragonal fazda partiküllerden oluşan yapıya Y-TZP adı verilir. Restorasyonlar, önceden sinterlenmiş blokların hafif bir şekilde şekillenmesini (soft machining) takiben yüksek ısıda sinterleme ile ya da tamamen sinterlenmiş blokların sert bir şekilde işlenmesi (hard machining) ile üretilebilmektedirler.<sup>48</sup>

Zirkonyayı oda sıcaklığında tetragonal fazda tutan faktörler; Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içeriği, tanecik boyutu ve işlem sıcaklığıdır.<sup>6</sup> Oda sıcaklığında metastabil (yarı kararlı) bir tetragonal yapı elde etmek için tanecik boyutunun 0,8 µm'den küçük olması gerekmektedir.<sup>49</sup> Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> konsantrasyonuna bağlı olarak var olan kritik bir tanecik boyutu vardır. Tanecik boyutu belirli bir büyüklüğün üzerindeyken t→m faz dönüşümü kendiliğinden gerçekleşebilmektedir. Çok küçük tanecikli yapıda ise bu dönüşüm inhibe olmaktadır.<sup>6</sup>

### 2.6.3. Zirkonyumun Mekanik ve Fiziksel Özellikleri

Birçok ortamda zirkonyum, titanyum ve paslanmaz çeliğe göre daha dayanıklıdır.<sup>43</sup> Zirkonyumun en önemli mekanik özellikleri; dayanıklılık, yüksek kırılma direnci, uzun dönem renk stabilitesi ve korozyona dirençli olmasıdır.<sup>27</sup> İn vitro çalışmalarda, bu materyalin esneklik dayanımının 900-1200 MPa,<sup>50</sup> kırılma dayanımının 7-10 MPa, elastiklik modülünün yaklaşık 200 MPa olduğu belirlenmiştir.<sup>6</sup>

Zirkonyumun yüksek sertlikteki yapısının, transformasyon doygunluğu denilen kuvvetlendirme mekanizmasına bağlı olduğu düşünülmektedir. Zirkonyum, soğuma esnasında %3-4 oranında genişleme göstererek tetragonal-monoklinik (t-m) transformasyonu gerçekleşmektedir. Bu, t-m dönüşüm ile sonuçlanan hacim artışının (kristalin bu monoklinik formu % 3 ile % 5 civarında daha büyüktür) eşlik ettiği çatlak uçlarının yaklaştığı var olan stress alanlarının üzerine baskı streslerin yerleştiği bir mekanizmadır. Materyale dışarıdan bir enerji uygulandığında bir değişim fazına girerek zirkonyumun monoklinik formuna dönüşmektedir. Faz dönüşümü sonucunda meydana gelen hacim artışı var olan çatlak uçlarında sınırlandırılmış baskı stresleri oluşmasını sağlamaktadır. Lokalize hacim artışı kırık etrafında gerilme streslerinin baskı streslerine dönüşmesiyle sonuçlanmaktadır. Baskı stresleri materyal içindeki mikro çatlakların ilerlemesini önler. Bu mekanizma, transformasyon doygunluğu olarak adlandırılmaktadır ve çok yüksek dayanımı olan YTP'nin temeli olarak kabul edilir. Mikroskobik kırıkların olduğu bölgelerde bu işlem kırıkların örtülmesine neden olabilir.<sup>51</sup>

“Düşük ısılarda bozulma” (low temperature degradation) fenomenine göre, zirkonyanın kendi yapısındaki zirkonya kristallerinin, düşük ısı ve özellikle suyun olduğu durumlarda, kendiliğinden tetragonal fazdan daha zayıf olan monoklinik faza geçmesi sonucu materyalin fiziksel özellikleri zayıflamaktadır.<sup>52</sup> Tetragonal fazdan

monoklinik faza dönüşüm, transformasyon doygunluğuna neden olmasının yanında, aynı zamanda faz bütünlüğünü tehlikeye atmakta ve materyalin düşük ısılarda bozulma fenomenine yatkınlığını da arttırmaktadır. Düşük ısılarda bozulma fenomeni, Y-TZP partiküllerinin materyalin yüzeyinden atmasına, materyalde mikroçatlak oluşumuna ve zirkonya restorasyonlarda erken dönemde başarısızlıkların görülmesine sebep olabilmektedir.<sup>47</sup> Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm miktarını; sıcaklık, partiküllerin büyüklüğü, rezidüel stresler, stabilize edici ajanın çeşidi ve yoğunluğu ve yaşlandırma işleminde kullanılan kimyasal maddelerin uygulanma süresi etkilemektedir.<sup>6, 53</sup> Materyalin düşük ısılarda bozulmaya direncini, daha düşük partikül boyutuna sahip olması ve daha stabil olan yitrium oksitin ( $Y_2O_3$ ) içeriğinin fazla olması arttırmaktadır.<sup>54</sup>

#### **2.6.4. Diş Hekimliğinde Zirkonyumun Üretim Şekilleri**

Sinterleme; yüksek sıcaklıklarda partiküllerin birbirine bağlanmasını sağlayan ve gözenekli yapıdaki kütlenin yüzey alanının küçültülmesi, partikül temas noktalarının büyümesi buna bağlı olarak gözenek şeklinin ve hacminin küçülmesine neden olan ısı işleme verilen addır. Diş hekimliğinde zirkonyum; tam sinterize, yarı sinterize ya da green stage hazır bloklardan kazıma (frezeleme) yöntemi ile üretilebilir. Aynı kimyasal kompozisyona sahip zirkonyum bloklar, bloğun elde edilış yöntemine bağlı olarak farklı bükülme dirençleri gösterebilirler. Zirkonyum alt yapı materyalinin fiziksel özelliklerini sinterleme süreci de etkilemektedir.<sup>55</sup>

##### **2.6.4.1. Green Stage Zirkonya**

Tebeşir kadar yumuşak ve kolay işlenebilen bu bloklar seramik tozlarının özel bağlayıcılar kullanılarak ısı uygulanmadan preslenmesi ile hazırlanmaktadır. Şekillendirilmesi kuru ortamda elmas ve tungsten karbid frezlerle olmaktadır. Sinterleme işleminden sonra sinterlenmemiş pöröz zirkonya, yaklaşık %20-30 oranında

büzülmeye uğrayacağından oluşacak büzülmeyi kompanse etmek için normal boyutlarından %20-25 daha büyük hazırlanmaktadır.<sup>56</sup>

#### **2.6.4.2. Pre-sinterize Zirkonya**

Green zirkonyanın 500°C’de yaklaşık 30 dakika fırınlanması ile elde edilen bloklardır. Zirkonyum tozunun basınçsız bir şekilde preslenerek hazırlandığı sinterlenmemiş haldeki bloklara CAD-CAM sistemi kullanılarak “greenmachining” olarak adlandırılan ham şekillendirme işlemi uygulanır. Normalden büyük boyutta hazırlanan alt yapı aşındırma sonrası basınçsız olarak 1350°C-1500°C arası sıcaklıklarda sinterlenir. Sinterlenmemiş poröz zirkonyum yaklaşık % 20’ lik bir büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı hale gelmektedir. Bu tip zirkonyum bloklar; dry pressed zirkonya veya non - HIP zirkonya olarak isimlendirilir.<sup>56</sup>

#### **2.6.4.3. Sinterize Zirkonya**

Yüksek yoğunluğa sahip sinterlenmiş prefabrike zirkonyum bloktan restorasyon esas boyutunda şekillendirilebilir. Materyal yaklaşık 1300°C’ de sinterlendikten sonra partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1400°C - 1500°C arasında 1000 barın üzerinde bir basınçla izostatik bir ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak) ısıtılır. Sinterlenip basınca maruz kaldıktan sonra gri-siyah renkte olan Y-TZP’nin, oksitlenip beyaz rengi kazanması için açık havada ısıtma işlemine devam edilmesi için bu son ısıtma safhasının yapılması gerekir. Bu tip zirkonyum bloklara HIP zirkonya da denir.<sup>56</sup>

Zirkonyumun sinterlenmesi için uygulanan en yaygın metod 1350°C-1600°C arasındaki sıcaklıklarda 2-4 saat konvansiyonel fırında tutulmasıdır. Fırının bu sıcaklığa erişip daha sonra soğuması için gereken toplam süre ise ortalama 10-12 saat sürmektedir. Bu yönetime alternatif olarak vakum fırınlarının kullanımı, spark plazma ile sinterleme,<sup>57</sup> mikrodalga ile sinterleme<sup>58</sup> ve birçok metod tanıtılmıştır. Ayrıca, final sinterizasyon sıcaklığı ya da ısıtma metodu gibi sinterizasyon koşullarındaki farklılıklar

da materyalin fiziksel veya mekanik özelliklerini etkileyebilmektedir.<sup>59</sup> Final sıcaklığı ve bu sıcaklıkta geçen süre; zirkonyumun translusensi, porözite, yoğunluğu ve gren boyutunu belirleyen faktörlerdir.<sup>60</sup> İstenilen final boyutunda frezelenen ve başka ısı işlem uygulaması gerektirmeyen tam sinterlenmiş zirkonya bloklar; gözenekler arası fraksiyon hacminin daha düşük olması sebebiyle yüksek kırılma dayanımına sahiptir ve hidrotermal yaşlanmaya dirençlidir. Ancak, tam sinterlenmiş blokların frezelemesi zor, pahalı ve uzun zaman alan bir uygulama olması, frezeleme ucunun hızlı aşınması ve kazıyıcı frezin sürekli yenilenme ihtiyacı bu sistemin kullanımını azaltmıştır. Parsiyel sinterize bloklar ise kolay şekillendirilebilmektedir ancak maksimum dayanıklılığa ulaşmaları için frezelemeden sonra sinterlenmelidir. Sinterlemeden sonra tam yoğunluğa ulaşmaktadırlar ve lineer büzülmenin yaklaşık %25'i sinterizasyon sürecinde meydana gelmektedir. Günümüzde, daha kolay frezeleme yapılabilmesi, uygulama zamanının kısa olması ve verimliliklerinin yüksek olmasından dolayı genellikle parsiyel sinterize bloklar kullanılmaktadır.<sup>61</sup>

### **2.6.5. Zirkonyum Oksit Alt Yapıların Üretimi**

Zirkonyum oksit alt yapılar, aşağıdaki sistemlerle elde edilirler.

- 1) CAD/CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing)
- 2) MAD/MAM (Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing)

#### **2.6.5.1. CAD/CAM Sistemleri**

Tüm CAD/CAM sistemleri; bilgisayarlı yüzey taraması (Computer surface digitization-CSD) yapılarak ağız ortamından bilginin elde edilip kaydedilmesi (diş preparasyonu, mevcut dişin geometrisinin belirlenmesi), alt yapının tasarımı (CAD), alt yapının üretimi (CAM) olmak üzere 3 unsurdan oluşmaktadır. Farklı CAD/CAM sistemlerine göre ağız ortamının bilgisayar ortamına aktarılması farklılık göstermektedir.<sup>62</sup>



Cercon sistem geleneksel mum modelasyon tekniği ile üretilirken, DCS-Precident ve Lava gibi sistemlerde farklı tiplerdeki CAD teknolojileri kullanılır. Zirkonyum, CAM teknikleri kullanılmadan işlenebilmesi zor olan tek materyaldir. Bu nedenle alt yapılar elde edilirken ister geleneksel mum modelasyon tekniği kullanılsın ister bilgisayar ortamında dizayn yapılsın, bilgisayar destekli frezeleme makinesi ile kullanılması önerilir. Böylece, daha dirençli ve daha iyi marjinal uyuma sahip restorasyonların elde edilmesi sağlanır. Alt yapıların inceliği ve konnektörlerin boyutları mekanik özellikleri etkileyebilir. Zirkonyum alt yapılarda hem konnektör boyutları hem de alt yapının kalınlığı aynen geleneksel metal destekli restorasyonlarda olduğu gibi dizayn edilebilir.<sup>63</sup>

Alt yapının dizaynı tamamlandıktan sonra bilgiler, frezeleme ünitesine transfer edilerek alt yapının üretimine başlanır. Alt yapının dizaynı bilgileri direkt olarak, CAD ünitinden CAM ünitesine verilebilir. Ancak Cercon sisteminde ise mum modelasyondan elde edilen örnek, tarayıcılarla okunarak CAM ünitesine verilebilir. CAM ünitesinde Cercon ve Lava sistemlerde tam sinterlenmemiş Y-TZP kullanılmaktadır. DCS-Precident sisteminde ise tam sinterlenmiş Y-TZP kullanılır. Tam sinterlenmemiş bloklar daha hızlı üretilmektedir ve üretim esnasında daha az mikroçatlak oluşmaktadır. Tam sinterlenmiş bloklardan elde edilen restorasyonlar ise ikinci bir büzülme içermez. Bu nedenle restorasyonların marjinal uyumları daha iyidir.<sup>41</sup>

#### **2.6.5.2. MAD/MAM Sistemleri**

Zirkonya alt yapı, MAD-MAM prensibi ile elde tasarım ve kazıma yapılarak da üretilebilir. Seramiğin direkt işlenmesi, zirkonyadan yapılan yarı sinterlenmiş poröz yapıdaki blokların aşındırılması ve genişletilmiş alt yapıların şekillendirilmesi prensibine dayanmaktadır. Şekillendirme sonrası tüm kitle sinterlenmektedir ve homojen bir büzülme meydana gelmektedir.<sup>64</sup>

MAD/MAM sisteminde restorasyonun tasarımı, CAD/CAM tekniğinden farklıdır. Restorasyonun alt yapısının modelajı refrakter model üzerinde, rezin esaslı bir materyal ile yapıldıktan sonra cihaza taşınan modelin yüzeyleri mekanik bir sensör veya lazer ile taranır. Sinterleme bütülmesini karşılayacak şekilde hesaplanan veriler aşındırma cihazına iletilir ve blok bu ölçülerde şekillendirilir. Kitlenin gerçek boyutlarına ulaşması sinterizasyondan sonra olur.<sup>36</sup>

#### **2.6.6. Diş Hekimliğinde Zirkonyumun Kullanım Alanları**

Diş hekimliğinde zirkonya, kuron ve köprü restorasyonlarının alt yapısında, implant materyali ve abutment materyali olarak, endodontik post, ortodontik braket ve teleskobik tutucularda primer kuron materyali yapımında kullanılmaktadır.<sup>33</sup>

##### **2.6.6.1. Sabit Bölümlü Protezler**

Zirkonya, sabit protezlerde alt yapı materyali olarak uzun dönem başarı sağlar.<sup>65</sup> Restorasyonun yeterli kırılma dayanımına sahip olabilmesi için; hem zirkonya alt yapının hem de üzerine uygulanacak porselenin yeterli kalınlıkta olması gerekir. Zirkonya alt yapılar; anterior ve posterior tek diş eksikliklerinde ve 3-4 üyeli sabit protez yapımında güvenle kullanılabilirken; bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkların olduğu, dayanak dişlerin kısa ve periodontal desteğin az olduğu, kantilever olarak planlanan olgularda, derin overbite vakalarında kullanımı önerilmemektedir.<sup>66</sup>

Veneer porselen ile kaplama, zirkonyum altyapıyı hidrotermal ayrışmadan da korumaktadır. Zirkonyum ıslak ortamlara uzun süre maruz kaldığında, zirkonyum kristalleri tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşebilir ve materyalin iç yapısında çatlaklar oluşabilir.<sup>67</sup> Klinik çalışmalar bu durumun veneer porselenin zirkon alt yapıdan ayrılmasına neden olabileceğini göstermiştir. Bu olay, “chipping” olarak

adlandırılmaktadır.<sup>68</sup> Literatürde bu tür restorasyonlarda en sık rastlanan sorunun chipping olduğu rapor edilmiştir.<sup>69</sup>

#### **2.6.6.1.1. Chipping İnsidansını Etkileyen Faktörler**

1. Kor ve veneer materyalinin termal genleşme katsayısındaki farktan kaynaklanan rezidüel gerilim oluşumu
2. Veneer porselen tarafından korun zayıf ıslanabilirliği
3. Porselen fırınlanmasından kaynaklanan basınç
4. Veneer ve korun ısınma ve soğuma protokolü
5. İşlem sürecinde doğal defektlerin oluşumu
6. Veneer seramik uygulama tekniği (tabakalama/ püskürtme)
7. Veneer seramiğin kalınlığının yetersiz olması
8. Okluzal travma varlığı<sup>47</sup>

Sorunun çözümüne ilişkin olarak sunulan öneriler; fırınlama sonrası yavaş soğutma yapılması,<sup>70</sup> fırınlama sayısının azaltılması,<sup>71</sup> korun tasarımlarının modifikasyonu ve özellikle veneer porselen desteğinin geliştirilmesiyle daha dayanıklı restorasyonlar elde edilmesi prensibine dayanır.<sup>72</sup>

#### **2.6.6.2. Endodontik Post**

Endodontik tedavi görmüş ve ileri derecede madde kaybına uğramış dişlerde gerekli tutuculuk, yeterli dayanıklılık ve kalan diş dokusunun korunması amacıyla post-kor uygulamalarından faydalanılmaktadır. Zirkonya esaslı postların avantajları; biyoyumlu, galvanik korozyona karşı dirençli olmaları ve servikal kök bölgesinde yeterli translusens derinliği sağlayarak dentin rengini yansıtmalarıdır. Elastik modülünün yüksek olması, başarısızlık durumlarında kök kanallarından çıkarılmalarının zor olması ve kullanılan diğer post sistemleri ile kıyaslandığında maliyetlerinin fazla olması zirkonya esaslı postların dezavantajlarıdır.<sup>73</sup>

### **2.6.6.3. Zirkonya İmplant**

Zirkonyanın dental implant olarak kullanılmasının, biyoyumlu olması, kemik dokusu ile direkt osseointegrasyon göstermesi, korozyona direnç göstermesi, ince biyotipli hastalarda kullanılabilir kadar estetik sağlayan renge sahip olması gibi avantajları vardır.<sup>74</sup>

### **2.6.6.4. Zirkonya Abutment**

Zirkonya abutmentler, titanyum abutmentlere göre daha düşük, alumina içerikli abutmentlere göre 2 kat daha fazla kırılma dayanımına sahip olmasına rağmen çiğneme kuvvetinin yaklaşık iki katına kadar dayanıklı olması nedeniyle klinik olarak uygulanabilir.<sup>75</sup>

### **2.6.6.5. Teleskop Primeri**

Teleskopik sistemlerde uzun dönem uygulamalarda, zirkonyanın tutuculuk değerlerinin altın ve metal sistemlere göre daha yüksek olduğu, ancak klinik olarak metal veya altın sistemlerin tutuculuklarının da yeterli olduğu belirtilmiştir.<sup>75</sup>

### **2.6.6.6. Hassas Tutuculu Sistemler**

Zirkonya restorasyonların biyoyumluluğu ve yüksek kırılma dayanımı, hassas tutuculu hareketli protezlerin parça sayısının azlığı, stabilitesi ve hasta konforu bu materyallerin estetik özelliğine ek avantajlarındandır. Hassas tutuculu protezlerde estetiği arttırmak amacıyla zirkonya alt yapıli restorasyonların kullanılması klinik açıdan uygun ve güvenilir bir yöntem olarak kabul edilmektedir.<sup>76</sup>

### **2.6.7. Zirkonyum Esaslı Seramikler**

- Lava
- Cercon
- DC-Zirkon
- Denzir

- Procera AllZirkon
- Celay
- Cerec
- Zeno Tec
- Everest
- Zirkonzahn

#### **2.6.7.1. Lava**

Lava tam seramik sistemi (3M ESPE, Seefeld, Almanya), anterior ve posterior bölgelerdeki kuron ve köprü protezlerinin üretilmesini sağlayan bir CAD/CAM sistemidir. Zirkonyum altyapı CAD/CAM teknikleri ile üretildikten sonra, özel tasarlanan üstyapı porseleni ile tamamlanır. Sistem modeli tarar ve bilgisayarda protezin tasarımı sağlanır. Bu sistem sadece Non-HIP blokların kullanımına izin vermektedir.<sup>77</sup>

#### **2.6.7.2. Cercon**

Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya), ana makine (Cercon Brain) ve sinterleme fırınından (Cercon heat) oluşan, diğer sistemlerden farklı olarak bilgisayar destekli tasarımın yapılmadığı, diş teknisyeninin hazırlamış olduğu mum modelaj esas alınarak sadece CAM sistemi ile alt yapının hazırlandığı sistemdir. Mum modelajın cihaz üzerindeki lazer yardımıyla taranmasıyla elde edilen bilgiler aşındırma ünitesine aktarılır. Aşındırma ünitesinde, yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit blok, önce kaba, sonra hassas olarak aşındırılır. Hem tarama hem de aşındırma işleminin yapıldığı ana makineye “Cercon Brain” adı verilmektedir.<sup>78</sup>

#### **2.6.7.3. DC-Zirkon**

DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre), polikristalin, tetragonal zirkonyum dioksittir. DC-Zirkon sisteminde tam sinterlenmiş Y-TZP seramik blokları kullanılmaktadır. DC-Zirkon altyapılar, yoğun sinterlenmiş (HIP-Hot Isostatic Press,

HIPed) bloklardan final boyutunda işlenir ve hazırlanma şeklinden dolayı dayanıklı ve uzun ömürlüdür. Restorasyonlar, tamamen sinterlenmiş beyaz ve diş renginde olarak iki grup halinde bulunan DCS CAD/CAM sisteminin bloklarından kazınarak hazırlanırlar. Sisteminin tarayıcısı 14 üyeye kadar köprü restorasyonunun hassas optik taramasını yapar ve elde edilen verilerin bilgisayar ortamına aktarılmasını sağlamaktadır. Tarayıcı yardımıyla yüklenen veriler, otomatik olarak blokların üzerine aşındırma yoluyla aktarılmaktadır. Sistemde aşındırma işlemi sonrasında herhangi bir ısıl işlem uygulanmadığından restorasyonların kole uyumları ve adaptasyonları oldukça iyidir.<sup>79</sup>

#### **2.6.7.4. Denzir**

Denzir sistemi (Cad. Esthetics AB, Skelleftea, İsveç) ilk olarak 1995 yılında inley restorasyonların üretimi için tanıtılmıştır. Bu sistemde, ölçü işlemi Decim Reader ile; restorasyonun dizaynı Decim Designer ile; CAM ünitesindeki ölçümler “Decim Calculator” ile; üretim ise “Decim Producer” ile yapılır. Bu üniteler bilgisayar ile birbirine bağlıdır. Bu sistemde sıcak isostatik presleme yöntemi ile elde edilen tam sinterize bloklar kullanılmaktadır. Bu prosedür, zirkonyum içindeki partikül yoğunluğunu arttıracak şekilde; 1400°C-1500°C’ de ve yüksek basınç altında yapılmaktadır. Decim sisteminde, diğer sistemlerden farklı olarak yttrium-stabilize zirkonya bloklardan inley üretilebilmektedir.<sup>80</sup>

#### **2.6.7.5. Procera**

1994 yılında piyasaya sürülen Procera sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) ile, alumina ile yüksek hassasiyette kuron alt yapıları, veneer ve abutment, zirkonya abutment, kuron-köprü alt yapısı da üretilebilmektedir Modelin 20000 ölçüm noktası veren taraması yapıldıktan sonra elde edilen veriler internet yardımıyla New Jersey/ABD veya İsveç’te bulunan üretim merkezine gönderilir. Üretim merkezinden gelen zirkonyum alt yapı üzerine, özel olarak üretilmiş üst yapı porseleni (Nobel

Rondo) uygulanarak restorasyonun üretimi tamamlanır. Yapılan kuronların uyumu, geliştirilen son sistemler kadar iyi olmaması, tarayıcısının karmaşık şekilleri tarayamaması bu sistemin dezavantajlarıdır.<sup>81</sup>

#### **2.6.7.6. Celay**

Celay (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), 1992 yılında piyasaya sürülen ve kopya/freze tekniğine dayanan ve diğer sistemlere göre oldukça basit bir çalışma prensibine sahip bir sistemdir. Cihazın kopyalama odasındaki aşındırma özelliği olmayan uçlar, modeli tararken; freze odasındaki özel frezler porselen bloğu şekillendirmeye başlar. Cihazın orta kısmı ise, tarayıcı uçların hareketini frezlere aktarır. Seramik blok ve aşındırıcı elmas frezler, özel soğutma sistemi ve sıvısıyla soğutulur. Celay sisteminde restorasyonun tam anatomik formu ve detaylı okluzal yüzey karakteristiği elde edilebilir.<sup>64</sup>

#### **2.6.7.7. Cerec**

Cerec sistemi (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya), klinikte ilk kullanılan CAD-CAM sistemi olma özelliğine sahiptir. Sistemin çalışma prensibi; alınan optik ölçünün bilgisayara aktarılması, ekrandaki görüntü üzerinde restorasyonun sınırlarının çizilmesi, kullanılacak seramik yapının hacimce belirlenmesi ve üç boyutlu kuron modelinin oluşturulması şeklindedir. Sistemde, optik ölçünün aktarıldığı ve restorasyonun şeklinin düzenlendiği görüntü-ölçü algılama ünitesi (Cerec Image Unit) ve aşındırma işleminin yapıldığı freze ünitesi (Cerec in Lab) mevcuttur. CAD ve CAM üniteleri radyo dalgaları ile birbirine bağlıdır. Böylelikle, bir ünite de restorasyon dizayn edilirken, diğer ünite de diğer bir restorasyon freze edilebilir. İntraoral kamera (Sirocam) ve dijital radyografi (Sidexis, Sirona) eklenerek alınan optik ölçülerin transferi e-mail yoluyla gerçekleştirilir. Sistemin en büyük avantajlarından biri, tek seansta restorasyonun tamamlanıp ağıza simante edilebilmesidir. Cerec sistemi, inley, onley,

lamina veneer restorasyonlar ve kuron restorasyonlarının hazırlanmasında ve üç üyeli sabit protetik restorasyonların yapımında kullanılmaktadır.<sup>64</sup>

#### **2.6.7.8. Zeno Tec**

Zeno Tec (Wieland Dental Technik GmbH, Pforzheim, Almanya), 2005 yılında piyasaya çıkan sistem, üç boyutlu lazer tarayıcı, sinterleme fırını, freze makinesi ve vakumu içermektedir. Sistemde, zirkonya bloklar, titanyum ve krom kobalt köprü alt yapıları da işlenebilmektedir. Sistemin küçük-orta ve orta-büyük ölçekli laboratuvarlara göre çeşitli tarayıcı ve freze cihazları vardır. Ölçü alındıktan sonra hazırlanan modeller, lazer kesit alma ile taranarak bir kuronun görüntüsü 45-60 saniyede elde edilir. CAM ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklardan alt yapılar hazırlanır. Bu alt yapılar, normal boyutlarından ortalama %20 daha büyük hazırlanır. ZENO Fire sinterleme fırınında sinterleme yapılır. Bu sistemde, zirkonya alt yapı için ZENO Color Zr renklendirici ve ZENO Color Fix renk sabitleyici sıvılar kullanılır. Sinterleme işlemi 12 saat sürmektedir. Altyapı sinterleme işleminden sonra gerçek boyutuna ve sertliğe ulaşır.<sup>82</sup>

#### **2.6.7.9. Everest**

Everest sistemi (KaVo, Biberach, Almanya); tarayıcı (Everest Scan), aşındırma ünitesi (Everest Engine), sinterleme fırını (Everest Therm) ve bu üniteler arası koordinasyonu sağlayan ve tasarımın yapıldığı bilgisayardan oluşmaktadır. Tarayıcı ile alçı model dönen tablaya yerleştirilmektedir. CCD (Charge Coupled Device) kamerayla taranan modelin üç boyutlu dijital hali bilgisayarda tasarlanır. Tek üye kuron restorasyonun tasarlanması ortalama beş dakikada tamamlanabilir. Tasarımından sonra frezelemeye geçilir. Aşındırma ünitesi beş eksenle frezeleme yapabilir. Everest sisteminde inley, onley, anterior ve posterior kuron, köprü restorasyonları yapılabilmektedir.<sup>82</sup>



### **2.6.7.10. Zirkonzahn**

Zirkonzahn (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, Italy), sistemi ile hem CAD/CAM hem de MAD/MAM yöntemiyle üretim yapılabilir. MAD/MAM yönteminde, firmanın kendi ürettiği ışıkla sertleşen kompozit rezin ile alçı model üzerinde restorasyon yapılacak dişlerin alt yapı tasarımı yapılır. Kompozit dizayn, makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, zirkonya blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa yerleştirilerek restorasyon şekillendirilir. Okuyucu frez, teknisyen tarafından hazırlanan kompozit alt yapı üzerinde manuel olarak hareket ettirilirken, kesici frez Zirkonzahn blok (ICE Zirkonia veya Prettau) üzerinde susuz ortamda restorasyonu şekillendirmektedir. Restorasyon, hacim olarak %20 daha büyük hazırlanır, renklendirici solüsyonlar ile renklendirilir ve yaklaşık 1500°C’de 16 saat süre ile sinterlendikten sonra orijinal boyutuna ulaşır. Üst yapı seramiği olarak, sisteme uyumlu bir düşük ısı seramiği (ICE Ceramic) kullanılır. Zirkonzahn sisteminin avantajları; maliyetinin düşük olması, alt yapı dizayn edilirken bir tarayıcı tarafından modellerin taranmasını gerektirmemesi, bu sebeple andırkat bulunan ve paralel olmayan kesimlerde, diğer sistemlere göre daha rahat restorasyon hazırlanabilmesidir.<sup>82</sup>

### **2.7. Monolitik Zirkonyum Seramikler (MZ)**

Monolitik terimi Yunancadaki “mono: tek” ve “lithos: taş” kelimelerinden türeyen ve malzemelerin baştanbaşa düzenli bir özelliğe sahip olduğu anlamına gelen bir kelimedir. Monolitik malzemeler mikro yapı olarak iki veya daha çok fazlı ve sabit özelliklere sahip materyallerdir.<sup>10</sup>

Monolitik zirkonyumlar (MZ), kısmi olarak ytrium ile stabilize edilen (% 0,01), yüksek bükülme direnci (1570 MPa) ve yüksek ısıya dayanma gücüne (2600°C’ye kadar) sahip materyallerdir. Isıya karşı olan direncinin yüksek olmasından dolayı, yüksek boyutsal stabiliteye sahip bir materyaldir.<sup>83</sup> Solid ya da translusent olarak da

adlandırılan bu materyal, herhangi bir organik bağlayıcı olmadan birbirinin içine geçen atomlardan oluşmaktadır.<sup>84</sup>

Zirkonyum restorasyonlarda veneer porselende meydana gelen kohesiv kırılmalar, restorasyonların kısa ömürlü olmasına sebep olmuştur.<sup>34</sup> Bu dezavantajı ortadan kaldırmak amacıyla son yıllarda, CAD/CAM sistemlerle üretilen, veneer porselene ihtiyaç duyulmayan, yalnızca tek bir materyalden üretilen MZ kuronlar geliştirilmiştir.<sup>9</sup>

MZ restorasyonlar, yüksek biyouyumluluğu, gözeneksiz yapısı ve yüksek translüenslik özellikleri sayesinde mükemmel doğal görünüme ve üstün mekanik özelliklere sahiptirler.<sup>83</sup> MZ' ler mükemmel doğal görünüme sahip olduklarından estetiği sağlamak için seramiklerle veneere edilmeleri gerekmez ve sadece özel boyama solüsyonları ile boyanarak doğal diş rengi elde edilebilir. Bu özelliğinden dolayı MZ restorasyonlarda, veneer porselen ile zirkonyum alt yapı arasında görülen “ chipping ” denilen kopma ve kırılmalarla karşılaşılmamaktadır.<sup>9, 10</sup> Bu avantajlarından dolayı, MZ restorasyonlar, gülme hattı içerisinde bulunan her bir diş için estetik kaygı yaşamadan rahatlıkla kullanılabilirler.<sup>85</sup>

Veneer seramik olarak kullanılan porselenin mikroyapısı, zamanla karşıt doğal dişte abrazyonlara ve yaşlanmalara sebep olmaktadır. MZ restorasyonlar, yüksek biyouyumluluğa sahip, yapıları gözeneksiz materyaller olduklarından dolayı antagonist dişlerde aşınmaya sebep olmazlar ve aşınma dirençleri doğal dişe çok yakındır.<sup>10</sup> MZ restorasyonların antagonist dişlerde Zr esaslı kuronlara göre anlamlı derecede düşük ve minimal düzeyde aşındırma meydana getirdiği belirtilmiştir.<sup>86, 87</sup>

MZ restorasyonların bir diğer avantajı ise, kırılmaya karşı yüksek direnç göstermeleri nedeniyle yetersiz interokluzal mesafenin olduğu vakalarda

kullanılabilmeleridir. 0,5 mm'lik bir okluzal kalınlıkta dahi yeterli direnci ve sağlamlığı gösterdiklerinden posterior restorasyonlarda kullanılabilirler.

CAD/CAM sistemleri ile hazırlanan MZ restorasyonlarda, antagonist çene ile uyumlu bir kapanış ilişkisi elde edilebilmektedir. MZ restorasyonların, % 80 oranında antagonist bölge ile okluzal uyumsuzluk göstermediğini, gingival marjin uyumlarının ise ABD sağlık servisi kriterlerine göre yeterli olduğunu bildirmişlerdir.<sup>88</sup>

### **2.7.1. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Endikasyonları**

Zirkonyum alt yapıli seramik kuronların kullanıldığı tüm endikasyonlarda MZ kuronlar da kullanılabilir. Ayrıca yüksek sertlik ve kırılma dirençlerinden dolayı bu endikasyonlara ek olarak;

- İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda,
- Uzun gövdeli/ full ark köprü protezlerinde,
- Endokuronlarda,
- İnley ve onley restorasyonlarda,
- İmplantüstü restorasyonlarda uygulanabilmektedir.

### **2.7.2. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Avantajları**

- Daha yüksek translüenslik ve bükülme direnci,
- Seramik-zirkonyum arasında kopma meydana gelmemesi,
- Antagonist dişlerde abrazyona neden olmaması,
- Dişlerde minimal preparasyon gerektirmesidir.<sup>83</sup>

### **2.7.3. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Dezavantajları**

- Maliyetinin yüksek olması,
- Laboratuvar aşamalarının zor olmasıdır.<sup>85</sup>

## **2.8. Diş Hekimliğinde Renk**

Renk, elektromanyetik spektrumun çeşitli dalga boylarının absorpsiyonu ve yansınmasıyla gözümüzde oluşturduğu algılama olarak tanımlanır. Algılanan renk; kişisel renk algılama kabiliyeti, ışık şartları, zeminin etkisi, renk körlüğü, iki göz arasındaki farklılıklar, göz yorgunluğu ve diğer psikolojik etkenlerden etkilenmektedir. Buna ek olarak her gözlemci kendi deneyimine ve renk referanslarına dayanarak rengi farklı yorumlar.

Rengin başkalarına anlatılması sırasında oluşan karmaşanın çözümü ve rengin standart, sayısal değerlerle tanımlanabilmesi için geliştirilen renk sistemleri arasında Munsell ve CIE L\*a\*b\* (Commission Internationale de l'Eclairage L\*a\*b\*) en çok kullanılan sistemlerdir. Günümüzde diş hekimliği uygulamalarında, bilgisayar sistemleri ile sayısal görüntülerin kliniklerde kullanımı, insan gözü tarafından algılanan renk ile benzer mekanizmayı temel alan üç boyutlu renk modelleri, RGB (Red-Green-Blue) gibi renk ölçekleri de kullanılmaktadır.<sup>89</sup>

### **2.8.1. Rengin Algılanması**

Rengin algılanması için ışık, obje ve gözlemci arasında bir etkileşim olmasına ihtiyaç vardır.<sup>90</sup>

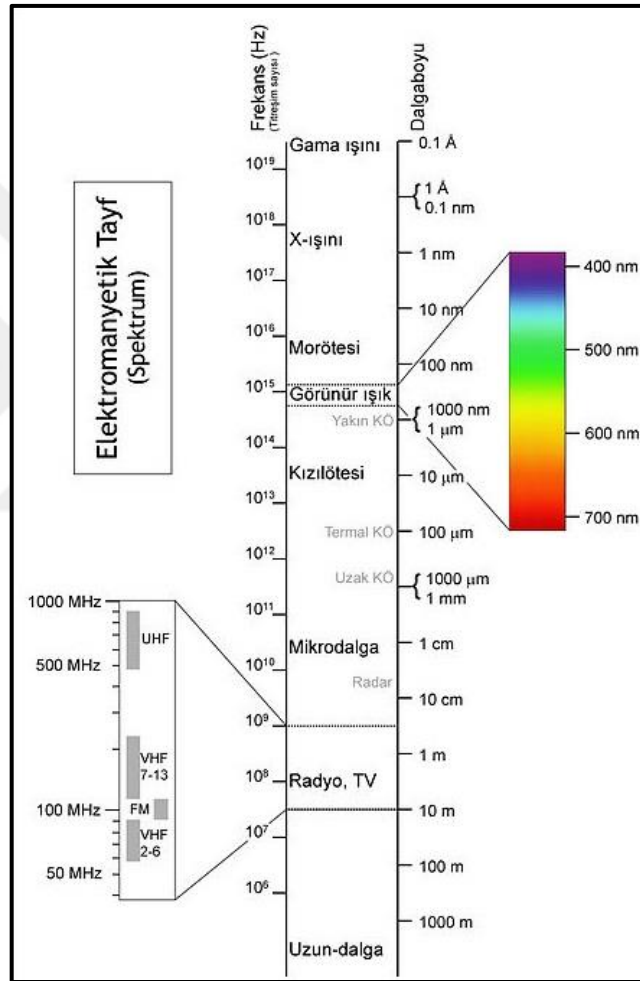
#### **2.8.1.1. Işık**

Işık, dalga boyu nanometrelerle ifade edilen, görünür bir elektromanyetik enerjidir ve kırıldığında ışık spektrumu oluşmaktadır. İnsan gözü 380-780 nm arasındaki dalga boylarını ayırt edebilir. Işık spektrumundaki üç temel renk kırmızı, yeşil ve mavi-menekşe iken, opak (ışık geçirmez) pigmentlerin temel renkleri kırmızı, sarı ve mavidir.<sup>90</sup>

Işık, rengin algılanmasındaki temel faktör olarak kabul edilir. Rengin algılanması, görünür ışığın çeşitli dalga boylarının absorpsiyonu ve yansınmasıyla olur.

Göze gelen ışık retinada toplanır ve impulslar halinde beyne iletilir. Rengin algılanabilmesi için gerekli bir eşik değeri mevcuttur ve bu değer aşılmazsa renk algılanamaz.<sup>90</sup>

Rengin oluşması için bir uyarıcı, bu uyarıcıyı alan ve değerlendiren bir yapı olmalıdır. Işık bir uyarıcı olarak cisme gelir, yansyarak göze gider, göz de bu uyarıyı beyindeki görme merkezine yollar ve renk oluşur.<sup>91</sup>



Şekil 2.2. Elektromanyetik spektrum<sup>92</sup>

### 2.8.1.2. Obje

Bir objenin optik görünümü, üzerine gelen ışığı geçirmesi, absorbe etmesi ve yansıtması ile belirlenmektedir. Transparan objeler tarafından absorbe edilen ışık miktarı belirlenir ve geçen ışığın dalga boyları algılanan rengi oluşturur. Transparan

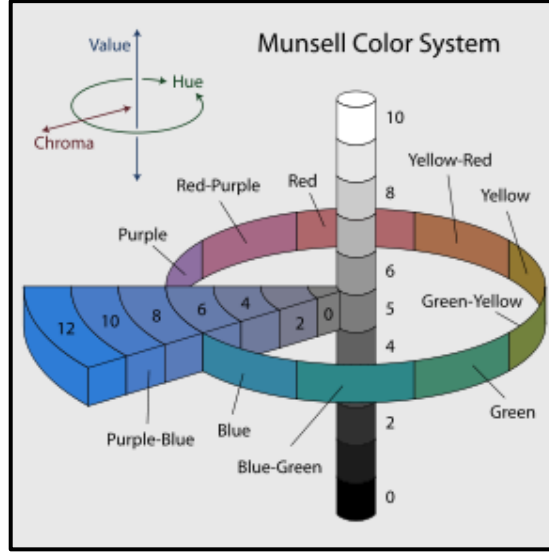
materyaller bütün ışığın geçişine izin verir, arkalarındaki objelerin görünmesini engellemezler ve renk beyaz olarak algılanır. Opak materyaller ise ışığın geçişine izin vermez, gelen ışığın bir kısmını absorbe ederken bir kısmını da yansıtır ve siyah renk algılanır. Materyal translusent ise, ardındaki objelerin görünmesine olanak vermeden ışığın geçişine kısmen izin verir ve ışığı dağıtarak geçirir.<sup>89</sup>

### **2.8.1.3. Gözlemci**

Renk kavramı, gözün ışık-renk dalgalarındaki titreşimleri retina üzerindeki reseptörlerle algılaması ve bu uyarıları renk sınırları aracılığıyla beyne göndermesi sonucu oluşur. Yansıyan ışık retina üzerine geldiğinde, ışığa duyarlı sinir hücreleri olan çubuk ve koni hücreleri uyarılır. Çubuk hücreleri, bakılan nesnenin biçimini siyah-beyaz olarak algılayan hücrelerdir. Retinada, rengin algılanmasından sorumlu hücreler olan konik hücreler üç tiptir. Her bir konik hücre, farklı rengin algılanmasından sorumludur (kırmızı, yeşil ve mavi). Beyinde renk oluşumu, bu iki hücreden alınan uyarıların birlikte değerlendirilmesi sonucu meydana gelir. Retina, renk skalasındaki bütün renklere aynı oranda hassasiyet göstermez. Renk spektrumunun orta bölgesindeki renklere daha fazla hassastır. Gözün en hassas olduğu renk ise 550-570 nm dalga boyundaki sarımsı yeşil renktir.<sup>89</sup>

### **2.8.2. Munsell Renk Sistemi**

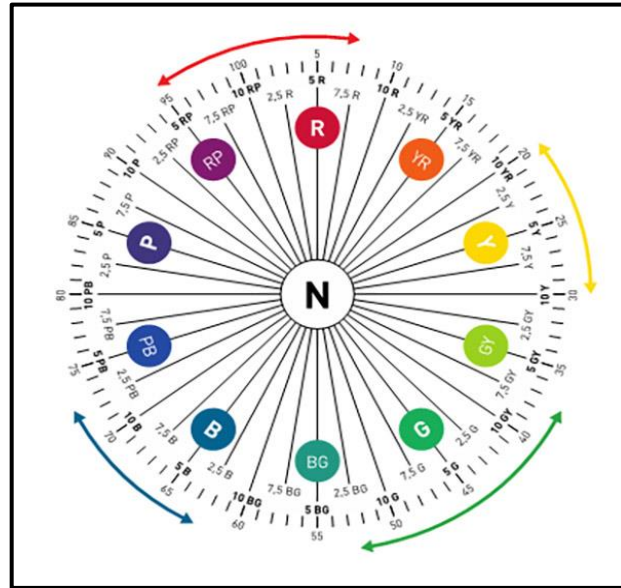
Munsell renk sisteminde, hue, value ve chroma rengin renk aralığında sayısal olarak açıklanabilmesini sağlayan terimlerdir. Bu numaralandırma sistemine “Munsell Notasyonu” adı verilmektedir. Bu sisteme göre bir rengin belirtilmesi hue, value/chroma ya da H V/C şeklinde olmaktadır.<sup>93</sup>



Şekil 2.3. Munsel Renk Sistemi<sup>94</sup>

### 2.8.2.1. Ana Renk (Hue)

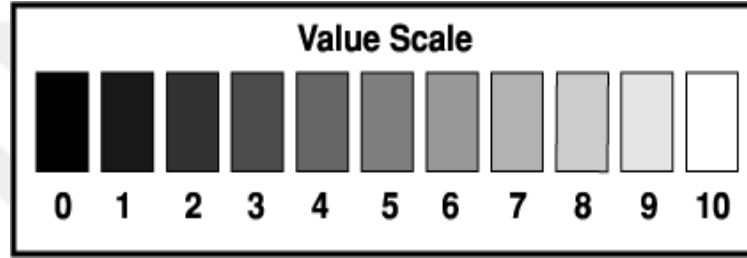
Ana renk (hue) terimi; renk veya renk çeşidi anlamına gelmektedir. Retina üzerinde etkili olan ve spesifik bir dalga boyundaki ışık tarafından yaratılan renge (mavi, yeşil, kırmızı) denilmektedir. Diş hekimliğinde ana renk (hue) yaygın olarak Vita klasik renk skalasında (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) A, B, C, D harfleriyle temsil edilmektedir.<sup>90</sup>



Şekil 2.4. Renk Tonu<sup>95</sup>

### 2.8.2.2. Parlaklık (Value)

Parlaklık, bir cisimden geri dönen ışığın miktarına denir. Munsell' e göre parlaklık, siyah-beyaz bir skala şeklindedir. Parlaklığın (value) siyah kısmı 0, beyaz kısmı 10 ile numaralandırılmaktadır. 0-10 arasında farklı gri tonları siyahtan beyaza doğru farklı parlaklıklar sergiler. Yapılacak olan bir restorasyonunun parlaklığı, daha açık (yoğunluğu düşük) bir porselen kullanma veya ışığın yüzeyden yansımalarını artırma suretiyle iki farklı şekilde artırılabilir. Dişlerin kolesinde parlaklık değeri düşük olduğu için bu bölgelerde ana rengin değerlendirilmesi de oldukça güçtür.<sup>90</sup>

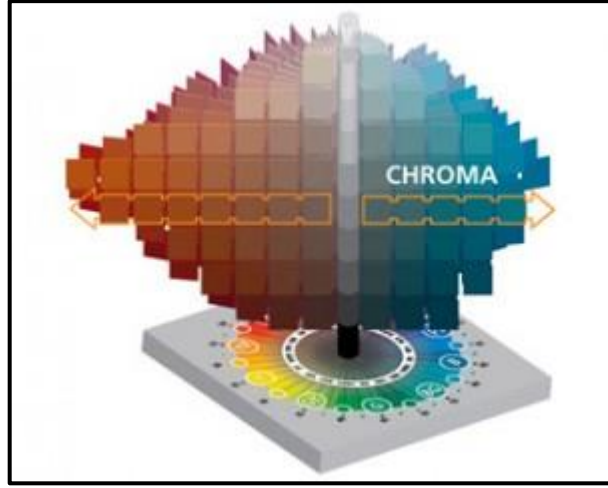


Şekil 2.5. Renk değeri<sup>96</sup>

### 2.8.2.3. Yoğunluk (Chroma)

Bir ünitelik alan dahilindeki renk miktarı olan yoğunluk (chroma); ana rengin gücünü veya pigment yoğunluğunu ifade eden bir terimdir. Örnek olarak bazı dişlerin diğerlerine göre daha sarı görünmesi verilebilir. Renk çeşidi (hue) aynı, ancak miktarı farklıdır. Yoğunluk (chroma), kuvvetli rengi zayıf renkten ayırt etmemizi sağlayan karakterdir. Yoğunluk ve parlaklık ters orantılıdır; yoğunluk artarsa parlaklık azalır. Yoğunluk (chroma) Vita renk skalasında harflerle (A: Kırmızımsı kahverengi, B: Kırmızımsı sarı, C: Gri, D: Kırmızımsı gri) ifade edilir.<sup>90</sup>





Şekil 2.6. Renk yoğunluğu<sup>97</sup>

### 2.8.3. CIE XYZ Renk Sistemi

Munsell'in renk tanımlamasından sonra, ışık ve renk üzerine araştırmalar yapan uluslararası bir kuruluş olan CIE (Commission Internationale D' Eclairage) 1931'de XYZ tristimulus değerlerini tanımlamıştır. CIE sisteminde kullanılan 3 parametre (X, Y ve Z); CIE gözlemcisi tarafından tanımlanan spektral cevap fonksiyonları temeline dayanmaktadır. Ana renkler olan kırmızı, yeşil, mavi renklerinin algılanmasını sağlayan sınırların beyne yolladıkları uyarıların toplamı X,Y,Z değerlerini verir. Her üç uyarımın toplamının uyarı miktarına oranı hesaplandığında rengi verir. X, Y ve Z değerlerinin toplamı rengin görsel algılanma toplamına eşit değerdedir.

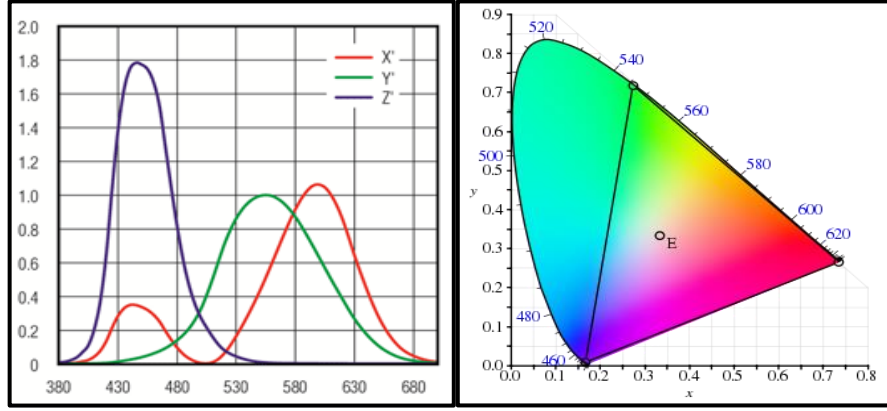
Kırmızının algılanma oranı  $X = X / X+Y+Z$

Yeşilin algılanma oranı  $Y = Y / X+Y+Z$

Mavinin algılanma oranı  $Z = Z / X+Y+Z$  dir.

X, Y ve Z değerleri 0 ile 1 arasındadır ve  $x=y=z=(1/3)$  noktası teorik olarak beyaz renktir. Bu noktadan uzaklaştıkça renklerin doygunluğu artar. Bu sisteme göre oluşturulan, at nalına benzeyen 2 boyutlu şekil "gamut" olarak adlandırılır. CIE XYZ renk koordinat sistemi algısal olmadığı için rengin tanımlanmasındaki son nokta

değildir. Yani XYZ renk yoğunluğu şemasındaki renklerin farkı eşit olarak algılanamamaktadır.<sup>90</sup>

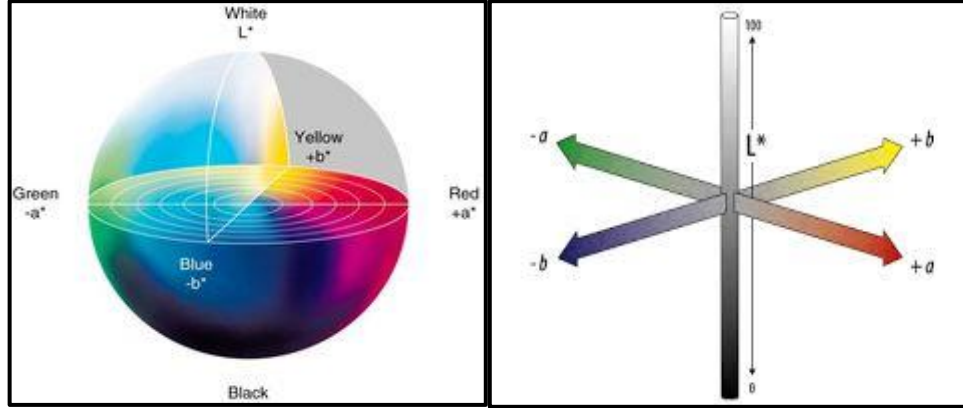


Şekil 2.7. CIE XYZ Sistemi ve Tristimulus Değerleri Eğrisi<sup>98</sup>

1976'da ise şu anda yaygın olarak kullanılmakta olan L, a, b renk değerlerinden oluşan CIE L\*a\*b\* renk sistemi geliştirilmiştir.

#### 2.8.4. CIE L\*a\*b\* Renk Sistemi

CIE L\*a\*b\* sistemine göre rengin 3 farklı boyutu vardır ve tüm renkler, 3 farklı eksenin kesişerek, merkezini oluşturduğu bir küre içinde yer almaktadır. L\* eksen, rengin açık veya koyu olduğunu veya parlaklığını belirten bir parametredir ve bir cismin beyaz (+) ve siyah (-) arasındaki açıklık-koyuluk koordinatlarını gösterir. Skalada siyaha en yakın 0, beyaza en yakın ise 100 L değerini almaktadır. a\* yatay eksen, herhangi bir cismin kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösteren eksenidir. Değer eğer pozitif ise kırmızılığı, negatif ise yeşilliği temsil eder. b\* yatay eksen, bir cismin sarı (+) ile mavi (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösteren eksenidir. Değer arttıkça sarı renge, azaldıkça mavi renge yaklaşırlar. a\* ve b\* koordinatları nötral renklerde 0'a yaklaşırken daha doygun ve yoğun renklerde koordinatların değerleri artmaktadır.<sup>90, 99</sup>



**Şekil 2.8.** CIE L\*a\*b\* Renk Sistemi ve Koordinatları<sup>100, 101</sup>

CIE L\*a\*b\* renk sistemi, küçük renk değişikliklerinin tespit edilmesine olanak vermektedir. Renk değişiminin derecesi ise  $\Delta E$  ile ifade edilir. Renk değişikliğinin hesaplanmasında şu formül kullanılır:  $\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2}$

Bu formüldeki  $\Delta L$ ,  $\Delta a$  ve  $\Delta b$  değerleri iki örneğin CIE L\*a\*b\* renk parametreleri arasındaki farklarını gösterir. Renk değişiminin klinik olarak kabul edilemez olması için; bazı araştırmacılar renk değişiminin 3.7  $\Delta E$  birimden; bazıları 1  $\Delta E$  birimden ; bazıları 3  $\Delta E$  birimden bazıları ise 3.3  $\Delta E$  birimden fazla olması gerektiğini belirtmişlerdir. O'Brien ise renk değişiminin 3.5  $\Delta E$  birime kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmiştir.<sup>102</sup> O'Brien'in klinik olarak renk eşlemesi yaptığı çizelge Tablo 2.1'de verilmiştir (Tablo 2.1).

**Tablo 2.1.** O'Brien'in klinik olarak renk eşlemesi

$\Delta E$	Klinik Renk Eşlemesi
0-05	Mükemmel
0,5-1	Çok iyi
1-2	İyi
2-3,5	Klinik olarak kabul edilebilir
> 3,5	Uyumsuz

National Bureau of Standards tarafından belirlenmiş olan NBS kriterleri ve renk değişim miktarının klinik eşlemesi Tablo 2.2’de gösterilmiştir.<sup>103</sup> (Tablo 2.2).

**Tablo 2.2.** NBS kriterleri

$\Delta E$	NBS Birim Renk değişiminin belirtisi
0-0,5	Çok az : Oldukça az değişim
0,5-1	Az: Az değişim
1,5-3	Belirlenebilir: Algılanabilir değişim
3-6	Fark edilebilir: Belirgin değişim
6-12	Fazla değişim: Oldukça belirgin
12 ve üzeri	Çok fazla değişim: Başka bir renk

*NBS birimi=  $\Delta E \times 0.92$  olarak belirlenmiştir.*

## 2.9. Işık ve Renk Terimleri

### 2.9.1. Metamerizm

Belirli bir ışık kaynağında aynı görünen ancak farklı ışın dağılımına sahip iki renge metamer, bu olaya da metamerizm denir. Metamer özelliği olan cisimler aydınlanma koşulları değiştiğinde birbiriyle aynı renkte görünmez. Renk seçimi, biri güneş ışığı altında olmak şartı ile iki ya da daha fazla farklı ışık kaynağı altında, klinik ve laboratuvar arasında bir aydınlatma standardizasyonu sağlanarak yapılmalıdır. Renk seçiminde, çevresel faktörler ve aydınlatma oldukça önemlidir. Işık kaynağı değiştiğinde, cisimden yansıyan ışık değişir ve renk farklı algılanır. Parlak ışıkta kırmızı-sarı spektrum ön plana çıkarken; floresan ışık kaynağında mavi-yeşil renk baskın olarak algılanır. Doğal güneş ışığı, günün farklı saatlerinde ışığını değiştirir. Öğle vakti, mavi görünürken; sabaha karşı ve akşamüstü ise, kırmızı-turuncu görünür. Standart bir gün ışığı elde etmek amacıyla, renk ısısı, spektral reflektans eğrisi ve Color

Rendering Index (CRI) gibi parametreler kullanılabilir. Renk seçiminde önerilen CRI, 90'nın üzerinde olmalıdır.<sup>104</sup>

### **2.9.2. Kırılma ve Yansıma**

Işık havadan, su veya cam gibi saydam bir tabakaya geçerken kırılma meydana gelir. Kırılma; ışın demetinin saydam tabaka içerisinde farklı hızlarda oblik olarak geçerek ayrışmasına denir. Işık ışınlarının bir yüzeye çarpıp geri dönmesine yansıma denir. Düzgün yansıma; yüzeyi düzgün bir obje üzerine gelen ışık ışınlarının, obje üzerine geldiği açının aynısıyla geri yansımasıdır. Dağınık yansıma; yüzeyi düzgün olmayan bir objeye gelen ışık ışınlarının değişik açılarda birçok yöne yansımasıdır. Objenin rengi, emilmeden üzerinden yansıyan ışık sayesinde algılanır ve bu ışığın dalga boyu renk algısını belirler.<sup>90</sup>

### **2.9.3. Yarı Saydamlık (Transluserlik) ve Opasite**

Materyalin ışık geçirgenliği özelliği transluserlik olarak adlandırılır. Transluserlik, şeffaf ve opak arasında bir derece olarak tarif edilebilmektedir. Dental porselen, kompozit rezinler ve akrilik materyali, diş hekimliğinde kullanılan bazı transluserlik materyallerdir. Genellikle, bir restorasyonun transluserliğinin artması parlaklığının azalması anlamındadır. Materyalin ışık geçişini engelleme yeteneğine opasite denir. Opak bir materyal, gelen ışığın bir kısmını emerken diğer kısmını yansıtır ancak, transluserlik materyal ışığı yansıtır. Transluserlik ve opasite birbirine zıt kavramlardır ve yüksek transluserlik sergileyen yapılar, düşük opasite sergilerler. Dişlerde ana renk, parlaklık ve yoğunluğun dışında önemli olan bir diğer özellik de dişlerin transluserliğidir. Dişler değişen transluserlik değerlerine göre karakterize edilmektedir.<sup>90</sup>

Renklenmiş dişler ve metal postlar gibi restorasyonun final rengini etkileyecek durumların varlığında tam seramik restorasyon uygulamalarında maskeleyici özellik

istenilmektedir. Translusent materyaller arka zeminin renk geçişine izin verirken; opak materyaller arka zemini saklar.<sup>105</sup>

Translusensi değerlendirmesi translusensi parametresi (TP) veya kontrast oran (CR) ile yapılmaktadır.<sup>106</sup>

CR, bir cisimden siyah arka plan (black- b) üzerindeki yansıyan ışık miktarının (Yb) beyaz arka plan (white- w) üzerindeki yansıyan ışık miktarına (Yw) oranı (Yb/Yw) dir. CR, translusensi karşılaştırmaları için en sık kullanılan yöntemdir. Opak materyaller için CR 1'e yaklaşırken; transparan materyaller için 0'a yaklaşmaktadır.<sup>106</sup>

TP ise bir cismin beyaz (w) ve siyah (b) arka plan üzerindeki renk farkı olarak tanımlanır. TP, translusensinin görsel değerlendirmesi ile direkt uyumaktadır. TP' nin hesaplanması için aşağıdaki formül kullanılır:<sup>107</sup>

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

#### **2.9.4. Saydamlık (Transparanlık)**

Bir materyalin içinden ışığın tamamen geçmesi özelliğine denilmektedir. Saydam (transparan) materyalin arkasındaki cisim net olarak görünebilir. Cam saydam bir materyaldir.<sup>108</sup>

#### **2.9.5. Opelasans Özellik**

Bir materyalin, içinde bulunan, görünür ışık spektrumundaki dalga boyundan daha kısa dalga boyuna ve matriks materyalinden daha yüksek ışık kırma indeksine sahip partiküllerin varlığı nedeniyle kısa dalga boyuna sahip ışık yaymasına opelasans denir. Bu özelliğe sahip bir materyal, iletilen ışık altında turuncu-kahverengi; yansıyan ışık altında ise mavimsi-beyaz bir görünüm kazanmaktadır.<sup>108</sup>

### 2.9.6. Işıldama Özelliği

Işıldama özelliği, floresans ve fosforesans kavramlarının optik özelliklerinden meydana gelir.<sup>90</sup>

**Floresans:** Bir materyal tarafından ışığın absorpsiyonu ve daha sonra uzun bir dalga boyunda yayılması olarak tanımlanır. Doğal dişler, özellikle dentin tabakasının organik madde içermesi nedeniyle floresans özellik göstermektedir. Bir restorasyon doğal diştten farklı bir floresansa sahip olduğunda renk uyumsuzluğu meydana gelir. Floresans özelliği olan restorasyonlar daha parlak ve canlı görünür. Bu nedenle, dental porselenin yapısına floresans özelliğe sahip tozlar ilave edilmektedir.<sup>90</sup>

**Fosforesans:** Radyasyon emilimi ile oluşan ve radyasyon ışınının durması sonrası bir süre daha devam eden ışımaya fosforesans denir. Uyarılan elektronların fazla enerjilerini biraz gecikme ile salmasıyla meydana gelir. Esas olarak fosfor içeren bileşiklerde fosforesans görülür.<sup>90</sup>

### 2.9.7. Pigmentasyon

Metal dışında bir materyalin içinde bulunan ve rengi oluşturan partiküller “pigment”; oluşan renklendirme işlemi “depigmentasyon” olarak adlandırılır.<sup>90</sup>

### 2.10. Dişlerin Renk Özellikleri

Yeni sürmüş bir dişte mine tabakası daha fazla organik komponente sahiptir, daha az mineralizedir ve mine kristalleri arasındaki mesafe daha fazladır. Bu durum mine tabakasında opasitenin artmasına sebep olur. Yüksek opasite sebebiyle genç dişlerde mine, ışığı yansıtma eğilimi gösterir. Dentindeki renk yoğunluğu, minenin maskeleyici etkisi nedeniyle daha düşüktür. Zamanla mine tabakası aşınarak incelendiğinden dentin daha belirgin hale gelir. Minenin tabakasının kalınlığı kole bölgesinde en az, kesici kenarda en fazladır. Buna göre, alttan dentinin yansımaları

sebebiyle kole bölgesinde yoğunluk en fazla; kesici kenara doğru ise yoğunluk azalmaktadır.<sup>90</sup>

Dentin tabakasının kalınlığı, pulpa dokusunun canlılığı ve pulpa odasının hacmi diş gelişiminin çeşitli aşamalarında farklılık göstermektedir. Genellikle 13-19 yaşlar arasında kırmızı yoğunluğunun fazla olduğu pulpa odası oldukça geniş iken; sekonder dentin oluşumuyla birlikte pulpa odası küçülür ve yaşla birlikte daha az kırmızı hale gelir.<sup>90</sup>

Yaşlı dentin veya sklerotik dentin daha koyu (yoğunluk değeri yüksek, parlaklık değeri düşüktür) iken; genç dentin daha kırmızı-sarı, yaşlı dentin daha çok yeşil-mavidir.<sup>109</sup> İleri yaşlarda dentin kırmızı-sarıdan sarıya doğru bir renk değişimine uğramasına rağmen; yaşlı dişlerin rengi genç dişlerden daha kırmızıdır. Bunun sebebi, aşınma sebebiyle dentinin kırmızılığını örtebilecek çok ince ve parlak bir mine tabakasının olmasıdır.<sup>90</sup>

Dişlerde en az parlaklık kole bölgesinde ve daha sonra kesici kenarda iken; parlaklığın en fazla olduğu bölge dişin orta üçlüsüdür.<sup>90</sup>

Mamelonlar ve interproksimal kontakt alanları dişlerin çok fazla translusensi gösteren bölgeleridir. Translusensinin en fazla olduğu dişler ise lateral dişlerdir.<sup>90</sup>

Dişlerin kole bölgesindeki ana renk, orta üçlü ve kesici bölgedeki ana renkten daha kırmızıdır. Bir ağızdaki tüm doğal dişlerin ana rengi ve yoğunluğu birbirinin aynı değildir, herbiri farklı renk tonundadır. Kanin dişler, diğer dişlerden daha koyu tonda, ön grup kesici dişler daha açık, azı dişleri ise kanin ile kesici dişleri arasında bir tondadır.<sup>90</sup>

Diş beyazlatma, dişlerde dehidratasyona ve hidroksiapatit kristalleri arasındaki pigment organik yapının azalmasına sebep olur. Diş beyazlatma sonrası meydana gelen



dehidratasyon mineyi opak hale getirir ve ışığın daha fazla yansımaya, dişlerin ana renginde, yoğunluğunda ve parlaklığında değişime sebep olmaktadır.<sup>90</sup>

## **2.11. Renk Ölçüm Yöntemleri**

Renk seçimi; görsel olarak çıplak göz ile veya çeşitli renk ölçüm cihazları kullanılarak yapılabilir.<sup>110</sup>

### **2.11.1. Görsel Ölçüm**

Bir çalışma için seçilmiş belli sayıda kişinin görme duyusunu kullanarak yaptığı ölçüm yöntemine görsel ölçüm adı verilmektedir. Ölçümü yapılan numunenin rengi, Munsell renk sistemine göre değerlendirilir.<sup>110</sup>

Görsel renk analizi, bir nesnenin renginin renk standartları ile karşılaştırılması olarak da tanımlanabilir. Diş hekimliği rutinde renk analizi renk skalaları kullanılarak görsel olarak yapılmaktadır. Görsel renk analizinin üç dezavantajı vardır:<sup>110</sup>

1. Renk skalalarındaki mevcut renkler, renk analizinde yetersiz kalmaktadır.
2. Diş hekimleri arasında ve aynı bireyde günün farklı saatlerinde yapılan renk analizinde tutarsızlıklar olmakta, standardizasyon sağlanamamaktadır.
3. Elde edilen sonuçları CIE renk sisteminde göstermek mümkün değildir.

Bazı araştırmacılar renk skalalarının özellikle beyaz ve translusent renkler için yetersiz sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir.<sup>110</sup> Rengin algılanmasında kişiler arasında farklılıkların olması ve rengin görsel olarak belirlenmesindeki standardizasyon eksiklikleri renk ölçüm cihazlarının kullanımını gündeme getirmiştir.<sup>111</sup>

### **2.11.2. Renk Ölçüm Cihazları ile Ölçüm**

Renk ölçümü için günümüzde kolorimetreler, spektrometreler, spektrofotometreler ve dijital fotoğraf makineleri kullanılmaktadır (Tablo 2.3). Bu cihazların kullanımı ile daha objektif, sayılabilir ve hızlı ölçümler yapılabildiğinden görsel yolla yapılan renk seçimine nazaran avantajlıdır.<sup>112</sup>

**Tablo 2.3.** Günümüzde kullanılan renk ölçüm cihazları

Sistem	Üretici Firma	Tipi
Minolta KO-321	Minolta C. Japan	Kolorimetre
Shade eye NCC	Shofu Dental, California	Kolorimetre
Shade eye Ex	Shofu Dental, Japan	Kolorimetre
EasyShade	Vident, California	Spektrofotometre
ShadeScan	Cynovad, Canada	Dijital renk analizörü/ Kolorimetre
ShadeVision	X-Rite, Inc. Michian	Dijital renk analizörü/ Kolorimetre
SpectroShade MHT	Niederhasli, Switzerland	Dijital renk analizörü/ Spektrofotometre
Clearwatch	Smart Technology, Oregon	Dijital kamera/ Software

### 2.11.2.1. Kolorimetreler

Kolorimetreler, standart bir renk kalibrasyonuna dayanarak rengi tespit edilecek objedeki renk verilerini analiz eden cihazlardır. Bu cihazlar üç uyaranlı x, y, z değerlerini veya CIE L\*, a\*, b\* değerlerini vermektedirler. CIE Lab sistemini kullanan cihazların çalışma prensibi; belirli açıda ışın gönderip, sabit bir açıyla geri dönen ışınların yansıma değerlerini ölçme şeklindedir. Kolorimetre ile elde edilen değerlerin matematiksel analizi yapılabilir ve bu değerlerle farklı objelerin renk parametreleri karşılaştırılabilir. Yüzey renklerinin ölçülmesi için, kolorimetre cihazı içerisinde insan gözündeki kon tipi hücrelere benzer olarak CIE  $x(\lambda)$ ,  $y(\lambda)$  ve  $z(\lambda)$  sistemine yakın sonuç vermek amacıyla yerleştirilen üç farklı sensör bulunur.<sup>110</sup>



**Şekil 2.9.** Kolorimetre Renk Ölçüm Cihazı<sup>113</sup>

Renk değerlendirilmesi için tanıtılmış ilk cihaz olan ‘Chromascan’ (Sterngold, Stamford, CT, USA)’ın sınırlı hassasiyeti ve kullanım zorluğu nedeniyle istenilen başarı yakalanamamıştır.<sup>114</sup> İkinci jenerasyon modern dental üç uyaranlı kolorimetrelerinden olan ShadeEye Chromametre (Shofu, Japan) sisteminde ise, kolorimetrelerdeki ışığın yansıma ve dağılma sorunlarına ilişkin problemleri elimine etmek amacı ile rengi ölçülecek olan materyalin cinsinin seçilebileceği seçenekler bulunmaktadır. Kalibrasyon öncesinde hangi materyalin rengi ölçülecekse cihaz ona göre ayarlanır ve matematiksel algoritmalar o cisme göre ölçüm yapar.

Kolorimetre diş hekimliğinde yapılan invivo ve invitro çalışmalarda oldukça başarılı bulunmuştur.<sup>115</sup> Ancak kolorimetrelerin bazı dezavantajları vardır. Bunlardan biri; kolorimetrelerin düz yüzeylerde ölçüm yapmak için tasarlanmış olması ancak dişlerin çoğunlukla düz yüzeye sahip olmamasıdır. Ayrıca, dar açıklığa sahip olan cihazlarda ‘edge-loss’ diye tabir edilen renk ölçüm yapılan nesneden yansıyan ışığın cihaza tam olarak dönememesi gibi problemler görülmektedir. Kolorimetrelerin, diş gibi eğimli ve translusens objelerin renk tespitinden çok, düz yüzeylerde kullanılmak amacıyla tasarlandığı ancak bazı firmalar renk tespit cihazları ile beraber firmanın önerdiği porselen sistemlerinin kullanımı ile hatasız sonuçlar elde edilebileceğini belirtmişlerdir. Bu fikri ispat etmek amacıyla, Vita Lumin Vacuum, Shade Eye Ex ve Vitapan sistemlerinin karşılaştırıldığı çalışmanın sonucunda, sistemler arasında istatistiksel fark olmadığı bildirilmiştir.<sup>116</sup> Bunlara ek olarak, trikromatik kolorimetrelerin uzun dönemde tekrarlanabilirlik özelliği daha düşüktür bu yüzden farklı dönemlerde yapılan ölçümler birbirini tutmayabilir. Genel olarak kolorimetreler, spektrometre ve spektrofotometrelerden daha kolay kullanılan, daha küçük aletlerdir ve fiyatları da daha uygundur. Ancak, kolorimetrelerde, filtrelerin kısa sürede eskimesi, cihazın sürekli kullanılabilirliğini olumsuz yönde etkilemektedir.

Kolorimetrelerin bir diğerk dezavantajı da, metamerizmi değerklendirebilmek için kullanılamamalarıdır. Transludent materyallerin kolorimetreler ile renklerinin belirlenmesinde ışık kırılarak dağılmasından dolayı problemler yaşanabilir. Örneğın, gerçek diş ile aynı renkteki metal seramik bir restorasyon, kolorimetre ile okunduğında farklı sonuçlar gösterebilir. Seghi ve ark.<sup>102</sup> yaptıkları çalışmada, kolorimetre verilerinin transludent porselende ciddi biçimde değıştiğini ifade etmişlerdir.

### 2.11.2.2. Spektrometreler

Spektrometreler, radyometrik değerklerin ölçümü için tasarlanmış ve renk ölçümünde sık kullanılan cihazlardır. Spektrometrik yöntemlerde, objelerin elektromagnetik bölgelerde kendine özgü bir yansıma (reflectance/ radiance) değerkleri vardır. Bu yansıma değerkinin kaynağı; objeye renk, doku, parlaklık ve görünüş gibi özellikleri veren kimyasal yapısıdır. Radyometrik enerji, görünür ışık spektrumunun üzerinde 5, 10 ve 20 nm.'lerde ölçülebilir.



**Şekil 2.10.** Spektrometre Renk Ölçüm Cihazı<sup>117</sup>

Spektrometre sisteminin avantajı, görsel yolla renk belirlenirken oluşturulan aynı gözlem koşullarında, materyale değmeden, hem kendisi hem de yüzeyi parlak olan cisimlerin renk ölçümlerinin yapılabilmesidir. Ancak, ölçüm esnasında meydana gelebilecek ufak bir pozisyon değışikliği sonuçlarda farklılık yaratabileceğinden, ölçümler dikkatlice yapılmalıdır.<sup>118</sup> Bu sistemde ışık kaynağı, spektrometre ve obje arasında açıklık bulunmadığından 'edge loss' etkisi ortadan

kaldırılmaya çalışılmıştır.<sup>91</sup> Spektrometre cihazları, dental araştırmalarda diş renginin veya seramik kor yapıların translusensliğinin belirlenmesinde kullanılmaktadır.

### 2.11.2.3. Spektrofotometreler

Spektrofotometreler yaygın olarak, yzey renklerinin ölçülmesinde kullanılan cihazlardır. Spektrofotometre cihazının içinde monokromatör, dedektör ve ışık kaynağı bulunur. Spektrofotometreler çoklu sensör prensibiyle çalışırlar ve birçok dalga boyunda ölçüm yapabilen sensörlerle donatılmışlardır. Bu sensörler, insan gözünün tespit edemeyeceği renkleri algılayabilirler.<sup>119</sup>



**Şekil 2.11.** Spektrofotometre Renk Ölçüm Cihazı<sup>120</sup>

Spektrofotometre cihazının çalışma prensibi; örnekten yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının ölçülmesi işlemine dayanmaktadır. Cihaz ayrıca, metamerizmi ayırt edebilmek amacı ile de kullanılabilir. Spektrofotometre ile ölçümde, güneş ışığı, ampul ışığı ve floresan ışıkta farklı ölçüm değerleri elde edilir. Bu yüzden, spektrofotometre cihazları, daha profesyonel alanlarda örneğin; bilimsel çalışmalarda, kalite kontrolünde ve rengin tarif edilmesinde kullanılmaktadırlar.<sup>116</sup>

Spektrofotometre, diş hekimliğinde; tam protez dişlerinin, porselen restorasyonların, restoratif rezinlerin, dental materyallerin renklerinin sayısal ifadelerini bulmak ve renkli iki cismin arasındaki renk farkını değerlendirmek amacıyla kullanılmaktadır.<sup>116</sup>

İnsan dişlerinin renk analizinde, görsel ölçüm ve spektrofotometrik renk analizi kullanılarak yapılan bir çalışmada, spektrofotometre cihazının kullanımının daha doğru ve uygulanabilir bir renk analizi yöntemi olduğu belirtilmiştir.<sup>116</sup> Üç diş hekiminin bağımsız olarak 10 hastanın maksiller santral dişlerinin rengini belirlediği, daha sonra cihaz kullanarak renk ölçümü yaptıkları çalışmada, 10 vakanın 9'unda cihaz ile alınan renk, hekimlerin seçtiklerinden daha uygun bulunmuş ve tercih edilmiştir.<sup>121</sup>

Spektrofotometreler, kolorimetrelerden daha kapsamlıdır, ancak klinik olarak uygulamaları kısıtlıdır. Bu nedenle, kolorimetrelerin diş hekimliğinde kullanımı daha yaygındır. İnsan gözünü taklit eden filtrelerle sahip olan kolorimetreler ile spektrofotometrelerin karşılaştırıldığı çalışmalardan elde edilen sonuçlara göre; spektrofotometreler, oldukça başarılı ve güvenilir bulunmuştur.<sup>122</sup>

#### **2.11.2.4. Dijital Kameralar**

Dijital kameraların, diş hekimliğinde renk ölçümünde ve hekim ile laboratuvar iletişimde kullanımı son yıllarda oldukça popüler hale gelmiştir. Dijital kamera kullanımının en önemli avantajı, tek bir noktanın değil tüm objenin renk görünümünün elde edilebilmesidir. Sistemde, klinikte çekilen fotoğraf görüntüsü, kameranın bağlı olduğu bilgisayarda analiz edilir. Dijital fotoğraf makineleri görüntüyü, film üzerinde ışık odaklanması ve kimyasal reaksiyon yerine; milyonlarca sayıdaki küçük ışığa hassas elemanlar (fotosit) içeren CCD (algılayıcı) ile yakalarlar. Fotositlerin her biri üzerine gelen toplam ışığa cevap verebilir. Tüm renklere sahip bir görüntü elde etmek için alıcılar (sensor), ışığın temeli olan üç renkte bakabilmek için ise filtreler kullanılır ve üç ayrı renk her bir piksele kaydedilebilir.<sup>123</sup>

Dijital kamera sisteminde, istenilen objenin görüntüsü alındıktan sonra, kameranın bağlı olduğu bilgisayar bu değerleri CIE Lab cinsinden ifade etmektedir.

Sistemde, dijital kameranın dışında; kameranın bağlı olduğu bir bilgisayar, görüntüyü yakalayan bir sürücü, bilgisayar programı ve renk sensörü mevcuttur.<sup>123</sup>

Farklı kompozit materyallerinin 10 farklı renginin incelendiği bir araştırmada, dijital fotoğraf ile analiz yöntemi oldukça başarılı bulunmuştur.<sup>124</sup> Fotoğraf yoluyla renk ölçümü ve görsel renk ölçümlerin karşılaştırılmasının yapıldığı başka bir çalışmada, dijital ortamda renk analizi yönteminin, görsel renk analizine göre daha başarılı olduğu bildirilmiştir. Ayrıca hekim ve teknisyenin ayrı bina, şehir veya ülkelerde olduğu durumlarda dijital fotoğrafların kullanımının, hekim ve teknisyenin iletişimini kolaylaştırması açısından avantajlı olduğu kabul edilmektedir.<sup>125</sup>

Diş hekimliğinde renk seçiminde dijital fotoğrafların kullanımı, son dönemlerde popüler hale gelmiştir. Bu sistemde, dijital fotoğrafların görüntüsünün kalitesi oldukça önemlidir. Görüntü kalitesi ise; kameranın tipi, kameranın ayarları, ortamın aydınlanma koşulları, görüntünün boyutu, ilgili dişin pozisyonu ve renk anahtarına bağlı olarak değişiklik gösterebilir. Dijital fotoğraflar, ancak uygun koşullarda ve uygun cihazlarla ölçüm yapıldığında yararlı olabilecek renk değerlendirme yöntemleridir. Ayrıca fotoğraftan elde edilen değerlendirmelerin tamamen subjektif olduğu ve yeterli olmayabileceği de düşünülmektedir.<sup>126</sup>

## **2.12. Dental Adezyon ve Adeziv Sistemlerin Gelişimi**

Adezyon, farklı moleküller arasındaki çekim kuvvetine verilen addır. Diş hekimliğinde adezyon; dental adezyon veya dental bonding olarak da adlandırılır. Yüzey enerjisi yüksek olan maddeler hidrofilik, düşük olanlar ise hidrofobik özelliktedir. Diş yüzeyinde plak, diştaşı, tükürük, kan, enzimatik bileşikler ve yiyecek artıkları gibi eklentilerin bulunması, kurutma işleminde kullanılan havadaki nem ve yağ taneciklerinin varlığı, diş dokusunun yüzey gerilim değerini düşürerek adezyonu olumsuz yönde etkileyen faktörlerdir. Pürüzlendirilmiş dentin ve adeziv rezin siman,

hidrofobik karakterde olduğundan bu iki yapı arasındaki adezyonu sağlamak amacıyla dentin bonding sistemleri (adesiv sistemler) geliştirilmiştir. Dentin bonding sistemlerinde birincil eleman olan HEMA (hidroksietil metakrilat) ve 4-META (metakriloksi etil trimellitik anhidrat) gibi hidrofilik rezin monomer içeren primerler, dentinin yüzey enerjisini arttırarak adeziv rezinin dentin üzerine yayılabilmesini sağlarlar. Dentin bonding sistemler için yapılan çok çeşitli sınıflamalar mevcuttur. Bu sınıflamalar içinde en çok kullanılanları; klinik uygulama şekillerine ve üretim tarihlerine göre yapılan sınıflamalardır.<sup>127</sup>

### **2.12.1. Klinik Uygulama Şekillerine Göre Adeziv Sistemler**

- **Tek Aşamalı Sistemler (tek şişe sistemler; all-in-one):** Asit, primer ve bonding ajanın tek şişede birleştirildiği, self etch (kendinden asitli) sistemlerdir.
- **İki Aşamalı Sistemler:** Total-etch uygulaması yapılacaksa bu sistemlerde primer ve bonding birleştirilerek, asit + bonding olarak iki aşamada uygulanır. Self etch uygulaması yapılacaksa, asit ve primer birleştirilerek, primer + bonding olarak iki aşamada uygulanır.
- **Üç Aşamalı Sistemler:** Sadece total-etch uygulamasının geçerli olduğu bu sistemlerde, asit+primer+bonding 3 ayrı aşamada uygulanır.<sup>128</sup>

### **2.13.2. Üretim Tarihlerine Göre Adeziv Sistemler**

- **1. Nesil dentin bonding sistemler:** İlk nesil dentin bonding sistemlerdir.<sup>127</sup>
- **2. Nesil dentin bonding sistemler:** Yapılarına HEMA eklenen dentin bonding sistemlerdir. Smear tabakasının altındaki dentine zayıf bağlanması nedeniyle dentine bağlantılarının sınırlı olması, ağız ortamında hidrolize olmaları ve dentin-sement marjinlerinde mikrosızıntıyı önleyememeleri bu sistemlerin dezavantajlarıdır.<sup>127</sup>



- **3. Nesil dentin bonding sistemler:** Bu nesil, smear tabakasını kaldıran düzenleyiciler içermektedir.<sup>127</sup>
- **4. Nesil dentin bonding sistemler:** Smear tabakasının fosforik asitle yıkanarak uzaklaştırıldığı bu sistemi önceki nesillerden ayıran en önemli özellik, dentine bağlanmalarının neredeyse mineye bağlanma kadar güçlü olması ve nemli dentine bağlanmalarının da güçlü olmasıdır. Bu nesilin ayrıca, metal ve porselen yüzeylere de bağlanabilme özellikleri vardır. Birçok araştırmacı tarafından, adeziv sistemlerin kompozit rezini metale bağlayabildiği gösterilmiştir.<sup>127</sup>
- **5. Nesil dentin bonding sistemler:** Asitleme ve primerleme işlemlerini aynı anda yapabilen self-etch adezivler, iki basamaklı olan bu sistem içinde yer alır.<sup>127</sup>
- **6. Nesil dentin bonding sistemler:** Asit, primer ve bondingin tek şişede birleştirildiği bu sistem, self etch, all-in-one olarak da adlandırılabilir.<sup>129, 130</sup>
- **7. Nesil dentin bonding sistemler:** Tek şişe halinde, cam iyonomer bazlı ve bazı türlerinin flor salabildiği, son geliştirilen sistemlerdir.<sup>127</sup>

### 2.13. Adeziv Rezin Simanlar

Rezin simanlar, asitle pürüzlendirilmiş mine ve dentine büyük oranda mikromekaniksel olarak, daha az oranda kimyasal bağların etkisiyle bağlanan simanlardır. Rezin simanların büyük bir kısmı ağırlıkça % 50-70 oranında cam ve silika içerir. Bu doldurucular, simanın yüksek basma dayanıklılığına sahip olmasını, gerilim kopmasına karşı direnç göstermesini ve çözünürlüklerinin azalmasını sağlar.<sup>131</sup>

Kompozit rezinler; organik polimer matriks faz (sürekli faz, continuous phase), inorganik faz (inorganik filler, dağılmış faz, dispersed phase) ve ara faz (bağlanma fazı, silan bağlama maddesi, silane coupling agent) olmak üzere 3 komponentten meydana

gelirler.<sup>131</sup> Organik matriks; Bis-GMA, UDMA (üretan dimetakrilat) ve TEG-DMA (trietilenglikol-dimetakrilat) içermektedir. İnorganik doldurucular ise, matriks içine dağıtılmış çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium içerirler.<sup>132</sup> UDMA, renk değişimine daha dirençli bir yapıdadır ve iyi adezyon sağlar. Hem Bis-GMA hem de UDMA aşırı visköz yapıdadır. Visköziteyi azaltmak için matrikse TEG-DMA eklenmiştir. Kompozitlerin ara fazı, organik silisyum bileşiği olan silanlardan meydana gelir.<sup>133</sup>

Adeziv rezin simanların içeriği, simanın zirkonyaya olan bağlantısında önemli rol oynamaktadır. Araştırmalarda, 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (10-MDP) içeren rezin siman sistemlerin zirkonyaya uzun dönem bağlanma kuvvetinin daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Zirkonya yüzeyindeki hidroksil gruplarıyla 10-MDP içindeki fosfat grupları reaksiyona girerek; zirkonya seramik ile 10-MDP arasında Z-O-P kimyasal bağı oluşmaktadır.<sup>134</sup>

Prylinska-Czyzewska ve ark.<sup>135</sup> zirkonya seramik (Cercon) ile mine ve dentin arasındaki bağlanma dayanımını; MDP monomeri içeren rezin siman (Panavia F 2.0) grubunda, konvansiyonel siman gruplarından ve MDP monomer içermeyen adeziv rezin siman gruplarından daha yüksek bulmuşlardır. Wolfart ve ark.<sup>136</sup> Bis GMA bazlı ve MDP bazlı rezin simanların zirkonyaya bağlanma dayanımını araştırdıkları çalışmalarında, MDP bazlı simanların, 150 gün sulu ortama muhafaza edildikten sonra bile Bis GMA bazlı simanlara göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerini gösterdiklerini belirtmişlerdir.

Çalışmalarda, MDP gibi asidik monomer içeren primerlerin, zirkonya yüzeyine kovalent bağla bağlandığı ve rezin simanların içeriğindeki metakrilat gruplarıyla kopolimerize olduğu ayrıca uzun dönem hidrolitik stabiliteyi sağladığı belirtilmiştir.<sup>137</sup> Araştırmacılar, primer uygulanmadan kullanılan MDP içerikli simanların kumlanmış

zirkonya yüzeyine bağlanma değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir minimum değerlerin altında olduğunu belirtmişlerdir.<sup>138</sup> Rebholz-Zaribaf ve Özcan<sup>139</sup> zirkonya yüzeyine 10-MDP içeren primer uygulandığında oluşan bağlanma kuvvetinin, primer/silan uygulanmadan 10- MDP içerikli siman kullanıldığında oluşan bağlanma kuvvetinden fazla olduğunu belirtmişlerdir.

Koizumi ve ark.<sup>140</sup> 4 farklı adeziv siman kullandıkları çalışmalarında, termal siklustan önce ve sonra zirkonyaya (Katana Zirconia Frame) minede en yüksek bağlanma dayanımı gösteren simanların MDP içerikli rezin simanlar (Clearfil SA Cement, Panavia F 2.0) olduğunu bildirmişlerdir. 7 farklı kombinasyondaki adeziv sistemlerin bağlanma değerlerini karşılaştırıldığı aynı çalışmada, en yüksek bağlanma değerlerini MDP içerikli primer (Clearfil Ceramic Primer) ile kombine edilen rezin siman (Clearfil Esthetic Cement) grubunda elde etmişlerdir.

Clearfil Ceramic Primer (CCP), 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane (3-MPS) ve 10-MDP' den oluşmaktadır. CCP içindeki 10-MDP rezin monomeri, rezin simanların metakrilat gruplarıyla ve seramik yüzeyindeki hidroksil (OH-) gruplarıyla reaksiyona girmektedir.<sup>141</sup> 10-MDP monomeri ayrıca, hızlı 3-MPS kondenzasyonunu sağlayacak asidik ortamı yaratır, zirkonyum yüzeyinin ıslatılabilirliğini artırır ve nem emilimine direnci sağlar. Hava abrazyonu uygulanmış zirkonya yüzeyine CCP uygulanması sonucu bağlanma değerleri yükselmiştir.<sup>142</sup>

### **2.13.1. Adeziv Rezin Simanların Avantajları**

- Fiziksel ve mekanik dayanıklılığı fazla ve çözünürlüğü düşüktür.
- Farklı maddelere bağlanabilme yeteneğine sahip materyallerdir.
- Pek çok renk ve opasite seçeneklerine sahip simanlardır.
- Adezyonu iyi olduğu için daha konservatif preparasyon şekillerine müsaade eden materyallerdir.

- Seramiklerin altında kullanıldıklarında seramiğin kırılma direncini arttıran simanlardır.
- Yiterbiyum triflorid içeren rezin simanların flor salma özelliği vardır.<sup>143</sup>

Renk stabiliteleri polimerizasyon derecelerine bağlıdır. Porselenin rengi, kalınlığı, opaklığı, yapıştırıcı simanın polimerizasyon tipi, doldurucu içeriği, ışık cihazının tipi ve çıkış yoğunluğu gibi pek çok faktör adeziv rezin simanların polimerizasyonunu etkilemektedir.<sup>143</sup>

### 2.13.2. Adeziv Rezin Simanların Dezavantajları

- **Pulpada hassasiyet:** Rezin simanla simantasyondan sonra oluşan post-operatif hassasiyeti azaltmak için, dişin ıslanabilirliği ile bağlantı dayanıklılığını arttırmak gereklidir. Self-etch primeri olan bir sistemin simantasyon öncesi kullanılmasıyla, smear tabakası tamamen kaldırılmayıp kısmen eritilerek bağlantıya dahil edilir ve post-operatif hassasiyet önlenebilir. Post-operatif hassasiyeti azaltmada kullanılan başka bir yöntem de dişin asitle pürüzlendirilmesini takiben, hassasiyet giderici bir ajanın kullanılmasıdır.<sup>144</sup>
- **Mikrosızıntı:** Diş yüzeyinin kontaminasyonuna engel olarak, oral sıvıların, bakteri toksinlerinin ve iyonların restorasyon ile diş arasındaki boşluktan geçmesi ve mikrosızıntı oluşması önlenerek, iyi bir bağlantı sağlanır.<sup>144, 145</sup>
- **Hassas manipülasyon:** Simanın sertleşmeden önce temizlenmesi, restorasyon ile diş arasındaki marjinal bölgede açıklık kalmasına, post-op hassasiyete ve devamında da çürük oluşmasına neden olabilirken; simanın tamamen donmasına izin verilmesi ise simanın frez yardımı olmadan temizlenmesini imkansız kılar. Siman oksijen varlığında polimerize olamadığından, restorasyon yerleştirildikten sonra hava ile temasını bloke

eden ajanların (oxyguard, propylene-glikol) restorasyon kenarlarına yerleştirilmesi, sorunun çözümü için önerilmektedir.<sup>144</sup>

### 2.13.3. Adeziv Rezin Simanların Sınıflandırılması

Adeziv rezin simanlar, polimerizasyon tiplerine göre 3 ana gruba ayrılırlar:

- Kimyasal olarak polimerize olan (chemicalcure, self-cure) adeziv rezin simanlar
- Işık ile polimerize olan (light-cure) adeziv rezin simanlar
- Hem kimyasal olarak hem de ışık ile polimerize olan (dual-cure) adeziv rezin simanlar (Tablo 2.4)<sup>146</sup>

**Tablo 2.4.** Kimyasal reaksiyon şekline göre rezin siman sistemleri

Kimyasal olarak polimerize olan (chemicalcure, self-cure)	Işık ile polimerize olan (light-cure)	Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan(dual-cure)
Multilink (IVOCLAR)	Relyx Veneer (3M ESPE)	Variolink (IVOCLAR)
Panavia 21 (KURARAY)	Compson QD (DENTSPLY)	Panavia F (KURARAY)
Superbond C&B(MORİTA)	Nx3 (KERR)	Clearfil Esthetic Cement (KURARAY)
C&B Metabond (SUN MEDICAL)	Choice (BİSCO)	Resilute (PULPDENT)
C&B cement (BİSCO)		Nexus 3 (KERR)
		Relyx Arc (3M ESPE)
		Calibra (DENTSPLY)
		Duolink (BİSCO)
		Illusion (BİSCO)
		Relyx Unicem (3M ESPE)*
		Relyx U 200 (3M ESPE)*
		Maxcem (KERR)*
		Panavia SA CEMENT PLUS (KURARAY)*
		Biscem (BİSCO)*
		Bifix SE (VOCO)*
		Speed-CEM (IVOCLAR)*
		SMART-CEM 2 (DENTSPLY)*
		I-CEM (HERAEUS-KULZER)*

\*Self adeziv rezin simanlar

### **2.13.3.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan (Self - Cure) Adeziv Rezin**

#### **Simanlar**

Çift pat sisteminde ya da toz-likit şeklinde üretilen simanlardır. İki komponentin karıştırılması ile kimyasal yolla polimerizasyon başlamaktadır. İçerdikleri aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması nedeniyle amin renklenmesi oluşması, polimerizasyon büzülmesi görülmesi, çalışma sürelerinin kısa oluşu, karıştırma sırasında hava ile teması sırasında oksijenin polimerizasyonu engellemesi, bu simanların dezavantajlarıdır. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar; metal desteksiz kuron ve köprüler, metal veya seramik inley ve onley restorasyonlar, adeziv köprüler, endodontik post-kor uygulamaları, ışık penetrasyonuna izin vermeyen kor yapısına sahip metal destekli kuronlar ve implant üstü uygulamalarda kullanılabilirler.<sup>133</sup>

### **2.13.3.2. Işık ile Polimerize Olan (Light – Cure) Adeziv Rezin Simanlar**

İlk bulunduğu yıllarda U.V. ışıkla, günümüzde ise görünür ışıkla polimerize edilen simanlardır.<sup>133</sup> Komponentler tüp içinde birlikte dirler, ancak ışık uygulanmadıkça polimerizasyon reaksiyonu başlamaz. Farklı opasite ve renk seçeneklerine sahip olmaları, kimyasal ya da dual sertleşen bazı simanlar gibi zamanla renk değişimi göstermemeleri, estetik başarıyı arttırmıştır. Çalışma süreleri, kuronun yerleştirilmesi ve taşan simanın tamamıyla temizlenmesi için uygundur. Işık ile polimerize olan adeziv rezin simanlar; görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1,5-2 mm. den az olan ve tranludent yapıdaki seramik ve kompozit laminate veneerlerin yapıştırılmasında kullanılırlar.<sup>146</sup>

### 2.13.3.3. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan (Dual – Cure)

#### Adeziv Rezin Simanlar

İki pat şeklinde bulunan bu simanın, ana madde kısmında kamforokinon gibi ışığa hassas polimerizasyon sistemleri, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyon sistemleri vardır. Dual – cure rezin simanlar genellikle, çevre dokuların veya alttaki diş dokusunun rengini yansıtacak (bukalemun etkisi), restorasyonun rengiyle uyum sağlayacak şekilde translusent yapıdadırlar. Bu tip simanların kimyasal aktivasyonlarının etkinliği yetersiz olduğundan, uygun ışık aktivasyonu materyalin tamamen polimerize olması için çok önemlidir. Işıkla veya dual olarak polimerize olan sistemlerde ışık, restorasyonun her yüzeyinden yaklaşık olarak 60 sn. verilerek polimerizasyon sağlanmalıdır. Genellikle polimerizasyondan 10 dak. sonra maksimum sertliğe ulaşılır. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanlar, restorasyonun ışığın bir miktar penetrasyonuna izin verecek kadar translusent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1,5-2 mm den fazla olan) restorasyonlarda kullanılır.<sup>147</sup> Son yıllarda, bonding sistemlerinin gösterdikleri yüksek bağlanma dayanımı ve sızdırmazlık özelliklerine rağmen, geleneksel rezin simanların hassas teknik gerektirmeleri ve uygulama basamaklarının fazlalığı nedeniyle, diş üzerinde herhangi bir ön uygulama gerektirmeksizin doğrudan uygulanan “self-adeziv rezin simanlar” kullanıma sunulmuştur.<sup>148</sup>

Rezin simanlar adeziv sistemlerine göre; etch&rinse (asitlenen ve yıkanan), self-etch (kendinden asitli) ve self-adeziv (kendinden adezivli) rezin simanlar olarak sınıflandırılmaktadır. Asitlenen ve yıkanan sistemlerde; diş yüzeyine asit, primer ve bonding ayrı ayrı 3 aşamada ya da diş yüzeyine asit ve primer-bonding karışımı ayrı ayrı 2 aşamada uygulanabilirler. Asitlenen ve yıkanan sistemlerin, mine yüzeyine mükemmel bağlanma dayanımı göstermesi ve azalmış mikrosızıntı gözlenmesi gibi

avantajları vardır. Ancak, çoklu aşama ve teknik hassasiyet gerektirmesi ve post-operatif hassasiyet gözlenmesi gibi dezavantajları vardır.<sup>149</sup>

### **2.13.3.3.1. Self Adeziv Rezin Simanlar**

Yapıştırma simanlarının en yeni sınıfı olan bu simanlar, üretiminden bu yana son yıllarda, yoğun laboratuvar ve klinik çalışmaların konusu olmuşlardır. Geleneksel simanların özellikle çözünürlük ve adezyon gibi eksikliklerini gidermek için geliştirilen adeziv rezin simanlar, asitle pürüzlendirme, primer ve adeziv gibi uygulamaların zorunluluğu teknik hassasiyet, zaman alıcılık ve maliyet gibi dezavantajları beraberinde getirmiştir. Bu nedenle adeziv rezin simanların üstün mekanik özelliklerinin, estetik kalitelerinin; geleneksel simanların uygulanım kolaylığı ile birleştirilmesi ile self adeziv rezin simanların geliştirilmesi amaçlanmıştır. İlk defa 2002'de ortaya çıkan bu sınıf materyaller, günümüzde oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır.<sup>143, 150, 151</sup>

#### **2.13.3.3.1.1. Self Adeziv Rezin Simanların Kompozisyonları**

Self adeziv rezin simanların kompozisyonunda bulunan fosforlanmış dimetakrilat monomerleri mine ve dentini demineralize eder ve dişe infiltre olurken; fosforik asit grupları da diş apatitleri ile reaksiyona girerler. Bu nötralizasyon sürecinde açığa çıkan suyun yapıştırma simanının başlangıç hidrofilitesine katkıda bulunarak nem toleransını da artırdığı öne sürülmektedir. Başlangıçta asidik olan sistemin uzun dönem stabilizasyonunun sağlanması için pH nötral seviyeye getirilmelidir. Nötralizasyon, cam iyonomer teknolojisine benzer olarak floro alumino silikat cam ile sağlanır. Asidik fonksiyonellerin bazik doldurucu moleküller ile reaksiyonu sonucu, arzu edilen pH yükselmesi ve florür iyonu salınımı gerçekleşir. Bazı self adeziv rezin simanların kompozisyonlarında bulunan kalsiyum hidroksit ise polimerizasyon süresince asidik monomerleri nötralize ederek, uzun dönem stabilizasyonu sağlamış olur. Self adeziv rezin simanların büyük bir çoğunluğunda, sertleşme reaksiyonu dual cure'dur. Baz ile



katalizör karıştırılır. Polimerizasyonun başlaması ışık ile olur, sonrasında kimyasal reaksiyon devam eder. Dual-cure adeziv simanlar, ışığın ulaşamadığı kalın restorasyonlarda etkili bir polimerizasyon sağlar. Metakrilat monomerlerinin geniş çapraz bağları yoğun bir hidrofobik ağ yaratırken; silan uygulanarak güçlendirilen doldurucular materyale yüksek mekanik dayanıklılık, minimal çözünürlük ve düşük su absorpsiyonu sağlarlar.<sup>143, 150, 151</sup>

#### **2.13.3.3.1.2. Self Adeziv Rezin Simanların Endikasyonları**

Self adeziv rezin simanlar, tüm indirekt restorasyonlarda (seramik, kompozit, metal inley, onley, kron, köprü, postlar) kullanılabilir. Bu simanların, özellikle fiber postlar ve dentine bağlanan restorasyonlarda kullanımı tevsie edilmektedir. Adezyonunu mineden sağlayan rezin bağlı köprüler (maryland), laminate veneerler gibi restorasyonlarda kullanımı önerilmemektedir. Bu tip olgularda, self adeziv rezinin ancak minenin pürüzlendirilmesi ile uygulanması önerilmektedir.<sup>143, 150, 151</sup>

#### **2.13.3.3.1.3. Self Adeziv Rezin Simanların Avantajları**

- Self adeziv rezin simanlarda asitle pürüzlendirme işlemi uygulanmadığı için yapıştırma simanının içerisindeki fosforik asit molekülleri dentin tübüllerini ne kadar demineralize ederse o kadar penetrasyon gerçekleşeceğinden nanosızıntı olmaması beklenir.
- Asitleme işlemi uygulanmadığı için smear tabakası kaldırılmaz ve dentin tübüllerinin tamamı açılmaz. Bu sayede, düşük moleküler ağırlıktaki asitlerin dentin tübüllerinden sızması engellenmiş olur ve post operatif hassasiyet ihtimali azalır.
- Uygulanması çabuk ve kolaydır; tek aşamalıdır.
- Yapılan çalışmalarda her üç tip rezin simantasyon için post operatif hassasiyet oluşturma sıklıkları karşılaştırıldığında, total etch sistemlerde pek

çok kullanıcıda post operatif hassasiyet oluşturduğu, self etch primerlerin uygulandığı sistemlerde post operatif hassasiyetin neredeyse elimine edildiği ve self adeziv rezin simanlarda ise neredeyse hiç post operatif hassasiyetin olmadığı belirtilmiştir.<sup>143, 150, 151</sup>

#### **2.13.3.3.1.4. Self Etch ve Self Adeziv Resin Siman Kullanımında Dikkat Edilecek Noktalar**

- Adezivin uygulanacağı kavitenin aşırı ıslak olmaması, asitle-yıka sistemlerde olduğu gibi ideal dentin nemliliğinin sağlanması gereklidir.
- Kullanılan self etch sistem su bazlı ise suyun hava spreyi ile kurutulduğundan mutlaka emin olunmalıdır.
- Öjenol içerikli geçici siman kullanılmamalıdır.
- Ağartma (bleaching) işlemi sonrasında diş dokularında serbest oksijen miktarı yüksek olduğundan ve oksijen, bağlanma ajanlarının polimerizasyonunu engellediğinden, ağartma işlemi yapılan dişlerde en az 1 hafta beklenmelidir.
- Mine adezyonunun araştırıldığı total-etch sistem rezinlerle self adeziv rezinlerin karşılaştırıldığı çalışmalarda bağlantı kuvvetleri self adeziv rezin simanlarda oldukça düşük olduğundan bu simanların, sadece cam iyonomer simanlara alternatif olarak kullanılabilecekleri bildirilmiştir. Araştırmacılar, self adeziv rezin simanların, mine dokusunun çok az kaldığı veya minenin hiç bulunmadığı durumlarda seramik kuronların simantasyonunda kullanılabileceği, fakat ciddi miktarda minenin bulunduğu dişlerde onleylerin, parsiyel kuronların simantasyonunda ideal olmadığı bildirilmektedir.

- Self adeziv rezinlerin, dentin adezyonunda en etkili bağlantısı; seçerek mineye asit uygulanması (selective enamel etching) ile sağlanmaktadır. Asit uygulaması, self adeziv rezinlerin mineye olan adezyonunu artırırken; dentine olan adezyonunu azaltır. Dentinin tabakalarına göre de bağlantı kuvvetleri değişir. En yüksek bağlantı değerleri yüzeyel dentin için bulunurken; derin ve servikal dentin için ise daha düşük bağlantı değerleri gözlenir.<sup>143, 150, 151</sup>

Araştırmalarda, aynı firma tarafından üretilen rezin simanlar arasında self adeziv simanların, self etch simanlara göre daha yüksek su emilimi gösterdiği belirtilmiştir.<sup>152</sup> Bu durumun nedeni olarak self adeziv simanların dişi demineralize etmek için yüksek oranda fosfat grupları içermesi ve fosfat gruplarının suya bağlanması olarak gösterilmektedir. Self-etch rezin simanlar ise fosfat gruplarını az içermekte veya içermemektedir.<sup>153</sup>

Dual-cure rezin simanların büyük bir kısmı, Panavia F 2.0 de dahil, self-cure polimerizasyonu başlatıcı olarak benzoilperoksit/ tersiyeramin içermektedir.<sup>154</sup> Panavia F 2.0 simanla birlikte kullanılan ED primer II tek aşamalı self etch primerdir ve dentini simültane demineralize eder. Resin siman direkt olarak primer uygulanmış dentin yüzeyine temas eder. Resin simanın self-cure modundaki yavaş polimerizasyonu, suyun, dentinden ED Primer II' yi geçerek, resin simana diffüze olmasına ve primer-siman ara yüzünde su damlaları oluşmasına neden olur.<sup>155</sup> Bu durum, Panavia F 2.0 resin simanın sadece self- cure polimerize olduğunda dişe düşük bağlanma göstermesini açıklamaktadır.<sup>156</sup> Ayrıca, self-cure polimerizasyon için kullanılan aminin oksidasyonu sonucu dual-cure resin simanlarda sarı renkte renklenme oluşmaktadır.<sup>157</sup> Kompozit resinlerin polimerizasyonunun başlaması için gerekli olan aromatik aminlerin oksidasyonunun, dual- cure resin simanlardaki renk değişiminden sorumlu olduğu düşünülmektedir.<sup>158</sup>

Panavia V5 rezin siman, Panavia F 2.0' ın tersine, aminsiz redoks başlatıcı içeren yeni bir sisteme sahiptir. Bu sistem, Panavia V5' in bağlanma değerlerinin yüksek olmasının ve uzun dönem renk stabilitesi göstermesini sağlamaktadır. Panavia F 2.0 simanla birlikte kullanılan ED primer II; 10- MDP ve akselaratörle tek bir şişede kimyasal olarak stabilize edilemeyeceğinden, iki şişe halindedir. Bu iki şişe içindeki primer, karıştırılarak dişe uygulanır. Panavia V5 diş primeri ise, tek şişeden oluşmakta ve kolayca uygulanabilmektedir. Bu durum, primerin içindeki 10-MDP nin kimyasal olarak stabilize olduğunun göstergesidir.<sup>156</sup> Panavia V5'in primerindeki birlikte başlatıcılar (co-initiators) ile rezin simanının içindeki başlatıcıların etkileşimi sonucu, ışıqla sertleşmeye gerek kalmadan monomerlerin dönüşümü başlamaktadır. Primere temas eden simanın polimerizasyon sürecini hızlandırdığı, bu benzersiz sertleşme mekanizması "temas et ve polimerize ol" (touch and cure) olarak adlandırılır.<sup>159</sup> Bu sistem, self-cure modunda, Panavia V5 rezin simanın bağlanma değerlerinin Panavia F 2.0' nin neredeyse 2 katı olmasını ve Panavia V5 simanda koheziv kırılmaların görülüp, diş-siman arasında adeziv kırılmaların görülmemesini sağlamaktadır.<sup>156</sup>

### 3. MATERYAL VE METOT

Monolitik zirkonyumun rengini etkileyen faktörlerin incelendiği araştırmamızda, Katana High Translucent (Kuraray Noritake INC, Noritake, Japonya) bloklar kullanılarak toplam 80 adet A1 renginde, 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm ve 2 mm kalınlıklarında hazırlandı ve kalınlıklarına göre dört gruba ayrıldı. Örneklerin renk ve translüsensleri spektrofotometre (Spectro Shade™ MICRO; MHT Optic Research AG, Milan, İtalya) ile ölçüldü. Her grup kendi içinde iki alt gruba ayrıldı. Alt gruplardaki örnek sayısını belirlemek için güç analizi (G Power 3.1.9.2 for Windows, Microsoft Corporation, Amerika) yapıldı. Analiz sonuçlarına göre etki büyüklüğü 0,40, hata 0,05 bulundu. Örnek sayısının 9,25 olması gerektiği tespit edildi. Çalışmamızda, alt gruplardaki örnek sayısı n=10 olacak şekilde belirlendi. İlk alt gruplar şeffaf renkte; ikinci alt gruplar ise opak renkte self etch adeziv rezin siman (Panavia V5, Kuraray Noritake Dental, Kurashiki, Japonya) ile simante edildi. Simantasyondan sonra örneklerin renk ve translüsensi ölçümleri spektrofotometre cihazı ile yapıldı. Renk ölçümleri sonrası veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

#### 3.1. Monolitik Zirkonyum Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan zirkonyum örnekler, Katana High Translucent (Kuraray Noritake Dental, Kurashiki, Japonya) bloklardan (Şekil 3.1.) , CAD/CAM sistemi ile 1mm çapında, 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm ve 2 mm kalınlıklarında üretildi.

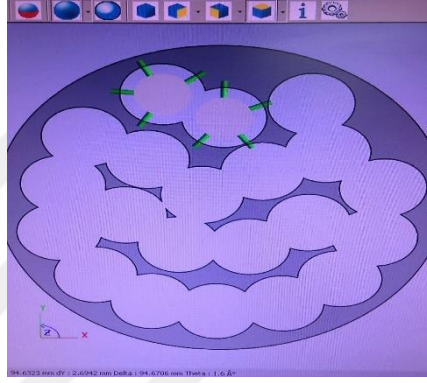


Şekil 3.1. Katana High Translucent Monolitik Zirkonyum Blok

**Tablo 3.1.** Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyumun kimyasal içeriği<sup>160</sup>

Marka Adı	Üretici Firma	Kompozisyon
Katana High Translucency Block	Kuraray Noritake INC, Noritake, Japan	(ZrO <sub>2</sub> + HfO <sub>2</sub> + Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ) >99%, yttrium oksit (Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ) >4.5-≤6%, hafnium oksit (HfO <sub>2</sub> ) ≤5%, diğer oksitler ≤1%

CAD sistemi ile örnekler taranıp, dijital ortama görüntüler aktarıldıktan sonra, bilgisayar üzerinde gerekli düzenlemeler yapıldı ve ölçümler tamamlanarak, MZ bloklardan CAM sistemi ile örnekler hazırlandı (Şekil 3.2).



**Şekil 3.2.** Örneklerin bilgisayar ortamında dizayn edilmesi

Örnekler, laboratuvarında, sinterizasyon sonrası meydana gelecek büzülme miktarı hesaplanarak %25 oranında daha büyük hazırlandı (Şekil 3.3).



**Şekil 3.3.** CAD/ CAM' de hazırlanan örnekler

Hazırlanan örnekler, laboratuvarında Protherm Furnaces (Model MoS-B 160/1, Türkiye) sinterizasyon fırınında 2 saat boyunca 1550°C’ de sinterlendi (Şekil 3.4).



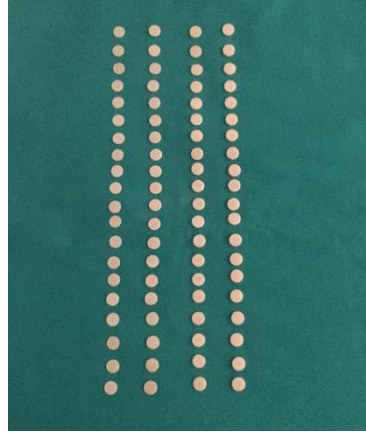
**Şekil 3.4.** Sinterizasyon fırını

### **3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması**

Standart örneklerin sinterleme işlemlerinin tamamlanması sonrasında, örneklerin oda ısısında soğuması beklendi. Kaba tesfiyeleri yapılan örneklerin, yüzey bitim işlemleri su soğutması altında 180 no’lu zımpara ile yapılarak örnekler ölçüme hazır hale getirildi (Şekil 3.5).

Örneklerin kalınlıkları dijital kumpas (Absolute Digimatic Caliper, Mitutoyo Corporation, Aurora, IL, USA) ile ölçülerek kontrol edildi (Şekil 3.6). Test gruplarının oluşturulması amacıyla, örnekler kalınlıklarına göre 4 ayrı gruba ayrıldı. Gruplar;

- 1- 0, 5 mm kalınlık grubu
- 2- 1 mm kalınlık grubu
- 3- 1,5 mm kalınlık grubu
- 4- 2 mm kalınlık grubu



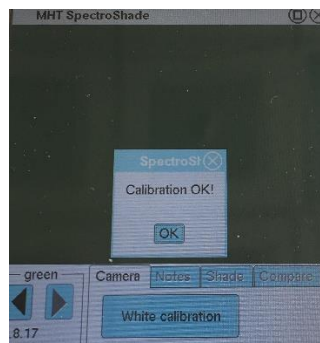
Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan örnekler



Şekil 3.6. Örneklerin kalınlıklarının dijital kumpas yardımıyla ölçülmesi

### 3.3. Monolitik Zirkonyum Örneklerin İlk Renk Ölçümlerinin Yapılması

Spektrofotometre cihazı (SpectroShade; MHT Optic Research AG, Niederhasli, İsviçre), her ölçüm öncesi üreticinin talimatları doğrultusunda kalibre edildi (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Spektrofotometre cihazının kalibrasyonunun yapılması

Renk ölçümüne hazır hale getirilen 80 adet örnek tek tek numaralandırıldıktan sonra spektrofotometre ile CIE L\*a\*b\* değerleri ölçüldü. Her örnek için üç farklı



noktadan ölçüm yapıldı ve bu ölçümlerin ortalama değeri elde edildi. Renk ölçümleri, aynı şartlar altında ve nötral gri arka plan üzerinde yapıldı (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Gri arka plan üzerinde örneklerin renk ölçümünün yapılması

### 3.4. Monolitik Zirkonyum Örneklerin İlk Translusensi Ölçümlerinin Yapılması

Spektrofotometre cihazı her ölçüm öncesi üreticilerin talimatları doğrultusunda kalibre edildi. Translusensi ölçümüne hazır hale getirilen 80 adet örneğin CIE L\*a\*b\* değerleri spektrofotometre ile ölçüldü. Her örnek için, siyah (b) ve beyaz (w) arka plan üzerinde, üç farklı noktadan ölçüm yapıldı ve bu ölçümlerin ortalama değeri elde edildi (Şekil 3.9). Yapılan ölçümlerin sonraki ölçümler ile kıyaslanabilmesi için tüm örnekler numaralandırıldı.



**Şekil 3.9.** Monolitik zirkonyum örneklerin ilk translüsensi ölçümlerinin yapılması

### 3.5. Translüsensi Parametresinin Belirlenmesi

Beyaz (w) ve siyah (b) arka plan üzerine yerleştirilen örneklerin spektrofotometre ile elde edilen  $L_w$ ,  $a_w$ ,  $b_w$  ve  $L_b$ ,  $a_b$ ,  $b_b$  değerleri, aşağıdaki formüle yerleştirilerek translüsensi parametresi (TP) hesaplandı:

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

### 3.6. Adeziv Resin Simanın Örnek Yüzeylerine Bağlanması

80 adet örneğin simantasyonu için self-etch adeziv resin siman (Panavia V5, Kuraray Noritake Dental, Kurashiki, Japonya) kullanıldı (Şekil 3.10).

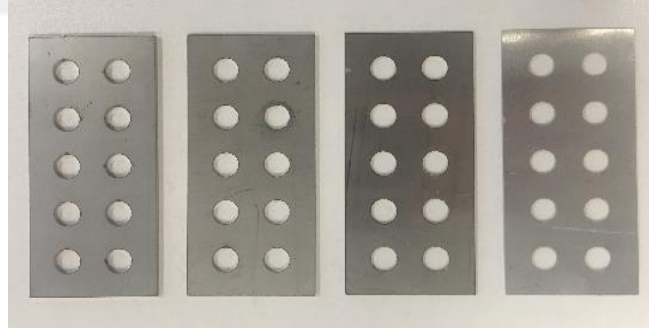
**Tablo 3.2.** Çalışmada kullanılan resin simanın kimyasal içeriği<sup>161</sup>

Marka Adı	Üretici Firma	Kompozisyon
PANAVIA V5 Adhesive Resin Cement System	Kuraray Noritake INC, Noritake, Japan	Pasta A: Bis-GMA, TEGDMA, Hydrophobic aromatic dimethacrylate, Hydrophilic aliphatic dimethacrylate, Başlatıcılar, Hızlandırıcılar, Silanated barium glass filler, Silanated, Fluoroalminosilicate glass filler, Colloidal silica Pasta B: Bis-GMA, Hydrophobic aromatic dimethacrylate, Hydrophilic aliphatic dimethacrylate, Silanated barium glass filler, Silanated aluminium oxide filler, Accelerators, dl-Camphorquinone, Pigments



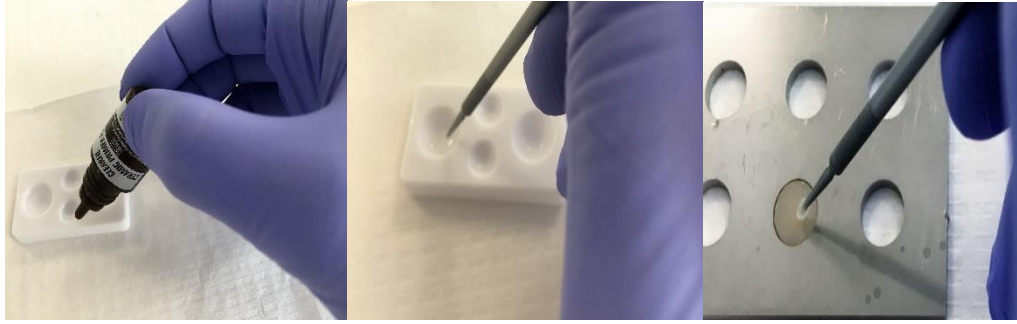
**Şekil 3.10.** Örneklerin simantasyonunda kullanılan adeziv resin siman

Kullanılan simanın kalınlığı önceki çalışmalar referans alınarak<sup>162, 163</sup> 0,1 mm olarak belirlendi. Çalışmada siman kalınlığının standardizasyonunu sağlamak amacıyla örneklerin kalınlıklarından 0,1mm fazla olacak şekilde metal levhalar hazırlandı. İçinde 1cm çapında 10 adet delik bulunan, 0,6 mm, 1,1 mm, 1,6 mm ve 2,1 mm olmak üzere 4 farklı kalınlıkta hazırlanan metal levhalar kalıp olarak kullanıldı (Şekil 3.11).



**Şekil 3.11.** Örneklerin simantasyonunda kullanılan farklı kalınlıklardaki metal levhalar

Örnekler, levhaların içindeki deliklere yerleştirildi. Örnekler, fırça yardımıyla, Clearfil Ceramic Primer Plus (Kuraray Noritake Dental, Kurashiki, Japonya) uygulandı. Uygulanan primer hafifçe havayla kurutuldu (Şekil 3.12).



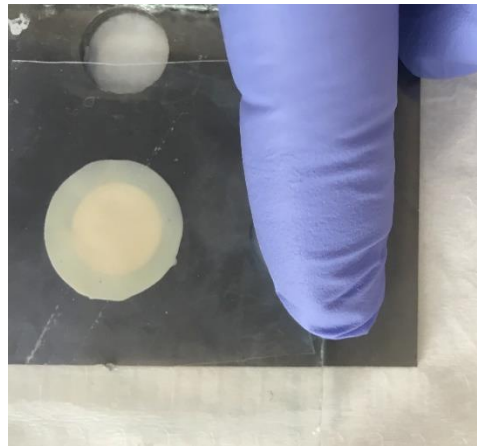
**Şekil 3.12.** Örneklere primer uygulanması

Adeziv rezin siman üretici firmanın talimatları doğrultusunda özel uçlar yardımıyla örneklerin glazelenmemiş yüzeylerine yerleştirildi (Şekil 3.13).



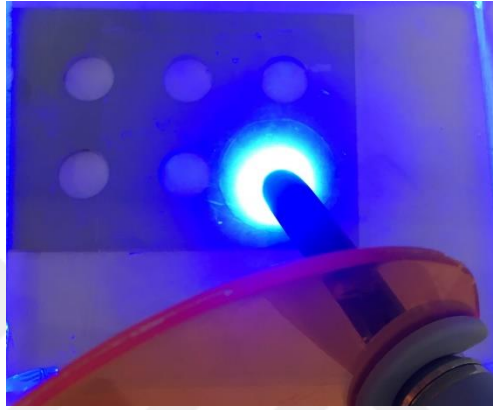
**Şekil 3.13.** Örneklerin üzerine şeffaf ve opak renkteki adeziv rezin simanın yerleştirilmesi

Örneklerin üzerine separasyonu sağlamak amacıyla şeffaf bant yerleştirildi. Simanın uniform kalınlığını sağlamak için şeffaf bantın üzerine siman camı yerleştirildi (Şekil 3.14).



**Şekil 3.14.** Örneklerin üzerine şeffaf bant ve siman camı yerleştirilmesi

Şeffaf renkle simante edilen örnekler, ışık cihazı (Woodpecker LED- D Işınlı Dolgu Cihazı, Guilin Woodpecker Medical Instrument, Guilin, Guangxi, Çin Halk Cumhuriyeti) ile 2-3 sn ışınlandıktan sonra siman artıkları temizlendi. Daha sonra siman üretici firmanın talimatları doğrultusunda 10 sn ışınlandı. Opak renkteki siman sadece kimyasal olarak (self-cure) sertleştiğinden ışınlanmadı ve üretici firmanın talimatları doğrultusunda 3 dk boyunca kalıpta sertleşmesi beklendi (Şekil 3.15).



**Şekil 3.15.** Adeziv rezin simanın ışınlanması

Adeziv rezin simanın polimerizasyonu tamamlandıktan sonra, disk şeklindeki örnekler kalıplardan çıkarıldı ve kalınlıkları dijital kumpas yardımıyla (Absolute Digimatic Caliper, Mitutoyo Corporation, Aurora, IL, USA) kontrol edildi (Şekil 3.16).

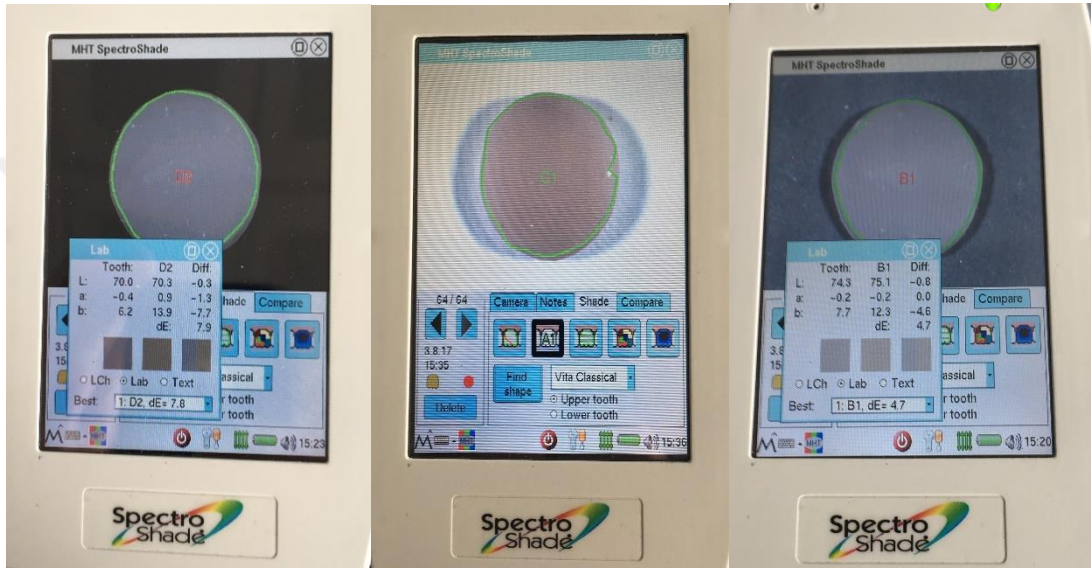


**Şekil 3.16.** Örnek kalınlıklarının simantasyondan sonra ölçülmesi



### 3.7. Simante Edilen Örneklerin Renk ve Translüsensi Ölçümlerinin Yapılması

Simante edilen örneklerin renk ve translüsensi ölçümleri, simantasyondan önceki renk ölçümleri gibi siyah, beyaz ve nötral gri fon üzerinde gerçekleştirildi. Her örnekten üç farklı noktadan ölçüm yapılarak bu ölçümlerin ortalama değeri elde edildi. Aynı formüller kullanılarak hesaplamalar yapıldı (Şekil 3.17).



Şekil 3.17. Simante edilen örneklerin renk ve translüsensinin ölçülmesi

### 3.8. Renk Farkının ( $\Delta E$ ) Hesaplanması

Aynı örneğin farklı kalınlıklarının ve uygulanan farklı renkteki simanların renk üzerine etkisini değerlendirmek için  $\Delta E$  formülü kullanıldı:

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

Hesaplamalar Microsoft Office Excel 2010 (Microsoft Corporation, Amerika) programı kullanılarak yapıldı.

### 3.9. İstatistiksel Analiz

Bu tez çalışmasının istatistiği IBM SPSS 20.0 paket programıyla yapıldı. Monolitik zirkonya materyalinin farklı kalınlıklardaki ortalama  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  değerlerini belirlemek için tanımlayıcı istatistikler kullanıldı. Örneklerin, kalınlıkları ile  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  ve TP

değerleri arasındaki ilişkiyi belirlemek için Pearson korelasyon testi yapıldı. Farklı renk simanla simante edilen örneklerin farklı kalınlıktaki  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  ve TP ve değerlerini karşılaştırmak için çift yönlü varyans analizi ve Tukey çoklu karşılaştırma testi uygulandı.

Farklı renk simanların ve farklı kalınlıklardaki materyallerin renk değişikliği üzerine etkisinin incelenmesi için simanlar ve porselen kalınlıkları etkileşimleri çift yönlü varyans analizi kullanılarak karşılaştırıldı.

Her bir materyal kalınlığına göre farklı simanlar arasında ve materyal kalınlığı ile farklı simanların etkileşimleri (TP,  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  ve  $\Delta E$  değişkenleri açısından) karşılaştırılmasında tekrarlayan ölçümler için çift yönlü varyans analizi kullanıldı. Farklı simanlar ve porselen kalınlıklarının karşılaştırılmasında parametrik bir test olan Tukey analizi yapıldı. Aksi belirtilmediği sürece,  $p < 0,05$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Bütün analizlerde  $\alpha$  hatasının yükselmemesi (tüm çoklu karşılaştırmalarda Tip I hatayı kontrol etmek) için Bonferroni Düzeltmesi yapıldı.  $\Delta E$  değerlerinin yorumlanmasında O' Brien'in klinik tolerans eşik değerleri<sup>102</sup> referans alındı (Tablo 2.1).

## 4. BULGULAR

Örneklerin kalınlığının ve adeziv rezin simanın renginin monolitik zirkonyanın final rengine ve translüensliğine etkisinin incelendiği çalışmamızda, translüensi bulguları translüensi parametresi (TP) yöntemleri ile elde edilmiştir. Renk ölçümleri değerlendirmeleri için monolitik zirkonya örneklerin simantasyondan önce ve sonra CIE L\*a\*b\* parametreleri incelenmiştir. Örneklerin renk değişikliği  $\Delta E$  değerleri kullanılarak hesaplanmıştır.

### 4.1. TP Bulguları

A1 renginde hazırlanan monolitik zirkonya örneklerin TP değerlerini elde etmek için, örneklerin siyah ve beyaz arka plan üzerindeki CIE L\*a\*b\* parametreleri kullanılmıştır. Örneklerin simantasyondan önceki TP değerleri ve standart sapmaları Tablo 4.1'de görülmektedir. 0,5 mm kalınlıktaki örnekler en yüksek TP değerlerine, 2 mm kalınlıktaki örnekler en düşük TP değerlerine sahiptir ( $p<0,001$ ) (Tablo 4.1).

**Tablo 4.1.** Farklı kalınlıktaki örneklerin simantasyonundan önce elde edilen TP değerleri

Kalınlık	N	Minimum	Maximum	Ortalama	Standart Sapma
0,5 mm	20	18,01	19,86	18,72	0,53
1 mm	20	14,27	16,01	14,97	0,47
1,5 mm	20	10,41	11,31	10,92	0,22
2 mm	20	8,45	9,21	8,83	0,21

Materyalin kalınlığı arttıkça TP değeri azalmaktadır ( $p<0,001$ ). Materyalin kalınlığı ile TP değeri arasında istatistiksel olarak yüksek düzeyde anlamlı, negatif yönde korelasyon vardır.

Örneklerin simantasyonundan sonraki TP değerlerini belirlemede tanımlayıcı istatistikler, gruplar arası farklılıkları karşılaştırmada çift yönlü varyans analizi ve Tukey çoklu karşılaştırma analizi yapılmıştır (Tablo 4.2.) (Tablo 4.3.) (Tablo 4.4).



**Tablo 4.2.** Örneklerin simantasyonundan sonra elde edilen TP değerleri

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
<b>0,5 mm kalınlık</b>					
Şeffaf renk siman	10	15,67	16,34	16,11	0,20
Opak renk siman	10	10,07	10,98	10,50	0,32
<b>1 mm kalınlık</b>					
Şeffaf renk siman	10	13,13	13,97	13,58	0,25
Opak renk siman	10	8,03	8,93	8,56	0,28
<b>1,5 mm kalınlık</b>					
Şeffaf renk siman	10	10,12	10,96	10,47	0,34
Opak renk siman	10	6,28	6,97	6,67	0,26
<b>2 mm kalınlık</b>					
Şeffaf renk siman	10	8,51	8,93	8,74	0,17
Opak renk siman	10	5,44	6,23	5,83	0,21

**Tablo 4.3.** Kalınlık ve siman rengine göre TP değerlerinin çift yönlü ANOVA testi sonuçları

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p
Kalınlık	428,650	3	142,883	2238,863	0,000
Renk	375,628	1	375,628	5885,776	0,000
Kalınlık*Renk	21,873	3	7,291	114,245	0,000
Hata	4,595	72	0,064		
Toplam	8922,809	80			

**Tablo 4.4.** Materyalin kalınlık alt grubuna göre TP ölçümlerinin birbirleri arasında yapılan Tukey testi sonucu

Kalınlık	N	Subset for alpha = 0.05		
		1	2	3
2,00 mm	20	7,2875		
1,50 mm	20	8,5710		
1,00 mm	20		11,0690	
0,50 mm	20			13,3020
Sig.		0,298	1,000	1,000

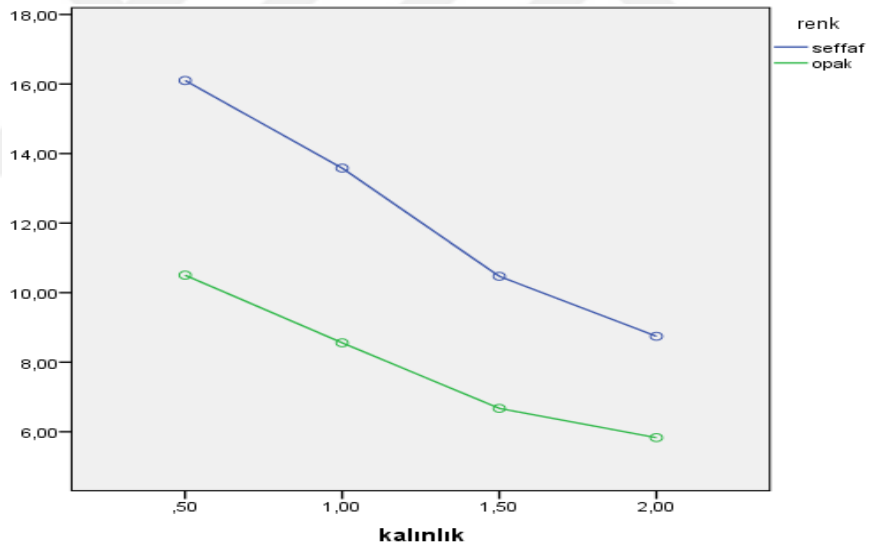
0,5 mm kalınlıkta şeffaf simanla simante edilen örnekler en yüksek TP değerlerine, 2 mm kalınlıkta opak simanla simante edilen örnekler en düşük TP değerlerine sahiptir ( $p < 0,001$ ).

Farklı kalınlıklar arasında ve farklı renkler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır ( $p<0,001$ ).

Şeffaf simanla simante edilen örneklerde, kalınlık arttıkça, TP değerleri azalmaktadır ( $p<0,001$ ). Şeffaf siman grubunda, materyalin kalınlığı ile TP değeri arasında istatistiksel olarak yüksek düzeyde anlamlı, negatif yönde korelasyon vardır.

Opak simanla simante edilen örneklerde, kalınlık arttıkça, TP değerleri azalmaktadır ( $p<0,001$ ). Opak siman grubunda, materyalin kalınlığı ile TP değeri arasında istatistiksel olarak yüksek düzeyde anlamlı, negatif yönde korelasyon vardır.

İstatistik sonucuna göre, her bir kalınlık grubunda, şeffaf simanla simante edilen örneklerin TP değerleri ortalaması, opak simanla simante edilen örneklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede fazladır ( $p<0,001$ ) (Şekil 4.1).



**Şekil 4.1.** Şeffaf ve opak simanın farklı kalınlıklardaki TP değerleri

## 4.2. Renk Ölçüm Bulguları

### 4.2.1. CIE L\*a\*b\* Parametreleri

Tüm örnekler simantasyondan önce ve sonra nötral gri arka plan üzerinde spektrofotometre ile ölçüm yapılmıştır ve örneklerin CIE L\*a\*b\* parametreleri kaydedilmiştir.

#### 4.2.1.1. L\* Değerleri

Örneklerin simantasyondan önceki L\* değerleri Tablo 4.5.' te gösterilmiştir.

Tanımlayıcı istatistik sonuçlarına göre, 0,5 mm kalınlıktaki örnekler en yüksek L\* değerlerine, 2 mm kalınlıktaki örnekler en düşük L\* değerlerine sahiptir ( $p<0,001$ ). Materyalin kalınlığı ile L\* değerleri arasındaki ilişkiyi belirlemek için Pearson korelasyon testi yapılmıştır. Materyalin kalınlığı arttıkça, L\* değerleri azalmaktadır ( $p<0,001$ ). Materyalin kalınlığı ile L\* değeri arasında istatistiksel olarak yüksek düzeyde anlamlı, negatif yönde korelasyon vardır (Tablo 4.5).

**Tablo 4.5.** Farklı kalınlıklardaki örneklerin simantasyonundan önce elde edilen L\* değerleri

Kalınlık	N	Minimum	Maximum	Ortalama	Standart Sapma
0,5 mm	20	75,10	76,67	76,06	0,49
1 mm	20	74,88	75,66	75,25	0,20
1,5 mm	20	73,58	74,28	74,04	0,19
2 mm	20	73,05	73,37	73,21	0,10

Örneklerin simantasyonundan sonraki L\* değerleri Tablo 4.6.'da gösterilmiştir.

Tanımlayıcı istatistik sonuçlarına göre, opak renk simanla simante edilen 0,5 mm kalınlığındaki örnekler en yüksek L\* değerlerine; şeffaf renk simanla simante edilen 2 mm kalınlığındaki örnekler ise en düşük L\* değerlerine sahiptir ( $p<0,001$ ) (Tablo 4.6).

**Tablo 4.6.** Örneklerin simantasyonundan sonra elde edilen L\* değerleri

	N	Minimum	Maximum	Ortalama	Standart Sapma
<b>0,5 mm kalınlık</b>					
Şeffaf renk siman	10	78,86	79,47	79,07	0,23
Opak renk siman	10	83,17	83,96	83,57	0,24
<b>1 mm kalınlık</b>					
Şeffaf renk siman	10	76,71	77,75	77,26	0,34
Opak renk siman	10	80,13	81,37	80,74	0,38
<b>1,5 mm kalınlık</b>					
Şeffaf renk siman	10	75,15	75,95	75,55	0,25
Opak renk siman	10	78,20	79,06	78,61	0,32
<b>2 mm kalınlık</b>					
Şeffaf renk siman	10	73,65	74,43	74,05	0,21
Opak renk siman	10	76,20	77,23	76,80	0,26

Şeffaf ve opak simanla simante edilen örneklerde, materyalin kalınlığı ile L\* değerleri arasındaki ilişkiyi belirlemek için Pearson korelasyon testi yapılmıştır. Şeffaf simanla simante edilen örneklerde kalınlık arttıkça, L\* değeri azalmaktadır ( $p<0,001$ ). Şeffaf siman grubunda, materyalin kalınlığı ile L\* değeri arasında istatistiksel olarak yüksek düzeyde anlamlı, negatif yönde korelasyon vardır.

Opak simanla simante edilen örneklerde, kalınlık arttıkça, L\* değeri azalmaktadır ( $p<0,001$ ). Opak siman grubunda, materyalin kalınlığı ile L\* değeri arasında istatistiksel olarak yüksek düzeyde anlamlı, negatif yönde korelasyon vardır.

Şeffaf ve opak simanla simante edilen aynı kalınlıktaki örneklerin ortalama L\* değerlerini karşılaştırmada tek örneklem t-testi kullanılmıştır. İstatistik sonucuna göre, her bir kalınlık grubunda, opak simanla simante edilen örneklerin L\* değerleri ortalaması, şeffaf simanla simante edilenlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede fazladır ( $p<0,001$ ).

#### 4.2.1.2. a\* Değerleri

Örneklerin simantasyondan önceki a\* değerleri Tablo 4.7.'de gösterilmiştir. Tanımlayıcı istatistik sonuçlarına göre 2 mm kalınlıktaki örnekler en yüksek a\*

değerlerine, 0,5 mm kalınlıktaki örnekler en düşük  $a^*$  değerlerine sahiptir ( $p < 0,001$ ). Materyalin kalınlığı arttıkça,  $a^*$  değeri artmaktadır ( $p < 0,001$ ). Materyalin kalınlığı ile  $a^*$  değeri arasında istatistiksel olarak yüksek düzeyde anlamlı, pozitif yönde korelasyon vardır (Tablo 4.7).

**Tablo 4.7.** Farklı kalınlıklardaki örneklerin simantasyonundan önce elde edilen  $a^*$  değerleri

Kalınlık	N	Minimum	Maximum	Ortalama	Standart Sapma
0,5 mm	20	-1,28	-1,18	-1,03	0,03
1 mm	20	-0,68	-0,51	-0,59	0,05
1,5 mm	20	0,09	0,19	0,14	0,02
2 mm	20	0,59	0,65	0,62	0,02

Örneklerin simantasyonundan sonraki  $a^*$  değerleri Tablo 4.8’de gösterilmiştir.

Yapılan tanımlayıcı istatistik sonuçlarına değerlere göre 2 mm kalınlıktaki opak simanla simante edilen örnekler en yüksek  $a^*$  değerlerine, 0,5 mm kalınlıkta şeffaf simanla simante edilen örnekler en düşük  $a^*$  değerlerine sahiptir ( $p < 0,001$ ) (Tablo 4.8).

**Tablo 4.8.** Örneklerin simantasyonundan sonra elde edilen  $a^*$  değerleri

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
<b>0,5 mm kalınlık</b>					
Şeffaf renk siman	10	-0,34	-0,26	-0,30	0,02
Opak renk siman	10	0,36	0,57	0,47	0,05
<b>1 mm kalınlık</b>					
Şeffaf renk siman	10	0,06	0,16	0,11	0,02
Opak renk siman	10	0,60	0,81	0,71	0,05
<b>1,5 mm kalınlık</b>					
Şeffaf renk siman	10	0,60	0,68	0,64	0,02
Opak renk siman	10	1,11	1,34	1,24	0,04
<b>2 mm kalınlık</b>					
Şeffaf renk siman	10	0,82	1,02	0,92	0,04
Opak renk siman	10	1,48	1,56	1,52	0,02

Şeffaf simanla simante edilen örneklerde, kalınlık arttıkça,  $a^*$  değeri artmaktadır ( $p<0,001$ ). Şeffaf siman grubunda, materyalin kalınlığı ile  $a^*$  değeri arasında istatistiksel olarak yüksek düzeyde anlamlı, pozitif yönde korelasyon vardır.

Opak simanla simante edilen örneklerde, kalınlık arttıkça,  $a^*$  değeri artmaktadır ( $p<0,001$ ). Opak siman grubunda, materyalin kalınlığı ile  $a^*$  değeri arasında istatistiksel olarak yüksek düzeyde anlamlı, pozitif yönde korelasyon vardır.

Şeffaf ve opak simanla simante edilen aynı kalınlıktaki örneklerin ortalama  $a^*$  değerlerini karşılaştırmada tek örneklem t- testi kullanılmıştır. İstatistik sonucuna göre, her bir kalınlık grubunda, opak simanla simante edilen örneklerin  $a^*$  değerleri ortalaması, şeffaf simanla simante edilenlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede fazladır ( $p<0,001$ ).

#### 4.2.1.3. $b^*$ Değerleri

Örneklerin simantasyondan önceki  $b^*$  değerleri Tablo 4.9.'da gösterilmiştir.

Tanımlayıcı istatistik sonuçlarına göre 0,5 mm kalınlıktaki örnekler en yüksek  $b^*$  değerlerine, 2 mm kalınlıktaki örnekler en düşük  $b^*$  değerlerine sahiptir ( $p<0,001$ ) (Tablo 4.9).

**Tablo 4.9.** Farklı kalınlıklardaki örneklerin simantasyonundan önce elde edilen  $b^*$  değerleri

Kalınlık	N	Minimum	Maximum	Ortalama	Standart Sapma
0,5 mm	20	21,60	22,40	22,04	0,14
1 mm	20	20,76	21,37	21,06	0,13
1,5 mm	20	20,12	20,91	20,52	0,25
2 mm	20	20,11	21,64	20,28	0,35

Materyalin kalınlığı arttıkça,  $b^*$  değeri azalmaktadır ( $p<0,001$ ). Materyalin kalınlığı ile  $b^*$  değeri arasında istatistiksel olarak yüksek düzeyde anlamlı, negatif yönde korelasyon vardır.

Örneklerin simantasyonundan sonraki  $b^*$  değerleri Tablo 4.10.'da gösterilmiştir.

Yapılan tanımlayıcı istatistik sonuçlarına göre 0,5 mm kalınlıkta opak simanla simante edilen örnekler en yüksek b\* değerlerine, 2 mm kalınlıktaki şeffaf simanla simante edilen örnekler en düşük b\* değerlerine sahiptir ( $p<0,001$ ) (Tablo 4.10).

**Tablo 4.10.** Örneklerin simantasyonundan sonra elde edilen b\* değerleri

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
<b>0,5 mm kalınlık</b>					
Şeffaf renk siman	10	23,86	24,25	24,04	0,10
Opak renk siman	10	24,39	24,62	24,52	0,06
<b>1 mm kalınlık</b>					
Şeffaf renk siman	10	22,31	22,73	22,51	0,09
Opak renk siman	10	22,86	23,25	23,06	0,13
<b>1,5 mm kalınlık</b>					
Şeffaf renk siman	10	21,41	21,74	21,54	0,11
Opak renk siman	10	21,74	22,33	22,06	0,19
<b>2 mm kalınlık</b>					
Şeffaf renk siman	10	20,76	21,31	21,05	0,15
Opak renk siman	10	21,33	21,71	21,52	0,10

Şeffaf ve opak siman grubunda, materyalin kalınlığı ile b\* değerleri arasındaki ilişkiyi belirlemek için Pearson korelasyon testi yapılmıştır. Şeffaf simanla simante edilen örneklerde, kalınlık arttıkça, b\* değeri azalmaktadır ( $p<0,001$ ). Şeffaf siman grubunda, materyalin kalınlığı ile b\* değeri arasında istatistiksel olarak yüksek düzeyde anlamlı, negatif yönde korelasyon vardır.

Opak simanla simante edilen örneklerde, kalınlık arttıkça, b\* değeri azalmaktadır ( $p<0,001$ ). Opak siman grubunda, materyalin kalınlığı ile b\* değeri arasında istatistiksel olarak yüksek düzeyde anlamlı, negatif yönde korelasyon vardır.

Şeffaf ve opak simanın aynı kalınlıkta, ortalama b\* değerlerini karşılaştırmada tek örneklem t-testi kullanılmıştır. İstatistik sonucuna göre, her bir kalınlık grubunda, opak simanla simante edilen örneklerin b\* değerleri ortalaması, şeffaf simanla simante edilenlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede fazladır ( $p<0,001$ ).

#### 4.2.2. $\Delta E$ Değerleri

Aynı kalınlıktaki örneklerde, farklı renk simanlar arasındaki renk farklılığı ( $\Delta E$ ) değerleri, Tablo 4.11.'de verilmiştir.

Yapılan tanımlayıcı istatistikler sonucu elde edilen ortalama  $\Delta E$  değerleri, O' Brien' ın klinik eşleşme tolerans eşik değerleri tablosuna göre (Tablo 2.1.) sınıflandırılmıştır (Tablo 4.11).

**Tablo 4.11.** Aynı kalınlıktaki örneklerde farklı renk simanlar arasındaki renk farklılığı ( $\Delta E$ ) değerleri

	$\Delta E$				Renk Eşleşmesi
	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma	
<b>0,5 mm</b>					
Şeffaf siman-opak siman	4,51	4,61	4,56	0,02	Uyumsuz
<b>1 mm</b>					
Şeffaf siman- opak siman	3,47	3,67	3,57	0,06	Uyumsuz
<b>1,5 mm</b>					
Şeffaf siman-opak siman	3,03	3,24	3,14	0,05	Klinik olarak kabul edilebilir
<b>2 mm</b>					
Şeffaf siman-opak siman	2,74	2,96	2,85	0,05	Klinik olarak kabul edilebilir

Aynı kalınlıktaki örneklerde, simantasyon sonrasında farklı renk simanlar arasında en yüksek renk farkı ( $\Delta E$ ) değeri 0,5 mm kalınlığındaki örneklerde bulunurken, en düşük renk farkı değeri 2 mm kalınlığındaki örneklerde bulunmuştur ( $p<0,001$ ).

0,5 mm ve 1 mm kalınlığında, şeffaf simanla simante edilen ve opak simanla simante edilen örnekler arasında uyumsuz renk değişimi gözlenirken; 1,5 mm ve 2mm kalınlığındaki örneklerde klinik olarak kabul edilebilir renk değişikliği gözlenmiştir.

Şeffaf ve opak siman uygulanan örnekler arasındaki renk farkı ( $\Delta E$ ), kalınlık arttıkça azalmaktadır ( $p<0,001$ ). Simanlar arasındaki renk farkıyla, materyal kalınlığı arasında, istatistiksel olarak yüksek düzeyde negatif korelasyon vardır.



Şeffaf simanla simante edilen örneklerin kendi içinde materyal kalınlığındaki artışa göre renk değişimi Tablo 4.12.'de gösterilmiştir.

Şeffaf simanla simante edilen örneklerde, en yüksek renk farkı ( $\Delta E$ ) değeri, 0,5 mm ve 1 mm kalınlığı arasında gözlenirken; en düşük renk farkı değeri 1,5 mm ile 2 mm kalınlığı arasında gözlenmiştir ( $p < 0,001$ ) (Tablo 4.12).

**Tablo 4.12.** Materyal kalınlığının değişimine göre şeffaf simanda elde edilen renk farklılığı ( $\Delta E$ ) değerleri

Kalınlık	$\Delta E$				Renk Eşleşmesi
	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma	
0,5- 1 mm	2,34	2,42	2,38	0,02	Klinik olarak kabul edilebilir
1-1,5 mm	1,94	2,14	2,04	0,05	Klinik olarak kabul edilebilir
1,5- 2 mm	1,52	1,68	1,60	0,04	İyi

Şeffaf simanla simante edilen 0,5 mm ve 1 mm kalınlığındaki örnekler arasında, klinik olarak kabul edilebilir renk değişikliği gözlenmiştir ( $\Delta E = 2,38$ ).

Şeffaf simanla simante edilen 1 mm ve 1,5 mm kalınlığındaki örnekler arasında, klinik olarak kabul edilebilir renk değişikliği gözlenmiştir ( $\Delta E = 2,04$ ).

Şeffaf simanla simante edilen 1,5 mm ve 2 mm kalınlığındaki örnekler arasında, klinik olarak iyi renk değişikliği gözlenmiştir ( $\Delta E = 1,60$ ).

Şeffaf simanda, materyalin kalınlığı arttıkça, renk değişimi ( $\Delta E$ ) azalmaktadır ( $p < 0,001$ ). Şeffaf simanda, kalınlıkla renk değişimi arasında istatistiksel olarak yüksek düzeyde negatif korelasyon vardır.

Opak simanla simante edilen örneklerin kendi içinde materyal kalınlığındaki artışa göre renk değişimi Tablo 4.13.'te gösterilmiştir.

Opak simanla simante edilen örneklerde, en yüksek renk farkı ( $\Delta E$ ) değeri, 0,5 mm ve 1 mm kalınlığı arasında gözlenirken; en düşük renk farkı değeri 1,5 mm ile 2 mm kalınlığı arasında gözlenmiştir ( $p < 0,001$ ) (Tablo 4.13).

**Tablo 4.13.** Materyal kalınlığının değişimine göre opak simanda elde edilen renk farklılığı ( $\Delta E$ ) değerleri

$\Delta E$					
Kalınlık	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma	Renk Eşleşmesi
<b>0,5- 1 mm</b>	3,11	3,33	3,21	0,05	Klinik olarak kabul edilebilir
<b>1-1,5 mm</b>	2,38	2,46	2,42	0,02	Klinik olarak kabul edilebilir
<b>1,5- 2 mm</b>	1,87	1,91	1,89	0,01	İyi

Opak simanla simante edilen 0,5 mm ve 1 mm kalınlığındaki örnekler arasında, klinik olarak kabul edilebilir renk değişikliği gözlenmiştir ( $\Delta E = 3,21$ ).

Opak simanla simante edilen 1 mm ve 1,5 mm kalınlığındaki örnekler arasında, klinik olarak kabul edilebilir renk değişikliği gözlenmiştir ( $\Delta E = 2,42$ ).

Opak simanla simante edilen 1,5 mm ve 2 mm kalınlığındaki örnekler arasında, klinik olarak iyi renk değişikliği gözlenmiştir ( $\Delta E = 1,89$ ).

Opak simanda, materyalin kalınlığı arttıkça, renk değişimi ( $\Delta E$ ) azalmaktadır ( $p < 0,001$ ). Opak simanda, kalınlıkla renk değişimi arasında istatistiksel olarak yüksek düzeyde negatif korelasyon vardır.

Farklı renkteki simanların, farklı kalınlıklardaki, simantasyon öncesinde ve sonrasında ölçülen  $L^*$  değerlerindeki değişim ( $\Delta L$ ) değerleri,  $a^*$  değerlerindeki değişim ( $\Delta a$ ) değerleri,  $b^*$  değerlerindeki değişim ( $\Delta b$ ) değerleri ve simantasyon öncesinde ve sonrasında gözlenen renk değişim ( $\Delta E$ ) değerlerini belirlemede tanımlayıcı istatistikler, gruplar arası farklılıkları karşılaştırmada çift yönlü varyans analizi ve çoklu karşılaştırma analizi yapılmıştır (Tablo 4.14) (Tablo 4.15) (Tablo 4.16) (Şekil 4.2).

**Tablo 4.14.** Farklı renk simanların kalınlığa göre  $\Delta L$ ,  $\Delta a$ ,  $\Delta b$  ve  $\Delta E$  değerleri

		$\Delta L$	$\Delta a$	$\Delta b$	$\Delta E$	Renk Eşleşmesi
0,5 mm	Şeffaf siman	-3.02±0.03	-1.01±0.01	-2.08±0.05	3.74±0.05	Uyumsuz
	Opak siman	-7.51±0.01	-1.53±0.02	-2.54±0.03	8.05±0.03	Uyumsuz
1 mm	Şeffaf siman	-2,01±0.03	-0.71±0.01	-1,53±0.04	2.59±0.05	Klinik olarak kabul edilebilir
	Opak siman	-5.49±0.02	-1.32±0.06	-2.07±0.03	5.98±0.02	Uyumsuz
1,5 mm	Şeffaf siman	-1.51±0.01	-0.52±0.01	-1.05±0.02	1.87±0.03	İyi
	Opak siman	-4.56±0.03	-1.13±0.02	-1.54±0.03	4.92±0.03	Uyumsuz
2 mm	Şeffaf siman	-0.84±0.02	-0.32±0.02	-0.83±0.01	1.19±0.04	İyi
	Opak siman	-3.59±0.02	-0.91±0.01	-1.35±0.02	3.92±0.02	Uyumsuz

**Tablo 4.15.** Kalınlık ve siman rengine göre  $\Delta E$  değerlerinin ANOVA testi sonuçları

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p
Kalınlık	122,504	3	40,835	25731,647	0,000
Renk	227,408	1	227,408	143299,081	0,000
Kalınlık*Renk	6,979	3	2,326	143299,081	0,000
Hata	0,114	72	0,002		
Toplam	1658,696	80			

**Tablo 4.16.** Materyalin kalınlık alt grubuna göre  $\Delta E$  değerlerinin birbirleri arasında yapılan Tukey testi sonucu

kalınlık	N	Subset for alpha = 0.05		
		1	2	3
2,00 mm	20	2,5555		
1,50 mm	20	3,3955	3,3955	
1,00 mm	20		4,2880	
0,50 mm	20			5,8960
Sig.		,435	,381	1,000

Siman uygulaması öncesinde ve sonrasında  $L^*$  değerlerindeki değişim ( $\Delta L$ ), en yüksek 0,5 mm kalınlığında opak simanla simante edilen örneklerde görülürken; en düşük  $\Delta L$  değerleri 2 mm kalınlığındaki şeffaf simanla simante edilenlerde görüldü

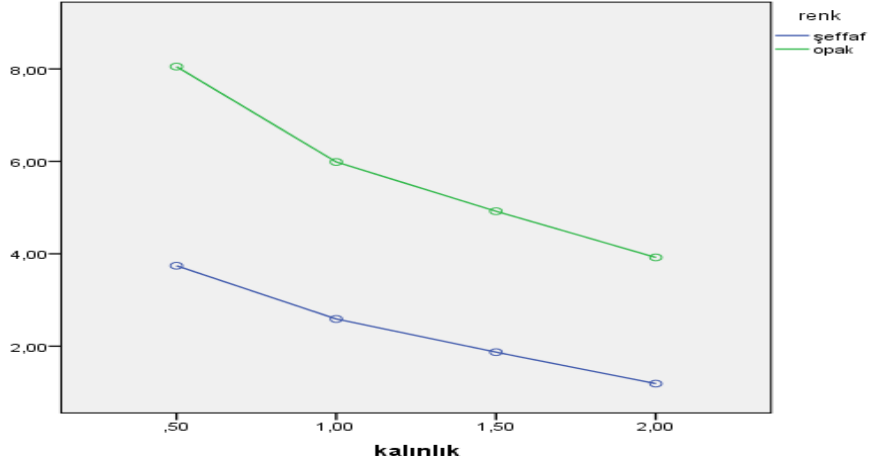
( $p < 0,001$ ). Şeffaf ve opak siman grubunda kalınlık arttıkça  $L^*$  değerlerindeki değişim ( $\Delta L$ ) miktarı azalmaktadır ( $p < 0,001$ ). Tüm kalınlıklarda opak simandaki  $L^*$  değerlerindeki değişim ( $\Delta L$ ) değerleri, şeffaf simandan büyüktür ( $p < 0,001$ ).

Simantasyon öncesinde ve sonrasında  $a^*$  değerlerindeki değişim ( $\Delta a$ ), en yüksek 0,5 mm kalınlığındaki opak simanla simante edilen örneklerde görülürken; en düşük  $\Delta a$  değerleri 2 mm kalınlığındaki şeffaf simanla simante edilenlerde görülmüştür ( $p < 0,001$ ). Şeffaf ve opak siman grubunda kalınlık arttıkça  $L^*$  değerlerindeki değişim ( $\Delta a$ ) miktarı azalmaktadır ( $p < 0,001$ ). Tüm kalınlıklarda opak simandaki  $a^*$  değerlerindeki değişim ( $\Delta a$ ) değerleri, şeffaf simandan büyüktür ( $p < 0,001$ ).

Simantasyon öncesinde ve sonrasında  $b^*$  değerlerindeki değişim ( $\Delta b$ ), en yüksek 0,5 mm kalınlığında opak simanla simante edilen örneklerde görülürken; en düşük  $\Delta b$  değerleri 2 mm kalınlığındaki şeffaf simanla simante edilen örneklerde görülmüştür ( $p < 0,001$ ). Şeffaf ve opak siman grubunda kalınlık arttıkça  $L^*$  değerlerindeki değişim ( $\Delta b$ ) miktarı azalmaktadır ( $p < 0,001$ ). Tüm kalınlıklarda opak simandaki  $b^*$  değerlerindeki değişim ( $\Delta b$ ) değerleri, şeffaf simandan büyüktür ( $p < 0,001$ ).

Simantasyon öncesinde ve sonrasında renk değerlerindeki değişim ( $\Delta E$ ), en yüksek 0,5 mm kalınlığında opak simanla simante edilen örneklerde görülürken; en düşük  $\Delta E$  değerleri 2 mm kalınlığında şeffaf simanla simante edilenlerde görülmüştür ( $p < 0,001$ ).

Şeffaf ve opak siman grubunda kalınlık arttıkça renk değişim ( $\Delta E$ ) miktarı azalmaktadır ( $p < 0,001$ ). Tüm kalınlıklarda opak simandaki renk değişim ( $\Delta E$ ) değerleri, şeffaf simandan büyüktür ( $p < 0,001$ ) (Şekil 4.2).



**Şekil 4.2.** Şeffaf ve opak simanın farklı kalınlıklardaki  $\Delta E$  değerleri

0,5 mm kalınlığındaki, şeffaf ve opak siman uygulanan örneklerde, klinik olarak uyumsuz renk değişikliği gözlenmiştir ( $\Delta E > 3,5$ ).

1 mm kalınlığındaki örneklerde, opak simanda klinik olarak uyumsuz ( $\Delta E > 3,5$ ); şeffaf simanda klinik olarak kabul edilebilir renk değişikliği ( $\Delta E = 2-3,5$ ) gözlenmiştir.

1,5 mm kalınlığındaki örneklerde, opak simanda klinik olarak uyumsuz ( $\Delta E > 3,5$ ); şeffaf simanda klinik olarak iyi renk değişikliği ( $\Delta E = 1-2$ ) gözlenmiştir.

2 mm kalınlığındaki örneklerde, opak simanda klinik olarak uyumsuz ( $\Delta E > 3,5$ ); şeffaf simanda klinik olarak iyi renk değişikliği ( $\Delta E = 1-2$ ) gözlenmiştir.

## 5. TARTIŞMA

Metal-seramik restorasyonlar, diş hekimliğinde sabit protez uygulamalarında uzun süredir kullanılan, güvenilir tedavi yöntemidir. Ancak, metal seramik restorasyonların, metal altyapının porselenin ışık geçirgenliğini azaltması nedeniyle restorasyonun yüksek opasite göstermesi ve özellikle yüksek gülme hattına sahip olan hastalarda gülüş esnasında dişetinde oluşan metalik yansıma gibi estetik dezavantajları vardır. Ayrıca, değersiz metal alaşımlarının altyapı olarak kullanıldığı restorasyonlar, değerli metal alaşımlarının kullanıldığı restorasyonlardan veya seramiklerden daha sık alerjik reaksiyonlara neden olabilir ve korozyon sorunları gösterebilir. Tam seramik restorasyonlar, mükemmel estetik, kimyasal stabilite ve biyouyumluluk özelliklerinden dolayı metal seramik restorasyonlara alternatif olarak kullanılmaktadır.<sup>16, 43</sup> Tam seramik restorasyonlar, estetik açıdan üstün olmakla birlikte; metal-seramik restorasyonlara kıyasla nispeten daha düşük mekanik dirençlerinden dolayı, özellikle posterior bölgedeki klinik uygulamaları hakkında çeşitli endişeler mevcuttur.<sup>72</sup>

Üstün biyouyumluluğa ve yüksek mekanik özelliklere sahip olan zirkonya, dental restorasyonlarda altyapı materyali olarak uzun yıllardır kullanılmaktadır.<sup>4</sup> Yapısındaki yüksek kristalin içeriği zirkonyaya yüksek kırılma direnci sağlarken, aynı zamanda materyalin translüsensini azaltarak estetiği olumsuz yönde etkiler.<sup>16</sup> Zirkonya alt yapılı restorasyonlarda, alt yapının opasitesini maskelemek ve doğala yakın görüntü elde etmek için, translüsent veneer porselen materyalleri kullanılmaktadır. Ancak, zirkonya alt yapılı restorasyonlarda zamanla, alt yapı materyali ile veneer porseleni arasındaki bağda kopma (chipping) veya veneer porseleninde kohesiv kırılma meydana gelebilmektedir.<sup>164</sup>

Zirkonya alt yapılı restorasyonların dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacıyla, veneer porseleni kullanmadan sadece zirkonya materyalinden üretilen monolitik

zirkonya restorasyonlar geliştirilmiştir. Kabul edilebilir estetiğe, basit klinik tekniğe ve döküm altın alaşımlara oranla nispeten düşük maliyete sahip olan monolitik zirkonya restorasyonların diş hekimliğinde kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Monolitik zirkonya restorasyonların diğer tam seramik sistemlere kıyasla gözle görülür bir dezavantajı, zirkonyanın parçacıkları ve matrisi arasındaki yüksek kırılma indisi uyumsuzluğuna ve dağınık parçacıklara bağlı olarak, translüensliğinin az olmasıdır. Son yıllarda bu dezavantajı ortadan kaldırmak amacıyla, zirkonyanın sinterleme derecelerinde modifikasyon yapılarak, estetik özellikleri geliştirilerek yüksek translüensliğe sahip monolitik zirkonya restorasyonlar üretilmiştir.<sup>165</sup>

Bu tez çalışmasında, yüksek translüensi,<sup>165</sup> üstün biyouyumluluk ve yüksek mekanik özellikler<sup>4</sup> gibi avantajlara sahip olması nedeniyle monolitik zirkonya materyali (Kuraray Noritake Dental, Noritake, Japonya) kullanılmıştır.

Zirkonya seramik restorasyonların simantasyonunda, geleneksel simanlar veya adeziv rezin simanlar kullanılabilir. Zirkonyum restorasyonlar, yeterli tutuculuk ve dirence sahip diş preparasyonlarında geleneksel yöntemle simante edilebilirken, özellikle restorasyonun tutucu özelliklerinin kaybolduğu durumlarda adeziv simantasyon, geleneksel simantasyondan daha avantajlıdır. Günümüzde adeziv rezin simanlar tam seramik restorasyonların simantasyonunda en sık kullanılan materyaldir. Önce kimyasal sertleşen, daha sonraki yıllarda da görünür ışıkla ve/veya dual-sertleşen adeziv rezin simanlar, seramik restorasyonların simantasyonu için tavsiye edilmektedir.<sup>166</sup>

Bu tez çalışmasında ışık gücünün rezine tamamen ulaşmasının mümkün olamayacağı kalınlıktaki örnekler (1,5 mm ve 2 mm) mevcut olduğundan, derin tabakalarda simanın polimerizasyonun tamamlanmasını sağlayan kimyasal polimerizasyon gözlenen,<sup>167</sup> dual-cure rezin siman (Panavia V5) siman kullanılmıştır.

Adeziv rezin simanların, içerdiği başlatıcı maddeye göre yapılan restorasyonun final rengini etkiledikleri belirtilmiştir. Dual polimerize reaksiyon, bir peroksit başlatıcı ve bir amin hızlandırıcı ile başlarken, ışık reaksiyonu ise 460 nm dalga boyundaki mavi görünür ışığın kamforokinon (cq) başlatıcıyı aktive etmesiyle başlamaktadır. Dual veya kimyasal polimerizasyon için ek kimyasalların kullanıldığı durumlarda zamanla renk değişimi gözlenebilir. Benzoil peroksit veya amin redox başlatıcı içermeyen rezin simanların renk stabilitesinin, içerenlere göre daha fazla olduğu belirtilmiştir.<sup>168</sup>

Müeller ve ark.<sup>153</sup> 6 farklı rezin simanın (RelyX Unicem 2 Automix, RelyX Ultimate, Multilink Speed CEM, Multilink Automix, Panavia SA Plus, Panavia V5) sudaki çözünürlüğünü ve su emilimini ISO 4049 standartlarına göre karşılaştırdıkları çalışmalarında, Panavia V5 (PV5) rezin simanın diğer simanlardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük ( $p < 0,001$ ,  $20,8 \pm 0,4 \mu\text{g mm}^{-3}$ ) su emilimi gösterdiğini belirtmişlerdir. Örneklere termal siklus uygulandıktan sonra ise, hem dual sertleşen PV5 örnek grubunun, hem de kendinden sertleşen PV5 örnek grubunun su emiliminin diğer siman gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede ( $p < 0,001$ ) az olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca PV5 rezin simanın su emiliminin az olması nedeniyle termal siklustan, çalışmadaki diğer simanlara göre daha az etkilendiğini belirtmişlerdir.

Araştırmalarda, materyallerin kompozisyonunun, materyalin su emilimi ve suda çözünürlüğünden sorumlu olduğu belirtilmiştir. Fosforik asit grupları, üretan dimetakrilat (UDMA), methacryloyloxydecyl-dihydrogenphosphate (MDP), hydroxymethacrylate (HEMA) gibi hidrofilik monomer ya da doldurucu siman içeren rezin simanların su emiliminin daha fazla olduğu belirtilmiştir. PV5 rezin siman, hidrofilik alifatik dimetakrilat içerir ancak, fosfat, hidroksil grupları ya da alkalik doldurucular içermez. Bu da PV5' in düşük su emilimi ( $20,8 \pm 0,4 \mu\text{g mm}^{-3}$ ) göstermesini açıklamaktadır.<sup>153</sup>



Farklı renk rezin simanların monolitik zirkonyumun renk ve translüsensliğine etkisinin incelendiği tez çalışmamızda, amin redox başlatıcı içermemesi,<sup>169</sup> düşük su emilimi,<sup>153</sup> uzun dönem renk stabilitesi ve dentine yüksek bağlanma kuvveti göstermesi<sup>156</sup> nedeniyle Panavia V5 rezin siman kullanılmıştır.

Dental seramik restorasyonlarda estetik, renk, translüsensi, floresans, yüzey yapısı ve şekli gibi çeşitli faktörlerden etkilenir.<sup>170</sup> Translüsensi ve renk, restorasyonun doğal dişlere yakın görünümüne sahip olmasında önemli faktörlerdir. Translüsensi özelliği, hedef rengi elde etmek için alttaki dişin rengini izole etmek veya yansıtma için kullanılabilir. Yüksek translüsensliğe sahip olan materyaller, açık renge sahip doğal dişlerin restorasyonunda kullanılırken, daha düşük translüsensliğe sahip materyaller koyu renkli dişlerin rengini maskeleyerek için kullanılmaktadır.<sup>171</sup>

Bir seramik materyalin translüsensliği, ışığın emilimi, yansımaları ve iletilmesi kontrol edilerek ayarlanabilir.<sup>172</sup> Işığın saçılması ve yansımaları arttıkça, materyalin opasitesi artar. Daha düşük yansımaya ve daha yüksek ışık iletimi ise, materyalin translüsensliğinin artmasına neden olur. Işığın saçılması, bir seramik materyalin translüsensliğini etkileyen önemli bir faktördür.<sup>173</sup> Zirkonya ile yapılmış bir çalışmada, özellikle 400-700 nm aralığında orta ve yüksek dalga boyundaki ışıkta, ışığın saçılmasının, ışığın emiliminden daha baskın olduğu gösterilmiştir. Saçılma etkisi zirkonyanın opak görünümünün nedenlerinden biridir.<sup>174</sup>

Dental seramiklerin translüsensliğinin belirlenmesinde; doğrudan ışık geçişinin ölçülmesi, saçılan ışıkla birlikte toplam ışık geçişinin ölçülmesi ve spektral yansımaya olmak üzere üç farklı yöntem uygulanabilmektedir.<sup>175</sup> CIE Yxy ve CIE L\*a\*b\* sistemlerinde spektral yansımaya tespiti, translüsensi parametresi (TP) veya kontrast oranı (Contrast Ratio- CR) ile yapılmaktadır.<sup>106, 107</sup>

Transludentlik genellikle kontrast oran (Contrast Ratio- CR) ve translusensi parametresi (TP) ile ifade edilmektedir. Translusensi parametresi, aynı kalınlıktaki materyallerin siyah ve beyaz zemin üzerindeki renk farklılıklarını ve doğrudan translusensi değerinin karşılığını gösteren parametre olarak tanımlanmaktadır. Yüksek TP değeri; yüksek transludentlik ve düşük opasiteyi ifade etmektedir. Materyalin siyah ve beyaz arka fon önünde gösterdiği yansımanın oranı “CR olarak adlandırılmaktadır.”<sup>176</sup>

Opak materyallerde arka fona bağlı olmaksızın siyah fon üzerindeki yansıma (Yb) ve beyaz fon üzerindeki yansıma (Yw) birbirine eşittir ve dolayısıyla kontrast oran değerleri aynıdır. Transparan materyalde ise tüm ışık siyah arka fon tarafından absorbe edildiğinden yansıyan ışık mevcut değildir. Yb değeri ve dolayısıyla CR değeri sıfırdır. CR; sıfır ile bir arasında dar bir sonuç alanı ile ifade edilmektedir.<sup>177</sup>

Literatürde, monolitik zirkonyanın translüsensi değerleri diğer materyallerle karşılaştırılmıştır. Tuncel ve ark.<sup>178</sup> altyapı zirkonya materyalleri ile monolitik zirkonya materyallerinin translüsensliğini karşılaştırdıkları çalışmalarında, A3 renkle renklendirilmiş zirkonya altyapı materyali (ICE Zircon) ve monolitik zirkonya materyali (Prettau Zirconia) kullanmışlardır. Araştırmalarının sonucunda, materyallerin kontrast oranları (Contrast Ratio- CR) arasında önemli farklılıklar bulmuşlardır. Monolitik zirkonya materyali, diğer zirkonya altyapı materyallerinden daha opak bulunmuştur. Ayrıca, SEM görüntülerinde zirkonya alt yapı materyalinin tanecik büyüklüğünün 233 nm, renklendirilmiş zirkonya materyalinin tanecik büyüklüğünün 256 nm ve monolitik zirkonya materyalinin tanecik büyüklüğünün 361 nm olduğunu belirtmişlerdir. Materyallerin tanecik büyüklüğü arttıkça, kontrast oranının arttığı ve materyallerin daha opak olduğu sonucuna varmışlardır.

Son yıllarda yüksek translüsensliğe sahip monolitik zirkonya materyalleri piyasaya sunulmuştur. Matsuzaki ve ark.<sup>179</sup> monolitik translüsent zirkonya ve porselen

tabakalı zirkonyanın translüensliğini ve bükülme dayanımını inceledikleri çalışmalarında, 3 farklı karıştırma oranına sahip (100:0, 70:30, 50:50) translüent zirkonya (Zpex, Zpex-Yellow) ve konvansiyonel opak zirkonya (Tosoh) üzerine vener porseleni kullanmışlardır. Zpex zirkonyanın Zpex-Yellow zirkonyaya oranı, Zpex100 grubunda 100:0; Zpex70 grubunda 70:30, Zpex50 grubunda 50:50 olarak belirlenmiştir. Araştırmanın sonucunda elde edilen TP değerleri büyükten küçüğe doğru; Zpex100> Zpex70> Zpex50> konvansiyonel zirkonya olarak bulunmuştur. Zpex yellow materyalinin oranı arttıkça translüensliğin azalmasının nedeninin, Zpex-Yellow materyaline katılan ve koyu renkte olan Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub> materyaline bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca bütün TZP örneklerinin biaksiyel bükülme dayanımları 1000 MPa civarında olup, konvansiyonel zirkonya altyapı materyali üzerine uygulanan ve 70 MPa esneklik dayanımına sahip feldspatik porselenden çok daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Sonuç olarak, monolitik zirkonya materyallerinin hem translüensliğinin hem de kuvvetler karşısındaki bükülme dayanımlarının konvansiyonel opak zirkonyadan daha fazla olduğu belirtilmiştir.

Vichi ve ark.<sup>180</sup> geleneksel ve artmış translüensliğe sahip zirkonyaların kontrast oranı, translüensi parametresi ve bükülme dayanımını karşılaştırdıkları çalışmalarında, CEREC CAD/CAM sisteminde kullanılan 5 farklı zirkonya materyalini (IPS e.max Zir-CAD, inCoris ZI, inCoris TZI, In-Ceram YZ, In-Ceram YZ HT) incelemişlerdir. Çalışma sonucunda, en yüksek TP değerleri, son yıllarda yüksek translüensliğe sahip materyaller olarak piyasaya sürülen inCoris TZI (14,05±0,31) ve VITA In-Ceram YZ HT (14,44±0,34) materyallerinde; en düşük TP değerleri ise geleneksel zirkonya materyali olan Ivoclar IPS e.max Zir-CAD' de (11,48±0,53) ölçülmüştür. Materyallerin TP ve CR arasındaki değerleri arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,001). En yüksek esneklik dayanımına sahip olan materyal geleneksel zirkonya

olan inCoris ZI (1160±108) iken; en düşük esneklik dayanımına sahip olan materyal ise yüksek translüsentliğe sahip inCoris TZI (1098±118) olarak bulunmuştur.

Kim ve Kim<sup>181</sup> önceden renklendirme yapılmış monolitik zirkonya seramiklerin optik özelliklerini araştırdıkları çalışmalarında, farklı renklerde monolitik zirkonya materyalleri (Rainbow Shade A05, A2, High Shine A0, A1, A2; Katana ML A Light, Katana ML A Dark; ,ST pre-shade A1, A2, A3), farklı renklerde veneerlenmiş zirkonya materyalleri (Rainbow Trans Zirkonya, VM9 A1, A2, A3, A3.5, B2 renkte dentin ve mine porseleni), farklı renklerde lityum disilikat esaslı cam seramik materyalleri (LT A1, LT A2, LT A3, HTA1, HTA2, HTA3 renklerinde IPS e.max CAD) kullanılmışlardır. En yüksek translüseni değerleri e.max gruplarında bulunmuştur (p<0,001).

Church ve ark.<sup>182</sup> yüksek translüsent zirkonyum oksit materyallerinin translüseni ve dayanıklılıklarını inceledikleri çalışmalarında, 4 farklı monolitik zirkonyum oksit materyali (BruxZir Shaded 16 ve BruxZir HT, Lava Plus, inCoris TZI) ve bir çeşit yüksek translüsent lityumdisilikat monolitik cam seramik materyali (IPS emax CAD HT) kullanmışlardır. 0,5, 1, 1,5 ve 2 mm olmak üzere 4 farklı kalınlıkta hazırladıkları örneklerin bükülme dayanımlarını ve TP değerlerini karşılaştırmışlardır. Her bir kalınlık grubunda IPS emax CAD materyali, diğer zirkonyum oksit materyallere göre yüksek translüseni göstermiştir. Tüm zirkonyum oksit gruplarında, kalınlık arttıkça TP değerleri azalmıştır. Bükülme dayanımı testi ile materyalin çatlak yayılımına direnci ölçülmektedir. Yüksek translüsent zirkonya materyalleri, yüksek translüsent lityumdisilikat monolitik cam seramik materyalinden daha fazla esneklik dayanımı göstermişlerdir.

Harada ve ark.<sup>183</sup> monolitik restorasyonlar için zirkonya ve lityum disilikatın translüsentliğini karşılaştırdıkları çalışmalarında, 2 farklı kalınlıkta (0,5 mm ve 1 mm)

hazırlanmış, 5 farklı zirkonya materyali (Prettau Anterior, Bruxzir, Katana HT, Katana ST, Katana UT) ve 1 çeşit lityum disilikat esaslı seramik materyali (e.max CAD LT) kullanmışlardır. Her iki kalınlıkta da lityum disilikat esaslı cam seramiğin (e.max CAD LT) zirkonya materyallerinden daha translüsent olduğunu belirlemişlerdir. Zirkonya materyallerinin, her iki kalınlık grubunda da translüsentliğini büyükten küçüğe doğru; Katana UT> Prettau Anterior> Katana ST> Katana HT> BruxZir şeklinde sıralamışlardır. Bu sonuçtan yola çıkarak, koyu renk dişe sahip ve kuron restorasyonu yapılması gereken hastalar ve metalik abutment kullanılan implantüstü restorasyonlar gibi alttaki dişin/ abutmentin renginin maskelenmesi gereken durumlarda, daha opak yapıda olan BruxZir ve Katana HT' in kullanımını tavsiye etmişlerdir. Ayrıca, Katana UT, ST ve HT bloklarının üretici firması, kuvvetler karşısındaki esneklik dayanımı 557 MPa Katana Ultra Transludent blokların, laminate veneerlerin ve anterior bölgedeki kuron restorasyonların yapımında; bükülme dayanımı 748 MPa olan Katana Super Translucent blokların, anterior bölgede ve posterior bölgede en fazla 3 üyeli sabit restorasyonlarda kullanılabileceğini belirtmiştir. Katana High Translucent blokların esneklik dayanımı 1125 MPa olduğu için anterior bölgede ve posterior bölgede 3 üyeden fazla restorasyonların yapımında kullanılabileceği belirtilmiştir.<sup>184</sup>

Sulaiman ve ark.<sup>160</sup> tarafından yapılan çalışmada, farklı kalınlıklardaki (0.5, 0.7, 1.0, 1.2, 1.5 ve 2 mm) monolitik zirkonya materyallerinin translüensliği karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada, dört farklı parsiyel stabilize monolitik zirkonya (Prettau Zirconia, Bruxzir Zirconia, Wieland Zenostar Translucent, Katana High Translucent), bir çeşit full stabilize monolitik zirkonya (Prettau Anterior) ve kontrol grubu olarak da altyapı zirkonya materyali (ICE Zircon) kullanılmıştır. Çalışma sonucunda, kullanılan materyallerin translüensliği büyükten küçüğe doğru Prettau Anterior> Katana HT > Zenostar> ICE Zircon= Prettau= Bruxzir şeklinde sıralanmıştır

( $p<0,05$ ). Çalışmada, ayrıca, parsiyel stabilize monolitik zirkonya materyallerinin (Prettau Zirconia, Bruxzir Zirconia, Wieland Zenostar Translucent, Katana High Translucent) kuvvetler karşısındaki biaksiyel bükülme dayanımlarının, full stabilize monolitik zirkonya materyalinden (Prettau Anterior) anlamlı olarak daha fazla olduğu belirtilmiştir ( $p<0,05$ ). Full stabilize zirkonya materyali olan ve yittria içeriği %12' den az olan Prettau Anterior' un, %4 ile %6 yittria içeren parsiyel stabilize monolitik zirkonya materyallerinden daha translüent olmasının nedeninin, daha fazla kübik form zirkonya içermesi olduğunu belirtmişlerdir.

Bir restorasyonun translüsensliğini etkileyen faktörlerden biri restorasyonun kalınlığıdır.<sup>174</sup> Translüsensi, seramik materyalin kalınlığı ile ters orantılıdır; materyalin kalınlığı azaldıkça translüsensliği artmaktadır. Seramik materyallerin kalınlıklarının azaltılması ise materyallerin dayanıklılığını azaltmaktadır.<sup>31</sup> Monolitik zirkonya materyali ise, minimum kalınlıklarda bile tatminkar mekanik özellikler sergiler. Bu nedenle monolitik zirkonya materyalinin, minimum oklüzal mesafenin olduğu durumlarda tercih edilmesi gereken bir materyal olduğu düşünülmektedir.<sup>185</sup>

Kim ve ark.<sup>186</sup> çalışmalarında monolitik zirkonyanın (BruxZir, Glidewell Laboratories, Newport Beach, CA, ABD) kalınlığı ile TP değerleri arasında tüm gruplarda, istatistiksel olarak yüksek düzeyde anlamlı negatif korelasyon bulmuşlardır ( $p<0,001$ ).

Church ve ark.<sup>182</sup> farklı monolitik zirkonya materyalleri (BruxZir Shaded 16 and BruxZir HT, Lava Plus, inCoris TZI C) kullandıkları çalışmalarında, TP değerleri arasında materyal ve kalınlığa göre istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulmuşlardır. Ayrıca, her bir materyal grubunda kalınlık arttıkça TP değerinin azaldığını belirtmişlerdir.

Bu tez çalışmasında, materyalin düşük ve yüksek kalınlıklardaki TP değerlerini karşılaştırmak amacıyla, önceki çalışmalara benzer şekilde,<sup>160, 182</sup> 0,5 mm, 1mm, 1,5 mm ve 2 mm kalınlığında monolitik zirkonya örnekler hazırlandı. Tez çalışması sonucunda, materyalin kalınlığı arttıkça, TP değeri azaldı. 0,5 mm kalınlığındaki örneklerin TP değeri ortalama  $18,72 \pm 0,53$ ; 1 mm kalınlığındaki örneklerin TP değeri  $14,97 \pm 0,47$ ; 1,5 mm kalınlığındaki örneklerin TP değeri  $10,92 \pm 0,22$ ; 2 mm kalınlığındaki örneklerin TP değeri  $8,83 \pm 0,21$  olarak ölçüldü. Materyalin kalınlığı ile TP değerleri arasında, istatistiksel olarak anlamlı negatif korelasyon bulundu ( $p < 0,001$ ). Tez çalışmasından elde edilen sonuçlar, TP değerleri ile kalınlık ilişkisini inceleyen araştırmaların sonuçlarıyla<sup>160, 182, 186</sup> uyumludur.

Diş hekimliğinde renk analizi; görsel ve cihaz yardımıyla yapılan renk ölçüm yöntemleri olmak üzere iki farklı şekilde yapılabilir. Görsel renk ölçüm yöntemlerinin daha basit, düşük maliyetli ve pratik olması gibi avantajlarının yanında, elde edilen sonuçların subjektif olması ve matematiksel olmaması gibi dezavantajları vardır.<sup>187</sup> Cihaz yardımıyla yapılan ölçümlerin ise hızlı ve objektif sonuç alma ve sonuçların matematiksel verilere dönüştürülebilmesi gibi avantajları bulunmaktadır.<sup>188</sup>

En yaygın kullanılan renk ölçüm cihazları; kolorimetreler, spektrofotometreler, dijital kameralar ve görüntü sistemleridir. Spektrofotometre, bir obje üzerinden yansıyan 1-25 nm arası dalga boyundaki görülebilir ışığı ölçmektedir. Kolorimetre ise görünür ışığı kırmızı, yeşil ve mavi alanlarda filtrelemekte ve tristimulus değerlerini ölçmektedir. Kolorimetreler, spektrofotometrelere göre daha ucuz ve basit aletlerdir ancak zamanla filtrelerinin eskimesine bağlı olarak, standardizasyonu bozulabilmektedir. Spektrofotometrelerin, kolorimetrelerle göre; üç yerine daha çok dalga boyunda ölçüm yapabilmeleri sayesinde insan gözünün tespit edemeyeceği renkleri dahi algılayabilmeleri, hata paylarının daha düşük olması gibi üstünlükleri

mevcuttur. Ayrıca spektrofotometreler, kolorimetrelerden farklı olarak metamerizmi değerlendirebilmektedirler.<sup>188</sup>

Paul ve ark.<sup>121</sup> görsel yöntem ile spektrofotometre cihazını karşılaştırdıkları çalışmalarında, spektrofotometrelerin 0,48  $\Delta E$  hata payı ile yüksek derecede tekrarlanabilir sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir.

Dozic ve ark.<sup>189</sup> beş farklı ölçüm cihazını karşılaştırdıkları çalışmalarında; spektrofotometrenin in vivo ve in vitro koşullarda en yüksek doğruluk gösteren, en güvenilir cihaz olduğunu belirtmişlerdir.

Khurana ve ark.<sup>190</sup> üç farklı renk ölçüm cihazının klinik tekrarlanabilirliğini karşılaştırdıkları çalışmalarında; SpectroShade (spektrofotometre) cihazının, diğer renk ölçüm cihazlarına göre çok daha yüksek tekrarlanabilir diş rengini saptayan ve dişin haritasını tamamen çıkaran bir cihaz olduğunu belirtmişlerdir.

Kim-Pusateri ve ark.<sup>191</sup> dört renk ölçüm cihazının (2 spektrofotometre: SpectroShade ve VITA Easyshade; 2 dijital kamera: ShadeVision ve ShadeScan) güvenilirliğini ve doğruluğunu karşılaştırdıkları çalışmalarında, SpectroShade'in güvenilirliği % 96,9 oranında bulunmuştur.

Bu tez çalışmasında monolitik zirkonyumların simantasyon öncesi ve sonrası renk ve translüsensi ölçümü, yüksek doğruluk göstermesi,<sup>189</sup> güvenilir<sup>189, 191</sup> ve tekrarlanabilir sonuçlar vermesi<sup>121, 190</sup> nedeniyle spektrofotometre cihazı (SpectroShade; MHT Optic Research AG, Niederhasli, İsviçre) ile yapılmıştır.

Spektrofotometrik ölçümlerin doğru sonuçlar vermesinde, örnek çapı önem taşımaktadır. Yapılan çalışmalarda örnek çapının, ölçüm cihazının optik ucuna uygun olarak hazırlanması gerektiği belirtilmiştir. Örnek çapı, ölçüm ucuna göre yeterli büyüklükte belirlenmediği takdirde, renk ölçümlerinde kenar ışımaya kaybı (edge loss) meydana gelebilmektedir. Bu etkilenmeler, spektrofotometrik ve kolorimetrik ölçümler



gibi küçük pencere renk ölçümünde açığa çıkan ışımaya kaybına bağlı dalga boyu ile açıklanabilmektedir. Spektrofotometre cihazının okuma alanı 8 mm olarak belirtilmiştir.<sup>192</sup>

Bu tez çalışmasında, monolitik zirkonya disklerin okuma tablasında kayması durumunda meydana gelecek hataları ve kenar ışımaya kayıplarını engellenmek amacıyla örneklerin çapları, önceden yapılmış spektrofotometrik çalışmalara<sup>193-196</sup> benzer olarak cihazın okuma tablasına oturacak şekilde 10 mm olarak belirlenmiştir.

Renk değişim değeri ( $\Delta E$ ); CIE L\*a\*b\* sisteminde, iki rengin L\*, a\* ve b\* koordinatları arasındaki uzaklığın sayısal değeri olarak ifade edilmektedir.<sup>197</sup> Dental materyallerin renk değişimi; spektrofotometreden yansıyan ışının, CIE L\*a\*b\* renk sistemi kullanılarak ölçülmesi ile hesaplanmaktadır. Munsell sistemindeki parlaklık, ton, doygunluk terimleri, CIELAB sisteminde L\*, a\* ve b\* olarak ifade edilmektedir. CIE L\*a\*b\* renk sistemindeki L\* değeri, Munsell sistemindeki value değerinde olduğu gibi açıklık ve koyuluk ile ilgili bir terim olmakla birlikte; düşük L\* değerleri koyuluğu, yüksek L\* değerleri açıklığı ifade etmektedir. CIE L\*a\*b\* renk sisteminde, a\* ve b\* değerleri ise renk komponentinin tanımlanmasında kullanılan terimlerdir. a\* koordinatları kırmızı-yeşil eksen boyunca kromanın bir göstergesi olmakla birlikte; pozitif a\* kırmızılığın, negatif a\* ise yeşilliğin miktarını ifade etmektedir. b\* koordinatları ise sarı-mavi eksen boyunca kromanın bir ölçüsüdür ve pozitif b\* sarılığın miktarını, negatif b\* ise maviliğin miktarını ifade etmektedir. CIE L\*a\*b\* sisteminin en önemli avantajı küçük renk değişikliklerinin tespitine imkan vermesidir. Sistemde renk değişiminin büyüklüğü ise  $\Delta E$  ile ifade edilmektedir.<sup>198</sup>

$\Delta E$  değerinin, kliniğe yansımalarını araştıran birçok farklı araştırma mevcuttur. Renk değişiminin klinik olarak fark edilebilmesi için  $\Delta E$  değerinin 1  $\Delta E$  birimden,<sup>114, 199</sup>

3  $\Delta E$  birimden<sup>200, 201</sup> veya 3.7  $\Delta E$ <sup>198, 202</sup> birimden büyük olması gerektiğini ifade eden renkle ilgili yapılmış birçok farklı çalışma mevcuttur.

Bu tez çalışmasında, elde edilen ortalama  $\Delta E$  değerleri, literatürdeki renk çalışmasına<sup>203</sup> benzer olarak O'Brien'in<sup>102</sup> klinik eşleşme tolerans eşik değerleri tablosuna göre değerlendirildi. O'Brien ve ark.  $\Delta E$  değerinin "0-0,5" arasında olması durumunda, klinik renk algısının mükemmel olduğunu;  $\Delta E$  değerinin "0.5-1" arasında olması durumunda, klinik renk algısının çok iyi olduğunu;  $\Delta E$  değerinin "1-2" arasında olması durumunda, klinik renk algısının iyi olduğunu;  $\Delta E$  değeri "2-3.5" arasında olması durumunda, klinik olarak kabul edilebilir bir renk değişikliği olduğunu;  $\Delta E$  değeri "3.5"tan büyük olması durumunda, rengin klinik olarak uyumsuz olduğunu belirtmişlerdir.<sup>204</sup>

Translüsент bir materyalin nihai rengi; yüzey işlemleri, alttaki diş dokusunun rengi, yapıştırıcı siman materyalinin rengi ve restoratif materyalin kalınlığından etkilenir. Adeziv rezin simanlar, sadece tam seramik restorasyonların diş yüzeyine adezyonunda değil; restorasyonun final renginin düzenlenmesinde de kullanılmaktadır.<sup>205</sup> Monolitik zirkonyanın artmış translüsensliği nedeniyle, özellikle restorasyonun ince olduğu durumlarda, siman materyalinin restorasyonun rengini etkileyeceği düşünülmektedir.<sup>163</sup> Batson ve ark.<sup>10</sup> tam seramik materyallerin farklı rezin simanlarla ve farklı arka fonlarla ilişkisinin spektrofotometrik analizini yaptıkları çalışmalarında, açık renkli ve translüsент tam seramik restorasyonlarda kullanılan simanın renginin, final estetik üzerinde çok önemli bir etkiye sahip olduğunu ve koyu arka fon renginin ancak opak simanlarla ve koyu renkli ya da ışık geçirgenliği az olan tam seramik restorasyonlarla maskelenebileceğini belirtmişlerdir.

Chen ve ark.<sup>206</sup> rezin simanların seramik venterlerin final rengine etkisini inceledikleri çalışmalarında, 0,6 mm kalınlıkta, düşük translüsensliğe sahip A3 renkte

seramik materyali (IPS e. Max Press) dentinin rengini simüle etmesi için kompozit rezin materyali ve 10 farklı renkte rezin siman (LV-3, LV-2, MV, HV+2, HV+3 renklerde Variolink Veneer, açık ve kahverengi renkte Panavia F, beyaz opak, şeffaf ve A3 renklerde RelyX Veneer) kullanmışlardır. Beyaz opak ( $\Delta E=7,16$ ) ve HV+3 ( $\Delta E=4,90$ ) renklerdeki simanlarda klinik olarak kabul edilemeyen renk değişikliği gözlemlenmiştir. Çalışmada kullanılan rezin simanların çoğunda  $L^*$  değerlerinde artış ve kroma değerlerinde ( $C^*_{ab}$ ) azalma gözlenirken; kahverengi renkteki Panavia F 2.0 simanla simante edilen örneklerdeki kroma değerlerinde anlamlı derecede artış gözlenmiştir. Variolink Veneer simanın LV-2 renginde, Panavia F simanın açık renginde ve RelyX simanın A3 renginde ise simantasyondan sonraki kroma değerlerinde az bir artış gözlenmiştir. Çalışma sonucunda, rezin simanların renginin, seramiğin simantasyon sonrası renk değişiminde istatistiksel olarak anlamlı etkiye sahip olduğu belirtilmiştir ( $p<0,001$ ).

Alqahtani ark.<sup>207</sup> farklı renkteki yapıştırıcı rezin simanların seramik venerlerin rengine etkisini inceledikleri çalışmalarında, 0,5 mm ve 0,7 mm kalınlığında, lösitle güçlendirilmiş cam seramik materyali (IPS Empress Esthetic Press), lityumdisilikat cam seramik materyali (IPS Empress e.max Press) ve floroapatit cam seramik materyali (IPS Empress ZirPress) kullanmışlardır. Diş yapısını taklit etmek için, A3 renginde kompozit rezin (FiltekSupreme XT) kullanmışlardır. Çalışmalarında tek bir rezin simanın (RelyX Veneer) 5 farklı rengini (şeffaf, beyaz opak, B0,5, A1 ve A3) kullanmışlardır. IPS Empress Esthetic Press, IPS Empress e.max Press ve IPS Empress ZirPress' in  $\Delta E$  değerleri birbirinden anlamlı derecede farklı bulmuşlardır. En yüksek  $\Delta E$  değerleri IPS Empress Esthetic Press materyalinde, en düşük  $\Delta E$  değerleri IPS Empress e.max Press' te bulunmuştur. Farklı seramik materyallerinde kalınlık arttıkça  $\Delta E$  değerleri anlamlı derecede azalmıştır ( $p<0,001$ ). Beyaz opak renkteki siman kullanıldığında elde edilen

$\Delta E$  değerlerini diğer renklerden anlamlı derecede büyük olduğunu tespit etmişlerdir ( $p < 0,001$ ). A1 renkteki siman kullanıldığında elde edilen  $\Delta E$  değerlerinin beyaz opak renkteki simandan düşük, ancak diğer simanlardan anlamlı derecede büyük olduğunu belirlemişlerdir ( $p < 0,001$ ). B0,5 renkteki siman ile şeffaf siman arasında ve B0.5 renkteki siman ile A3 renkteki siman arasında anlamlı derecede renk farklılığı gözlememişlerdir.

Kim ve ark.<sup>186</sup> kalınlıktaki azalmanın monolitik zirkonyanın renk ve translüsensliğine etkisini inceledikleri çalışmalarında kare şeklinde monolitik zirkonya (BruxZir) rnekler kullanmışlardır. Örneklerle A2 rengine likiti (Tanaka ZirColor) 1'den 5' e kadar farklı sayılarda uygulamışlardır. Örneklerin kalınlığını 0,1 mm'den başlayarak, 1 mm kalınlığa ulaşana dek her bir grupta 0,1 mm arttırmışlardır. Renk ölçümlerini, refleksiyon spektrofotometre (CM-3500d) ile CIE-Lab sistemine göre elde etmişlerdir. Siyah zemindeki ölçümlerden elde edilen L, a, b değerleri renk farklılığını ( $\Delta E_{ab}$ ) hesaplamada; siyah ve beyaz zemin üzerinde yapılan ölçümlerden elde edilen L, a, b değerlerini ise translsensiyon parametresini (TP) hesaplamada kullanmışlardır. Kalınlıktaki azalma ile  $L^*$  değerleri arasında, çoğu grupta negatif ancak zayıf bir korelasyon bulmuşlardır. Kalınlıktaki azalma ile a değerleri arasında bütün gruplarda pozitif korelasyon, b değerleri arasında ise bütün gruplarda negatif korelasyon bulmuşlardır. Diğer tam seramik sistemlerde, materyalin kalınlığı arttıka  $L^*$  değerleri azalırken,  $a^*$  ve  $b^*$  değerleri artmaktadır. Monolitik zirkonyada görülen farklılığın ise materyalin yapısal ve optik özelliklerinden kaynaklandığını belirtmişlerdir. alışmalarında, klinik algılama eşiği olarak 3,7 birim  $\Delta E^*_{ab}$  değerini kabul etmişlerdir. 0,1 mm kalınlığındaki örnek grubuyla diğer örnek grupları arasındaki renk farklılıklarını tüm gruplarda klinik olarak algılanabilir ( $\Delta E^*_{ab} > 3.7$ ) bulunmuştur. TP değerleri ise tüm gruplarda kalınlık azaldıkça artmıştır ( $p < 0,001$ ).

Bu tez çalışmasında, Kim ve ark.<sup>186</sup> tarafından monolitik zirkonya üzerinde yapılan çalışmanın sonuçlarına benzer olarak, materyalin kalınlığı arttıkça L\* ve b\* değerleri azalırken, a\* değerleri artış göstermiştir (p<0,001).

Malkondu ve ark.<sup>163</sup> siman tipinin monolitik zirkonyanın renk ve translüensliğine etkisini inceledikleri çalışmalarında, 0.6 mm ve 1 mm olmak üzere 2 farklı kalınlıkta monolitik zirkonya materyali (Ceramill Zolid) ve 3 farklı tipte siman (RelyX U200 rezin siman, RelyX Luting rezin modifiye cam iyonomer siman, Ketac Cem Radiopaque konvansiyonel cam iyonomer siman) kullanmışlardır. Zirkonya kalınlığının ve simanın final renge etkisini incelerken beyaz zemindeki ölçümler sonucu elde edilen L, a, b değerleri kullanılarak renk farklılığını ( $\Delta E$ ) hesaplamışlardır. Çalışmalarında, hem örnek kalınlığının hem de siman çeşidinin  $\Delta L$ ,  $\Delta a$ ,  $\Delta b$  ve  $\Delta E$  değerlerini istatiksel olarak anlamlı derecede etkilediğini belirtmişlerdir (p<0,05). Cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomer siman gruplarında, kalınlık arttıkça  $\Delta E$  değerlerinin anlamlı derecede azaldığını belirtmişlerdir. En az renk değişiminin rezin modifiye cam iyonomer simanın 1 mm kalınlık grubunda ( $\Delta E=2.23$ ), en çok renk değişiminin rezin simanın 0.6 mm kalınlık grubunda ( $\Delta E=5.64$ ) gözlemlendiğini belirtmişlerdir. Douglas ve ark.'nı<sup>208</sup> referans alarak, 2,6 'dan büyük ( $\Delta E >2,6$ ) renk değişim değerlerini diş hekimleri için klinik olarak algılanabilir; 5,5 'ten küçük ( $\Delta E <5,5$ ) renk değişim değerlerini klinik olarak kabul edilebilir şeklinde sınıflandırmışlardır. Resin modifiye cam iyonomer simanda (RelyX Luting), 0,6 mm kalınlıktaki örneklerde, klinik olarak algılanabilir fakat kabul edilebilir renk değişikliği ( $\Delta E >2,6$ ), 1 mm kalınlığındaki örneklerde klinik olarak neredeyse algılanabilir ( $\Delta E <2,6$ ) renk değişikliği tespit etmişlerdir.  $\Delta E$  değerlerini, cam iyonomer simanda (Ketac Cem Radioaque), 0,6 mm ve 1 mm kalınlığındaki örneklerde; rezin simanda (RelyX U200) 1 mm kalınlığındaki örneklerde klinik olarak kabul edilebilir ( $\Delta E <5,5$ ) limitlerde

bulmuşlardır. Rezin simanda 0,6 mm kalınlığındaki örneklerde, klinik olarak kabul edilemeyen renk değişikliği ( $\Delta E \geq 5,5$ ) gözlemlenmiştir. Translüsensi değerlerinin örneklerin kalınlığından ve simantasyondan anlamlı derecede etkilendiğini belirtmişlerdir ( $p < 0,001$ ). Her bir siman grubunda, kalınlık arttıkça  $\Delta E$ 'nin azaldığını belirtmişlerdir. Her bir kalınlık grubunda simantasyondan sonra TP değerlerinin azaldığını bildirmişlerdir. TP değerindeki en çok azalma, her iki kalınlık grubunda da cam iyonomer siman kullanıldığında görülürken; rezin siman ve rezin modifiye cam iyonomer simanda TP değerindeki azalmalar benzer bulunmuştur. Tüm gruplarda, kalınlık arttıkça ortalama translüsensi değerlerinin azaldığı gözlenmiştir ( $p < 0,05$ ).

Bu tez çalışmasında, rezin simanın renginin, translüsent monolitik zirkonya materyalinin final rengine ve translüsenliğine etkisini incelemek amacıyla, translüsensi değerleri yüksek olan şeffaf<sup>209</sup> ve translüsensi değerleri düşük olan opak<sup>209</sup> siman kullanılmıştır.

Çalışmamızın sonucunda, simantasyon öncesi ve sonrası arasındaki renk değişim ( $\Delta E$ ) miktarı, 0,5 mm kalınlığındaki örneklerde, şeffaf ( $\Delta E = 3,74 \pm 0,05$ ) ve opak simanda ( $\Delta E = 8,05 \pm 0,03$ ) klinik olarak uyumsuz bulunmuştur. 1 mm kalınlığındaki örneklerde, opak simanda klinik olarak uyumsuz ( $\Delta E = 5,98 \pm 0,02$ ); şeffaf simanda klinik olarak kabul edilebilir ( $\Delta E = 2,59 \pm 0,05$ ) renk değişikliği gözlenmiştir. 1,5 mm kalınlığındaki örneklerde, opak simanda ( $\Delta E = 4,92 \pm 0,03$ ) klinik olarak uyumsuz; şeffaf simanda klinik olarak iyi ( $\Delta E = 1,87 \pm 0,03$ ) renk değişikliği gözlenmiştir. 2 mm kalınlığındaki örneklerde, opak simanda klinik olarak uyumsuz ( $\Delta E = 3,92 \pm 0,02$ ); şeffaf simanda klinik olarak iyi ( $\Delta E = 1,19 \pm 0,04$ ) renk değişikliği gözlenmiştir.

Bu tez çalışmasında, şeffaf siman ile opak simanın kullanıldığı örnekler arasındaki renk farklılığı ( $\Delta E$ ), 0,5 mm kalınlığındaki monolitik zirkonya örneklerde ortalama  $4,56 \pm 0,02$ ; 1 mm kalınlığındaki örneklerde  $3,57 \pm 0,06$ ; 1,5 mm kalınlığındaki

örneklerde  $3,14\pm 0,05$ ; 2 mm kalınlığındaki örneklerde  $2,85\pm 0,05$  olarak bulunmuştur. Şeffaf ile opak siman arasındaki renk farklılığı ( $\Delta E$ ), 0,5 ve 1 mm kalınlıklarında uyumsuz; 1,5 ve 2 mm kalınlıklarında ise klinik olarak kabul edilebilir değerlerde bulunmuştur. Şeffaf siman grubunda, 0,5 mm kalınlık ile 1 mm kalınlık arasındaki renk farklılığı ( $\Delta E$ ),  $2,38\pm 0,02$ ' dir ve klinik olarak kabul edilebilir değerde; 1 mm ile 1,5 mm arasındaki renk farklılığı  $2,04\pm 0,05$ ' tir ve renk eşleşmesi klinik olarak kabul edilebilir; 1,5 mm ile 2 mm arasındaki renk farklılığı  $1,60\pm 0,04$ ' tir ve renk eşleşmesi klinik olarak iyi şekilde belirlenmiştir. Opak siman grubunda, 0,5 mm kalınlık ile 1 mm kalınlık arasındaki renk farklılığı ( $\Delta E$ ),  $3,21\pm 0,05$ ' tir ve klinik olarak kabul edilebilir; 1 mm kalınlık ile 1,5 mm kalınlık arasındaki renk farklılığı,  $2,42\pm 0,02$ ' dir ve klinik olarak kabul edilebilir; 1,5 mm kalınlık ile 2 mm kalınlık arasındaki renk farklılığı,  $1,89\pm 0,01$ ' dir ve renk eşleşmesi klinik olarak iyi şekilde belirlenmiştir. Tez çalışmasının sonucunda elde edilen  $\Delta E$  değerleri, Chen ve ark.<sup>206</sup> ve Alqahtani ve ark.<sup>199</sup> tarafından yapılan çalışmaların sonuçlarıyla benzerlik gösterirken; Malkondu ve ark.'nın<sup>163</sup> çalışmasından farklılık gösterdi. Bu farklılığın, iki çalışmada kullanılan simanların tipinin/ renginin farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Bu tez çalışmasında, Malkondu ve ark.<sup>163</sup> ile Alqahtani ve ark.<sup>207</sup> tarafından yapılan çalışmanın sonuçlarına benzer olarak, şeffaf ve opak siman uygulanan örnekler arasındaki renk farkı ( $\Delta E$ ), kalınlık arttıkça azalmıştır ( $p<0,001$ ). Şeffaf ve opak siman grubunda, materyalin kalınlığı arttıkça, renk değişimi ( $\Delta E$ ) azalmıştır ( $p<0,001$ ).

Bu tez çalışmasında, simantasyondan sonra, hem şeffaf hem opak simanda, TP değerleri bütün kalınlıklarda azalmıştır ( $p<0,001$ ). Örneklerin simantasyondan önceki TP değerleri ortalaması 0,5 mm kalınlıkta  $18,72\pm 0,53$ ; 1 mm kalınlıkta  $14,97\pm 0,47$ ; 1,5 mm kalınlıkta  $10,92\pm 0,22$ ; 2 mm kalınlıkta  $8,83\pm 0,21$  olarak bulunmuştur. Şeffaf ve opak simanda, kalınlık arttıkça, TP değerleri azalmıştır ( $p<0,001$ ). Her bir kalınlık

grubunda, şeffaf simanın TP değerleri ortalaması, opak simandan istatistiksel olarak anlamlı derecede fazladır ( $p<0,001$ ). Şeffaf simanda örneklerin TP değerleri ortalaması, 0,5 mm kalınlığında  $16,11\pm0,20$ ; 1 mm kalınlığında  $13,58\pm0,25$ ; 1,5 mm kalınlığında  $10,47\pm0,34$ ; 2 mm kalınlığında  $8,74\pm0,17$  olarak bulunmuştur. Opak simanda örneklerin TP değerleri ortalaması, 0,5 mm kalınlığında  $10,50\pm0,32$ ; 1 mm kalınlığında  $8,56\pm0,28$ ; 1,5 mm kalınlığında  $6,67\pm0,26$ ; 2 mm kalınlığında  $5,83\pm0,21$  olarak bulunmuştur.

Mevcut tez çalışmasına ait tüm sonuçlar ele alındığında, farklı monolitik zirkonyum kalınlıkları ve rezin simanın translüensliği, monolitik zirkonyumun final rengini ve translüensliğini etkilediğinden hipotezimiz kabul edilmiştir.



## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Yapılan bu tez çalışmasında, farklı monolitik zirkonyum kalınlıklarının ve rezin simanın renginin, monolitik zirkonyumun renk ve translusensliğine etkisi incelenmiştir ve çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Materyalin kalınlığı arttıkça  $L^*$  ve  $b^*$  değerleri azalırken;  $a^*$  değerleri artmaktadır ( $p<0,001$ ).
2. Şeffaf ve opak siman grubunda, materyalin kalınlığı arttıkça  $L^*$  ve  $b^*$  değerleri azalmakta,  $a^*$  değeri artmaktadır ( $p<0,001$ ).
3. Her bir kalınlık grubunda, opak simanın  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  değerleri ortalaması, şeffaf simandan istatistiksel olarak anlamlı derecede fazladır ( $p<0,001$ ).
4. Şeffaf ve opak simanda, kalınlık arttıkça, TP değerleri azalmaktadır ( $p<0,001$ ).
5. Her bir kalınlık grubunda, şeffaf siman uygulanan örneklerin TP değerleri ortalaması, opak siman uygulanan örneklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede fazladır ( $p<0,001$ ).
6. Simantasyondan sonra ölçülen TP değerleri karşılaştırıldığında, en düşük TP değeri 2 mm kalınlığında opak simanla simante edilen örneklerde bulunurken ( $5,83\pm 0,21$ ); en yüksek TP değeri 0,5 mm kalınlığında şeffaf simanla simante edilen örneklerde ( $16,11\pm 0,20$ ) bulunmuştur.
7. Şeffaf ve opak siman uygulanan örnekler arasındaki renk farkı ( $\Delta E$ ), kalınlık arttıkça azalmaktadır ( $p<0,001$ ).
8. Şeffaf ve opak siman uygulanan örneklerde, materyalin kalınlığı arttıkça, renk değişimi ( $\Delta E$ ) azalmaktadır ( $p<0,001$ ).
9. Simantasyonun renk değişimine ( $\Delta E$ ) etkisi incelendiğinde; en düşük  $\Delta E$  değeri 2 mm kalınlığındaki şeffaf siman uygulanan örneklerde ( $1,19\pm 0,04$ )

görülürken, en yüksek  $\Delta E$  değeri 0.5 mm kalınlığındaki opak siman uygulanan örneklerde ( $8,05\pm 0,03$ ) görülmüştür.

Çalışmamızın sonucunda, monolitik zirkonyanın kalınlığı ve rezin simanın renginin, final rengi ve translüensliği değiştirdiği belirlenmiştir. Başarılı bir protetik restorasyon yapılması için vakaya göre maskeleme veya translüensi özelliklerini sağlayan materyallerin seçiminin önemi nedeniyle bu tez çalışmasından materyal seçimi konusunda yararlanılabileceği düşünülmektedir.



## KAYNAKLAR

1. Mehulic M, Mehulic K, Kos P, Komar D, Katunaric M. Expression of contact allergy in undergoing prosthodontic therapy patients with oral diseases. *Minerva Stomatol* 2005;54(5):303-9.
2. Schwickerath H. Ceramic-metal crowns. *Quintessenz Zahntech* 1988;14(10):1147-51.
3. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am* 1992;36(3):765-82.
4. Uludamar A, Aygün Ş, Kulak Özkan Y. Zirkonya Esaslı Tam Seramik Restorasyonlar. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2012;5(1):132-41.
5. Usumeş A, Oztürk A, Usumeş S, Oztürk B. The efficiency of different light sources to polymerize resin cement beneath porcelain laminate veneers. *J Oral Rehabil* 2004;31(2):160-65.
6. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20(1):1-25.
7. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater J* 2014;30(10):1195-203.
8. Sailer I, Gottner J, Känel S, Franz Hämmerle C. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *J Prosthodont* 2009;22(6):553.
9. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2011;106(3):145-52.

10. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent* 2014;112(4):770-77.
11. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am* 1985;29(4):621-44.
12. Powers J, Sakaguchi R. Craig's restorative dental materials. In: *Scope and history of restorative materials* 12th ed. St. Louis: Mosby Elsevier Inc. 2006:2-12.
13. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent* 2004;91(2):136-43.
14. Van Dijken J. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent Suppl* 1999;20(12):1115-24.
15. Maloney WJ, Maloney MP. Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. *J Mass Dent Soc* 2009;58(2):28-9.
16. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75(1):18-32.
17. Mc Lean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;85(1):61-6.
18. Vines RF, Semmelman JO. Densification of dental porcelain. *J Dent Res* 1957;36(6):950-6.
19. Weinstein M, Weinstein, A.B. (1962): Porcelain Covered Metal-Reinforced Teeth, US Patent No. 3,052,983, Sept. 11.
20. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992;67(6):859-65.

21. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965;119(6):251-67.
22. Qualtrough AJ, Piddock V. Ceramics update. *J Dent* 1997;25(2):91-5.
23. Southan DE, Jorgensen KD. Precise porcelain jacket crowns. *Aust Dent J* 1972;17(4):269-73.
24. McLean JW, Sced IR. The bonded alumina crown. 1. The bonding of platinum to aluminous dental porcelain using tin oxide coatings. *Aust Dent J* 1976;21(2):119-27.
25. McLean JW, Kedge MI, Hubbard JR. The bonded alumina crown. 2. Construction using the twin foil technique. *Aust Dent J* 1976;21(3):262-8.
26. Sjogren G, Lantto R, Tillberg A. Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. *J Prosthet Dent* 1999;81(3):277-84.
27. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92(6):557-62.
28. Uctasli S, Wilson HJ, Unterbrink G, Zaimoglu A. The strength of a heat-pressed all-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil* 1996;23(4):257-61.
29. Şener I, Türker Ş. Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2009;19(1):19-61.
30. Chu SJ. Current clinical strategies with lithium-disilicate restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2012;33(1):64, 66-7.
31. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, et al. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002;88(1):10-5.

32. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 2004;31(7):682-8.
33. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98(5):389-404.
34. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont* 2012;4(2):76-83.
35. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;85(1):61-66.
36. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I. *GÜ Dişhek Fak Derg* 2005;22(1):41-48.
37. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. *Acta Odontol Turc* 2005;22(1):49.
38. Yılmaz B. Beş Farklı Yöntemle Hazırlanan Zirkonyum Altyapılı Kuronların Marjinal Uyum ve Kırılma Dirençlerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2008;9(1):24-29.
39. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997;128(3):297-307.
40. Piconi C, Burger W, Richter HG, et al. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials* 1998;19(16):1489-94.
41. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):531-44.

42. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;27(4):535-43.
43. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int* 2002;33(6):415-26.
44. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999;20(4):371-76.
45. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204(9):505-11.
46. Swab JJ. Low temperature degradation of Y-TZP Materials. *J Mater Sci* 1991;26(24):6706-14.
47. Silva NR, Sailer I, Zhang Y, et al. Performance of zirconia for dental healthcare. *Dent Mater J* 2010;3(2):863-96.
48. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater J* 2008;24(3):299-307.
49. Theunissen G, Bouma J, Winnubst A, Burggraaf A. Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci* 1992;27(16):4429-38.
50. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater J* 2004;20(7):655-62.
51. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater J* 2008;24(3):299-307.
52. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010;37(8):641-52.

53. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater J* 2002;18(8):590-95.
54. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc* 1999;82(8):2150-54.
55. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res* 2014;93(12):1235-42.
56. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater J* 2005;21(5):476-82.
57. Tsukada G, Sueyoshi H, Kamibayashi H, Tokuda M, Torii M. Bending strength of zirconia/porcelain functionally graded materials prepared using spark plasma sintering. *J Dent* 2014;42(12):1569-76.
58. Almazdi AA, Khajah HM, Monaco EA, Jr., Kim H. Applying microwave technology to sintering dental zirconia. *J Prosthet Dent* 2012;108(5):304-9.
59. Stawarczyk B, Ozcan M, Hallmann L, et al. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Investig* 2013;17(1):269-74.
60. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, et al. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dent Mater J* 2014;30(12):419-24.
61. Varol M, Güncü MB, Aktaş G, Canay RŞ. Diş Hekimliği Pratiğinde Zirkonyum ve Uygulamalarına Panoramik Bakış. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2016;26(3):534-41.
62. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA-the system for all-ceramic ZrO<sub>2</sub> crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001;4(3):195-206.



63. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137(1):14-21.
64. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002;46(2):405-26.
65. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung K-H. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2012;107(3):170-77.
66. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;86(5):520-25.
67. Chevalier J, Loh J, Gremillard L, Meille S, Adolfson E. Low-temperature degradation in zirconia with a porous surface. *Acta Biomater* 2011;7(7):2986-93.
68. Sailer I, Gottner J, Känel S, Franz Hämmerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont* 2009;22(6):553.
69. Sax C, Hämmerle C, Sailer I. 10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks. *Int J Comput Dent* 2010;14(3):183-202.
70. Komine F, Saito A, Kobayashi K, et al. Effect of cooling rate on shear bond strength of veneering porcelain to a zirconia ceramic material. *J Oral Sci* 2010;52(4):647-52.
71. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD–CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater J* 2005;21(3):242-51.
72. Silva N, Bonfante E, Zavanelli R, et al. Reliability of metalloceramic and zirconia-based ceramic crowns. *J Dent Res* 2010;89(10):1051-56.

73. Özkurt Z, Iseri U, Kazazoglu E. Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. *Dent Mater J* 2010;29(3):233-45.
74. Kohal RJ, Klaus G. A zirconia implant-crown system: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004;24(2):11-20.
75. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003;90(4):325-31.
76. Okutan Y, Yücel M. Zirkonya hassas tutuculu hareketli bölümlü protezin klinik uygulama aşamaları: olgu sunumu. *SÜ Dişhek Fak Derg* 2010;19(1):232-6.
77. McLaren EA, Terry DA. CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent* 2002;23(7):637-41.
78. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont* 2005;14(1):39-45.
79. Guess PC, Kuliš A, Witkowski S, et al. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater J* 2008;24(11):1556-67.
80. Sjolín R, Sundh A, Bergman M. The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent* 1999;2(3):197-207.
81. Suarez MJ, Gonzalez de Villaumbrosia P, Pradies G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003;16(3):229-32.
82. Beşir Kalaycı B, Bayındır F. Güncel Dental Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2015;11(1):129-36.

83. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater J* 2013;29(12):1201-8.
84. Berthelsen CL, Stilley KR. Automated personal health inventory for dentistry: a pilot study. *J Am Dent Assoc* 2000;131(1):59-66.
85. Bayındır F, Ulu H. Monolitik Zirkonyum Restorasyonlar. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2016;15(1):67-72.
86. Özcan M. Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil* 2003;30(2):194-203.
87. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2014;112(5):1141-50.
88. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand* 2015;73(8):602-08.
89. Çal E, Güneri P, Bıçakçı A. Diş hekimliğindeki estetik ikilem: diş rengi. *Ege Ü Diş Hek Fak Derg* 2005;26(2):117-25.
90. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003;23(5):467-80.
91. Keyf F, Uzun G, Altunsoy S. Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg* 2009;33(4):52-58.
92. <http://guide.ceit.metu.edu.tr/thinkquest/media/tspec.gif>.
93. Ulusoy M, Toksavul S. Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Ü Diş Hek Fak Derg* 1992;13(1):29-36.
94. <http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/d/d5/Munsell-system.svg/290px-Munsell-system.svg.png>.

95. <http://munsell.com/wp-content/uploads/2015/06/range-unique-hue-normal-observers.jpg>.
96. <http://ulm.edu/~fassett/reviews/images-review/value-scale.gif>.
97. [http://munsell.com/wp-content/uploads/2011/09/Munsell\\_chroma-300x239.jpg](http://munsell.com/wp-content/uploads/2011/09/Munsell_chroma-300x239.jpg).
98. <https://www.maximintegrated.com/en/images/appnotes/5410/5410Fig03.gif>.
99. L'Eclairage CIE. A colour appearance model for colour management systems: CIECAM02. . Viena, Austria: Central Bureau of CIE; 2004.
100. [http://dba.med.sc.edu/price/irf/Adobe\\_tg/models/images/CIELAB.gif](http://dba.med.sc.edu/price/irf/Adobe_tg/models/images/CIELAB.gif).
101. <https://s-media-cache-ak0.pinimg.com/236x/63/c8/9a/63c89aba0ed994edcfce462b2a4b2b6b.jpg>.
102. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien W. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent* 1986;56(1):35-40.
103. Razzoog ME, Lang BR, Russell M, May KB. A comparison of the color stability of conventional and titanium dental porcelain. *J Prosthet Dent* 1994;72(5):453-56.
104. Watts A, Addy M. Tooth discolouration and staining: a review of the literature. *Br Dent J* 2001;190(6):309-16.
105. Chu FC, Chow TW, Chai J. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *J Prosthet Dent* 2007;98(5):359-64.
106. Antonson SA, Anusavice KJ, Antonson S, Anusavice K. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *Int J Prosthodont* 2001;14(4):316-20.
107. Johnston WM, Ma T, Kienle B. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *Int J Prosthodont* 1995;8(1):13-15.
108. Mayekar SM. Shades of a color. Illusion or reality? *Dent Clin North Am* 2001;45(1):155-72.

109. Hasegawa A, Ikeda I, Kawaguchi S. Color and translucency of in vivo natural central incisors. *J Prosthet Dent* 2000;83(4):418-23.
110. Lee YK, Lim BS, Kim C, Powers JM. Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *J Esthet Restor Dent* 2001;13(3):179-86.
111. Bayındır F, Wee AG. Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg* 2006;30(3):40-46.
112. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent* 1998;80(6):642-48.
113. [http://www.3nh.com/inc/uploads/product/201412/200\(1\).jpg](http://www.3nh.com/inc/uploads/product/201412/200(1).jpg).
114. Seghi R, Johnston W, O'Brien W. Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *J Dent Res* 1989;68(12):1755-59.
115. Yiming L. Tooth color measurement using Chroma Meter: techniques, advantages, and disadvantages. *J Esthet Restor Dent* 2003;15(1):1-3.
116. Wee AG, Rang EY, Johnston WM, Seghi R. Evaluating Porcelain Color Match of Different Porcelain Shade-Matching Systems. *J Esthet Restor Dent* 2000;12(5):271-80.
117. <https://www.asdi.com/getattachment/436317c7-f343-4ab1-9bb6-ab030f17e229/HandHeld-2-Portable-Spectroradiometer.aspx>.
118. Park JH, Lee YK, Lim BS. Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *J Prosthet Dent* 2006;96(6):402-11.
119. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):341-58.
120. <http://www.mht.ch/images/micro.jpg>.

121. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle C. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res* 2002;81(8):578-82.
122. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent* 2002;88(6):585-90.
123. Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dent Mater J* 2006;22(6):553-59.
124. Yamanel K, Caglar A, Ozcan M, Gulsah K, Bagis B. Assessment of color parameters of composite resin shade guides using digital imaging versus colorimeter. *J Esthet Restor Dent* 2010;22(6):379-88.
125. Dancy WK, Yaman P, Dennison JB, O'Brien WJ, Razzoog M. Color measurements as quality criteria for clinical shade matching of porcelain crowns. *J Esthet Restor Dent* 2003;15(2):114-22.
126. Da Silva JD, Park SE, Weber H-P, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *J Prosthet Dent* 2008;99(5):361-68.
127. Köroğlu A, Ekren O, Kurtoğlu C. Conventional and adhesive dental luting agents; a literature review. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2012;22(1):205-16.
128. Köroğlu A, Ekren O, Kurtoğlu C. Conventional and adhesive dental luting agents; a literature review. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2012;22:205-16.
129. Carvalho RM, Manso AP, Geraldeli S, Tay FR, Pashley DH. Durability of bonds and clinical success of adhesive restorations. *Dent Mater J* 2012;28(1):72-86.
130. Piemjai M, Arksornnukit M. Compressive fracture resistance of porcelain laminates bonded to enamel or dentin with four adhesive systems. *J Prosthodont* 2007;16(6):457-64.

131. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007;28(26):3757-85.
132. Ferracane JL, Stansbury J, Burke FJT. Self-adhesive resin cements—chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* 2011;38(4):295-314.
133. Carneiro KGK, Lobato MF, e Souza S, de Almeida Rodrigues P, Góes MFD. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci* 2010;18(3):207-14.
134. Chen L, Suh BI, Brown D, Chen X. Bonding of primed zirconia ceramics: evidence of chemical bonding and improved bond strengths. *Am J Dent* 2012;25(2):103-08.
135. Prylinska-Czyzewska A, Piotrowski P, Prylinski M, Dorocka-Bobkowska B. Various cements and their effects on bond strength of zirconia ceramic to enamel and dentin. *Int J Prosthodont* 2015;28(3):279-81.
136. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater J* 2007;23(1):45-50.
137. Khan AA, Al Kheraif AA, Syed J, Divakar DD, Matinlinna JP. Effect of experimental primers on hydrolytic stability of resin zirconia bonding. *J Adhes Sci Technol* 2017;31(10):1094-104.
138. Inokoshi M, Kameyama A, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Durable bonding to mechanically and/or chemically pre-treated dental zirconia. *J Dent* 2013;41(2):170-79.

139. Rebholz-Zaribaf N, Özcan M. Adhesion to zirconia as a function of primers/silane coupling agents, luting cement types, aging and test methods. *J Adhes Sci Technol* 2017;31(13):1408-21.
140. Koizumi H, Nakayama D, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Bonding of resin-based luting cements to zirconia with and without the use of ceramic priming agents. *J Adhes Dent* 2012;14(4):385-92.
141. Papia E, Larsson C, Toit M, Steyern P. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2014;102(2):395-413.
142. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006;77(1):28-33.
143. Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB. Practical clinical considerations of luting cements: A review. *J Int Oral Health* 2014;6(1):116.
144. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent* 2008;10(4):251-8.
145. Ayyıldız S, Uyar HA, Yüzüğüllü B. Diş Hekimliğinde Mikrosızıntı ve İnceleme Yöntemleri. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2009;19(3):219-26.
146. Van Landuyt KL, Nawrot T, Gebelen B, et al. How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dent Mater J* 2011;27(8):723-47.
147. Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, et al. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 2011;55(2):311-32.
148. Regalla RR, Jadav C, Babu DA, et al. Evaluation and comparison of quantity and pattern of fluoride release from orthodontic adhesives: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 2013;15(1):99-102.



149. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent* 2013;34(1):42-46.
150. Makkar S, Malhotra N. Self-adhesive resin cements: a new perspective in luting technology. *Dent Update* 2013;40(9):758-68.
151. Uludamar A, Aygün Ş, Özkan YK. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2011;21(2):150-62.
152. Liu Q, Meng X, Yoshida K, Luo X. Bond degradation behavior of self-adhesive cement and conventional resin cements bonded to silanized ceramic. *J Prosthet Dent* 2011;105(3):177-84.
153. Müller JA, Rohr N, Fischer J. Evaluation of ISO 4049: water sorption and water solubility of resin cements. *Eur J Oral Sci* 2017;125(2):141-50.
154. Tay FR, King N, Suh B, Pashley DH. Effect of delayed activation of light-cured resin composites on bonding of all-in-one adhesives. *J Adhes Dent* 2001;3(3):207-25.
155. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mater J* 2006;22(1):45-56.
156. Tagami A, Takahashi R, Nikaido T, Tagami J. The effect of curing conditions on the dentin bond strength of two dual-cure resin cements. *J Prosthodont Res* 2017;61(4):412-18.
157. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Haller A, Schmalz G. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. *Clin Oral Investig* 2001;5(3):156-61.
158. Lu H, Powers J. Color stability of resin cements after accelerated aging. *Am J Dent* 2004;17(5):354-58.

159. Kawano S, Fu J, Saikaew P, et al. Microtensile bond strength of a newly developed resin cement to dentin. *Dent Mater J* 2015;34(1):61-69.
160. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dent Mater J* 2015;31(10):1180-87.
161. Kawaguchi A, Matsumoto M, Higashi M, et al. Bonding effectiveness of self-adhesive and conventional-type adhesive resin cements to CAD/CAM resin blocks. Part 2: Effect of ultrasonic and acid cleaning. *Dent Mater J* 2016;35(1):29-36.
162. Lee TH, Ahn JS, Shim JS, Han CH, Kim SJ. Influence of cement thickness on resin-zirconia microtensile bond strength. *J Adv Prosthodont* 2011;3(3):119-25.
163. Malkondu O, Tinastepe N, Kazazoglu E. Influence of type of cement on the color and translucency of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent* 2016;116(6):902-08.
164. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson V. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res* 2007;86(2):142-46.
165. Stober T, Bermejo J, Rammelsberg P, Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *J Oral Rehabil* 2014;41(4):314-22.
166. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, et al. Degree of conversion of dual-polymerizing cements light polymerized through monolithic zirconia of different thicknesses and types. *J Prosthet Dent* 2015;114(1):103-08.
167. Pegoraro T, da Silva N, Carvalho R. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am* 2007;51(2):453-71.
168. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *J Dent* 2011;39(1):30-36.

169. Smith DS, Vandewalle KS, Whisler G. Color stability of composite resin cements. *Gen Dent* 2011;59(5):390-4.
170. De Azevedo Cubas GB, Camacho GB, Demarco FF, Pereira-Cenci T. The effect of luting agents and ceramic thickness on the color variation of different ceramics against a chromatic background. *Eur J Dent* 2011;5(3):245-52.
171. Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *J Am Dent Assoc* 2008;139(4):19-24.
172. Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26(1):31-41.
173. Brodbelt R, O'Brien W, Fan P. Translucency of dental porcelains. *J Dent Res* 1980;59(1):70-75.
174. Pecho OE, Ghinea R, Ionescu AM, et al. Optical behavior of dental zirconia and dentin analyzed by Kubelka–Munk theory. *Dent Mater J* 2015;31(1):60-67.
175. Lim HN, Yu B, Lee YK. Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2010;104(4):239-46.
176. Ahn JS, Y.K. L. Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. *Dent Mater J* 2008;24(11):1539-44.
177. Yu B, Ahn J-S, Lee Y-K. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontol Scand* 2009;67(1):57-64.
178. Tuncel İ, Turp I, Üşümez A. Evaluation of translucency of monolithic zirconia and framework zirconia materials. *J Adv Prosthodont* 2016;8(3):181-86.
179. Matsuzaki F, Sekine H, Honma S, et al. Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. *Dent Mater J* 2015;34(6):910-17.

180. Vichi A, Sedda M, Fabian Fonzar R, Carrabba M, Ferrari M. Comparison of Contrast Ratio, Translucency Parameter, and Flexural Strength of Traditional and “Augmented Translucency” Zirconia for CEREC CAD/CAM System. *J Esthet Restor Dent* 2016;28(1):32-39.
181. Kim HK, Kim SH. Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics. *J Dent* 2016;55(1):75-81.
182. Church TD, Jessup JP, Guillory VL, Vandewalle KS. Translucency and strength of high-translucency monolithic zirconium oxide materials. *Gen Dent* 2017;65(1):48-52.
183. Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, et al. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent* 2016;116(2):257-63.
184. <http://www.kuraraynoritake.com/products/cad-cam/katana-zirconia-material/>.
185. Zesewitz TF, Knauber AW, Nothdurft FP. Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2014;27(3):264-6.
186. Kim HK, Kim SH, Lee JB, et al. Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *J Adv Prosthodont* 2016;8(1):37-42.
187. Omar H, Atta O, El-Mowafy O, Khan S. Effect of CAD–CAM porcelain veneers thickness on their cemented color. *J Dent* 2010;38(1):95-99.
188. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent* 2010;38(1):2-16.

189. Dozić A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G. Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *J Prosthodont* 2007;16(2):93-100.
190. Khurana R, Tredwin C, Weisbloom M, Moles D. A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *Br Dent J* 2007;203(12):675-80.
191. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent* 2009;101(3):193-99.
192. Bolt RA, Bosch JJ, Coops JC. Influence of window size in small-window colour measurement, particularly of teeth. *Phys Med Biol* 1994;39(7):1133.
193. Fathy SM, El-Fallal AA, El-Negoly SA, El Bedawy AB. Translucency of monolithic and core zirconia after hydrothermal aging. *Acta Odontol Scand* 2015;1(2-4):86-92.
194. Celik G, Uludag B, Usumez A, et al. The effect of repeated firings on the color of an all-ceramic system with two different veneering porcelain shades. *J Prosthet Dent* 2008;99(3):203-08.
195. Dikicier S, Ayyildiz S, Ozen J, Sipahi C. Effect of varying core thicknesses and artificial aging on the color difference of different all-ceramic materials. *Acta Odontol Scand* 2014;72(8):623-29.
196. Shokry TE, Shen C, Elhosary MM, Elkhodary AM. Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent* 2006;95(2):124-29.
197. Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2007;97(1):25-31.

198. Johnston W, Kao E. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res* 1989;68(5):819-22.
199. Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent* 2002;87(6):657-66.
200. Zhang F, Heydecke G, Razzoog ME. Double-layer porcelain veneers: effect of layering on resulting veneer color. *J Prosthet Dent* 2000;84(4):425-31.
201. Douglas RD, Przybylska M. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *J Prosthet Dent* 1999;82(2):143-49.
202. Douglas RD. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent* 2000;83(2):166-70.
203. Bayindir F, Ozbayram O. Effect of number of firings on the color and translucency of ceramic core materials with veneer ceramic of different thicknesses. *J Prosthet Dent* 2018;119(1):152-58.
204. O'Brien WJ, Kay KS, Boenke KM, Groh C. Sources of color variation on firing porcelain. *Dent Mater J* 1991;7(3):170-73.
205. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89(3):268-74.
206. Chen XD, Hong G, Xing WZ, Wang YN. The influence of resin cements on the final color of ceramic veneers. *J Prosthodont Res* 2015;59(3):172-77.
207. Alqahtani MQ, Aijurais RM, Aishaafi MM. The effects of different shades of resin luting cement on the color of ceramic veneers. *Dent Mater J* 2012;31(3):354-61.

208. Douglas RD, Steinhauer TJ, Wee AG. Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. J Prosthet Dent 2007;97(4):200-08.
209. <http://kuraraydental.com/images/splashassets/panavia-v5-header.jpg>.



## EKLER

### EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler
<b>Adı Soyadı:</b> Merve KÖSEOĞLU <b>Doğum Tarihi:</b> 20.04.1989 <b>Doğum Yeri:</b> Sakarya <b>Medeni Hali:</b> Bekâr <b>Uyruğu:</b> T.C. <b>Adres:</b> Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 25240, ERZURUM <b>Tel:</b> 04422361751 <b>Faks:</b> 04422361751 <b>E-mail:</b> merve.koseoglu@atauni.edu.tr
Eğitim
<b>Lise:</b> Adapazarı Figen Sakallıoğlu Anadolu Lisesi (2007) <b>Lisans:</b> Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2008-2013) <b>Uzmanlık :</b> Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2014 – Devam Ediyor)
Yabancı Dil Bilgisi
<b>İngilizce:</b> <b>İngilizce:</b> 92,5 (YÖKDİL 2017) <b>Almanca:</b> <b>Rusça:</b>
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar
İlgi Alanları ve Hobiler



## EK-2. ETİK KURUL ONAYI



T.C  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 18/12/ 2017

Oturum Sayısı: 15/ 2017

### KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	Prof. Dr. Funda BAYINDIR Arş. Gör. Dt. Merve KÖSEOĞLU
Araştırmanın Açık Adı	<i>Restorasyon Kalınlığının ve Rezin Simanın Monolitik Zirkonyumun Rengi ve Translüsensiğine Etkisinin İncelenmesi</i>
Karar No	100.
Alınan Karar	Prof. Dr. Funda BAYINDIR'ın danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Merve KÖSEOĞLU'nun hazırladığı " <i>Farklı Kalınlıkların ve Farklı Renk Adeziv Simanın Mönolitik Zirkonyumun Rengine Etkisi</i> " başlıklı Uzmanlık Tezinin konusu " <i>Restorasyon Kalınlığının ve Rezin Simanın Monolitik Zirkonyumun Rengi ve Translüsensiğine Etkisinin İncelenmesi</i> " olarak değiştirilmiş olan Uzmanlık Tezi Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oybirliği ile karar verildi.

Prof. Dr. Taşkın GÜRBÜZ

Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. Ertunç DAYI

Prof. Dr. A.Berhan YILMAZ

Prof. Dr. Recep ORBAK

Prof. Dr. K. Meltem ÇOLAK