



**FARKLI TRANSLUSENSLİKTEKİ MONOLİTİK
ZİRKONYUMUN RENK VE TRANSLUSENSLİĞİNE
KALINLIĞIN VE REZİN SİMAN RENGİNİN ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Berkay BOZCA
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Murat ALKURT

Uzmanlık Tezi-2021

**T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI TRANSLUSENSLİKTEKİ MONOLİTİK ZİRKONYUMUN
RENK VE TRANSLUSENSLİĞİNE KALINLIĞIN VE REZİN SİMAN
RENGİNİN ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Berkay BOZCA

**Protetik Diş Tedavisi Programı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Murat ALKURT**

RİZE-2021

T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ UZMANLIK EĞİTİM PROGRAMI

FARKLI TRANSLUSENSLİKTEKİ MONOLİTİK ZİRKONYUMUN
RENK VE TRANSLUSENSLİĞİNE KALINLIĞIN VE REZİN
SİMAN RENGİNİN ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Berkay BOZCA

Tez Savunma Tarihi	:22.01.2021
Tez Danışmanı	:Doç.Dr. Murat ALKURT (Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)
Jüri Üyesi	:Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ (Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)
Jüri Üyesi	:Prof. Dr. Zeynep BAYINDIR (Atatürk Üniversitesi)
Jüri Üyesi	:Doç.Dr. Sabit Melih ATEŞ (Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)
Jüri Üyesi	:Doç.Dr. İpek ÇAĞLAR (Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ
Fakülte Dekanı

Uzmanlık Tezi
RİZE-2021

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
TEŞEKKÜR	IV
ÖZET	V
ABSTRACT.....	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ	XI
TABLolar DİZİNİ.....	XIII
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Seramiğin tanımı	2
2.2. Seramiğin Tarihçesi	2
2.3. Dental Seramiklerin İçeriği ve Kimyasal Yapısı.....	4
2.3.1. Feldspar	5
2.3.2. Kuvars	5
2.3.3. Kaolin.....	5
2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	6
2.5. Zirkonyum.....	7
2.5.1. Diş Hekimliğinde Zirkonyumun Üretim Şekilleri.....	12
2.5.1.1. Green Stage Zirkonya	12
2.5.1.2. Pre-sinterize Zirkonya.....	12
2.5.1.3. Sinterize Zirkonya	12
2.5.2. Zirkonyum Oksit Alt Yapıların Üretimi	12
2.5.2.1. Elle Yapılan Tasarım - Elle Yapılan İmalat Sistemleri	13
2.5.2.2. Bilgisayar Destekli Tasarım - Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri.....	13
2.5.3. Diş Hekimliğinde Zirkonyumun Kullanım Alanları	14
2.5.3.1. Endodontik Post.....	14
2.5.3.2. Zirkonya İmplant	15
2.5.3.3. Zirkonya Abutment.....	15
2.5.3.4. Ortodontik Braket	15
2.5.3.5. Sabit Kısmi Protezler	15
2.5.4. Zirkonyum Esaslı Seramikler.....	16
2.5.4.1. Lava.....	16
2.5.4.2. DC-Zircon	17

2.5.4.3. Cercon	17
2.5.4.4. Procera	17
2.5.4.5. Cerec	18
2.5.4.6. Celay	18
2.5.4.7. Zeno Tec.....	18
2.5.4.8. Everest.....	19
2.5.4.9. Zirkonzahn	19
2.5.4.10. Denzir	20
2.6. Monolitik Zirkonyum Seramikler (MZ)	20
2.7. Diş Hekimliğinde Renk	21
2.7.1. Renk Olgusu	21
2.7.2. Munsell Renk Sistemi	22
2.7.2.1. Ana Renk (Hue).....	23
2.7.2.2. Parlaklık (Value).....	24
2.7.2.3. Yoğunluk (Chroma).....	24
2.8. Işık ve Renk Terimleri	27
2.8.1. Yarı Saydamlık (Translulentlik) ve Opasite	27
2.8.2. Metamerizm	28
2.8.3. Opelasans Özellik	28
2.8.4. Floresans	29
2.8.5. Kontrast ve Parlama.....	29
2.9. Dişlerin Renk Özellikleri	30
2.10. Renk Ölçüm Yöntemleri	32
2.10.1. Görsel Ölçüm	32
2.10.2. Spektrofotometreler	33
2.10.3. Kolorimetreler	34
2.10.4. Spektroradyometreler.....	35
2.10.5. Dijital Kameralar	36
2.11. Dental Adezyon ve Adeziv Sistemlerin Gelişimi.....	37
2.11.1. Klinik Uygulama Şekillerine Göre Adeziv Sistemler.....	38
2.11.2. Üretim Tarihlerine Göre Adeziv Sistemler	38
2.12. Adeziv Resin Simanlar	40
2.12.1. Adeziv Resin Simanların Avantajları	42
2.12.2 Adeziv Resin Simanların Dezavantajları.....	42
2.12.3. Adeziv Resin Simanların Sınıflandırılması	43

2.12.3.1. Işık ile Polimerize Olan (Light–Cure) Adeziv Rezin Simanlar.....	43
2.12.3.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan (Self - Cure) Adeziv Rezin Simanlar.....	43
2.12.3.4. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan (Dual–Cure) Adeziv Rezin Simanlar.....	44
3. MATERYAL VE METOD	46
3.1. Monolitik Zirkonyum Örneklerin Hazırlanması	46
3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması	49
3.3. Monolitik zirkonyum örneklerin ilk renk ölçümlerinin yapılması.....	51
3.4. Monolitik Zirkonyum Örneklerin İlk Translusensi Ölçümlerinin Yapılması.....	52
3.5. Translusensi Parametresinin Belirlenmesi	53
3.6. Adeziv Rezin Simanın Örnek Yüzeylerine Bağlanması.....	53
3.7. Simante Edilen Örneklerin Renk ve Translusensi Ölçümlerinin Yapılması	58
3.8. Renk Parametlerinin Hesaplanması.....	58
3.9. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	59
4. BULGULAR.....	60
4.1. Translusensi Bulguları.....	60
4.2. Renk Değişimi (ΔE_{00}) ve Renk Parametreleri ($\Delta L'$, $\Delta C'$, $\Delta H'$) Bulguları	66
4.2.1. Renk değişimi (ΔE_{00}) Bulguları	66
4.2.2. $\Delta L'$ Parametresi Bulguları.....	67
4.2.3. $\Delta C'$ Parametresi Bulguları.....	69
4.2.4. $\Delta H'$ Parametresi Bulguları.....	70
5. TARTIŞMA.....	73
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	95
KAYNAKLAR	97
EKLER.....	115
EK- 1. ÖZGEÇMİŞ.....	115

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, her an hoşgörü ve sabırla yardımcı olan, değerli hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Murat ALKURT'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca her konuda bilgi ve tecrübeleriyle destek olan, vakit ayıran, yardımlarını esirgemeyen çok kıymetli hocam, Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ'a

Mesleğimi geliştirmemde büyük katkıları bulunan çok değerli hocalarım, Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ ve Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR'a,

İstatistiksel değerlendirmelerde yardımcı olan Emel ÖZGÜMÜŞ'e,

Tez örneklerimin hazırlanmasında bana yardımcı olan Özel As Labor Diş Protez Labratuarı sahibi Serbay SARAÇ ve tüm laboratuvar çalışanlarına,

Uzmanlık eğitimim boyunca desteklerinden dolayı tüm çalışma arkadaşlarıma,

Beni bugünlere getirmek için hiçbir fedakarlığı esirgemeyen çok kıymetli babam Şadi BOZCA, annem Hatice BOZCA ve kardeşim Onur Deniz BOZCA'ya

Destegini, güler yüzünü ve sabrını hiç esirgemeyen her konuda yanımda olan Damla BOLAT'a sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Berkay BOZCA

ÖZET

Farklı Translusenslikteki Monolitik Zirkonyumun Renk ve Translusensliğine Kalınlığın ve Rezin Siman Renginin Etkisinin Değerlendirilmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, farklı rezin siman renginin ve farklı materyal kalınlıklarının translusens özellikleri farklı monolitik zirkonyanın renk parametreleri ile renk ve translusensliğine etkisinin değerlendirilmesidir.

Materyal ve Metod: Monolitik zirkonya materyali olarak Vita YZ Extra Translucent, Vita YZ High Translucent ve Vita YZ Super Translucent kullanıldı. 0.5 mm, 1 mm ve 1.5 mm olmak üzere üç farklı kalınlıkta hazırlanan toplam 108 adet örnek, 1 cm çapında ve disk şeklinde üretildi (n=6). Örneklerin rezin siman uygulaması öncesi ve sonrası renk ve translusensi ölçümleri spektrofotometre cihazı ile yapıldı. Örneklerle A1 ve A3 renkte total-etch adeziv rezin siman uygulandı. Çalışmadan elde edilen veriler, IBM SPSS (Statistics Version 26.0) paket program kullanılarak yapıldı. Kolmogorov Smirnov ve Shapiro Wilk testlerinden yararlanıldı ve üç yönlü ANOVA ile Duncan çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirildi.

Bulgular: Çalışma sonuçlarına göre, translusensi özellikleri farklı A2 rengindeki monolitik zirkonya disklerin translusensi parametreleri için materyal tipi-rezin siman rengi-materyal kalınlığı etkileşiminin istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdiği saptandı ($p<0.05$). 0.5 mm kalınlığında Vita YZ Extra Translucent materyalinin A3 renk rezin siman uygulamasında elde edilen ortalama değer ile A1 renk rezin siman uygulamasıyla elde edilen ortalama değer arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu belirlendi ($p<0.05$). Her grup için ortalama renk değişimi (ΔE_{00}) değerleri materyal tipi, materyal kalınlığı, rezin siman rengi ve bu üç değişkenin interaksiyonundan etkilenmediği belirlendi ($p>0.05$). Fakat renk farklılıkları tüm gruplarda kabul edilebilirlik ($\Delta E_{00} = 1.8$) ve algılanabilirlik ($\Delta E_{00} = 0.8$) eşik değerlerinin üzerinde

bulundu. $\Delta L'$ parametresi değerleri, materyal kalınlığından etkilendiği ($p < 0.05$); bununla birlikte materyal tipinden ve rezin siman renginden etkilenmediği gözlemlendi ($p > 0.05$). $\Delta C'$ parametresi değerleri, materyal tipinden etkilendiği ($p < 0.05$); bununla birlikte materyal kalınlığı ve rezin siman renginden etkilenmediği gözlemlendi ($p > 0.05$). $\Delta H'$ parametresi değerleri ise rezin siman rengi ve materyal kalınlığından etkilendiği ($p < 0.05$); bununla birlikte materyal tipinden etkilenmediği belirlendi ($p > 0.05$).

Sonuç: Çalışmanın sonucunda; materyalin tipi, kalınlığı ve kullanılan simanın rengi monolitik zirkonyumun translüsensliğini etkilerken, renk değişimini etkilemediği belirlendi. Fakat renk farklılıkları tüm gruplarda kabul edilebilirlik ($\Delta E_{00} = 1.8$) ve algılanabilirlik ($\Delta E_{00} = 0.8$) eşik değerlerinin üzerinde elde edildi.

Anahtar Kelimeler: Monolitik zirkonya, translusensi, renk, rezin siman

ABSTRACT

Evaluation of the Effect of Thickness and Resin Cement Color on Color and Translucency of Monolithic Zirconium with Different Translucency

Aim: The aim of this study is to evaluate the effect of different resin cement colors and different material thicknesses on the translucency properties of different monolithic zirconia on color parameters and color and translucency.

Material and Method: Vita YZ Extra Translucent, Vita YZ High Translucent and Vita YZ Super Translucent were used as monolithic zirconia material. A total of 108 samples prepared in three different thicknesses as 0.5 mm, 1 mm and 1.5 mm were produced in the form of a disc with a diameter of 1 cm (n=6). Color and translucency measurements of the samples before and after the resin cement application were made with a spectrophotometer. Total-etch adhesive resin cement in A1 and A3 colors was applied to the samples. The data obtained from the study were made using IBM SPSS (Statistics Version 26.0) package program. Kolmogorov Smirnov and Shapiro Wilk tests were used and evaluated with three-way ANOVA and Duncan multiple comparison test.

Results: According to the results of the study, a statistically significant difference was found between the material type-resin cement color-material thickness interaction for the translucency parameters of monolithic zirconia discs with different A2 color ($p<0.05$). A statistically significant difference was found between the average value obtained in A3 color resin cement application of 0.5 mm thick Vita YZ Extra Translucent material and the average value obtained with A1 color resin cement application ($p<0.05$). It was determined that the average color change (ΔE_{00}) values for each group were not affected by the material type, material thickness, resin cement color and the interaction of these three variables ($p>0.05$). However, color differences were found above the threshold values of acceptability ($\Delta E_{00} = 1.8$) and perceptibility ($\Delta E_{00} = 0.8$) in all groups. $\Delta L'$

parameter values are determined that it is affected by material thickness ($p<0.05$); however, it was observed that it was not affected by the material type and the resin cement color ($p>0.05$). $\Delta C'$ parameter values are affected by the material type ($p<0.05$); however, it was observed that it was not affected by material thickness and resin cement color ($p>0.05$). $\Delta H'$ parameter values are affected by resin cement color and material thickness ($p<0.05$); however, it was determined that it was not affected by the material type ($p>0.05$).

Conclusion: The type and thickness of the material and the color of the cement used affect the translucency of the monolithic zirconium, however it does not affect the color change. However, color differences were obtained above the threshold values of acceptability ($\Delta E_{00} = 1.8$) and perceptibility ($\Delta E_{00} = 0.8$) in all groups.

Keywords: Monolithic zirconia, translucency, color, resin cement

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
°F	: Derece Fahrenheit
3D	: Üç boyutlu (Three dimensional)
Al₂O₃	: Alüminyum oksit (Alümina)
Bis-GMA	: Bisfenol A Glisidil Metakrilat
CAD/CAM	: Bilgisayar Destekli Dizayn/ Bilgisayar Destekli Tasarım
CIE	: Commission Internationale de l'Eclairage
CR	: Kontrast Oran
CSZ	: Kübik stabilize zirkonyum
dk	: Dakika
Er₂O₃	: Erbiyum oksit
Fe₂O₃	: Demir oksit
GPa	: Gigapaskal
HfO₂	: Hafniyum dioksit
HVN	: Vickers Sertliği
ICRP	: Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu
K	: Kelvin
K₂O	: Potasyum oksit
K₂O-Al₂O₃ 6SiO₂	: Potasyum alüminyum silikat
LDS	: Lityum disilikat
LED	: Light Emitting Diode (Işık Yayan Diyot)
LTD	: Düşük ısılarda bozulma
MAD/MAM	: Elle yapılan tasarım/elle yapılan imalat
mm	: Milimetre

MPa	: Megapaskal
MZ	: Monolitik Zirkonyum
n	: Örnek Sayısı
Na₂O-Al₂O₃-6SiO₂	: Sodyum alüminyum silikat
nm	: Nanometre
°	: Derece
°C	: Derece santigrat
PSZ	: Parsiyel Olarak Stabilize Zirkonyum
Si-O	: Silisyum oksijen
sn	: Saniye
STL	: Standart dönüşüm dili
TEGDMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
TP	: Translusensi Parametresi
TZP	: Tetragonal zirkonya polikristali
UDMA	: Ürethan Dimetakrilat
UV	: Ultraviyole
Y-TZP	: Yttrium ile stabilize tetragonal zirkonyum polikristali
Zr	: Zirkonyum
ZrO₂	: Zirkonyum dioksit
ZTA	: Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina
ΔE	: CIE LAB renk değişim miktarı
μm	: Mikrometre

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Beyaz ışığın kırılması veya spektrumun renklerine ayrılması	22
Şekil 2.2. Munsell renk sisteminin şematik diyagramı	23
Şekil 2.3. Renk tonu	23
Şekil 2.4. Renk yoğunluğu	24
Şekil 2.5. CIE XYZ sistemi ve renklilik diyagramı eğrisi	25
Şekil 2.6. Translüsensi	28
Şekil 2.7. Opelasans özellik.....	29
Şekil 2.8. Floresans özellik.....	29
Şekil 2.9. Kontrast.....	30
Şekil 2.10. Spektrofotometre renk ölçüm cihazı.....	34
Şekil 2.11. Kolorimetre renk ölçüm cihazı.....	35
Şekil 3.1. Örneklerin bilgisayar ortamında dizayn edilmesi	47
Şekil 3.2. CAD/CAM sistemi ile hazırlanan örnekler.....	48
Şekil 3.3. Sinterizasyon fırını	49
Şekil 3.4. Dijital kumpas	49
Şekil 3.5. Hazırlanan örnekler	50
Şekil 3.6. Glaze işlemi yapılması.....	51
Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan porselen fırını (Ivoclar Programat P300)	51
Şekil 3.8. Örneklerin renk ölçümünde kullanılan spektrofotometre	52
Şekil 3.9. Örneklerin ilk translüsensi ölçümlerinin yapılması.....	52
Şekil 3.10. Örneklerin simantasyonunda kullanılan adeziv resin siman (Variolink N Rezin Siman Kiti).....	54
Şekil 3.11. Farklı kalınlıklardaki paslanmaz çelik levhalar	55

Şekil 3.12. Örneklere primer ajan (Monobond N) uygulanması	56
Şekil 3.13. Örneklere adeziv rezin siman uygulanması	57
Şekil 3.14. Şeffaf bant ve siman camı yerleştirilmesi.....	57
Şekil 3.15. Adeziv rezin simanın ışınlanması.....	58



TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Seramik sistemlerin sınıflandırılması.....	7
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyumun özellikleri.....	47
Tablo 3.2. Örneklerin sinterizasyon parametreleri	48
Tablo 3.3. VITA AKZENT Plus GLAZE LT glazür programı	50
Tablo 3.4. Çalışmada kullanılan rezin simanın marka adı üretici firma ve kompozisyonu	53
Tablo 4.1. Rezin siman rengi, materyal tipi ve kalınlıklara göre translusens parametreleri (TP) değerlerinin karşılaştırılması	61
Tablo 4.2. Vita YZ Extra Transludent örneklerin 0.5 mm kalınlık alt grubuna göre rezin simanın etkisinin ortalama TP ve standart hata değerlerinin sonuçları.....	62
Tablo 4.3. Vita YZ Extra Transludent örneklerin 1 mm kalınlık alt grubuna göre rezin simanın etkisinin ortalama TP ve standart hata değerlerinin sonuçları.....	62
Tablo 4.4. Vita YZ Extra Transludent örneklerin 1.5 mm kalınlık alt grubuna göre rezin simanın etkisinin ortalama TP ve standart hata değerlerinin sonuçları.....	63
Tablo 4.5. Vita YZ High Transludent örneklerin 0.5 mm kalınlık alt grubuna göre rezin simanın etkisinin ortalama TP ve standart hata değerlerinin sonuçları.....	63
Tablo 4.6. Vita YZ High Transludent örneklerin 1 mm kalınlık alt grubuna göre rezin simanın etkisinin ortalama TP ve standart hata değerlerinin sonuçları.....	64
Tablo 4.7. Vita YZ High Transludent örneklerin 1.5 mm kalınlık alt grubuna göre rezin simanın etkisinin ortalama TP ve standart hata değerlerinin sonuçları.....	64
Tablo 4.8. Vita YZ Super Transludent örneklerin 0.5 mm kalınlık alt grubuna göre rezin simanın etkisinin ortalama TP ve standart hata değerlerinin sonuçları.....	65

Tablo 4.9. Vita YZ Super Transludent örneklerin 1 mm kalınlık alt grubuna göre rezin simanın etkisinin ortalama TP ve standart hata değerlerinin sonuçları.....	65
Tablo 4.10. Vita YZ Super Transludent örneklerin 1.5 mm kalınlık alt grubuna göre rezin simanın etkisinin ortalama TP ve standart hata değerlerinin sonuçları.....	66
Tablo 4.11. Materyal tipi, rezin siman rengi ve kalınlığa göre renk değişimi değerlerinin karşılaştırılması	67
Tablo 4.12. Materyal tipi, rezin siman rengi ve kalınlığa göre $\Delta L'$ parametresi değerlerinin karşılaştırılması.....	68
Tablo 4.13. Materyal kalınlığına göre $\Delta L'$ parametresi değerlerinin karşılaştırılması...	68
Tablo 4.14. Materyal tipi, rezin siman rengi ve kalınlığa göre $\Delta C'$ parametresi değerlerinin karşılaştırılması.....	69
Tablo 4.15. Materyal tipine göre ortalama $\Delta C'$ parametresi ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması	70
Tablo 4.16. Materyal tipi, rezin siman rengi ve kalınlığa göre $\Delta H'$ parametresi değerlerinin karşılaştırılması.....	71
Tablo 4.17. Materyal kalınlığa göre ortalama $\Delta H'$ parametresi ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması.....	71
Tablo 4.18. Resin siman rengine göre ortalama $\Delta H'$ parametresi ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması.....	72

1. GİRİŞ

İnsan yaşamında dişler kritik bir öneme sahiptir. İşlev kaybı, kişinin dengeli beslenmesini azaltmakta ve sağlığı üzerinde olumsuz sonuçlar doğurmaktadır. Estetik kaybı, sosyal işlevi de olumsuz etkileyebilmektedir. Diş kuronları ve sabit diş protezleri ile hem fonksiyon hem de estetik restore edilebilmektedir. Seramikler estetikleri, stabiliteleri ve biyouyumlulukları nedeniyle restoratif materyaller olarak giderek daha popüler hale gelmektedir.¹

Estetikte önemli basamaklardan bir tanesi de doğal dişlerin optik özelliklerini restorasyonlarla eşleştirmektir. Opelasans derecesi, translusensi, floresans, yüzey dokusu ve şekil özellikleri, seramik içeriği, seramik fırınlama sayısı ve yoğunlaştırma tekniği gibi faktörler seramiğin son rengini belirlemektedir. Ayrıca son renk, yapıştırma ajanı ve arka plandaki diş yapısının rengiyle birlikte seramik tonu ve kalınlığının kombinasyonundan etkilenmektedir.^{2,3}

Seramik veneerlerin son estetik kalitesi değerlendirilirken; restorasyonun arka plandaki diş yapısında mevcut oluşabilecek renk varyasyonlarını ne ölçüde maskelediği önemlidir. Böylece komşu doğal dişlerle uyumlu bir etki ve mevcut dişlere benzer optik özellikler yeniden kazandırılmaktadır.⁴

Bu in-vitro tez çalışmasında; kullanılan farklı translusensi özelliğine sahip monolitik zirkonyum materyallerin renk parametreleri ile renk ve translusesi değişimi üzerine; materyal kalınlıklarının ve simantasyonda kullanılan rezin siman renklerinin etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu doğrultuda çalışmanın sıfır hipotezi; translusensi özellikleri farklı monolitik zirkonyumun, materyal kalınlığının ve kullanılan rezin siman renginin restorasyonun renk değişimini, renk parametrelerini ve translusensliğini etkilemeyeceği şeklinde oluşturulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramiğin tanımı

Dental seramikler, eksik veya hasarlı diş yapılarının yerine kullanılan diş protezleri üretmek amacıyla tasarlanmış sistemlerin bir parçası olan malzemelerdir. Literatürlerde seramik, ham minerallerin yüksek sıcaklıklarda ısıtılmasıyla yapılan inorganik, metalik olmayan malzemeler olarak tanımlanmaktadır.⁵

2.2. Seramiğin Tarihçesi

Seramik malzemelerin gelişimi, sanayi devrimi döneminde Çin ve Avrupa’da gerçekleşmiştir.^{6, 7} Seramikler, yapay olarak üretilen ve laboratuvar araştırmalarında kullanılan ilk malzemeler arasında yer almıştır. Tarihsel olarak, üç temel seramik malzeme türü geliştirilmiştir. Porselen, Çin’de öncelikle taş eşya, sonrasında çanak çömlek ve son olarak ‘Çin taşının’ beyaz Çin kili ile eritilmesiyle beyaz yarı saydam taş ürünler olarak üretilmiştir.⁷

Alexis Duchateau adlı bir Fransız eczacı, çeşitli kimyasalları karıştırmak ve öğütmek için kullandığı sırlı seramik kapların, nispeten gözeneksiz yüzeyleriyle lekelenmeye direnç gösterdiğini ve aynı zamanda aşınmaya da dirençli olduğunu fark etmiş ve bu durum porseleni diş restoratif materyali olarak kullanma fikrini ortaya çıkarmıştır.⁷

İlk diş porselenlerinin nispeten beyaz ve opak yapıda olması nedeniyle, porselenin diş hekimliğine girmesinden 64 yıl sonra Elias Wildman, doğal dişlere çok daha yakın tonlarda ve çok daha yarı saydam porseleni formüle etmiştir.⁷

Stockton tarafından 1830’da Feldspat (%78), Kaolin (%15,3), Potasyum silikat (%4,7) ve Dehidrate boraks (%2) mineral bileşimini içeren diş porseleni geliştirilmiştir.⁷

Kuron yapmak için porselen kullanma tekniği 1800’lerin sonlarına kadar geliştirilememiştir. Dr. Charles H. Land, 1889’da porselen jaket kuron yapımında öncü

olmuştur.⁸ Kısa bir süre sonra Dr. E.B. Spaulding, Dr.WA Capon ve Dr. Hugh Avery, porselen inlay tekniğinin geliştirilmesine katkıda bulunmuşlardır. 1925'e gelindiğinde porselen kullanımı oldukça yaygın bir hale gelmiş ve o zamanlar daha fazla estetik sağlamak için yüksek erime derecesine sahip porselenler geliştirilmiştir.⁷ Amsterdam'da Jan Adriaansen, bir fırçayla porselen yapım tekniğine öncülük etmiştir.⁸ 1956'da Brecker⁹, dış porselenlerini altın alaşımlarına kaynaştırarak kuron ve köprü üretimini tanımlamıştır. Bu gelişmeyi, 1957'de İngiltere'de McLean ve Hughes tarafından alümina takviyeli feldspatik porselen kuronlar izlemiştir. Alümina, porselenin eğilme mukavemetini ve kırılma tokluğunu arttırmıştır.¹⁰

1960'larda vakumla pişirilen porselenlerin piyasaya sürülmesi, iç gözenekliliğin azalmasına dolayısıyla görünümde iyileşmeye yol açmıştır. Bu dönemde, özellikle Iridio platini takviye metali olarak kullanan Dr. Swan, Dr. Felcher, Dr. Horestad, Dr. Johnson, Dr. Lakemage, Dr. Gonod ve Dr. Granger porselende metal takviyenin kullanılması için çeşitli girişimlerde bulunmuşlardır.⁷

Sozio ve Riley tarafından 1983 yılında, bir transfer döküm işlemi ile bir epoksi kalıbı üzerinde oluşturulan büzülmeyen seramik bir başlığı (Cerestore coping, Hohnson and Johnson, East Windsor NJ USA) kullanıma sunulmuştur.¹¹

O'Brien¹², yüksek termal genleşmeli bir altyapı porseleni tanımlamıştır. Magnezya kristallerinin, yüksek genleşme katsayılı camı güçlendirmek için kullanılmasıyla normalde metal-seramik restorasyonları kaplamak için kullanılan gövde porselenleri ile termal olarak uyumlu olan magnezya ile güçlendirilmiş bir malzeme elde edilmiştir. Sonuç olarak, porselen soğuduktan sonra termal şoka daha duyarlı hale gelmesi sağlanmıştır.

Adair ve Grossman 1984 yılında, tam seramik sistemlerinde bir camın kontrollü kristalizasyonu ile geliştirilen Dicor materyalini üretmiştir. 1990 yıllarının başlarında,

arttırılmış dayanıklılık ve uyumlu marjinal adaptasyon sağlayan hacimce yaklaşık %34 l    t içeren bir preslenebilir cam seramik (IPS Empress) piyasaya s    lm    t  r. 1990'ların sonlarında ise hacimce yaklaşık %70 lityum disilikat kristali içeren kırılmaya daha dirençli, preslenebilir bir cam seramik (IPS Empress 2) piyasaya s    lm    t  r.¹³

1993 yılında Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), tamamen yoğun altyapı materyalinin hacimce %99.9 alümina içeren ve 675 MPa b  k  lme mukavemeti gösteren yeni bir tam seramik restorasyon konseptini sunmuştur. Birkaç yıl sonra, daha da güçlü Y-TZP (yttrium ile stabilize tetragonal zirkon polikristali) seramik, 1200 MPa'nın üzerinde b  k  lme mukavemetine sahip bir altyapı malzemesi olarak di   hekimliğine tanıtılmıştır. Veneer porseleni ile alt yapı materyali arasındaki bağlantıda kopma (chipping) ve kırılma problemini a  mak için, yarı saydam cam-seramik malzemeler ve daha yakın zamanda, monolitik restorasyon uygulamaları için 'kübik' zirkonlar geliştirilmiştir.^{1, 14}

2.3. Dental Seramiklerin İçeriği ve Kimyasal Yapısı

Dental seramikler, esas olarak alüminyum, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, zirkonyum ve titanyum gibi bir veya daha fazla metalik veya yarı metal elementli oksijen bileşikleri içeren metalik olmayan, inorganik yapılar olarak adlandırılmaktadır. Porselen terimi; kaolin, kuvars ve feldspatın uygun oranlarda karıştırılması ve yüksek sıcaklıkta pişirilmesiyle elde edilen bir bileşimsel malzemedir.¹⁵

Dental porselenlerinin cam oluşturucu matriksi, 4 oksijen atomu ile birleşen silisyum atomuyla temel silisyum oksijen (Si-O) ağını kullanmakta ve bir tetrahedral yapı oluşturmaktadır. Bu cam yapıdaki atomik ba  ların hem kovalent hem de iyonik bir karaktere sahip olması onu stabil hale getirmekte ve ayrıca bir zincir konfigürasyonu elde etmek için silika birimlerinin birbirine ba  lanmasını sağlamaktadır. Bu tür birkaç bağlantılı silikat zinciri, camda sürekli dört yüzlü SiO₄ a  ı oluşturmaktadır. Güçlü atomik

bağlara sahip olan ve serbest elektron içermeyen bu kararlı yapı, mükemmel termal ve optik yalıtım özellikleri, cam matrise inertlik ve yarı saydamlık gibi bazı önemli nitelikleri kazandırmaktadır.¹⁵

2.3.1. Feldspar

Cam matriksin oluşturulmasından sorumludur. Feldspar, doğal olarak oluşan bir mineraldir ve potasyum alüminyum silikat ($K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$) ve sodyum alüminyum silikat ($Na_2O-Al_2O_3-6SiO_2$) gibi iki alkali alüminyum silikattan oluşmaktadır. Porselenlerin çoğu, restorasyona yarı saydamlık kazandırdığı için potasyum feldspar içerir. Fırınlama sırasında camsı yapı oluşturmak için kaolin ve kuvarsla birleşmektedir. Feldspar, porselenin erime sıcaklığını düşürerek akışkanlığının artmasına neden olmaktadır.¹⁵

2.3.2. Kuvars

Yüksek füzyon sıcaklığına sahiptir ve porselenin pişirme sıcaklığında kalmasını sağlamaktadır. Kuvars aynı zamanda porselen restorasyonda dolgu görevi görmektedir.¹⁵

2.3.3. Kaolin

Genellikle alümina içeren magmatik kayalardan elde edilen bir kil malzemesi türüdür. Kaolin, bağlayıcı görevi görür. Ayrıca kaolin restorasyona opaklık kazandırır. Dental porselen yapısında sınırlı miktarda kaolin ile formüle edilmektedir.¹⁵

Ayrıca bu temel bileşenler dışında, termal genleşme, çözünürlük, erime ve sinterleme sıcaklıklarının katsayısını kontrol etmek için pigmentler (farklı tonları üretmek için), opaklaştırıcılar (yarı saydamlığı azaltmak için beyaz renkli oksit) ve camlar gibi farklı elementler eklenmektedir.¹⁶

2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler, bileşimleri, üretim yöntemleri, erime sıcaklıkları, mikroyapıları, yarı saydamlılıkları, kırılma direnci ve aşındırıcılıkları dahil olmak üzere bir dizi farklı şekilde sınıflandırılabilir.¹⁶ Son yıllarda farklı materyallerin üretilmesiyle birlikte Gracis ve ark.¹⁷ seramikler için yaptıkları güncel sınıflama aşağıdaki gibidir:

- ✓ **Cam-matriks seramikler:** Bir cam fazı içeren metalik olmayan inorganik seramik malzemeler
- ✓ **Polikristalin seramikler:** Herhangi bir cam fazı içermeyen metal olmayan inorganik seramik malzemeler
- ✓ **Rezin-matriks seramikler:** Polimer matriksleri ağırlıklı olarak porselenleri, camları, seramikleri ve cam seramikleri içerebilen inorganik refraktör bileşikler

Tablo 2.1. Seramik sistemlerin sınıflandırılması

Cam Matriks Seramikler	1. Feldspatik
	2. Sentetik
	a) Lössit esaslı
Cam Matriks Seramikler	b) Lityum disilikat ve türevleri
	c) Fluorapatit esaslı
Cam Matriks Seramikler	3. Cam İnfiltr
	a) Alümina
	b) Alümina ve magnezya
Cam Matriks Seramikler	c) Alümina ve zirkonya
Polikristalin Seramikler	1. Alümina
	2. Stabilize Zirkonya
	3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina
	4. Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya
Rezin Matriks Seramikler	1. Rezin Nanoseramikler
	2. Camsı seramik içerikli Rezin Matriks
	3. Zirkonya silika içerikli Rezin Matriks

2.5. Zirkonyum

Zirkonyum ismi, Arapça altın renkli anlamında Zargon kelimesinden gelir; sırasıyla Zar (Altın) ve Gun (Renk) kelimesinin birleşimidir.¹⁸ Zirkonyum dioksit (ZrO_2), tesadüfen 1790'da bazı mücevherlerin ısıtılmasıyla ilgili çalışan Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından bulunmuştur.¹⁹ Zirkonyum: sembolü Zr olan geçiş metal elementidir. Atom numarası 40, ağırlığı 91.22, parlak ve son derece korozyona dayanıklıdır. Zirkonyumun yoğunluğu $6.49g/cm^3$, erime noktası 2128K (1855°C veya 3371°F) ve kaynama noktası 4682K (4409°C veya 7968°F) dir.²⁰

Zirkonya, cam bileşeni olmayan polikristal bir seramiktir. Saf zirkonyum kristal formunda beyaz ve biçimlendirilebilir metal olarak ve amorf formda koyu mavi bir toz olarak bulunur. Yerkabuğunda yer alan elementler arasında miktar olarak 18. sıradadır. Bununla birlikte, doğada saf halde oluşmaz, ancak sadece silikat oksitler (ZrO_2-SiO_2) veya serbest oksit (ZrO_2) ile birlikte oluşur.^{18, 21} Zirkonyum oksitin tam kuronlar için bir altyapı materyali olarak kullanılması daha iyi estetik, mekanik ve biyouyumluluk özellikleri sağlar.^{22, 23}

Genel olarak zirkonya esaslı seramikler, hiçbir yan etkisi veya genel doku reaksiyonu olmayan kimyasal olarak stabil malzemelerdir. Pürüzsüzlüklerine bağlı olarak, zirkonya esaslı seramikler plak oluşumunu önler ve diş eti dokuları için uygun bir yüzey oluşturur.²⁴

ZrO_2 'nin biyouyumluluğu kapsamlı bir şekilde değerlendirilmiş ve hem *in vivo* hem de *in vitro* çalışmalar, Y-TZP'nin radyoaktif içeriklerinden temizlenen çok saf zirkon tozlarının kullanımı ile yüksek biyouyumluluğunu doğrulamıştır.^{25, 26} Zirkonyum materyalinin lokal veya sistemik yan etkisi bildirilmemiştir.^{27, 28}

Zirkonya tozu, uranyum-radyum (^{226}Ra) ve toryum (^{228}Th) aktinit serisinden az miktarda radyonüklit içerir. Piyasada bulunan zirkonya tozlarının radyasyon seviyeleri Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu'nun (ICRP) tavsiyelerine uygundur ve genellikle doğal radyasyonların neden olduğu normal ortam radyoaktivitesinden daha düşüktür.²⁰

Zirkonya monoklinik, tetragonal ve kübik fazlarda bulunur. Saf bir zirkonya eriyik kütlelerinin soğutma işlemi sırasında, kübik faz ilk önce $2680^{\circ}C$ 'lik bir sıcaklıkta kristalleşir ve daha sonra $2370^{\circ}C$ 'de tetragonal faza dönüşür. Zirkonya'nın uygun oda sıcaklığında monoklinik faza dönüşümü, $1170^{\circ}C$ 'lik bir sıcaklıktan sonra gerçekleşir. Tetragonalden monoklinik faza kadar olan son dönüşüm aynı zamanda martensitik (ısıl

işlem sonrasında malzemenin hızlı bir şekilde soğutulup çok sert fakat kırılğan yapıda olmasıdır) bir dönüşüm olarak tarif edilir ve hacimce yaklaşık %4'lük bir artışla karakterize edilir. Soğutma aşaması sırasında hacimdeki bu ani artış, saf zirkonyadan sinterlenmiş seramiklerin üretilmesini imkânsız kılar, çünkü artan hacim her zaman aşırı yüksek gerilime ve seramik yapısında istenmeyen çatlakların gelişmesine neden olur. Bununla birlikte, soğutma fazı sırasında martensitik dönüşüm, zirkonyanın kristal yapısı içine eklenen stabilize edici oksitler ilave edilerek önlenir.²⁹

CaO, MgO, Y₂O₃ veya CeO₂ gibi çeşitli stabilize edici oksitler ile birlikte saf zirkonya, tetragonal yapının oda sıcaklığında tutulmasını sağlar. Böylece, stres kaynaklı dönüşümler kontrol altına alınmış olur.²⁴ Bununla birlikte, yttriumun (Y₂O₃) stabilize edici etkisi sayesinde, Y-TZP malzemeleri yarı kararlı tetragonal (t) yapıda işlenebilir. T fazının ortam sıcaklığında tutulması, dışardan uygulanan gerilmeler altında monoklinik (m) yapıya dönüşmesine izin verir. Yayılmakta olan bir çatlak çevresinde ortaya çıkan bu dönüşüm sonucu oluşan sıkıştırma gerilmeleri, dönüşümle bağlantılı hacim artışı ile birlikte, çatlağın daha fazla yayılmasını yavaşlatır ve böylece mekanik özelliklerin gelişmesine neden olur. Bu nedenle, faz dönüşümü, artan tokluk ve yorulma eşiğine sahip malzemeler elde etmek için anahtar faktördür.³⁰

Kullanılan çeşitli katkı maddelerinden, yttriumun (Y₂O₃), yüksek mukavemet ve tokluk kombinasyonunu sağlamada en etkili yol olduğu kanıtlanmıştır. Böylece, %3 mol (ağırlıkça %5.2) yttrium ile stabilize tetragonal zirkon polikristali (3Y-TZP) protez restorasyonları için temel dental materyal haline gelmiştir.³¹ 3Y-TZP, %2 mol Y₂O₃ ile kısmen stabilize edilmiş bir zirkon dizisinden oluşur. Küçük konsantrasyonlarda Y₂O₃ stabilizatörlerine sahip ZrO₂ ince tanecikleri (genellikle <0.5mm), sinterlemeden sonra metastabil tetragonal fazın %98'ini içerir.²⁴

Y-TZP; yüksek eğilme mukavemeti, kırılma tokluğu, sertlik, korozyon direnci hem asidik hem de temel ortam koşulları altında aşınma ve yıpranmaya direnç, translusensi, renk stabilitesi, diagnostik radyografilerin daha yüksek etkinliği ve yüksek biyouyumluluk gibi fiziksel ve mekanik özellikler gösterir.^{24, 32} 3Y-TZP'nin mekanik özellikleri büyük ölçüde tane boyutuna bağlıdır.³³ Kritik tane büyüklüğünün üzerinde, 3Y-TZP daha az kararlı ve kendiliğinden t $\rightarrow$ m dönüşümüne karşı daha hassastır. Küçük tane boyutları (<1 μ m) daha düşük bir dönüşüm oranı ile ilişkilidir.³⁴ Ayrıca, belirli bir tane büyüklüğünün (~0.2 μ m) altında, dönüşüm mümkün değildir, bu da kırılma tokluğunun azalmasına neden olur. Sonuç olarak, sinterleme koşulları, tane boyutunu etkilediği için nihai ürünün hem stabilitesi hem de mekanik özellikleri üzerinde güçlü bir etkiye sahiptir. Daha yüksek sinterleme sıcaklıkları ve daha uzun sinterleme süreleri daha büyük tane boyutlarına yol açar.³³

ZrO₂'in yüksek sıcaklıkta kararlı bir yapıya, yüksek erime noktasına (2680°C), sertliğine (1200–1350 HVN) ve termal genleşme katsayısına (>10 $\times$ 10⁻⁶K⁻¹), düşük termal iletkenliğe (>1 Wm⁻¹K⁻¹) ve yüksek bir termo şok direncine ($\Delta T = 400$ –500°C) sahip olduğu bildirilmiştir.³⁵

Dental uygulamalar için zirkonya sertleştirilmiş alümina (ZTA), kısmen stabilize zirkonya (PSZ), tetragonal zirkonya polikristal (TZP) ve tamamen kübik stabilize zirkonya (CSZ) dahil olmak üzere çeşitli polikristalin zirkon malzemeleri geliştirilmiştir. CSZ, ışık iletimini artırabilen izotropik karakteri ile diğerlerinden ayrılır.³⁶ Saydam kübik ZrO₂ seramiği, yüksek optik özellikler göstermesi nedeniyle ilgi çekici olmasına rağmen, mekanik özelliklerinin düşük olması nedeniyle kübik ZrO₂ (dayanıklılık<600 MPa) yerine (dayanıklılık>900 MPa) tetragonal ZrO₂ seramikleri tercih edilir.³⁷

Zirkonya, paslanmaz çeliğe benzer mekanik özelliklere sahiptir. Çekme dayanıklılığının yaklaşık 900-1200 Mpa kadar yüksek olmasıyla birlikte, kırılma direnci yaklaşık 2000 MPa'dır.³⁸

Zirkonyumun düşük ısılarda bozulması (Low Temperature Degradation, LTD), özellikle suyun varlığı ile şiddetlenen belirlenmiş bir fenomendir. Bu yaşlanma sürecinin sonuçları tanelerin uzaklaşması ve mikro çatlama ile yüzey bozulmasının yanı sıra mukavemet bozulmasını da içerir.³³ Tetragonal (t) fazından monoklinik (m) faza soğuduktan sonra dönüşüme, yıkıcı etkilere yol açmaya yetecek kadar hacimde önemli bir artış (%4,5) eşlik eder. Saf zirkonyumun CaO, MgO, Y₂O₃ veya CeO₂ gibi oksitler ile stabilize edilmesi, tetragonal yapının oda sıcaklığında tutulmasına ve dolayısıyla gerilim kaynaklı t → m dönüşümünün kontrolüne, etkili bir şekilde çatlak yayılmasını durdurmasına ve yüksek tokluğa yol açmasına izin verir.³³

T-m faz transformasyonu sonunda lokal stres oluştuğunda ve su varlığında, hidrotermal bozulma veya düşük ısılarda bozulma meydana gelir.³⁹ Düşük ısıda bozulma, 20 ile 250°C arasındaki sıcaklıklara sahip bir nem ortamında gözlenmiştir.⁴⁰ LTD başlangıçta oksijen boşluklarını doldurarak zirkonya tanelerine suyun dahil edildiği yüzeysel tanelerde oluşur ve pürüzlülüğünü artırarak yüzeye yayılır. Daha sonra LTD, malzemenin derinliğine yayılır ve Y-TZP yapılarının mukavemetini, kırılma tokluğunu ve yoğunluğunu tehlikeye atar.³⁹ Yapılan çalışmalarda ağız içi sıcaklıklarda LTD dönüşümünün çok yavaş ilerlediği belirlenmiştir.⁴¹ Zirkonya seramiklerinin LTD davranışını; stabilize edici katyonun değeri ve boyutu, stabilizatörün dağılımı, faz bileşimi, tane boyutu ve tane boyutu dağılımı ile ikincil fazların varlığı gibi faktörler etkiler. Bahsedilen parametrelerin çoğu birbirine bağlıdır ve sinterleme süresi, sıcaklık ve atmosfer gibi sinterleme koşullarından büyük ölçüde etkilenir.⁴⁰

2.5.1. Diş Hekimliğinde Zirkonyumun Üretim Şekilleri

Zirkonya, üretim şekline göre; Green Stage zirkonya, yarı sinterlenmiş zirkonya (pre-sinterize) ve tam sinterlenmiş zirkonya olmak üzere üç grupta incelenir.⁴²

2.5.1.1. Green Stage Zirkonya

Özel bağlayıcılar kullanılarak bloklar ısı uygulanmadan sadece basınç uygulaması ile sıkıştırılarak hazırlanır. Oldukça yumuşak olan bloklar tebeşir kıvamındadır. Bu yüzden hızlı bir aşındırma işlemi yapılabilir. Restorasyonlar, hacimce %20-25 oranında daha büyük freze edilerek sinterizasyon büzülmesi kompanse edilir.⁴²

2.5.1.2. Pre-sinterize Zirkonya

Literatürde ‘non-HIP’ zirkonya olarak da adlandırılan bloklardır.⁴³ Pre-sinterize zirkonya, green stage zirkonyanın 500°C de, 30 dk süreyle sinterlenmesi ile elde edilir.⁴² Isı uygulamadan basınçla sıkıştırılan zirkonya tozu devamında 1350-1550°C’de 2-5 saat süreyle ön sinterleme işlemine tabi tutulur.⁴³ Sinterleme işlemi tam olarak uygulanmadığı için yapı düşük yoğunluklu ve oldukça pörözdür ayrıca mekanik özellikleri zayıftır.⁴²

2.5.1.3. Sinterize Zirkonya

Sinterize zirkonya üretiminde ilk aşama, yaklaşık 1300°C de materyalin sinterlenmesidir. Partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1350-1550°C arasında ve yüksek basınç altında, izostatik bir ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak) ısıtılır. Sinterleme işlemi sonrası materyal %99’a ulaşan bir yoğunluğa sahip olur.

Frezeleme işlemlerinin zor olması, sinterize zirkonya bloklarının mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir; ancak sinterizasyon büzülmesinin olmaması bu blokların avantajı olarak değerlendirilmektedir ⁴².

2.5.2. Zirkonyum Oksit Alt Yapıların Üretimi

Zirkonya yüksek erime noktası nedeniyle, frezeleme yöntemi ile işlenir.

- ✓ MAD/MAM (Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing)

✓ CAD/CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing).⁴⁴

2.5.2.1. Elle Yapılan Tasarım - Elle Yapılan İmalat Sistemleri

Porselen uygulanmadan önce bir Y-TZP altyapısının işlenmesine yönelik bir yaklaşım olmakla beraber elle yapılan tasarım/elle yapılan imalat (MAD/MAM) teknolojisinin kullanılmasıdır. MAD/MAM sisteminde, pre-sinterize Y-TZP bloklarından tek ünite kuronların, sabit diş protezlerinin ve implant abutmentlerinin üretimi için pantografik bir kopya frezeleme prensibi kullanılır.⁴⁵ Bilgisayar kullanılmadan diş laboratuvarlarında yapılan bir prosedürdür. MAD/MAM sisteminin avantajları basit olması, maliyetinin düşük olması ve bilgisayar kullanımından kaçınılmasıdır.⁴⁶

2.5.2.2. Bilgisayar Destekli Tasarım - Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri

Zirkonya restorasyonları geleneksel üretim teknikleri ile yapılamayacağı için 1990'lı yıllarda bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) teknolojisi diş protez materyali olarak zirkonyumun kullanılmasına izin vermiştir.⁴⁷

Dental seramik malzemelerin geliştirilmesi ve bunların üretim teknikleri, özellikle CAD-CAM ve öğütme tekniklerinin geliştirilmesi, zirkonya gibi yüksek mukavemetli estetik malzemelerin kullanımını teşvik etmiştir. CAD-CAM sistemlerinin geliştirilmesi ile mum modelleme ve işleme süreçleri ortadan kaldırılmıştır. Döküm modeli optik olarak veya lazerle taranır ve restorasyon bu protokollerle elde edilen dijital verilerle tasarlanır ve üretilir.⁴⁸

CAD/CAM sistemleri üç ana bölümden oluşur: (1) Verileri preparasyon alanından, bitişik ve karşıt yapılardan toplayan ve daha sonra bunları intraoral tarayıcılar aracılığıyla (ofis içi CAD/CAM veya ofis içi CAD veya görüntü toplama sistemleri) veya geleneksel yöntemlerle üretilen alçı modeli sanal gösterime dönüştüren bir veri toplama birimi; (2) sanal bir ortam üzerinde restorasyonları tasarlamak ve daha sonra freze

parametrelerini hesaplamak için yazılım; (3) restorasyon malzemesinin katı bir bloğundan imalat için üretilen bilgisayarlı bir freze cihazı.⁴⁹

Genellikle mevcut CAM sistemlerinde pre-sinterize zirkonya blokları kullanılmaktadır, çünkü tam sinterlenmiş malzeme yüksek mukavemet ve sertliğe sahiptir, bu da frezelemeyi verimsiz hale getirir ve frezeleme için kullanılan malzemeleri aşındırır. Sabit kısmi protezlerin imalatında kullanılan CAM prosedürünün türüne bağlı olarak zaman, çaba ve boyutsal doğruluk değişir.⁴⁷

2.5.3. Diş Hekimliğinde Zirkonyumun Kullanım Alanları

1990'lardan beri zirkonya diş hekimliğinde ortodontik braketler, endodontik postlar, kuronlar, sabit protezler, implantlar ve implant abutmentleri olarak kullanılmaktadır.⁵⁰

2.5.3.1. Endodontik Post

Endodontik olarak tedavi edilen dişlerin başarılı klinik sonucu, yeterli kök kanal enstrümantasyonuna ve üç boyutlu tıkanmaya hem de daha sonra yapılan yeterli restoratif tedaviye bağlıdır. Çürük, kırık veya geniş kavite preparasyonunun neden olduğu koronal diş yapısının yarısından fazlasının kaybı, restorasyonlara gelişmiş tutuculuk ve stabilite sağladıkları için postların kullanılmasını zorunlu kılar. Elverişli kimyasal stabilitesi, iyi estetik ve fiziksel özelliklerinin yanı sıra, zirkonya ayrıca mükemmel radyografik opaklık, üstün ışık iletim özellikleri ve paslanmaz çelik alaşımdakine benzer Young modülü sunar. Bununla birlikte, 200 GPa'da zirkonya postlarının yüksek elastik modülü, stresin daha az rijit dentin içine aktarılmasına ve böylece daha az kök kırıklarına neden olur. Ayrıca, zirkonya postları sert olmakla beraber çok kırılgan bir yapıya da sahiptir. Bu nedenle, dentin dokusunun kaldırılması söz konusu olduğunda, minimal invaziv yaklaşımına karşıt olarak derin bir post preparasyonu yapılması gereklidir. Eğer, bir başarısızlık meydana gelirse ve endodontik retreatment ihtiyacı varsa, zirkonya

postlarının mekanik özelliklerinden dolayı kök kanalından çıkarılması neredeyse imkansızdır.⁵¹

2.5.3.2. Zirkonya İmplant

Oral implantlar söz konusu olduğunda, zirkonyumun bükülme mukavemeti ve kırılma tokluğu açısından diğer seramiklerden üstün olduğu defalarca kanıtlanmıştır.

Beyaz renginin yanı sıra düşük esneklik ve termal iletkenlik modülü, plağa düşük afinitesi ve yüksek biyouyumluluğu, zirkonya seramiklerini implant diş hekimliğinde titanyum için çok çekici bir alternatif haline getirmiştir. Yine de, dezavantajlar söz konusu olduğunda, yaşlanma olarak da bilinen düşük ısıda bozulma, zirkonyumun başlıca dezavantajlarından biri olarak kabul edilmektedir.⁵²

2.5.3.3. Zirkonya Abutment

Zirkonyum abutmentler, özellikle daha ince peri-implant mukoza vakalarında çok iyi estetik bir sonuç sunmaktadır. Ek olarak, bazı çalışmalarda zirkonyumun bakterilerin daha az yapışması ile en biyouyumlu malzeme olduğu iddia edilmektedir. Bununla birlikte, kırılma tokluğu zirkonyum abutmentlerin bir eksikliği olarak görülmektedir.⁵³

2.5.3.4. Ortodontik Braket

Seramik braketler son derece kırılmandır ve en ufak yüzey çatlağı bile kırılma için gerekli yükü önemli ölçüde azaltabilir. Düşük kırılma tokluğu, klinik kullanımda sık sık bağlantı bölgelerinde kırılmalara neden olur. Zirkonyum seramik malzeme, kırılma tokluğunu arttıran ve böylece çatlak ilerlemesi ile kırık olasılığını azaltan yüzey sertleştirme işlemlerinin mevcut olması avantajına sahiptir.⁵⁴

2.5.3.5. Sabit Kısmi Protezler

Dental seramiklerin en güçlü ve en sert olan yttrium stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP) tam kuronlarda ve sabit diş protezlerinde altyapı malzemesi olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Ancak geleneksel Y-TZP estetik değildir, bu nedenle

altyapının uygun bir porselenle kaplanması genellikle gerekmektedir. Fakat altyapı ile porselen arasındaki bağlantı zayıftır. Porselen kaplamalar, ısı işleminden kaynaklanan ve artık streslerle daha da şiddetlenen, chipping e eğilimlidir. Veneer porselen kuronlardaki geniş kırılma çatlakları kaplama/altyapı ara yüzündeki tabakalarda kendini gösterilebilir ve genellikle altyapıya ulaşmaz.⁵⁵

Zirkonyum bazlı seramikleri sabit diş protezleri üretimi için tercih edilen bir malzeme yapan imalat teknolojisi değil, yüksek oklüzal yüklere dayanabilmesi ve üstün kırılma direnci olmuştur.⁵⁶

Chipping İnsidansını Etkileyen Faktörler

- ✓ Veneer seramiğin yetersiz kalınlığa sahip olması
- ✓ Veneer seramik uygulama yöntemi (tabakalama/püskürtme)
- ✓ Altyapı ve veneer materyalinin termal genleşme katsayısı farkından kaynaklanan artık gerilim oluşumu
- ✓ Porselen fırınlanmasından kaynaklanan basınç
- ✓ İşlem sürecinde oluşan doğal defektler
- ✓ Veneer porselenin ve altyapının ısıtma ve soğutma protokolü
- ✓ Veneer porselen tarafından altyapının zayıf ıslanabilirliği
- ✓ Oklüzal travma varlığı.⁵⁷

2.5.4. Zirkonyum Esaslı Seramikler

2.5.4.1. Lava

Lava, zirkonya'da bir altyapı oluşturmak ve sonrasında veneer seramik ile bitirmek için optik tarayıcı cihazlarıyla CAD/CAM teknolojisini kullanan ilk tam seramik sistemlerden biridir.⁵⁸

Lava CAD/CAM sistemi bir optik tarayıcı (Lava Tarama), bir CAM makinesi (Lava Formu) ve bir sinterleme fırını (Lava Therm) içerir. CAM makinesi, sinterleme

sırasında karşılaşılan büzülmeyi telafi etmek için yarı sinterlenmiş yitrium tetragonal zirkon polikristal (Y-TZP) bloğunu hacimce genişletilmiş yapısına uygun bir şekilde aşındırma işlemi uygular. Kopingler imal edildikten sonra, estetik görünümü iyileştirmek için uygun veneer porseleni ile altyapılar kaplanmalıdır.⁵⁹

2.5.4.2. DC-Zircon

CAD/CAM teknolojisinin bir diğer örneği, DCS Precident (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre) frezeleme sistemidir. Başlangıçta izostatik olarak sıcak preslenmiş ve tamamen sinterlenmiş ağırlıkça %5 yitrium (Y_2O_3) ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal (Y-TPZ) seramik bloğundan altyapı öğütülerek bir tam seramik restorasyon üretilir.⁶⁰

DCS sistemi, sıcak izostatik preslenmiş (HIPed) zirkonya boşlukları olarak adlandırılan oldukça yoğun sinterlenmiş seramiklerle çalışır.⁶¹

2.5.4.3. Cercon

Cercon sistemi (Dentsply Ceramco, Burlington, New Jersey) Y-TZP bazlı altyapıyı tasarlamak için geleneksel mumlama teknikleri gerektirir. Cercon sistemi altyapıları frezelemek için kısmen sinterlenmiş Y-TZP blokları kullanır.⁶²

2.5.4.4. Procera

Procera AllCeram düşük sinterlenmiş porselenin üzerine inşa edildiği yoğun sinterlenmiş, yüksek saflıkta bir alümina çekirdeğidir. AllCeram altyapıları, piyasada bulunan bir sistem için kaydedilmiş en yüksek eğilme mukavemeti ölçümlerinden bazılarına sahiptir.⁶³

Procera AllCeram sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) yoğun sinterlenmiş yüksek saflıkta alüminyum oksit altyapı kullanır. Altyapı malzemesinin enine eğilme mukavemeti 500 ile 650 MPa arasında değişir. Konektörler için minimum kritik boyutlar, 6 mm² yüzey alanına sahip 3 mm oklüzal/dişeti mesafesi şeklindedir.⁶²

2.5.4.5. Cerec

İngiltere'deki en iyi bilinen CAD/CAM sistemi Cerec inlayler ve onlayler için tanıtılmış, ancak orijinal Cerec 1 yazılımı şüpheli marjinal uyum göstermiştir. Uyumun doğruluğu Cerec 2 ile daha iyi olmakla birlikte, Cerec 3'ün son tanıtımı ile daha da geliştirilmiştir.⁶³

Cerec üç boyutlu ağız içi tarama yöntemi, aktif üçgenleme ilkesini kullanır. Bu prosedürde, kamera preperasyon üzerinde bir üçgenleme açısı altında doğrusal bir desen yansıtır ve yansıtılan görüntü kaydedilir.⁶⁴ Cerec 3 tam seramik, hasta başı bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) restorasyon sistemi (Sirona, Bensheim; Almanya) 2000 yılının Ocak ayında tanıtılmıştır. 1 yıllık klinik kullanım ve deneyimden sonra, 2001 başlarında donanım ve yazılım iyileştirmeleri uygulanmıştır. Seramik inlaylerin, veneerlerin, kısmi ve tam kuronların hastabaşı imalatı basitleştirilmiş ve hızlandırılmıştır. Hızlı oklüzal ve fonksiyonel kayıt mümkün olmakla birlikte uygun oklüzal ilişki doğru bir şekilde oluşturulabilir.⁶⁴

Cerec sistemi, laminate veneer, inlay, onlay ve kuron restorasyonlarının yapımında ve üç üyeli sabit protetik restorasyonların hazırlanmasında kullanılmaktadır.⁶⁴

2.5.4.6. Celay

Celay sistemi, tatmin edici bir teknik ve uygulanması kolay becerilerle ilginç bir üretim yeniliği sağlamıştır. Manuel olarak kontrol edilen bir kopya frezeleme sistemi, endüstriyel olarak prefabrike seramiklerde ayrı ayrı oluşturulmuş rezin modellerinin çoğaltılmasını kolaylaştırır.⁶⁵

2.5.4.7. Zeno Tec

Zeno Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya) sistemi; tarayıcı lazer (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (ZENO CAD), imalat ünitesi (ZENO CAM 4030) ve sinterleme fırınından (ZENO Fire) oluşur. Ölçü alındıktan sonra oluşturulan modeller, lazer tarayıcı

ile taranır. Bir kron 45-60 saniye içinde taranıp uygun görüntü elde edilmektedir. Normal boyutlarından yaklaşık %20 daha büyük tasarlanan altyapılar, 12 saatlik sinterleme işleminden sonra gerçek boyut ve sertliğe ulaşır. Uygun renkte altyapı imalatı için Zeno Color ve Zeno Color Fix sıvıları kullanılmaktadır.⁶⁶

2.5.4.8. Everest

Üretimini Kavo firmasının gerçekleştirdiği bu sistem; tarayıcı (Everest Scan), sinterleme fırını (Everest Therm), aşındırma ünitesi (Everest Engine) ve üniteler arası koordinasyon ve tasarımın yapıldığı bilgisayardan oluşmaktadır. Tabladaki tarayıcı ve alçı model CCD (charge coupled device) kamerayla taranır. Bilgisayarda, taranan modelin dijital hali 3 boyutlu olarak oluşturulur. 5 dakikada tek üye kuron restorasyonu tasarlanabilir. Tasarım sonrası 5 eksenle frezeleme özelliğine sahip aşındırma ünitesine geçilir. Everest sistemiyle onlay, inlay, anterior ve posterior kuron ve köprü yapılabilir.⁶⁷

2.5.4.9. Zirkonzahn

Üretimi CAD/CAM ve MAD/MAM (Manuel Aided Design/Manuel Aided Manufacturing) yöntemlerinin her ikisiyle de yapılabilir. MAD/MAM yönteminde altyapı tasarımı, restorasyon yapılacak diş veya dişlerin firmanın kendi imalatı olan kompozit rezin ile alçı model üzerinde yapılır. Restorasyon, okuyucu ucun bulunduğu tarafa kompozit dizayn, aşındırma işleminin yapılacağı tarafa ise Zirkonzahn blok (ICE Zirkonia veya Prettau) yerleştirilip şekillendirilir. Okuyucu frez, manuel olarak kompozit altyapı üzerinde hareket ettirilirken, kesici frez restorasyonu susuz ortamda zirkonya blok üzerinde şekillendirir.⁶⁸

Restorasyon hacimce %20 daha büyük hazırlanır ve renklendirici solüsyonlar ile renklendirildikten sonra 16 saat süre ile yaklaşık 1500°C’de sinterlenir ve orijinal

boyutuna ulaşır. Sonrasında bir düşük ısı seramiği (ICE Ceramic) üst yapı seramiği olarak uygulanır.⁶⁸

Zirkonzahn, düşük maliyetli olması, altyapı tasarımında modeller taranmadığı için andırtkat bulunan ve paralel olmayan kesimlerde daha rahat restorasyon hazırlanabilmesi nedeniyle tercih edilmektedir.⁶⁸

2.5.4.10. Denzir

1995 yılında tanıtılan Denzir sistemi (Cad. Esthetics AB, Skelleftea, İsveç) ile inlay restorasyonların üretimi yapılmıştır. Decim Reader ile ölçü işleminin yapıldığı bu sistemde; Decim Designer ile restorasyonun dizaynı, Decim Calculator ile CAM ünitesindeki ölçümler ve Decim Producer ile üretim yapılır. Bu üniteler arasındaki bağlantı bilgisayar ile sağlanır. Tam sinterize blokların kullanıldığı bu sistemde bloklar isostatik presleme yöntemi ile elde edilir. Yüksek basınç altında ve 1400-1500°C’de gerçekleştirilen bu prosedür zirkonyum içerisinde tanecik yoğunluğunu arttırmaktadır. Yttrium stabilize zirkonya bloklardan inlay üretilebilmesi diğer sistemlerden farklı olarak Decim sisteminde görülmektedir.⁶⁹

2.6. Monolitik Zirkonyum Seramikler (MZ)

Monolitik, Yunanca ‘tek taş’ anlamına gelen ‘monolit’ (μονόλιθος/monólithos) kelimesinden gelir. Malzeme biliminde, örnekler bir malzeme veya bir birimden oluştuğunda monolitik olarak tanımlanır.²⁹

Özellikle CAD/CAM teknolojisi ile üretilen monolitik zirkonya restorasyonlarının önemli avantajları vardır. Monolitik zirkonya restorasyonları yüksek eğilme mukavemeti sergiler, daha konservatif diş preperasyon hazırlığı gerektirir, antagonistlerin aşınmasını en aza indirir, tatmin edici estetik sergilerler. Aynı zamanda daha az laboratuvar süresi ve daha az diş seansı gerektirirler ve istenmeyen chipping komplikasyonundan yoksundurlar. Birkaç yıl öncesine kadar ana dezavantajı, tatmin edici şeffaflığa

ulaşamamaları nedeniyle estetik performanslarının düşük olmasıydı. Bununla birlikte, bileşim, yapı ve imalat yöntemlerinde yapılan son değişiklikler, üstün translusensiye sahip, ancak mukavemette önemli bir azalmaya sebep olan monolitik zirkonya seramiklere yol açmıştır.⁷⁰

Estetik olarak kabul edilebilir monolitik restorasyonlar elde etmek için, normalde opak olan Y-TZP'nin translusensliğinde, renginde ve görünüşünde bazı değişiklikler gerekli olmuştur. Zirkonyum malzemelerden klinik olarak diş benzeri translusensi ve renk elde etmek için, imalat işleminde birkaç farklı değişiklik uygulanabilmektedir. Örneğin, daha küçük kristaller translusensiyi artırır. Daha yüksek sinterleme sıcaklığı ve artan yitrium içeriği ile elde edilen kübik kristal yapının büyük bir kısmı da translusensiyi artıracaktır. Bununla birlikte diğer oksitlerin dahil edilmesi rengi değiştirecek ve opaklığı artıracaktır.⁷¹

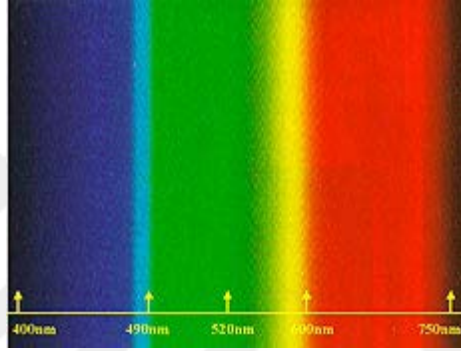
Düşük ısıda bozulma (LTD), monolitik zirkonya ile ilgili bir yaşlanma fenomenidir. Nem mevcudiyetinde ve düşük sıcaklıklarda zirkonya yüzeyinde tetragonal ile monoklinik fazlarda yavaş dönüşümler meydana gelir ve daha sonra malzemenin iç yapısına ilerler. Dönüşüm bölgesinin büyümesi, şiddetli mikro çatlıklara, tanelerin uzaklaşmasına ve mukavemetin azalmasına neden olan yüzey pürüzlenmesine yol açar. LTD'nin pürüzlü zirkonya yüzeyleri için daha fazla olduğu bulunmuştur. Bu nedenle LTD'yi önlemek için pürüzsüz yüzeyler gereklidir.⁷²

2.7. Diş Hekimliğinde Renk

2.7.1. Renk Olgusu

Sir Isaac Newton ilk olarak güneş ışığının prizma ile yansıtıldığında parlak renk bantlarına ayrıldığını gözlemlemiştir. Renkler, farklı dalga boylarını veya elektromanyetik enerjinin salınımlarını temsil eden ışık dalgalarından kaynaklanır. Görünür ışık spektrumu kesintisiz olarak kırmızıdan mora doğru yayılır. Fizikçi Thomas

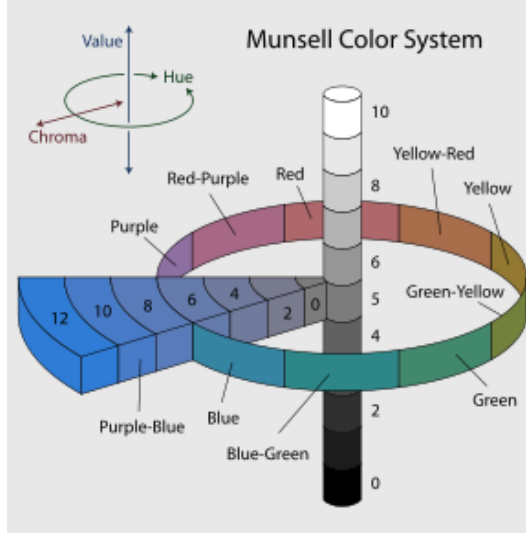
Young daha sonra Newton'un denemesini tersine yapmıştır. Newton ışığı spektral renklerine ayırırken, Young ışık parçalarını tekrar bir araya getirmiştir. Ayrılan ışık ışınlarını bir mercek ile yakınlaştırmış ve böylece beyaz ışığı yeniden kazanmıştır. İki veya daha fazla ışık renginin herhangi bir karışımının beyaza daha parlak ve daha açık bir renk verdiğini bulmuştur. Young ayrıca ışık spektrumunda üç temel renk olduğunu belirlemiştir (kırmızı, yeşil ve mavi-mor). Bu 'ana renkler' karıştırıldığında, spektrumun diğer renklerinin çoğunu yeniden oluşabilmekte ve üçünün tümü eşit olarak birleştirildiğinde beyaz ışığı vermektedir.⁷³



Şekil 2.1. Beyaz ışığın kırılması veya spektrumun renklerine ayrılması⁷³

2.7.2. Munsell Renk Sistemi

Albert Munsell rengi üç boyutlu bir fenomen olarak tanımlamıştır. Üç boyutu ton (hue), parlaklık (value) ve doygunluk (chroma) olarak belirtmiştir.⁷³

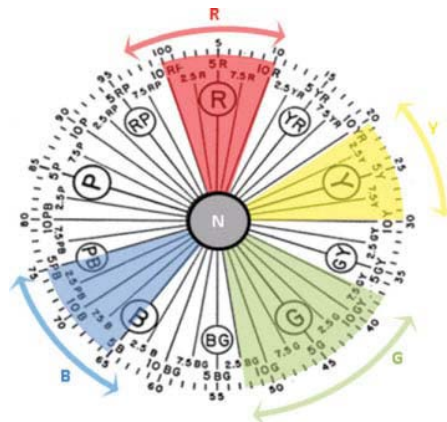


Şekil 2.2. Munsell renk sisteminin şematik diyagramı⁷⁴

Munsell renk sisteminde parlaklık siyahtan beyaza dikey eksendedir, ton dikey eksen etrafındaki bir daire içinde ilerler ve doygunluk ise parlaklık eksenine göre dik olarak dışarı doğru uzanır.⁷⁴

2.7.2.1. Ana Renk (Hue)

Renk tonu, bir renk ailesini diğerinden ayıran olgudur. Renk tonu, algılanan rengin tam dalga boyu mevcut olmasa bile, algılanan rengi veren görünür spektrumdaki baskın dalga boyu aralığı olarak belirlenir. Ton, toplam dalga boylarının fizyolojik ve psikolojik bir yorumudur.⁷³



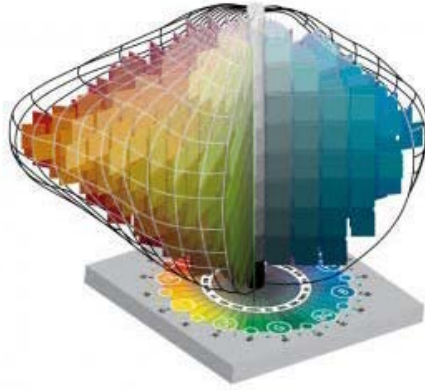
Şekil 2.3. Renk tonu⁷⁵

2.7.2.2. Parlaklık (Value)

Parlaklık, bir nesneden döndürülen ışık miktarıdır. Munsell, parlaklığı beyaz ile siyah gri skala olarak tanımlamıştır. Parlak nesneler daha az miktarda gri iken parlaklığı düşük nesneler daha fazla miktarda gri içerir ve daha koyu görünür. Parlaklığın düşürülmesi, aydınlatılan nesneden ışığın azalarak geri gelmesi anlamına gelir, böylece daha fazla ışık ya başka bir yere saçılır ya da nesnenin içinden geçer.⁷³

2.7.2.3. Yoğunluk (Chroma)

Renk doygunluğu, tonun yoğunluğu veya gücüdür. Yoğunluk arttıkça parlaklık düşer. Yoğunluk ve parlaklık ters orantılıdır.⁷³

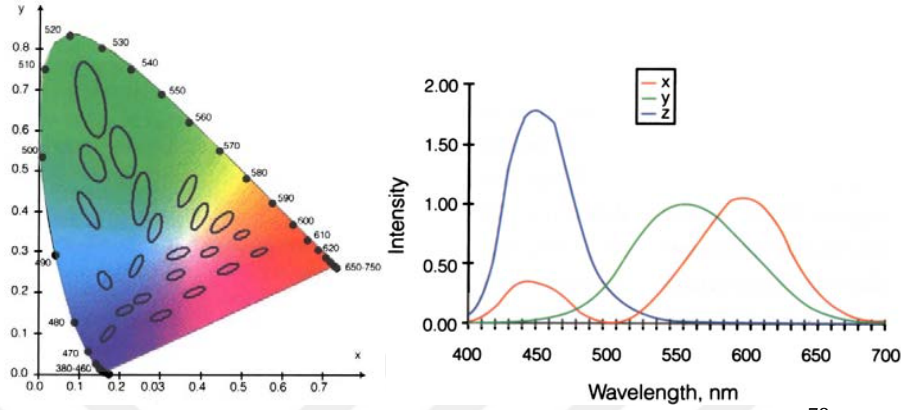


Şekil 2.4. Renk yoğunluğu⁷⁶

Gözlemciler tarafından renk algısı, göze giren ve gözün retinasında üç tip renk reseptörünü uyaran görünür ışık spektrumunu içerir ve bu da beyne optik sinir yoluyla iletilir. Gözdeki üç renk reseptörü göz önüne alındığında, bir gözlemcinin üç renk parametresiyle algılayacağı rengi belirtmek en yaygın olanıdır. Diğer renk düzeni sistemleri, rengi üç boyutlu olarak tanımlasa da, Munsell renk diyagramı, ton, parlaklık ve doygunluğun algısal olarak tekdüze ve bağımsız boyutlarına ayrılan ve renkleri üç boyutlu sistematik olarak gösteren ilk sistemdir.⁷⁷

Spektrofotometrik ölçümlerin üç renk parametresine dönüştürülmesi Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE: Commission Internationale de l'Eclairage) tarafından açıklanmıştır. Bu dönüşüm aşağıdakiler hakkında bilgi gerektirir:

- ✓ Aydınlatıcıdan gelen ışık spektrumu
- ✓ Malzeme tarafından yansıtılan veya iletilen spektrum
- ✓ Gözlemcinin üç spektral gözlem özelliği.⁷⁷



Şekil 2.5. CIE XYZ sistemi ve renklilik diyagramı eğrisi⁷⁸

Renk biliminde, bir nesnenin rengi ölçülür ve ona sayısal bir değer atanır.⁷⁹ 1973'te Sproull, rengi üç boyutlu bir yapı olarak tanımlamıştır.⁸⁰

CIE (Commission Internationale de l'Eclairage) renk sistemleri, uzayda bir renk bulmak için üç koordinat kullanır. CIE iki değişmeyen renk skalasını savunmaktadır: CIE ($L^*a^*b^*$) veya CIE Lab ve CIE ($L^*C^*h^\circ$) veya CIE LCh. CIE Lab'da bir renk gösterildiğinde, L^* açıklığı tanımlar, a^* kırmızı-yeşil değerini gösterir ve b^* sarı-mavi değerini belirtir. CIE Lab Kartezyen koordinatları kullanırken CIE LCh kutupsal koordinatları kullanır. CIE LCh'de L^* parlaklığı, C^* doygunluğu ve h° renk tonunu tanımlar.⁸⁰

ΔE renk farkı formülleri, renk koordinatlarının iki nesne arasındaki veya bir restorasyon ile bir diş/hedef arasındaki farklılıklarına dayanarak tanımlanmıştır.

$\Delta E_{ab} = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2}$ ve ΔE_{00} dahil olmak üzere çeşitli ΔE formülleri kullanılmıştır.⁸⁰

Dental renk çalışmalarının çoğunda, renk ve renk farkı, sırasıyla CIE Lab renk alanı ve ilişkili olarak ΔE_{ab} kullanılarak ölçülür. CIE Lab formülünün hesaplanan ve algılanan renk farklılıkları arasındaki düzeltmeyi iyileştirmek amacıyla CMC, CIE94 ve

CIEDE2000 olmak üzere üç renk farkı formülü geliştirilmiştir. Geçmişte CIE94 veya CMC formülleri kullanılmış olmakla beraber, CIE günümüzde CIEDE2000 formülünün kullanılmasını önermektedir.⁸¹

CIEDE2000, Munsell'in kavramsal gelişmelerin önemini pekiştiren renk ve renk kavramlarını kullanmaktadır. CIE Lab ve CIEDE2000 renk farkı formüllerinin karşılaştırmaları dental literatürde mevcuttur.⁸¹ Son dental araştırmalar, CIEDE2000 renk farkı formülünün, renk farkının değerlendirilmesinde CIE Lab formülünden daha iyi bir uyum sağladığını, dolayısıyla insan algılanabilirliğinin göstergelerini ve diş renkleri arasındaki renk farklılıklarının kabul edilebilirliğini daha iyi sağladığını bulmuştur.⁸²

CIEDE2000 renk farkı (ΔE_{00}) aşağıdaki şekilde hesaplanır:

$$\Delta E_{00} = [(\Delta L'/K_L S_L)^2 + (\Delta C'/K_C S_C)^2 + (\Delta H'/K_H S_H)^2 + R_T(\Delta C'/K_C S_C)(\Delta H'/K_H S_H)]^{1/2}$$

Burada $\Delta L'$, $\Delta C'$ ve $\Delta H'$ CIEDE2000'deki bir çift örnek için parlaklık, doygunluk ve renk tonlarındaki farklılıklardır. R_T ise mavi bölgedeki doygunluk ve ton farklılıkları arasındaki etkileşimi belirtmektedir.⁸¹ CIE Lab'ın tek tip bir renk alanı olduğunu varsayan CIE Lab'ın çeşitli pratik uygulamaları, renk farklılıklarını tahmin etmek için ağırlıklandırma faktörlerinin kullanılması gerektiğini göstermiştir. CIEDE2000 renk farkı formülü, CIE Lab renk sisteminin tek düzeli olmaması için ağırlıklandırma fonksiyonları olarak adlandırılan özel düzeltmeleri içerir.⁸²

Ağırlıklandırma fonksiyonları, S_L , S_C , S_H , L , a , b koordinatlarındaki renk farkı çiftinin konumundaki varyasyon için toplam renk farkını ayarlar. Parametrik faktörler, K_L , K_C , K_H , deneysel koşullar için düzeltme terimleridir.⁸¹ Parametrik faktör oranı, tolerans yargılarının büyüklüğündeki değişiklikleri kontrol etmenin ve algılanabilirlikten ziyade kabul edilebilirliği ölçeklendirmenin bir yolu olarak önerilmiştir.⁸²

Çalışmamızda, CIEDE2000 renk farkı formülünün parametrik faktörleri 1 olarak ayarlanmıştır. Renk farklılıkları %50:50 algılanabilirlik (PT) ve %50:50 kabul

edilebilirlik (AT) eşikleri ile karşılaştırmalar yoluyla değerlendirilmektedir. CIEDE2000 için çalışmamızda ele alınan algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik değerleri 0.8 ve 1.8 birim ($K_L:1 K_C:1 K_H:1$) dir.^{83, 84}

Translusensi (yarı saydamlık), seramik için bir başka önemli özelliktir. Translusensi, iletilen ışığın büyük bir bölümünün difüzyona uğradığı malzeme özelliğidir. Translusensliği ölçmek için, bir seramikte çeşitli optik özellikler tanımlanır ve belirtilen kalınlık genellikle 0.5 ile 1 mm arasında değişir. Bu özellikler, görünür ışık geçirgenlik yüzdesini (VLTP), translusensi parametresini (TP) ve kontrast oranını (CR) içerir. Mutlak translusensiyi gösteren VLTP, bir seramikten ışık geçirme yüzdesi olarak tanımlanır. TP, beyaz (W) ve siyah (B) zemin üzerine yerleştirilmiş bir seramik için ΔE değerini gösterir ve formülü şu şekildedir: $TP = [(L*W - L*B)^2 + (a*W - a*B)^2 + (b*W - b*B)^2]^{1/2}$. CR, siyah ve beyaz zemin üzerine yerleştirilen bir seramik için parlaklık oranı (Y) olarak tanımlanır ($CR = Y_B/Y_W$). Hem TP hem de CR göreceli olarak translusensiyi değerlendirir.⁷⁹ Söz konusu malzeme beyaz (W) ve siyah (B) bir zemin üzerine yerleştirildiğinde kontrast oranı (CR) ölçülebilir.⁸⁰

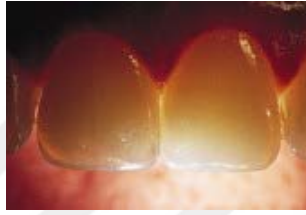
2.8. Işık ve Renk Terimleri

2.8.1. Yarı Saydamlık (Transludentlik) ve Opasite

İnsan dişleri değişen derecelerde translusensi ile karakterize edilir. Translusensi, saydam ve opak arasındaki gradyan olarak tanımlanabilir. Genel olarak, bir kuronun saydamlığını arttırmak parlaklığını düşürür; çünkü göze daha az ışık geri dönmektedir. Saydamlığın artmasıyla, giren ışık porselen gövdesi içine saçılır. Işık dışın mine tabakasına girdiğinde ise fiber optik kablo gibi mine etrafında sıçrar. Normalde opaklığı veya yansıtıcılığı artırmak daha fazla parlak bir görünüm sağlar.⁷³

Dental seramiklerin optik yoğunluğunu artırarak, doğal minenin fiber optik özellikleri çoğaltılabilir ve protetik restorasyon aynı anda parlak ve translusens olabilir.

Translusens mine tabakası ile canlı doğal bir diş görünümüne ve renk derinliğine ulaşılır. Minenin translusensliği, dalga boyunun bir fonksiyonudur. Dalga boyu ne kadar uzun olursa, translusensi de o kadar fazla olur. Bu nedenle, mine sarı ve kırmızı açısından zengin ışıktaki daha fazla translusensi özelliği gösterir. Dentin yapısı dişin olduğundan daha yüksek bir doygunluk ve daha düşük bir parlaklıkla daha kırmızımsı görünmesini sağlayacaktır.⁷³



Şekil 2.6. Translusensi⁸⁵

2.8.2. Metamerizm

Metamerizm, restorasyonun bir ışıktaki eşleşeceği, ancak diğer ışık koşullarında farklı bir renk göstereceği restorasyonların karakteristiğidir. Opak bir nesnenin rengi, onu yansıtan dalga boylarının toplamıdır. Işık spektrumu yansıtma grafikleri, bir malzemenin yakınındaki tüm UV ve görünür ışık spektrumunun yansıtma yüzdesini ölçerek yapılabilir. Aynı optik özelliklere (spektral yansıtma eğrileri) sahip malzemeler kullanan diş katmanlarının taklit edilmesi metamerizmi en aza indirecektir. Uyumsuzlukları düzeltmek için opak yüzey lekelerinin kullanılması metamerizmi artıracaktır.⁷³

2.8.3. Opelasans Özellik

Opelasans, bir malzemenin kendisinden yansıyan ışığı gözlemlediğinizde bir renk gibi görüldüğü ve içinden geçen ışığı gördüğünüzde başka bir renk görüldüğü bir fenomen olarak tanımlanabilir. Minenin hidroksiapatit kristalleri de prizmalar olarak işlev görür. Minenin opelasans etkileri dişleri aydınlatır ve dişlere optik derinlik ve canlılık verir.⁷³



Şekil 2.7. Opelasans özellik⁸⁵

2.8.4. Floresans

Floresans özelliğiyle protetik restorasyonlar daha parlak ve daha canlı görünür. Tanımı gereği floresans, ışığın bir malzeme tarafından emilmesi ve ışığın daha uzun dalga boyunda kendiliğinden yayılmasıdır. Doğal bir dişteki floresans esas olarak daha yüksek miktarda organik madde bulunduğundan dolayı dentinde meydana gelir. Dentin ne kadar çok floresan olursa, doyumluk o kadar düşük olur. Gözlemciye geri dönen ışık miktarını arttırmak, renk bozulmalarını engellemek ve doyumluğu azaltmak için kuronlara floresan tozları eklenir. Bu özellik dentin porselen katmanlarına yerleştirildiğinde translusensliği olumsuz etkilemeden parlaklığı artırabileceğinden parlaklığın yüksek tonlarında yararlanılabilmektedir.⁷³



Şekil 2.8. Floresans özellik⁸⁵

2.8.5. Kontrast ve Parlama

Kontrast, bir nesnenin parlaklığı veya rengi ile yakın arka planı arasındaki farktan kaynaklanır. Yüksek kontrastlı nesne formlarını seçmek, düşük kontrastlı nesnelere göre

daha kolaydır. Bazı kontrastlar destekleyici olmakla birlikte, aşırı kontrast parlamaya neden olur.

Koyu bir arka plana karşı aşırı derecede parlak bir nesne veya önemli ölçüde farklı renkte nesneler algılamada yanılmaya neden olur. Bu tezat parlama olarak adlandırılır. Dişlerin aydınlatması bulunduğu ortamdan önemli ölçüde daha parlak olmamalıdır.⁸⁵



Şekil 2.9. Kontrast⁸⁵

2.9. Dişlerin Renk Özellikleri

Yeni sürmüş bir dişte, yüzeysel mine katmanları en opaktır. Bu yüzeysel mine daha yüksek bir organik bileşene sahip yani daha az mineralizedir. Mine kristalleri arasında daha fazla boşluğa sahiptir ve bu da opaklığın artmasına neden olur. Üst katmanlar aşındıkça, alttaki mine daha az opaktır.⁸⁶

Yüksek opaklık nedeniyle, genç dişin yüzeysel minesi çok yansıtıcıdır. Öncelikle dentinden gelen bir dişin rengi, genç minenin maskeleyici etkisi nedeniyle daha düşük olacaktır. Mine inceldikçe, dentin daha belirgin hale gelir. Minenin doğal kalınlığı en fazla insizalde ve en az servikaledir. Doygunluk servikalde en büyüktür, insizale doğru azalır.^{73, 86}

Genç mine daha geçirgen olmakla birlikte çabuk dehidrate olur ve minesi ince olan yaşlı dişler fazla dehidrate olmaz. Yaşla birlikte, sadece daha derin saydam mine kalır. Işık dişe girdiğinde, çıkmadan önce karakterini önemli ölçüde değiştirmeden diş içindeki birçok yüzeyi yansıtabilir. Minede ne kadar fazla saçılma olursa, parlaklık o kadar yüksek olacaktır.⁷³

Mine çizgileri ve çevresindeki prizmalar arası maddeler, dentin tabakasına dik olarak yerleşir. Bu kristal yapı ışığın geçmesine izin verir, bu da dentinin altta yatan rengini yansıtmasıyla sonuçlanır. Minenin prizma yapısı ışık iletimini etkiler ve yöne bağlı ışık yayılımına (anizotropiye) neden olur. Minenin translusensliği; insidans açısı, dalga boyu ve dehidrasyonla değişiklik gösterir.⁷³

Dentin kalınlığı, pulpa odasının büyüklüğü ve pulpa dokusunun canlılığı diş gelişiminin aşamalarında farklılık gösterir. Gençler genellikle kırmızının arttığı daha büyük bir pulpa odasına sahiptir. Genç dentin daha kırmızı-sarıdır. İkincil dentin oluşumu ile pulpa odası küçülür ve dişler yaşla birlikte daha az kırmızı olur. Yaşlı dentin veya sklerotik dentin daha koyudur (daha yüksek doygunluk, daha düşük parlaklık) ve daha yeşil-mavi renge sahiptir.⁸⁷

Çenelerdeki dişler farklı renk tonlarında olabilir. Kırmızı-yeşil değeri (a^*) kanin dişlerde en yüksek (en çok kırmızı), daha sonra orta kesici, sonra yan kesicidir. Sarı-mavi değeri (b^*) kanin dişlerde en yüksek (en sarı), sonra laterallerde ve daha sonra santrallerdedir.^{73, 87}

Parlaklık esas olarak, mine tabakasının yansıtıcılık ve opaklık nitelikleri ile belirlenir. Mine yüzeyinin yüzeysel katmanları aşındıkça, translusensi artar ve dentin daha görünür hale gelir ve dentinal doygunluk parlaklığı daha fazla etkilemeye başlar. Yüksek translusensi özelliğine sahip olması gereken bir restorasyonda parlaklığı yükseltmek için (translusensi normalde parlaklığı düşürür), parlaklığın mine yerine dentin bölgesinde oluşturulması gerekir. Parlaklık genellikle servikalde en düşük, daha sonra insizalde ve dişin orta üçte birinde en yüksektir. Üst çenede kaninlerden orta keserlere doğru parlaklık artar.⁷³

Mamelonlar ve interproksimal temas alanları genellikle en fazla translusensi gösteren bölgelerdir. Servikal renk her zaman orta veya insizalden daha kırmızıdır. Bu

nedenle, translusensi lateral dişlerde en büyüktür; opelasans (esas olarak translusens mine) lateral dişlerde en belirgindir. Tüberkül tepeleri çok az translusensi gösterir. Doğal dişlerin renk tonu ve doygunluğu sabit değildir.⁷³

2.10. Renk Ölçüm Yöntemleri

Dişlerin rengini ölçmek için birçok yöntem vardır. Bu yöntemler renk kılavuzlarını kullanan görsel karşılaştırmalar, spektrofotometreler, kolorimetreler, spektoradiometreler ve dijital görüntü analiz teknikleri kullanılarak yapılan enstrümantal ölçümler olmak üzere çok çeşitlidir.⁸⁸

2.10.1. Görsel Ölçüm

Diş renginin klinik olarak değerlendirilmesinde en yaygın kullanılan yöntem, mesleki bir renk tonu kılavuzu ile görsel renk uyumu yöntemidir. Genellikle tutarsız ve öznel bir yöntem olarak kabul edilir. Bunun nedeni aydınlatma, yaş, cinsiyet, göz yorgunluğu ve renk görme bozuklukları gibi faktörlerin görsel renk seçimini etkileyebilmesidir. Bununla birlikte, hızlı ve ekonomik bir yöntemdir. Bireylerin ayırt edici yetenekleri eğitim ve deneyim ile geliştirilmiş ve bir dizi diş beyazlatma çalışmasında diş rengindeki vertikal değişikliklerin ölçülmesinde başarıyla kullanılmıştır.

Dental renk kılavuzları birçok tipte ve biçimde gelir, ancak temel olarak tasarım, doygunluk ve parlaklığa göre düzenlenebilen bir dizi standart diş rengini içerir. En yaygın kullanılan renk kılavuzlarından biri, ton eşleştirmesi için en açıktan en koyu sekmeye kadar azalan parlaklığa göre düzenlenmiş VITA Klasik renk kılavuzu (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) dur. Genel olarak, renk tonu aralığı da dahil olmak üzere bildirilen bazı zayıflıkları vardır ve renk tonu sekmeleri arasındaki renk farklılıkları düzgün ve sistematik değildir. 1998 yılında tanıtılan 3D Master Toothguide (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) renk kılavuzu diğer renk kılavuzlarına kıyasla

daha geniş ve daha homojen bir renk aralığına, daha iyi renk dağılımına ve ölçüm tonunun daha iyi tekrarlanabilirliğine sahip olacak şekilde tasarlanmıştır.⁸⁸

2.10.2. Spektrofotometreler

Spektrofotometreler, görünür spektrum boyunca bir nesneden 1-25 nm aralıklarla yansıyan ışık enerjisi miktarını ölçer. Ölçülen spektral yansıma renk koordinatlarına (CIE XYZ, CIE Lab veya CIE LCh) ve çeşitli diş tonu değerlerine dönüştürebilmektedir. Bu, tek bir ton üzerinde veya bir diş yüzeyi boyunca renk tonunda ince farklılıkları gösterebilir. Görsel ve enstrümental renk tonu eşleştirme yeteneğini sistematik olarak inceleyen çalışmalar bir spektrofotometrenin kullanılmasıyla daha kesin sonuçlara ulaşıldığını bildirmiştir.⁸⁸

Klinik uygulamalar için farklı tasarımlara, yazılıma ve veri çıktısına sahip çeşitli ticari spektrofotometreler bulunmaktadır. Spektrofotometreler, diş kuronlarının *in vivo* renk stabilitesinin ölçülmesi, minenin gelişimsel kusurları, diş rengi prevalansı ve diş beyazlatma çalışmaları gibi geniş uygulama ve araştırma alanlarında başarılı bulunmuştur. Bununla birlikte, bu cihazları kullanırken dikkatli olunmalıdır, çünkü çalışmalar eşleşen tekrarlanabilirlik derecesinin ortam aydınlatıcısı ve dişlere uygulanabilecek arka plandan etkilenebileceğini göstermiştir. *In vivo* ölçüm sırasında optik merceğin buğulanması yanlış okumalara yol açmaktadır. Bu cihazların temaslı ölçüm cihazları olması sebebiyle uç kısmının, dişeti dokularına karşı stabil tutulması zorunludur, bu durum hastalarda küçük rahatsızlıklar oluşturabilmektedir.⁸⁸



Şekil 2.10. Spektrofotometre renk ölçüm cihazı⁸⁹

2.10.3. Kolorimetreler

Kolorimetreler tristimulus değerlerini (CIE XYZ) bir nesneden yansıyan ışığı görünür spektrumun kırmızı, yeşil ve mavi alanlarına filtreleyerek ölçer ve tipik olarak bunları CIE Lab değerlerine dönüştürür. Temel optik elemanları, bir ışık kaynağı ve CIE renk eşleştirme işlevleriyle veya bunların doğrusal bir kombinasyonu ile yakından eşleşmesi amaçlanan üç filtreden oluşan bir detektör içerir. Genel olarak, kolorimetrelerin güvenilir olması ve tekrarlanabilirliğe sahip olması nedeniyle renk farkı ölçümleri için doğru sonuçlar verdiği gösterilmiştir.⁸⁸

Kolorimetrelerin bazı dezavantajları vardır. Bunlardan biri; kolorimetrelerin düz yüzeyleri ölçmek için tasarlanmış olması ancak dişlerin genellikle düz yüzeye sahip olmaması ve yüzey anomalilerine sahip olabilmesidir. Böylece ölçülen diş numunesinin kenarında ışık kaybına yol açabilen yüzeyler yanlış renk değerleri verir. Enstrümantal kolorimetrenin avantajları arasında kullanım kolaylığı ve benzer renkteki numuneler arasındaki küçük renk farklılıklarını tespit etme ve ölçme hassasiyeti sayılabilir. Bu nedenle diş hekimliğinde renk araştırmasının birçok yönü için idealdir. Kolorimetreler dental araştırmalarda, dişlerin rengini, restoratif materyalleri ve yumuşak dokuları ölçmek için yaygın olarak kullanılmaktadır.⁸⁸



Şekil 2.11. Kolorimetre renk ölçüm cihazı⁸⁹

2.10.4. Spektroradyometreler

Spektroradyometreler, görünür spektrum boyunca nesnelerden yayılan veya yansıtılan radyometrik miktarları ölçer. Kolorimetrik değerler, sırasıyla parlaklık ve ışınım birimleri için parlaklık ve aydınlık ile ifade edilir ve renk koordinatlarına (CIE XYZ, CIE Lab ve CIE CLH) dönüştürülebilir.⁸⁸

Spektrofotometreler ve spektroradiometreler arasındaki temel farklar, spektroradiometrelerin yerleşik ışık kaynaklarına sahip olmamaları ve temassız ölçüm cihazları olmalarıdır. Geleneksel temas ölçümleri, aydınlatıcı ışığın malzemenin içine yayıldığı ve yüzeye geri yansıtmadan kenarlara hareket etmesi nedeniyle translusensi özelliğine sahip malzemeler için kenar kaybı etkisine tabidir. Translusensi özelliğine sahip dental materyaller için kenar kaybı etkisi, harici ışık kaynakları kullanan ve malzeme yüzeyine açıklıklar eklemeye gerek duymayan spektroradyometreler gibi temassız renk ölçüm sistemleri kullanılarak önlenir.⁸⁸

Spektroradiometreler kullanarak diş rengini ölçmenin avantajları temel olarak temassız ölçüm yaklaşımlarıyla ilişkilidir. Fakat yüksek maliyetleri ve ölçüm için dikkatli aydınlatma/görüntüleme koşulları belirleme ihtiyaçları vardır.⁸⁸

2.10.5. Dijital Kameralar

Başka bir temassız renk ölçüm yöntemi dijital görüntüleme yöntemidir. Dijital kameralar görüntüyü ışığa duyarlı bir malzemeye kaydeder ve her piksel için kırmızı, yeşil ve mavi (RGB) değerlerle temsil edilen görüntüler ortaya çıkarır. Bu yaklaşımın avantajları arasında temassız ölçüm, tüm dış yüzeyini değerlendirme yeteneği, translusenslik ve yüzey eğriliğinden kaynaklanan sistematik hataların en aza indirilebilmesidir. Ayrıca ölçüm sonrası bir tarihte analiz edilebilecek, yeniden incelenebilecek kalıcı bir görüntü veri tabanına ulaşılmasına olanak sağlamaktadır. Eğitimi hızlı ve basit olmasıyla birlikte ölçümü için ilave bir klinisyene gerek yoktur. Renk ölçümü için tipik dental görüntüleme sistemi bir dijital kamera ve ışık kaynağından oluşur. Ticari tek lensli refleks (SLR) kameralar, uygun kalibrasyon protokolleriyle birleştirildiğinde dental renk ölçümünde kullanım potansiyeli gösterir. Temassız ölçüm yaklaşımı kullanıldığı için, ışık kaynağının türü ve görüş açısı da önemlidir. Kullanılan yaygın ışık kaynakları çift gün ışığı D65 veya D55 lambalar, UV floresan tüplü dört halojen lamba ve halka ışık kaynaklarıdır. Polarizer filtreler, daha doğru renk ölçümü için aynasal yansımayı dış yüzeyinden ayrı tutmak için sıklıkla kullanılır.⁸⁸

Görüntü sonrası analiz için, kamera RGB değerleri sensör spektral duyarlılıklarıyla ilişkili cihaza bağımlı olduğundan, RGB değerleri matematiksel modelleme yoluyla cihazdan bağımsız renk sistemlerine (CIE XYZ, CIE Lab vb.) dönüştürülür.⁸⁸

Farklı aydınlatma koşulları altındaki farklı dış renkleri metamerizm fenomeni nedeniyle aynı görüldüğünde potansiyel bir sorun olabilir. Bu nedenle, dijital görüntüleme için aydınlatma ve görüntüleme koşulları kritiktir.⁸⁸

2.11. Dental Adezyon ve Adeziv Sistemlerin Gelişimi

Terminolojide adezyon, benzer olmayan malzemelerin bağlanması veya yapışmasıdır. Yüzeylere uygulandığında, adezivler ayrılmaya direnmek ve yükleri kurduğu bağlar boyunca iletmek için malzemeleri birleştirir. Birleştirilen malzemeler yaygın olarak substratlar veya adherentler olarak adlandırılır. Adezyon, bir yapıştırıcının doğal bir özelliği değildir. Aksine, maddenin deformasyon yüklerine cevabıdır. Diş hekimliği literatüründe buna genellikle ‘bağ gücü’ denir.⁹⁰

Dental adezivler, rezin-dental substrat etkileşimini erişilebilir kılan rezin monomerlerinin çözeltileridir. Adeziv sistemleri hem hidrofilik gruplara hem de hidrofobik gruplara sahip monomerlerden oluşur. Birincisi diş sert dokularına ıslanabilirliği artırırken ikincisi restoratif materyal ile etkileşime ve ko-polimerizasyona izin verir. Adezivlerin kimyasal bileşimi aktivatörleri, inhibitörleri veya stabilizatörleri, çözücüler ve bazı durumlarda inorganik dolguları içerir. Hidrofilik ve hidrofobik adezivler arasındaki en büyük fark, monomerlerinin ve çözücülerinin kimyasıdır. Adeziv sistemde en çok kullanılan monomerler, hidroksietil metakrilat (HEMA) ve bisfenol glisidil metakrilattır (Bis-GMA).⁹¹

HEMA, suda tamamen çözülebilir ve dental adezivler için mükemmel polimerize edilebilir bir ıslatıcıdır. Bis-GMA, çoğu bileşimde ve birçok adezivde kullanılan ana monomerdir, çok daha hidrofobiktir ve polimerize olduğunda yapısına ağırlıkça yaklaşık %3 su emer.⁹² Polimerize monomerlerin dentin substratı içine ıslanmasını, yayılmasını ve nüfuzunu arttırmak için karışıma her zaman ‘inceltici’ ajanlar olarak çözücüler eklenir. Bu çözücüler tipik olarak su, etil alkol, butil alkol veya asetonur.⁹¹

Çağdaş terminolojide, adeziv sistemleri asidik bir çözeltinin uygulanıp durulanmasına veya yerinde bırakılmasına göre sınıflandırılır. Bunlara sırasıyla ‘etch-

and-rise’’ veya ‘‘self-etch’’ sistemleri adı verilir. Etch and rinse, ilk adımın her zaman temiz bir asit uygulamasını içerdđi üç veya iki aşamalı sistemlerden oluşur. Durulama gerektirmeyen sistemler (self-etch), genel olarak kendinden aşındırma içeren adeziv malzemeleri olarak adlandırılır, iki veya tek adımlı uygulamalar içerir.⁹⁰

2.11.1. Klinik Uygulama Şekillerine Göre Adeziv Sistemler

- ✓ **Tek Aşamalı Sistemler (tek şişe sistemler; all-in-one):** Tek bir uygulamada asit+primer+bonding içeren sistemlerdir.⁹⁰
- ✓ **İki Aşamalı Sistemler:** Etch-and-rinse sistemleri, ayrı bir ‘‘asitleme ve durulama’’ aşamasını takiben, primer ve adeziv rezin bileşenlerini (bonding) tek bir çözelti halinde birleştirir. Self etch sistemleri ise asit ile demineralizasyon aşamasını ortadan kaldırır. Tek adımda demineralizasyon (asit+primer) ve sonrasında rezin tabakası (bonding) uygulanır.^{90, 93} Primer, self-etch adezivlerin demineralizasyon işlemine izin veren asit ve hidrofilik fonksiyonel monomerleri içerir.⁹⁴
- ✓ **Üç Aşamalı Sistemler:** Etch-and-rinse sistemlerinde, üç aşamalı olarak asit, hidrofilik primer uygulamasını takiben bonding aşaması uygulanır.^{90,}

93, 94

Değişen teknolojilerle dental adezivler, total-etch (4. ve 5. nesil) ve self-etch (6. 7. ve 8. nesil) sistemlere dönüşmüştür.⁹¹

2.11.2. Üretim Tarihlerine Göre Adeziv Sistemler

1. Nesil dentin bonding sistemler: Birinci nesil adeziv sistemleri, rezin içeren gliserofosforik asit dimetakrilat (NPG-GMA) kullanımının asitle pürüzlendirilmiş dentine bağlanması Buonocore tarafından 1956 yılında yayınlanmıştır.⁹¹

2. Nesil dentin bonding sistemler: İkinci nesil dentin bonding ajanları 1970’lerin sonlarına doğru tanıtılmıştır. Mineralize diş yapısında kalsiyuma bağlanmayı teşvik

etmek için öncelikle Bis-GMA (Bisfenol A diglisidileter metakrilat) rezinlerine eklenen polimerize edilebilir fosfatlar kullanılmıştır. Bağlanma mekanizması, kalsiyum ve klorofosfat grupları arasında iyonik bağ oluşumunu içermektedir.⁹¹

3. Nesil dentin bonding sistemler: Üçüncü nesil bonding sistemler ile smear tabakasının kısmen çıkarılması için dentinin asitle pürüzlendirilmesi işlemi getirilmiştir. Bu işlem dentin tübüllerini açmış ve asit tamamen durulandıktan sonra primerin yerleştirilmesine izin vermiştir. Bu yöntemle daha güçlü bir bağ elde edilmiştir.⁹¹

4. Nesil dentin bonding sistemler: Dördüncü kuşak bonding sistemler, smear tabakasının tamamen çıkarılmasını sağlayan ilk malzemelerdir ve dentin bağlanmasında hala altın standart olarak kabul edilmektedir. Bu jenerasyonda, üç temel bileşen (asit, primer ve bonding) tipik olarak ayrı kaplarda paketlenmekte ve ardışık olarak uygulanmaktadır. Bu sistem mine ve dentinin asit ile kontrollü bir şekilde aşındırılmasını ve ardından hem mine hem de dentin üzerinde iki veya daha fazla bileşen gerektirmesi sebebiyle hassas bir tekniktir. Dördüncü kuşak bonding sistemler, doğru kullanıldıklarında bağlanmanın sağlanması için çok etkilidirler ayrıca hemen hemen her bağlanma protokolü için kullanılabilmeleri sayesinde tüm adezivler arasında çok yönlü olan sistemlerdir.⁹¹

5. Nesil dentin bonding sistemler: Beşinci kuşak bonding sistemlerinde, klinik adımları azaltıp, çalışma süresini kısaltarak dördüncü kuşak adezyon sürecini basitleştirmeye çalışılmıştır. Bunlar ‘tek adım’ veya ‘tek şişe’ sistemi olarak ayırt edilir. Demineralize dentin kollajeninin çökmesini önlemek ve postoperatif duyarlılığı en aza indirmek için, 15-20 saniye boyunca %35-37 fosforik asit uygulaması ile mine ve dentine uygulanacak primer ve bonding ajanı tek bir çözelti halinde birleştiren ‘tek şişe sistemi’ dir.⁹¹

6. Nesil dentin bonding sistemler: Altıncı kuşak bonding sistemlerinde, asitleme aşamasının ortadan kaldırılması veya diğer aşamalardan birine kimyasal olarak dahil edilmesi çalışılmıştır. Önce dişe uygulanan (asit içerikli primer + bonding) asidik primer, ardından bonding veya iki şişeden; her sıvının bir damlası karıştırılır ve dişe uygulanır.⁹¹

7. Nesil dentin bonding sistemler: Yedinci nesil veya tek şişe kendinden asitleme sistemi (one-bottle, self-etch), adeziv sistemlerin en son basitleştirilmesini temsil eder. Bu sistemlerle, adezyon için gerekli olan tüm bileşenler tek bir şişede (all-in-one) yer alır.⁹¹

8. Nesil dentin bonding sistemler: 2010 yılında Voco America, nano boyutlu dolgu maddeleri içeren 8. nesil bağlama ajanı olarak Voco futurabond DC'yi tanıtmıştır. Yeni ajanlara, ortalama partikül büyüklüğü 12 nm olan nano dolgu maddelerinin eklenmesi rezin monomerlerinin ve hibrit tabaka kalınlığının nüfuzunu arttırmakta, böylece bağlanma sistemlerinin mekanik özelliklerini geliştirmektedir.⁹¹

2.12. Adeziv Rezin Simanlar

Adeziv rezin simanların, geleneksel simanlara kıyasla daha iyi özellikler sergilediği bulunmuştur. Bu simanların basınç ve gerilme mukavemeti ile ilgili klinik verileri pozitif olduğu için popüleritesi artmıştır.⁹⁵

Tüm adeziv maddeler çiğneme kuvvetlerine dayanabilmek için tatmin edici mekanik özellikler sergilemelidir. Elastik modülü ve sertlik gibi tatmin edici mekanik özellikler sağlaması rezin simanların yeterli polimerizasyonu ile mümkündür. Rezin simanlar, inorganik doldurucular ile gömülü bir polimer matriksinden oluşur. Doldurucu maddelerinin boyutu ve içeriği, simanların mekanik davranışlarının tanımlanmasında önemli bir rol oynar.

İnorganik fraksiyonun artışı, polimerizasyon büzülmesini azaltırken; bükülme, basınç dayanımı ve elastik modülü gibi özellikleri artırır.⁹⁵

Kompozit rezin simanlar, polimerize diş monomerleri ve organik kompozit malzemeleri ile cam, silika ve benzeri doldurucular içerir. Polimerizasyon sonrası adezyon, bükölme ve basınç mukavemeti gibi mekanik özellikleri mükemmeldir. Bisfenol A diglisidileter metakrilat (Bis-GMA), 4-metakriloksi-etil trimellitat anhidrit (4-META) ve 10-metakriloksidetil dihidrojen fosfat (MDP) monomerleri içeren simanlar ile zirkonyum arasında potansiyel bağ meydana gelir. Böylece ek seramik yüzey işlemlerine olan ihtiyaç azalır.⁹⁶

Primerler, özellikle zirkonya bazlı seramikler için adezyon prosedürlerinde önemli bir rol oynar, çünkü işlem görmemiş zirkonya yüzeyi geleneksel silan ajanlarına kolayca reaktif değildir. Silan esaslı (γ-metakriloksipropiltrimetoksi-silan) primerlerin, hem inorganik hem de organik yüzeylere yapışabildiği ve yüzey işleminden sonra rezin simanları ve zirkonya seramikleri arasındaki bağlanma mukavemetini arttırdığı kanıtlanmıştır (silika biriktirme).

Primerlerde bulunabilecek bir başka önemli bileşen, 10-metakriloksidetil dihidrojen fosfat monomeridir (MDP). Bu molekül ilk olarak düşük cam muhtevasına sahip kristalin seramiklere bağlanmak için rezin simanlara (örn., Panavia F, Kuraray, Japonya) eklenmiş, bu da daha iyi adezyon ile sonuçlanmıştır. Organo-fosfat monomerleri, metakrilat bazlı rezin simanları, kompozitler ve yapıştırıcılar matrisi ile polimerize olabilen fonksiyonel gruplar (örn. Metakrilatlar) içerir.⁹⁷

Atsu ve ark.⁹⁸ tribokimyasal silika (CoJet Sistemi) ve MDP içeren bir bonding/silan bağlayıcı ajan karışımının uygulanması, zirkonyum oksit seramik ile rezin adeziv ajanı arasındaki kesme mukavemet değerini arttırdığını bildirmişlerdir. Öte yandan Özcan ve ark.⁹⁹ MDP içeren primer ve simanlar kullanıldığında bile, üreticinin önerdiği protokolü kullanarak ortalama kesme mukavemet değerlerini düşük olduğunu ve termal döngüden sonra (6000 döngü, 5-55°C) bağlanmanın olmadığını bildirmişlerdir.

Çalışmalarda, zirkonya yüzeyindeki hidroksil grubu, primerde 10-MDP'nin fosfat grupları ile reaksiyona girebileceği ve bu reaksiyon zirkonyum seramik ve 10-MDP monomer arasında Zr-O-P kimyasal bağ oluşumuna yol açabileceği belirtilmiştir. Büyük bir reaksiyon yüzeyi, daha yüksek bir fonksiyonel monomer konsantrasyonu, iki reaksiyona giren bileşen arasında yakın temas ve Zr-O-P bağı oluşturmaya zirkonya ile rezin arasındaki bağı geliştirilmesinde rol oynar.¹⁰⁰

Amaral ve ark.⁹⁷ iki üniversal yapıştırıcı olan Monobond ve Scotch Bond Universal ve iki zirkonya primer grubu olan Z-Prime Plus ve AZ Primer ile rezin simanın zirkonyaya bağlanma mukavemetini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında, en yüksek bağlanma mukavemetini, üniversal yapıştırıcı kullanımında elde etmişlerdir.

2.12.1. Adeziv Resin Simanların Avantajları

- ✓ Düşük çözünürlük özelliği gösterir.
- ✓ Estetik özellikleri ve seçenekleri fazladır.
- ✓ Yüksek bağlanma güçleri vardır.¹⁰¹
- ✓ Mekanik ve fiziksel dayanıklılıkları fazladır.
- ✓ Resin simanların flor salma özelliği vardır.
- ✓ Seramiğin kırılma direncini arttıran simanlardır.¹⁰²

Porselenin kalınlığı, rengi, yapıştırıcı simanın polimerizasyon tipi, opaklığı, doldurucu içeriği, ışık cihazının çıkış yoğunluğu ve tipi gibi çok çeşitli faktör adeziv resin simanların polimerizasyonunu etkilemektedir.¹⁰²

2.12.2 Adeziv Resin Simanların Dezavantajları

Resin simanın aşınmasına bağlı olarak zaman içinde marjinal uyumsuzluk gerçekleşir.¹⁰¹ Simantasyon sonrası postoperatif pulpal hassasiyet oluşabilir. Simanın tamamen sertleştikten sonra temizlenmesi frez yardımı olmadan neredeyse imkansızdır.

Rezin simanın polimerizasyon öncesi temizlenmesi, diş restorasyon arası marjinal bölgede mikrosızıntı ve hassasiyet oluşmasına neden olur.¹⁰³

2.12.3. Adeziv Rezin Simanların Sınıflandırılması

Rezin simanlar polimerizasyon işlemine göre; maryland köprüler ve intraradiküler postlar için kullanılan kimyasal olarak aktif simanlar, veneer kuronlar için kullanılan ışıqla sertleşen simanlar, inlayler, onlayler ve kuronlar için kullanılan hem kimyasal hem de ışıqla sertleşen simanlar olmak üzere üç gruba ayrılır.¹⁰¹

- ✓ Işıqla polimerize olan (light-cure) adeziv rezin simanlar
- ✓ Kimyasal olarak polimerize olan (chemical-cure, self-cure) adeziv rezin simanlar
- ✓ Hem kimyasal olarak hem de ışıqla polimerize olan (dual-cure) adeziv rezin simanlar.¹⁰¹

2.12.3.1. Işıqla Polimerize Olan (Light-Cure) Adeziv Rezin Simanlar

Işıqla polimerize olan adeziv rezin simanlar; yaklaşık 470 nm tepe dalga boyuna sahip mavi ışıqla aktive edilen, kamforokinon gibi bir fotoaktivatörü kullanan komponentlerin 1 tüp içinde bulunduğu sistemdir. Reaksiyon genellikle bir organik amin (çoğunlukla alifatik amin) ile hızlandırılır.¹⁰⁴

Işıqla sertleşen rezin simanlar, daha uzun çalışma süresi ve daha iyi renk stabilitesi gibi klinik avantajlara sahiptir.¹⁰¹ Işıqla polimerize olan adeziv rezin simanlar; görünür ışıqla geçişine tamamen izin veren, translüsent yapıdaki ve kalınlığı 1.5-2 mm'den az olan kompozit ve seramik laminate veneerlerin yapıştırılmasında kullanılırlar.¹⁰⁵

2.12.3.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan (Self - Cure) Adeziv Rezin Simanlar

Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar, aromatik üçüncül amin içeren baz ve benzoil peroksit içeren katalizör ile çift pat sisteminden oluşur.¹⁰⁴

Polimerizasyon büzülmesi görülmesi, kısa çalışma süreleri ve karıştırma sırasında oksijenin polimerizasyonu engellemesi gibi dezavantajlara sahiptir. Adeziv köprüler, metal veya seramik inlay ve onlay restorasyonlar, endodontik post-kor uygulamaları, ışık geçişine izin vermeyen metal destekli kuronlar ve implant üstü uygulamalarda kullanılabilirler.¹⁰⁶

2.12.3.4. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan (Dual-Cure) Adeziv

Rezin Simanlar

2 mm'den daha kalın restorasyonlar için dual polimerize yapıştırma ajanlarının kullanımına yönelik bir eğilim vardır. Dual-cure simanlar, kimyasal aktivatörleri nedeniyle yüksek derecede polimerizasyona sahiptir.¹⁰⁷

Dual-cure rezin simanlar, ışığın erişemeyeceği alanlarda kontrollü çalışma süresi ve yeterli polimerizasyon gibi avantajlara sahiptirler. Kimyasal polimerizasyon için bir peroksit-amin bileşeni ve ışık aktivasyonu için kamforokinon içerirler. Genellikle bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA), üretan dimetakrilat (UDMA) veya trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) ve inorganik dolgu partikülleri gibi termal genleşme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini azaltmaya yardımcı olan ve aşınmaya karşı direnci arttıran dimetakrilat monomerlerden oluşur.¹⁰¹

Fotoaktivasyon, dual-cure simanların dönüşüm derecesini ve yüzey sertliğini arttırarak aşınmasını azaltır.¹⁰¹ Rezin simanlar; etch-rinse (asitlenen ve yıkanan), self-etch (kendinden asitli) ve self-adeziv (kendinden adezivli) olarak adeziv sistemlerine göre gruplara ayrılırlar.¹⁰⁸

Asitlenen ve yıkanan sistemlerde, simanı dişe bağlamak için bir fosforik asit ve adeziv kullanılır.¹⁰⁸ Fosforik asidin uygulanması, smear tabakasını çıkararak ve

hidroksiapatit kristallerinin en yüzeysel tabakasının demineralizasyonunu teşvik ederek dentin yüzey enerjisini artırır. Rezin monomerleri, kolajen lifleri arasındaki su dolu boşluklara sızar, böylece kollajen, rezin, hidroksiapatit kalıntıları ve su kalıntılarından oluşan hibrit bir tabaka ile sonuçlanır.¹⁰¹

Operatif adımların sayısını azaltan ve klinik prosedürleri basitleştirmek için, ayrı bir asitle aşındırma adımı gerektirmeyen self-etch (kendinden asitli) adeziv sistemler; asidik bir primer ile smear tabakasını ve hidroksiapatit kristallerini kısmen çözer ve böylece kristaller ve smear içeren bir hibrid tabaka oluşturur. Self-etch sistemler asidik primer uygulamasının ardından bir bonding (2 çözelti) uygulanmasını takip eden sistemler ve asit, primer ve bonding rezinin tek bir çözeltide hepsini bir arada birleştiren (tek aşamalı) all-in-one adeziv sistem olmak üzere iki gruba ayrılır.¹⁰¹

Self-etch (kendinden asitli) ve self-adeziv (kendinden adezivli) rezin simanlar ile ilgili yapılan çalışmalarda, bu malzemelerin polimerizasyon verimliliğinin sınırlı olduğu belirtilmiştir. Düşük derecelerde dönüşümün, nihai sertlik, kırılma dayanıklılığı, aşınma direnci, elastik modül, çözünürlük ve hidrolitik bozunma ve ayrıca biyouyumluluk açısından daha düşük klinik performansla sonuçlandığı bildirilmiştir.¹⁰⁹

Rezinler, tutuculuğun yetersiz olduğu tam seramikler, veneer kuronlar, metal veya metal seramik restorasyonlar ve endodontik tedavi görmüş dişlerde post simantasyonu için kullanılırlar.¹⁰²

Total-etch rezin simanlar ise fosforik asitin ayrı olarak kullanılmasını ve ardından rezin simanın uygulanmasından önce çok veya iki aşamalı total-etch adezivlerin kullanılmasını gerektirir. Bu sistemde, koronal dentine daha fazla bağlanma oluşur; zayıf nem kontrolü ve eksik rezin inter-difüzyonu sebebiyle oluşacak olumsuzluklar önemli ölçüde azalır.¹¹⁰ Bu simanlar, bir tarafta diş yapısıyla diğer tarafta restoratif malzemeyle mikromekanik bir bağ oluşturur. Ayrıca oral sıvılarda çözünmezler.¹¹¹

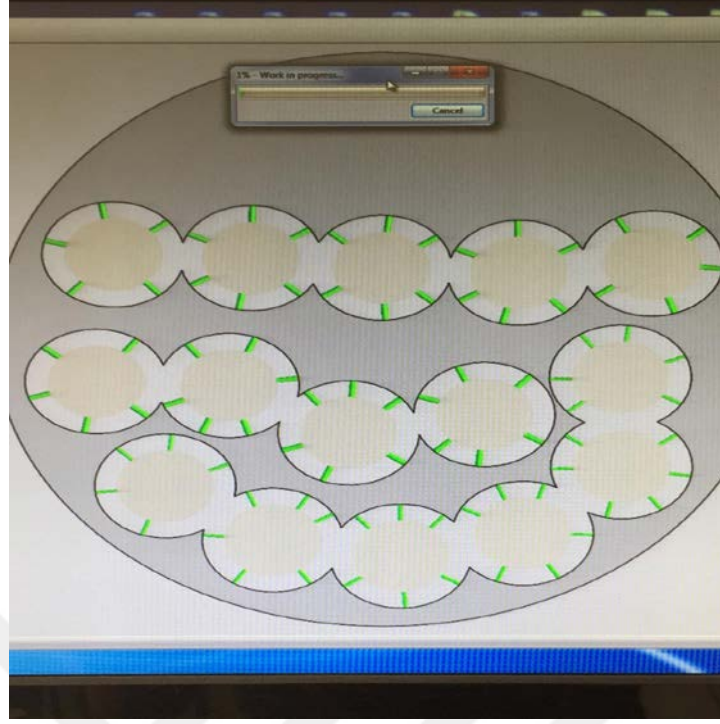
3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışma Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi. Çalışmada translusensi özellikleri farklı monolitik zirkonya materyalinden farklı kalınlıklarda hazırlanan örnekler, değişik renklerdeki rezin simanlar ile yapıştırıldıktan sonra materyal kalınlığı ve rezin siman renginin restorasyonun final rengine, translusensliğine ve renk parametrelerine etkisinin değerlendirilmesi amaçlandı.

Alt gruplardaki örnek sayısını belirlemek amacıyla çalışmada güç analizi (G Power 3.1.9.2 for Windows, Microsoft Corporation, Amerika) yapıldı. Analiz sonuçlarına göre etki büyüklüğü 0.5, hata 0.05 olarak bulundu ve örnek sayısı altı olarak belirlendi.

3.1. Monolitik Zirkonyum Örneklerin Hazırlanması

Zirkonyum örneklerin 3D sanal modeli bir CAD yazılım programında (Mayka Expert 7.5, Picasoft, Vierzon, Fransa), 10 mm çapında üç farklı kalınlıkta (0.5 mm, 1 mm ve 1.5 mm) disk şeklinde sinterizasyon sonrası büzülme göz önüne alınarak %25 oranında daha büyük tasarlandı (Şekil 3.1). Daha sonra üretim aşamasına geçebilmek için modeller, sistemin CAM ünitesine STL formatında gönderildi. Toplam 108 adet disk şeklinde örnek A2 rengindeki Vita YZ High Translucent (36 örnek), Vita YZ Extra Translucent (36 örnek) ve Vita YZ Super Translucent (36 örnek) bloklardan beş eksenle aşındırma yapan Yenadent D30 CAM (Yena D30, Yenadent, İstanbul, Türkiye) cihazında kazınarak elde edildi (Tablo 3.1, Şekil 3.2).



Şekil 3.1. Örneklerin bilgisayar ortamında dizayn edilmesi

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyumun özellikleri¹¹³

Marka Adı	Üretici Firma	Kompozisyon	Sinterleme Koşulları
Vita YZ High Translucent Block	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany (LOT 43120)	%90-95 ZrO ₂ , %4-6 Y ₂ O ₃ , %1,5-2.5 HfO ₂ , %0-0.3 Al ₂ O ₃ , %0-0.5 Er ₂ O ₃ , %0-0.3 Fe ₂ O ₃	Sıcaklık: 1450°C Süre: 120 dk
Vita YZ Extra Translucent Block	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany (LOT 82730)	%86-91 ZrO ₂ , %8-10 Y ₂ O ₃ , %1,5-2.5 HfO ₂ , %0-0.3 Al ₂ O ₃ , %0-0.5 Er ₂ O ₃ , %0-0.3 Fe ₂ O ₃	Sıcaklık: 1450°C Süre: 120 dk
Vita YZ Super Translucent Block	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany (LOT SZM1936002)	%88-93 ZrO ₂ , %6-8 Y ₂ O ₃ , %1,5-2.5 HfO ₂ , %0-0.3 Al ₂ O ₃ , %0-0.5 Er ₂ O ₃ , %0-0.3 Fe ₂ O ₃	Sıcaklık: 1530°C Süre: 120 dk



Şekil 3.2. CAD/CAM sistemi ile hazırlanan örnekler

Hazırlanan örnekler, laboratuvarında Protherm Furnaces (Model MoS-B 160/1, Türkiye) sinterizasyon fırınında üreticinin talimatları doğrultusunda sinterlendi (Tablo 3.2, Şekil 3.3).

Tablo 3.2. Örneklerin sinterizasyon parametreleri

Materyal	%	İlk Sıcaklık (°C)	Sıcaklık Yükselme Aralığı (dk)	Isıtma Hızı (°C/dk)	En Yüksek Sıcaklık (°C)	Bekletme Zamanı (dk)	Soğutma Sıcaklığı (°C)
YZ-HT	100	25	83:49	17	1450	120:00	200
YZ-ST	100	25	188:08	8	1530	120:00	200
YZ-XT	100	25	356:15	4	1450	120:00	200



Şekil 3.3. Sinterizasyon fırını

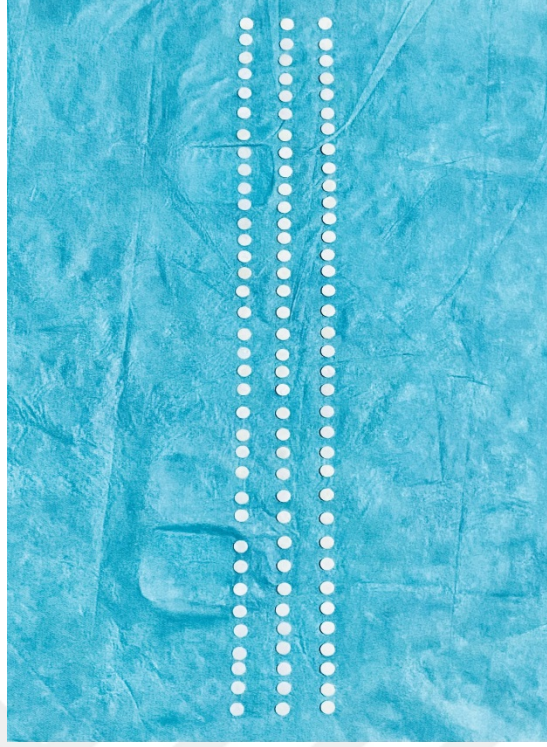
3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

Sinterizasyon işleminden sonra, oda sıcaklığında (25°C) örneklerin soğuması beklendi. Örneklerin kaba tesfiyelerinden sonra, su soğutması altında 180 no'lu zımpara ile yüzey bitim işlemleri yapıldı.

Zirkonyum örneklerin kalınlıkları (0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm), bir dijital kumpas (Digimatic Caliper; Mitutoyo, Tokyo, Japonya) yardımıyla ölçülerek kontrol edildi (Şekil 3.4, Şekil 3.5).



Şekil 3.4. Dijital kumpas



Şekil 3.5. Hazırlanan örnekler

Örneklerin yalnızca bir yüzüne Vita YZ shade liquid (Vita Akzent Plus Glaze LT) bir seramik fırçasıyla homojen olarak sürüldü. Seramik fırınına (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Almanya) yerleştirilen örneklere üretici firmanın önerdiği fırınlama sıcaklıklarında bir defa glaze işlemi uygulandı (Tablo 3.3, Şekil 3.6, Şekil 3.7).

Tablo 3.3. Vita Akzent Plus Glaze LT glazür programı

Başlangıç Sıcaklığı (°C)	Başlangıç Sıcaklığında Bekleme Süresi	Sıcaklık Artma Süresi	Dakikada Artan Sıcaklık	En Yüksek Sıcaklık	En Yüksek Sıcaklıkta Bekleme Süresi	Vakum Süresi
°C	Dakika (dk)	(dk)	°C	°C	dk	dk
400	4:00	5:36	80	850	1:00	-



Şekil 3.6. Glaze işlemi yapılması



Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan porselen fırını (Ivoclar Programat P300)

3.3. Monolitik zirkonyum örneklerin ilk renk ölçümlerinin yapılması

Hazırlanan örnekler, ölçümleri etkileyebilecek olası kontaminasyon riskini ortadan kaldırmak için kapalı bir kutu içerisine yerleştirildi. Numaralandırılan farklı kalınlıklardaki 108 adet örneğin spektrofotometre cihazı (VITA Easysshade Advance; VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ile renk ölçümleri yapıldı (Şekil 3.8). Cihaz üretici firmanın talimatlarına uygun olarak her bir örneğin ölçümünden önce kalibre edildi. Renk ölçümleri nötral gri arka plan üzerinde, her bir örneğin merkezinden ve üç

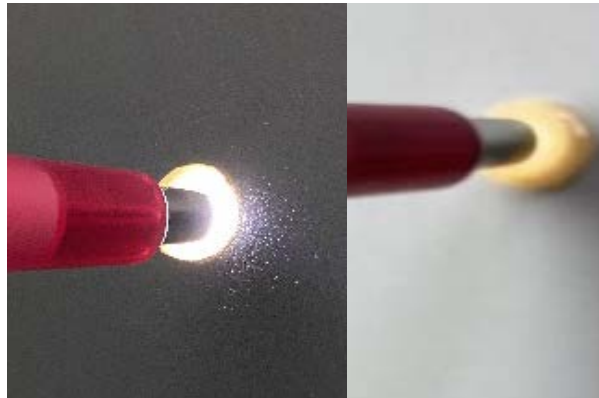
kez tekrarlanarak yapıldı. Ölçümler sonrasında elde edilen CIE $L^*a^*b^*$ değerleri kaydedildi.



Şekil 3.8. Örneklerin renk ölçümünde kullanılan spektrofotometre

3.4. Monolitik Zirkonyum Örneklerin İlk Translusensi Ölçümlerinin Yapılması

Tüm örneklerin translusensi değerleri spektrofotometre cihazı ile CIE Lab sisteminde ölçülerek belirlendi. Ölçümler örneklerin üç farklı noktasından, siyah (b) ve beyaz (w) arka plan kullanılarak yapıldı (Şekil 3.9). Üretici firmanın talimatları doğrultusunda her ölçüm öncesi cihaz kalibre edildi ve üç ölçümün ortalaması alındı.



Şekil 3.9. Örneklerin ilk translusensi ölçümlerinin yapılması

3.5. Translusion Parametresinin Belirlenmesi

Translusion parametresi (TP) spektrofotometre ile siyah (b) ve beyaz (w) arka plan üzerinde elde edilen L_b , a_b , b_b ve L_w , a_w , b_w değerleri ile aşağıdaki formüle göre hesaplandı:

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

3.6. Adeziv Rezin Simanın Örnek Yüzeylerine Bağlanması

Çalışmada siman olarak Variolink N (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) total-etch adeziv rezin simanın A1 ve A3 renkleri kullanıldı (Tablo 3.4, Şekil 3.10). Her bir translusion grubu için üç farklı kalınlıkta hazırlanan 36 adet örnek, A1 ve A3 renk rezin simanın uygulanması için iki alt gruba ayrılarak rezin siman uygulandı. Adeziv rezin simanın hazırlanması ve polimerizasyonu üretici firmanın talimatları doğrultusunda gerçekleştirildi.

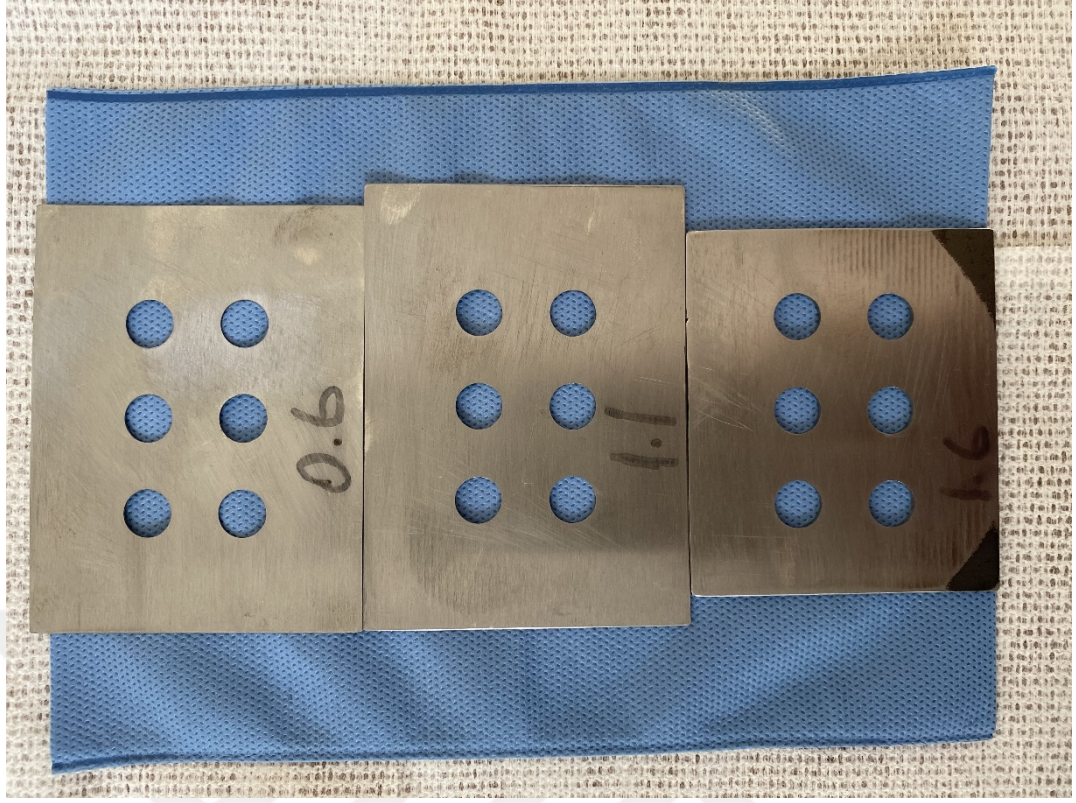
Tablo 3.4. Çalışmada kullanılan rezin simanın marka adı üretici firma ve kompozisyonu

Marka Adı	Üretici Firma	Kompozisyon
Variolink N	Ivoclar Vivadent	Bis-GMA, ürean
Adhesive Resin	Schaan	dimetakrilat (UDMA),
Cement System	Liechtenstein	TEGDMA, baryum camı,
	(LOT Y46299)	itterbiyum triflorür, Ba-
		Al-florürsilikat camı,
		karışık sferoid oksit,
		başlatıcılar,
		stabilizatörler, pigmentler



Şekil 3.10. Örneklerin simantasyonunda kullanılan adeziv resin siman (Variolink N Resin Siman Kiti)

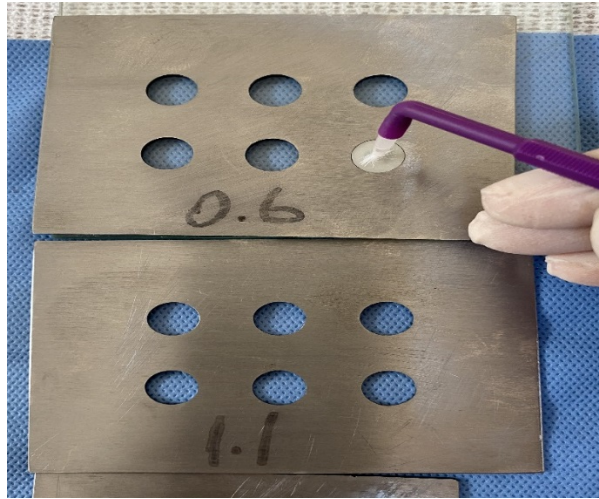
Kullanılan simanın standart bir kalınlıkta olması için 1 cm çapında 6 adet boşluk içeren paslanmaz çelik levhadan kalıp hazırlandı. Önceki çalışmalar referans alınarak¹¹²⁻¹¹⁴ 0.1 mm olarak belirlenen siman kalınlığı için kalıptaki boşluklar 0.6 mm, 1.1 mm ve 1.6 mm olmak üzere 3 farklı kalınlıkta hazırlandı (Şekil 3.11).



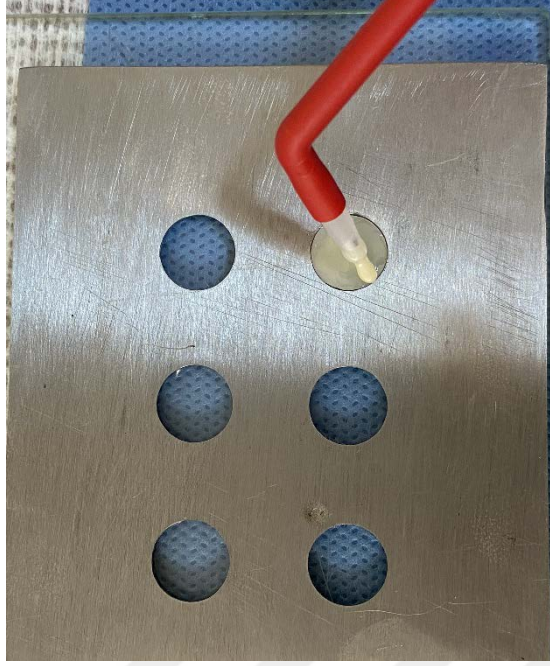
Şekil 3.11. Farklı kalınlıklardaki paslanmaz çelik levhalar

İmalatçı firma önerileri doğrultusunda rezin simanın baz ve katalizör bileşenleri 1/1 oranında karıştırıldı. Paslanmaz çelik levhaların içindeki boşluklara örnekler yerleştirildi. Örneklerin glaze işlemi uygulanmayan yüzeylerine bir microbrush fırça aracılığı ile primer ajan (Monobond N) uygulandı ve 60 saniye etki etmesi beklendikten sonra kuvvetli hava ile kurutuldu.

Variolink N rezin simanın ana patı olan (White) A1 rengi ile (Yellow) A3 rengi, düşük yoğunluklu transparan renkteki katalizörü ile 1/1 oranında 10 saniye boyunca karıştırılarak disklerin glazelenmemiş yüzeylerine homojen bir şekilde uygulandı (Şekil 3.12, Şekil 3.13).

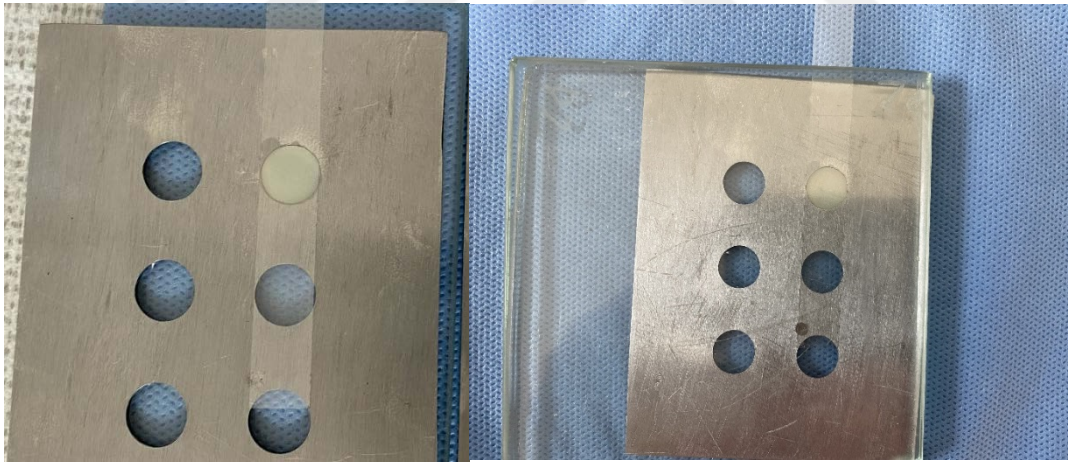


Şekil 3.12. Örneklere primer ajan (Monobond N) uygulanması



Şekil 3.13. Örneklere adeziv rezin siman uygulanması

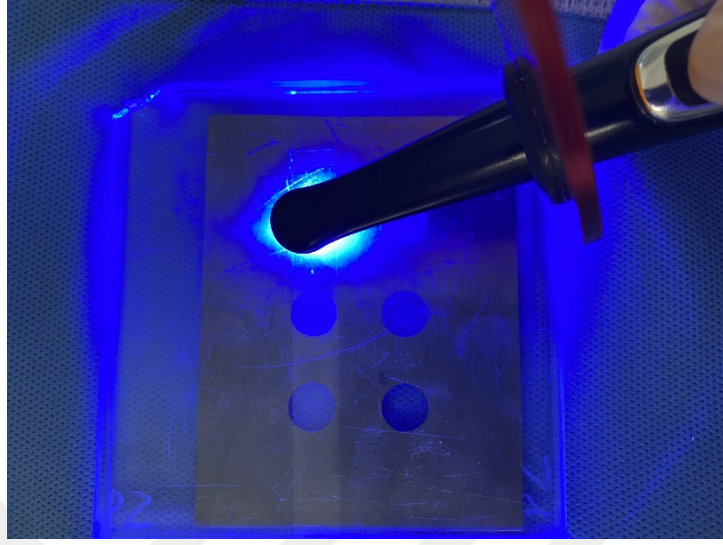
Rezin siman uygulanan yüzeye taşkınlığı önlemek ve standart bir siman kalınlığı sağlamak amacıyla şeffaf bant ile ikinci bir siman camı yerleştirildi (Şekil 3.14).



Şekil 3.14. Şeffaf bant ve siman camı yerleştirilmesi

Kalıpların içlerine yerleştirilen rezin simanların her birine üretici firmanın önerileri doğrultusunda çıkış gücü 1000 mW/cm^2 olan polimerizasyon cihazı (Valo Cordless, Ultradent, South Jordan, UT, ABD) ile standart modda 3-4 sn ışık uygulanarak polimerizasyonu sağlandı (Şekil 3.15). Polimerizasyon sonrası rezin siman fazlalığı 11 numaralı bistüri ile temizlendi ve polimerizasyon cihazı ile 10 saniye polimerize edildi.

Disk şeklindeki örnekler, paslanmaz çelik kalıplardan çıkarıldı ve dijital kumpas ile (Digimatic Caliper; Mitutoyo, Tokyo, Japonya) kalınlıkları tekrar ölçüldü.



Şekil 3.15. Adeziv rezin simanın ışınlanması

3.7. Simante Edilen Örneklerin Renk ve Translusensi Ölçümlerinin Yapılması

Rezin siman ile hazırlanan örneklerin simantasyondan önce anlatıldığı gibi renk ölçümleri nötral gri arka plan üzerinde, translusensi ölçümleri ise siyah ve beyaz arka fon içeren ortamda yapıldı.

Spektrofotometre ile CIE Lab renk sistemi koordinatları kullanılarak üç kez tekrarlanan ölçümlerin ortalamaları alındı. Translusensi değerleri rezin siman uygulamadan önce olduğu gibi: $TP = [(L_b - L_w)^2 + (a_b - a_w)^2 + (b_b - b_w)^2]^{1/2}$ formülü kullanılarak tekrar hesaplandı.

3.8. Renk Parametlerinin Hesaplanması

İki farklı renkteki rezin simanın değişik kalınlıklardaki örneklerin rengi üzerine etkisi CIEDE2000 renk farkı (ΔE_{00}) formülü ($\Delta E_{00} = [(\Delta L'/K_L S_L)^2 + (\Delta C'/K_C S_C)^2 + (\Delta H'/K_H S_H)^2 + R_T(\Delta C'/K_C S_C)(\Delta H'/K_H S_H)]^{1/2}$) kullanılarak değerlendirildi.

Bu çalışmada, CIEDE2000 (K_L : K_C : K_H ;) renk formülünün parametrik faktörleri 1 olarak ayarlandı. Ayrıca diğer renk parametreleri olan $\Delta C'$, $\Delta H'$ ve $\Delta L'$ nin hesaplaması yapıldı.

- ✓ $\Delta L'$: Parlaklık değişimi
- ✓ $\Delta C'$: Doygunluk değişimi
- ✓ $\Delta H'$: Renk tonu değişimi
- ✓ R_T : Doygunluk ve ton farklılıkları arasındaki etkileşim

$K_L/K_C/K_H$: Parlaklık/Doygunluk/Renk tonu değerleri için tolerans yargılarının büyüklüğündeki değişiklikleri düzenler.

$S_L/S_C/S_H$: Parlaklık/Doygunluk/Renk tonu değerleri için toplam renk farkını ayarlar.

3.9. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Çalışmada yer alan istatistik analizler IBM SPSS (Statistics Version 26.0) paket program kullanılarak yapıldı. Kullanılacak istatistik yöntemlerin belirlenmesi için öncelikle verilerin normal dağılıma uygun olup olmadığının belirlenmesi amacıyla Kolmogorov Smirnov ve Shapiro Wilk testlerinden yararlanıldı. Yapılan testler sonucunda tüm verilerin normal dağılıma uygunluk gösterdiği tespit edildi. Bu sebeple verilerin analizinde faktöriyel varyans analizi (ANOVA) tekniğinden yararlanılarak gruplar arasında fark olup olmadığının belirlenmesi amaçlandı. Gruplar arasında fark tespit edilmesi durumunda hangi grupların birbirinden farklı olduğunun belirlenmesinde Duncan çoklu karşılaştırma testinden yararlanıldı. Yapılan tüm istatistiksel testler %95 güven aralığında ($\alpha=0.05$) uygulandı.

4. BULGULAR

Translusensi özellikleri farklı monolitik zirkonya örneklerin materyal kalınlığı ve siman renginin zirkonyanın final rengine etkisinin değerlendirildiği bu çalışmada, renk parametreleri ve translusensi bulguları, örneklerin rezin siman uygulaması öncesi ve sonrası CIE L*a*b* değerleri elde edilerek incelendi. Örneklerin translusensi değişimi translusensi parametresi (TP) formülü kullanılarak saptandı. Renk parametreleri incelenmesi ise ΔE_{00} (CIEDE2000) ölçümleri kullanılarak hesaplandı.

4.1. Translusensi Bulguları

Translusensi özellikleri farklı A2 rengindeki monolitik zirkonya disklerin translusensi parametreleri için siyah ve beyaz arka plan üzerindeki örneklerin CIE L*a*b* değerleri kullanıldı. Yapılan varyans analizine göre; her grup için ortalama translusensi parametresi (TP) değerleri materyal tipi ve materyal kalınlığından etkilendiği ($p<0.05$) bununla birlikte rezin simanın renginden etkilenmediği belirlendi ($p>0.05$).

İkili interaksiyonlar incelendiğinde ise rezin siman rengi-materyal tipi etkileşiminin istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gösterdiği görüldü ($p<0.05$). Materyal tipi-rezin siman rengi ve materyal kalınlığı-rezin siman rengi etkileşimlerinin istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermediği belirlendi ($p>0.05$).

Üçlü interaksiyon incelendiğinde ise materyal tipi-rezin siman rengi-materyal kalınlığı etkileşiminin istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdiği saptandı ($p<0.05$) (Tablo 4.1.).

Tablo 4.1. Rezin siman rengi, materyal tipi ve kalınlıklara göre translusens parametreleri (TP) değerlerinin karşılaştırılması

	Sd	Kareler Ortalaması	F	Önemlilik Düzeyi (P)
Siman rengi	1	12.967	1.80	0.184
Materyal	2	156.129	21.62	0.000
Kalınlık	2	57.170	7.92	0.001
Siman rengi*Materyal	2	12.911	1.79	0.173
Siman rengi*Kalınlık	2	16.082	2.23	0.114
Materyal*Kalınlık	4	41.019	5.68	0.000
Siman rengi*Materyal*Kalınlık	4	20.320	2.81	0.030

sd: serbestlik derecesi

İkili etkileşimlere yönelik Duncan çoklu karşılaştırma analiz sonuçlarına göre; translusensi parametreleri (TP) ortalama değerleri üzerine materyallerin tipi etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). Vita YZ Super Translucent materyalinde ortalama değer 3.77 ± 0.67 ve Vita YZ High Translucent materyalinde 2.28 ± 0.39 iken Vita YZ Extra Translucent materyalinde ortalama değer -0.33 ± 0.49 olarak bulundu.

Translusensi parametreleri (TP) ortalama değerleri üzerinde materyal kalınlığı etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). 0.5 mm kalınlıkta ortalama değer 3.27 ± 0.89 iken 1 mm kalınlıkta ortalama değer 0.79 ± 0.37 ve 1.5 mm kalınlıkta ise 1.65 ± 0.27 olarak elde edildi.

Rezin siman renginin etkilerinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0.05$). A1 renk simanda ortalama değer 1.56 ± 0.70 iken, A3 renk rezin simanda 2.25 ± 1.87 olarak elde edildi.

Vita YZ Extra Translucent materyali-0.5 mm kalınlığında A1 renk rezin siman uygulandığında ortalama değer -3.87 ± 0.70 iken, A3 renk rezin siman uygulandığında 1.91 ± 1.87 olarak bulundu. 0.5 mm kalınlığında Vita YZ Extra Translucent materyalinin A3 renk rezin siman uygulamasında elde edilen ortalama değer ile A1 renk rezin siman

uygulanmasıyla elde edilen ortalama değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu belirlendi ($p<0.05$) (Tablo 4.2.).

Tablo 4.2. Vita YZ Extra Translucent örneklerin 0.5 mm kalınlık alt grubuna göre rezin simanın etkisinin ortalama TP ve standart hata değerlerinin sonuçları

Materyal tipi = Vita YZ Extra Translucent; kalınlık = 0.5

Rezin Siman Rengi	Ort. TP / Ort. Standart Hata
A1	-3.879 ^a ± 0.700
A3	1.91 ^b ± 1.87

Vita YZ Extra Translucent materyali-1 mm kalınlığında A1 renk rezin siman uygulandığında ortalama değeri -0.61 ± 0.38 iken, A3 renk rezin siman uygulandığında -0.62 ± 1.16 olarak belirlendi. 1 mm kalınlığında Vita YZ Extra Translucent materyalinin A3 renk rezin siman uygulamasında elde edilen ortalama değeri ile A1 renk rezin simandan uygulanmasıyla elde edilen ortalama değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark belirlenmedi ($p>0.05$) (Tablo 4.3.).

Tablo 4.3. Vita YZ Extra Translucent örneklerin 1 mm kalınlık alt grubuna göre rezin simanın etkisinin ortalama TP ve standart hata değerlerinin sonuçları

Materyal tipi = Vita YZ Extra Translucent; kalınlık = 1.0

Rezin Siman Rengi	Ort. TP / Ort. Standart Hata
A1	-0.613 ^a ± 0.381
A3	-0.62 ^a ± 1.16

Vita YZ Extra Translucent materyali-1.5 mm kalınlığında A1 renk rezin siman uygulandığında ortalama değeri 1.01 ± 0.51 iken, A3 renk rezin siman uygulandığında 0.16 ± 0.60 olarak saptandı. 1.5 mm kalınlığında Vita YZ Extra Translucent materyalinin A3 renk rezin siman uygulamasında elde edilen ortalama değeri ile A1 renk rezin siman uygulanması arasında istatistiksel olarak fark saptanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.4.).

Tablo 4.4. Vita YZ Extra Translucent örneklerin 1.5 mm kalınlık alt grubuna göre rezin simanın etkisinin ortalama TP ve standart hata değerlerinin sonuçları

Materyal tipi = Vita YZ Extra Translucent; kalınlık = 1.5

Rezin Siman Rengi	Ort. TP / Ort. Standart Hata
A1	1.014 ^a ± 0.515
A3	0.169 ^a ± 0.601

Vita YZ High Translucent materyali-0.5 mm kalınlığında A1 renk rezin siman uygulandığında ortalama değer 2.06 ± 1.58 iken, A3 renk rezin siman uygulandığında 4.82 ± 1.14 olarak belirlendi. 0.5 mm kalınlığında Vita YZ High Translucent materyalinin A3 renk rezin siman uygulamasında elde edilen ortalama değer ile A1 renk rezin siman uygulanması arasında istatistiksel olarak anlamlı fark belirlenmedi ($p>0.05$) (Tablo 4.5.).

Tablo 4.5. Vita YZ High Translucent örneklerin 0.5 mm kalınlık alt grubuna göre rezin simanın etkisinin ortalama TP ve standart hata değerlerinin sonuçları

Materyal tipi = Vita YZ High Translucent; kalınlık = 0.5

Rezin Siman Rengi	Ort. TP / Ort. Standart Hata
A1	2.06 ^a ± 1.58
A3	4.82 ^a ± 1.14

Vita YZ High Translucent materyali-1 mm kalınlığında A1 renk rezin siman uygulandığında ortalama değer 1.45 ± 0.83 iken, A3 renk rezin siman uygulandığında 1.10 ± 0.34 olarak belirlendi. 1 mm kalınlığında Vita YZ High Translucent materyalinin A3 renk rezin siman uygulamasında elde edilen ortalama değer ile A1 renk rezin siman uygulaması arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.6.).

Tablo 4.6. Vita YZ High Translucent örneklerin 1 mm kalınlık alt grubuna göre rezin simanın etkisinin ortalama TP ve standart hata değerlerinin sonuçları

Materyal tipi = Vita YZ High Translucent; kalınlık = 1

Rezin Siman Rengi	Ort. TP / Ort. Standart Hata
A1	1.456 ^a ± 0.839
A3	1.109 ^a ± 0.349

Vita YZ High Translucent materyali-1.5 mm kalınlığında A1 renk rezin siman uygulandığında ortalama değer 1.71 ± 0.24 iken, A3 renk rezin siman uygulandığında 2.55 ± 0.42 olarak belirlendi. 1.5 mm kalınlığında Vita YZ High Translucent materyalinin A3 renk rezin siman uygulamasında elde edilen ortalama değer ile A1 renk rezin siman uygulaması arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.7.).

Tablo 4.7. Vita YZ High Translucent örneklerin 1.5 mm kalınlık alt grubuna göre rezin simanın etkisinin ortalama TP ve standart hata değerlerinin sonuçları

Materyal tipi = Vita YZ High Translucent; kalınlık = 1.5

Rezin Siman Rengi	Ort. TP / Ort. Standart Hata
A1	1.711 ^a ± 0.241
A3	2.550 ^a ± 0.428

Vita YZ Super Translucent materyali-0.5 mm kalınlığında A1 renk rezin siman uygulandığında ortalama değer 8.45 ± 1.83 iken, A3 renk rezin siman uygulandığında 6.28 ± 1.96 olarak belirlendi. 0.5 mm kalınlığında Vita YZ Super Translucent materyalinin A3 renk rezin siman uygulamasında elde edilen ortalama değer ile A1 renk rezin siman uygulaması arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. ($p>0.05$) (Tablo 4.8.).

Tablo 4.8. Vita YZ Super Translucent örneklerin 0.5 mm kalınlık alt grubuna göre rezin simanın etkisinin ortalama TP ve standart hata değerlerinin sonuçları

Materyal tipi = Vita YZ Super Translucent; kalınlık = 0.5

Rezin Siman Rengi	Ort. TP / Ort. Standart Hata
A1	8.45 ^a ± 1.83
A3	6.28 ^a ± 1.96

Vita YZ Super Translucent materyali-1 mm kalınlığında A1 renk rezin siman uygulandığında ortalama değer 2.30 ± 1.04 iken, A3 renk rezin siman uygulandığında 1.11 ± 1.12 olarak belirlendi. 1 mm kalınlığında Vita YZ Super Translucent materyalinin A3 renk rezin siman uygulamasında elde edilen ortalama değer ile A1 renk rezin siman uygulaması arasında istatistiksel olarak anlamlı fark belirlenmedi. ($p>0.05$) (Tablo 4.9.).

Tablo 4.9. Vita YZ Super Translucent örneklerin 1 mm kalınlık alt grubuna göre rezin simanın etkisinin ortalama TP ve standart hata değerlerinin sonuçları

Materyal tipi = Vita YZ Super Translucent; kalınlık = 1

Rezin Siman Rengi	Ort. TP / Ort. Standart Hata
A1	2.30 ^a ± 1.04
A3	1.11 ^a ± 1.12

Vita YZ Super Translucent materyali-1.5 mm kalınlığında A1 renk rezin siman uygulandığında ortalama değer 1.55 ± 0.84 iken, A3 renk rezin siman uygulandığında 2.95 ± 0.68 olarak saptandı. 1.5 mm kalınlığında Vita YZ Super Translucent materyalinin A3 renk rezin siman uygulamasında elde edilen ortalama değer ile A1 renk rezin siman uygulaması arasında istatistiksel olarak anlamlı fark belirlenmedi ($p>0.05$) (Tablo 4.10.).

Tablo 4.10. Vita YZ Super Translucent örneklerin 1.5 mm kalınlık alt grubuna göre rezin simanın etkisinin ortalama TP ve standart hata değerlerinin sonuçları

Materyal tipi = Vita YZ Super Translucent; kalınlık = 1.5

Rezin Siman Rengi	Ort. TP / Ort. Standart Hata
A1	1.556 ^a ± 0.848
A3	2.956 ^a ± 0.683

4.2. Renk Değişimi (ΔE_{00}) ve Renk Parametreleri ($\Delta L'$, $\Delta C'$, $\Delta H'$) Bulguları

Translüsens özellikleri farklı A2 rengindeki monolitik zirkonya disklerin renk parametreleri için rezin siman uygulaması öncesi ve sonrası nötral gri arka plan üzerinde CIE L*a*b* değerleri kaydedildi. Örneklerin renk değişimi (ΔE_{00}) ve renk parametreleri ($\Delta L'$, $\Delta C'$, $\Delta H'$) CIEDE2000 (ΔE_{00}) formülü kullanılarak elde edildi.

4.2.1. Renk değişimi (ΔE_{00}) Bulguları

Yapılan varyans analizine göre; her grup için ortalama değerlerin (ΔE_{00}); materyal tipi, materyal kalınlığı, rezin siman rengi ve bu üç değişkenin interaksyonundan etkilenmediği belirlendi ($p>0.05$). Gruplar arasındaki ikili interaksyonlar incelendiğinde materyal kalınlığı-rezin siman rengi, materyal tipi-materyal kalınlığı, materyal tipi-rezin siman rengi etkileşimlerinin istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar göstermediği görüldü ($p>0.05$) (Tablo 4.11.). Renk farklılıkları tüm gruplarda kabul edilebilirlik ($\Delta E_{00} = 1.8$) ve algılanabilirlik ($\Delta E_{00} = 0.8$) eşik değerlerinin üzerinde bulundu.

Tablo 4.11. Materyal tipi, rezin siman rengi ve kalınlığa göre renk değişimi değerlerinin karşılaştırılması

	Sd	Kareler Ortalaması	F	Önemlilik Düzeyi (P)
Siman rengi	1	0.0541	0.06	0.814
Materyal	2	2.2869	2.36	0.100
Kalınlık	2	2.1094	2.18	0.119
Siman rengi*Materyal	2	0.8421	0.87	0.422
Siman rengi*Kalınlık	2	2.8408	2.94	0.058
Materyal*Kalınlık	4	1.3961	1.44	0.226
Siman rengi*Materyal*Kalınlık	4	0.3570	0.37	0.830

sd: serbestlik derecesi

4.2.2. $\Delta L'$ Parametresi Bulguları

Yapılan varyans analizine göre; her grup için ortalama $\Delta L'$ parametresi değerlerinin, materyal kalınlığından etkilendiği ($p < 0.05$); bununla birlikte materyal tipinden ve rezin siman renginden etkilenmediği gözlemlendi ($p > 0.05$).

Yapılan varyans analizine göre üçlü ve ikili interaksiyon incelendiğinde ise materyal tipi-rezin siman rengi-materyal kalınlığı etkileşimi ve materyal tipi-materyal kalınlığı, materyal tipi-rezin siman rengi ve materyal kalınlığı-rezin siman rengi etkileşimlerinin istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermediği belirlendi ($p < 0.05$) (Tablo 4.12.).

Tablo 4.12. Materyal tipi, rezin siman rengi ve kalınlığa göre $\Delta L'$ parametresi değerlerinin karşılaştırılması

	Sd	Kareler Ortalaması	F	Önemlilik Düzeyi (P)
Siman rengi	1	0.573	0.24	0.624
Materyal	2	0.509	0.21	0.807
Kalınlık	2	13.308	5.63	0.005
Siman rengi*Materyal	2	0.243	0.10	0.903
Siman rengi*Kalınlık	2	5.680	2.40	0.096
Materyal*Kalınlık	4	3.725	1.57	0.188
Siman rengi*Materyal*Kalınlık	4	1.223	0.52	0.724

sd: serbestlik derecesi

$\Delta L'$ parametresi ortalama değerleri üzerinde materyal kalınlığı etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). 0.5 mm kalınlıkta ortalama değer 2.07 ± 0.23 iken 1 mm kalınlıkta ortalama değer 3.26 ± 0.29 ve 1.5 mm kalınlıkta ise 2.47 ± 0.22 olarak elde edildi. 1 mm'lik kalınlıkta elde edilen ortalama $\Delta L'$ parametresi değeri ile 0.5 mm ve 1.5 mm kalınlıklarında elde edilen ortalama $\Delta L'$ parametresi değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0.05$) (Tablo 4.13.).

Tablo 4.13. Materyal kalınlığına göre $\Delta L'$ parametresi değerlerinin karşılaştırılması

Materyal Kalınlığı	Ort. $\Delta L'$ / Ort. Standart Hata
0.5	$2.070^a \pm 0.237$
1.0	$3.266^b \pm 0.294$
1.5	$2.479^a \pm 0.229$

4.2.3. $\Delta C'$ Parametresi Bulguları

Yapılan varyans analizine göre; her grup için ortalama $\Delta C'$ parametresi değerleri, materyal tipinden etkilendiği ($p < 0.05$); bununla birlikte materyal kalınlığı ve rezin siman renginden etkilenmediği gözlemlendi ($p > 0.05$).

Yapılan varyans analizine göre üçlü ve ikili interaksiyonlar incelendiğinde; materyal tipi-rezin siman rengi-materyal kalınlığı etkileşimi ve materyal tipi-materyal kalınlığı, materyal tipi-rezin siman rengi ve materyal kalınlığı-rezin siman rengi etkileşimlerinin istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermediği belirlendi ($p > 0.05$) (Tablo 4.14.).

Tablo 4.14. Materyal tipi, rezin siman rengi ve kalınlığa göre $\Delta C'$ parametresi değerlerinin karşılaştırılması

	Sd	Kareler Ortalaması	F	Önemlilik Düzeyi (P)
Siman rengi	1	6.094	3.05	0.084
Materyal	2	19.504	9.77	0.000
Kalınlık	2	0.840	0.42	0.658
Siman rengi*Materyal	2	2.593	1.30	0.278
Siman rengi*Kalınlık	2	5.272	2.64	0.077
Materyal*Kalınlık	4	1.783	0.89	0.472
Siman rengi*Materyal*Kalınlık	4	2.375	1.19	0.321

sd: serbestlik derecesi

$\Delta C'$ parametresi ortalama değerleri üzerinde materyal tipi etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). Vita YZ Extra Translucent materyalinde ortalama değer 1.14 ± 0.17 iken Vita YZ High Translucent materyalinde ortalama değer 1.93 ± 0.17 ve Vita YZ Super Translucent materyalinde ise 2.61 ± 0.34 olarak elde edildi. Vita YZ Extra Translucent, Vita YZ High Translucent ve Vita YZ Super Translucent materyallerinin her

birinden elde edilen ortalama $\Delta C'$ parametresi değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0.05$) (Tablo 4.15.).

Tablo 4.15. Materyal tipine göre ortalama $\Delta C'$ parametresi ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması

Materyal Tipi	Ort. $\Delta C'$ / Ort. Standart Hata
Vita YZ Extra	1.146 ^a $\pm$ 0.172
Vita YZ High	1.934 ^b $\pm$ 0.171
Vita YZ Super	2.617 ^c $\pm$ 0.340

4.2.4. $\Delta H'$ Parametresi Bulguları

Yapılan varyans analizine göre; her grup için ortalama $\Delta H'$ parametresi değerlerinin, rezin siman rengi ve materyal kalınlığından etkilendiği ($p < 0.05$); bununla birlikte materyal tipinden etkilenmediği belirlendi ($p > 0.05$).

Yapılan varyans analizine göre   l  ve ikili interaksiyonlar incelendiğinde ise materyal tipi-rezin siman rengi-materyal kalınlığı etkileşimi ve materyal tipi-materyal kalınlığı, materyal tipi-rezin siman rengi ve materyal kalınlığı-rezin siman rengi etkileşimlerinin istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermediği saptandı ($p > 0.05$) (Tablo 4.16.).

Tablo 4.16. Materyal tipi, rezin siman rengi ve kalınlığa göre $\Delta H'$ parametresi değerlerinin karşılaştırılması

	Sd	Kareler Ortalaması	F	Önemlilik Düzeyi (P)
Siman rengi	1	0.82873	10.03	0.002
Materyal	2	0.00423	0.05	0.950
Kalınlık	2	2.80840	33.99	0.000
Siman rengi*Materyal	2	0.15686	1.90	0.156
Siman rengi*Kalınlık	2	0.19716	2.39	0.098
Materyal*Kalınlık	4	0.19358	2.34	0.061
Siman rengi*Materyal*Kalınlık	4	0.04502	0.54	0.703

sd: serbestlik derecesi

$\Delta H'$ parametresi ortalama değerleri üzerinde materyal kalınlığı etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). 0.5 mm kalınlıkta ortalama değer 0.78 ± 0.07 iken 1 mm kalınlıkta ortalama değer 0.33 ± 0.03 ve 1.5 mm kalınlıkta ise 0.27 ± 0.03 olarak elde edildi. 0.5 mm'lik kalınlıkta elde edilen ortalama $\Delta H'$ parametresi değeri ile 1 mm ve 1.5 mm kalınlıklarında elde edilen ortalama $\Delta H'$ parametresi değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0.05$) (Tablo 4.17.).

Tablo 4.17. Materyal kalınlığa göre ortalama $\Delta H'$ parametresi ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması

Materyal Kalınlığı	Ort. $\Delta H'$ / Ort. Standart Hata
0.5	$0.7888^a \pm 0.0757$
1.0	$0.3366^b \pm 0.0310$
1.5	$0.2788^b \pm 0.0345$

$\Delta H'$ parametresi ortalama değerleri üzerinde rezin siman rengi etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). A1 renk rezin siman uygulandığında

ortalama değeri 0.55 ± 0.05 iken, A3 renk rezin siman uygulandığında ise ortalama değeri 0.38 ± 0.04 olarak elde edildi. A1 renk rezin siman uygulanması ile elde edilen ortalama $\Delta H'$ parametresi değeri ve A3 renk rezin siman uygulaması ile elde edilen ortalama $\Delta H'$ parametresi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p < 0.05$) (Tablo 4.18.).

Tablo 4.18. Rezin siman rengine göre ortalama $\Delta H'$ parametresi ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması

Rezin Siman Rengi	Ort. $\Delta H'$ / Ort. Standart Hata
A1	$0.5557^a \pm 0.0573$
A3	$0.3805^b \pm 0.0432$

5. TARTIŞMA

Bu çalışma, farklı translusensi özelliğine sahip monolitik zirkonyum materyallerin renk parametreleri ile renk ve translusensi değişimi üzerine; materyal kalınlıklarının ve simantasyonda kullanılan rezin siman renklerinin etkisinin incelenmesi amacıyla yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, translusensi özellikleri farklı monolitik zirkonyumun, materyal kalınlığının ve kullanılan rezin siman renginin translusensi ve renk parametrelerini etkilediği tespit edildiğinden çalışmanın sıfır hipotezi reddedilmiştir. Bununla birlikte renk değişimi üzerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadığından dolayı çalışmanın sıfır hipotezi kabul edilmiştir.

Metal seramik sistemler, hem seramiklerin üstün estetik özelliklerini hem de metallerin olağanüstü mekanik özelliklerini birleştirir. Diş hekimliğinde restoratif materyal olarak kullanılan bazı metaller; alerji, dişeti lekelenmesi ve metalik iyonların dişeti dokusuna ve dişeti sıvısına salınması gibi hastalarda sorunlar oluşturabilir. Bu dezavantajların yanı sıra hastalar ve diş hekimleri tarafından daha estetik materyal arayışı, metal içermeyen seramik sistemlerin araştırılmasını ve geliştirilmesini teşvik etmiştir.⁵

Zirkonya seramikleri yoğun, homojen kristalleri ile karakterize edilir ve düşük ısı iletkenliği, düşük korozyon potansiyeli, iyi radyoopasite, yüksek biyouyumluluk, düşük bakteriyel yüzey yapışması ve uygun optik özelliklere sahiptir. Zirkonya seramikleri ile ilgili olası sorunlar, suyun varlığında uzun süreli kararsızlık, veneer porseleni uyum sorunları, veneer porselenin opaklığından kaynaklanan estetik sınırlamalar ve rezin bazlı adeziv simanlarıyla yeterli bağlantı sağlayamamalarını içerebilir.

En yaygın klinik problemlerin ise zirkonya alt yapısının çatlamasıyla değil, veneer porselerinin çatlaması ve chipping ile ilişkili olduğu ortaya konmuştur. Bu başarısızlıklar anatomik olmayan alt yapı tasarımları veya zirkonya ve veneer porselen arasındaki zayıf bağlanma ile ilişkili olabilir. Ayrıca materyalin kendisiyle ilgili problemler, düşük ısıda

bozulma fenomeni, porselen fırınlaması sırasında oto-katalitik dönüşüm ve termomekanik parametrelerden kaynaklanan artık gerilmelerle de ilişkilidir.¹¹⁵

Polikristalin seramikler arasında, monolitik zirkonya restorasyonlar, zirkonya üzerine uygulanan porselen tabakaların chipping ile ilgili sorunların üstesinden gelmek için sadece zirkonyum materyalinden elde edilmiştir.^{79, 116} Monolitik protezler için Y-TZP'lerin mikroyapısı, geleneksel Y-TZP'ye kıyasla yarı saydamlıklarını arttırmak amacıyla geliştirilmiştir. Yeni zirkonya malzemelerinin yüksek yarı saydamlığı, alümina içeriğindeki azalma, yoğunluk artışı, tane boyutunda azalma, kübik zirkonya ilavesi ve yapısal kusurların ve defektlerin miktarındaki azalma gibi mikroyapısal modifikasyonlar ile elde edilmiştir. Kristal tanelerin boyutu, polikristalin seramiklerin yarı saydamlığının ayarlanmasıyla daha yakından ilişkili olan mikroyapısal özelliktir. Yüksek saydamlığa sahip seramik malzemelerin oluşturulması, geçmişte sinterleme sırasında tane boyutunun artırılması yoluyla yapılmıştır. Daha büyük taneler daha az sayıda tane sınırına yol açar, bu nedenle ışık saçılımını azaltmıştır. Fakat Y-TZP için daha büyük tanelerin elde edilmesi, zirkonyumun tetragonal fazının hem mekanik özellikleri hem de stabilitesi için zararlı olduğu gösterilmiştir.¹¹⁶

Biyolojik açıdan, zirkonya ile yapılan monolitik restorasyonlar klinisyenlerin çok daha az invaziv preperasyon yapmalarına izin verir, çünkü monolitik restorasyonlar özellikle veneer porselen restorasyonlarla karşılaştırıldığında nispeten yüksek mekanik özelliklere sahiptir. Monolitik zirkonya restorasyonların işleme yöntemleri geleneksel çok katmanlı restorasyonlara kıyasla basitleştirilmiş olması ve böylece daha az zaman alıcı olması nedeniyle de umut verici bir alternatif haline gelmiştir.¹¹⁶

Bu tez çalışmasında, yüksek biyouyumluluk,¹¹⁶ üstün mekanik özellikler ve yüksek translusensi^{72, 116} nedeniyle monolitik zirkonya materyali (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kullanılmıştır.

Zirkonya seramikleri için hem geleneksel hem de adeziv simantasyon teknikleri uygulanabilir.⁷² Geleneksel simantasyon ile yeterli tutuculuk ve direnç formuna sahip diş preperasyonlarına zirkonya restorasyonlar simante edilebilse de, özellikle tutucu özellikler kaybolduğunda geleneksel simantasyona göre adeziv simantasyon avantaj sağlar. Bu nedenle, zirkonya simantasyonu için mekanik ve kimyasal bir ön işlem ile bir rezin esaslı adeziv materyalin birlikte kullanılması şarttır. Dual polimerizasyon ile, başlangıçta yetersiz ışıyım alan rezin kısmı, ışığa maruz kaldıktan sonra gecikmeli bir kimyasal reaksiyon yoluyla polimerleşmeye devam eder.¹¹⁷

Bu tez çalışmasında, farklı kalınlıklardaki örneklerde, yeterli derecede monomer dönüşümü sağlayarak kimyasal ve ışıkla polimerize edici malzemelerin arzu edilen özelliklerini birleştiren¹¹⁷ dual-cure rezin siman (Variolink N, Ivoclar Vivadent AG) kullanılmıştır.

Kompozit rezinler ve seramik sistemlerinin restorasyonlarda başarılı bir şekilde kullanılabilmesi amacıyla hem fizyognomik hem de mekanik taleplere cevap vermek zorundadır. Bu yüksek hassasiyet gerektiren restorasyonların uzun ömürlülüğü büyük ölçüde diş-protez arayüzünün kalitesine bağlıdır. Diş restorasyon arayüzündeki boşluk ne kadar küçük olursa, rezin filmi o kadar ince olur, polimerizasyon büzülmesi o kadar düşük ve malzeme ne kadar dayanıklı olursa, uzun vadede marjinal adaptasyon o kadar iyi olur.¹¹⁸ Vitalariu ve ark.¹¹⁸ kompozit rezin ve seramik inlayler için adeziv simanlara (Meron plus ve Variolink N) iki farklı solüsyonun (yapay tükürük ve %20 sitrik asit çözeltisi) etkilerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, Variolink N rezin simanın, asit ortamında daha stabil olmak üzere daha iyi bir marjinal uyum sağladığını belirtmişlerdir.

Araştırmalarda seramik restorasyonların diş yüzeyine simantasyonunun, adeziv simanların özelliklerine ve simantasyon prosedürlerine bağlı olduğu belirtilmiştir. Asit, primer ve bonding ajan uygulaması işlem öncesi rezin siman için çok önemlidir, çünkü

bu prosedürler dentinin ve smear tabakasının durumunu etkiler.¹¹⁹ Cal ve ark.¹¹⁹ çekilmiş 40 adet üçüncü büyük azı dişlerinde hazırlanan kavitelere uygulamak üzere IPS Empress II seramik inlay restorasyonları hazırlamış ve üç self adeziv siman (Multilink Sprint, RelyX Unicem, G-Cem) ve bir etch-rinse rezin simanın (Variolink II) mikrosızıntısı değerlendirilmiştir. Mikrosızıntının minedeki skorlaması G-Cem = Multilink Sprint > RelyX Unicem > Variolink II şeklinde bulunmuştur. Etch-rinse sistemlerin self adezivlere göre mine de daha az mikrosızıntı gösterdiğini belirtmişlerdir. Adeziv uygulamasından önce ayrı bir asit uygulama aşaması içeren rezin simanların kullanılması, mineyi yeterince aşındırdığından iyi bir mikromekanik tutuculuk sağlamaktadır.

Bu bilgiler ışığında çalışmamızda, iyi bir marjinal uyum göstermesi,¹¹⁸ daha az teknik hassasiyet gerektirmesi ve yüksek bağlanma kuvveti¹¹⁹ nedeniyle bir etch-rinse adeziv sistemi olan Variolink N (Ivoclar Vivadent AG) rezin siman kullanılmıştır.

Diş, biyolojik dokuların çoğu gibi, yüzeyine ulaşan ışığı yansıtır, dağıtır, emer ve iletir. Bir restorasyonun optik davranışı, yerini aldığı sert diş dokularıninkine benzer olmalıdır. Bu nedenle, optimal estetik sonuçlar için, restorasyonun uygun renk uyumu çok önemlidir. Bu, dental seramik malzemelerin ışık emilimini, yansımaları ve iletimini kontrol ederek elde edilebilir.¹²⁰ Seramiklerin translusensliği, seramik restorasyonların estetik sonucunu kontrol etmede temel faktörlerden biri olarak vurgulanmıştır. Estetiği optimize etmek için, restoratif materyallerin translusensliğinin belirli bir dental restorasyon için öngörülebilir olması önemlidir.¹²¹ Translusensi ışığın geçişine izin verdiği ve aynı zamanda ışığı yaydığı için, tam opaklık ve şeffaflık arasındaki bir durum olarak tanımlanabilmekte, ışık yansıtılmaktan veya absorbe olmaktan ziyade yayılmaktadır. Ek olarak, seramiklerin translusensliği, alttaki rezin bazlı adeziv maddelerinin ışık geçirgenliği ve polimerizasyon etkinliği ile yakından ilişkilidir.¹²² Dental materyallerin translusensliği genellikle translusensi parametresi (TP) ve kontrast

oranı (CR) kullanılarak ölçülür. CR, bir numunenin siyah bir arka plandaki yansıması ile bilinen bir yansımanın beyaz bir arka planı arasındaki oranıdır. CR, opaklığın doğrudan bir ölçüsüdür ve translusensi arttıkça azalır. Tamamen şeffaf bir malzemenin değeri 0, tamamen opak bir malzemenin değeri 1'dir. Benzer şekilde, TP, siyah ve beyaz bir arka plan üzerinde eşit kalınlıkta bir malzeme arasındaki renk farkını temsil eder ve doğrudan saydamlığın ortak bir görsel değerlendirmesine karşılık gelir.¹²³

Diş hekimliğinde, monolitik [yttrium (Y_2O_3) - stabilize tetragonal zirkonya (ZrO_2) polikristalin - (Y-TZP)] seramikleri yakın zamanda iyi biyouyumluluk, estetik özellikleri, yüksek mukavemet ve tokluk, translusensi ve radyoopasite özellikleri sayesinde popülerlik kazanmıştır.¹²⁴

Bazı çalışmalarda, monolitik zirkonyanın translusensi özellikleri araştırılmıştır. Vichi ve ark.¹²⁵ 1 mm kalınlığında renksiz üç 'geleneksel' (IPS e.max Zir- CAD, inCoris ZI, Vita In-Ceram YZ) ve iki 'arttırılmış yarı saydam' (inCoris TZI, Vita In-Ceram YZ HT) tetragonal zirkon polikristalinin (TZP) CR ve TP'sini araştırmıştır. Hem CR hem de TP için gruplar arasındaki farkların istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirtilmiştir. Vita In-Ceram YZ HT ve inCoris TZI daha yüksek translusensi göstermiştir. Kontrast oranına gelince; In-Ceram YZ, In Ceram YZ HT ve inCoris TZI, diğer malzemelerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek translusensi elde edilmiştir. Yeni 'arttırılmış yarı saydam' TZP'ler, 'geleneksel' TZP'lerden daha yüksek translusensi ve benzer eğilme mukavemeti göstermiştir. Araştırmacılar translusensideki farklılıkların kristal hacmi ve kırılma endeksindeki farklılıklardan kaynaklanabileceğini düşünmüşlerdir.

Matsuzaki ve ark.¹²⁶, monolitik yarı saydam TZP'nin farklı renklerle saydamlığını geleneksel opak (porselen tabakalı) TZP ile karşılaştırmışlardır. Çalışmada; Zpex ve Zpex-Yellow içeren yarı saydam TZP, geleneksel opak TZP (Tosoh, Tokyo, Japonya) ve veneer porseleni (A3, kütle porselenleri, Cerabien ZR, Noritake, Tokyo, Japonya)

kullanmışlardır. Translusensi değerinin, eklenen Fe_2O_3 'in etkisine bağlı olduğu düşünülen Zpex-Yellow karışım oranı artmasıyla azaldığını belirtmişlerdir. Çalışmaları sonucunda farklı renklere sahip yarı saydam zirkonyaların geleneksel opak zirkonyaya göre translusensliği arttırabildiği ve porselen tabakası olmadan porseleninkine benzer renkler elde edebileceği gösterilmiştir. Ayrıca yarı saydam TZP, opak TZP ile aynı mukavemete sahip olduğu ve veneer porselenin kalınlığı arttıkça mukavemetinin azaldığı belirtilmiştir. Bu nedenle araştırmacılar, renkli yarı saydam TZP'nin monolitik restorasyonlar olarak kullanıldığında klinik olarak başarılı olduğunu ileri sürmüşlerdir.

Usumez ve ark.¹²⁷ monolitik zirkonya ile renkli ve renksiz zirkonya alt yapı materyallerinin translusensliğini değerlendikleri çalışmalarında, tüm grupların kontrast oranı değerleri arasında anlamlı farklılıklar saptamışlardır. Çalışmaları sonucunda, en yüksek CR değerine sahip grup monolitik zirkonya iken, renksiz altyapı zirkonya ise en düşük CR değerine sahip grup olduğunu belirlemişlerdir. Araştırmacılar, gruplardaki CR değerleri arasındaki farklılıkların, mikro gözenek oluşumuna sebep olan ışık saçılımından ziyade tane büyüklüğü farklılıklarının neden olduğu ışık saçılımına bağlamış ve maksimum sinterleme sıcaklığının tane boyutunu etkileyen ana faktör olduğu sonucuna varmışlardır. Tane boyutundaki artışın ardından grupların CR değerleri artmış ve translusensi azalmıştır.

Carrabba ve ark.¹²⁸ herhangi bir renklendirici olmadan farklı bileşimlere sahip üç Y-TZP seramiğinin Aadva ST (standart translusensi - ST grubu), Aadva EI (mine yoğun - EI grubu) ve Aadva NT (doğal translusensi - NT grubu) ile kontrol grubu (LD grubu) olarak lityum disilikat bloklarının (IPS e-max CAD LT, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) kullanıldığı çalışmalarında; translusensi ve bükülme mukavemetini karşılaştırmışlardır. Gruplar arasındaki tüm farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş ve translusensi ile bükülme mukavemeti arasında ters bir korelasyon saptamışlardır.

Azalan opaklık sırasına göre, malzemeler $ST > EI > NT > LD$ şeklinde sıralanmıştır. Yarı saydamlığın bu değeri NT'nin formülasyonu, Al_2O_3 'ün bulunmadığı ve ayrıca stabilizatör olarak kullanılan ağırlıkça %5'den %9'a (sırasıyla %3 ve %5.5'e karşılık gelen) artan bir Y_2O_3 seviyesi ve yoğun sinterleme sırasında, kübik zirkonya tanelerinin gelişimi ile ST veya EI'ninkinden farklı olmasıyla ilişkilendirilmiştir.

Inokoshi ve ark.¹²⁹ dört yarı saydam yttrium ile kısmen stabilize zirkonya (Y-PSZ) seramikleri üzerinde, yttrium oksit miktarının ağırlıkça çeşitli yüzdelerinin translusensi üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda; yüksek miktarda yttrium oksit ve yüksek miktarda kübik zirkon fazı artmış translusensi ile ilişkilendirilmiştir. Kübik faz miktarı ile translusensi arasındaki güçlü korelasyon, c- ZrO_2 'nin izotropik doğasına bağlanmıştır.

Zirkonyum seramiklerinin translusensliğini etkileyen faktörlerden biri de malzeme kalınlığıdır.¹³⁰ Kalınlığının arttırılması translusensiyi azaltır ve renk maskeleye yeteneğini artırır. Monolitik zirkonya restorasyonlarda kırılma direnci için minimum 0.5 mm kalınlık önerilmiştir.¹³¹ Sınırlı oklüzal mesafe olduğunda, diğer seramiklere kıyasla minimum kalınlıklarda bile daha yüksek kırılma direncinden dolayı monolitik zirkonya kullanılması gerektiği düşünülmektedir.¹³²

Sulaiman ve ark.¹³³ farklı kalınlıklarda (0.5, 0.7, 1.0, 1.2, 1.5 ve 2.0 mm) monolitik zirkonyumun translusensliğini değerlendirdikleri çalışmalarında; dört monolitik kısmen stabilize zirkonya (PSZ); Prettau (PRT, Zirkon-zahn), Bruxzir (BRX, Glidewell), Zenostar (ZEN, Wieland), Katana (KAT, Noritake) ve tamamen stabilize zirkonya (FSZ); Prettau Anterior (PRTA, Zirkonzahn) ile kontrol grubu olarak bir zirkonya alt yapı materyali ICE Zirkon (ICE, Zirkonzahn) kullanmışlardır. Zirkonya markası ve glaze işlemine bakılmaksızın, farklı kalınlıklarda TP değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bununla birlikte glaze işleminden önce ve sonra, siyah veya beyaz arka

plana göre değerlendirildiğinde önemli bir fark bulunmamıştır. Çalışma sonucunda translusensi özellikleri: $BRX = ICE = PRT < ZEN < KAT < PRTA$ şeklinde sıralanmıştır ve farklı zirkonya markaları, malzemenin kalınlığından oldukça etkilenen farklı translusensi özelliklerine sahip olduğu saptanmıştır. Araştırmacılar en yüksek translüsensi değerinin, yüksek miktarda kübik faz zirkonyum içermesi nedeniyle tamamen stabilize zirkonya (FSZ) olduğunu belirtmişlerdir.

Sen ve Isler.¹³⁰ farklı translusensi özelliklerine sahip 3 farklı monolitik zirkonya seramiği: VITA YZ HT (YZ-HT), VITA YZ ST (YZ-ST) ve VITA YZ XT (YZ-XT)'nin mikroyapısal, fiziksel ve optik özelliklerini değerlendirmiş ve lityum disilikat cam seramik (IPS e-max CAD LT [IPS]) ile farklı kalınlıklarda (0.5, 1.0, ve 1.5 mm) optik özelliklerini karşılaştırmıştır. Çalışmalarında; en yüksek ortalama tane büyüklüğü YZ-XT grubunda, ardından YZ-ST ve YZ-HT gruplarında gözlenmiştir. En yüksek kırılma tokluğu en düşük tane büyüklüğü olan YZ-HT, ardından YZ-ST ve en yüksek tane büyüklüğünde en düşük kırılma tokluğu YZ-XT için gözlenmiştir. Ayrıca bu çalışma Rietveld analizine göre değerlendirildiğinde, YZ-XT ağırlıkça %32.9 kübik faz içerdiği, YZ-ST ve YZ-HT, sırasıyla ağırlıkça %27.2 ve %13.7 ile daha az kübik faz içerdiğini belirtmişlerdir. Ek olarak, malzemelerin Y_2O_3 içerikleri faz diyagramları (XRD) kullanılarak tespit edilmiştir. En yüksek Y_2O_3 içeriği, Rietveld analizi ile hesaplanan dörtgen ve kübik fazların sonuçlarına uygun olan YZ-XT için elde edilmiştir. Mikroyapısal özellikler açısından elde edilen farklılıklar, farklı miktarlarda stabilize edici oksitlere (Y_2O_3 ve Al_2O_3), faz içeriklerine ve sinterleme sıcaklıklarına (YZ-XT ve YZ-HT için 1450 °C; YZ-ST için 1530 °C) bağlanmıştır. Y_2O_3 içeriğinin, daha yüksek kübik faz miktarlarına ve eşlik eden daha büyük tanelere katkıda bulunan önemli bir belirleyici olduğu belirtilmiştir. Ayrıca, artan sinterleme sıcaklıklarının, fiziksel ve mekanik özellikleri azaltılmış daha geniş ve daha fazla çift fazlı tane boyut dağılımına yol açtığı

bildirilmiştir. Malzemelerin translusensi özellikleri CR ve TP ile değerlendirilmiş ve istatistiksel olarak farklı değerler elde edilmiştir. En yüksek ortalama TP, 0.5 mm kalınlığında IPS grubunda, ardından YZ-XT ve YZ-ST ile elde edilmiştir. Ortalama TP'ler kalınlık arttıkça azalırken, ortalama CR'ler artmıştır. Ayrıca, numunelerin artan kalınlıklarının bu çalışmanın sonuçlarına göre translusensiye azalttığı tespit edilmiştir. Ekstra Translucent zirkonyanın (VITA YZ XT) optik özellikleri benzer olduğu için lityum disilikat için güvenilir bir restoratif alternatif olabileceği belirtilmiştir.

Church ve ark.¹³⁴ çalışmalarında farklı kalınlıkta (0.5, 1.0, 1.5, 2.0 mm) dört yüksek derecede translusensi özelliğine sahip monolitik zirkon seramiği (BruxZir Shaded 16, BruxZir HT, Lava Plus, inCoris TZI C) ile lityum disilikat monolitik cam-seramik malzemenin (IPS e.max CAD HT) translusensliğini incelemişlerdir. Malzemeler veya kalınlık bazında gruplar arasında translusensi parametresinde önemli farklılıklar bulmuşlardır. Çalışma sonucunda, IPS e.max CAD, her kalınlıkta diğer zirkonya malzemelerinden önemli ölçüde daha yüksek translusensi değeri göstermiştir. Zirkonya malzemeleri bükülme mukavemeti bakımından benzer olmakla birlikte IPS e.max CAD grubundan daha büyük değer göstermiştir. Translusensi, kalınlığın artmasıyla değerlendirilen materyaller için önemli ölçüde azalmıştır.

Tabatabaian ve ark.¹³¹ çalışmalarında üç farklı kalınlığın (0.7, 0.9 ve 1.1 mm) iki farklı monolitik zirkonya seramiği DD cubeX² (Dental Direkt GmbH) ile CopraSmile (Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG) nihai rengi üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Sonuçlar zirkonya kalınlığına bağlı CIE Lab ve ΔE_{ab} değerlerinde önemli farklılıklar göstermiştir. Ortalama ΔE_{ab} değerleri 2.4 ile 4.1 arasında değişmektedir. Zirkonya kalınlığı ΔE_{ab} 'yi etkilemekle birlikte zirkonya markasının ΔE_{ab} üzerinde etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Her iki marka için 0.7 mm zirkonya kalınlığında ortalama ΔE_{ab} değerlerinin eşik değerin üzerinde olduğu belirlenmiştir. Monolitik zirkonya seramik

kalınlığının nihani rengi etkilediği ve monolitik bir zirkonya seramiğinin minimum kalınlığının, kabul edilebilir nihai rengi elde etmek için 0.9 mm olması gerektiği belirlenmiştir.

Basso ve ark.¹³⁵ yüksek ve düşük translusensi özelliğine sahip, kalınlıkları farklı (0.7, 1, 1.5 ve 2 mm) lityum disilikat içerikli cam seramik (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) diskler ile 0.5 mm kalınlığında alt yapı malzemesi olarak kullanılan zirkonya (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent) disklerin maskeleme yeteneği ve translusensliğini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında; kalınlık azaldıkça translusensi özelliğinin arttığını bildirmişlerdir. Bununla birlikte seramik kalınlığının hem translusensi hem de maskeleme yeteneği üzerindeki etkisinin monolitik yapılar için daha belirgin olduğunu belirtmişlerdir.

Dişlerin renk uyumu görsel veya enstrümantal renk analizi ile kaydedilmektedir. Görsel renk değerlendirmesi en çok renk kılavuzları kullanılarak yapılmaktadır. Bununla birlikte ticari olarak temin edilebilen renk kılavuzları, doğal dişlerde bulunanlara kıyasla sınırlı bir renk seçimi içermekte ve görsel renk eşleşmesi, değişken gözlemci yorumu ve çevresel etkiler gibi birçok faktörden etkilenmektedir. Renk ölçüm cihazları ise doğal diş rengini ölçmek ve teknisyenler ile diş hekimleri arasındaki iletişimin daha düzgün ve doğru olmasını sağlamak için yararlı olmaktadır.¹³⁶

Dijital kameralar, elektronik renk alımına en temel yaklaşımı temsil eder, yine de insan gözüyle belirli bir dereceye kadar öznel renk seçimi gerektirmektedir.¹³⁷ Bununla birlikte, bu görüntülerin kalitesi, renk keskinliğinin bütünlüğünü zayıflatabilecek aydınlatma koşullarından da etkilenmektedir.¹³⁸

Kolorimetreler tristimulus (üçlü uyarıcı değerler) değerlerini ölçmekte ve görünür spektrumun kırmızı, yeşil ve mavi alanlarında ışığı filtrelemektedir. Kolorimetreler

spektral yansıma kaydetmemekte ve ayrıca filtrelerinin eskimesi nedeniyle doğruluğu etkilenmektedir.¹³⁷

Spektrofotometreler genellikle, tam spektral dalga boyu boyunca nesnelerden yansıyan ışık miktarını ölçme yetenekleri nedeniyle kolorimetreden daha sistematik ve hassas ölçümler sağlamaktadır.¹³⁸ Spektrofotometrik ölçümlerin önemli avantajları arasında bir spektrum serisinin temel bileşenlerini analiz etme özelliği ile spektrofotometrik ölçümleri çeşitli renk ölçümlerine dönüştürme yeteneği de yer almaktadır.⁷⁷

Da Silva ve ark.¹³⁸ spektrofotometrik renk eşleştirme sisteminin diş rengi reproduksiyonu üzerindeki klinik etkinliğini değerlendirdikleri çalışmalarında, bir spektrofotometre kullanılarak üretilen kuronların, geleneksel renk eşleştirme yöntemiyle üretilen kuronlardan daha iyi bir renk eşleşmesine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Spektrofotometrik yöntem kullanılarak üretilen kuronlar için ortalama ΔE_{ab} değeri, ölçülen 3 diş bölgesinin tümü için geleneksel yöntemle üretilen kuronların değerlerinden önemli ölçüde daha düşük olduğu belirlenmiştir.

Dozic ve ark.¹³⁹ standartlaştırılmış piyasada bulunan ve klinik ortamda beş diş rengini (Vita Lumin'in A1, A2, A3, A3.5 ve A4) ölçen cihazların doğruluğunu ve hassasiyetini değerlendirdikleri çalışmalarında; kolorimetre (ShadeEye, IdentaColor II), spektrofotometre (Easyshade) ve dijital kamerayı (Ikam) karşılaştırmışlardır. Spektrofotometrenin (Easyshade) hem *in vitro* hem de *in vivo* koşullarda en güvenilir cihaz olduğunu belirtmişlerdir.

Derdilopoulou ve ark.¹⁴⁰ görsel ve spektrofotometrik renk analizlerini değerlendirdikleri çalışmalarında; görsel renk seçimlerinin %47.9'unun aynı olduğunu, spektrofotometrik renk değerlendirmeleri ise olguların %89.6'sında aynı olduğunu belirtmişlerdir. Görsel renk tayini ile diş renkleri spektrofotometrik değerlendirmeden

anlamalı derecede daha koyu olduğu belirlenmiştir. alışmalarının sonucunda, spektrofotometrik renk analizinin, görsel renk belirlemesinden yüksek derecede tekrarlanabilir ve doğru sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir.

Knezovic Zlataric ve ark.¹⁴¹ renk eşleştirme cihazının (Vita Easyshade Advance 4.0) cihaz ii tekrarlanabilirliğini ve doğruluğunu hem *in vitro* hem de *in vivo* modeller kullanarak değerlendirmişdir. alışmalarında; test edilen hem *in vitro* hem de *in vivo* modeller için tekrarlanabilirliğin neredeyse mkemmek olduğunu ve Vita Easyshade Advance 4.0 dental renk eşleştirme cihazı ile güvenilir ve doğru ölçüm yapıldığını belirtmişlerdir.

Bu tez çalışmasında monolitik zirkonya örneklerin rezin siman uygulaması öncesi ve sonrası translüsensi ve renk ölçümleri; doğruluğu yüksek olması,¹⁴⁰ gvenilir¹³⁹ ve tekrarlanabilir¹⁴¹ sonuçlar vermesi nedeniyle bir spektrofotometre cihazı (Vita Easyshade Advance 4.0, Vita Zahnfabrik, Bad Sckingen, Almanya) ile yapılmıştır.

Görsel veya enstrümantal yollarla rengin değerlendirilmesi, rengin ifade edildiği ve ölçüldüğü parametrelerin anlaşılmasını gerektirir. CIE L*a*b* renk sistemi (CIELAB) ve renk farkı formülü, rengi 3 boyutlu renk uzayında bir nesnenin rengini bulan 3 koordinat değerleri (L*, a*, b*) cinsinden tanımlar. L* koordinatı, y ekseninde temsil edilen bir nesnenin parlaklığını, a* değerleri kırmızı (pozitif x eksen) veya yeşil (negatif x eksen) doygunluğunu, b* değerleri sarı (pozitif z eksenini) veya mavi (negatif z eksen) doygunluğunu temsil eder.¹⁴²

Son dental araştırmalar, CIEDE2000 renk farkı formülünün, renk farkının değerlendirilmesinde CIE Lab formülünden daha iyi bir uyum sağladığını, dolayısıyla insan algılanabilirliğinin göstergelerini ve diş renkleri arasındaki renk farklılıklarının kabul edilebilirliğini daha iyi belirlediğini bulmuştur. Bununla birlikte, CIEDE2000 ağırlıklandırma fonksiyonlarını (SL, SC, SH) ve parametrik faktörleri (KL, KC, KH)

incelemeye devam edilmesi ile görsel yargılarla daha da iyi bir uyum sağlanabilmektedir. Ek olarak, CIEDE2000 kabul edilebilirlik eşikleri hakkında parlaklık, doygunluk ve ton farklılıkları (sırasıyla $\Delta L'$, $\Delta C'$ ve $\Delta H'$) için veri yoktur. Algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri, diş rengindeki estetik materyallerin modellemesini ve nihayetinde hasta memnuniyetini iyileştirmek için geçerli ve uygulanabilir bir formüle yol açmaktadır.⁸² Bu bilgiler ışığında çalışmamızda renk farkı ve renk parametreleri CIEDE2000 renk farklılığı formülü kullanılarak hesaplanmıştır.

Karşılaştırılan iki nesne arasındaki renk farkı gözlemcilerin %50'si tarafından görüldüğünde, %50:50 algılanabilirlik eşiği olarak belirlenmiştir. Benzer şekilde, bir renk farkı gözlemcilerin %50'si tarafından kabul edilebilir olarak kabul edildiğinde %50:50 kabul edilebilirlik eşiği tanımlanmıştır.⁸³ Algılanabilirlik eşiği (PT) ve kabul edilebilirlik eşiği (AT), dental materyaller ve/veya dental yapılar arasındaki renk farkını değerlendirmek için iki önemli değerdir.¹⁴³ Bir takım çalışmalar renk eşleştirme toleranslarını belirlemeye çalışmıştır.¹⁴²

Kuehni ve Marcus.¹⁴⁴ çalışmalarında, optimal görüntüleme koşulları altında tekstil numuneleri ve mat boyalar kullanan gözlemcilerin %50'si için 1 ΔE_{ab} birimi algılanabilirlik toleransı oluşturduklarını belirtmişlerdir.

Seghi ve ark.¹⁴⁵ monokromatik porselen diskler kullanarak yaptıkları çalışmalarında, $\Delta E_{ab}=2$ değeri ile renk farkının *in vitro* koşullar altında gözlemcilerin %100'ü tarafından doğru bir şekilde değerlendirildiğini belirlemişlerdir.

Monokromatik kompozit rezin diskleri kullanan Ruyter ve ark.¹⁴⁶ araştırmalarında, renk farkı yaklaşık $\Delta E_{ab}=3.3$ birimi olduğunda gözlemcilerin %50'sinin örneklerin kabul edilemez olduğunu düşündüklerini belirtmişlerdir.

Paravina ve ark.⁸⁴ monokromatik seramik örnekleri kullanarak yaptıkları çalışmalarında; klinik ortamlarda %50:50 algılanabilirlik eşiğini (PT) ve %50:50 kabul

edilebilirlik eşiğini (AT) belirlemeye çalışmıştır. CIE Lab %50:50 algılanabilirlik eşiğini (PT), $\Delta E_{ab} = 1.2$ iken, %50:50 kabul edilebilirlik eşiği (AT), $\Delta E_{ab} = 2.7$ ve karşılık gelen CIEDE2000 (ΔE_{00}) değerleri ise sırasıyla 0.8 ve 1.8 olduğunu belirtmişlerdir.

Suliman ve ark.⁸³ dişlerin dehidratasyonu ve rehidratasyonu için gereken zamanı ve bunun diş rengi seçiminin doğruluğu ile ilişkisini araştırdıkları çalışmalarında; ΔE_{00} algılanabilirlik eşiğini 0.8 ve ΔE_{00} kabul edilebilirlik eşiğini 1.8 değerine göre yorumlamışlardır.

Bu tez çalışmasında, literatürdeki renk çalışmasında⁸³ olduğu gibi Paravina ve ark.⁸⁴ tarafından bildirilen klinik tolerans eşik değerlerine göre ΔE değerlerini sınıflandırarak renk farklılıklarını klinik olarak yorumlamışlardır. CIEDE2000 (ΔE_{00}) değerleri %50:50 algılanabilirlik eşiği (PT), $\Delta E_{00} = 0.8$ iken, %50:50 kabul edilebilirlik eşiği (AT), $\Delta E_{00} = 1.8$ olarak belirlenmiştir.

Estetik restorasyonun rengi öncelikle malzemenin kalınlığı ve arka plan rengi tarafından etkilenmektedir. Herhangi bir arka plan rengine ve kalınlığa sahip estetik bir dental materyalin rengi tam olarak tahmin edilebilirse, renk seçimi optimize edilebilir.¹⁴⁷ Yarı saydam bir malzemenin nihai rengi, yüzey işlemlerinden, altta yatan diş yapısının rengine, siman materyalinden ve restoratif materyalin kalınlığından etkilenmektedir. Monolitik zirkonyada translusensinin artması nedeniyle, siman materyalinin özellikle daha ince restorasyonlarda renk üzerindeki etkilerinin daha fazla olması beklenmektedir.¹¹²

Barath ve ark.¹⁴⁷ tam seramik örneklerinde arka fon rengi ve yapıştırma ajanlarının nihai renk üzerindeki etkilerinin spektrofotometrik analizini yaptıkları çalışmalarında; yapıştırma ajanlarının, arka plan rengi ile birlikte restorasyonun final rengini etkilediğini belirtmişlerdir. Çalışmalarında, arka plan rengi yalnızca koyu renkli seramiklerin ve opak yapıştırma ajanlarının kullanıldığı durumlarda maskelenebileceğini ve açık arka plan

rengiyle, yapıştırıcı ajanları seramiklerin nihai restorasyonu üzerinde klinik olarak anlamlı bir etkiye sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Azer ve ark.¹⁴⁸ kompozit rezin arka planın (A3, B3, C3 ve D3) ve rezin simanın farklı tonlarının (A3 ve translusent) IPS Empress cam seramik bir malzemenin son rengi üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmaları sonucunda; CIE L*a*b* renk koordinat değerleri, farklı kompozit rezin tonlarının veya siman tonlarının etkisi renk parametrelerindeki varyasyon için önemli bir farklılık göstermediğini bildirmişlerdir.

Turgut ve ark.¹⁴⁹ dayanak diş ve rezin siman renginin, farklı ton ve kalınlıklara sahip lösit bazlı CAD/CAM blokları ile üretilen porselen laminate veneerlerin (IPS Empress CAD) ortaya çıkan optik özellikleri üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmaları sonucunda laminate restorasyonun seçilen renginin; seramik tonundan, seramik kalınlığından ve rezin siman renginden önemli ölçüde etkilendiğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte WO (opak) renkte rezin siman kullanılması, seramik rengi veya kalınlığından bağımsız olarak, renklenmiş dişleri maskelemede daha etkili olduğunu bildirmişlerdir.

Alqahtani ve ark.¹⁵⁰ farklı rezin siman tonlarının seramik venerlerin rengi üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında; iki farklı kalınlıkta (0.5 mm ve 0.7 mm) fluorapatite cam-seramik malzeme (IPS Empress ZirPress), lityum disilikat cam-seramik malzeme (IPS e.max Press) ve lösit takviyeli cam-seramik malzeme (IPS Empress Esthetic) ile rezin siman olarak RelyX™ Veneer'in (3M ESPE, Seefeld, Almanya) yarı saydam - TR, Beyaz Opak - WO, Beyaz - B0.5, Açık sarı - A1 ve Sarı opak - A3 olmak üzere beş farklı tonunu kullanmışlardır. Ortalama renk farkı değerleri ΔE_{ab} IPS Empress Esthetic Press için en yüksek, ardından IPS Empress ZirPress ve en düşük değerlerle IPS Empress e.max Press izlediğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan farklı seramik malzemeler için ortalama ΔE_{ab} değerleri, seramik kalınlığı 0.5 mm'den 0.7 mm'ye

yükseldiğinde farklılıklar anlamlı derecede azalmıştır. Beyaz Opak renginin (WO) diğer renkler (TR, B0.5, A1 ve A3) ile karşılaştırıldığında ΔE_{ab} değerlerini önemli ölçüde artırdığı, ardından önemli bir fark gösteren A1 renginin olduğunu gözlemlemişlerdir. B0.5 ve TR tonları ile B0.5 ve A3 tonları arasında anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir.

Bu çalışma sonucunda, doygunluk parametresinin ($\Delta C'$) materyal tipinden etkilendiği saptanmıştır. Vita YZ Extra Translucent grubunda ortalama $\Delta C'$ parametre değeri 1.14 ± 0.17 , Vita YZ High Translucent grubunda 1.93 ± 0.17 ve Vita YZ Super Translucent grubunda ise 2.61 ± 0.34 olarak belirlenmiştir. Ortalama $\Delta C'$ parametre değeri Vita YZ Extra Translucent, Vita YZ High Translucent ve Vita YZ Super Translucent grupları için istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. Bu sonucun materyallerin translüsensi farklılıklarından kaynaklandığı düşünülmektedir. Hernandez ve ark.¹⁵¹ iki farklı rezin siman (A1 ve A3) renginin renk değişimi, translüsensi parametresi (TP) ile düşük (LT) ve yüksek (HT) yarı saydam takviyeli lityum disilikat seramik laminateler üzerindeki doygunluk etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında yüksek yarı saydam (HT) takviyeli lityum disilikat seramikler, rezin siman renginden bağımsız olarak düşük yarı saydam (LT) takviyeli lityum disilikat seramiklerden daha düşük doygunluk değeri gösterdiğini belirtmişlerdir. Bu sonuç çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

Eğilmez ve ark.¹⁵² çalışmalarında bir nano rezin seramik malzeme (Lava Ultimate), yüksek yoğunluklu bir kompozit rezin malzemesi (GC Cerasmart) ve bir polimer infiltre feldspatik seramik malzemesini (Vita Enamic) farklı kalınlıklar (0.5, 0.7, 1.0, 1.5 ve 2.0 mm) ve renk tonlarında (A1-HT, A1-LT, A3-LT; CS ve LU; 1M1-HT, VE; 1M1-T, 3M2 -T) kullanmışlardır. Materyallerin rengi ve tipi; translüsensi, doygunluk, ton, yüzey parlaklığı ve pürüzlülüğü açısından karşılaştırılmıştır. Çalışmalarında; renk tonu ve doygunluk değerlerinin materyal türü, materyal rengi ve

materyal kalınlığından etkilendiğini ortaya koymuşlardır. Sonuçlara göre malzemeler arasında doygunluk sırası $VE > CS > LU$ olarak bulunmuştur. Translusensi değerleri, materyal türleri ve malzeme kalınlıkları açısından önemli bir farklılık göstermiş ve $LU > CS > VE$ şeklinde sıralanmıştır. Ek olarak, test edilen materyallerin renk tonu değerleri, A1/1M1 yüksek yarı saydam tonlarda en yüksek ve A3/3M2 düşük yarı saydam tonlarda en düşük olduğunu bildirmiştir. Materyal tipinin doygunluğu etkilediğini bildiren bu çalışma, çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

Terzioğlu ve ark.¹⁵³ rezin esaslı adeziv simanın farklı tonlarının ve IPS Empress seramiklerinin kalınlığının restorasyonların nihai rengi üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmalarında; iki farklı tonda (A1 ve A3) RelyX ARC rezin bazlı dual-cure adeziv siman ve 0.5 mm, 1 mm, 2 mm ve 3 mm olmak üzere dört farklı kalınlıkta seramik diskler kullanmışlardır. Çalışma sonucunda, siman renginden bağımsız olarak simantasyondan sonra tüm numunelerde önemli bir renk değerimi ($\Delta E_{ab} > 3.7$) gözlendiğini bildirmişlerdir. Bununla birlikte araştırmacılar, siman rengindeki farklılıkların herhangi bir kalınlık için seramik numunelerin nihai rengini önemli ölçüde etkilemediğini ve farklı siman tonları arasında renk farklılıklarının algılanamaz olduğunu belirtmişlerdir.

Turgut ve Bağıs.¹⁵⁴ rezin siman ve seramik kalınlığının laminate veneerlerin final rengi üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında; 0.5 mm ve 1 mm kalınlıklarda IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) seramiklerin A1, A3, EO (opak) ve ET (translusent) tonları ile Rely X Veneer (A1, A3, Tr WO), Maxcem Elite (White, Yellow, Clear WO), Variolink Veneer (+3, -3, M0), Variolink II (Tr, WO) rezin siman sistemlerinin farklı tonlarını kullanmışlardır. Çalışmada en büyük renk değerimleri 0.5 mm kalınlığında ET (translusent) seramiklerinden elde edilirken, 1 mm EO (opak) seramikleri daha küçük renk değerimleri sergilemiştir. Seramik tonları ayrıca seramik numunelerin son rengini hem 0.5 hem de 1 mm kalınlıkta etkilemiştir; ancak 1 mm

kalınlığındaki örnekler klinik olarak algılanabilir renk değişikliğine sahip değilken, 0.5 mm algılanabilir bir değişikliği göstermiştir. Rezin simanlar, restorasyonların nihai rengini etkilemiştir. Seramik kalınlığı arttıkça, rezin simanın renk değiştirme etkisi yani nihai renk farkı (ΔE_{ab}) azalmıştır.

Bu çalışma sonucunda $\Delta H'$ parametresi kalınlık ve rezin siman renginden etkilenmektedir. 0.5 mm kalınlıklarında ortalama değeri 0.78 ± 0.07 , 1 mm kalınlığında 0.33 ± 0.03 ve 1.5 mm kalınlığında 0.27 ± 0.03 olarak bulunmuştur. 0.5 mm kalınlığındaki örneklerin $\Delta H'$ parametreleri istatistiksel olarak 1 mm ve 1.5 mm kalınlıklarından farklı olduğu belirlenmiştir. Bununla birlikte A1 renk rezin siman uygulandığında ortalama değer 0.55 ± 0.05 , A3 renk rezin siman uygulandığında ise 0.38 ± 0.04 olarak bulunmuştur. A1 renk rezin siman uygulanan örneklerin $\Delta H'$ parametreleri A3 renk rezin siman uygulanan örneklerden istatistiksel olarak farklı olduğu saptanmıştır.

Bu tez çalışmasında ortalama $\Delta H'$ parametresindeki farklılıklar; kalınlığın azalmasıyla altta yatan renk tonunun etkisinin arttığını bildiren ve yapıştırıcı maddenin renginin renk tonunu etkilediğini gösteren Montero ve ark.¹⁵⁵ çalışmalarıyla benzerlik göstermektedir. Aynı zamanda 1 mm ve üzerindeki seramik kalınlıklarında renk tonu değerlerindeki değişiminin istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildiren Öztürk ve ark.¹⁵⁶ çalışmalarıyla uyumludur.

Materyallerin renk tonu değerleri, A1/1M1 yüksek translusent tonlarda en yüksek ve A3/3M2 düşük translusent tonlarda en düşük olduğunu bildiren Eğilmez ve ark.¹⁵² çalışmaları da bu tez çalışmasını destekler niteliktedir.

İnsan gözü siyah ve beyaz varyasyonlarına diğer tüm renklerden daha duyarlı olduğundan, parlaklık parametresinin renk tonu ve doygunluktan daha önemli olduğu sonucuna varılmıştır.¹⁵⁷ Ek olarak, bu özelliğin önemi, parlaklık için CIEDE2000 formülü

kullanılarak doygunluk ve renk tonundan daha yüksek %50:50 kabul edilebilirlik değerleri bulan başka bir çalışmada da gösterilmiştir.^{82, 158}

Bu tez çalışmasında $\Delta L'$ parametresi materyal kalınlığından etkilenmiştir. Örneklerin ortalama $\Delta L'$ değeri 0.5 mm kalınlığında 2.07 ± 0.23 , 1 mm kalınlığında 3.26 ± 0.29 ve 1.5 mm kalınlığında ise 2.47 ± 0.22 olarak bulunmuştur. 1 mm kalınlığında ortalama $\Delta L'$ parametre değeri 0.5 mm ve 1.5 mm kalınlıklarından istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu sonuç monolitik bir zirkonya seramiğinin minimum kalınlığı, kabul edilebilir nihani rengi elde etmek için 0.9 mm olması gerektiğini belirten Tabatabaian ve ark.¹³¹ çalışmalarıyla benzerlik göstermektedir. 1 mm kalınlığındaki ortalama $\Delta L'$ parametre değerinin 1.5 mm kalınlığından daha yüksek elde edilmesi ise kalınlığın artmasının parlaklığı azalttığını bildiren Shokry ve ark.¹⁵⁹ ile Dozic ve ark.³ çalışmalarıyla uyumludur.

Renk parametreleri $\Delta L'$, $\Delta C'$ ve $\Delta H'$ ortalama değerlerinin istatistiksel karşılaştırmalarında bu şekilde farklılıklar olmasına rağmen, bu farklılıklar üçlü ve ikili interaksiyonları istatistiksel olarak etkilememiştir. Buna bağlı olarak da renk parametrelerindeki farklılıkların renk değişimi (ΔE_{00}) üzerine istatistiksel olarak önemli bir etkisinin olmadığı sonucuna varılmıştır.

Bu çalışma sonucunda farklı kalınlıklardaki (0.5, 1, 1.5 mm) translüsens özellikleri farklı materyallere A1 ve A3 renk rezin siman uygulanması sonucu renk değişimi (ΔE_{00}) ile ilgili anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu durumun çalışmamızda opak renk simanın tercih edilmemesi ve kullanılan monolitik zirkonya malzemesinin A2 renk olarak tek bir renk tonu olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Bayındır ve Köseoğlu.¹⁶⁰ restorasyon kalınlığı ve rezin siman renginin, monolitik zirkonya rengi ve translüsensi özelliği üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında farklı kalınlıklarda (0.5, 1, 1.5 ve 2 mm) Katana High Translucent (Kuraray) monolitik zirkonya

mataryeli ile bir self-etch adeziv rezin simanın (Panavia V5) iki farklı rengini (şeffaf ve opak) kullanmışlardır. Monolitik zirkonya örneklerinin artan kalınlıkları ile istatistiksel olarak anlamlı değişiklikler bulunmuştur. Malzeme kalınlığı arttıkça TP değerleri azalmıştır. Hem şeffaf hem de opak gruplarda, simantasyon ile istatistiksel olarak TP değerinde anlamlı bir azalma bulunmuştur. Ayrıca, tüm kalınlıklarda şeffaf siman ile kullanılan numunelerin ortalama TP değerleri, opak siman kullanılan örneklerin ortalama TP değerlerinden yüksek olduğu belirlenmiştir. Monolitik zirkonya şeffaf siman kombinasyonu için en düşük ΔE_{ab} değeri (2 mm için 1.19) gözlenirken, en yüksek ΔE_{ab} değeri (0.5 mm için 8.05) monolitik zirkonya ve opak siman kombinasyonu için gözlenmiştir. Resin simanın rengindeki değişiklik ve malzeme kalınlıkları, algılanabilir olan ve klinik kabul edilebilirliğin yakınında veya üzerinde olan renk değişiklikleriyle sonuçlanmıştır. Bu tez çalışmasında da renk farklılıkları tüm gruplarda kabul edilebilirlik ($\Delta E_{00} = 1.8$) ve algılanabilirlik ($\Delta E_{00} = 0.8$) eşik değerlerinin üzerinde bulunmuştur.

Malkondu ve ark.¹¹² siman tipinin monolitik zirkonya rengine ve translusensi özelliğine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında; iki farklı kalınlıkta (0.6 mm ve 1 mm) monolitik zirkonya (Ceramill Zolid; Amann Girrbach) ve geleneksel bir cam iyonomer (GI) siman (Ketac Cem Radiopaque; 3M ESPE), rezin modifiye cam iyonomer (RGI) siman (RelyX Luting; 3M ESPE) ve bir rezin siman (RC) (RelyX U200 TR; 3M ESPE) kullanmışlardır. Zirkonya disklerinin renkleri ve TP değerleri 0.6 ve 1 mm kalınlığındaki disklerle siman uygulamasından sonra önemli ölçüde değişiklik göstermiştir. En düşük ΔE_{ab} değerleri (0.6 mm için 3.53 ve 1 mm kalınlığında diskler için 2.23) zirkonya-rezin modifiye cam iyonomer kombinasyonu için gözlenirken, en yüksek ΔE_{ab} değerleri (0.6 mm için 5.64 ve 1 mm kalınlığında diskler için 5.06) zirkonya-rezin siman kombinasyonu için gözlendiğini bildirmişlerdir. Her iki kalınlıkta simantasyondan sonra tüm numunelerin translusensi değerleri azalmıştır. Tüm gruplar için, zirkonyum

kalınlığının 0.6 mm'den 1 mm'ye yükselmesiyle translusensi değeri azalma gözlenmiştir.

Kürklü ve ark.¹⁶¹ farklı porselen kalınlıkları (0.5 ve 1.0 mm) ve adeziv rezin simanın farklı tonlarının feldspatik porselen ve siman kombinasyonlarındaki renk değişikliklerini ve translusensliğini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında A1 renk (Noritake EX-3, Kizaeco, Japonya) porselen disk örnekleri ve ışıkla aktive edilmiş bir rezin simanın (Clearfil EX, Kuraray, Japonya), Chroma (CA), Clear (CR) ve Opak Beyaz (O) olmak üzere üç farklı tonu kullanılmıştır. İncelenen her renk farkı formülü için, siman tonları ve porselen kalınlığı arasında önemli bir etkileşim gözlenmiştir. İncelenen her renk farkı formülü için, Clear (CR) ve Chroma (CA) siman renk tonlarına sahip ortalama TP değerinin her biri, her kalınlık için Opak Beyaz (O) siman renk tonundan daha büyük bulunmuştur. Ayrıca her bir porselen grubu, siman renginden bağımsız olarak ilgili daha kalın porselen grubuna kıyasla daha fazla saydamlık göstermiştir.

Bu tez çalışmasında, translusensi özellikleri farklı monolitik zirkonya materyalin TP değerlerini farklı renkte rezin siman (A1 ve A3) uygulaması sonrası karşılaştırmak amacıyla, farklı kalınlıklarda (0.5, 1 ve 1.5 mm) örnekler hazırlanmıştır. Tez çalışması sonucunda, materyal tipi-materyal kalınlığı-rezin siman rengi etkileşimi ile TP değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdiği saptanmıştır. Bu tez çalışmasında, 0.5 mm kalınlığındaki Vita YZ Extra Translucent örneklerin A1 rezin siman uygulaması ile elde edilen TP değeri ortalama -3.879 ± 0.700 iken A3 renk rezin siman uygulanması ile elde edilen ortalama TP değeri 1.91 ± 1.87 olarak elde edilmiştir. 0.5 mm kalınlığındaki Vita YZ Extra Translucent örneklere A1 renk rezin siman uygulaması ile A3 renk rezin siman uygulanması arasında istatistiksel olarak anlamlı fark elde edilmiştir. Bu sonuç A1 rezin siman uygulanmasıyla TP değerinin daha fazla değiştiğini bildiren Yu ve Lee.¹⁶² çalışmalarıyla, kalınlığın azalmasıyla TP değerinin arttığını bildiren Kürklü ve

ark.¹⁶¹, Malkondu ve ark.¹¹², Bayındır ve Köseoğlu.¹⁶⁰, Basso ve ark.¹³⁵ ile Church ve ark.¹³⁴ çalışmalarıyla desteklenmektedir. Aynı zamanda Y_2O_3 içeriğinin daha yüksek kübik faz miktarlarına ve eşlik eden daha büyük tanelere katkıda bulunarak Vita YZ Extra Translucent materyalinde daha yüksek TP değeri elde edilmesini sağladığını bildiren Sen ve Isler.¹⁶³, Carabba ve ark.¹²⁸ ve Inokoshi ve ark.¹²⁹ çalışmaları tarafından da desteklenmektedir.

Bu çalışmanın limitasyonları, kullanılan monolitik zirkonya malzemesinin A2 renk olarak tek bir renk tonu olması ve sadece A1, A3 renk rezin siman ile araştırılmış olmasıdır. Yaptığımız çalışma farklı renklerde farklı malzemeler kullanılarak genişletilmelidir. Ek olarak, daha geniş bir renk yelpazesinin etkisini araştırmak için farklı rezin siman renkleriyle daha ileri çalışmalar gereklidir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Translans özellikleri farklı monolitik zirkonyanın farklı kalınlıklarına uygulanan farklı rezin siman renklerinde ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak önemli bir farklılık bulunmamıştır. Fakat renk farklılıkları tüm gruplarda kabul edilebilirlik ($\Delta E_{00} = 1.8$) ve algılanabilirlik ($\Delta E_{00} = 0.8$) eşik değerlerinin üzerinde bulunmuştur.

2. Renk parametreleri değerlendirildiğinde $\Delta C'$ parametresi materyal tipi etkileşimi, $\Delta L'$ parametresi materyal kalınlık etkileşimi ve $\Delta H'$ parametresi materyal kalınlığı ve rezin siman rengi etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir ($p < 0.05$).

3. $\Delta C'$ parametresinde ortalama değer Vita YZ Extra Translucent materyalinde en düşük (1.14 ± 0.17), Vita YZ Super Translucent materyalinde ise en yüksek (2.61 ± 0.34) bulunmuştur.

4. $\Delta L'$ parametresinde ortalama en yüksek değer (3.26 ± 0.29) 1 mm kalınlığındaki örneklerde elde edilmiştir.

5. $\Delta H'$ parametresinde materyal kalınlığı etkileşimi en yüksek ortalama değeri (0.78 ± 0.07) 0.5 mm kalınlık grubunda elde edilmiştir. Resin siman rengi etkileşiminde ortalama $\Delta H'$ parametresi değeri A1 renk (0.55 ± 0.05) resin siman uygulamasında A3 renk (0.38 ± 0.04) resin simana göre yüksek bulunmuştur.

6. Test edilen translans özelliği farklı monolitik zirkonya diskler için ortalama TP değerleri materyal tipi-resin siman rengi-materyal kalınlığı etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir ($p < 0.05$). 0.5 mm kalınlığında Vita YZ Extra Translucent disklerin A1 renk (-3.87 ± 0.70) resin siman uygulanmasıyla elde edilen değer A3 renk (1.91 ± 1.87) resin simana göre yüksek bulunmuştur.

Bu sonuçlar doğrultusunda monolitik zirkonyanın translüsensi özelliğinin, kalınlığının ve uygulanan rezin siman renginin translüsensliği değıştirdiğı belirlenmiştir. Bununla birlikte renk parametrelerinde farklılıklar olmasına rağmen renk değışimini etkilemediğı sonucuna varılmıştır. Başarılı bir estetik restorasyon yapılabilmesi için vakanın durumuna göre translüsensi özelliğini sağlayan uygun materyallerin seçiminin önemi nedeniyle bu tez çalışmasından yararlanılabileceğı düşünölmektedir. CIEDE2000 renk farkı formölü ve renk parametreleri ile ilgili yapılan çalışmalar sınırlı olup, farklı materyaller ve rezin simanlarla daha fazla çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır.



KAYNAKLAR

1. Zhang Y, Kelly JR. Dental ceramics for restoration and metal veneering. *Dental clinics*, 2017, 61: 797-819.
2. 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. *European journal of dentistry*, 2011, 5: 245.
3. Dozić A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, Van Der Zel J, Feilzer AJ. The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2003, 90: 563-570.
4. Begum Z, Chheda P, Shruthi C, Sonika R. Effect of ceramic thickness and luting agent shade on the color masking ability of laminate veneers. *The journal of indian prosthodontic society*, 2014, 14: 46-50.
5. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: an update. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 2010, 13: 195.
6. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The journal of prosthetic dentistry*, 1996, 75: 18-32.
7. Al-Wahadni A. The roots of dental porcelain: a brief historical perspective. *Dent news*, 1999, 2: 43-44.
8. McLean JW. The science and art of dental ceramics. A collection of monographs. *Louisiana state university school of dentistry, continuing education programme*, 1974.
9. Brecker SC. Porcelain baked to gold-a new medium in prosthodontics. *Journal of prosthetic dentistry*, 1956, 6: 801-810.

10. Mclean JW. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br dent j*, 1965, 119: 251-267.
11. Sozio RB, Riley EJ. The shrink-free ceramic crown. *The journal of prosthetic dentistry*, 1983, 49: 182-187.
12. O'brien W. Magnesia ceramic jacket crowns. *Dental clinics of north america*, 1985, 29: 719.
13. Krishna JV, Kumar VS, Savadi RC. Evolution of metal-free ceramics. *The journal of indian prosthodontic society*, 2009, 9: 70.
14. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson V. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal of dental research*, 2007, 86: 142-146.
15. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A. Dental ceramics: part I- an overview of composition, structure and properties. *Am j mater eng technol*, 2015, 3: 13-18.
16. Helvey GA. Classification of dental ceramics. *Inside continuing education*, 2013, 13: 62-68.
17. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International journal of prosthodontics*, 2015, 28.
18. Alfawaz Y. Zirconia crown as single unit tooth restoration: a literature review. *J contemp dent pract*, 2016, 17: 418-422.
19. Pilathadka S, Vahalová D, Vosáhlo T. The zirconia: a new dental ceramic material. An overview. *Prague med rep*, 2007, 108: 5-12.
20. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European journal of esthetic dentistry*, 2009, 4.2: 130-151.

21. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1999, 20: 1-25.
22. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence international*, 2002, 33.6: 415-426.
23. Takeichi T, Katsoulis J, Blatz MB. Clinical outcome of single porcelain-fused-to-zirconium dioxide crowns: a systematic review. *The journal of prosthetic dentistry*, 2013, 110: 455-461.
24. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton transactions*, 2016, 45: 19194-19215.
25. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of dentistry*, 2007, 35: 819-826.
26. Takamura K, Hayashi K, Ishinishi N, Yamada T, Sugioka Y. Evaluation of carcinogenicity and chronic toxicity associated with orthopedic implants in mice. *Journal of biomedical materials research*, 1994, 28: 583-589.
27. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The journal of prosthetic dentistry*, 2004, 91: 349-355.
28. Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet J-J, Laurent-Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *Journal of biomedical materials research: an official journal of the society for biomaterials, the japanese society for biomaterials, and the australian society for biomaterials and the korean society for biomaterials*, 1999, 47: 481-493.

29. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. Three generations of zirconia: from veneered to monolithic. Part I. *Quintessence international*, 2017, 48.5: 369-380.
30. Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*, 2006, 27: 2186-2192.
31. Zhang Y, Lawn B. Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of dental research*, 2018, 97: 140-147.
32. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The journal of prosthetic dentistry*, 2004, 92: 557-562.
33. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*, 2008, 24: 299-307.
34. Heuer A, Claussen N, Kriven WM, Ruhle M. Stability of tetragonal ZrO_2 particles in ceramic matrices. *Journal of the american ceramic society*, 1982, 65: 642-650.
35. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese dental science review*, 2008, 44: 3-21.
36. Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CC. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *The journal of prosthetic dentistry*, 2018, 119: 36-46.
37. Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: influence of scattering caused by birefringence. *Journal of the american ceramic society*, 2011, 94: 1850-1858.

38. Ramesh T, Gangaiah M, Harish P, Krishnakumar U, Nandakishore B. Zirconia ceramics as a dental biomaterial-an over view. *Trends in biomaterials & artificial organs*, 2012, 26.3.
39. Pereira G, Venturini A, Silvestri T, Dapieve K, Montagner A, Soares F, Valandro L. Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2016, 55: 151-163.
40. Inokoshi M, Zhang F, De Munck J, Minakuchi S, Naert I, Vleugels J, Van Meerbeek B, Vanmeensel K. Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia. *Dental materials*, 2014, 30: 669-678.
41. Kohorst P, Borchers L, Stempel J, Stiesch M, Hassel T, Bach F-W, Hübsch C. Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *Acta biomaterialia*, 2012, 8: 1213-1220.
42. Şen N, Ölçer Us Y, Turp BV, Şen D. *Türkiye klinikleri j prosthodont-special topics*, 2017, 3: 127-132.
43. Bultan Ö, Öngül D, Türkoğlu P. Zirkonyanın mikroyapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. *Journal of istanbul university faculty of dentistry*, 2010, 44: 197-204.
44. Montaser A, Ahmed A, Mandour M. Marginal accuracy and fracture strength of implant supported zirconia copings constructed using CAD/CAM and MAD/MAM techniques. *Al-azhar dental journal for girls*, 2016, 3: 23-30.
45. Melo MA, Passos VF, Silva NR, Fernandes CA. Three-year follow-up of Y-TZP crowns fabricated with MAD/MAM technology and the slow-cooling method for porcelain application: case report. *American journal of esthetic dentistry*, 2013, 3.1.

46. Abduo J, Yin L. Fits of implant zirconia custom abutments and frameworks: a systematic review and meta-analyses. *The international journal of oral & maxillofacial implants*, 2018, 34: 99–114-199–114.
47. Mühlemann S, Benic GI, Fehmer V, Hämmerle CH, Sailer I. Randomized controlled clinical trial of digital and conventional workflows for the fabrication of zirconia-ceramic posterior fixed partial dentures. Part II: time efficiency of CAD-CAM versus conventional laboratory procedures. *The journal of prosthetic dentistry*, 2019, 121: 252-257.
48. Kocağaoğlu H, Kılınç HI, Albayrak H. Effect of digital impressions and production protocols on the adaptation of zirconia copings. *The journal of prosthetic dentistry*, 2017, 117: 102-108.
49. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research*, 2016, 60: 72-84.
50. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of prosthodontic research*, 2014, 58: 208-216.
51. Parčina I, Amižić AB. Esthetic Intracanal Posts. *Acta stomatologica croatica*, 2016, 50: 143.
52. Hashim D, Cionca N, Courvoisier DS, Mombelli A. A systematic review of the clinical survival of zirconia implants. *Clinical oral investigations*, 2016, 20: 1403-1417.
53. Linkevicius T, Vaitelis J. The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clinical oral implants research*, 2015, 26: 139-147.

54. Springate S, Winchester L. An evaluation of zirconium oxide brackets: a preliminary laboratory and clinical report. *British journal of orthodontics*, 1991, 18: 203-209.
55. Zhang Y, Chai H, Lee J-W, Lawn B. Chipping resistance of graded zirconia ceramics for dental crowns. *Journal of dental research*, 2012, 91: 311-315.
56. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *The journal of advanced prosthodontics*, 2012, 4: 76-83.
57. Silva NR, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, Kohal RJ. Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials*, 2010, 3: 863-896.
58. Barnfather K, Brunton P. Restoration of the upper dental arch using Lava™ all-ceramic crown and bridgework. *British dental journal*, 2007, 202: 731.
59. Kwon TK, Pak HS, Yang JH, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yeo IS. Comparative fracture strength analysis of lava and digident CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *The journal of advanced prosthodontics*, 2013, 5: 92-97.
60. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of dentistry*, 2005, 33: 9-18.
61. Guess PC, Kuliš A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental materials*, 2008, 24: 1556-1567.
62. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental clinics of north america*, 2004, 48: viii, 531-544.
63. Wassell R, Walls A, Steele J. Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. *British dental journal*, 2002, 192: 199-211.

64. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental clinics of north america*, 2002, 46: 405-426, viii.
65. Groten M, Girthofer S, Pröbster L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *Journal of oral rehabilitation*, 1997, 24: 871-881.
66. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 2008, 32: 58-72.
67. Çelik G, Sarı T, Üşümez A. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet dental journal*, 2013, 16: 74-82.
68. Kalaycı BB, Bayındır F. Güncel dental bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim sistemleri. *Atatürk üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 25: 129-136.
69. Sjölin R, Sundh A, Bergman M. The decim system for the production of dental restorations. *International journal of computerized dentistry*, 1999, 2: 197-207.
70. Kontonasaki E, Rigos AE, Ilia C, Istantos T. Monolithic zirconia: an update to current knowledge. Optical properties, wear, and clinical performance. *Dentistry journal*, 2019, 7: 90.
71. Schriwer C, Skjold A, Gjerdet NR, Øilo M. Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. *Dental materials*, 2017, 33: 1012-1020.
72. Ozkurt-Kayahan Z. Monolithic zirconia: a review of the literature. *Biomed res*, 2016, 27: 1427-1436.
73. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International journal of periodontics and restorative dentistry*, 2003, 23: 467-480.

74. Cochrane S. The munsell color system: a scientific compromise from the world of art. *Studies in history and philosophy of science part a*, 2014, 47: 26-41.
75. Shamey R, Sedito MG, Kuehni RG. Comparison of unique hue stimuli determined by two different methods using Munsell color chips. *Color research & application*, 2010, 35: 419-424.
76. Ragain JC. A review of color science in dentistry: colorimetry and color space. *J dent oral disord ther*, 2016, 4: 1-5.
77. Johnston WM. Color measurement in dentistry. *Journal of dentistry*, 2009, 37: e2-e6.
78. Westland S. Review of the CIE system of colorimetry and its use in dentistry. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 2003, 15: S5-S12.
79. Tabatabaian F. Color aspect of monolithic zirconia restorations: a review of the literature. *Journal of prosthodontics*, 2019, 28: 276-287.
80. Tabatabaian F. Color in zirconia-based restorations and related factors: a literature review. *Journal of prosthodontics*, 2018, 27: 201-211.
81. Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD. Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of dentistry*, 2010, 38: e57-e64.
82. Del Mar Perez M, Ghinea R, Herrera LJ, Ionescu AM, Pomares H, Pulgar R, Paravina RD. Dental ceramics: a CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *Journal of dentistry*, 2011, 39: e37-e44.
83. Suliman S, Sulaiman TA, Olafsson VG, Delgado AJ, Donovan TE, Heymann HO. Effect of time on tooth dehydration and rehydration. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 2019, 31: 118-123.

84. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, Sakai M, Takahashi H, Tashkandi E, Mar Perez Md. Color difference thresholds in dentistry. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 2015, 27: S1-S9.
85. Vadher R, Parmar G, Kanodia S, Chaudhary A, Kaur M, Savadhariya T. Basics of color in dentistry: a review. *Journal of dental and medical sciences*. Septmeber, 2014, 13: 78-85.
86. Chadwick DJ, Cardew G. Ciba foundation symposium 205 - Dental enamel. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/book/10.1002/9780470515303>. 22 Temmuz 2020.
87. Zhao Y, Zhu J. In vivo color measurement of 410 maxillary anterior teeth. *The chinese journal of dental research: the official journal of the scientific section of the chinese stomatological association (CSA)*, 1998, 1: 49.
88. Joiner A, Luo W. Tooth colour and whiteness: a review. *Journal of dentistry*, 2017, 67: S3-S10.
89. Ragain J. A review of color science in dentistry: shade matching in the contemporary dental practice. *J dent oral disord ther*, 2016, 4: 1-5.
90. Stangel I, Ellis TH, Sacher E. Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dental clinics of north america*, 2007, 51: 677-694.
91. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di stomatologia*, 2017, 8: 1.
92. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 2003, 24: 655-665.

93. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative dentistry-university of washington*, 2003, 28: 215-235.
94. Milia E, Cumbo E, Cardoso JA, Gallina G. Current dental adhesives systems. A narrative review. *Current pharmaceutical design*, 2012, 18: 5542-5552.
95. Tolidis K, Papadogiannis D, Papadogiannis Y, Gerasimou P. Dynamic and static mechanical analysis of resin luting cements. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2012, 6: 1-8.
96. De Castro HL, Corazza PH, Paes-Júnior TdA, Della Bona A. Influence of Y-TZP ceramic treatment and different resin cements on bond strength to dentin. *Dental materials*, 2012, 28: 1191-1197.
97. Amaral M, Belli R, Cesar PF, Valandro LF, Petschelt A, Lohbauer U. The potential of novel primers and universal adhesives to bond to zirconia. *Journal of dentistry*, 2014, 42: 90-98.
98. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2006, 95: 430-436.
99. Özcan M, Kerkdijk S, Valandro LF. Comparison of resin cement adhesion to Y-TZP ceramic following manufacturers' instructions of the cements only. *Clinical oral investigations*, 2008, 12: 279-282.
100. Zakavi F, Mombeini M, Dibazar S, Gholizadeh S. Evaluation of shear bond strength of zirconia to composite resin using different adhesive systems. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 2019, 11: e257.
101. Santos Jr GC, Santos M, Rizkalla A. Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *Journal of the canadian dental association*, 2009, 75: 379-384.

102. Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB. Practical clinical considerations of luting cements: a review. *Journal of international oral health: JIOH*, 2014, 6: 116.
103. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *Journal of adhesive dentistry*, 2008, 10.
104. Lu H, Mehmood A, Chow A, Powers JM. Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents. *The journal of prosthetic dentistry*, 2005, 94: 549-554.
105. Van Landuyt K, Nawrot T, Geebelen B, De Munck J, Snauwaert J, Yoshihara K, Scheers H, Godderis L, Hoet P, Van Meerbeek B. How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dental materials*, 2011, 27: 723-747.
106. Carneiro KGK, Lobato MF, e Souza S, De Almeida Rodrigues P, Góes MFd. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of applied oral science*, 2010, 18: 207-214.
107. Yassini E, Mirzaei M, Alimi A, Rahaeifard M. Investigation of the fatigue behavior of adhesive bonding of the lithium disilicate glass ceramic with three resin cements using rotating fatigue method. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2016, 61: 62-69.
108. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D, Swift J, Edward J. Self-adhesive resin cements. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 2010, 22: 412-419.
109. Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas K-T. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dental materials*, 2009, 25: 1104-1108.
110. Kahnamouei MA, Mohammadi N, Navimipour EJ, Shakerifar M. Push-out bond strength of quartz fibre posts to root canal dentin using total-etch and self-adhesive resin cements. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, 2012, 17: e337.
111. Lowe RA. Dental cements: an overview. *Dentistry today*, 2011, 30: 138-143.

112. Malkondu O, Tinastepe N, Kazazoglu E. Influence of type of cement on the color and translucency of monolithic zirconia. *The journal of prosthetic dentistry*, 2016, 116: 902-908.
113. Sen N, İşler S. Farklı ışık geçirgenlik özelliğine sahip zirkonya seramiklere uygulanan yüzey işlemlerinin rezin siman ile bağlanma dayanımına etkisi. *Türkiye klinikleri. Dishekimligi bilimleri dergisi*, 2019, 25: 283-290.
114. Turgut S, Bagis B. Colour stability of laminate veneers: an in vitro study. *Journal of dentistry*, 2011, 39: e57-e64.
115. Santos MJ, Costa MD, Rubo JH, Pegoraro LF, Santos Jr GC. Current all-ceramic systems in dentistry: a review. *Compend contin educ dent*, 2015, 36: 31-37.
116. Silva L, Lima E, Miranda R, Favero S, Lohbauer U, Cesar P. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian oral research*, 2017, 31: e58-e58.
117. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Lassila LV, Vallittu PK, Närhi TO. Degree of conversion of dual-polymerizing cements light polymerized through monolithic zirconia of different thicknesses and types. *The journal of prosthetic dentistry*, 2015, 114: 103-108.
118. Vitalariu A, Tatarciuc M, Luca O, Holban-Cioloca C, Nicolaiciuc O, Diaconu-Popa D. Study on the behaviour of the luting cement for aesthetic inlays. *Materiale plastice*, 2019, 56: 1003.
119. Cal E, Celik E, Turkun M. Microleakage of IPS empress 2 inlay restorations luted with self-adhesive resin cements. *Operative dentistry*, 2012, 37: 417-424.
120. Pecho OE, Ghinea R, Lonescu AM, De La Cruz Cardona J, Paravina RD, Del Mar Pérez M. Color and translucency of zirconia ceramics, human dentine and bovine dentine. *Journal of dentistry*, 2012, 40: e34-e40.

121. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *The journal of prosthetic dentistry*, 2013, 110: 14-20.
122. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The journal of prosthetic dentistry*, 2015, 113: 534-540.
123. Barizon KT, Bergeron C, Vargas MA, Qian F, Cobb DS, Gratton DG, Geraldelli S. Ceramic materials for porcelain veneers. Part I: correlation between translucency parameters and contrast ratio. *The journal of prosthetic dentistry*, 2013, 110: 397-401.
124. Pekkan G, Pekkan K, Bayindir BÇ, Özcan M, Karasu B. Factors affecting the translucency of monolithic zirconia ceramics: a review from materials science perspective. *Dental materials journal*, 2020, 39: 1-8.
125. 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. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 2016, 28: S32-S39.
126. Matsuzaki F, Sekine H, Honma S, Takanashi T, Furuya K, Yajima Y, Yoshinari M. Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. *Dental materials journal*, 2015, 34: 910-917.
127. Tuncel İ, Turp I, Üşümez A. Evaluation of translucency of monolithic zirconia and framework zirconia materials. *The journal of advanced prosthodontics*, 2016, 8: 181.
128. Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, Vichi A, Fonzar RF, Wood D, Ferrari M. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: a flexural strength and translucency comparison test. *Journal of dentistry*, 2017, 60: 70-76.

129. Inokoshi M, Shimizu H, Nozaki K, Takagaki T, Yoshihara K, Nagaoka N, Zhang F, Vleugels J, Van Meerbeek B, Minakuchi S. Crystallographic and morphological analysis of sandblasted highly translucent dental zirconia. *Dental materials*, 2018, 34: 508-518.
130. Sen N, Isler S. Microstructural, physical, and optical characterization of high-translucency zirconia ceramics. *The journal of prosthetic dentistry*, 2020, 123: 761-768.
131. Tabatabaian F, Motamedi E, Sahabi M, Torabzadeh H, Namdari M. Effect of thickness of monolithic zirconia ceramic on final color. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2018, 120: 257-262.
132. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & biotechnological equipment*, 2016, 30: 644-652.
133. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Vallittu PK, Närhi TO, Lassila LV. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental materials*, 2015, 31: 1180-1187.
134. Church TD, Jessup JP, Guillory VL, Vandewalle KS. Translucency and strength of high-translucency monolithic zirconium oxide materials. *General dentistry*, 2017.
135. Basso G, Kodama A, Pimentel A, Kaizer M, Bona AD, Moraes R, Boscato N. Masking colored substrates using monolithic and bilayer CAD-CAM ceramic structures. *Operative dentistry*, 2017, 42: 387-395.
136. Odaira C, Itoh S, Ishibashi K. Clinical evaluation of a dental color analysis system: the crystaleye spectrophotometer®. *Journal of prosthodontic research*, 2011, 55: 199-205.
137. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of dentistry*, 2010, 38: e2-e16.

138. Da Silva JD, Park SE, Weber H-P, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The journal of prosthetic dentistry*, 2008, 99: 361-368.
139. Dozić A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G. Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *Journal of prosthodontics*, 2007, 16: 93-100.
140. Derdilopoulou FV, Zantner C, Neumann K, Kielbassa AM. Evaluation of visual and spectrophotometric shade analyses: a clinical comparison of 3,758 teeth. *International journal of prosthodontics*, 2007, 20: 414.
141. Knezovic Zlataric D, Illeš D, Alajbeg IŽ, Žagar M. In vivo and in vitro evaluations of repeatability and accuracy of vita easyshade® advance 4.0 dental shade-matching device. *Acta stomatologica croatica*, 2015, 49: 112-118.
142. Douglas RD, Steinhauer TJ, Wee AG. Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *The journal of prosthetic dentistry*, 2007, 97: 200-208.
143. Manziuc MM, Gasparik C, Burde AV, Colosi HA, Negucioiu M, Dudea D. Effect of glazing on translucency, color, and surface roughness of monolithic zirconia materials. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 2019, 31: 478-485.
144. Kuehni RG, Marcus RT. An experiment in visual scaling of small color differences. *Color research & application*, 1979, 4: 83-91.
145. Seghi RR, Hewlett E, Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *Journal of dental research*, 1989, 68: 1760-1764.
146. Ruyter I, Nilner K, Möller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dental materials*, 1987, 3: 246-251.

147. Barath VS, Faber F-J, Westland S, Niedermeier W. Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. *Advances in dental research*, 2003, 17: 55-60.
148. Azer SS, Ayash GM, Johnston WM, Khalil MF, Rosenstiel SF. Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. *The journal of prosthetic dentistry*, 2006, 96: 397-401.
149. Turgut S, Bagis B, Ayaz EA. Achieving the desired colour in discoloured teeth, using leucite-based CAD-CAM laminate systems. *Journal of dentistry*, 2014, 42: 68-74.
150. Aıqahatani MQ, Aljuraıs RM, Alshaafi MM. The effects of different shades of resin luting cement on the color of ceramic veneers. *Dental materials journal*, 2012: 2011-2268.
151. Hernandez DKL, Arrais CAG, Lima Ed, Cesar PF, Rodrigues JA. Influence of resin cement shade on the color and translucency of ceramic veneers. *Journal of applied oral science*, 2016, 24: 391-396.
152. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Comparative color and surface parameters of current esthetic restorative CAD/CAM materials. *The journal of advanced prosthodontics*, 2018, 10: 32-42.
153. Terzioğlu H, Yılmaz B, Yurdukoru B. The effect of different shades of specific luting agents and IPS empress ceramic thickness on overall color. *International journal of periodontics & restorative dentistry*, 2009, 29.
154. Turgut S, Bagis B. Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. *The journal of prosthetic dentistry*, 2013, 109: 179-186.

155. Montero J, Gómez-Polo C. Effect of ceramic thickness and cement shade on the final shade after bonding using the 3D master system: a laboratory study. *Clinical and experimental dental research*, 2016, 2: 57-64.
156. Öztürk C, Çelik E. Materyal kalınlığının rezin matriks seramik blokların renk değişimi üzerine etkisi. *Selcuk dental journal*, 7: 200-205.
157. Marcucci B. A shade selection technique. *The journal of prosthetic dentistry*, 2003, 89: 518-521.
158. De Abreu JLB, Sampaio CS, Benalcázar Jalkh EB, Hirata R. Analysis of the color matching of universal resin composites in anterior restorations. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 2020, 1-8.
159. Shokry TE, Shen C, Elhosary MM, Elkhodary AM. Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. *The journal of prosthetic dentistry*, 2006, 95: 124-129.
160. Bayindir F, Koseoglu M. The effect of restoration thickness and resin cement shade on the color and translucency of a high-translucency monolithic zirconia. *The journal of prosthetic dentistry*, 2020, 123: 149-154.
161. Kürklü D, Azer SS, Yilmaz B, Johnston WM. Porcelain thickness and cement shade effects on the colour and translucency of porcelain veneering materials. *Journal of dentistry*, 2013, 41: 1043-1050.
162. Yu B, Lee Y-K. Translucency of varied brand and shade of resin composites. *Am j dent*, 2008, 21: 229-232.
163. Sen N, Isler S. Microstructural, physical, and optical characterization of high-translucency zirconia ceramics. *The journal of prosthetic dentistry*, 2020, 123: 761-768.

EKLER

EK- 1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	: Berkay BOZCA
Doğum Tarihi	:
Doğum Yeri	: TRABZON
Uyruğu	: TC
Adres	: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 53100, Rize
Tel	:
E-mail	:
Eğitim	
Lisans	: Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2011-2016)
Uzmanlık	: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce	