



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

**DOKTORA
TEZİ**

**MONOLİTİK ZİRKONYA MATERYALİNDE KALINLIĞIN,
RENGİN VE SİMANIN SONUÇ RESTORASYONUN
RENK PARAMETRELERİ ÜZERİNE ETKİSİ**

AYLİN DOĞAN

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

HAZİRAN 2019



**MONOLİTİK ZİRKONYA MATERYALİNDE KALINLIĞIN, RENGİN VE
SİMANIN SONUÇ RESTORASYONUN RENK PARAMETRELERİ
ÜZERİNE ETKİSİ**

Aylin DOĞAN

**DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

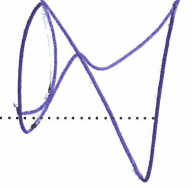
Haziran 2019

Aylin DOĞAN tarafından hazırlanan "MONOLİTİK ZİRKONYA MATERYALİNDE KALINLIĞIN, RENGİN VE SİMANIN SONUÇ RESTORASYONUN RENK PARAMETRELERİ ÜZERİNE ETKİSİ" adlı tez çalışmasında aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Başkan: Prof. Dr. Handan YILMAZ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye: Prof. Dr. Nesrin ANIL

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye: Prof. Dr. Özgür İNAN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Selçuk Üniversitesi

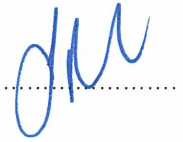
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye: Prof. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Tez Savunma Tarihi: 13/06/2019

Jüri üyeleri tarafından DOKTORA tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

.....
Prof. Dr. Mustafa ASLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

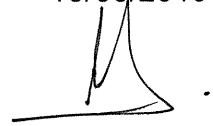
Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazımı Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

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

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

Aylin DOĞAN

13/06/2019



MONOLİTİK ZİRKONYA MATERYALİNDE KALINLIĞIN, RENGİN VE SİMANIN SONUÇ RESTORASYONUN RENK PARAMETRELERİ ÜZERİNE ETKİSİ

(Doktora Tezi)

Aylin Doğan

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Haziran 2019

ÖZET

Bu çalışmanın amacı; yüksek dayanıklılığa sahip ancak kimyasal yapıları ve ışık geçirgenlikleri farklı olan ve monolitik kullanıma uygun iki tam seramik materyali olan monolitik zirkonya (MZ) ve lityum disilikat (LDS) cam seramik restorasyonlarda seramik kalınlığı ve kullanılan rezin siman renginin restorasyonun sonuç rengi üzerindeki etkisinin değerlendirilmesidir. Çalışmada; MZ ve LDS materyallerinden 0,5 mm; 1 mm; 1,5 mm kalınlıklarda ve 10x14 mm boyutlarında dikdörtgen şeklinde örnekler hazırlanarak, her grupta 10 adet örnek olmak üzere 6 seramik grubu oluşturuldu. Seramiklerle birlikte renk ölçümlerinin yapılması için 0,2 mm kalınlıkta 10x14 mm boyutlarında ve A1, A2, A3 ve translüsent (Tr) renklerde olmak üzere 4 rezin siman grubu hazırlandı. Seramik örneklerin renk ölçümleri, siman uygulamadan önce ve sonra gün ışığını taklit eden floresan lamba içeren düzenek içinde CIE D65 aydınlatmasına uygun, nötral gri fon içeren ortamda spektrofotometre ile yapıldı. İki ölçüm arasındaki farkın değerlendirilmesi için CIELab renk sistemi tarafından belirlenen “ ΔE ” formülü kullanıldı. Gruplara ait ΔE değerleri arasındaki farklar Mann Whitney U ve Kruskal Wallis testleri ile değerlendirildi. ($p < 0,05$) ve $\Delta E \leq 3$ olduğunda renk farklılıkları klinik olarak kabul edilebilir olarak nitelendirildi. Çalışma sonucunda; 0,5 mm kalınlıkta MZ A2 ve A3, LDS ise tüm siman renklerinde klinik olarak kabul edilemeyecek renk değişimi gösterdi. MZ; 1 ve 1,5 mm kalınlıkta iken farklı siman renkleri ile kullanıldığında ΔE değerleri arasında anlamlı fark bulunmadı ($p > 0,05$) ve $\Delta E \leq 3$ olarak gözlendi. LDS; 1 mm kalınlıkta iken Tr ve A1 renk simanlar 3’den büyük, 1,5 mm kalınlıkta ise tüm siman renkleri ile aralarında anlamlı fark göstermeyen ve 3 civarında olan ΔE değerleri gösterdi.

Bilim Kodu : 1050

Anahtar Kelimeler : Monolitik zirkonya, lityum disilikat, renk, rezin siman

Sayfa Adedi : 115

Danışman : Prof. Dr. Cemal AYDIN

EFFECT OF MONOLITHIC ZIRCONIA THICKNESS AND RESIN CEMENT
COLOR ON THE COLOR PARAMETERS OF FINAL RESTORATION

(Ph. D. Thesis)

Aylin DOĞAN

GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

June 2019

ABSTRACT

The aim of this study is; to evaluate the effect of the ceramics thickness and the resin cement color on the resultant color of the monolithic zirconia (MZ) and lithium disilicate (LDS) glass ceramic restorations which are suitable for monolithic use. Both ceramics are high strength but have different chemical structures and light transmittance characteristics. In this study; 0,5 mm; 1 mm; 1,5 mm in thickness and 10x14 mm in size rectangular samples from monolithic zirconia and lithium disilicate ceramic materials were prepared. Six ceramic groups, including 10 samples in each group were formed. For making color measurements with ceramics, 4 cement groups of A1, A2, A3 and translucent (Tr) colors were prepared 0,2 mm in thickness and 10x14 mm in sizes. Color measurements before and after cementation were made by using spectrophotometre device in an apparatus containing a fluorescent lamp that simulate the daylight with neutral gray background suitable for CIE D65 illumination. After the color measurement, the color difference was calculated using " ΔE " formula, which was determined by the CIE Lab color system to evaluate the color difference. Data were assessed by Mann Whitney U and Kruskal Wallis tests ($p < 0.05$). Statistical evaluation revealed that clinically unacceptable color difference were observed for 0,5 mm MZ with A2 and A3 cements and for 0,5 mm LDS with all cement colors. Color difference was not statistically different when 1 mm and 1,5 mm MZ were used with different cement colors ($p > 0,05$) and $\Delta E \leq 3$ was found. When 1 mm LDS used with Tr and A1 cements color difference was higher than 3 and color difference was not statistically different and approximately 3 when 1,5 mm LDS was used with when all cement colors.

Science Code : 1050

Key Words : Monolithic zirconia, lithium disilicate, color, resin cement

Page Number : 115

Advisor : Prof. Dr. Cemal AYDIN

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan her aşamada desteğini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Cemal AYDIN' a,

Her konuda bilgi ve desteğini benimle paylaşan, özverili yaklaşımlarıyla eğitime katkıda bulunan Prof. Dr. Handan YILMAZ' a, tez çalışmamın düşünsel ve uygulama aşamasında bana yol gösteren, çalışkanlıkları, azimleri ve insani yönleriyle örnek aldığım Prof. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ ve Doç. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR'e,

Doktora dönemimde tanımaktan mutluluk duyduğum, güzel birçok anımız olan sevgili arkadaşlarım İrem KARADAĞ, Sertaç BAYRAK ve Şenay ÇETİNTAŞ'a,

Eğitimimin ve hayatta aldığım kararların şekillenmesinde bana yol gösteren, desteklerini her zaman hissettiğim annem, babam ve kardeşlerime,

Desteğini hayatımın her aşamasında olduğu gibi doktora dönemim boyunca da hissettiğim, her konuda yanımda olan sevgili eşim Mehmet Engin DOĞAN ve kıymetli oğlum Engin Yağız DOĞAN'a teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xii
RESİMLERİN LİSTESİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Seramiklerin Tanımı ve Tarihçesi	3
2.2. Dental Seramiklerin İçeriği ve Kimyasal Yapısı	5
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	5
2.3.1. Cam matriks seramikler	7
2.3.2. Polikristalin seramikler	14
2.4. İtiryum-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)	16
2.5. Zirkonya Altyapılı Restorasyonlarda Veneer Seramiği ile İlgili Başarısızlıklar.....	18
2.6. Monolitik Zirkonya.....	20
2.6.1. Monolitik zirkonya restorasyonların fiziksel özellikleri.....	23
2.6.2. Monolitik zirkonya restorasyonların simantasyonu	25
2.7. Rezin Simanlar	25
2.7.1. Adeziv rezin simanların sınıflandırılması	27
2.8. Diş Hekimliğinde Renk.....	29
2.9. Renk Algısını Etkileyen Faktörler.....	31

	Sayfa
2.10. Renk Sistemleri.....	34
2.10.1. Munsell renk sistemi.....	34
2.10.2. CIE L*a*b* renk sistemi.....	36
2.11. Renk Ölçüm Yöntemleri.....	37
2.11.1. Görsel renk ölçümü	37
2.11.2. Aletsel renk ölçümü.....	38
3. GEREÇ VE YÖNTEM	43
3.1. Örneklerin Hazırlanması	44
3.2. Monolitik Zirkonya Örneklerin Hazırlanması	44
3.3. Lityum Disilikat Cam Seramik Örneklerin Hazırlanması.....	47
3.4. Rezin Siman Örneklerin Elde Edilmesi	49
3.5. Monolitik Zirkonya ve Lityum Disilikat Cam Seramik Örneklerin Renk Ölçümleri	51
3.6. Monolitik Zirkonya ve Lityum Disilikat Örneklerin Rezin Simanlar ile Birlikte Renk Ölçümleri	52
3.7. İstatistik Değerlendirme	53
4. BULGULAR	55
5. TARTIŞMA.....	75
6. SONUÇ.....	91
KAYNAKLAR	93
ÖZGEÇMİŞ	113

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Zirkonyanın mekanik özellikleri	16
Çizelge 2.2. Monolitik zirkonyanın mekanik özellikleri.....	21
Çizelge 2.3. Aydınlatma gereçleri	32
Çizelge 2.4. Dental seramiklerin ışık geçirgenlikleri	34
Çizelge 2.5. Renk sistemleri.....	34
Çizelge 2.6. ΔE değerlerinin sınıflaması.....	36
Çizelge 2.7. Renk skalaları	38
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan seramiklerin ve simanın özellikleri.....	44
Çizelge 4.1. 0,5 mm kalınlığındaki MZ seramiklerin siman uygulaması öncesi ve sonrası renk parametreleri	56
Çizelge 4.2. 0,5 mm kalınlıkta MZ seramiklerin siman uygulaması öncesi ve sonrasında hesaplanan ΔE değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve siman renkleri arasındaki farklılığa bağlı Kruskal Wallis H testi sonucu.....	57
Çizelge 4.3. 1 mm kalınlığındaki MZ örneklerin siman uygulaması öncesi ve siman uygulaması sonrası renk parametreleri.....	58
Çizelge 4.4. 1 mm kalınlıkta MZ seramiklerin siman uygulaması sonrasında hesaplanan ΔE değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve siman renkleri arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu.....	59
Çizelge 4.5. 1,5 mm kalınlığındaki MZ örneklerin siman uygulaması öncesi ve sonrası renk parametreleri.....	60
Çizelge 4.6. 1,5 mm kalınlıkta MZ seramiklerin siman uygulaması sonrası ΔE değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve siman renkleri arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu	61
Çizelge 4.7. 0,5; 1; 1,5 mm kalınlığındaki tüm MZ örneklerin siman uygulaması sonrasında hesaplanan ΔE değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve siman renkleri arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu	62

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.8. 0,5 mm kalınlığındaki LDS örneklerin siman uygulaması öncesi ve sonrası renk parametreleri.....	63
Çizelge 4.9. 0,5 mm kalınlıkta LDS siman uygulaması sonrasında hesaplanan ΔE değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve siman renkleri arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu.....	64
Çizelge 4.10. 1 mm kalınlığındaki LDS örneklerin siman uygulaması öncesi ve sonrası renk parametreleri.....	65
Çizelge 4.11. 1 mm kalınlıkta LDS siman uygulaması sonrasında hesaplanan ΔE değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve siman renkleri arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu	66
Çizelge 4.12. 1,5 mm kalınlığındaki LDS örneklerin siman uygulaması öncesi ve sonrası renk parametreleri.....	67
Çizelge 4.13. 1,5 mm kalınlıkta LDS siman uygulaması sonrasında hesaplanan ΔE değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve siman renkleri arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu.....	68
Çizelge 4.14. 0,5 mm; 1 mm; 1,5 mm kalınlığındaki tüm Lityum disilikat cam seramiklerin (LDS) siman uygulaması sonrası hesaplanan ΔE değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve siman renkleri arasındaki farklılığa bağlı Kruskal Wallis H testi sonucu	69
Çizelge 4.15. Renk ve kalınlık faktörleri gözardı edildiğinde LDS ve MZ örneklerin ΔE değerleri arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonucu	69
Çizelge 4.16. MZ örnekler ile kalınlık değerleri arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H Testi sonucu.....	70
Çizelge 4.17. LDS örnekler ile kalınlık değerleri arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H Testi sonucu.....	70
Çizelge 4.18. MZ ve LDS örneklerin 0,5 mm; 1 mm ve 1,5 mm kalınlıklarda A1 renkte siman ile beraber yapılan L, a, b ölçümleri sonucunda hesaplanan ΔE değerleri arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U testi sonucu.....	71
Çizelge 4.19. MZ ve LDS örneklerin 0,5 mm; 1 mm ve 1,5 mm kalınlıklarda A2 renkte siman ile beraber yapılan renk ölçümleri arasındaki ΔE değerleri arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U testi sonucu.....	71

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.20. MZ ve LDS örneklerin 0,5 mm; 1 mm ve 1,5 mm kalınlıklarda ve A3 renkte siman ile beraber yapılan renk ölçümleri arasındaki ΔE değerleri arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U testi sonucu	72
Çizelge 4.21. MZ ve LDS örneklerin 0,5 mm; 1 mm ve 1,5 mm kalınlıklarda ve Tr renkte siman ile beraber yapılan renk ölçümleri arasındaki ΔE değerleri arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U testi sonucu	73

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 4.1. Farklı kalınlıklardaki LDS ve MZ materyallerinin A1, A2, A3, Tr siman materyalleri ile siman uygulaması öncesi ve sonrası ΔE değerlerinin grafiği	74

RESİMLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Resim 3.1. Düşük hızlı kesit alma cihazı	45
Resim 3.2. MZ örneklerin ilk kalınlıkları a) 0,8 mm b) 1,5 mm c) 2,2 mm ölçümleri.....	45
Resim 3.3. MZ örneklerin a) 0,8 mm; b) 1,5 mm; c) 2,2 mm dilimleri	45
Resim 3.4. Sinterizasyon fırını	46
Resim 3.5. Sinterleme sonrası MZ örneklerin kalınlıklarının a) 0,5 mm b) 1 mm c) 1,5 mm ölçümleri.....	47
Resim 3.6. MZ ve LDS örneklerin polisaj kiti.....	47
Resim 3.7. LDS örneklerin a) 0,5 mm; b) 1 mm; c) 1,5 mm kalınlıkları	48
Resim 3.8. LDS örneklerin kristalizasyonu	49
Resim 3.9. Rezin siman örneklerin hazırlanması	50
Resim 3.10. Tr (Translüsente), A1, A2, A3 Siman örnekleri	50
Resim 3.11. MZ ve LDS örneklerin D65 ölçüm koşullarında spektrofotometre ile renk ölçümleri	51
Resim 3.12. Optik jel	52

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
>	Büyüktür
<	Küçüktür
%	Yüzde
Δa	Kırmızı-yeşil renk miktarı
Δb	Sarı-mavi renk miktarı
ΔE	Doğal dişteki renk değişikliğinin sayısal değeri
μg	Mikrogram
ΔL	Rengin aydınlık değeri
°	Derece
°C	Santigrat derece
°K	Kelvin
Al_2O_3	Alüminyum oksit
CaO	Kalsiyum oksit
CeO_2	Seryum oksit
cm	Santimetre
dk	Dakika
$K_2Al_2Si_6O_{16}$	Potasyum feldspar
K_2O	Potasyum oksit
Li_2SiO_3	Lityum metasilikat
MgO	Magnezyum oksit
mm	Milimetre
n	Kırılma indisi
N	Newton
Na_2O	Sodyum oksit
nm	Nanometre

Simgeler**Açıklamalar****SiO₂**

Silisyum oksit

sn

Saniye

Y⁺³

İtriya iyon

Y₂O₃

İtriya

Zr⁺⁴

Zirkonyum katyon

ZrO₂

Zirkonyum oksit

Kısaltmalar**Açıklamalar****3Y-TZP**

%3 mol itriya ile stabilize zirkonya polikristalin

ADAAmerican Dental Association
(Amerikan Diş Hekimleri Birliği)**Bis-GMA**

Bisfenol glisidil metakrilat

CAD/CAMComputer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
(Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim)**CEREC**

CEramicREConstruction

Ce-TZP

Seryum stabilize tetragonal zirkonya polikristali

CIECommision internationale de l'Eclairage
(Uluslararası aydınlanma komisyonu)**LED**

Light Emitting Diode/ Işık yayan diyot

MPa

Megapaskal

PSZPartially Stabilized Zirconia
(Yarı stabilize zirkonya)**TEG-DMA**

Trietilenglikol dimetakrilat

UDMA

Üretan dimetakrilat

Y-TZP

Yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum polikristalin

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Tam seramik restorasyonlar doğal diş yapısına yakın estetik özellikleri, kimyasal stabiliteleri ve biyouyumlulukları sayesinde, estetik beklentilerin oldukça yüksek olduğu günümüz diş hekimliğinin önemli bir parçası haline gelmiştir. Son yıllarda diş hekimliğinde yaygınlaşan bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemleri de dental seramiklerin çeşitliliğinde artışa ve tam seramik restorasyonların gelişimine katkıda bulunmuştur. Çünkü CAD/CAM teknolojisi ile laboratuvar şartlarında hazırlanması hassas teknik gerektiren ve zaman alan seramiklerin hazır bloklardan şekillendirilmesi sayesinde restorasyonun hazırlanması kolaylaşmış ve ideal şartlarda üretilmiş standart bloklardan yapılan restorasyonların kalitesi de artmıştır. Üstelik zirkonya gibi laboratuvar şartlarında şekillendirilmesi mümkün olmayan yüksek dayanıklılığa sahip seramiklerin işlenmesini CAD/CAM teknolojisi mümkün hale getirmiştir.

Tam seramik restorasyonların ağız içi kuvvetler altında yeterli dayanıklılık gösterebilmesi; seramik yapısının güçlendirilmesi veya geleneksel cam seramiklerin yüksek dayanıklılığa sahip seramik altyapılarla desteklenmesi yoluyla sağlanmaktadır. Altyapı seramiği olarak en son kullanılan materyal zirkonyadır. Başlangıçta estetik ve dayanıklılığı bir araya getiren zirkonyanın metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olabileceği düşünülmüştür. Ancak klinik uygulamada veneer porseleninde görülen kırılma ve altyapıdan ayrılma probleminin metal destekli seramiklere göre daha sık ortaya çıktığı görülmüştür. Zirkonya üzerine sağlam bir veneer porselen tabakası sağlayabilmek için son dönemlerde farklı yapım teknikleri geliştirilmiştir. Ağız içinde arka bölgelerde bile yeterli dayanıklılık gösterebilecek tam seramik restorasyonlar için son dönemde ortaya koyulan diğer bir alternatif ise güçlendirilmiş seramiklerin monolitik (tek tabaka) olarak kullanılmasıdır. Bu restorasyonlar için kullanıma sunulan materyaller translusensi özelliği arttırılmış monolitik zirkonya ve lityum disilikat materyalleridir. Bu materyaller doğal dişin optik özelliklerini taklit edebilecek translüsensiye sahip olmakla birlikte düşük kalınlıklarda bile yüksek mekanik dayanıklılık göstermeleri sebebiyle klinik kullanımları yaygınlaşmıştır.

Tam seramik restorasyonların rengi; seramiğin kalınlığı, seramiğin opasite ve translüsensi özelliği, restorasyonun yüzey bitimi, restorasyon altındaki diş rengi, seramiğin fırınlanma işlemleri ve yapıştırma simanının rengi gibi birçok faktörden etkilenmektedir. Bu tez çalışmasında, monolitik kullanıma ve uygun yüksek dayanıklılığa sahip ancak kimyasal yapıları ve ışıık geçirgenlik özellikleri farklı iki tam seramik materyali olan monolitik zirkonya ve lityum disilikat cam seramik restorasyonların simantasyon sonrası sonuç rengi üzerinde seramik kalınlığı ve kullanılan rezin siman renginin etkisinin araştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramiklerin Tanımı ve Tarihçesi

Dental seramikler, bir ya da daha fazla metalik ve yarı metalik elementin (alümina, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum) oksijen ile birleşiminden oluşan inorganik yapılardır [1].

Seramik; diş hekimliğinde ilk olarak 1789 yılında Alexis Duchateau tarafından hareketli protez dişlerinin yapımında kullanılmıştır [2]. Seramiğin kron-köprü protezleri alanında kullanımına ise ilk olarak 1873 yılında başlanmıştır. Dr. Cassius Richmond, 1880 yılında altın bir destek üzerinde seramik kron pişirmiş, 1884'te Dr. Marshall Logan sadece fırınlama sırasında seramiği desteklemesi için day üzerine bir metal yerleştirmiştir [3,4]. Charles Land 1903'te ilk tam seramik jaket kronu yüksek ısıda pişirerek üretmiştir [4,5]. Bu tam seramik kronlar, estetik olarak çok başarılı olmalarına rağmen seramiğin kırılma özelliği ve gerilme direncinin düşük olması nedeniyle çiğneme kuvvetleri altında yüksek oranda klinik başarısızlık göstermişlerdir [4].

Weinstein 1962 yılında metal alaşımları ile uyumlu yüksek genleşme katsayısına sahip seramikleri piyasaya sunmuştur [6,7]. Böylece gerilme kuvvetleri karşısında zayıf seramik, metal altyapı ile desteklenerek ağız içi kuvvetler karşısında dayanıklı hale getirilmiştir. Metalin dayanıklılığı ile seramiğin estetiğini birleştiren metal-seramik restorasyonlar 20. yüzyılın başlarında klinik kullanıma girmiş ve o dönemden günümüze kadar başarıyla kullanılmıştır [6]. Metal-seramik restorasyonlar %96 civarında gösterdikleri yüksek klinik başarıları sayesinde sabit protetik restorasyonlarda "altın standart" olarak kabul edilmişlerdir [8–11]. Diğer yandan artan estetik beklentiler sebebiyle seramiklerin optik ve estetik özelliklerini olumsuz etkileyen metal altyapının yerine seramik yapısının güçlendirildiği veya yüksek dayanıklılığa sahip estetik bir altyapı kullanıldığı tam seramik restorasyonlar üzerine çalışmalar da yapılmıştır [12,13]. Tam seramik restorasyonlar, doğal diş yapısına yakın estetik özellikleri, kimyasal stabiliteleri ve biyouyumlulukları sayesinde metal-seramik restorasyonlara alternatif oluşturmuşlardır [14]. Ancak, "altın standart" olarak kabul edilen metal destekli

seramiklerin performansını sağlamaları için kırılğan ve gerilim altında dayanıksız olan seramik yapısında güçlendirmeler gerekmiştir [15].

Tam seramik materyallerdeki ilk gelişme, 1965 yılında McLean ve Hughes tarafından seramiğe güçlendirici olarak %40-50 oranında alüminyum oksit (Al_2O_3) ilave edilmesidir. Alüminyum oksit içeren bu seramik kronlar düşük bükülme direncine sahip oldukları için kullanımları sınırlı olmuştur [4]. 1984 yılında ilk dökülebilen cam seramik olan Dicor ve %70 alümina içeren Hi-Ceram'ın üretimi ile tam seramik restorasyonlardaki gelişmeler hız kazanmıştır [16]. 1990 yılında ısı ve basınç ile şekillendirilen lösit ile güçlendirilmiş cam seramik olan Empress sistemi, 1998 yılında ise yüksek kırılma dayanımına sahip lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramik olan IPS-Empress II sistemi piyasaya sunulmuştur [4,14]. 2005 yılında ise materyal geliştirilerek %70 lityum disilikat içerikli cam seramik IPS e.max Press sistemi üretilmiştir [17]. Lityum disilikatın mikro yapısı, çok yönlü olarak dağılmış ve birbirine kenetlenmiş halde bulunan çok küçük kristallerden oluşmaktadır. Bu kristaller, materyal içinde çatlakların yayılımını engelleyerek dayanıklılığı arttırmaktadır [18,19].

Tam seramik restorasyonlar ağız içi kuvvetler altında dayanıklılıklarının artırılması amacıyla güçlendirilmiş seramik altyapılarla desteklenmiştir [20]. Bu altyapı materyallerinden en sık kullanılan "yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum polikristalin" (Y-TZP) ya da "zirkonya" dır. Zirkonyanın yüksek dayanıklılık ve sertlik gibi üstün mekanik özellikleri "transformasyon sertleşmesi" olarak adlandırılan ve başka hiçbir seramikte bulunmayan fiziksel özelliğine bağlıdır [7]. Zirkonya günümüzde; sabit protetik restorasyonlarda altyapı materyali olarak yaygın bir şekilde kullanılmasının yanı sıra dental implantolojide de hem implant hem dayanak materyali olmuş, ortodontik braketler ve kanal postlarının yapımında da kullanılmıştır. Yüksek kırılma dayanıklılığı, sertliği ve aşınma direnci gibi üstün mekanik özellikleri nedeniyle tam seramik restorasyonlar için ideal bir altyapı materyali olarak kabul edilmiştir [21]. Ancak klinik çalışmalar veneer porseleninde görülen kırılma ve altyapıdan ayrılma probleminin çok sık görüldüğünü ortaya koymuştur [21–23].

Zirkonya ve veneer porseleni arasındaki ısısal uyumsuzluk, altyapıya uygulanan yüzey işlemleri, veneer seramiğin düşük bükülme direnci ve zirkonya altyapı ile veneer porselen arasındaki bağlantının yetersiz olması veneer porseleninde kopma, kırık ve chipping gibi komplikasyonların oluşmasına neden olmaktadır [12,21,23]. Bu sebeplerle veneerleme tekniğinde yapılan modifikasyonların yanı sıra zirkonya altyapılı veneerlenmiş restorasyonlar yerine opasitesi azaltılmış monolitik zirkonya geliştirilmiştir [22,24,25].

Son zamanlarda yeni üretilen bir materyal sınıfı olarak rezin matriks seramikler “ADA 2013 Dental Prosedürler ve Terimleri”ne dahil edilmiştir ve büyük bölümü, porselen, cam, seramik ve/veya cam-seramik gibi inorganik bileşenlerden oluşan materyaller olarak tanımlanmıştır [26]. Bu materyaller seramiklerin estetik ve biyolojik avantajları ile rezinlerin esneklik ve kolay işlenebilme özelliklerini bir araya getirmişlerdir. Diğer avantajları arasında; CAD/CAM sistemlerinde tek seansta kolay ve kısa sürede işlenebilmesi, milleme sonrası fırınlama işlemi yapılmaması, kolay cilalanabilmesi ve kompozit rezinler ile tamir ve modifikasyonlarının mümkün olmasıdır [26–29].

2.2. Dental Seramiklerin İçeriği ve Kimyasal Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler yapısal olarak; merkezde yer alan silisyumun (Si), dört oksijen atomu ile birleşerek tetrahedral bir yapı oluşturduğu amorf (kristal olmayan) cam matriks yapıdadır. Dental seramikler %3-5 kaolin, %12-22 kuartz ve %75-85 feldspar içermektedir. Bu içerenlerin oranı seramiğin şeffaflık, renk, pişirme derecesi ve aşınmaya karşı direnci gibi özelliklerini etkilemektedir [7,30].

Dental seramiklerin yapısına bu üç ana madde dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri ile opaklık veya parlaklık özelliğini geliştiren çeşitli maddeler ilave edilmektedir [20,28].

2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler geçmişten günümüze çeşitli özellikleri göz önüne alınarak farklı şekillerde sınıflandırılmışlardır [7,31].

A. Pişirme ısılarına göre [32,33]

1. Yüksek ısı seramikleri ($1300^{\circ}\text{C} <$)
2. Orta ısı seramikleri ($1100 - 1300^{\circ}\text{C}$)
3. Düşük ısı seramikleri ($850 - 1100^{\circ}\text{C}$)
4. Ultra düşük ısı seramikleri ($>850^{\circ}\text{C}$)

B. Kullanım yerlerine göre [34,35]

1. Hareketli protez dişlerinin yapımında kullanılan seramikler
2. Jaket kronlar ve inley-onleylerde kullanılan seramikler
3. Kaplama seramikleri
4. Anterior ve posterior köprülerde kullanılan seramikler

C. İçeriklerine göre [32,33]

1. Metal destekli seramikler
 - a. Döküm metal üzerinde bitirilen seramikler
 - b. Metal yaprak üzerinde bitirilen seramikler
2. Metal desteksiz seramikler
 - a. Feldspar
 - b. Dökülebilir cam seramik
 - c. Güçlendirilmiş altyapı

D. Dental seramiği destekleyen yapıya göre [34,35]

1. Güçlendirilmiş seramik altyapı
2. Rezin bağlı seramikler
3. Metal seramikler

E. Mikroyapılarına göre yapılan sınıflama [3,7]

1. Cam bazlı sistemler (esas olarak silika)
2. Cam bazlı dolduruculu sistemler (kristalin faz olarak lösit veya lityum disilikat)
3. Kristalin bazlı, cam dolduruculu sistemler (esas olarak alümina)

4. Polikristalin katılar (alümina ve zirkonyum)

Günümüzde CAD/CAM sistemlerinin de çok yaygınlaşması, dental seramiklerde gelişmelerin hızlanmasına ve çeşitliliğinin artmasına yol açmıştır. Bu noktada çeşitliliği çok artmış olan seramiklerin doğru bir şekilde sınıflandırılması; materyalin seçiminde rehber oluşturmak ve materyallerin özelliklerinin anlaşılabilir olmasını sağlamak için önemlidir. Ayrıca son yıllarda geliştirilen rezin-seramik hibrit materyallerin mevcut seramik sınıflamaları ile tanımlanması mümkün değildi. Bu materyallerin seramik kapsamında yer alması konusunda tartışmalar yapılmış ancak bu materyaller seramik içeriklerinden dolayı 2015 yılı mart ayında Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA)'nin toplantısında “seramikler ve seramik benzeri materyaller” şeklinde adlandırılmışlardır. Gracis ve diğerleri [26], ise yapmış oldukları çalışmada seramikleri yapılarına göre 3 ana gruba ayırarak güncel ve kapsamlı yeni bir sınıflandırma bildirmişlerdir. Bu sınıflama aşağıda belirtildiği şekilde yapılmıştır [26].

1. Cam matriks seramikler
 - Feldspatik seramikler
 - Sentetik kristalin doldurucu içeren seramikler
- A. Lössit esaslı seramikler
- B. Lityum disilikat ve türevleri
- C. Florapatit seramikler
 - Cam infiltre seramikler
2. Polikristalin seramikler
 - Alümina
 - Zirkonya
3. Resin matriks seramikler

2.3.1. Cam matriks seramikler

Feldspatik seramikler

Diş hekimliğinde kullanılan geleneksel seramik, silika (SiO_2) ağı etrafındaki potasyum feldspar ($\text{K}_2\text{Al}_2\text{Si}_6\text{O}_{16}$)'dan meydana gelir. Feldspar, 1150 °C-1530 °C

arasında ısıya maruz bırakıldığında, yapısındaki 6 SiO₂ bağı 4 SiO₂ bağı haline geçer ve oluşan bu yeni kristal yapıya lösit adı verilir. Seramik içerisindeki lösit miktarı arttıkça, seramiğin dayanıklılığı ve aşınmaya karşı direncinin artar. Ayrıca ısıl genleşme katsayısını düzenleyerek metal altyapılar ile kullanıma uygun hale getirir ve translüsensi özelliğinin kontrolüne olanak sağlar. Feldspatik seramiklerin bükülme dirençleri 45-90 Mpa arasındadır. Bu düşük dayanıklılık değerleri metal veya seramik bir altyapı ile desteklenerek kullanımlarını veya adeziv simantasyon teknikleri ile beraber yoğun çığneme kuvvetlerine maruz kalmayan restorasyonlarda kullanımlarını gerektirir.

Feldspatik seramiklerin ışık geçirgenliğinin fazla olması, estetik olarak doğal diş yapısına çok benzer restorasyonların yapımına olanak sağlarken, renkleri maskeleme özelliğinin oldukça zayıf olmasına neden olur [14,36].

Feldspatik seramikler di   hekimliğinde CAD/CAM sistemleri için blok   retiminde kullanılan ilk materyal olma özelliğini taşımaktadır ve halen feldspatik CAD/CAM blokları kullanılmaktadır [37]. Feldspatik seramiklerden elde edilen blokların standart, kontrol altında, endüstriyel olarak   retilmesi ve vakum altında sinterlenmesi laboratuvar da   killendirme sonrası fırınlanarak sinterlenen seramiğe göre daha homojen ve stabil bir mikroyapıya sahip olmasını sağlamaktadır [38]. Monokromatik, dikromatik ve polikromatik olarak üç farklı feldspatik seramik blok mevcuttur. Monokromatik blokların estetik özellikleri geliştirilmeye çalışılarak dikromatik ve polikromatik bloklar geliştirilmiştir [39]. Dikromatik bloklarda küresel bir dentin çekirdeği ve etrafında translüsent mine tabakası bulunmaktadır [40].

Feldspatik seramiklerin yaygın kullanılan ticari ürünlerine örnek olarak Vitadur, Vita VMK 68, Vitablocks Mark II (Vident) ve Cerec Blocks (Sirona) markaları sıralanabilir [26].

Feldspatik seramiklerin kullanım alanları [37,40,41]

- Metal altyapılar üzerine veneer porseleni,
- Seramik altyapılar üzerine veneer porseleni,

- Doğal diş yapısı üzerine adeziv bağlantı ajanları ve rezin simanlar ile uygulanan veneer restorasyonlardır.

Sentetik kristalin doldurucu içeren seramikler

Doğal kaynaklardan elde edilen materyallerin kendine has değişkenliklerini ortadan kaldırmak için seramik endüstrisi sentetik doldurucuları kullanmaktadır. Kompozisyonu üretici firmalara göre değişiklik gösterse de temel olarak SiO_2 , K_2O , Na_2O , Al_2O_3 ’ten oluşmaktadır. Sentetik kristalin doldurucu içeren seramiklerin cam fazları metallerle termal genleşme uyumluluğu kazanabilmesi için lösit ilave olarak apatit kristalleri içermektedir [26].

A. Lösit esaslı seramikler

Seramik içinde bulunan lösit kristalleri çok aşamalı fabrikasyon işlemleri ile cam matrikste kontrollü kristalizasyon oluşturularak üretilmektedir. Sistemde kullanılan lösit esaslı cam seramik materyal temel olarak silisyum oksit (SiO_2), alüminyum oksit (Al_2O_3) ve potasyum oksitten (K_2O) meydana gelmektedir [37]. Silikat cam matriks hacminin %30-40 kadarını 1-5 mikron büyüklüğündeki lösit kristal fazı oluşturur [14].

IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein); ısı ve basınç altında şekillendirilebilen yüksek lösit içerikli cam seramiktir. Lösit kristalleri cam seramiğin dayanıklılığını artırırken yüksek translüsensi özelliğini korumasını sağlar. Bu nedenle renklenmiş dişlerde, metal altyapılarda ve metal implant abutmentlarda kullanımı önerilmemektedir. Bükülme direnci ortalama 84-134 MPa ve kırılma dayanımı ortalama 1,5-1,7 MPa $\text{m}^{1/2}$ ’dir [42].

Lösit kristallerinin materyalin direnci üzerindeki etkisi iki farklı mekanizma sonunda ortaya çıkmaktadır. Bunlardan birincisi; lösit kristallerinin çatlağın yönünü değiştirerek çatlak ilerlemesini durdurmasıdır [43]. Diğer mekanizma ise seramiğin soğuması sırasında cam matriks içerisinde artık baskı gerilimlerinin oluşmasıdır. Yapı içinde %40 oranında bulunan lösit kristallerinin genleşme katsayısı, içinde bulunduğu cam matriksten daha fazladır. Seramik ısıtılıp soğutulurken lösit

kristalleri büzülerek, cam matriksi kendine doğru  eker ve böylece yapı içinde oluşan i  basınç mikro çatlakların ilerlemesini durdurur [44].

Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik yapıdaki materyalin şekillendirilmesi ısı-basınç (press) tekniği veya CAD/CAM tekniği ile yapılabilir. Press tekniğinde lösit ile güçlendirilmiş cam seramik ingotlar ısı ve basınç ile özel kalıplarına dökülerek şekillendirilir. CAD/CAM sistemleri için hazırlanmış lösit ile güçlendirilmiş cam seramik bloklardan restorasyon şekillendirilir. Her iki üretim tekniğinde de insizal bölgeye estetik kaplama seramiği uygulanır veya restorasyon sonuç formunda şekillendirilir [40].

Lösit esaslı seramiklerin kullanım alanları [39]

- Tek kron (molar dişler haricinde),
- Laminate veneer,
-  nley-onley restorasyonlardır.

B. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler

Lityum disilikat, rastgele i  i e geçen tabaka biçimli birçok kristalden oluşmaktadır. Dayanıklılık açısından değerlendirildiğinde iğnemsiz kristaller, çatlakların y n değiştirmesini ve kollara ayrılmasını engellemekte veya önlerinin kesilmesini sağlamaktadır. Seramik yapısındaki çatlak oluşumu, lityum disilikat kristalleri tarafından tutularak seramiğin bükülme direncinde artış sağlamaktadır [18]. Lityum disilikat cam seramiklerin mekanik özellikleri lösit seramiklerden daha iyidir. Bükülme dirençleri 350-400 MPa ve kırılma dayanımı 2,8-3,5 MPa m^{1/2} arasında değişmektedir. Kırılma sertlikleri de lösit seramiklerin yaklaşık    katı kadardır [20,41].

IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemi piyasaya ilk sunulan lityum disilikat cam seramiktir. Bu sistemde restorasyon kayıp mum tekniği ve ısıyla presleme ya da fabrikasyon blokların CAD/CAM tekniği ile işlenmesiyle hazırlanır [18,45].

Lityum disilikat kristalleri, IPS Empress II içeriğinde hacimce %60 oranında bulunurken, üretici firma tarafından daha sonra geliştirilen IPS e.max sisteminde %70 oranında bulunmaktadır [46]. IPS e.max sistem; press (ısı ve basınç altında şekillendirme) ve CAD/CAM teknikleri ile uygulanmak üzere farklı materyalleri kapsar. IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ingotların ısı ve basınç ile özel kalıplarına dökülmesi ile restorasyon şekillendirilir. Bükülme direnci 360-400 MPa olarak bildirilmiştir [7].

IPS e.max CAD, CAD/CAM sistemleri ile kullanılmak üzere üretilmiş ara kristalin fazdaki lityum disilikat cam seramik bloklardır. IPS e.max Press ile aynı kimyasal yapıya sahip olmasına rağmen, farklı bir ısı işleme tabi tutularak kısmi olarak kristalize edilirler [47]. Temel kristalize fazı lityum metasilikat (Li_2SiO_3) olan bu kristaller 0,2 ile 1 μm uzunluğundadır ve materyal hacminin %40'ını oluşturmaktadır. Kısmi kristalizasyon, blokların hızlı ve kolay freze edilebilmesi için önemlidir [48]. Restorasyon bu yumuşak, mavi renkli bloklar kullanılarak CAD/CAM sistemin freze ünitesinde şekillendirildikten sonra özel fırınlarında vakumla 850 °C' de ısı işleme tabi tutulur ve lityum metasilikat kristalleri lityum disilikat kristallerine dönüşür. Materyalin yüksek ısıda kristalizasyonu tamamlandığında sonuç dayanıklılığına ve rengine kavuşur. Bu dönüşümle, IPS e.max Press sistemine benzer mekanik özellikler ve kristal yapıda yaklaşık 1, 5 μm boyutunda ve hacimce %70 oranında lityum disilikat kristali içeren seramik materyali elde edilir [48,49]. IPS e.max CAD seramiklerin bükülme dirençleri ortalama 320 MPa' dır [50].

IPS e.max sistem ile restorasyon, translüsensi ve dayanıklılık gereksinimine göre 3 farklı şekilde hazırlanabilmektedir [47,51].

1. Lityum disilikat altyapı hazırlanıp veneer seramiği uygulanması,
2. Sonuç formda tasarlanan restorasyonda sadece translüsensi istenen bölgelerin uzaklaştırılıp veneer seramiği uygulanması (Cut-back tekniği),
3. Restorasyon final formunda şekillendirilerek monolitik olarak uygulanması

Kullanım alanları [52,53].

- Laminate veneerler,

- İnley-onley restorasyonlar,
- Kron restorasyonları,
- İmplant üstü kronlardır.

C. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler

Lityum silikat; yapıya zirkonya ilave edilerek cam seramiklerin ve zirkonyanın özelliklerini bir araya getirilmesi amaçlanmıştır. Zirkonya tanecikleri seramik yapısında ortaya çıkan bir çatlağı durdurarak yapıyı güçlendirmek için ilave edilmiştir [54]. Son dönemde piyasaya sürülen zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler CAD/CAM tekniği ile şekillendirilen yarı sinterize veya tam sinterize bloklar halinde bulunmaktadır. Bu materyaller kullanılarak CAD/CAM tekniği ile monolitik restorasyonlar hazırlanır. Geleneksel lityum disilikat materyaline göre daha yüksek dayanıklılık ve artmış opasite gösterdiği bildirilmiştir [55].

Kullanım alanları

- Ön ve arka bölge kron restorasyonlar
- İnley ve onleyler
- Laminate veneerler
- Ön ve arka bölge implant destekli kronlar

D. Florapatit seramikler

Floroapatit seramikler yüksek ışık geçirgenliği ve doğal diş dokusuna yakın optik özellikleri ile lityum disilikat ve zirkonya restorasyonların veneerlenmesinde kullanılırlar. Ivoclar firması tarafından üretilen IPS e.max Ceram lityum disilikat ve zirkonya altyapıların geleneksel seramik pişirme tekniği ile veneerlemesinde kullanılmaktadır. IPS e.max Zir-Press ise zirkonya altyapıların ısı-basınç tekniği ile veneerlenmesinde kullanılmaktadır [56].

Cam infiltre seramikler

Bu seramik sistemleri cam infiltre edilmiş kristalin bazlı seramik sistemleridir. Sinterlenmiş oksit altyapıya erimiş cam partikülleri infiltre edildiğinden In-Ceram olarak adlandırılırlar [57]. Bu sistemde kristal yapısı farklı olan ve buna bağlı olarak farklı mekanik ve estetik özelliklere sahip 3 materyal bulunmaktadır;

- Vita In-Ceram Alumina
- Vita In-Ceram Spinell
- Vita In-Ceram Zirkonya

A. In-Ceram Alümina

Altyapı slip-cast tekniği ya da CAD/CAM tekniği ile üretilebilmektedir. Yüksek oranda sinterlenmiş ve cam infiltre edilmiş alümina içermektedir. Slip-cast tekniğinde, yoğun bir şekilde sıkıştırılmış ince grenli alümina partikülleri 1200 °C' de 10 saat süre ile sinterlenir. Sinterleme işleminden sonra kor materyaline lanthanyum cam tozu ve distile su cam levha üzerinde karıştırılarak uygulanır. Platin folyo üzerine yerleştirilen altyapılar 1100 °C' de 4-6 saat fırınlanır. Oldukça kırılğan ve poröz yapıda olan kor materyali bu işlemlerin uygulanmasıyla daha dayanıklı hale gelmektedir [15].

Bunun dışında altyapılar yarı sinterize prefabrike blokların (Vita In-Ceram alümina blokları, Bad Säckingen, Germany) CAD/CAM tekniği ile işlenmesiyle de üretilebilirler. Bükülme direnci ortalama 236- 600 MPa ve kırılma dayanımı ortalama 3,1-4,61 MPa m^{1/2} 'dır. Anterior ve posterior kronlarda ve anterior bölgede üç üyeli sabit protezlerin yapımında kullanılmaktadır. Opak görünümü sebebiyle , feldspatik seramikle veneerlenerek altyapı olarak kullanılır [58].

B. In-Ceram Spinell

Opak altyapıya sahip olan In-Ceram Alüminaya alternatif olarak 1994 yılında geliştirilmiştir. Üretim tekniği In-Ceram Alüminia ile aynıdır. Magnezyum spinel ilavesi alümina esaslı materyalin translüsensliğini arttırmakta fakat seramiğin

dayanıklılığında azalmaktadır [59]. Işık geçirgenliği fazla ve bükülme direnci düşüktür (283-377 MPa). Diğer cam infiltre seramiklere göre mekanik dayanıklılığı düşük olmasına rağmen daha iyi optik özellikler gösterdiğinden endikasyonu sadece anterior dişlere uygulanan kronlarla sınırlıdır [1].

C. In-Ceram Zirkonya

Seramiği güçlendirmek amacıyla yapıya %35 oranında yarı stabilize zirkonya oksit ilavesi ile In-Ceram Alümina sisteminin modifiye edilmiş halidir. Bükülme direnci ortalama 421-800 MPa ve kırılma dayanımı ortalama $6-8 \text{ MPa m}^{1/2}$ dir. Slip-cast tekniği ile ya da prefabrike yarı sinterlenmiş bloklardan CAD/CAM tekniği ile üretilmektedir. Altyapı materyalinin opasitesi yüksek olduğu için posterior bölgede kron ve sabit bölümlü protez altyapısı olarak kullanılmaktadır [58].

2.3.2. Polikristalin seramikler

Polikristalin seramikler; katı halde sinterlenmiş, yapılarında hiç cam faz içermeyen, yoğun seramik materyalleridir [14]. Bloklar halinde üretilen materyal CAD/CAM sistemleri ile şekillendirilerek restorasyon elde edilir. Polikristalin seramikler yapısı gereği opaktır yani ışık geçirgenliği çok zayıftır. Bu sebeple yüksek dayanıklılığa sahip polikristalin seramiklerden restorasyonun altyapısı üretilir ve bu altyapıya uygun bir veneer seramiği uygulanarak restorasyon tamamlanır. Diş hekimliğinde kullanılan polikristalin seramikler, alüminyum oksit (Al_2O_3) yani “alümina” ve zirkonyum oksit (ZrO_2) yani “zirkonya”dır [43,60].

Alümina

Alümina esaslı materyaller arasında en yüksek dayanıklılığa sahip olanı Procera All Ceram’dır. Bükülme direnci ortalama 500-600 MPa ve kırılma dayanımı ortalama $4,48-6 \text{ MPa m}^{1/2}$ dir ve %99,9 alümina içerir. Procera All Ceram sisteminde, kron yapımı için bilinen yöntemlerle day hazırlanmakta ve optik sensörlerle taranarak üç boyutlu görüntü elde edilir. Veriler üreticiye elektronik ortamda gönderilir ve yaklaşık %20 büyütülmüş bir model elde edilir. Yüksek saflıktaki alüminyum oksit tozu büyütülmüş model üzerine mekanik olarak sıkıştırılır. Gerçek boyutlardaki

altyapıyı elde etmek için 1550 °C' de sinterlenir. Sinterleme işlemi esnasında büzülme meydana gelerek gerçek boyutlarına ulaşır. Sinterizasyon tamamlandıktan sonra altyapı feldspatik seramikle veneerlenir [61].

Kullanım alanları ön bölgede; [62]

- Tek diş ve 3 üyeli köprü restorasyonlarında
- İmplant destekli restorasyonlarda
- Yüksek kuvvetler söz konusu olan vakalarda kullanılır.

Zirkonya

Oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan ve polimorfik bir materyal olan zirkonya; farklı sıcaklıklarda kübik (C), tetragonal (T) ve monoklinik (M) olmak üzere 3 ana fazda bulunmaktadır. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunmaktadır. 1170°C' ye kadar stabil olan zirkonya kristalleri, 1170°C ve 2370°C arasında tetragonal faza geçer. Soğutma işlemleri sırasında zirkonya kristallerinde %3-4' lük hacim artışıyla birlikte tetragonal-monoklinik faz (T-M) değişimi gerçekleşmektedir [58]. Hacim artışı sonunda baskı stresleri oluşmakta ve dayanıklılık artmaktadır. Hacim değişiklikleri materyalin sağlam katı bir kitle olarak kullanılmasını engellediğinden, hacim artışını kontrol etmek ve zirkonyayı oda sıcaklığında stabilize etmek için yapıya CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ gibi metal oksitler ilave edilmektedir [60]. Kontrolsüz faz değişiminin engellenmesiyle "yarı stabilize zirkonya (PSZ- Partially Stabilized Zirconia)" olarak adlandırılan oda sıcaklığında yarı stabil bir materyal elde edilir [63]. Çizelge 2.1' de zirkonyanın mekanik özellikleri belirtilmiştir [64–67].

Çizelge 2.1. Zirkonyanın mekanik özellikleri

Tanecik Çapı	<0.5-0.6
Elastik Modülü	200 MPa
Vickers Sertliği	1000-1300 Vickers
Bükülme Direnci	900-1200 MPa
Kırılma Dayanımı	9-10 MPa

Dental alanda kullanılan zirkonya içeren seramik sistemleri; itriyum stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP) ve seryum ile stabilize edilmiş seryum stabilize tetragonal zirkonya polikristalleridir (Ce-TZP) [66].

Ce-TZP/ Al_2O_3 nanokompozit yakın zamanda geliştirilmiştir. Nanokompozitin yapısını %10 mol Ce-TZP ve %30 mol Al_2O_3 oluşturmaktadır. Yapısında homojen olarak dağılmış Al_2O_3 sayesinde sertliği, elastikiyet modülü ve hidrotermal stabilitesi artmaktadır. Ce-TZP seramikleri alümina seramiklerle karşılaştırıldığında; daha iyi ısı stabilitesine, daha fazla eğilme dayanımına, daha düşük elastisite modülüne ve daha yüksek kırılma sertliğine sahip olduğu, düşük ısılarda bozulmaya karşı 3Y-TZP' ye kıyasla daha fazla direnç gösterdiği belirtilmektedir [66,68].

2.4. İtريum-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)

Oda sıcaklığında tetragonal fazda zirkonya ve stabilize edici oksit olarak itriyum oksit içermektedir. İtريum oksit (Y_2O_3), saf zirkonya ağırlığının %2-3' ü oranında bulunmaktadır. Stabilize zirkonya, yapı içerisinde rastgele dağılmış olan Y^{+3} ve Zr^{+4} katyonlarının oksijen anyonları ile elektriksel nötralizasyonu sonucunda oluşmaktadır [69].

Y-TZP seramik restorasyonlar; yüksek dayanıklılık, direnç ve sertlik gösterirler. İnce grenli yapıları sayesinde detaylı olarak şekillendirilebilirler [70,71]. Kimyasal ve boyutsal stabilitesi iyi, ısı iletkenliği düşük, sitotoksik olmayan ve biyouyumlu materyallerdir [71]. Görünümlerinin opak olması ve uygulanan yüzey işlemlerinin materyalin mekanik özellikleri üzerine olumsuz etkilerinin olması ise dezavantajlarıdır [72].

Y-TZP seramik restorasyonlar tek kronlarda ve üç-dört üniteli köprülerde endikedir. Derin kapanış vakaları, yetersiz okluzal mesafe ve bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında bu restorasyonlar kontrendikedir [70,73].

Y-TZP restorasyonların üretimi; yarı sinterize blokların frezeleme ile şekillendirilmesi ve yüksek sıcaklıklarda sinterize edilmesi yada tam sinterize blokların şekillendirilmesiyle gerçekleşmektedir [71,73,74].

Yarı sinterize Y-TZP bloklar

Ön sinterizasyonu yapılmış Y-TZP blokların frezeleme ile şekillendirilmesinden sonra yüksek sıcaklıklarda sinterizasyon işleminin uygulanması birçok üretici firma tarafından zirkonya esaslı altyapı üretiminde tercih edilmektedir. Prepare edilmiş dişe ait day ya da mum örneğin sisteme ait tarayıcı tarafından taranmasından sonra büyütülmüş (~%25) bir altyapı bilgisayar yazılımı ile tasarlanmakta (CAD) ve yarı sinterize bloklar freze yöntemiyle şekillendirilmektedir (CAM) [71].

Bloklar soğuk izostatik basınç tekniği ile üretilmekte ve blok içindeki yapıların homojen dağılımı sağlanmaktadır [68]. Ön sinterleme ısısı ve sinterleme hızı; blokların sertliğini, işlenebilirliğini ve yüzey pürüzlülüğünü etkileyen önemli parametrelerdir. Yüksek ön sinterizasyon ısısı, blok yüzeylerinin pürüzlü olmasına neden olmaktadır [68,75,76].

Blokların sisteme ait cihaz tarafından şekillendirilmesiyle elde edilen altyapı sinterizasyondan önce üretici tarafından seryum, bizmut ya da demir gibi metal tozlarını içeren solüsyonlarla ıslatılarak renklendirilmektedir. Özel olarak programlanmış fırınlarda gerçekleştirilen sinterizasyon işlemi ile renklendirme işlemi tamamlanmaktadır [74,77].

Altyapı üretim aşaması ve kullanım esnasında deformasyon meydana gelmesini önlemek için en az 0,5 mm kalınlığında şekillendirilmelidir. Elde edilen altyapı ısısal genleşme katsayısı uygun bir seramikle kaplanmalıdır [68,77].

Tam sinterize Y-TZP bloklar

Tam sinterize Y-TZP blokların üretiminde, ilk aşama olarak 1500 °C' nin altındaki sıcaklıklarda ön sinterizasyon işleminin gerçekleştirilir ve bloklar %95 yoğunluğa ulaşır. İkinci uygulama olarak materyali yoğunlaştırmak için kapalı bir sistemde yüksek ısı (1400-1500 °C) ve basınç uygulanır. Sıcak izostatik basınç tekniği adı verilen bu uygulama ile bloklar %99 yoğunluğa ulaşır [72,75]. Kimyasal kompozisyonu tamamen yarı sinterize bloklar ile aynı olmakla birlikte sinterleme tekniği farklıdır [76]. Çok sert ve yoğun olan tam sinterize bloklardan üretim yapılması zordur, pahalıdır ve daha uzun zaman alır. Bloklar güçlü ve dirençli özel freze cihazlarında şekillendirilmektedir. Yoğun sinterlenmiş zirkonya blokların frezeleme işlemi sırasında zirkonya üzerinde istenmeyen yüzeysel ve yapısal hataların oluşma riski vardır. Aynı zamanda bu bloklar frezeleme ünitesinde ve elmas frezlerde daha fazla aşınmalara neden olmaktadır [75,78]. Tam sinterize zirkonya bloklardan üretilen altyapılarda zirkonya yüzeyi önemli miktarda monoklinik faz içermektedir. Bu nedenle yüzeyde çok sayıda mikroçatlakların oluşma ve düşük ısıda bozunma riski söz konusudur [58,77].

2.5. Zirkonya Altyapılı Restorasyonlarda Veneer Seramiği ile İlgili Başarısızlıklar

Zirkonyanın beyaz rengine rağmen ışık geçirgenlik özelliğinin bulunmaması yani oldukça opak görünümlü olması doğal dişin translüsensisini ve optik özelliklerini sağlayamamasına sebep olmaktadır [79]. Bununla beraber zirkonya yüzeyinin iyi cilalanamaması ağız içinde hijyenik açıdan uygun olmayan ve karşit dişlerde aşınmaya yol açabilecek bir ortam oluşturmaktadır. Bu sebeplerle zirkonya, altyapı materyali olarak kullanılmış ve üzerine geleneksel sinterizasyon yöntemi estetik seramik uygulanmıştır [80,81]. Başlangıçta estetik ve dayanıklılığı bir araya getiren zirkonya destekli tam seramik restorasyonlar oldukça ilgi toplamış ve metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olabileceği düşünülmüştür [82]. Ancak klinik uygulamada kaplama seramiğinde görülen kırılma ve altyapıdan ayrılma probleminin metal destekli seramiklere göre çok daha sık ortaya çıktığı görülmüştür [13,21,83]. Birden fazla tabakadan oluşan seramik restorasyonlarda tabakaların ısıl genleşme katsayılarının uyumsuzluğu veya pişirmeden sonra restorasyonun

uygun olmayan şekilde soğutulması sebebiyle önemli miktarda rezidüel gerilim streslerinin meydana gelebildiğini bildirmişlerdir. Bu streslere fonksiyonel oklüzal kuvvetlerin de ilave olması veneer seramiği ile bağlantısında problemlere sebep olmaktadır [79].

Zirkonya ve veneer seramiği arasındaki bağlantı sorunlarının ve veneer seramiğindeki kopma, kırık ve chipping gibi başarısızlıkların sebepleri arasında; iki yapı arasındaki ısısal uyumsuzluk, altyapıya uygulanan yüzey işlemleri, veneer seramiğin düşük bükülme direnci ve zirkonya altyapı ile veneer seramiği arasındaki bağlantının yetersiz olması bildirilmiştir [84–86]. Özellikle bu iki yapının ısısal genleşme katsayıları arasındaki farka bağlı olarak seramik fırınlanmasından sonra soğuma esnasında yoğun artık stresler meydana gelmektedir [85]. Bu streslere fonksiyonel oklüzal kuvvetlerin de ilave olması veneer seramik bağlantısında problemlere sebep olmaktadır [87]. Bu sebeplerle, yüksek dayanıklılık ve sertliğe sahip zirkonya altyapılara veneer seramiği uygulaması ile elde edilen sonuç restorasyonun, altyapının tek başına gösterdiği dayanıklılık değerlerini gösteremediği ortaya koyulmuştur [88–90]. Bu durum; posterior restorasyonlarda anterior dişlere göre daha sıklıkla gözlenmiştir [91,92]. Bir çok veneer seramiği ve dental seramiğin kırılma direnci (0,7-0,9 MPa m^{1/2}) cam içeriklerinden dolayı zirkonya kor materyalinden 8 kat daha düşüktür [93].

Borneman ve diğerleri [94], 46 hasta üzerinde uygulanan 53 veneerlenmiş zirkonya restorasyonun 18 aylık takibi sonunda kırık oranını %3,38, Rinke ve diğerleri [84], 75 hastaya uygulanan 99 kronun 84 aylık takibi sonunda kırık oranını %12 olarak bildirmişlerdir. Veneer seramiğiyle kaplı zirkonya restorasyonların uzun dönem takiplerinde kırık, kopma ve chipping oranlarında artış görülmüştür [84,94].

Zirkonya altyapılı restorasyonlarda yüksek oranlarda klinik başarısızlıklar görülmesi bu komplikasyonların sınıflandırılması gereğini beraberinde getirmiştir.

Heintze ve Rausson [95] zirkonya – veneer seramiği bağlantısında görülen kırılma, altyapıdan ayrılma ve bu durumlarda önerilecek tedavi seçeneklerini sınıflandırmıştır:

Sınıf 1: Küçük yüzey kopması. Tedavisi; restorasyon yüzeyine polisaj uygulamak.

Sınıf 2: Orta yüzey kopması. Tedavisi; rezin içerikli kompozit ile tamir yapmak.

Sınıf 3: Zirkonya yüzeyin açığa çıkacağı şekilde geniş yüzey kopması. Tedavisi; yeni bir restorasyon yapılması.

Konstantinos [96] ve Augstin [97] zirkonya destekli veneer seramiğinde görülen kırık çeşitlerini sınıflandırmışlardır;

Koheziv Chipping: Zirkonya-seramik bağlantısına ulaşmayan, veneer seramiğinde görülen kırık.

Adeziv Chipping: Zirkonya-seramik bağlantısına ulaşan büyük kırık.

Yapılan klinik çalışmalarda birçok kırık türünün koheziv kırık olduğu ve daha çok antagonistiyle temasta olan oklüzal yüzeylerde olduğu bildirilmiştir [98,99].

Tam seramik restorasyonlar için dayanıklılığı ve estetiği birleştiren altyapı-veneer seramiğinden oluşan iki tabakalı sistemlerde görülen problemleri ortadan kaldırmak amacıyla seramik fırınlama ısılarının modifiye edilmesi, zirkonya altyapının anatomik forma uygun tasarlanması, seramiğin ısı-basınç tekniği ile uygulanması ve veneer tabakanın CAD/CAM tekniği ile hazırlanması gibi veneerleme tekniğinde modifikasyonlar yapılmıştır. Bunun yanı sıra zirkonyayı estetik açıdan geliştirerek veneer seramiği uygulanmayan translüsent özellikteki zirkonya (monolitik zirkonya) materyali geliştirilmiştir [22,24,25,100].

2.6. Monolitik Zirkonya

Diş hekimliğinde “monolitik” terimi sadece bir materyal kullanılarak üretilen tek tabakalı restorasyonlar için kullanılmaktadır. Zirkonya altyapılarla veneer porseleninin bağlantısındaki sorunları engellemek için zirkonyanın translüsenliğini arttırıp veneer tabakası olmaksızın restorasyonu tamamen zirkonyadan üretmek yoluna gidilmiştir [101]. Yüksek dayanıklılığa sahip translusensi özelliği kazandırılmış “monolitik zirkonya” yakın zamanda kullanıma sunulmuştur [86,102].

Monolitik zirkonya, geleneksel Y-TZP materyalinin içeriklerindeki alümina miktarı düşürülmesi ve daha küçük gren boyutlarında üretilmesi ile artmış ışık geçirgenliğinin sağlandığı yüksek dayanıklılıktaki restoratif materyaldir [103]. Monolitik zirkonya'nın mekanik özellikleri Çizelge 2.2' de gösterilmektedir [99,104,105].

Çizelge 2.2. Monolitik zirkonyanın mekanik özellikleri

Kompozisyon	Zirkonya ($ZrO_2 + HfO_2 + Y_2O_3$) > 99.0 %, İttriyum oksit (Y_2O_3) > 4.5 – <= 6.0 %, Hafniyum oksit (HfO_2) <= 5.0 %, Diğer oksitler <= 1.0 %
Renk Seçenekleri	Beyaz-Opak, Renkli Bloklar
Yoğunluk	> 6.0 g/cm ³
Vicker Sertliği	1300 HVN
Eğilme Dayanıklılığı	1200 MPa±200
Çarpma Dayanıklılığı	2000 MPa
Elastikiyet Modülü	113 GPa
Kırılma Dayanıklılığı	> 4000 N

Monolitik zirkonya restorasyonlar üretici tarafından fabrikasyon olarak hazırlanan bloklardan CAD/CAM yöntemi ile şekillendirilir [106] ve üreticinin tavsiye ettiği sıcaklıkta sinterleme işlemine tabii tutulur [107]. Monolitik zirkonya bloklar için sinterizasyon sıcaklığı genellikle; ışık geçirgenliği az olan bloklar (low translucency) 1350°C' de, yüksek (high translucency) olan bloklar 1500°C' dir. Sinterleme sonrasında %20 civarında boyutsal büzülme gözlenir [105].

➤ Monolitik zirkonyanın endikasyonları [22,108]

- Kron boyunun kısıtlı olduğu olgularda preparasyon miktarının azaltılmasına olanak sağlar. Böylece minimal kalınlıklarda yüksek mekanik direnç gösteren restorasyonlar yapılabilir.

- Yüksek dayanıklılığına sahip monolitik zirkonya bloklarının translüsent özellikte olması ve üretici firma tarafından renk seçeneklerinin sunulması veya laboratuvar şartlarında istenen şekilde renklendirilebilmesi sayesinde anterior ve posterior kron-köprü restorasyonlarında kullanılır.
- İmplant üstü hibrit protezlerinde ve kişisel dayanakların yapımında, inley ve onley kron-köprülerde kullanılabilir.

➤ Zirkonyanın veneerlenmiş zirkonyaya kıyasla klinik avantajları

Monolitik zirkonya düşük kalınlıklarda bile yüksek mekanik dayanıklılık özellikleri gösterir. Çalışmalar oklüzal yüzeyde monolitik zirkonyanın en az 0,5 mm kalınlıkta kullanıldığında çiğneme kuvvetleri altında yeterli dayanıklılığa sahip olduğunu göstermiştir [103,109,110]. Bu özellik, bir altyapı ile desteklenmiş seramik restorasyonlara göre klinik avantajlar sağlamaktadır. Bu avantajlardan biri azalmış interoklüzal mesafe ve restore edilecek dişin kron boyunun çok kısa olduğu durumlarda çok az preparasyon yaparak yeterli dayanıklılığa sahip restorasyon hazırlanabilmesidir. Böyle sınırlamaların olmadığı klinik durumlarda da monolitik zirkonya restorasyonlar, metal veya zirkonya altyapı ile desteklenmiş tabakalı restorasyonlara göre daha az preparasyon gerektirmeleri sebebiyle daha konservatif bir tedavi seçeneği oluşturur. Bu durum preparasyon travmasının önüne geçmesi açısından avantajıdır. Özellikle genç hastalarda geniş olan pulpanın hasarını engeller. Monolitik zirkonya restorasyonlarda restore edilecek kronun aksiyel duvarlarında 0,5-0,7 mm, oklüzal yüzeyinde 1-1,2 mm kalınlığında ve gingival kısmın chamfer basamakla şekillendirilmesi önerilmektedir [81]. Bir mm kalınlığındaki monolitik zirkonya kronun kırılma direnci metal destekli seramik krona eşit bulunmuştur ve monolitik zirkonya kalınlığı 0,6 mm'den 1,5 mm'ye arttıkça kırılma direncinin 3 kat arttığı bildirilmiştir [24]. Yüksek mekanik direnci sayesinde posterior sabit protezler için iyi bir seçenek oluşturmaktadır.

Monolitik zirkonya veneerlenmiş zirkonyaya göre daha yüksek translüsentlik gösterir. Bağlantı sorunlarının sık görüldüğü seramik-zirkonya ara yüzü ortadan kaldırıldığı için klinik başarısızlıklar azalır [111,112]. Ayrıca polisajlanmış monolitik zirkonyanın karşit dişin minesinde glazeli veneer seramiğinden daha az aşınmaya sebep olduğu bildirilmiştir [25,81].

➤ Monolitik zirkonyanın dezavantajları [113,114]

- Ağızda uygulama gerekliliğinde, veneer seramiğine göre aşındırılması daha zordur.
- Bilgisayar destekli üretim cihazlarını, kullanılan blokların maliyeti veneer seramiği uygulanan restorasyonlara göre daha fazladır.
- Kırık tamiri mümkün olmadığı için bu durumda restorasyonun yenilenmesi gerekir.

2.6.1. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Fiziksel Özellikleri

Monolitik zirkonya restorasyonların yüzey özellikleri, karşıt dişlerin aşınma miktarı, kırılma dayanımı, bükülme direnci ve elastik modülü, renk ve saydamlık gibi fiziksel özelliklerini değerlendiren pek çok çalışma yapılmaktadır.

Yüzey aşınması

Yüzeyden madde kaybı anlamına gelen aşınma; mekanik kontakt, yüzey pürüzlülüğü, kırılma tokluğu, kimyasal reaksiyonlar, oklüzal kuvvetler, sıcaklık ve ortamın lubrikasyonu gibi birçok faktörden etkilenmektedir [115,116]. Restorasyonların antagonistinde bulunan ve oklüzal temaslar esnasında doğal dişlerin aşınmasını engellemek için restoratif materyalin türü ve yüzey özellikleri çok önemlidir [116].

Monolitik zirkonya restorasyonlarda estetik görünümü iyileştirmek ve pürüzsüz bir yüzey elde etmek için polisajlama yada glaze işlemi uygulanır [117]. Restorasyonun karşıt arkta temasta olduğu mine yüzeyinde meydana getirdiği aşındırmanın değerlendirildiği çalışmalarda monolitik zirkonyayı polisaj ile parlatmanın, glaze ile parlatmadan çok daha az aşındırıcı etkisi olduğu bildirilmiştir [115,116,118–122]. Çünkü yüzeye polisaj yapılmadan glaze uygulandığında restorasyonun kullanımına bağlı olarak bu tabaka kısa sürede aşınır ve alttaki pürüzlü tabakanın ortaya çıkması karşıt arkta bulunan doğal dişte daha fazla aşındırıcı etki oluşturur [121].

Mine yüzeylerinin karşılıklı olarak bir yılda gösterdiği fizyolojik aşınma miktarı ortalama 30-40 μm 'dir [119]. Yapılan çalışmalarda farklı restorasyon materyallerinin mine yüzeyindeki aşındırıcı etkileri değerlendirilmiş, minede en az aşınma meydana getiren materyalin monolitik zirkonya, en fazla aşınma meydana getiren ise cam seramikler olduğu bildirilmiştir [81,116]. Veneer seramiği içermeyen zirkonyanın mine yüzeyindeki aşınma etkisinin en az seviyede olması bu restorasyonların önemli klinik avantajları arasındadır.

Kırılma dayanımı

Monolitik olarak üretilmiş zirkonya restorasyonlar ağız içi maksimum ısırma kuvvetlerine karşı yeterli dirence sahiptir [24,112]. Sun ve diğerleri [24], 1 mm kalınlığındaki monolitik zirkonyanın kırılma dayanımının metal-seramik restorasyonlara eşit olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmalar kırılma dayanımının 5000-10.000 N civarında olduğunu ortaya koymuştur [100,123]. Beuer ve diğerleri [80], monolitik zirkonyanın, veneerlenmiş zirkonyaya göre daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğunu bildirmiştir.

Renk ve translüsensi

Monolitik zirkonya restorasyonların renk uyumunun sağlanması; üretici firma tarafından farklı renklerde üretilmiş blokların kullanılması veya tek renk olarak üretilmiş yarı sinterize bloklardan restorasyonun şekillendirilmesi sonrasında sinterizasyon öncesi aşamada renklendirme solüsyonları ile yapılmaktadır [124]. Renklendirilmemiş presinterize zirkonya bloklardan üretilen restorasyonlar, doğal diş dokusu ile renk uyumunun sağlanabilmesi için renk solüsyonlarına batırılarak veya solüsyonların fırça ile bölgesel olarak uygulanması yoluyla renklendirilir. Renklendirme solüsyonları üreticinin talimatı doğrultusunda uygulanırlar. Sinterizasyon sonrasında polisaj ve glaze işlemleri ile restorasyon bitirilir [117].

Bir restorasyonun renk ve translüsensi özelliklerini içteki opak tabakanın renginin dıştaki translüsent tabakadan yansımaları belirlemektedir [125]. Opaklığın artması ışık geçirgenliğini azaltarak estetik görünümün etkilenmesine neden olmaktadır. Translüsensi özelliği ise materyalin yapısal özellikleri, rengi, kalınlığı, alttaki diş ve

siman rengi ile materyal yüzeyine uygulanan parlatma işlemleri ile belirlenir. Translüsент özelliğinin artmasında monolitik zirkonyanın kompozisyonunda bulunan itrium oranı ve zirkonyum partiküllerinin boyutu etkilidir [109,110,126,127].

2.6.2. Monolitik zirkonya restorasyonların simantasyonu

Tam seramik restorasyonların simantasyon işlemleri temel olarak seramiğin yapısına bağlıdır. Ayrıca preparasyonun tutuculuğu, dayanıklılığı ve izolasyonun sağlanabilmesi de simantasyonu etkileyen faktörlerdir. Tam seramik restorasyonlarda genellikle adeziv simantasyon uygulanmakla beraber geleneksel simantasyon da uygulanabilmektedir [128,129].

Geleneksel simantasyonda çinkofosfat siman ile simante edilen restorasyonlar diş mekanik olarak tutunur. Cam iyonomer simanlar seramiğe mekanik diş yapılarına kimyasal olarak bağlanır [130]. Adeziv simantasyonda ise bir bağlayıcı ajan kullanılarak restoratif materyal ile yapıştırıcı siman arasında ve diş dokusu ile siman arasında bağlantı sağlanır. Adeziv simantasyon, diş dokusu ile restorasyon arasındaki rezin simanın bu yüzeylere kimyasal bağlantısı ve mikromekanik tutunması sonucu retansiyon sağlamaktadır [131].

Zirkonya altyapılı restorasyonların simantasyonunda genellikle geleneksel simantasyon uygulanır. Ancak tutuculuğun artırılması istendiği durumlarda (yetersiz kron boyu, tutucu olmayan preparasyon geometrisi) adeziv simantasyon tercih edilir. Zirkonya altyapılara göre translüsensi özelliği artırılmış olan monolitik zirkonya restorasyonlarda kalınlığın 1 mm'den daha az olduğu durumlarda alttaki dişin dentin renginin maskelenebilmesi için kullanılan rezin simanın renginin önem kazandığı bildirilmiştir [132,133].

2.7. Rezin Simanlar

Günümüzde estetik diş hekimliğindeki çalışmaların artması ve adeziv sistemlerdeki gelişmelerle birlikte kompozit rezin esaslı simanların kullanımı yaygınlaşmıştır. Kompozit rezin esaslı simanlar, üretan dimetakrilat (UDMA) ya da bisfenol glisidil

metakrilat (Bis-GMA) rezinlerinin farklı miktarlarda inorganik doldurucu ile kuvvetlendirildiği akışkan kompozitlerdir [128,129].

Kompozit rezin esaslı simanlar üç ana bileşenden oluşmaktadır,

1. Organik polimer matriks faz
2. İnorganik faz
3. Ara faz

1.Organik polimer matriks faz: Bis-GMA (bisfenol-A-glisidil metakrilat) veya UDMA (üretan dimetakrilat)'dan oluşur. UDMA 'ın daha kuvvetli adezyon ve renklenmeye karşı daha yüksek dayanıklılığının olmasına rağmen iki rezin de yüksek vizköziteye sahiptir. Bu nedenle trietilenglikol dimetakrilat (TEG-DMA) ilavesi ile vizköziteleri azaltılır [134].

2.İnorganik faz: Kompozit rezin esaslı simanlara ilave edilen doldurucu partiküller ve bu partiküllerin büyüklüğü, şekli ve miktarı ile fiziksel ve mekanik özellikleri belirlenmektedir. Matriks içinde yaklaşık %20-75 oranında çeşitli şekil ve büyüklükte kuartz (kristalin silika), stronsiyum alüminyum silikat, baryum alüminyum silikat gibi doldurucu partiküller bulunur [135]. Tanecik büyüklüğünün artmasıyla organik matriks oranı düşer, böylece ısı genleşme katsayısı, su emilimi, polimerizasyon büzülmesi azalır, yapının dayanıklılığı ve ısı iletkenliği artar [134,136].

3.Ara faz: Doldurucu taneciklerin yüzeyinin silan ile kaplı olmasına bağlı olarak organik polimer matriks ile inorganik faz arasında sıkı bir adezyon sağlayan fazdır. Silan molekülü, bir ucu ile polimer matrikse, diğer ucuyla da doldurucuya bağlanır [137]. Polimer birçok monomerin birbirlerine tutunmasıyla oluşan büyük bir molekül olup, dental rezinler polimer yapısındadır [3,138].

➤ Adeziv rezin simanların endikasyonları

1. Tam seramik restorasyonların simantasyonu,
2. Porselen laminate veneer restorasyonlarının simantasyonu,
3. Metal destekli ve tam seramik inlay/onleylerin simantasyonu,
4. Periodontal splintlerin simantasyonu,

5. Ortodontik braketlerin simantasyonu [139].

➤ Adeziv rezin simanların avantajları

1. Yüksek dayanıklılığa sahiptirler.
2. Ağız ortamında çözünürlükleri düşüktür.
3. Renk seçenekleri fazladır.
4. Bazıları flor salar.
5. Seramiğin güçlendirilmesini sağlarlar.
6. Konservatif restorasyonlara olanak tanırırlar [105,135,137].

➤ Adeziv rezin simanların dezavantajları

1. Uygulamaları hassas teknik gerektirir.
2. Film kalınlığı, geleneksel simanlara oranla fazladır.
3. Mikrosızıntı ve pulpa duyarlılığına neden olabilir.
4. Bazı ürünlerde oksijen, polimerizasyonu inhibe eder [105,140].

2.7.1. Adeziv rezin simanların sınıflandırılması

Adeziv rezin simanlar polimerizasyon mekanizmasına göre; kimyasal polimerize olan, ışıkla polimerize olan ve hem kimyasal hem ışıkla polimerize (dual polimerize) olan şeklinde sınıflandırılırlar [141,142].

Kimyasal polimerize rezin simanlar

Kimyasal polimerizasyon, benzoil peroksit veya benzer bir peroksitin, akselatör olan tersiyer aminle reaksiyon vermesi sonucu oluşan serbest radikaller ile başlar. Materyal iki pat halinde bulunur, iki bileşenin karıştırılmasıyla polimerizasyon başlar ve polimerizasyonun tamamlanması için belirli bir süre gerekir. Kalınlığı 2,5 mm'yi geçen, ışık iletimini engelleyen restorasyonlarda ve postların simantasyonunda endikedir [142,143]. Dual polimerize ve özellikle kimyasal polimerize rezin siman sistemlerinde amin hızlandırıcılar ve inhibitörlerde reaktif grupların oksidasyonu renk değişimine sebep olabilmektedir. Bu nedenle bu simanların renk stabiliteleri çok iyi değildir [134,144,145].

Işıklı polimerize olan rezin simanlar

Işıklı polimerize rezin simanlar tek pat sistemi halinde bulunurlar ve reaksiyon başlatıcı olarak kamforokinon ve hızlandırıcı olarak alifatikamin içerirler. Polimerizasyon; monomerlerin halojen, plazma ark, lazer veya LED gibi ışık kaynakları ile aktive edilmesi ve ışığa duyarlı kamforokinon gibi reaksiyon başlatıcıların serbest radikal oluşturmalarıyla başlar [134,146,147]. Işıklı polimerize rezin simanlar seramik laminate veneer gibi kalınlığı fazla olmayan ve ışık geçirgenliği yüksek materyallerden yapılan restorasyonların simantasyonunda sıklıkla tercih edilmektedirler. Başlıca avantajlarından biri kimyasal polimerize rezin simanlarla kıyaslandığında daha uzun çalışma süresine izin vermesidir. Fazla simanın sertleşmeden önce temizlenebilmesi hekime kolaylık sağlar. Renk stabilitesi kimyasal polimerize rezin simanlara göre daha iyidir [148]. Çalışmalar 1,5 mm'den kalın seramik restorasyonlar da ışıkla polimerize rezin simanların yeterli polimerizasyon derecesinin sağlanamadığını göstermiştir [149,150]. Işıklı polimerize rezin simanların üretici firmaya göre farklı kıvam, ışık geçirgenliği ve renk seçenekleri mevcuttur. Bu farklı seçenekler ile restorasyonun sonuç rengi kontrol edilebilir [53].

Dual polimerize olan rezin simanlar

Sadece ışıkla polimerize olan rezin simanların kullanıldığı restorasyonlarda, ışığın ulaşmadığı bölgelerde tam polimerize olamayan polimerlerin kalması sebebiyle dual polimerize rezin simanlar geliştirilmiştir. Bu rezin simanlar baz ve katalizör olmak üzere 2 kısımdan oluşur. Katalizör içerisinde aminperoksit, baz içerisinde ise ışıkla polimerizasyon reaksiyonunun başlamasını sağlayan kamforokinon vardır. Işınlama ile polimerizasyon başlatılır, kimyasal tepkime sonucu ile polimerizasyon tamamlanır [151]. Kron, köprü, inley ve onleylerde kullanılırlar. Restorasyon kalınlığı 2-2,5 mm'den fazla ise yetersiz polimerizasyon riski vardır. Yüksek mekanik dayanım ve estetik özellikler gösterirler [152]. Seramiğin kırılma direncini arttırırlar. Fakat çok dikkatli ve hassas bir çalışma gerektirirler. Simantasyon sonrası temizlenmesi zordur ve pulpa hassasiyetine sebep olabilmektedirler [3].

2.8. Diş Hekimliğinde Renk

Renk, Commision internationale de l'Eclairage (CIE)' a göre kromatik ve akromatik komponentlerin kombinasyonundan oluşan görsel algılamadır [153]. Floresans, opalesans ve translusensi optik üçlüyü oluşturmaktadır. Bu optik özellikler diş hekimliğinde dişlere doğal bir görünüm kazandırabilmek için önemlidir.

Floresans: Bir objenin ışığı absorbe etmesi ve sürekli olarak ışığı daha uzun dalga boyları halinde yansıtmasıdır [154].

Opalesans: Doğal dişlerde insizal kenarlarda ışığın saçıldığı bölgelerde mavi-beyaz, ışığın iletildiği bölgelerde ise turuncu-kahverengi görünüme sahip olması durumudur [155].

Translusensi: Işığın geçirgenlik derecesini ifade eder. Transparanlık (ışığı tamamen geçiren) ve opalesans (ışığı tamamen yansıtan) arasında kalan; ışığı ne tamamen geçiren ne de tamamen yansıtan olarak tanımlanır. İnsan dişleri belli derecelerde translusentlik göstermektedir. Translusentlik arttığında Value değeri azalmaktadır çünkü nesneden yansıyan ışık miktarı azalmaktadır. Minenin translusentliği; ışığın geliş açısına, yüzey özelliklerine, ışığın dalga boyuna, dişin dehidratasyon seviyesine göre değişir [156].

Metamerizm: Işık kaynağına bağlı olarak bir cismin renginin farklı görünmesi metamerizm olarak adlandırılmaktadır [154]. Aynı ışık kaynağı altında bakıldığında aynı renkte görülen iki cisim farklı ışık kaynakları altında farklı renkte görülebilir. Diş hekimliğinde bu durumu önlemek amacıyla renk belirlenirken aydınlanma koşullarının kontrol edilmesi hata yapılmasını önler [157].

Günümüzde restoratif diş hekimliğinde fonksiyonun yanında estetiğin sağlanması, restorasyonların doğal diş rengine uyumlu olması önemlidir. Metal-seramik ya da tam seramik restorasyonlarda doğru renk seçimi yapabilmek için ışığın yapısı ve gözün ışığı nasıl algıladığı ve beynin nasıl yorumladığı bilinmelidir.

Işığın yapısı

Işık, dalga boyu nanometrelerle ifade edilen görülebilir elektromanyetik enerji olarak tanımlanabilir [158]. İnsan gözü 380-750 nm arasındaki dalga boyuna sahip ışınların oluşturduğu renklere karşı duyarlıdır. Beyaz ışık bir prizmadan geçirildiğinde kırılır ve farklı dalga boylardaki renklere ayrılır. Bir objenin görülebilmesi ya da renginin tespit edilebilmesi için yeterince aydınlatılması gerekmektedir. Gün ışığı ile aydınlatılan bir obje, renk spektrumu içerisinde kendi rengine ait dalga boyundaki enerjiyi yansıtırken, diğerlerini emer. Bunun sonucunda yansıyan enerji göz ve beyin tarafından algılanır ve cismin rengi gözlemci tarafından fark edilir [158,159].

Gözün ışığı algılaması

Işık ışınları bir cisme çarpıp göze ulaştığında kornea, vitreus, pupilla ve lensten geçerek gözün iç kısmını kaplayan retinaya ulaşır. Gözün retina tabakasında bulunan konik ve çubuk hücreler ışığa karşı duyarlıdır ve bir cismin renginin algılanmasında önemli rol oynarlar. Çubuk hücreler konik hücrelere nazaran daha fazla bulunurlar ($\text{Çubuk} \setminus \text{Konik} = 19 \setminus 1$), retinada geniş bir alana yayılmışlardır ve yalnızca ışığın parlaklığına karşı duyarlıdırlar. Konik hücreler ise retinanın fovea sentralis denilen küçük bir alanına yayılmışlardır. Kırmızı, mavi ve yeşil renklerdeki dalga boylarına duyarlı üç tip konik hücre bulunur. Fovea çevresinde konik ve çubuk hücrelerin bir arada bulunduğu bölge renklerin ayırt edilmesinde önemli rol oynar [158,159]. Retinada belirli dalga boyuna hassas, fotosensitif pigment içeren üç tip kon hücresi vardır. S-cone hücreleri düşük dalga boyu, M-cone hücreleri orta dalga boyu, L-cone hücreleri ise uzun dalga boyundaki ışık ışınlarına hassastırlar. Algıladığımız tüm renkler bu üç farklı kon hücrelerinden en az birinin uyarılması sonucu oluşur [159].

Beynin ışığı yorumlaması

Işık fotoreseptörler tarafından abzorbe edildikten sonra, optik sinir aracılığıyla visuel kortekse iletilir. Görme işleminin anatomik merkezi burasıdır. Son aşamada algılanan objenin görüntüsü bir dizi fiziksel, fizyolojik ve psikolojik bütünleştirme sonucu oluşmaktadır [7].

2.9. Renk Algısını Etkileyen Faktörler

Rengin doğru olarak algılanması çok sayıda faktöre bağlıdır. Bu faktörler; kişiye, ortama, doğal dışın durumuna ya da kullanılan materyalin optik özelliklerine bağlı olarak değişkenlik gösterebilir [157,160].

➤ Kişiye bağlı faktörler

Renk algısı, kişiden kişiye ya da aynı kişide zamanla değişiklik gösterebilen subjektif bir algıdır. Yerel ya da sistemik faktörler, yaş, ilaç kullanımı ve yorgunluk renk algısında değişkenliklere yol açarlar [161,162].

➤ Ortama bağlı faktörler

Aydınlatma gerecinden kaynaklanan ışığın şiddeti kadar türü de renk algısını etkileyebilir [163,164]. CIE, renk ölçüm cihazları ile yapılan ölçümler için ortamın ışık türünü parlak ışık (A), direkt güneş ışığı (B) ve ortalama gün ışığı (C) şeklinde üç farklı standart aydınlatma koşulu önermektedir. Ancak B ve C aydınlatıcıları floresan materyallerin ölçümünde başarısız bulunarak 1964 yılında sisteme bir dizi D (D65) aydınlatıcı eklenmiştir.

Işık kaynaklarının renk kalitesi, sağladıkları ışığın renk sıcaklık derecesiyle tanımlanır. W. Thomson tarafından ortaya atılan “Kelvin” ölçü birimine göre gelen ışığın renk sıcaklığı santigrat cinsinden ölçülmüştür. Bu ölçüm mutlak sıfırdan (-273°C) başlamaktadır ve “°K” kısaltmasıyla gösterilmektedir [164]. Günümüzde, aydınlatma gereçleri Çizelge 2.3’ te gösterildiği gibi sınıflandırılırlar.

Çizelge 2.3. Aydınlatma gereçleri

Sınıf	Isı Değeri (Kelvin)	Renk	Çeşidi
A	2,856 K	Sarı-kırmızı dalga boyu	Tungsten lambalar
B	2,874 K	Gün ışığını taklit eden	Likit filtre içeren tungsten lambalar
C	6,774 K	İndirek gün ışığını taklit eden	Tungsten lambalar
D	5,000- 6,500 K		Standart aydınlatma
E	6,500 K <		Varsayımlarda kullanılan

Renk seçimi sırasında önerilen ışık kaynakları spektral güç dağılımının, homojen gün ışığına oldukça fazla benzerlik gösteren D sınıfı gereçleridir [163,165].

Renk eşleşmesinin yapılacağı yerler, genellikle sadece aydınlatma gereçlerinden gelen ışığın değil, farklı pek çok kaynaktan ulaşan ışığın da etkisindedir. Bu nedenle renk seçimi konusunda üzerinde durulması gereken noktalar şunlardır;

- Renk seçimi gün ışığıyla yapılacaksa genellikle 10:00-14:00 saatleri arasında gerçekleştirilmelidir [166].
- Aydınlatma gerecinin yaydığı ışığın miktarı ortalama bir değerle en az 150 lümen en fazla 250 lümen olmalıdır [167].
- Renk seçiminin yapılacağı bölgede renk ısısının 6,500 K'i geçmemesine dikkat edilmelidir. Renk ısısı düşük olan aydınlatma cihazları kırmızı dalga boyunda renk ısısı fazla olanlar ise mavi tonlarda ışık yayarlar [164].
- Aydınlatma gereçleri periyodik olarak toz ve kirden arındırılmalıdır [163].

Renk seçiminde karşılaşılabileceğimiz, ortamdan kaynaklanan önemli güçlüklerden bir diğeri kontrast etkisidir. Renk seçilen ortamda, var olan renklerin doygunluğu arttıkça, doğal dışın doygunluğu olduğundan daha az algılanır. Ortamdaki cisimlerin renk doygunluğu azaldıkça bunun tam tersi gerçekleşir. Aynı kontrast etki, doğal dışın parlaklığı içinde geçerlidir. Ortamındaki cisimlerin parlaklığı arttıkça, doğal dış olduğundan daha az parlak algılanır. Renk seçilecek ortamların gri bir arka plan

oluşturması önerilmektedir. Deneysel çalışmalarda renk eşleştirmeleri daima gri arka fon kullanılarak yapılmaktadır [158,159,163].

➤ Doğal dişe bağlı faktörler

Dentin, dişin hacminin büyük kısmını oluşturduğu için dişin renginden esas olarak sorumlu olan diş tabakasıdır. Mine renksizdir ve dişin rengine katılmamakla birlikte value' yu düzenler. Muia doğal dişin rengini; dentinde yer alan ve mineden yansıyan renk veya renkler şeklinde tanımlamıştır [164].

Doğal diş minesi, ağırlığının %97' si inorganik maddelerden (hidroksi apatit kristalleri) oluşur. Bu nedenle minenin ışık geçirgenliği yüksektir. Dentin ağırlığının yalnızca %30' u kristallerden oluştuğu için çok daha düşük ışık geçirgenliğe sahiptir [164].

➤ Materyale bağlı faktörler

Dental seramik optik olarak heterojen bir yapıya sahiptir. Farklı kırılma indisine sahip metal oksitler, kristaller veya camsı grenler içeren transparan bir yapıdadır. Seramiğin içine giren ışığın bir kısmı diffüz olarak yansırken bir kısmı da direkt olarak geçer. Seramiklerin dayanıklılığını arttırmak için yapılarına eklenen kristaller, materyalin translusentliğini azaltır. Dental seramik içindeki ışık saçılmasını arttırmak ve minenin prizmatik etkisini taklit etmek için opaklaştırıcı ajanlar ve kristaller kullanılır. Dental seramikler içindeki partiküllerin ışık kırma indisindeki farklılığa bağlı olarak farklı translusent özelliklere sahip mine, dentin ve opak porselenleri oluşur. Restorasyonun klinik uyumlaması; kontur, okluzyon, renk düzeltmeleri, özel efektler ve glaze yapımını içerir. Modifikasyonlar için genellikle yüzeysel makyaj setleri kullanılır [165]. Prensip olarak makyaj uygulaması; ana renk modifikasyonları için değil karakterizasyon ve efekt için kullanılmalıdır. Bazı dental seramiklerin ışık geçirgenlikleri Çizelge 2.4' te belirtilmiştir.

Çizelge 2.4. Dental seramiklerin ışık geçirgenlikleri

Materyal	Ürün Adı	Geçirgenlik Derecesi
Alumina	In-Ceram (Vita)	Düşük
High Alumina	Procera (Nobel Biocera)	Düşük
Lösit	Empress I (Ivoclar)	Orta
Feldspatik	Creation (Jensen)	Yüksek
Cam Seramik	Hera Ceram (Heraeus) Dicor (Densplay)	Yüksek

2.10. Renk Sistemleri

Renklerin matematiksel olarak ölçülebilmesi için yirminci yüzyılın başlarından bu yana kullanılan renk sistemleri Çizelge 2.5’ te gösterilmektedir [7,153,159,168–171].

Çizelge 2.5. Renk sistemleri

Yıl	Sistemin adı	Geliştirenin adı
1905	Munsell sistemi	Munsell
1916	Otswald sistemi	Otswald
1931	CIE sistemi	Comm. Int. l’Eclairage
1955	DIN sistem	Richter
1968	NCS	Hard ve Sivik
1962	Coloroid Color Sistem	Nemcsisc
1976	CEIL *a*b* sistemi	Comm. Int. l’Eclairage

Güvenirliliği, uygulama kolaylığı, uluslararası kabul edilebilirliği açısından en çok kullanılan sistemler Munsell ve CIE L*a*b* renk sistemleridir.

2.10.1. Munsell renk sistemi

Albert H. Munsell tarafından 1905’te tanımlanmış 1945’te son halini almış olup ilk önerilen renk sistemidir ve sonradan geliştirilen renk sistemlerine temel olmuştur. Munsell rengi; Hue (H); ana renk, Value (V); rengin parlaklığı ve Chroma (C); rengin doygunluğu olarak üç farklı boyutta tanımlamıştır [165,172].

Hue (Ton)

Rengi diğer renklerden ayırt eden; kırmızı, sarı, mavi gibi objenin baskın rengini ifade etmektedir [172].

Value (Parlaklık)

Parlaklık, bir cisimden geri dönen ışığın miktarıdır. Munsell, parlaklığı siyah beyaz bir skala olarak tarif etmiştir. Parlaklık skalası 0 ile 10 değeri arasında değişmektedir ve 5. basamakta nötral gri bulunmaktadır. Parlak cisimler daha az miktarda griye sahipken, düşük oranda parlaklığa sahip cisimler ise fazla miktarda griye sahiptir ve daha koyu görünür [172].

Chroma (Doygunluk)

Ana rengin gücünü veya pigment yoğunluğunu ifade eder. Doygunluk ve parlaklık ters orantılıdır. Doygunluk arttığı zaman parlaklık azalır [172].

Munsell, sistemini beş ana renk tanımlayarak oluşturmuştur. Bu renkler, kırmızı(R), sarı(Y), mavi(B), yeşil(G) ve mor(P). Sistem içinde, sırasıyla, R, Y, B, G ve P harfleriyle temsil edilirler. Sistem içinde ana renkler dışında onların birleşimiyle oluşan diğer renkler de vardır. Ana renklerin birleşimiyle oluşan renkler, birleşen iki ana rengin işaretleriyle temsil edilirler. Bunlar, YR, GY, BG, PB ve RP şeklinde simgelenmişlerdir. Tüm renkler ve onların parlaklıkları ile doygunluklarının bileşiminden düzgün olmayan bir renk küresi oluşmaktadır [171,173,174].

Sistemdeki ana renkler, bir daire içinde saat yönünde sıralanmıştır. Sistemin ikinci boyutu olan parlaklık, siyahtan beyaza kadar 10 farklı dereceye ayrılmıştır. Parlaklık derecesini temsil eden eksen, daireyi tam ortasından dik bir şekilde deler. Parlaklık eksenini, saf siyahtan saf beyaza doğru değişkenlik gösterir [174]. Her bir ana renk 10 ayrı bölüme ayrılmıştır. 5 sayısı asıl ana rengi temsil eder. Bir rengin, küre içerisindeki yeri, ana renk ve parlaklık değerlerinin yazılmasının ardından konulan bir bölü işaretinden sonra, doygunluk değerinin de eklenmesiyle belirlenir [175].

Sistemde bir ana rengin doygunluğu 15 farklı bölüme ayrılarak ölçülür [171]. Halkanın en dış kısmından, parlaklık eksenine doğru gidildikçe, ilgili rengin doygunluk değeri azalmaktadır. Doygunluğun en fazla olduğu yer dairenin en sonu, en az olduğu yer ise dairenin merkezidir [174].

2.10.2. CIE L*a*b* renk sistemi

1976 yılında tanımlanmış olan CIE Lab renk sistemi; görünüm ve renk konusundaki standartları belirlemek üzere kurulmuş bir organizasyon olan CIE (Commission Internationale de l'Eclairage) tarafından önerilmiştir [159]. Nesnenin rengi L*, a*, b* değerleriyle tanımlanıp, restorasyon veya doğal dişteki renk değişikliğinin sayısal değeri (ΔE) ifade edilebilmektedir. L* koordinatı (Lightness) rengin aydınlığını belirtip 0'dan (saf siyah) 100'e (saf beyaz) vertikal eksen üzerinde yer alır. a* ve b* ise L'nin etrafındaki eksenlerde dönüp a* kırmızı-yeşil renk miktarını, b* sarı-mavi renk miktarını belirtir. a* pozitif değer aldığı anda renk kırmızı, negatif değerde ise daha yeşildir. b* pozitif değer aldığı anda renk daha sarı, negatif değerde ise daha mavidir [159,176].

CIE Lab renk sistemi ile görsel algıdaki renk farklılıkları sayısal olarak ifade edilebilmektedir. Renk değişimi sayısal olarak aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanır ve ΔE ile ifade edilir.

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

O'Brien'in renk farklılıklarının klinik olarak yorumlanabilmesi için yaptığı sınıflama Çizelge 2.6' da belirtilmiştir [177].

Çizelge 2.6. ΔE değerlerinin sınıflaması

Renk Farkı (ΔE)	Klinik Renk Eşleşmesi
0-0,5	Kusursuz
0,5-1	Mükemmel
1-2	İyi
2-3,5	Klinik Olarak Kabul Edilebilir

Literatürde insan gözü tarafından ayırtedilebilir ve klinik olarak kabul edilebilir renk farklılıklarının ΔE değeri ile ifade edilebilmesine yönelik çalışmalar yapılmıştır. Buna göre tam seramik restorasyonlar için insan gözü tarafından kabul edilebilecek ΔE eşik değerinin 1,6 ve klinisyen tarafından farkedilebilir ancak klinik olarak kabul edilebilir değerlerin $1 < \Delta E < 3,3$ olduğu, $\Delta E > 3,3$ olduğu durumlarda ise renk farkının klinik olarak kabul edilemez olduğu bildirilmektedir [178,179].

ADA (American Dental Association) renk skalalarının ΔE birimi tolerans sınırını 2 olarak rapor etmiştir [179].

2.11. Renk Ölçüm Yöntemleri

Dental restorasyonlarda renk ölçümünde görsel ve aletsel teknikler kullanılmaktadır.

2.11.1. Görsel renk ölçümü

Görsel renk ölçümünde test edilen örneğin rengi renk standartlarıyla karşılaştırılmaktadır. Renk algısı; yaş, yorgunluk, beslenme, duygu durumu, renk körlüğü, medikasyon, biküler farklılık gibi nedenlerle kişiden kişiye değişebileceği gibi aynı kişide zaman içinde değişebilen kişisel faktörler, aydınlatma, ışığın yoğunluğu gibi çevresel faktörler, doğal dişin rengi ve materyalin optik özelliklerine göre çeşitlilik gösterebilmektedir [158].

Restorasyonun renginin saptanmasında renk skalaları kullanılmaktadır. İlk renk skalası 1933 yılında Clark tarafından geliştirilmiştir [180]. 1950'li yıllarda 'Vitapan Classical' (Vita Zahnfabrik Bad Sackingen, Almanya) tarafından sunulan skala farklı renk tonlarına sahip 4 grup (A, B, C ve D) ve her grubun içinde farklı renk yoğunluklarına sahip renkler olmak üzere 16 renkten oluşmaktadır [181]. Bu skala günümüzde yaygın olarak kullanılıyor olsada, renklerin gruplandırılmasının sistematik olmaması ve mevcut renklerin doğal dişlerle uyumunun yetersiz olması yeni skala sistemlerinin geliştirilmesi ihtiyacını doğurmuştur [158].

1990'ların sonunda geliştirilen 'Toothguide 3D-Master (Vita Zahnfabrik Bad Sackingen, Almanya) skalası renklerin açıklık değerlerine göre 5 gruba ayrılan 26

renkten oluşmaktadır. Renkler yoğunluklarına göre vertikal yönde, tonlarına göre horizontal yönde sıralanmaktadır.

Çizelge 2.7. Renk skalaları

Renk Skala Sistemi	Renk Sayısı	Üretici Firma
Vitapan Classical (Vita Lumin Vacuum)	16	VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
Vitapan 3D-Master	26	VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
Vintage Halo	26	Shofu Inc.,Kyoto, Japonya
Vintage Halo NCC	38	Shofu Inc.,Kyoto, Japonya
Chromascop	20	Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn

Chromascop Sistemi renkleri tanımlamak için numaralar kullanır: 100 - Beyaz, 200 – Sarı, 300 – Turuncu, 400 – Gri , 500 – Kahverengi . Doygunluk değerleri 10'dan 40'a kadar sıralanmıştır; 10 en düşük, 40 en yüksek değerdedir. Çizelge 2.7'de renk skalaları ve kullanılan renk sayısı görülmektedir.

2.11.2. Aletsel renk ölçümü

1990' ların sonunda Cortex Machina (Montreal Kanada) şirketi teknolojik renk seçim sistemleri endüstrisini hayata geçirmiştir. Çevre ve ışık kaynağı etkisinin ortadan kaldırılması, sonuçların tekrarlanabilir ve güvenilir olması, hızlı elde edilebilmesi bu sistemin avantajlarından [182]. Bu cihazlar yüzeyde yaptıkları ölçüm alanına göre ikiye ayrılmaktadır. Spot ölçüm cihazları (Spot Measurement-SM) diş yüzeyinde küçük bir alanda ölçüm yapabilmektedirler. Tam yüzey ölçümü (Complete Tooth Measurement-CTM) yapan cihazlar bütün diş yüzeyinde tarama yapabilirler [183].

Teknoloji destekli renk seçiminde dijital kameralar, spektrofotometreler, kolorimetreler ve spektoradyometreler kullanılmaktadır [176,182,183].

Dijital kameralar

Teknolojik renk seçim sistemleri içinde en basit olanlarıdır. Renk hakkında laboratuvara bilgi verilmesi bakımından son derece kullanışlı olmalarına rağmen, bir

ölçüm cihazı olmadıkları ve subjektif değerlendirmeye açık oldukları unutulmamalıdır [184]. Dijital kameraların kullanımı pratik olmakla birlikte fotoğraflama sırasındaki açı, çevrenin ışıklandırması gibi faktörler nedeniyle rengin algılanması değişebilir. Bu sebeple ancak standart ışıklandırma koşulları altında güvenilir renk ölçümü yapılabilir [185].

Spektrofotometreler

Spektrofotometreler, diş hekimliğinde renk analizinde en doğru, kullanışlı sonuçlar verebilen aletlerin başında gelir. Nesnelerden yansıyan 1-25 nm dalga boyunda ışınların, aralıklı ya da basamaklı ölçümünün yapılabilmesini sağlar. Bir spektrofotometrede; ışık kaynağı, ışık dağıtıcı, ölçüm için optik sistem, detektör ve algılanan ışığın analiz edilebilmesi için sinyale dönüştüren alet bulunur [186]. Birçok dalga boyunda ölçüm yapabilen sensörlerle donatılmış olan spektrofotometreler çoklu sensör prensibiyle çalışmaktadır. İnsan gözünün tespit edemeyeceği renkleri bu sensörler sayesinde algılayabilirler. Çalışma prensipleri; örnekten yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının ölçülmesi işlemine dayanmaktadır [187]. Metamerizmi ayırt edebilmek amacı ile de kullanılabilirler. Farklı ışık kaynaklarında değişen ölçüm değerleri verirler. Bu nedenle spektrofotometreler daha profesyonel alanlarda, bilimsel çalışmalarda, kalite kontrolünde ve rengin tarif edilmesinde kullanılmaktadırlar [188].

2002 yılında CIE L^* , a^* , b^* değerlerini veren ağız içi dental spektrofotometreler piyasaya sunulmuştur. Crystaleye (Olympus, Tokyo, Japonya), klasik bir spektrofotometre ile dijital fotoğraf makinesinin özelliklerinin birleştirilmesi ile üretilmiştir. Cihaz fiberoptik kabloyla ana üniteye bağlanan bir el ünitesinden oluşur ve cihazın dış yüzeyi ile temasta olan probu 5 mm çapındadır. Prob 19 adet 1 mm çapında fiberoptik demet içermektedir. Ölçüm işlemi sırasında diş, probun etrafında bulunan halojen lamba tarafından dairesel 0° açılı bir geometri ile aydınlatılmaktadır. Optik ve görüntü teknolojisinin gelişimi ile birlikte, bu aletler kullanıcıya doğal diş renginin elde edilen fotoğraf aracılığı ile doğru bir şekilde tespit edilmesine olanak sağlar. Bu sistemin önemli özelliklerinden birisi de doğal dişin farklı bölgelerinin rengini tespit ederek dental teknisyene restorasyonun üretim aşamasında doğal dişlere en yakın rengin seçilmesini ve uygulanmasını sağlamasıdır. Ayrıca elde

edilen görüntü bilgisayar ortamına aktarılabilir ve bir yazılım aracılığı ile analizler yapılabilir. Görüntünün ağız ortamında elde edilmesi arka plandaki ışığın yetersiz olmasına neden olduğundan, yanlış sonuçlar ortaya çıkabileceği bildirilmiştir [189].

2009 yılında VITA easyshade'in ikinci nesil jenerasyonu VITA Compact (VITA Zahnfabrik, Almanya) cihazı piyasaya sunulmuştur. Vita easyshade Compact (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ise kablosuz, pille çalışan, ekonomik, oldukça küçük ve kullanımı kolay bir spektrofotometredir. Dişlerin renk analizini servikal, insizal ve orta üçlü olarak farklı bölgelere ayırarak gösterebilir, restorasyonun renk uyumunu hue, chroma ve value parametrelerini karşılaştırarak değerlendirme imkânı sunar. Cihaz renk ölçüm sonucunu Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master skalalarına göre vermektedir. Ayrıca sistem kullanıcıya ölçülen rengin CIE Lab değerlerini de verir [190]. 2013 yılında piyasaya sunulan VITA Easyshade Advance ise daha gelişmiş bir versiyonudur. VITA Easyshade; 6500 ° K renk ısısına sahip ışık kaynağı, içerisinde aydınlatıcı ve üç farklı alıcı olmak üzere 19 adet fiber uçtan oluşan 5 mm çapında bir fiber başlık ve geri yansıyarak alıcı tarafından toplanan ışığın yoğunluğunu dalga boyu cinsinden hesaplayan bir spektrofotometreden oluşur. Fiber başlığın algılama açısı 2° ve algıladığı dalga boyları 425-700 nm arasındadır [191].

Spektrofotometrelerin; standart koşullarda hatasız sonuçlar vermesi, objektif olması, matemerizmi değerlendirilebilir olması, küçük ve taşınabilir olması, son ölçümleri hafızasında bulundurabilmesi avantajlarındandır. Renk ölçümünün görsel yöntemlere kıyasla pahalı olması, kalibrasyon gerekliliği, klinik ortamda pratik olmaması kullanımını sınırlandıran özellikleridir.

Kalorimetreler

Standart bir renk kalibrasyonuna dayanarak rengi tespit edilecek objedeki renk verilerini analiz eden cihazlardır [192]. Kalorimetreler üç uyarınlı x, y, z değerlerini veya CIE L*, a*, b* değerlerini içerirler. Bu değerler matematiksel olarak analiz edilebilir ve elde edilen değerlerle farklı objelerin renk parametreleri

karşılaştırılabilir. CIE Lab sistemini kullanan cihazların çalışma prensibi belirli açıda ışın gönderip, sabit bir açıyla geri dönen ışınların yansıma değerlerini ölçme esasına dayanmaktadır [193]. Yüzey renklerinin ölçülmesi için, kolorimetre içerisinde insan gözündeki kon tipi hücrelere benzer olarak üç farklı sensör bulunmaktadır. Dedektör içinde yer alan bu sensörler, CIE $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ sistemine yakın sonuç vermek için yerleştirilmiştir[194]. Renk değerlendirilmesi için tasarlanmış ilk cihaz 1980'li yılların başlarında tanıtılmış olan 'Chromascan' (Sterngold, Stamford, CT, USA)'dır. Ancak, bu cihazın sınırlı hassasiyeti ve kullanım zorluğu nedeniyle çok başarılı olunamamıştır [193]. ShadeEye Chromametre (Shofu, Japonya) ise, ikinci jenerasyon modern dental üç uyarınlı kolorimetredir. Kolorimetrelerdeki ışığın yansıma ve dağılma sorunlarına ilişkin problemleri elimine etmek amacı ile ShadeEye sisteminde rengi ölçülecek olan materyalin cinsinin seçilebileceği seçenekler bulunmaktadır. Kalibrasyon öncesinde hangi materyalin rengi ölçülecekse cihaz ona göre ayarlandığında, matematiksel algoritmalar o cisme göre ölçüm yapmaktadır [195]. Diş hekimliğinde kullanılan kolorimetreler, invivo ve invitro çalışmalarda oldukça başarılı bulunmuştur [156]. Kolorimetrelerin düz yüzeylerde ölçüm yapmak için tasarlanmış olması, dar açıklığa sahip olan cihazlarda 'edge-loss' diye tabir edilen renk ölçüm yapılan nesneden yansıyan ışığın cihaza tam olarak dönmemesi gibi problemler kullanımını sınırlamaktadır [193].

Spektroradyometreler

Spektroradyometreler, renk üretimi uygulamalarında ve radyometrik değerlerin ölçümü için tasarlanmış cihazlardır. Objelerin elektromagnetik bölgelerde kendine özgü yansıma (reflectance/ radiance) değerlerini içerirler. Bu yansıma değeri objeye renk, doku, parlaklık ve görünüş gibi özellikleri veren kimyasal yapısından kaynaklanmaktadır. Radyometrik enerji, görünür ışık spektrumunun üzerinde 5, 10 ve 20 nm'lerde ölçülmektedir [38]. Görsel yolla renk belirlenirken oluşturulan aynı gözlem koşullarında, materyale değmeden hem kendisi hem de yüzeyi parlak olan cisimlerin renk ölçümlerinin yapılabilmesi önemli avantajlarıdır. Ölçüm açısında meydana gelebilecek ufak bir değişiklik sonuçlarda farklılık yaratabileceğinden, ölçümlerin hassasiyetle yapılması önerilmektedir [153,196]. Spektroradyometreler, diş hekimliği alanında yapılan araştırmalarda diş renginin veya seramik kor yapıların translusensliğinin belirlenmesinde kullanılmaktadır [38].

Bu tez çalışmasının amacı; monolitik kullanıma ve uygun yüksek dayanıklılığa sahip ancak kimyasal yapıları ve ışık geçirgenlik özellikleri farklı iki tam seramik materyali olan monolitik zirkonya ve lityum disilikat cam seramik restorasyonların simantasyon sonrası sonuç rengi üzerinde seramik kalınlığı ve kullanılan rezin siman renginin etkisinin araştırılmasıdır. Çalışmanın sıfır hipotezi monolitik zirkonya ve lityum disilikat cam seramik restorasyonların simantasyon sonrası final renginin seramik kalınlığı ve kullanılan rezin siman renginden etkilenmeyeceğidir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Gazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi. Çalışmada monolitik zirkonya ve lityum disilikat olmak üzere monolitik kullanıma uygun 2 farklı tam seramik materyali farklı kalınlıklarda hazırlanıp, değişik renklerdeki rezin simanlar ile simantasyonları sonunda materyal kalınlığı ve siman renginin restorasyonun final rengine etkisinin değerlendirilmesi amaçlandı.

Seramik örnekler; monolitik zirkonya (MZ) (Incoris TZI; Dentsply Sirona, Almanya) ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (LDS) (IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent AG, Schann, Lihtenştayn) bloklarından hazırlandı. Her iki seramik türüne ait tüm örnekler, üretici firma tarafından A2 renkte üretilmiş CAD/CAM bloklarından ilgili kalınlıklarda kesilerek üretildi.

Siman renginin, farklı kalınlıklardaki seramik örneklerin final rengi üzerine etkisinin değerlendirilmesi için; dual polimerize bir rezin simanın (Variolink II, Ivoclar Vivadent AG) A1, A2, A3 ve translüsent (Tr) olmak üzere 4 farklı rengi kullanıldı. Çalışmada renk ölçümleri spektrofotometre (Vita Easyshade Advance 4.0, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) cihazı ile yapıldı.

İki seramik materyali farklı kalınlıklarda ve farklı renklerde rezin simanlar ile kullanıldığında renklerinin, siman kullanımı öncesine göre gösterdiği fark tespit edildi. Çalışmada kullanılan seramiklerin ve simanların özellikleri Çizelge 3.1' de gösterilmektedir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan seramiklerin ve simanın özellikleri

Marka Adı	Kod	Üretici	Kompozisyonu
Incoris TZI	MZ	Dentsply Sirona, Almanya	ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃ , 99.0 ağırlıkça %
IPS e.max CAD	LDS	Ivoclar Vivadent AG, Schann, Lihtenştayn	ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃ >99.0 ağırlıkça %
Variolink II	A1, A2, A3, Tr	Ivoclar Vivadent AG, Schann, Lihtenştayn	Baz: Bis-GMA (10-25%), üretan dimeakrilat (2,5-10%), TEGDMA (2,5-10%), inorganik dolgu, itrium triflorid, başlatıcı, stabilizatör ^[1] _{SEP} Katalizatör: Bis-GMA (50-100%), UDMA (2,5-10%), TEGDMA (2,5-10%), inorganik dolgu, itrium triflorid, benzoil peroksit (<2,5%), stabilizatör

3.1. Örneklerin Hazırlanması

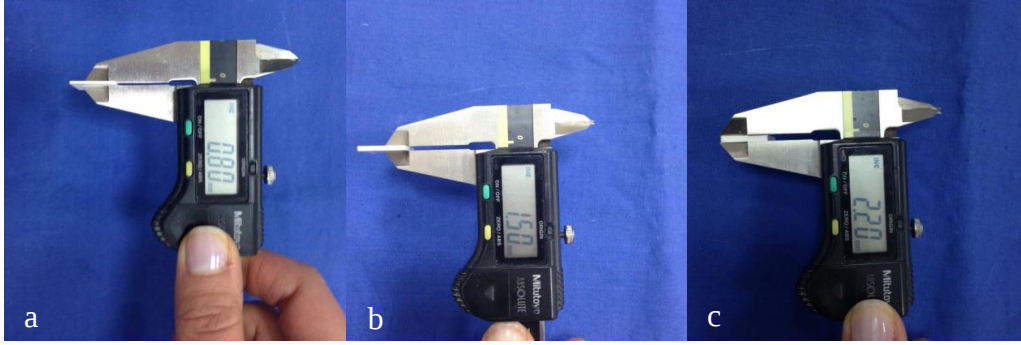
Çalışmada; monolitik zirkonya ve lityum disilikat seramik materyallerinden 0,5 mm; 1 mm ve 1,5 mm kalınlıklarda ve 10x14 mm boyutlarında dikdörtgenler prizması şeklinde örnekler hazırlanarak her grupta 10 adet örnek olmak üzere 6 seramik grubu oluşturuldu. Seramiklerle birlikte renk ölçümlerinin yapılması için 0,2 mm kalınlıkta 10x14 mm boyutlarında ve A1, A2, A3 ve translüsent (Tr) renklerde olmak üzere 4 siman grubu hazırlandı.

3.2. Monolitik Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

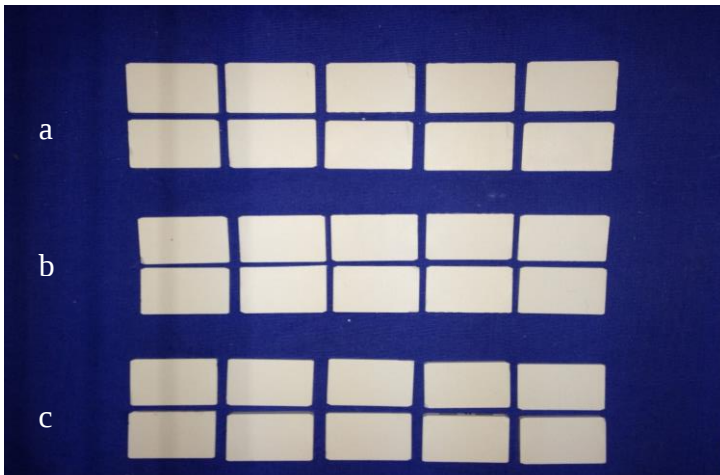
Yarı sinterize zirkonya bloklar halinde bulunan A2 renkteki Incoris TZI (Dentsply Sirona) bloklardan düşük hızlı kesit alma cihazı (Metkon Micracut 201, Bursa, Türkiye) ile sinterleme sonrası meydana gelebilecek büzülme (yaklaşık %30) oranında büyütülmüş kesitler alındı (Resim 3.1). Kalınlıkları 0,8 (±0,1) mm, 1,5 (±0,1) mm ve 2,2 (±0,1) mm olan her bir kesitten 10 adet hazırlandı (Resim 3.2, Resim 3.3).



Resim 3.1. Düşük hızlı kesit alma cihazı



Resim 3.2. MZ örneklerin ilk kalınlıkları a) 0,8 mm b) 1,5 mm c) 2,2 mm ölçümleri



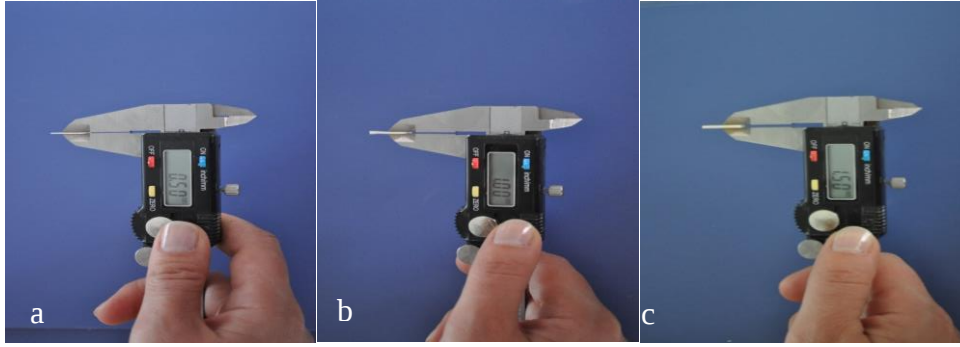
Resim 3.3. MZ örneklerin a) 0,8 mm; b) 1,5 mm; c) 2,2 mm dilimleri

Yarı sinterize zirkonya bloklar sinterleme öncesinde 80 °C' de 30 dakika süre ile porselen fırını (Programat P300; Ivoclar Vivadent AG) içerisinde kurutuldu. Kurutulan örnekler sinterizasyon fırınında (InFire HTC; Dentsply Sirona), üretici talimatlarına uygun olarak; 25 °C'den başlayıp 1510 °C'ye ulaşan sıcaklıkta 2 saat süre ile sinterlendi (Resim 3.4).

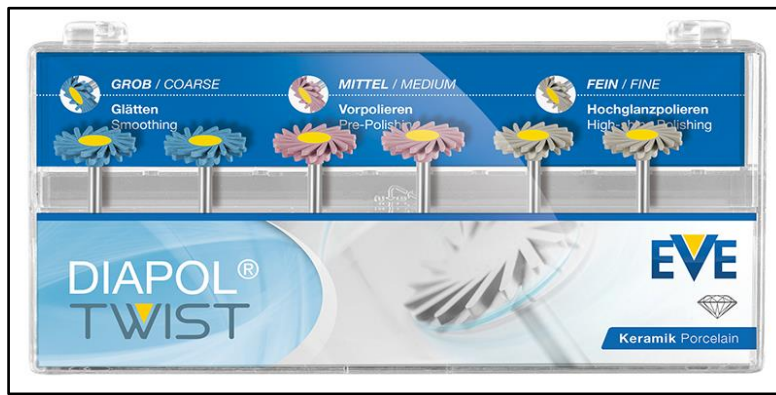
Örneklerin kalınlıkları sinterizasyon sonrası 0,01 mm hassasiyete sahip bir dijital kumpas (Powertechtools, Çin) ile 3 ayrı noktadan ölçüldü ve final kalınlıkları 0,5 ($\pm 0,1$) mm, 1,0 ($\pm 0,1$) mm ve 1,5 ($\pm 0,1$) mm olacak şekilde ayarlandı (Resim 3.5). Sinterlenmiş monolitik zirkonya örnekler özel polisaj kiti (Eve Diapol Twist Polishing Systems, Almanya) ile pürüzsüzleştirildi (Resim 3.6). Daha sonra tüm örnekler ultrasonik temizleyicide (Euronda, Eurosonic Micro; Vicenza, İtalya) distile su içerisinde 10 dakika temizlendi.



Resim 3.4. Sinterizasyon fırını



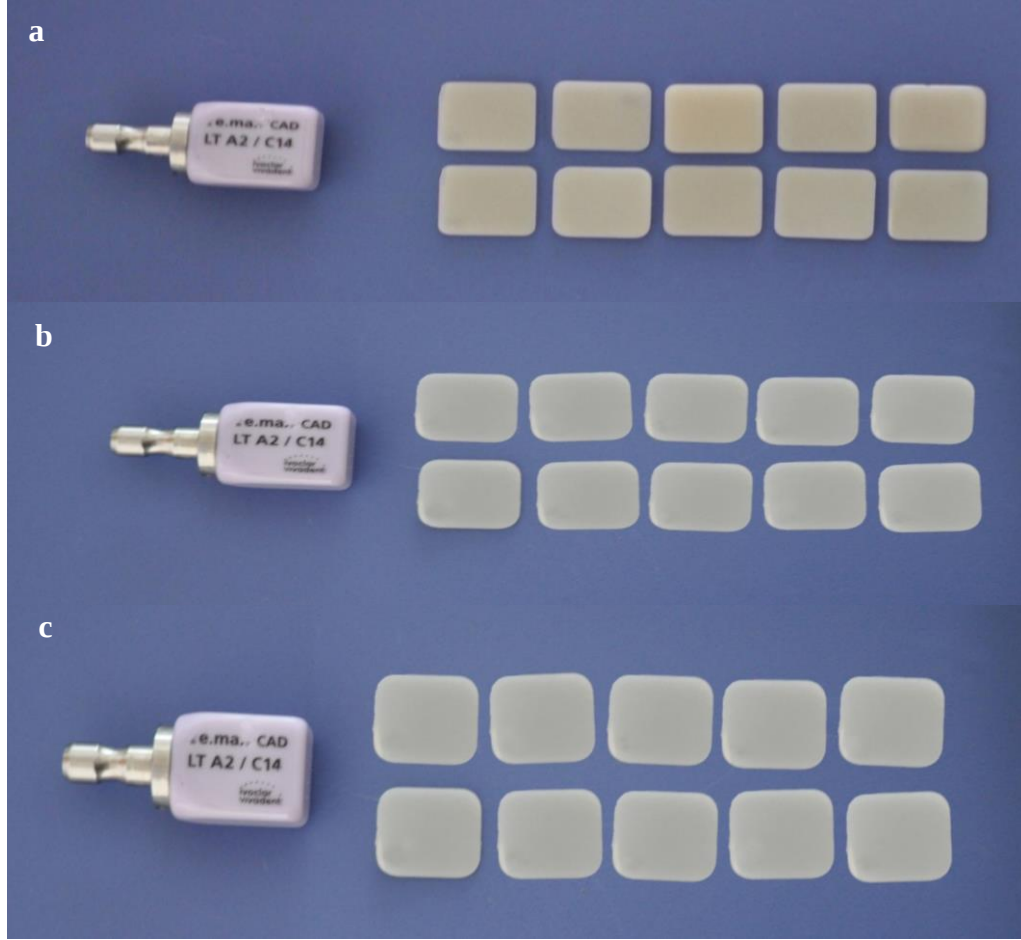
Resim 3.5. Sinterleme sonrası MZ örneklerin kalınlıklarının a) 0,5 mm b) 1 mm c) 1,5 mm ölçümleri



Resim 3.6. MZ ve LDS örneklerin polisaj kiti

3.3. Lityum Disilikat Cam Seramik Örneklerin Hazırlanması

Yarı kristalize lityum disilikat cam seramik bloklar halinde bulunan A2 renkteki IPS e.max CAD LT (Ivoclar Vivadent AG) bloklardan, düşük hızlı kesit alma cihazı ile kesitler alındı. Boyutları 14x10 mm, kalınlıkları 0,5($\pm$ 0,1) mm, 1,0($\pm$ 0,1) mm ve 1,5($\pm$ 0,1) mm olan her bir kesitten 10 adet hazırlandı (Resim 3.7).



Resim 3.7. LDS örneklerin a) 0,5 mm; b) 1 mm; c) 1,5 mm kalınlıkları

Örnekler hazırlandıktan sonra, üretici firmanın talimatları doğrultusunda porselen fırınında (Programat P300; Ivoclar Vivadent AG) kristalizasyonları sağlandı (Resim 3.8). Örneklerin kalınlıkları dijital kumpas ile ölçüldü. Kristalize lityum disilikat örnekler özel polisaj kiti (Eve Diapol Twist Polishing Systems) ile pürüzsüzleştirildi. Örnekler renk ölçümü öncesinde ultrasonik temizleyicide distile su içerisinde 10 dakika temizlendi.

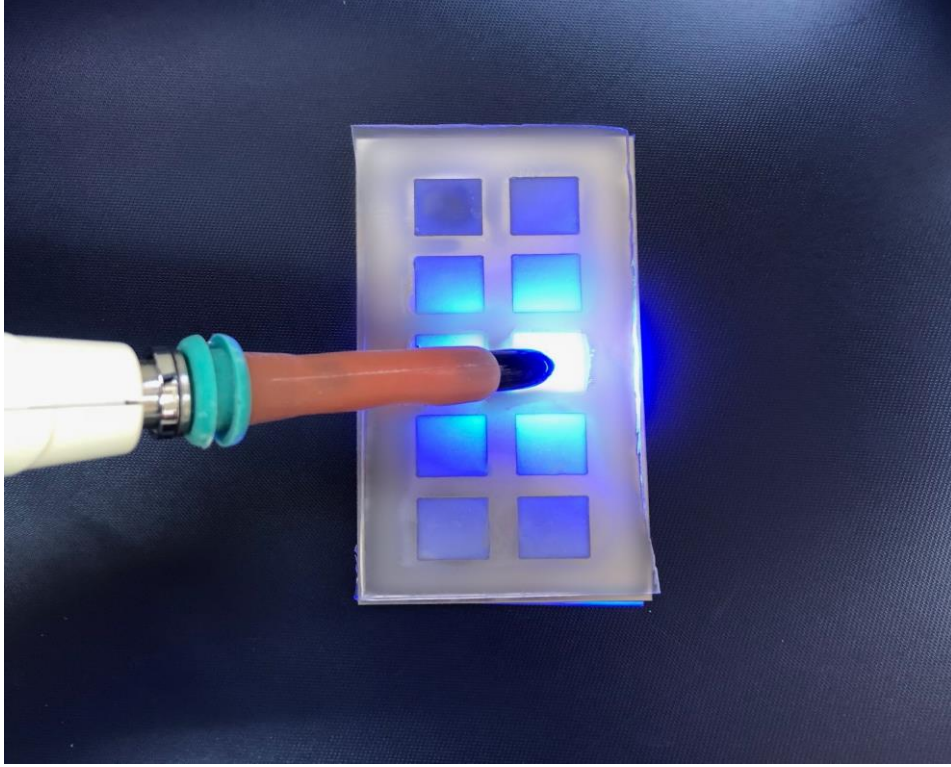


Resim 3.8. LDS örneklerin kristalizasyonu

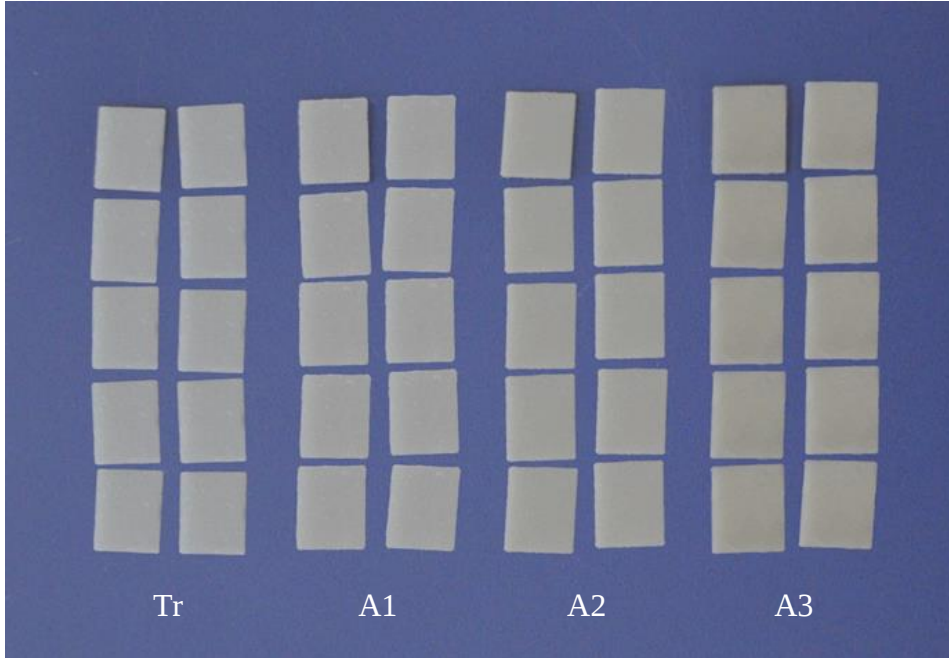
3.4. Rezin Siman Örneklerin Elde Edilmesi

Çalışmada siman olarak (Variolink II, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) dual polimerize rezin simanın A1, A2, A3 ve translüsent (Tr) renkleri kullanıldı.

Tüm rezin siman örneklerde standart siman kalınlığını elde etmek için, 10x14 mm boyutlarında 10 adet boşluk içeren 0,2 mm kalınlığında paslanmaz çelik levhada kalıp hazırlandı. İki cam levha arasına yerleştirilen bu kalıptaki boşluklara rezin siman boşluğu tam dolduracak miktarda ve hava boşluğu kalmayacak şekilde yerleştirildi. Dual polimerize rezin simanın baz ve katalizör bileşenleri üretici talimatları doğrultusunda karıştırılarak uygulandı. Kalıptaki boşluklara yerleştirilen rezin simanların her birine (Monitex BlueLex BT-150, China) ışık cihazı ile alt ve üst yüzeylerine 40 saniye boyunca ışık uygulanarak ışıkla polimerizasyon sağlandı (Resim 3.9). A1, A2, A3 ve translüsent (Tr) renkler olmak üzere her bir siman renginden 10'ar adet örnek elde edilip oda sıcaklığında 24 saat boyunca ışık geçirmez bir kapta saklandı (Resim 3.10).



Resim 3.9. Rezin siman örneklerin hazırlanması



Resim 3.10. Tr (TranslÜsent), A1, A2, A3 Siman örnekleri

3.5. Monolitik Zirkonya ve Lityum Disilikat Cam Seramik Örneklerin Renk Ölçümleri

Hazırlanan monolitik zirkonya (MZ) ve lityum disilikat cam seramik (LDS) örnekler numaralandırıldı ve renk ölçümlerini etkileyebilecek olası kontaminasyonlardan korumak amacıyla kapalı bir kutu içerisine yerleştirildi. Örnekler sırasıyla renk ölçümü için gün ışığını taklit eden floresan lamba (Activa 172 Sylvania, Almanya) içeren düzenek içinde, CIE D65 aydınlatmasına uygun, nötral gri fon içeren ortama alındı. Renk ölçümleri spektrofotometre cihazı (VITA Easyshade Advance; VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanılarak yapıldı. Her örneğin ölçümünden önce cihaz, üretici talimatlarına uygun olarak şarj aparatının üzerinde bulunan kalibrasyon tablası kullanılarak kalibre edildi (Resim 3.11)

Ölçümler örneğin merkezinden yapıldı ve aynı noktadan üç kez tekrarlandı. Ölçümlerden elde edilen CIE Lab renk sistemi koordinatları kaydedildi. CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemine göre, CIE L^* değeri objenin aydınlığının ölçüm değeridir ve mükemmel siyahın L^* değerinin 0, mükemmel beyazın L^* değerinin 100 olduğu bir skalada rakamlarla belirtilmiştir. CIE a^* değeri objenin kırmızı-yeşil değerlerinin ölçümü, CIE b^* değeri objenin sarı-mavi değerlerinin ölçümüdür. Her örnek için üç kez tekrarlanan ölçümlerin ortalamaları; L_0^* , a_0^* ve b_0^* değerleri olarak kaydedildi.



Resim 3.11. MZ ve LDS örneklerin D65 ölçüm koşullarında spektrofotometre ile renk ölçümleri

3.6. Monolitik Zirkonya ve Lityum Disilikat Örneklerin Rezin Simanlar ile Birlikte Renk Ölçümleri

Çalışmada A1, A2, A3 ve translüsent (Tr) renklerinin her bir renkten 10 adet olmak üzere toplam 40 adet üretilen rezin siman örnek, renk ölçümleri öncesinde her renk grubu için 1-10 arasında numaralandırıldı. Her bir ölçüm için sırasıyla bir adet rezin siman örnek ve bir adet seramik örnek (monolitik zirkonya örnekleri ve lityum disilikat cam seramik) gün ışığını taklit eden floresan lamba CIE D65 aydınlatmasına uygun ve nötral gri fon içeren ölçüm düzeneği içine alındı.

Renk ölçümü; seramik örneğin polisajlanmış yüzeyi üstte, rezin siman örnek altta konumlandırılarak ve bu iki tabakanın optik bağlantılarının gerçekleştirilmesi amacıyla aralarında kırılma indisi jeli (Smartgel OC 440A, Nye Lubricants, Fairhaven, MA, ABD) sürülmüş olarak yapıldı (Resim 3.12). Optik kırılma indisi 1,51 olan bu jel rezin siman örnek ile seramik örnek arasına aplikatör yardımıyla ince bir tabaka halinde uygulandı. Kırılma indisi jelinin saklanması ve uygulanması üretici firmanın tavsiyesi doğrultusunda ortam sıcaklığından etkilenmemesi için oda ısısında gerçekleştirildi. Kırılma indisi jelinin buharlaşmasına engel olmak için her ölçüm sonunda kapağı kapalı olarak muhafaza edildi.



Resim 3.12. Optik jel

Spektrofotometre ile hazırlanan bu rezin siman-seramik örnek çiftlerinin renk ölçümleri, daha önce anlatıldığı gibi gün ışığını taklit eden floresan lamba içeren düzenek içinde CIE D65 aydınlatmasına uygun, nötral gri fon içeren ortamda ve her bir örneğin merkezinden 3 kez tekrarlanacak şekilde yapıldı. Ölçümlerden elde

edilen CIE Lab renk sistemi renk koordinatları kaydedildi. Her örnek için üç kez tekrarlanan ölçümlerin ortalamaları; L_1^* , a_1^* ve b_1^* değerleri olarak kaydedildi.

Her bir seramik örneğin; tek başına yapılmış renk ölçümü ile A_1 , A_2 , A_3 ve T_r renkteki rezin simanların her biri ile birlikte yapılmış renk ölçümü arasındaki renk farkının değerlendirilmesi için CIE Lab renk sistemi tarafından belirlenen renk farkı yani “ ΔE ” formülü kullanıldı. Karşılaştırılmak istenen iki rengin birbirine yakınlığının rakamsal olarak ifade edilmesinde kullanılan ΔE formülü aşağıda gösterilmektedir.

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

$$\Delta L^* = L_0 - L_1$$

$$\Delta a^* = a_0 - a_1$$

$$\Delta b^* = b_0 - b_1$$

3.7. İstatistik Değerlendirme

Bu çalışmada elde edilen veriler SPSS 21 paket programı aracılığı ile analiz edildi.

Analizlere başlamadan önce normallik testleri yapılarak değişkenlerin normal dağılımdan gelip gelmedikleri Shapiro Wilk's testi aracılığıyla gerçekleştirildi.

Renk stabilitesi verilerinin normal dağılım göstermemesi nedeniyle, iki gruplu karşılaştırmalarda Mann-Whitney U testi, üç ve daha fazla gruplu karşılaştırmalarda ise Kruskal-Wallis H testi kullanıldı.

Anlamlılık seviyesi olarak 0,05 kullanılmış olup, $p < 0,05$ olması durumunda anlamlı farklılığın olduğu, $p > 0,05$ olması durumunda ise anlamlı farklılığın olmadığı belirtildi.

4. BULGULAR

Siman uygulaması öncesi spektrofotometrik ölçümler sonucu; birinci değerler (L_0 , a_0 , b_0) ile siman uygulaması sonrası elde edilen ikinci değerler (L_1 , a_1 , b_1) ve bu değerler kullanılarak hesaplanan ΔE değeri hesaplandı.

0,5 mm kalınlığındaki MZ seramiklerin siman uygulaması öncesi ve sonrası L , a , b ve ΔE değerleri Çizelge 4.1' de gösterilmektedir.

Çizelge 4.1. 0,5 mm kalınlığındaki MZ seramiklerin siman uygulaması öncesi ve sonrası renk parametreleri

Örnek No	MZ Örneklerin Siman Uygulanmadan Önce Renk Parametreleri			Siman Rengi	MZ Örneklerin Siman Uygulandıktan Sonra Renk Parametreleri			ΔE
	L_0	a_0	b_0		L_1	a_1	b_1	
1	86,3	4,6	33,0	A1	83,0	3,9	31,2	3,8
2	86,1	4,9	33,4	A1	82,8	4,0	31,2	4,1
3	85,8	4,8	32,5	A1	84,0	3,8	30,6	2,8
4	86,0	4,6	32,3	A1	83,8	3,7	29,9	3,4
5	86,3	4,8	33,0	A1	83,6	3,6	30,0	4,2
6	87,5	4,9	33,6	A1	83,9	3,9	31,1	4,5
7	86,4	4,9	33,8	A1	83,2	3,8	30,3	4,9
8	86,4	4,8	33,1	A1	83,9	4,0	31,5	3,1
9	87,1	4,9	33,4	A1	83,3	3,8	30,6	4,8
10	85,3	5,0	33,4	A1	83,4	4,1	31,1	3,2
1	86,3	4,6	33,0	A2	82,1	4,1	32,5	4,3
2	86,1	4,9	33,4	A2	81,5	4,3	32,4	4,7
3	85,8	4,8	32,5	A2	81,1	4,0	32,3	4,8
4	86,0	4,6	32,3	A2	81,2	4,2	32,9	4,9
5	86,3	4,8	33,0	A2	82,4	4,1	32,8	3,9
6	85,5	4,9	33,6	A2	82,4	4,2	32,9	3,3
7	86,4	4,9	33,8	A2	83,7	4,2	32,8	3,0
8	86,4	4,8	33,1	A2	82,0	4,1	32,5	4,5
9	87,1	4,9	33,4	A2	84,0	4,0	32,3	3,4
10	85,3	5,0	33,4	A2	82,0	4,4	32,6	3,5
1	86,3	4,6	33,0	A3	80,6	4,8	34,4	5,9
2	86,1	4,9	33,4	A3	80,5	4,9	34,5	5,6
3	85,8	4,8	32,5	A3	80,7	4,7	34,1	5,4
4	86,0	4,6	32,3	A3	80,8	4,7	33,8	5,4
5	86,3	4,8	33,0	A3	81,1	4,8	34,4	5,3
6	87,5	4,9	33,6	A3	82,6	4,8	34,3	5,0
7	86,4	4,9	33,8	A3	80,8	4,9	34,5	5,6
8	86,4	4,8	33,1	A3	80,9	4,9	34,6	5,7
9	87,1	4,9	33,4	A3	80,7	4,7	34,5	6,5
10	85,3	5,0	33,4	A3	80,5	4,9	33,9	4,8
1	86,3	4,6	33,0	Tr	83,1	3,5	30,3	4,3
2	86,1	4,9	33,4	Tr	83,7	3,6	30,4	4,1
3	85,8	4,8	32,5	Tr	83,3	3,4	29,9	3,8
4	86,0	4,6	32,3	Tr	83,1	3,4	29,5	4,2
5	86,3	4,8	33,0	Tr	83,7	3,3	30,0	4,2
6	87,5	4,9	33,6	Tr	84,3	3,4	30,6	4,7
7	86,4	4,9	33,8	Tr	84,0	3,5	30,4	4,4
8	86,4	4,8	33,1	Tr	84,2	3,6	31,0	3,3
9	87,1	4,9	33,4	Tr	84,0	3,5	30,2	4,7
10	85,3	5,0	33,4	Tr	83,7	3,6	30,4	3,7

0,5 mm kalınlığında MZ örneklerin A1 rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 2,8 ile 4,9 arasında değişmektedir.

0,5 mm kalınlığında MZ örneklerin A2 rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 3 ile 4,9 arasında değişmektedir.

0,5 mm kalınlığında MZ örneklerin A3 rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 4,8 ile 6,5 arasında değişmektedir.

0,5 mm kalınlığında MZ örneklerin Tr rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 3,3 ile 4,7 arasında değişmektedir.

Çizelge 4.1'deki siman uygulaması öncesi L_0 , b_0 , a_0 değerleri ve siman uygulaması sonrası L_1 , a_1 , b_1 değerleri kullanılarak ΔE hesaplandı ve gruplara ilişkin tanımlayıcı istatistikler ve karşılaştırmalar Çizelge 4.2'de gösterildi.

Çizelge 4.2. 0,5 mm kalınlıkta MZ seramiklerin siman uygulaması öncesi ve sonrasında hesaplanan ΔE değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve siman renkleri arasındaki farklılığa bağlı Kruskal Wallis H testi sonucu

MZ	Siman Rengi	ΔE						Kruskal Wallis H Testi		
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	H	p
0,5 mm	A1	10	2,38	2,39 B	1,3	3,12	0,62	13,6	34,333	0,001
	A2	10	4,24	4,06 A	3,45	5,6	0,6	25,5		
	A3	10	7,12	6,9 A	6,37	8,63	0,71	35,5		
	Tr	10	1,7	1,52 C	1,05	2,5	0,48	7,4		
	Toplam	40	3,86	3,29	1,05	8,63	2,21			

*Aynı büyük harfe sahip ortanca değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

Monolitik zirkonya seramik 0,5 mm kalınlıkta kullanıldığında, siman uygulanmadan önce ve siman uygulandıktan sonra elde edilen L , a , b değerlerine göre hesaplanan ΔE değerleri; siman rengi A3 iken en yüksek ΔE değerini (6,9) göstermiş ve bunu A2 (4,06) takip etmiştir. Bu iki grup arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulunmazken ($p>0,05$), A1 ve Tr siman rengi ile karşılaştırıldığında ΔE değerleri anlamlı derecede yüksektir ($p<0,05$). En düşük ΔE değeri, diğer siman renklerinden istatistik olarak anlamlı düşük olarak Tr siman uygulanan örneklerde bulundu ($p<0,05$).

1 mm kalınlığındaki MZ seramiklerin siman uygulaması öncesi ve sonrası L , a , b ve ΔE değerleri Çizelge 4.3' te gösterilmektedir.

Çizelge 4.3. 1 mm kalınlığındaki MZ örneklerin siman uygulaması öncesi ve siman uygulaması sonrası renk parametreleri

Örnek No	MZ Örneklerin Siman Uygulanmadan Önce Renk Parametreleri			Siman Rengi	MZ örneklerin siman uygulandıktan sonra renk parametreleri			ΔE
	L_0	a_0	b_0		L_1	a_1	b_1	
1	84,5	5,9	36,5	A1	81,6	4,4	34,6	3,8
2	83,1	6,0	37,6	A1	81,5	4,4	34,6	3,7
3	83,5	5,7	36,3	A1	81,2	4,4	33,9	3,5
4	83,7	5,9	36,3	A1	81,2	4,8	33,4	3,9
5	83,9	5,8	36,3	A1	81,1	4,8	34,4	3,5
6	83,1	5,9	37,3	A1	81,7	4,5	34,2	3,7
7	82,3	5,9	36,5	A1	80,3	4,6	33,9	3,5
8	84,1	5,6	36,0	A1	82,2	5,0	33,6	3,1
9	84,3	5,4	34,2	A1	81,0	5,3	34,8	3,4
10	83,6	5,9	36,6	A1	81,6	5,1	34,5	3,0
1	84,5	5,9	36,5	A2	82,4	5,2	34,9	2,8
2	83,1	6,0	37,6	A2	81,1	5,5	35,4	3,0
3	83,5	5,7	36,3	A2	81,4	5,3	34,5	2,8
4	83,7	5,9	36,3	A2	82,7	5,4	34,7	1,9
5	83,9	5,8	36,3	A2	81,9	5,2	34,8	2,6
6	83,1	5,9	37,3	A2	82,2	5,6	36,1	1,5
7	82,3	5,9	36,5	A2	80,2	5,2	34,0	3,2
8	84,1	5,6	36,0	A2	80,9	5,2	34,0	3,8
9	80,3	5,4	34,2	A2	81,7	5,5	35,6	2,1
10	83,6	5,9	36,6	A2	82,3	5,5	35,6	1,7
1	84,5	5,9	36,5	A3	82,9	5,4	35,2	2,2
2	83,1	6,0	37,6	A3	80,5	5,7	35,0	3,7
3	83,5	5,7	36,3	A3	80,8	5,5	34,3	3,3
4	83,7	5,9	36,3	A3	80,1	5,4	34,9	3,8
5	83,9	5,8	36,3	A3	81,9	5,5	34,7	2,6
6	83,1	5,9	37,3	A3	81,7	5,5	34,8	2,9
7	82,3	5,9	36,5	A3	80,2	5,3	34,0	3,2
8	84,1	5,6	36,0	A3	82,1	5,5	34,8	2,3
9	80,3	5,4	34,2	A3	78,5	5,4	34,0	1,8
10	83,6	5,9	36,6	A3	81,9	5,4	34,6	2,7
1	84,5	5,9	36,5	Tr	82,9	4,0	32,7	4,6
2	83,1	6,0	37,6	Tr	81,4	5,4	34,0	4,0
3	83,5	5,7	36,3	Tr	79,9	4,3	32,6	5,3
4	83,7	5,9	36,3	Tr	79,9	4,2	32,5	5,6
5	83,9	5,8	36,3	Tr	82,0	4,5	33,8	3,4
6	83,1	5,9	37,3	Tr	79,9	4,3	33,6	5,2
7	82,3	5,9	36,5	Tr	81,3	4,8	34,6	2,3
8	84,1	5,6	36,0	Tr	80,0	4,0	32,3	5,7
9	80,3	5,4	34,2	Tr	78,1	4,5	33,4	2,5
10	83,6	5,9	36,6	Tr	79,3	4,6	33,4	5,5

1 mm kalınlığında MZ örneklerin A1 rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 3 ile 3,9 arasında değişmektedir.

1 mm kalınlığında MZ örneklerin A2 rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 1,5 ile 3,8 arasında değişmektedir.

1 mm kalınlığında MZ örneklerin A3 rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 1,8 ile 3,8 arasında değişmektedir.

1 mm kalınlığında MZ örneklerin Tr rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 2,3 ile 5,7 arasında değişmektedir.

Çizelge 4.3'deki siman uygulaması öncesi L_0 , b_0 , a_0 değerleri ve siman uygulaması sonrası L_1 , a_1 , b_1 değerleri kullanılarak ΔE hesaplandı ve gruplara ilişkin tanımlayıcı istatistikler ve karşılaştırmalar Çizelge 4.4'te gösterildi.

Çizelge 4.4. 1 mm kalınlıkta MZ seramiklerin siman uygulaması sonrasında hesaplanan ΔE değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve siman renkleri arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu

MZ		ΔE						Kruskal Wallis H Testi		
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	H	p
1 mm	A1	10	3,07	3,03 A	1,16	3,92	0,77	31,18	15,389	0,002
	A2	10	1,97	2,18 B	1	2,67	0,59	10,8		
	A3	10	2,49	2,55 AB	1,64	3,1	0,55	21,55		
	Tr	10	2,44	2,5 AB	1,48	2,88	0,44	19,45		
	Toplam	40	2,51	2,53	1	3,92	0,7			

*Aynı büyük harfe sahip ortanca değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

Monolitik zirkonya seramik 1 mm kalınlıkta kullanıldığında, siman uygulanmadan önce ve siman uygulandıktan sonra elde edilen L, a, b değerlerine göre hesaplanan ΔE değerleri hesaplandığında en yüksek ΔE değeri siman rengi A1 iken en yüksek ΔE değerini göstermiş ve bunu A3 (2,55), Tr (2,5) ve A2 (2,18) takip etmiştir.

İstatistik olarak anlamlı fark sadece A1 ve A2 siman renkleri arasında bulunmuştur ($p<0,05$).

1,5 mm kalınlığındaki MZ seramiklerin siman uygulaması öncesi ve sonrası L, a, b ve ΔE değerleri Çizelge 4.5' te gösterilmektedir.

Çizelge 4.5. 1,5 mm kalınlığındaki MZ örneklerin siman uygulaması öncesi ve sonrası renk parametreleri

Örnek No	MZ Örneklerin Siman Uygulanmadan Önce Renk Parametreleri			Siman Rengi	MZ örneklerin siman uygulandıktan sonra renk parametreleri			ΔE
	L ₀	a ₀	b ₀		L ₁	a ₁	b ₁	
1	81,3	6,1	36,1	A1	78,4	5,0	33,9	3,8
2	81,5	5,9	35,5	A1	79,0	5,1	32,5	3,9
3	80,2	6,2	35,9	A1	77,8	5,1	33,2	3,8
4	80,0	6,0	35,1	A1	78,1	5,1	34,1	2,3
5	80,9	5,8	35,3	A1	78,3	5,0	33,0	3,6
6	81,5	5,8	35,4	A1	79,2	5,0	32,8	3,5
7	80,6	5,7	34,8	A1	77,7	5,1	32,8	3,6
8	79,9	5,9	35,7	A1	78,3	5,3	33,5	2,8
9	81,1	5,8	35,8	A1	78,6	4,9	32,9	4,0
10	80,8	5,8	35,3	A1	79,0	5,1	33,3	2,8
1	81,3	6,1	36,1	A2	78,9	5,2	33,1	3,9
2	81,5	5,9	35,5	A2	79,7	5,6	33,5	2,7
3	80,2	6,2	35,9	A2	78,7	5,7	34,6	2,0
4	80,0	6,0	35,1	A2	79,9	5,6	33,7	1,5
5	80,9	5,8	35,3	A2	78,7	5,3	33,4	2,9
6	81,5	5,8	35,4	A2	79,1	5,2	33,3	3,2
7	80,6	5,7	34,8	A2	78,0	5,5	33,5	2,9
8	79,9	5,9	35,7	A2	78,2	5,6	34,1	2,4
9	81,1	5,8	35,8	A2	78,9	5,4	33,8	3,0
10	80,8	5,8	35,3	A2	79,6	5,7	34,9	1,2
1	81,3	6,1	36,1	A3	78,7	5,4	33,5	3,7
2	81,5	5,9	35,5	A3	79,0	5,3	33,4	3,3
3	80,2	6,2	35,9	A3	78,7	5,6	34,5	2,1
4	80,0	6,0	35,1	A3	77,6	5,6	34,2	2,6
5	80,9	5,8	35,3	A3	78,7	5,5	34,0	2,6
6	81,5	5,8	35,4	A3	79,0	5,3	33,6	3,1
7	80,6	5,7	34,8	A3	77,9	5,5	33,5	3,1
8	79,9	5,9	35,7	A3	78,1	5,4	33,9	2,6
9	81,1	5,8	35,8	A3	78,7	5,4	33,6	3,3
10	80,8	5,8	35,3	A3	78,8	5,5	34,0	2,4
1	81,3	6,1	36,1	Tr	79,6	4,8	32,9	3,8
2	81,5	5,9	35,5	Tr	78,5	4,7	33,7	3,7
3	80,2	6,2	35,9	Tr	78,6	5,3	34,4	2,4
4	80,0	6,0	35,1	Tr	76,8	4,9	33,2	3,9
5	80,9	5,8	35,3	Tr	78,4	5,0	33,4	3,2
6	81,5	5,8	35,4	Tr	79,1	4,7	33,1	3,5
7	80,6	5,7	34,8	Tr	78,2	5,0	33,0	3,1
8	79,9	5,9	35,7	Tr	78,2	5,2	33,7	2,7
9	81,1	5,8	35,8	Tr	78,8	4,9	33,1	3,7
10	80,8	5,8	35,3	Tr	78,8	4,9	33,5	2,9

1,5 mm kalınlığında MZ örneklerin A1 rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 2,3 ile 4 arasında değişmektedir.

1,5 mm kalınlığında MZ örneklerin A2 rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 1,2 ile 3,9 arasında değişmektedir.

1,5 mm kalınlığında MZ örneklerin A3 rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 2,1 ile 3,7 arasında değişmektedir.

1,5 mm kalınlığında MZ örneklerin Tr rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 2,4 ile 3,9 arasında değişmektedir.

Çizelge 4.5'deki siman uygulaması öncesi L_0 , b_0 , a_0 değerleri ve siman uygulaması sonrası L_1 , a_1 , b_1 değerleri kullanılarak ΔE hesaplandı ve gruplara ilişkin tanımlayıcı istatistikler ve karşılaştırmalar Çizelge 4.6'da gösterildi.

Çizelge 4.6. 1,5 mm kalınlıkta MZ seramiklerin siman uygulaması sonrası ΔE değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve siman renkleri arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu

			ΔE						Kruskal Wallis H Testi		
			n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	H	p
MZ	1,5 mm	A1	10	2,5	2,36 A	1,98	3,57	0,56	25,83	6,072	0,108
		A2	10	1,77	2,08 A	0,45	2,67	0,78	15,5		
		A3	10	1,79	1,78 A	0,52	2,88	0,82	15,9		
		TR	10	2,27	2,47 A	1,02	2,83	0,57	23,35		
		Toplam	40	2,07	2,27	0,45	3,57	0,74			

Aynı büyük harfe sahip ortanca değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

Monolitik zirkonya (MZ) seramiklerin 1,5 mm kalınlıkta kullanılan siman renkleri grupları arasında ΔE değerleri açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$).

Çizelge 4.7. 0,5; 1; 1,5 mm kalınlığındaki tüm MZ örneklerin siman uygulaması sonrasında hesaplanan ΔE değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve siman renkleri arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu

		Siman Rengi						Kruskal Wallis H Testi		
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	H	p
MZ	A1	30	2,67	2,77 AB	1,16	3,92	0,71	66,5	8,959	0,03
	A2	30	2,66	2,37 AB	0,45	5,6	1,31	58,53		
	A3	30	3,8	2,82 A	0,52	8,63	2,5	71		
	Tr	30	2,14	2,35 B	1,02	2,88	0,58	45,97		
	Toplam	120	2,82	2,5	0,45	8,63	1,59			

Aynı harfe sahip ortanca değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

Kalınlık göz önüne alınmaksızın tüm monolitik zirkonya (0,5 mm; 1 mm ve 1,5 mm) örneklerin siman uygulanmadan önce ve siman uygulandıktan sonra elde edilen L, a, b değerlerine göre hesaplanan ΔE değerleri hesaplandığında; siman rengi A3 iken en yüksek ΔE değerini göstermiş ve bunu A1, A2 ve Tr takip etmiştir. İstatistik olarak anlamlı fark sadece A3 ve Tr siman renkleri arasında bulunmuştur ($p<0,05$).

0,5 mm kalınlığındaki LDS seramiklerin siman uygulaması öncesi ve sonrası L, a, b ve ΔE değerleri Çizelge 4.8' de gösterilmektedir.

Çizelge 4.8. 0,5 mm kalınlığındaki LDS örneklerin siman uygulaması öncesi ve sonrası renk parametreleri

Örnek No	LDS Örneklerin Siman Uygulanmadan Önce Renk Parametreleri			Siman Rengi	LDS Örneklerin Siman Uygulandıktan Sonra Renk Parametreleri			ΔE
	L_0	a_0	b_0		L_1	a_1	b_1	
1	85,5	-0,7	16,5	A1	85,9	-1,2	18,0	1,6
2	86,7	-0,6	17,7	A1	85,7	-1,1	18,4	1,3
3	86,0	-0,7	17,5	A1	85,8	-0,9	19,4	2,0
4	87,4	-0,7	16,6	A1	85,0	-1,2	18,6	3,1
5	86,5	-0,8	16,8	A1	85,9	-1,2	18,9	2,2
6	82,5	-0,6	16,2	A1	83,8	-1,1	18,4	2,6
7	88,6	-0,6	16,4	A1	85,6	-1,0	17,0	3,1
8	85,6	-0,9	16,4	A1	86,4	-1,2	18,5	2,3
9	86,9	-0,3	17,7	A1	84,1	-1,0	18,8	3,0
10	84,3	-0,8	15,9	A1	85,6	-1,2	17,9	2,5
1	85,5	-0,7	16,5	A2	87,2	-0,5	20,5	4,4
2	86,7	-0,6	17,7	A2	87,6	-0,1	21,0	3,5
3	86,0	-0,7	17,5	A2	86,7	-0,2	21,3	3,9
4	87,4	-0,7	16,6	A2	85,1	-0,5	21,7	5,6
5	86,5	-0,8	16,8	A2	85,1	-0,1	20,2	3,7
6	82,5	-0,6	16,2	A2	84,6	-0,5	20,4	4,7
7	88,6	-0,6	16,4	A2	86,8	-0,4	20,6	4,6
8	85,6	-0,9	16,4	A2	85,0	-0,7	20,5	4,1
9	86,9	-0,3	17,7	A2	86,0	-0,3	21,6	4,0
10	84,3	-0,8	15,9	A2	85,1	-0,7	19,8	4,0
1	85,5	-0,7	16,5	A3	86,7	0,5	24,1	7,8
2	86,7	-0,6	17,7	A3	87,1	0,6	24,4	6,8
3	86,0	-0,7	17,5	A3	87,4	0,4	23,7	6,5
4	87,4	-0,7	16,6	A3	86,9	0,3	22,9	6,4
5	86,5	-0,8	16,8	A3	87,1	0,4	23,6	6,9
6	82,5	-0,6	16,2	A3	85,8	0,7	24,1	8,6
7	88,6	-0,6	16,4	A3	86,7	0,4	22,5	6,5
8	85,6	-0,9	16,4	A3	86,5	0,5	23,1	6,9
9	86,9	-0,3	17,7	A3	86,6	0,9	25,2	7,6
10	84,3	-0,8	15,9	A3	86,9	0,7	22,5	7,3
1	85,5	-0,7	16,5	Tr	85,8	-2,5	15,5	2,1
2	86,7	-0,6	17,7	Tr	87,3	-1,2	16,4	1,5
3	86,0	-0,7	17,5	Tr	87,0	-1,8	17,7	1,4
4	87,4	-0,7	16,6	Tr	87,3	-2,1	17,2	1,5
5	86,5	-0,8	16,8	Tr	86,7	-2,3	16,8	1,5
6	82,5	-0,6	16,2	Tr	84,2	-1,5	17,0	2,1
7	88,6	-0,6	16,4	Tr	88,8	-1,7	16,2	1,1
8	85,6	-0,9	16,4	Tr	85,4	-1,9	16,2	1,0
9	86,9	-0,3	17,7	Tr	85,6	-2,0	16,3	2,5
10	84,3	-0,8	15,9	Tr	86,0	-2,0	16,2	2,1

0,5 mm kalınlığında LDS örneklerin A1 rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 1,3 ile 3,1 arasında değişmektedir.

0,5 mm kalınlığında LDS örneklerin A2 rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 3,5 ile 5,6 arasında değişmektedir.

0,5 mm kalınlığında LDS örneklerin A3 rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 6,4 ile 7,8 arasında değişmektedir.

0,5 mm kalınlığında LDS örneklerin Tr rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 1 ile 2,5 arasında değişmektedir.

Çizelge 4.8'deki siman uygulaması öncesi L_0 , b_0 , a_0 değerleri ve siman uygulaması sonrası L_1 , a_1 , b_1 değerleri kullanılarak ΔE hesaplandı ve gruplara ilişkin tanımlayıcı istatistikler ve karşılaştırmalar Çizelge 4.9'da gösterildi.

Çizelge 4.9. 0,5 mm kalınlıkta LDS siman uygulaması sonrasında hesaplanan ΔE değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve siman renkleri arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu

			ΔE						Kruskal Wallis H Testi		
			n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	H	p
LDS	0,5 mm	A1	10	3,87	3,93 B	2,76	4,92	0,75	14	21,514	0,001
		A2	10	4,03	4,1 B	3,02	4,89	0,7	16,15		
		A3	10	5,52	5,52 A	4,82	6,45	0,46	35,25		
		Tr	10	4,14	4,22 B	3,29	4,68	0,43	16,6		
		Toplam	40	4,39	4,37	2,76	6,45	0,88			

Aynı harfe sahip ortanca değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

Lityum disilikat cam seramik 0,5 mm kalınlıkta siman uygulanmadan önce ve siman uygulandıktan sonra elde edilen L , a , b değerlerine göre hesaplanan ΔE değerleri hesaplandığında, siman rengi A3 iken en yüksek ΔE değerini (5,52) göstermiştir. Kullanılan siman renklerinden A1, A2 ve Tr arasında ΔE değeri açısından istatistik olarak anlamlı bir fark bulunamazken, A3 renk siman uygulandığında elde edilen ΔE değeri diğerlerine göre anlamlı derecede yüksektir ($p<0,05$).

1 mm kalınlığındaki LDS seramiklerin siman uygulaması öncesi ve sonrası L, a, b ve ΔE değerleri Çizelge 4.10' da gösterilmektedir.

Çizelge 4.10. 1 mm kalınlığındaki LDS örneklerin siman uygulaması öncesi ve sonrası renk parametreleri

Örnek No	LDS Örneklerin Siman Uygulanmadan Önce Renk Parametreleri			Siman Rengi	LDS Örneklerin Siman Uygulandıktan Sonra Renk Parametreleri			ΔE
	L_0	a_0	b_0		L_1	a_1	b_1	
1	88,8	0,9	24,4	A1	85,1	0,7	23,2	3,9
2	86,9	0,5	22,2	A1	86,2	-0,2	21,6	1,2
3	89,2	0,2	23,0	A1	86,6	-0,1	21,8	2,9
4	87,6	1,1	23,7	A1	84,8	0,7	23,3	2,8
5	88,6	0,5	23,5	A1	86,3	0,0	22,1	2,7
6	90,4	0,2	22,8	A1	87,2	-0,1	21,9	3,4
7	87,2	0,5	24,0	A1	85,0	0,1	22,3	2,8
8	90,3	0,1	23,0	A1	86,7	-0,2	21,5	3,9
9	87,8	1,6	25,2	A1	85,3	0,9	23,6	3,0
10	89,7	0,1	22,7	A1	86,2	-0,1	21,6	3,7
1	88,8	0,9	24,4	A2	86,3	1,1	24,8	2,5
2	86,9	0,5	22,2	A2	86,8	0,2	23,1	1,0
3	89,2	0,2	23,0	A2	86,8	0,2	23,0	2,4
4	87,6	1,1	23,7	A2	85,6	1,1	24,3	2,1
5	88,6	0,5	23,5	A2	86,9	0,4	23,6	1,7
6	90,4	0,2	22,8	A2	88,1	0,3	23,4	2,4
7	87,2	0,5	24,0	A2	85,8	0,5	23,8	1,4
8	90,3	0,1	23,0	A2	87,7	0,2	23,4	2,7
9	87,8	1,6	25,2	A2	86,6	1,4	25,3	1,2
10	89,7	0,1	22,7	A2	87,5	0,3	23,4	2,3
1	88,8	0,9	24,4	A3	85,8	1,4	25,2	3,1
2	86,9	0,5	22,2	A3	86,9	0,6	23,8	1,6
3	89,2	0,2	23,0	A3	87,2	0,9	24,5	2,6
4	87,6	1,1	23,7	A3	85,6	1,6	25,2	2,5
5	88,6	0,5	23,5	A3	86,4	0,7	24,5	2,4
6	90,4	0,2	22,8	A3	87,9	0,7	24,0	2,8
7	87,2	0,5	24,0	A3	85,2	0,9	24,0	2,1
8	90,3	0,1	23,0	A3	87,5	0,7	24,0	3,1
9	87,8	1,6	25,2	A3	86,4	1,1	25,9	1,7
10	89,7	0,1	22,7	A3	87,2	0,8	24,2	3,0
1	88,8	0,9	24,4	Tr	86,3	0,2	23,1	2,9
2	86,9	0,5	22,2	Tr	86,7	-0,6	21,2	1,5
3	89,2	0,2	23,0	Tr	87,1	-0,5	21,6	2,6
4	87,6	1,1	23,7	Tr	85,1	0,6	23,4	2,5
5	88,6	0,5	23,5	Tr	86,8	-0,4	22,1	2,4
6	90,4	0,2	22,8	Tr	88,4	-0,7	21,2	2,7
7	87,2	0,5	24,0	Tr	87,4	-0,6	21,3	2,9
8	90,3	0,1	25,2	Tr	88,7	-0,6	23,5	2,4
9	87,8	1,6	22,7	Tr	86,3	0,5	23,2	1,9
10	89,7	0,2	22,6	Tr	87,6	-0,5	21,5	2,5

1 mm kalınlığında LDS örneklerin A1 rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 1,2 ile 3,9 arasında değişmektedir.

1 mm kalınlığında LDS örneklerin A2 rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 1 ile 2,7 arasında değişmektedir.

1 mm kalınlığında LDS örneklerin A3 rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 1,6 ile 3,1 arasında değişmektedir.

1 mm kalınlığında LDS örneklerin Tr rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 1,5 ile 2,9 arasında değişmektedir.

Çizelge 4.10'deki siman uygulaması öncesi L_0 , b_0 , a_0 değerleri ve siman uygulaması sonrası L_1 , a_1 , b_1 değerleri kullanılarak ΔE hesaplandı ve gruplara ilişkin tanımlayıcı istatistikler ve karşılaştırmalar Çizelge 4.11'de gösterildi.

Çizelge 4.11. 1 mm kalınlıkta LDS siman uygulaması sonrasında hesaplanan ΔE değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve siman renkleri arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu

			ΔE						Kruskal Wallis H Testi		
			n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	H	p
LDS	1 mm	A1	10	3,54	3,52 AB	3,04	3,94	0,29	25,82	16,204	0,001
		A2	10	2,54	2,68 C	1,53	3,83	0,73	11,7		
		A3	10	2,85	2,79 BC	1,81	3,84	0,67	15,5		
		Tr	10	4,41	4,89 A	2,31	5,71	1,3	30,5		
		Toplam	40	3,34	3,34	1,53	5,71	1,06			

Aynı harfe sahip ortanca değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

Lityum disilikat cam seramik 1 mm kalınlıkta siman uygulanmadan önce ve siman uygulandıktan sonra elde edilen L , a , b değerlerine göre hesaplanan ΔE değerleri, siman rengi Tr iken en yüksek ΔE değerini (4,89) göstermiş ve bunu A1, A3, A2 takip etmiştir ($p<0,05$). Kullanılan siman rengi Tr olan örneklerin ΔE değeri, A1 olanlarla anlamlı fark göstermezken, A2 ve A3 renkte siman kullanılanlara göre ΔE değeri anlamlı derecede yüksektir ($p<0,05$).

1,5 mm kalınlığındaki LDS seramiklerin siman uygulaması öncesi ve sonrası L , a , b ve ΔE değerleri Çizelge 4.12' de gösterilmektedir.

Çizelge 4.12. 1,5 mm kalınlığındaki LDS örneklerin siman uygulaması öncesi ve sonrası renk parametreleri

Örnek No	LDS Örneklerin Siman Uygulanmadan Önce Renk Parametreleri			Siman Rengi	LDS Örneklerin Siman Uygulandıktan Sonra Renk Parametreleri			ΔE
	L_0	a_0	b_0		L_1	a_1	b_1	
1	86,4	1,0	24,7	A1	83,5	0,4	22,9	3,5
2	86,0	1,0	24,8	A1	83,1	0,4	22,8	3,6
3	86,6	0,6	24,7	A1	85,9	0,1	22,9	2,0
4	86,9	0,9	24,7	A1	85,1	0,4	23,8	2,1
5	86,2	1,0	24,8	A1	85,2	0,4	23,2	2,0
6	85,0	0,9	24,4	A1	83,4	0,4	23,2	2,1
7	86,4	0,8	23,8	A1	84,2	0,3	23,1	2,4
8	87,7	1,3	23,1	A1	85,1	1,0	24,1	2,8
9	84,5	0,5	24,9	A1	83,7	0,2	22,5	2,5
10	87,0	0,8	24,9	A1	84,7	0,4	22,9	3,1
1	86,4	1,0	24,7	A2	84,6	0,7	24,3	1,9
2	86,0	1,0	24,8	A2	84,5	0,8	24,0	1,7
3	86,6	0,6	24,7	A2	84,4	0,8	24,0	2,3
4	86,9	0,9	24,7	A2	86,9	0,5	24,5	0,4
5	86,2	1,0	24,8	A2	84,1	0,8	23,8	2,3
6	85,0	0,9	24,4	A2	84,6	0,7	24,0	0,6
7	86,4	0,8	23,8	A2	84,1	0,7	24,1	2,3
8	87,7	1,3	23,1	A2	85,6	0,6	23,5	2,3
9	84,5	0,5	24,9	A2	84,2	1,6	24,6	1,2
10	87,0	0,8	24,9	A2	84,8	0,6	23,4	2,7
1	86,4	1,0	24,7	A3	84,5	1,0	24,0	2,0
2	86,0	1,0	24,8	A3	84,4	1,1	24,3	1,7
3	86,6	0,6	24,7	A3	83,9	1,0	24,1	2,8
4	86,9	0,9	24,7	A3	86,4	0,8	24,6	0,5
5	86,2	1,0	24,8	A3	84,7	1,0	23,9	1,7
6	85,0	0,9	24,4	A3	84,5	1,0	24,1	0,6
7	86,4	0,8	23,8	A3	83,6	1,1	24,4	2,9
8	87,7	1,3	23,1	A3	85,4	0,9	23,9	2,5
9	84,5	0,5	24,9	A3	84,4	1,7	25,4	1,3
10	87,0	0,8	24,9	A3	85,3	1,0	24,3	1,8
1	86,4	1,0	24,7	Tr	84,2	0,1	23,8	2,6
2	86,0	1,0	24,8	Tr	84,9	0,1	22,8	2,5
3	86,6	0,6	24,7	Tr	84,7	0,3	22,8	2,7
4	86,9	0,9	24,7	Tr	85,8	-0,4	23,2	2,3
5	86,2	1,0	24,8	Tr	84,9	0,3	22,8	2,5
6	85,0	0,9	24,4	Tr	84,5	0,1	23,1	1,6
7	86,4	0,8	23,8	Tr	84,5	0,1	23,4	2,1
8	87,7	1,3	23,1	Tr	85,2	0,1	22,7	2,8
9	84,5	0,5	24,9	Tr	84,4	0,7	23,9	1,0
10	87,0	0,8	24,9	Tr	84,8	0,3	23,4	2,7

1,5 mm kalınlığında LDS örneklerin A1 rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 2 ile 3,6 arasında değişmektedir.

1,5 mm kalınlığında LDS örneklerin A2 rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 0,4 ile 2,7 arasında değişmektedir.

1,5 mm kalınlığında LDS örneklerin A3 rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 0,5 ile 2,9 arasında değişmektedir.

1,5 mm kalınlığında LDS örneklerin Tr rengi siman uygulaması sonucu ΔE değeri 1 ile 2,8 arasında değişmektedir.

Çizelge 4.12'deki siman uygulaması öncesi L_0 , b_0 , a_0 değerleri ve siman uygulaması sonrası L_1 , a_1 , b_1 değerleri kullanılarak ΔE hesaplandı ve gruplara ilişkin tanımlayıcı istatistikler ve karşılaştırmalar Çizelge 4.13'de gösterildi.

Çizelge 4.13. 1,5 mm kalınlıkta LDS siman uygulaması sonrasında hesaplanan ΔE değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve siman renkleri arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu

			ΔE						Kruskal Wallis H Testi		
			n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	H	p
LDS	1,5 mm	A1	10	3,36	3,55 A	2,3	3,95	0,57	25,67	7,17	0,067
		A2	10	2,58	2,8 A	1,2	3,93	0,82	14,05		
		A3	10	2,88	2,84 A	2,05	3,75	0,52	16,65		
		Tr	10	3,29	3,38 A	2,4	3,9	0,52	24,2		
		Toplam	40	3,02	3,07	1,2	3,95	0,68			

Aynı büyük harfe sahip ortanca değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

Lityum disilikat cam seramik 1,5 mm kalınlıkta kullanıldığında, siman uygulanmadan önce ve siman uygulandıktan sonra elde edilen L , a , b değerlerine göre ΔE değerleri hesaplandığında siman renkleri grupları arasında ΔE değerleri açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$).

Kalınlık göz ardı edildiğinde ΔE değerlerinin gruplar arasındaki karşılaştırılması ve tanımlayıcı istatistik değerlendirme Çizelge 4.14'te gösterildi.

Çizelge 4.14. 0,5 mm; 1 mm; 1,5 mm kalınlığındaki tüm Lityum disilikat cam seramiklerin (LDS) siman uygulaması sonrası hesaplanan ΔE değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve siman renkleri arasındaki farklılığa bağlı Kruskal Wallis H testi sonucu

		Siman Rengi						Kruskal Wallis H Testi		
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	H	p
LDS	A1	30	3,6	3,55 A	2,3	4,92	0,58	63,97	11,224	0,011
	A2	30	3,05	2,97 B	1,2	4,89	1,01	43,97		
	A3	30	3,75	3,33 A	1,81	6,45	1,38	60,63		
	Tr	30	3,94	3,87 A	2,31	5,71	0,95	73,43		
	Toplam	120	3,59	3,51	1,2	6,45	1,06			

Aynı büyük harfe sahip ortanca değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

Kalınlık göz önüne alınmaksızın tüm Lityum disilikat cam seramik (0,5 mm; 1 mm ve 1,5 mm) grupları karşılaştırıldığında A1, A3 ve Tr siman renkleri kullanılan örneklerde ΔE değeri açısından istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmazken, A2 renkte siman uygulandığında bunlardan anlamlı şekilde düşük ΔE değeri gözlemlendi ($p<0,05$).

Renk ve kalınlık gözardı edildiğinde iki materyal arasındaki tanımlayıcı istatistik değerlendirme Çizelge 4.15'te gösterildi.

Çizelge 4.15. Renk ve kalınlık faktörleri gözardı edildiğinde LDS ve MZ örneklerin ΔE değerleri arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonucu

		Grup						Mann Whitney U Testi		
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	z	p
ΔE	LDS	120	3,59	3,51	1,2	6,45	1,06	148,78	-6,309	0,001
	MZ	120	2,82	2,5	0,45	8,63	1,59	92,23		
	Toplam	240	3,2	2,95	0,45	8,63	1,4			

Kullanılan kalınlık ve siman rengi faktörlerine bakılmaksızın monolitik zirkonya ve lityum disilikat cam seramik örneklerin L, a, b değerlerine göre hesaplanan ΔE değerleri karşılaştırıldığında, LDS örnekler MZ örneklere göre istatistik olarak anlamlı derecede yüksek ΔE değeri göstermiştir ($p<0,05$).

Monolitik zirkonya örneklerin kalınlık değerleri arasındaki tanımlayıcı istatistik değerlendirme Çizelge 4.16'da gösterildi.

Çizelge 4.16. MZ örnekler ile kalınlık değerleri arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H Testi sonucu

		Kalınlık						Kruskal Wallis H Testi		
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	H	p
MZ	0,5 mm	40	3,86	3,29 A	1,05	8,63	2,21	75,73	16,07	0,001
	1 mm	40	2,51	2,53 AB	1	3,92	0,7	61		
	1,5 mm	40	2,07	2,27 B	0,45	3,57	0,74	44,36		
	Toplam	120	2,82	2,5	0,45	8,63	1,59			

Aynı büyük harfe sahip ortanca değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

Kullanılan siman rengi dikkate alınmadan MZ örneklerin ΔE değerleri karşılaştırıldığında, kalınlık grupları arasında, ΔE değerleri açısından istatistik olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Kalınlık değerleri açısından 0,5 mm kalınlığa sahip örneklerin ΔE değeri, 1,5 mm kalınlığa sahip örneklerin ΔE değerine göre anlamlı derecede yüksektir ($p<0,05$).

Lityum disilikat örneklerin kalınlıkları arasındaki tanımlayıcı istatistik değerlendirme Çizelge 4.17’de gösterildi.

Çizelge 4.17. LDS örnekler ile kalınlık değerleri arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H Testi sonucu

		Kalınlık						Kruskal Wallis H Testi		
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	H	p
LDS	0,5 mm	40	4,39	4,37 A	2,76	6,45	0,88	87,44	37,56	0,001
	1 mm	40	3,34	3,34 B	1,53	5,71	1,06	51,79		
	1,5 mm	40	3,02	3,07 B<	1,2	3,95	0,68	42,03		
	Toplam	120	3,59	3,51	1,2	6,45	1,06			

Aynı büyük harfe sahip ortanca değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

Kullanılan siman rengi dikkate alınmadan LDS örneklerin ΔE değerleri karşılaştırıldığında, kalınlık grupları arasında ΔE değerleri açısından istatistik olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Kalınlık değerlerinden 0,5 mm kalınlığa sahip örneklerin ΔE değeri 1 mm ve 1,5 mm kalınlığa sahip örneklerin ΔE değerine göre anlamlı derecede yüksektir.

Çizelge 4.18. MZ ve LDS örneklerin 0,5 mm; 1 mm ve 1,5 mm kalınlıklarda A1 renkte siman ile beraber yapılan L, a, b ölçümleri sonucunda hesaplanan ΔE değerleri arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U testi sonucu

		A1								
		0,5 mm						Mann-Whitney U testi		
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	U	p
ΔE	LDS	10	3,87	3,93 a	2,76	4,92	0,75	15,00	5	0,001*
	MZ	10	2,38	2,39 b	1,30	3,12	0,62	6,00		
		1 mm						Mann-Whitney U testi		
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	U	p
ΔE	LDS	10	3,51	3,51 c	3,04	3,94	0,29	12,80	27	0,082
	MZ	10	3,03	2,97 c	1,16	3,92	0,80	8,20		
		1,5 mm						Mann-Whitney U testi		
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	U	p
ΔE	LDS	10	3,40	3,55 d	2,30	3,95	0,56	13,90	16	0,011*
	MZ	10	2,60	2,46 e	1,98	3,57	0,61	7,10		

Aynı küçük harfe sahip ortanca değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

MZ ve LDS örneklerin her bir kalınlıkta ve A1 renkte siman ile beraber yapılan L, a, b değerlerine göre hesaplanan ΔE değerleri karşılaştırıldığında; tüm kalınlıklarda LDS grubunda MZ grubuna göre yüksek bulunmuştur ancak iki materyal arasındaki fark 0,5 mm ve 1,5 mm kalınlıklarda istatistik olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Çizelge 4.19. MZ ve LDS örneklerin 0,5 mm; 1 mm ve 1,5 mm kalınlıklarda A2 renkte siman ile beraber yapılan renk ölçümleri arasındaki ΔE değerleri arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U testi sonucu

		A2							Mann-Whitney U testi		
		0,5 mm									
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	U	p	
ΔE	LDS	10	4,03	4,10 a	3,02	4,89	0,70	9,80	43	0,597	
	MZ	10	4,24	4,07 a	3,45	5,60	0,60	11,20			
		1 mm						Mann-Whitney U testi			
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	U	p	
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	U	p	
ΔE	LDS	10	2,54	2,68 b	1,53	3,83	0,73	13,00	25	0,059	
	MZ	10	1,97	2,19 b	1,00	2,67	0,59	8,00			
		1,5 mm						Mann-Whitney U testi			
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	U	p	
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	U	p	
ΔE	LDS	10	2,58	2,80 c	1,20	3,93	0,82	13,50	20	0,023*	
	MZ	10	1,77	2,08 d	0,45	2,67	0,78	7,50			

Aynı büyük harfe sahip ortanca değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

MZ ve LDS örneklerin her bir kalınlıkta ve A2 renkte siman ile beraber yapılan L, a, b değerlerine göre hesaplanan ΔE değerleri karşılaştırıldığında; tüm kalınlıklarda LDS grubunda MZ grubuna göre yüksek bulunmuştur ancak iki materyal arasındaki fark 1,5 mm kalınlıklarda istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).

Çizelge 4.20. MZ ve LDS örneklerin 0,5 mm; 1 mm ve 1,5 mm kalınlıklarda ve A3 renkte siman ile beraber yapılan renk ölçümleri arasındaki ΔE değerleri arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U testi sonucu

		A3								
		0,5 mm						Mann-Whitney U testi		
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	U	p
ΔE	LDS	10	5,52	5,52 b	4,82	6,45	0,46	5,60	1	0,0001*
	MZ	10	7,12	6,90 a	6,37	8,63	0,71	15,40		
		1 mm						Mann-Whitney U testi		
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	U	p
ΔE	LDS	10	2,85	2,79 c	1,81	3,84	0,67	12,15	33,5	0,212
	MZ	10	2,49	2,55 c	1,64	3,10	,55	8,85		
		1,5 mm						Mann-Whitney U testi		
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	U	p
ΔE	LDS	10	2,88	2,84 d	2,05	3,75	0,52	14,30	12	0,004*
	MZ	10	1,79	1,78 e	,52	2,88	0,82	6,70		

Aynı küçük harfe sahip ortanca değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$).

MZ ve LDS örneklerin her bir kalınlıkta ve A3 renkte siman ile beraber yapılan renk ölçümleri arasındaki ΔE değerleri karşılaştırıldığında; tüm kalınlıklarda LDS grubunda MZ grubuna göre yüksek bulunmuştur ancak iki materyal arasındaki fark 0,5 mm ve 1,5 mm kalınlıklarda istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).

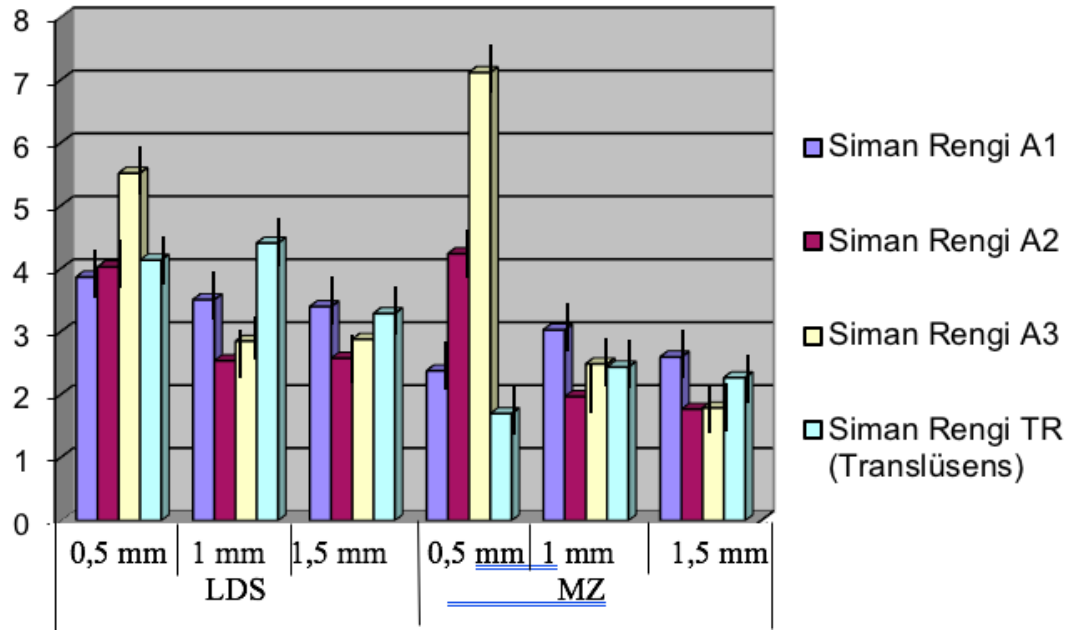
Çizelge 4.21. MZ ve LDS örneklerin 0,5 mm; 1 mm ve 1,5 mm kalınlıklarda ve Tr renkte siman ile beraber yapılan renk ölçümleri arasındaki ΔE değerleri arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U testi sonucu

		Tr (TranslÜsent)								
		0,5 mm						Mann-Whitney U testi		
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	U	p
ΔE	LDS	10	4,14	4,22 a	3,29	4,68	0,43	15,50	0,1	0,0001*
	MZ	10	1,70	1,52 b	1,05	2,50	0,48	5,50		
		1 mm						Mann-Whitney U testi		
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	U	p
ΔE	LDS	10	4,41	4,89 c	2,31	5,71	1,30	14,20	13	0,005*
	MZ	10	2,44	2,50 d	1,48	2,88	0,44	6,80		
		1,5 mm						Mann-Whitney U testi		
		n	Ortalama	Ortanca	Alt Sınır	Üst Sınır	ss	Sıra Ort.	U	p
ΔE	LDS	10	3,29	3,38 e	2,40	3,90	0,52	14,60	9	0,002*
	MZ	10	2,27	2,47 f	1,02	2,83	0,57	6,40		

Aynı küçük harfe sahip ortanca değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

MZ ve LDS örneklerin her bir kalınlıkta ve Tr renkte siman ile beraber yapılan renk ölçümleri arasındaki ΔE değerleri karşılaştırıldığında; tüm kalınlıklarda LDS grubunda MZ grubuna göre istatistik olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).

0,5 mm; 1 mm ve 1,5 mm kalınlıklarda lityum disilikat ve monolitik zirkonyanın A1, A2, A3, Tr (TranslÜsent) siman materyali ile siman uygulaması öncesi ve sonrası Şekil 4.1' belirtildi.

ΔE 

Şekil 4.1. Farklı kalınlıklardaki LDS ve MZ materyallerinin A1, A2, A3, Tr siman materyalleri ile siman uygulaması öncesi ve sonrası ΔE değerlerinin grafiği

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda monolitik zirkonya ve lityum disilikat materyalinin farklı renklerde rezin siman ile simante edildiğinde, materyalin sonuç renginin siman kullanılmadan yapılan renk ölçümüne göre gösterdiği renk farkı araştırıldı. Renk ve çeşitli optik özellikleri iyi bilinen lityum disilikat cam seramik materyali de kontrol grubu olarak monolitik zirkonya ile karşılaştırmak üzere çalışmada kullanıldı. Çalışmadan elde edilen bulgular; her iki seramiğin de 0,5 mm kalınlıkta iken siman kullanılmadan ve farklı renkteki simanlar ile birlikte kullanıldığında yapılan renk ölçümleri arasındaki farkın (ΔE) yüksek olduğunu ve siman rengine göre değiştiğini gösterildi. Bununla beraber her iki materyale ait 1,5 mm kalınlıktaki örneklerin farklı renklerdeki simanlar ile uygulandıklarında siman kullanılmadan yapılan renk ölçümlerine göre gösterdiği renk farkının düşük olduğu ve siman renkleri arasında ΔE değerinin farklı olmadığı bulundu. Bu bulgulara göre çalışmanın sıfır hipotezi reddedildi.

Günümüz diş hekimliğinde protetik restorasyonlar ile doğal estetik görüntüyü elde edebilmek için çok çeşitli materyal ve teknikler geliştirilmiştir. Bunların geliştirilmesinde ortak amaç doğal dişin renk, translüsent ve tabakalı yapısı gibi optik özelliklerini taklit etmek ve aynı zamanda ağız içindeki fiziksel şartlar altında stabil bir materyal elde etmek olmuştur. Doğal diş dokusu farklı katmanlardan oluşan histolojik bir yapıya sahiptir. Mine ve dentin dokusunun ışığı emmesi, yansıtması ve saçılan ışık miktarı optik özelliklerinin belirlenmesinde önemlidir [180]. Doğal dentin dokusunun gelen ışığı emmesi, yansıtması ve saçılan ışık miktarı; belirli dalga boylarının seçici iletimi ile gerçekleşir [101,197]. Dentin dokusunun turuncu renkli organik komponentleri floresans ve mor ötesi ışıktan etkilenir. Mine dokusunun mavimsi-beyaz rengi ise daha kısa dalga boylarını seçici olarak yansıtan küçük, polikristalin hidroksiapatit kristallerinden oluşmaktadır. Seramikler doğal diş dokusunun bu karmaşık optik özelliklerini taklit etmede en başarılı restoratif materyaller olmasına karşın, tek bir materyal ile tüm klinik durumlarda mükemmel estetik sağlanması mümkün değildir [197]. Bu sebeple estetik özellikleri; yapısına, üretim aşamasına ve çevresel faktörlere bağlı olarak değişkenlik gösteren çok çeşitli seramik materyalleri piyasaya sürülmüştür [180].

Tam seramik restorasyonlar; stabil yapıları sayesinde renk uyumunu uzun süre devam ettirebilmeleri, minenin ışığı emme, yansıtma ve içsel saçılma miktarını taklit edebilmeleri sayesinde doğru endikasyon ve materyal seçimi ile estetiği ve biyouyumluluğu en iyi şekilde yansıtan materyallerdir [14]. Tam seramik restorasyonların estetik başarısı temel olarak; renk, şekil, büyüklük ve yüzey yapısının ağız içi şartlara uyumu ile ilgili çok yönlü bir konudur. Bunlar arasında renk; seramik kalınlığı, restorasyonun yüzey bitimi, materyalin ışık geçirgenlik özelliği, restorasyon altında kalan diş dokusunun rengi, restorasyonun fırınlanma sayısı ve yapıştırma simanının rengi gibi birçok faktör tarafından belirlenen karmaşık bir özelliktir [51,105,198,199]. Bu faktörlerden materyalin ışık geçirgenlik özelliği tam seramiklerin kristal yapısı ile yakından ilişkilidir. Seramik içeriğindeki kristal yapı miktarının artması kırılma direncini artırırken ışık geçirgenliğini yani translüensliğini azaltır ya da opaklığını artırır [200]. Bu tez çalışmasında farklı kimyasal yapıya, içeriğe ve farklı ışık geçirgenlik özelliklerine sahip tam seramik materyalleri olan monolitik zirkonya ve lityum disilikat cam seramik materyalleri kullanıldı. Bu iki materyal farklı kalınlıklarda kullanıldıklarında, farklı renklerdeki siman materyalinin siman uygulaması sonrası rengine göre gösterdiği değişim değerlendirildi.

Günümüzde restorasyonların üretiminde CAD/CAM tekniği yaygın olarak kullanılmaktadır. CAD/CAM blokları yüksek basınç altında sıkıştırılarak elde edilirler. Bu nedenle bloklar pörözite içermez, yüksek yoğunluğa sahiptir ve artık stres barındırmaz [14,22,201]. Çalışmada kullanılan her iki materyalin örnekleri de üretici firmalar tarafından optimal şartlarda üretilmiş CAD/CAM bloklarından elde edildi. Böylece örnek hazırlanması standart şartlarda ve materyallerin üretim aşamalarında meydana gelebilecek hatalar olmaksızın yapıldı.

Yüksek mekanik ve fiziksel özelliklere ve çok iyi biyolojik uyumluluğa sahip zirkonyanın en önemli dezavantajı metale yakın opaklık göstermesidir [112]. Bu sebeple zirkonya uzun süre altyapı materyali olarak kullanılmış ve üzerine estetik veneer porseleni uygulanarak restorasyona translusensi özelliği sağlanmıştır [84,202,203]. Yapılan çalışmalar ve klinik deneyimler, yüksek dayanıklılık ve sertliğe sahip zirkonya altyapıların veneer seramiği uygulaması sonucu altyapının tek başına gösterdiği dayanıklılık değerlerinin olumsuz yönde etkilendiğini göstermiştir

[88–90]. Bunun sebepleri arasında zirkonya ve veneer seramiği arasındaki ısısal uyumsuzluk, altyapıya uygulanan yüzey işlemleri, veneer seramiğin düşük bükülme direnci ve zirkonya altyapı ile veneer seramiği arasındaki bağlantının yetersiz olması yer almaktadır [84–86]. Özellikle bu iki yapının ısısal genleşme katsayıları arasındaki farka bağlı olarak porselen fırınlanmasından sonra soğuma esnasında yoğun artık stresler meydana gelmektedir [85]. Bu streslere fonksiyonel oklüzal kuvvetlerin de ilave olması veneer seramiği bağlantısında problemlere sebep olmaktadır [87]. Sonuçta veneer porselenin altyapıdan ayrılması (delamination) ve veneer tabaka içinde kırıklar (chipping) meydana gelmesi, gibi komplikasyonlarla pratikte çok sık karşı karşıya kalınmaktadır [22,203,204]. Veneer seramiği ile kaplı zirkonya restorasyonların uzun dönem takiplerinde kırık, kopma ve chipping oranlarında artış görülmüştür [84,94]. Borneman ve diğerleri, 46 hasta üzerinde uygulanan 53 veneerlenmiş zirkonya restorasyonun 18 aylık takibi sonunda kırık oranı % 3,38 bulunurken, Rinke ve diğerleri [84], 75 hastaya uygulanan 99 kronun 84 aylık takibi sonunda kırık oranını %12 olarak bildirmişlerdir.

Zirkonya altyapı ve restorasyona translüsensi sağlayan veneer seramiğinden oluşan bu tabakalı yapının, veneer tabakasından kaynaklanan problemler zirkonyanın translüsensliğini arttırıp monolitik kullanımını gündeme getirmiştir. Düşük kalınlıklarda bile oldukça yüksek dayanıklılık gösteren monolitik zirkonyanın karşıt dentisyonda bulunan dişlerin aşındırması üzerine literatürde yapılmış birçok çalışma bulunmaktadır [25,81,118].

Çiğnemenin aşındırıcı etkisi ve nöromüsküler kuvvetler antagonist dişlerde fizyolojik olarak kabul edilen aşınmalara neden olmaktadır. Mine yüzeyinin 1 yılda fizyolojik aşınma miktarı ortalama 30-40 mm olarak bildirilirken, parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında bu aşınmalar şiddetlenmektedir [119]. Dişlerde seramik restorasyonların varlığında ise karşıt dişin mine yüzeyindeki aşınma miktarı, karşılıklı mine yüzeylerinin fizyolojik aşınmasına göre artmaktadır. Farklı restorasyon materyallerinin mine yüzeyindeki aşındırıcı etkileri değerlendiren çalışmalar, karşılıklı mine yüzeylerinin aşınmasından fazla olmakla beraber en az aşındırma meydana getiren materyalin monolitik zirkonya, en fazla aşındırıcı etkisi olan materyalin ise cam seramikler olduğu bildirilmiştir (25,81,116). Veneer porseleni içermeyen zirkonyanın mine yüzeyindeki aşınma etkisinin en az seviyede

olması monolitik restorasyonların önemli klinik avantajlarından birini oluşturmaktadır [81]. Yakın zamanda kullanıma sunulan monolitik zirkonya materyali anterior ve posterior restorasyonlarda kullanım alanı bulmuştur. Materyal ile ilgili karşıt dentisyonda gösterdiği aşınmalar ve mekanik özelliklerine yönelik birçok çalışma bulunmaktadır ancak monolitik zirkonya restorasyonların renginin, kullanılan yapıştırma simanının renginden nasıl etkilendiğini değerlendiren çalışmalar oldukça sınırlıdır [205].

Çalışmalar monolitik zirkonyanın düşük kalınlıklarda bile yüksek mekanik dayanıklılık gösterdiğini ortaya koymuştur [114,206]. Prado ve diğerleri [206], 0,5 ve 1 mm kalınlığındaki monolitik zirkonyaya farklı yüzey işlemleri uygulayarak kırılma dayanımını inceledikleri çalışmada yüzey işlemi uygulamasının kırılma dayanımı üzerine olumsuz bir etkisi olmadığını, monolitik zirkonyanın kırılma direncinin lityum disilikattan ve veneerlenmiş zirkonyadan daha yüksek olduğunu bu nedenle posterior bölgede 0,5 mm kalınlığına kadar monolitik zirkonya materyalinin kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Nakamura ve diğerleri [114], posterior bölgede monolitik zirkonyanın optimum kırılma dayanımını sağlayabilmek için en az 0,5 mm kalınlıkta hazırlanmasının yeterli olduğunu bildirmişlerdir ki bu minimum kalınlık değeri monolitik lityum disilikat cam seramikler için 1,5 mm olarak önerilmiştir. Bu kalınlık değerleri göz önüne alınarak çalışmamızda; 0,5 mm kalınlıkta ve seramik dental restorasyonlarda sıkça uygulanan kalınlık değerleri olan 1 mm ve 1,5 mm kalınlıkta örnekler hazırlanmıştır. Monolitik zirkonyanın kırılma dayanımının incelendiği çalışmalar, kırılma dayanımının 5000-10.000 N civarında olduğunu bildirmiştir [24,100,105,112]. Monolitik zirkonyanın kırılma dayanımını diğer yüksek dayanıklılığa sahip seramikler ile karşılaştıran çalışmalar; lityum disilikat cam seramiklerden ve veneerlenmiş zirkonya restorasyonlardan çok daha yüksek olduğunu ve 1 mm kalınlığındaki monolitik zirkonyanın kırılma dayanımının metal destekli seramik kronlar ile benzer olduğunu bildirmiştir [80].

Doğal dişlerle uyumlu renkte restorasyon yapabilmek için renk seçimi kadar rengi doğru tanımlayabilmek de önem taşır. Diş hekimliğinde kullanılan renk ölçüm yöntemleri görsel ve aletsel olarak yapılabilmektedir [162]. Görsel renk ölçümünde test edilen örneğin rengi, renk standartlarıyla karşılaştırılmaktadır. Renk algısı; yaş, yorgunluk, beslenme, duyu durumu, renk körlüğü, medikasyon ve biküler farklılık

gibi nedenlerle kişiden kişiye değişebileceği gibi aynı kişide zaman içinde değişebilen kişisel faktörler, aydınlatma, ışığın yoğunluğu gibi çevresel faktörler, doğal dişin rengi ve materyalin optik özelliklerine göre çeşitlilik gösterebilmekte ve renk matematiksel olarak değerlendirilemediğinden kullanımı sınırlanmaktadır [163]. Cihazla yapılan renk ölçüm yöntemlerinde ise çevre ve ışık kaynağı etkisinin ortadan kaldırılması, sonuçların tekrarlanabilir ve güvenilir olması, hızlı elde edilebilmesi ve rengin matematiksel olarak hesaplanabilir olması bu sistemin avantajlarından [154]. Teknoloji destekli renk seçiminde dijital kameralar, spektrofotometreler, kolorimetreler ve spektoradyometreler kullanılmaktadır. Görsel ve aletsel renk ölçüm yöntemlerinin karşılaştırıldığı birçok çalışmada aletsel renk ölçüm yönteminin daha güvenilir olduğu bildirilmiştir [170,191,207]. Spektrofotometreler, diş hekimliğinde renk analizinde en doğru, kullanışlı sonuçlar verebilen aletlerin başında gelir. Ayrıca spektrofotometre güvenilirliği, tekrarlanabilirliği, rengin matematiksel ölçümü gibi özellikleri sayesinde diş hekimliğinde renk çalışmalarında sıklıkla kullanılmaktadır [183,188]. Bu tez çalışmasında matematiksel değerlendirmeye uygun olması, güvenilir sonuçlar vermesi nedeniyle aletsel renk ölçüm yöntemi, enstrüman olarak Vita Easysshade Advance Spektrofotometre cihazı kullanıldı.

Aydınlatma gerecinden kaynaklanan ışığın şiddeti kadar türü de renk algısını etkileyebilir [163,164]. CIE, renk ölçüm cihazları ile yapılan ölçümler için ortamın ışık türünü parlak ışık, direkt güneş ışığı ve ortalama gün ışığı şeklinde üç farklı standart aydınlatma koşulu önermektedir. Ancak direkt güneş ışığı ve ortalama gün ışığı aydınlatıcıları floresan materyallerin ölçümünde başarısız bulunarak 1964 yılında sisteme bir dizi D grubu (D65) aydınlatıcı eklenmiştir [165]. Işık kaynaklarının renk kalitesi, sağladıkları ışığın renk sıcaklık derecesiyle tanımlanır. Renk seçilen ortamda, var olan renklerin doygunluğu arttıkça, doğal dişin doygunluğu olduğundan daha az algılanır. Ortamdaki cisimlerin renk doygunluğu azaldıkça bunun tam tersi gerçekleşir. Bu sebeple renk seçilecek ortamların gri bir arka plan oluşturması önerilmektedir [166]. Deneysel çalışmalarda renk eşleştirmeleri daima gri arka fon kullanılarak yapıldığı görülmektedir [158,159,163]. Bu tez çalışmasında renk ölçümleri dental seramikler üzerine yapılan renk çalışmalarına benzer şekilde nötral gri arka fon ortamında, D65 aydınlatmasında yapıldı.

1976 yılında tanımlanmış olan CIE Lab renk sistemi; görünüm ve renk konusundaki standartları belirlemek üzere kurulmuş bir organizasyon olan CIE (Commission Internationale de l'Eclairage) tarafından önerilmiştir [159]. Nesnenin rengi L^* , a^* , b^* değerleriyle tanımlanıp her renk CIE L^* , a^* , b^* renk uzayında özgün bir yer kaplamaktadır. Restorasyon veya doğal dişteki renk değişikliğinin sayısal değeri ΔE denklemi ile ifade edilir. CIE Lab renk sistemi ile görsel algıdaki renk farklılıkları birim olarak ifade edilebilmektedir [176]. Dental materyallerdeki küçük renk farklılıklarının insan gözü tarafından ayırt edilebilmesi oldukça güçtür [61]. Gözle fark edilebilir renk değişimini sayısal ifade edilebilmesi için yapılan çalışmalarda ΔE değerinin insan gözü tarafından fark edilebilecek sınırının belirlenmesinde tam kesinlik yoktur [173,208,209]. Bazı araştırmacılara göre [178], tam seramik restorasyonlar için insan gözü tarafından fark edilemeyecek ΔE değerinin 1,6 iken, Ragain ve diğerleri [179], yaptıkları çalışmada ise klinik olarak renk farklılığının kabul edilemeyeceği sınır olarak ΔE değerini 2,72 olarak rapor etmişlerdir. ADA (American Dental Association) renk skalalarının ΔE birimi tolerans sınırını 2 olarak bildirilmiştir [179].

O'Brien ve diğerleri, ise ΔE değerleri 3,7' den fazla ise insan gözünün gözle görülebilir bir renk farkı olduğunu saptadıklarını bildirmişlerdir [210]. Bu tez çalışmasında lityum disilikat cam seramik ve monolitik zirkonyanın 0,5 mm, 1mm ve 1,5 mm kalınlıklarında Variolink II rezin simanın A1, A2, A3, Tr renk tonları ile siman uygulaması sonrası CIE L^* , a^* , b^* değerleri ile ΔE formülü hesaplanarak renk değişimleri karşılaştırıldı. Deneysel tasarım modeli, siman rengi, seramik örnek kalınlıkları göz önünde bulundurularak; ΔE değerinin 3 birime denk ve küçük olduğu durumlarda renk farklılıkları klinik olarak kabul edilebilir, bu değerden büyük olduğunda ise klinik olarak kabul edilemez (uyumsuz) olarak nitelendirildi [13,168,210]. Çalışmamızda MZ materyali 0,5 mm kalınlıkta iken A2 ve A3 simanlar ile kullanıldıklarında klinik olarak kabul edilemez renk farklılıkları gösterdi. 1,5 mm kalınlığında ise tüm siman renklerinin uygulanması sonrası 3' den küçük kabul edilebilir ΔE değerleri elde edildi.

Seramik restorasyonların estetik sonucunu etkileyen önemli özelliklerinden biri olan translüsensi özelliği restorasyonun doğal dişler ile başarılı bir renk eşleşmesinin sağlanabilmesi için oldukça önemlidir [51]. Translüsensi, restorasyonun mevcut dişlerle uyumlu bir görünüm sağlayabilmesinin yanı sıra alttaki dişte maskelenmesi

gereken koyu renk bir dentin dokusu ya da restorasyon varlığında dikkatle kontrol edilmesi gereken bir özelliktir [211]. Tam seramik materyallerinde translüsensi temel olarak materyalin kristalin yapısına bağlı yapısal bir özelliğidir [109]. Ancak bir materyalin translüsensi özelliğini etkileyen seramik kalınlığı, materyalin bu özelliğinin kullanıcı tarafından kontrol edilebilmesine olanak sağlar. Yapılan çalışmalar, dental seramiklerin kalınlığı azaldıkça translüsensliği artmakta olduğunu kalınlığı arttıkça bu özelliğinin azalmakta olduğunu yani opaklaştığını bildirmektedir. [109,110,212]. Cubas ve diğerleri [212], farklı seramik tipi ve kalınlıklarının, koyu renkli dişler üzerinde uygulandığında maskeleme etkisini değerlendirmek amacıyla yaptıkları bir çalışmada 1 mm; 1,5 mm ve 2 mm kalınlığında, altı farklı cam seramik kullanmışlardır. Araştırmacılar, tüm seramik tiplerinde 2 mm kalınlıkta en iyi maskeleme özelliğinin olduğunu bulmuşlardır. Ancak 2 mm kalınlıkta materyal kullanımı için kaldırılan dentin dokusu pulpa hasarına neden olacağı için her zaman uygulanabilir bir kalınlık değildir. Basso ve diğerleri [109], 0,7; 1; 1,5; 2 mm kalınlığındaki yüksek ve düşük translüsensiye sahip lityum disilikat içerikli cam seramik diskler ile 0,5 mm kalınlığında vennelenmiş zirkonya disklerin kalınlığı azaldıkça translüsensi özelliğinin arttığını bildirmişlerdir. Ayrıca monolitik yapıların vennerlenmiş restorasyonlara göre alttaki diş rengini maskeleme özelliğinin daha az olduğunu ortaya koymuşlardır. Skylouriotis ve diğerleri [211], feldspatik, lösit esaslı ve lityum disilikat esaslı olmak üzere 6 farklı cam seramiğin 0,5 mm kalınlıkta monolitik olarak uygulandığında alttaki dişin rengini maskeleyebilme ve translüsensi değerlerinin incelendiği çalışmaları sonucunda, en düşük translüsensi değerini lityum disilikat esaslı seramiklerde bulmuşlar ancak hiç birinin 0,5 mm kalınlıkta A4 diş rengini maskeleyemediğini bildirmişlerdir. Çömlekoğlu ve diğerleri [213], rezin siman renginin ince kalınlıklardaki cam seramiklerin ve altta bulunan dentin dokusunun renginin restorasyonun sonuç rengine olan etkisini değerlendirdikleri çalışmada A2 renkli IPS Empres CAD Multilink C14 cam seramik bloklardan 0,55 mm ve 0,8 mm kalınlıkta örnekler ve diş taklit etmek için A1 ve A3,5 renkli kompozit bloklar hazırlamıştır. Kompozit bloklar ve seramik örneklerin Variolink II dual rezin siman ile simantasyonu sonucu renk ölçümleri spektrofotometre (VITA Easyshade Advance; Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ile insizal, ekvator hattı ve servikal bölgelerden yapılmış, CIE L*, a*, b* değerleri ile ΔE karşılaştırılmıştır. Yapılan çalışmaya göre 0,55 mm kalınlığındaki örneklerin simantasyon sonrası restorasyon renk farkının anlamlı derecede yüksek olduğu, en fazla renk

değişikliğinin insizal bölgede olduğu, eğer ince kalınlıklarda seramik kullanılacaksa düşük translüsensi değerine sahip monokromatik blokların kullanılmasının daha uygun olacağı, dentin renginin maskelenebilmesi için en uygun restorasyon kalınlığının en az 0,8 mm olması gerektiğini bildirmişlerdir. İgel ve diğerleri [191], 1M2, 2M2, 3M2, 4M2 VE 5M2 renkteki kompozit dişleri (Frasaco) prepare edilip 0,4 mm; 0,7 mm ve 1 mm kalınlığında Vita Mark II monolitik kronlar ile restore etmişlerdir. Restorasyonları Variolink II veneer rezin siman ile simante edip renk farklılıklarını Vita Easyshade Advance ile değerlendirdikleri çalışma sonunda altta bulunan diş rengi koyulaştıkça ΔE değerinin anlamlı derecede arttığı, seramik kalınlığı arttıkça ΔE değerinin azaldığı belirtilmiştir. Bu çalışmada materyaller farklı olsa da çalışmamızda elde edilen bulgular ile benzerlik göstermektedir. Benzer şekilde bu tez çalışması sonucunda da her iki materyal 0,5 mm kalınlığında A3 rengi siman ile uygulandıklarında kabul edilebilir sınırın üzerinde ΔE (renk değişimi) değeri gösterdi. Tabatabaian ve diğerleri [214], zirkonya seramiklerle yapılan restorasyonlarda altta bulunan dentin dokusunun rengini maskeleyebilecek ve ideal zirkonya kalınlığının belirlenebilmesi için yaptıkları çalışmada 0,4; 0,6; 0,8; 1; 1,2; 1,4; 1,6; 1,8 ve 2 mm kalınlığındaki örneklerin beyaz ve siyah zemin üzerinde D65 aydınlatmasında spektrofotometre ile renk ölçümlerini yapmışlardır. İki farklı zemin üzerinde yapılan renk ölçümleri arasındaki ΔE değerlerini kabul edilebilir klinik eşik $\Delta E = 5,5$ ve ideal $\Delta E = 2,6$ göz gönüne alınarak karşılaştırmışlardır. Çalışmada zirkonya seramiklerin altta bulunan dentin dokusunun rengini maskelemek için minimum kalınlığının 1 mm olduğu ve ideal ΔE değeri için seramik kalınlığının 1,6 mm olduğu belirtilmiştir. Benzer şekilde bizim çalışmamızda da 1 mm ve 1,5 mm kalınlığında monolitik zirkonya örnekler tüm siman renkleri ile birlikte kullanıldığında kabul edilebilir düzeyde renk farkı gösterdi. Sonuç olarak dental seramiklerin kalınlıklarındaki değişim klinik uygulamada, restorasyonun translüsensliğini etkileyerek altta bulunan dişin ve yapıştırma simanının renginden nasıl etkileneceğini ve gerekli durumlarda diş rengini maskeleyebilme özelliğini belirlemektedir [214].

Tam seramik materyallerinde ışık geçirgenliği temel olarak materyalin kristalin yapısına bağlı yapısal bir özelliktir [109]. Çalışmamızda kullanılan seramiklerden lityum disilikat içerikli cam seramiklerin kalınlıkları ve kullanılan rezin simanın

restorasyonun rengine etkisinin değerlendirildiği birçok çalışma bulunmaktadır [109,211,212,215]. Bu çalışmaların sonuçları, bizim çalışmamız bulguları ile benzer şekilde lityum disilikat esaslı cam seramik restorasyonların 0,5 mm kalınlıklarda hazırlandığında sonuç renginin yapıştırma simanının rengine bağlı olarak önemli değişim gösterdiğini, minimum 1 mm kalınlıkta ise siman renginin algılanabilir düzeyin altında etkilediğini göstermiştir. Ancak daha yeni bir materyal olan; monolitik kullanıma uygun translüsent zirkonyanın bu özelliği ile ilgili oldukça sınırlı çalışma mevcuttur [51,109,216]. Harada ve diğerleri [217]; Prettau Anterior (Zirkonzahn GmbH), BruxZir (Glidewell Laboratories), Katana HT, Katana ST, Katana UT (Kurary Noritake Dental Inc) olmak üzere 5 farklı monolitik zirkonya ve düşük translüsensi özelliğine sahip lityum disilikat (e.max CAD LT; Ivoclar Vivadent AG) materyallerinin 0,5 mm ve 1 mm kalınlıklarda translüsensi özelliklerini karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda; 0,5 mm kalınlıkta monolitik zirkonya grupların kendi içinde translüsensi değerinin anlamlı derecede farklı olduğunu ve bu durumun farklı üreticilerin kompozisyonundaki kristal yapı farkları ile ilgili olduğu bildirilmiştir. Ayrıca bizim çalışmamız sonuçlarını destekleyen bir sonuç olarak, IPS e.max örneklerinin düşük translüsensiye sahip bloklar olmalarına rağmen her iki kalınlıkta da monolitik zirkonyaya göre daha yüksek translüsensi özelliğine sahip olduğunu ortaya koymuşlardır. Sulaiman ve diğerleri [216]; 0,5 mm; 1 mm; 1,5 mm ve 2 mm kalınlığında dört farklı marka monolitik zirkonya (Prettau Anterior, Katana, BruxZir ve Zenostar) örneklerin iki farklı rezin siman (RelyX Ultimate, Variolink II) ile simantasyonu sonunda renk ölçümleri D65 aydınlatmasında spektrofotometre ile değerlendirildiği çalışmada materyalin kalınlık artışının translüsensi değerini ve ışık enerjisinin yayılımını düşürdüğü bu nedenle siman renginin etkisinin azalmasına neden olduğunu bildirmişlerdir. Malikondou ve diğerleri [205], kullanılan rezin siman renginin monolitik zirkonyanın final rengine olan etkisini değerlendirdikleri çalışmada 0,6 mm ve 1 mm kalınlıkta iki farklı marka monolitik zirkonyanın cam iyonomer siman, rezin siman ve rezin modifiye cam iyonomer siman ile simantasyonu sonrası ΔE değerlerini karşılaştırmıştır. Materyalin 0,6 mm kalınlıktaki ortalama ΔE değerinin 1 mm kalınlıktaki ΔE değerinden daha fazla olduğunu, en uygun estetik için gereken en az kalınlığın 1 mm olması gerektiğini bildirmişlerdir. Baldissara ve diğerleri [51], 1 mm ve 1,5 mm kalınlığında monolitik zirkonya ve lityum disilikat cam seramik A2 renkli molar diş şeklinde hazırlanan örneklerin translüsensi değerini karşılaştırdıkları çalışmada 1 mm kalınlığındaki monolitik zirkonyanın 1,5 mm kalınlığındaki lityum

disilikattan daha yüksek translüsensi ve kontrast oranı gösterdiği bildirilmiştir. Monolitik zirkonya örneklerin kompozisyonunun homojen olması ve diğer örneklerdeki kristal yapılara göre tek tip kristal yapıya sahip olması nedeniyle kalınlığı arttıkça translüsensi özelliğinin azaldığı bildirilmektedir.

Basso ve diğerleri [109], C4 rengine prepare edilmiş dişleri 0,7 mm; 1 mm; 1,5 mm ve 2 mm kalınlıklarda yüksek ve düşük translüsent özellikteki lityum disilikat (IPS e.max.CAD) ve 0,5 mm kalınlığında monolitik zirkonya (IPS.e.max ZirCAD) ile restore etmişler. Materyalin kalınlığı arttıkça altta bulunan dentin dokusunun rengini maskelediği ve lityum disilikat için uygun olan minimum kalınlığın 1 mm olduğunu bildirmişlerdir. Kim ve diğerleri [110], kalınlık azalmasının monolitik zirkonyanın renk ve translüsensi değerleri üzerine etkisini incelemiş, kalınlık 2 mm' den 1 mm' ye düştüğünde algılanabilir renk farklılıkları olduğunu ($\Delta E \geq 3,7$) belirtmiştir. Tabaton ve diğerleri [214], A4 dentin rengine sahip diş dokusunun maskelenebilmesi için monolitik zirkonyanın minimum 0,9 mm kalınlıkta olması gerektiğini bildirmiştir. Sonuç olarak çalışmalar, monolitik zirkonya restorasyonların 1 mm kalınlıkta kullanıldığında alttaki diş rengini maskeleme özelliği gösterdiğini ve siman renginden etkilenmediğini ortaya koymuştur. Benzer şekilde bizim çalışmamızda da 1 mm ve 1,5 mm kalınlığında monolitik zirkonya örnekler siman rengi ne olursa olsun siman uygulanmadan ölçülen seramik rengine göre gözle tespit edilebilir bir renk farkı göstermemişler ancak 0,5 mm kalınlıkta siman rengi seramiğin rengine algılanabilir farklılıklara yol açmıştır. Tüm bu çalışmaların doğrultusunda monolitik zirkonyanın ve lityum disilikatın pratikte farklı kalınlıklarda restorasyonlarda uygulanan kalınlıklarda siman renginin restorasyonun sonuç rengine olan etkisini değerlendirebilmek amacıyla materyalin klinik uygulamasında sık kullanılan kalınlık değerleri olan 0,5 mm; 1 mm; 1,5 mm'lik örnekler literatürdeki benzer çalışmalara uygulanan yöntemlerle üreticilerin tavsiyeleri doğrultusunda hazırlanmıştır.

Optik özellikleri geleneksel altyapı zirkonya materyaline göre geliştirilmiş olan monolitik zirkonyanın translüsensi özelliğinin artması; kompozisyonunda bulunan itriyum miktarının artması ve zirkonya partiküllerinin boyutunun küçülmesi ile sağlanmıştır [216,218]. Elsaka ve diğerleri [127], üç farklı marka (Ceramill Zolid FX Multilayer, Prettau Anterior ve Zenostar T) monolitik zirkonyanın translüsensi, kontrast oranı, kırılma dayanımını değerlendirdikleri çalışmada; kompozisyonunda

alüminyum oranı düşük, itriyum oranı yüksek monolitik zirkonya örneklerin daha yüksek translüsensi ve daha düşük kontrast oranı gösterdiğini bildirmektedir.

Monolitik zirkonya restorasyonlar ve doğal dişler arasında renk uyumunu sağlayabilmek için materyalin translüsensisi ve renk değerleri önemlidir. Zirkonya seramikler yarı ışık geçirgenliğine sahip olmalarının yanı sıra bu seramiklerin kompozisyonu, renklendirme prosedürleri, sinterleme koşulları, kalınlığı ve kullanılan simanın rengi restorasyonun ışık iletim yüzdesini etkileyip sonuç rengini belirlemektedir [219]. Monolitik zirkonya restorasyonlarda renk uyumunun sağlanması için materyalin renklendirmesi; beyaz hiçbir renklendirici içermeyen blokların dental laboratuvarında sinterleme öncesinde üretici firma tarafından tavsiye edilen renk solüsyonlarına önerilen sürelerde daldırılarak veya bu solüsyonların fırça ile bölgesel olarak uygulanmasıyla yapılabildiği gibi blokların üretim aşamasında kompozisyonuna renk partikülleri ilave edilerek de yapılabilmektedir [79,220]. Bu renklendirme yöntemlerinden birincisinde; monolitik zirkonya yüzey ile solüsyon içindeki renk pigmentleri arasında zayıf bir bağlanma olması, renk solüsyonunun homojen dağılamaması ve renk pigmentlerinin belirli bir kalınlığa kadar infiltre olabilmesi ve uygulamaya bağlı olarak hedeflenen rengin yakalanmasında hatalar görülebilmesi dezavantajları söz konusudur [127,221,222]. Üretim aşamasında kompozisyonuna renk pigmenti ilave edilen bloklar ise ilave olarak boyama işlemi gerektirmemekte, blokların tüm kitlesi boyunca homojen ve doğru bir renk dağılımı sağlanmaktadır [223]. Kyrana ve diğerleri [199], renk solüsyonlarına daldırılarak renklendirilen ve üretim aşamasında renk pigmentleri ilave edilen monolitik zirkonya bloklardan elde edilen örnekleri çalışmalarında üretim aşamasında renk pigmenti ilave edilmiş monolitik zirkonya örneklerin renk stabilitesinin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Diğer yandan Kim ve diğerleri [224], renk solüsyonuna daldırma sıklığının monolitik zirkonya restorasyonların sonuç rengi ve translüsensi özelliklerinin değerlendirildiği çalışmada; renk solüsyonuna daldırma sıklığı arttıkça CIE L* ve opesans değerlerinin arttığı, CIE b* değerinin ise azaldığını bildirmektedir. Renklendirme solüsyonu uygulaması ile monolitik zirkonyanın açıklık, sarılık ve rengin yumuşaklığının kontrol edilebileceğini bildirmektedir. Bu tez çalışmasında, sözü geçen avantajları sebebiyle ve standardizasyonun sağlanabilmesi amacıyla kompozisyonuna üretim aşamasında renk pigmenti ilave edilmiş monolitik zirkonya bloklar kullanılmıştır.

Kim ve diğerleri [223], 1,5 mm kalınlığında hazırlanan; üretim aşamasında renklendirilmiş dört farklı marka monolitik zirkonya, beş farklı veneer porseleni kaplı zirkonya seramik ve üç farklı marka lityum disilikat cam seramik ve kontrol grubu olarak renksiz monolitik zirkonya örneklerin renk değerleri matematiksel olarak karşılaştırmışlardır. Örneklerin renk ölçümleri nötral gri arka fonda, D65 aydınlatmasında spektrofotometre ile yapılmış, monolitik zirkonyanın farklı üreticiler tarafından sunulan markaların renk ve translüsensi değerlerinde farklılıklar olduğu bildirilmiştir. Ölçümlerde L^* paremetresinin en büyük değerinin monolitik zirkonya örneklerde, en küçük değerinin ise lityum disilikat örneklerde olduğu, önceden renklendirilmiş monolitik zirkonya örneklerin yüksek value ve düşük kroma değerine sahip olması nedeniyle komşu seramik restorasyona ya da doğal dişe benzerlik gösterebilmesi için ilave boyamalara ihtiyaç olduğu bildirilmiştir.

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda çoğunlukla; yüksek dayanıklılıkları ve bu sayede cam seramiklerinde simantasyon sonrası dayanıklılıklarının artırılmasını sağlamaları, renk seçenekleri ile restorasyon rengine olan katkıları, ağız ortamında çözünürlüklerinin düşük olması ve flor salınımı gibi avantajlarından dolayı rezin simanlar kullanılmaktadır [105,135,137]. Adeziv rezin simanlar polimerizasyon mekanizmasına göre; kimyasal polimerize olan, ışıkla polimerize olan ve kimyasal ve ışıkla polimerize (dual-polimerize) olarak sınıflandırılmaktadırlar [141,142]. Kimyasal ve dual polimerize olan rezin simanlar; katalizöründe bulunan benzoil peroksit başlatıcı ile reaksiyona giren tersiyer aminlerin etkisiyle renk bozulmasına uğrayabildiklerinden ışıkla polimerize rezin simanlara göre daha düşük renk stabilitesine sahiptirler [225,226]. Buna rağmen dual polimerize olan rezin simanların çalışma süreleri, polimerizasyon büzülmesi, elastik modülü, sertlik, kırılma direnci gibi mekanik özellikleri ışıkla-kimyasal polimerize olan rezin simanlara göre daha iyidir [227,228]. Bu tez çalışmasında ideal fiziksel özellikleri ve ışık geçirgenliği sınırlı olan örnekler ile kullanıma uygun olması sebebiyle dual polimerize rezin siman tercih edildi.

Rezin simanın renginin, seramiklerin yapısından kaynaklanan translüsensi özelliği ve seramiğin kalınlığına bağlı olarak restorasyonun final rengini etkileyebileceği birçok çalışma ile ortaya koyulmuştur [229,230]. Lityum disilikat esaslı cam seramiğin (IPS e.max CAD) dört farklı kalınlıkta (1 mm; 1,5 mm; 2 mm; 2,5 mm)

kullanıldığı çalışma sonucunda; bu tez çalışması ile benzer olarak seramik 1 mm'den daha ince olduğunda destek dışın rengi ve rezin simanın renginin restorasyonun sonuç rengini önemli ölçüde değiştirdiği bildirilmiştir [230]. Azer ve diğerleri [229], 1 mm kalınlığında ve A2 renkteki lösit ile güçlendirilmiş cam seramiğin (IPS Empres), A1 ve translüsant renklerinde rezin siman (Variolink II) ile simantasyonu sonrası spektrofotometre ile D65 aydınlatmasında yapılan ölçümler sonunda anlamlı bir renk değişikliğinin olmadığını, cam seramiğin söz konusu kalınlıkta rezin simanın rengini maskelediğini bildirmiştir. Diğer bir çalışmada 0,5 mm ve 1 mm kalınlığında disk şeklinde hazırlanan 392 IPS e.max Press seramik örneklerin farklı rezin simanlar (Maxcem Elite, Rely X Veneer ve Variolink II) ile simantasyonu sonucu kalınlık ve renk farklılıklarının restorasyonun sonuç rengi üzerine etkisinin değerlendirildiği çalışmada seramik kalınlığı arttıkça rezin siman renginin etkisinin azaldığı ve düşük kalınlıkta ise en büyük renk değişikliğinin Variolink II rezin simanda olduğu bildirilmiştir [231]. Çalışmamızda, her bir seramik rengi için siman renklerinin sonuç renge etkisi incelendiğinde 0,5 mm ve 1 mm MZ ile her 3 kalınlıktaki LDS örneklerin renk farklılıkları bazı siman renklerinde kabul edilebilir düzeyde düşük iken bazı renklerde kabul edilebilir sınırın üzerinde bulunmuştur. En düşük ΔE değerlerinin MZ için Tr ve LDS için A2 siman rengi ile birlikte ölçüldüklerinde gözlenmiş olması sebebiyle LDS restorasyonların seramik rengine en yakın renkteki siman ile yapıştırılması restorasyonunun simantasyon sonrası farklı bir renkte görünmemesi için tavsiye edilebilir.

Rengin yanı sıra kullanılan yapıştırma simanının türe de seramik restorasyonların sonuç rengi üzerinde etkisi olan bir faktördür. Altyapı materyali olarak kullanılan zirkonyada restorasyonun sonuç rengi açısından siman türünün kritik olmadığı bilinmekle birlikte artmış translüsensi özelliğine sahip monolitik zirkonya için bu etki ortaya koyulmuştur [205,232]. Tabatabaian ve diğerleri [232], CAD/CAM sisteminde freze edilen 0,5 mm ve 1 mm kalınlığındaki monolitik zirkonya örneklerin cam iyonomer siman (GC Gold Label, GC Corporation, Tokyo, Japan), rezin siman (Panavia F 2.0, Kuraray, Tokyo, Japan), çinko fosfat siman (Phosphate cement, Hoffmann Dental Manufaktur GmbH, Berlin, Germany), ve geçici siman (TempBond, Kerr, Salerno, Italy) ile simantasyonu sonucu oluşan renk farklılıklarını değerlendirmişlerdir. Renk ölçümü sonuç en büyük renk farkının çinko fosfat ve geçici simanda olduğu bildirilmiştir. Malkondu ve diğerleri [205], monolitik

zirkonyada en yüksek renk farkına cam iyonomer simanın neden olduğunu ve rezin modifiye cam iyonomer simanın en iyi estetik sonucu verdiğini bildirmiştir.

Bu tez çalışmasında siman renginin monolitik seramiklerin sonuç rengi üzerine olan etkisinin değerlendirilebilmesi için yapıştırma simanı olarak dual polimerize bir rezin simanın A1, A2, A3 ve Tr (Translüsent) olmak üzere 4 farklı rengi kullanıldı. Çalışmamızda incelenen seramiklerden biri olan lityum disilikat esaslı cam seramik materyalinin (IPS e.max CAD) daha önceki çalışmalara benzer olarak 0,5 mm ve 1 mm kalınlıklarda kullanıldığında, farklı rezin siman renkleri restorasyonun sonuç rengini gözle fark edilebilir düzeyde değiştirdi. Mevcut çalışmalar özellikle cam seramikler üzerinde yoğunlaşmış olup translüsensi özelliği ile gündeme gelen monolitik zirkonya restorasyonların sonuç renginin restorasyon kalınlığı ve siman renginden ne yönde etkilendiği üzerine sınırlı çalışma bulunmaktadır. Ancak mevcut çalışmalarda kullanılan rezin simanın kompozisyonu, polimerizasyon şekilleri, tam seramik materyalinin kalınlığı, rengi ve renk ölçümü yapılan aletlerin farklılığı gibi nedenlerle sonuçların direkt olarak karşılaştırılması mümkün değildir.

Çalışmamızda seramik örneklerin simanlar ile beraber renk ölçümü yapılırken konu hakkında yapılmış olan bazı çalışmaların aksine, siman materyalleri seramik örneklerin altına yapıştırılmadı. Bunun yerine, $0,2 \pm 0,05$ mm kalınlıkta hazırlanan rezin siman örnekler, seramik örneklerle optik olarak yapıştırma etkisi yaratabilecek bir kırılma indisi ajanı ile bağlanarak renk ölçümleri yapıldı [233–235]. Böylece rezin simanın her bir örneğin altında polimerizasyonu yapılırken, polimerizasyon koşulları tarafından etkilenebilecek siman rengi farklılıkları engellenerek standardizasyon sağlanması amaçlandı. Cisimlerin karakteristik bir özelliği olan kırılma indisi, optik temelli terapatik ve tanısal alanlarda fayda sağlayan fizik, kimya ve biyolojinin pek çok alanında yer alan bir konudur [234,236]. Diş hekimliğinde ise farklı yoğunluktaki ortamlardan geçen ışığın geçişinin artırılması, yansımının azaltılabilmesi amacıyla; klinik çalışmalar ve araştırmalar için optik bağlantı aracı olarak kullanılabilmektedir [173,234,237]. Dental dokuların ve materyallerin kırılma indislerinin araştırıldığı çalışmalarda; mine ve dentin dokularının kırılma indislerinin $n=1,652 - 1,546$ arasında olduğu ve bir çok dental seramik materyalinin kırılma indislerinin de bu değerlere çok yakın olduğu bildirilmiştir. Dental seramikler, rezin materyalleri, dişin mine ve dentin dokusunun kırılma indisine yakın değerlerde birçok kırılma indisi

solüsyonu bulunmaktadır. Bu solüsyonların kırılma indisi değerlerinin pek çok optik cam, plastik, seramik ve biyolojik dokuyla uyuşması, farklı ortamlar arasında ışığın uğrayacağı kırılma ve yansımayı azaltarak, geçişinin artmasına neden olmaktadır [196,234,238–240].

Çalışmadan elde edilen bulgular; her iki seramiğin de 0,5 mm kalınlıkta iken siman kullanılmadan ve farklı renkteki simanlar ile birlikte kullanıldığında yapılan renk ölçümleri arasındaki farkın (ΔE) yüksek olduğunu ve siman rengine göre değiştiğini gösterdi. MZ materyali 0,5 mm kalınlıkta iken A2 ve A3 simanlar ile kullanıldıklarında klinik olarak kabul edilemez renk farklılıkları gösterirken 0,5 mm kalınlığındaki LDS yapıştırma simanının rengine bağlı olarak tüm renklerde kabul edilebilir sınırın üzerinde renk farkı gösterdi. 1 mm kalınlığında MZ örnekler A1 renkli siman ile, LDS örnekler ise Tr ve A1 renkli siman ile kabul edilebilir sınırın üzerinde renk farkı gösterdi. Bununla beraber her iki materyale ait 1,5 mm kalınlıktaki örneklerin farklı renklerdeki simanlar ile uygulandıklarında siman kullanılmadan yapılan renk ölçümlerine göre gösterdiği renk farkının düşük olduğu ve siman renkleri arasında ΔE değerinin farklı olmadığı bulundu.

Çalışmanın sınırlamaları arasında alttaki diş dokusunu temsil eden bir yapının kullanılmayıp tüm ölçümlerin standart olarak seçilen gri fon üzerinde yapılması bulunmaktadır. Çalışmanın diğer bir sınırlaması ise bloklardan düz kesitler alınarak hazırlanan örneklerin dental retorasyonların formunu ve buna bağlı olarak gösterdiği optik özellikleri taklit edememesidir. Çünkü dental restorasyonlar uniform kalınlık göstermeyen ve düz yüzeylerden oluşmayan yapılardır ki bu özellikler restorasyonun optik özelliklerini direkt etkileyen faktörlerdir.

6. SONUÇ

Monolitik zirkonya ve lityum disilikat materyalinin farklı renklerde rezin siman ile siman uygulaması sonunda, materyalin sonuç renginin siman kullanılmadan yapılan renk ölçümüne göre gösterdiği renk farkının araştırıldığı bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. 0,5 mm kalınlıkta MZ A2 ve A3 simanlar ile A1 ve Tr simanlara göre anlamlı olarak yüksek ($p<0,05$) ve klinik olarak kabul edilebilir sınırın üzerinde ($\Delta E \geq 3$) renk farklılığı gösterdi.
2. MZ 1 mm kalınlıkta iken en düşük ΔE A2 ve en yüksek A1 renklerde gözlemlendi, bu iki değer arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$). 1 mm kalınlıkta MZ örnekler sadece A1 siman ile kullanıldığında klinik olarak kabul edilebilir sınırın üzerinde ($\Delta E \geq 3$) renk farklılığı gösterdi.
3. MZ 1,5 mm kalınlıkta iken farklı siman renkleri ile kullanıldığında ΔE değerleri arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$) ve klinik olarak kabul edilebilir sınırın altında ($\Delta E \leq 3$) bulundu.
4. 0,5 mm LDS A3 siman rengi ile diğer renklere göre istatistik olarak anlamlı derecede yüksek ($p<0,05$) ve tüm siman renklerinde klinik olarak kabul edilebilir sınırın üzerinde ($\Delta E \geq 3$) renk farklılığı gösterdi.
5. LDS; 1 mm kalınlıkta iken Tr, A2 ve A3 den anlamlı derecede farklı ($p<0,05$) ve Tr ile A1 siman renklerinde klinik olarak kabul edilebilir sınırın üzerinde ($\Delta E \geq 3$) renk farklılığı gösterdi.
6. LDS 1,5 mm kalınlıkta, tüm siman renkleri ile aralarında anlamlı fark göstermeyen ve A2, A3 siman renklerinde klinik olarak kabul edilebilir sınırların üzerinde, A1, Tr siman renklerinde ise klinik olarak kabul edilebilir ΔE değeri gösterdi.
7. Her iki materyalin tüm kalınlıkları göz önüne alındığında en düşük ΔE değerleri; MZ için Tr ve LDS için A2 siman rengi ile birlikte ölçüldüklerinde gözlemlendi.

KAYNAKLAR

1. Giordano, R. & McLaren, E.A. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31, 682–700.
2. Aboushelib, M.N., Kleverlaan, C.J. & Feilzer, A.J. (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dental Materials*, 22, 857–863.
3. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E. & Aksu, L. (1993). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara: A.Ü. Basımevi, 93-200.
4. Anusavice, K.J. & Phillips, R.W. (2003). *Phillips' science of dental materials*. Saunders, 805.
5. McLean, J.W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85, 61–66.
6. Denry, I.L. & Holloway, J.A. (2002). Effect of sodium content on the crystallization behavior of fluoramphibole glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*, 63, 48–52.
7. Anusavice, K.J., Phillips, R.W., Shen, C. & Rawls, H.R. (2012). *Phillips' Science of Dental Materials*, 418-474.
8. Bonfante, E. & Gracis, S. (2014). Individual ceramic crowns for teeth. (I.J. Ferencz, N.R.F.A. Silva, & J.M. Navarro, Eds.). *Quintessence Publishing Co Inc*, 321-327.
9. Poggio, C.E., Ercoli, C., Rispoli, L., Maiorana, C. & Esposito, M. (2017). Metal-free materials for fixed prosthodontic restorations. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 12.
10. Aslam, A., Khan, D.A., Hassan, S.H. & Ahmed, B. (2017). Ceramic fracture in metal-ceramic restorations: The aetiology. *Dental Update*, 44, 448–50, 453–4, 456.
11. Olley, R.C., Andiappan, M. & Frost, P. (2017). An up to 50-year follow-up of crown and veneer survival in a dental practice. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(6), 935-941.
12. Harianawala, H.H., Kheur, M.G., Apte, S.K., Kale, B.B., Sethi, T.S. & Kheur, S.M. (2014). Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 6, 456–61.
13. Guess, P.C., Zhang, Y., Kim, J.-W., Rekow, E.D. & Thompson, V.P. (2010). Damage and Reliability of Y-TZP after Cementation Surface Treatment. *Journal of Dental Research*, 89, 592–596.

14. Kelly, J. & Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56, 84–96.
15. Robert Kelly, J. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, 48, 513–530.
16. Yoshinari, M. & Dérand, T. (1994). Fracture strength of all-ceramic crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 7, 329–38.
17. Albakry, M., Guazzato, M. & Swain, M.V. (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89, 374–380.
18. Rinke, S., Pabel, A.K., Rödiger, M. & Ziebolz, D. (2016). Chairside Fabrication of an All-Ceramic Partial Crown Using a Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Case Reports in Dentistry*, 1–7.
19. Wolfart, S., Harder, S., Eschbach, S., Lehmann, F. & Kern, M. (2009). Four-year clinical results of fixed dental prostheses with zirconia substructures (Cercon): end abutments vs. cantilever design. *European Journal of Oral Sciences*, 117, 741–749.
20. Harder, S. & Kern, M. (2009). Survival and complications of computer aided-designing and computer-aided manufacturing vs. conventionally fabricated implant-supported reconstructions: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 20, 48–54.
21. Yilmaz, H., Nemli, S.K., Aydin, C., Bal, B.T. & Tıraş, T. (2011). Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Dental Materials*, 27, 786–95.
22. Limmer, B., Sanders, A.E., Reside, G. & Cooper, L.F. (2014). Complications and Patient-Centered Outcomes with an Implant-Supported Monolithic Zirconia Fixed Dental Prosthesis: 1 Year Results. *Journal of Prosthodontics*, 23, 267–275.
23. Guess, P.C., Att, W. & Strub, J.R. (2012). Zirconia in Fixed Implant Prosthodontics. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14, 633–645.
24. Sun, T., Zhou, S., Lai, R., Liu, R., Ma, S., Zhou, Z. & Longquan, S. (2014). Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 35, 93–101.
25. Janyavula, S., Lawson, N., Cakir, D., Beck, P., Ramp, L.C., Burgess, J.O. & Burgess, J. O. (2013). The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109, 22–29.
26. Gracis, S., Thompson, V.P., Ferencz, J.L., Nelson, Silva, R.F.A., Estevam, & Bonfante, A. (2015). A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials, 28, 227-235.

27. Petrini, M., Ferrante, M. & Su, B. (2013). Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dental Materials*, 29, 375–381.
28. Nguyen, J.F., Ruse, D., Phan, A.C. & Sadoun, M.J. (2014). High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of Dental Research*, 93, 62–67.
29. Tassin, M., Bonte, E., Loison-Robert, L.S., Nassif, A., Berbar, T., Le Goff, S., Fournier, B.P.J. (2016). Effects of High-Temperature-Pressure Polymerized Resin-Infiltrated Ceramic Networks on Oral Stem Cells. *PLOS ONE*, 11, 155-450.
30. Tsitrou, E.A. & Van Noort, R. (2008). Minimal preparation designs for single posterior indirect prostheses with the use of the Cerec system. *International Journal of Computerized Dentistry*, 11, 227–240.
31. Salamon, D. (2014). Chapter 6 – Advanced Ceramics. In *Advanced Ceramics for Dentistry* (pp. 103–122). doi:10.1016/B978-0-12-394619-5.00006-7
32. Touti, B., Miara, P.N.D. (1999). *Esthetic dentistry and ceramic restorations*. london: Martin Dunitz, 94.
33. Yavuzylmaz, H. (1996). *Metal destekli estetik kuronlar*. Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, 192-196.
34. Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara: Özyurt Matbacılık; 2014.
35. Craig RG, Powers. J. (2002). *Restorative properties in restorative dental materials*. New York: Mosby Publication, 480, 552-553.
36. Anusavice, K.J., Phillips, R.W. (2003) Shen, C. & Rawls, H.R. (n.d.). *Phillips' Science of Dental Materials*, 805.
37. Shenoy, A. & Shenoy, N. (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 13, 195–203.
38. Park, J.H., Lee, Y.K. & Lim, B.S. (2006). Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96, 402–411.
39. Fasbinder, D.J. (2012). Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 33, 50–52.
40. Reich, S., Fischer, S., Sobotta, B., Klapper, H.U. & Gozdowski, S. (n.d.). A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided design/computer-assisted manufacturing- generated posterior lithium disilicate crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 23, 214–216.

41. Mehulic, K. (2005). Glass-ceramics. *Acta Stomatologica Croatica*, 39, 483–486.
42. Guess, P.C., Strub, J.R., Steinhart, N., Wolkewitz, M. & Stappert, C.F.J. (2009). All-ceramic partial coverage restorations--midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *Journal of Dentistry*, 37, 627–637.
43. Albakry, M., Guazzato, M. & Swain, M.V. (2004). Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *Journal of Dentistry*, 32, 91–99.
44. Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Augthun, M. & Spiekermann, H. (2001). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *The International Journal of Prosthodontics*, 14, 231–238.
45. Sailer, I. (2014). *Fixed dental prostheses for anterior and posterior teeth*. (N. R. F. A. S. and J. M. N. In J. L. Ferencz, Ed.) *Quintessence Publishing Co Inc*, 151-156.
46. Akgungor, G., Akkayan, B. & Gaucher, H. (2005). Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate-based ceramic system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94, 234–241.
47. Andrade, J., Stona, D., Bittencourt, H., Borges, G., Burnett, L. & Spohr, A. (2018). Effect of different computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) materials and thicknesses on the fracture resistance of occlusal veneers. *Operative Dentistry*, 17–131–L.
48. Fasbinder, D.J., Dennison, J.B., Heys, D. & Neiva, G. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *Journal of the American Dental Association*, 141, 10–14.
49. Höland, W., Schweiger, M., Frank, M. & Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *Journal of biomedical materials research*, 53, 297–303.
50. Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 14–21.
51. Baldissara, P., Wandscher, V.F., Marchionatti, A.M.E., Parisi, C., Monaco, C. & Ciocca, L. (2018). Translucency of IPS e.max and cubic zirconia monolithic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(2), 269-275.
52. Goujat, A., Abouelleil, H., Colon, P., Jeannin, C., Pradelle, N., Seux, D. & Grosogoeat, B. (2018). Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119, 384–389.
53. Algazali, N., Laukner, J., Burnside, G., Jarad, F.D., Smith, P.W. & Preston, A.J. (2010). An investigation into the effect of try-in pastes, uncured and cured

resin cements on the overall color of ceramic veneer restorations: An in vitro study. *Journal of Dentistry*, 38, 78–86.

54. Zimmermann, M., Valcanaia, A., Neiva, G., Mehl, A. & Fasbinder, D. (2018). Three-Dimensional Digital Evaluation of the Fit of Endocrowns Fabricated from Different CAD/CAM Materials. *Journal of Prosthodontics*, 1-6.
55. Facenda, J.C., Borba, M. & Corazza, P.H. (2018). A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 1-6.
56. Zaher, A.M., Hochstedler, J.L., Rueggeberg, F.A. & Kee, E.L. (2017). Shear bond strength of zirconia-based ceramics veneered with 2 different techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118, 221–227.
57. Fabianelli, A., Pollington, S., Papacchini, F., Goracci, C., Cantoro, A., Ferrari, M. & van Noort, R. (2010). The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *Journal of Dentistry*, 38, 39–43.
58. Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M. & Swain, M.V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 33, 9–18.
59. Lughi, V. & Sergo, V. (2010). Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 26, 807–820.
60. Kohorst, P., Borchers, L., Strempel, J., Stiesch, M., Hassel, T., Bach, F.W. & Hübsch, C. (2012). Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *Acta Biomaterialia*, 8, 1213–1220.
61. Conrad, H.J., Seong, W.J. & Pesun, I.J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98, 389–404.
62. Suárez, M.J., Lozano, J.F.L., Paz Salido, M. & Martínez, F. (n.d.). Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *The International Journal of Prosthodontics*, 17, 35–38.
63. Catledge, S.A., Cook, M., Vohra, Y.K., Santos, E.M., McClenny, M.D. & David Moore, K. (2003). Surface crystalline phases and nanoindentation hardness of explanted zirconia femoral heads. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 14, 863–867.
64. Putra, A., Chung, K.H., Flinn, B.D., Kuykendall, T., Zheng, C., Harada, K. & Raigrodski, A.J. (2017). Effect of hydrothermal treatment on light transmission of translucent zirconias. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118, 422–429.
65. Pinelli, L.A.P., Gimenes Olbera, A.C., Candido, L.M., Miotto, L.N., Antonio, S.G. & Fais, L.M.G. (2017). Effects of whitening dentifrice on yttria-stabilized

tetragonal zirconia polycrystal surfaces after simulating brushing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117, 158–163.

66. Pinto, P.A., Colas, G., Filleter, T. & De Souza, G.M. (2016). Surface and Mechanical Characterization of Dental Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals (3Y-TZP) After Different Aging Processes. *Microscopy and Microanalysis*, 22, 1179–1188.
67. Luthardt, R., Holzhuter, M., Rudolph, H., Herold, V. & Walter, M. (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, 20, 655–662.
68. Denry, I. & Kelly, J. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24, 299–307.
69. Abd El-Ghany, O.S. & Sherief, A.H. (2016). Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: Review. *Future Dental Journal*, 2, 55–64.
70. Schemmel, P., Diederich, G. & Moore, A.J. (2016). Direct stress optic coefficients for YTZP ceramic and PTFE at GHz frequencies. *Optics express*, 24, 8110–9.
71. Pereira, G.K.R., Fraga, S., Montagner, A.F., Soares, F.Z.M., Kleverlaan, C.J. & Valandro, L.F. (2016). The effect of grinding on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analyses. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 63, 417–442.
72. Traini, T., Gherlone, E., Parabita, S.F., Caputi, S. & Piattelli, A. (2014). Fracture toughness and hardness of a Y-TZP dental ceramic after mechanical surface treatments. *Clinical Oral Investigations*, 18, 707–714.
73. Raigrodski, A.J., Hillstead, M.B., Meng, G.K. & Chung, K.H. (2012). Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107, 170–177.
74. Passos, S.P., Nychka, J.A., Major, P., Linke, B. & Flores-Mir, C. (2015). In Vitro Fracture Toughness of Commercial Y-TZP Ceramics: A Systematic Review. *Journal of Prosthodontics*, 24, 1–11.
75. Mitov, G., Gessner, J., Lohbauer, U., Woll, K., Muecklich, F. & Pospiech, P. (2011). Subcritical crack growth behavior and life data analysis of two types of dental Y-TZP ceramics. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 27, 684–691.
76. Edwards Rezende, C.E., Sanches Borges, A.F., Macedo, R.M., Rubo, J.H. & Griggs, J.A. (2017). Dimensional changes from the sintering process and fit of Y-TZP copings: Micro-CT analysis. *Dental Materials*, 33, 405–413.
77. Zarone, F., Russo, S. & Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. *Dental Materials*, 27, 83–96.

78. Johansson, C., Kmet, G., Rivera, J., Larsson, C. & Vult Von Steyern, P. (2014). Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontologica Scandinavica*, 72, 145–153.
79. Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M. & Vargas, M.A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88, 10–15.
80. Beuer, F. (2009). High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings-A new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dental Materials*, 121-128.
81. Stober, T., Bermejo, J.L., Rammelsberg, P. & Schmitter, M. (2014). Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *Journal of Oral Rehabilitation*, 41, 314–322.
82. Larsson, C. & Wennerberg, A. (n.d.). The clinical success of zirconia-based crowns: a systematic review. *The International Journal of Prosthodontics*, 27, 33–43.
83. Kirsten, A., Hausmann, A., Weber, M., Fischer, J. & Fischer, H. (2015). Bioactive and thermally compatible glass coating on zirconia dental implants. *Journal of Dental Research*, 94, 297–303.
84. Rinke, S., Gersdorff, N., Lange, K. & Roediger, M. (2013). Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: 7-year clinical results. *The International Journal of Prosthodontics*, 26, 164–171.
85. Mehra, M. & Vahidi, F. (2014). Complete mouth implant rehabilitation with a zirconia ceramic system: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112, 1–4.
86. Schultheis, S., Strub, J.R., Gerds, T.A. & Guess, P.C. (2013). Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium–disilicate versus metal–ceramic fixed dental prostheses: Comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clinical Oral Investigations*, 17, 1407–1413.
87. Thulasidas, S., Givan, D.A., Lemons, J.E., O'Neal, S.J., Ramp, L.C. & Liu, P.R. (2015). Influence of Implant Angulation on the Fracture Resistance of Zirconia Abutments. *Journal of Prosthodontics*, 24, 127–135.
88. Roediger, M., Gersdorff, N. & Huels, A. (2011). Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: Four-year clinical results. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105, 114.
89. Kern, T., Tinschert, J., Schley, J.S. & Wolfart, S. (2012). Five-year clinical evaluation of all-ceramic posterior FDPs made of In-Ceram Zirconia. *The International Journal of Prosthodontics*, 25, 622–624.

90. Schmitter, M., Mueller, D. & Rues, S. (2013). *In vitro* chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. *Journal of Oral Rehabilitation*, 40, 519–525.
91. Choi, S., Yoon, H.I. & Park, E.J. (2017). Load-bearing capacity of various CAD/CAM monolithic molar crowns under recommended occlusal thickness and reduced occlusal thickness conditions. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9, 423–431.
92. Wang, X., Fan, D., Swain, M.V. & Zhao, K. (2012). A systematic review of all-ceramic crowns: clinical fracture rates in relation to restored tooth type. *The International Journal of Prosthodontics*, 25, 441–450.
93. Wang, P., Wei, J., Li, Q. & Wang, Y. (2014). Evaluation of an optimized shade guide made from porcelain powder mixtures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112, 1553–1558.
94. Bornemann, G. (2003). Prospective Clinical Trial with Conventionally Luted Zirconia-based Fixed Partial Dentures-18- month Results. *Journal of Dental Restorations*, 82–117.
95. Heintze, S.D. & Rousson, V. (2010). Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *The International Journal of Prosthodontics*, 23, 493–502.
96. Michalakis, K.X., Stratos, A., Hirayama, H., Kang, K., Touloumi, F. & Oishi, Y. (2009). Fracture Resistance of Metal Ceramic Restorations with Two Different Margin Designs After Exposure to Masticatory Simulation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 102, 172–178.
97. Augstin-Panadero, R., Fons-Font, A., Roman-Rodriguez, J.L., Granell-Ruiz, M., del Rio-Highsmith, J. & Sola-Ruiz, M.F. (2012). Zirconia versus metal: a preliminary comparative analysis of ceramic veneer behavior. *The International Journal of Prosthodontics*, 25, 294–300.
98. Saito, A., Komine, F., Blatz, M.B. & Matsumura, H. (2010). A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104, 247–257.
99. Zhang, Y., Lee, J. J.W., Srikanth, R. & Lawn, B.R. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials*, 29, 1201–1208.
100. Bankoğlu Güngör, M. & Karakoca Nemli, S. (2018). Fracture resistance of CAD-CAM monolithic ceramic and veneered zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119, 473–480.
101. Shahmiri, R., Standard, O.C., Hart, J.N. & Sorrell, C.C. (2018). Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1), 36-46.

102. Zhang, Y. & Kim, J.W. (2010). Graded zirconia glass for resistance to veneer fracture. *Journal of Dental Research*, 89, 1057–62.
103. A. Sulaiman, T., A. Abdulmajeed, A., E. Donovan, T., K. Vallittu, P., O. Narhi, T., & V. Lassila, L. (2015). The effect of staining and vacuum sintering on optical and mechanical properties of partially and fully stabilized monolithic zirconia. *Dental Materials Journal*, 34, 605–610.
104. Li, R.W.K., Chow, T.W. & Matinlinna, J.P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58, 208–216.
105. Ebeid, K., Wille, S., Hamdy, A., Salah, T., El-Etreby, A. & Kern, M. (2014). Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental Materials*, 30, 419–424.
106. Zhao, K., Pan, Y., Guess, P.C., Zhang, X.P. & Swain, M.V. (2012). Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. *Dental Materials*, 28, 653–660.
107. Ilie, N. & Stawarczyk, B. (2015). Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113, 114–121.
108. Preis, V., Weiser, F., Handel, G. & Rosentritt, M. (2013). Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence international*, 44, 393–405.
109. Basso, G., Kodama, A., Pimentel, A., Kaizer, M., Bona, A. Della, Moraes, R. & Boscatto, N. (2017). Masking Colored Substrates Using Monolithic and Bilayer CAD-CAM Ceramic Structures. *Operative Dentistry*, 42, 387–395.
110. Kim, H.K., Kim, S.H., Lee, J.B., Han, J.S., Yeo, I.S. & Ha, S.R. (2016). Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8, 37.
111. Dhima, M., Assad, D.A., Volz, J.E., An, K.N., Berglund, L.J., Carr, A.B. & Salinas, T.J. (2013). Evaluation of Fracture Resistance in Aqueous Environment of Four Restorative Systems for Posterior Applications. Part 1. *Journal of Prosthodontics*, 22, 256–260.
112. Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gueth, J.F., Edelhoff, D. & Naumann, M. (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials*, 28, 449–456.
113. Esquivel-Upshaw, J.F., Kim, M.J., Hsu, S.M., Abdulhameed, N., Jenkins, R., Neal, D., Clark, A.E. (2018). Randomized clinical study of wear of enamel antagonists against polished monolithic zirconia crowns. *Journal of Dentistry*, 68, 19–27.
114. Nakamura, K., Mouhat, M., Nergård, J.M., Lægreid, S.J., Kanno, T., Milleding, P. & Örtengren, U. (2016). Effect of cements on fracture resistance of

- monolithic zirconia crowns. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, 2, 12–19.
115. Sripetchdanond, J. & Leevailoj, C. (2014). Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112, 1141–1150.
 116. Stawarczyk, B., Özcan, M., Schmutz, F., Trottmann, A., Roos, M. & Hämmerle, C.H.F. (2013). Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71, 102–112.
 117. Kim, H.K., Kim, S.H., Lee, J.B., Han, J.S. & Yeo, I.S. (2013). Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5, 296–304.
 118. Amer, R., Kürklü, D., Kateeb, E. & Seghi, R.R. (2014). Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112, 1151–1155.
 119. Preis, V., Behr, M., Kolbeck, C., Hahnel, S., Handel, G. & Rosentritt, M. (2011). Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dental Materials*, 27, 796–804.
 120. Luangruangrong, P., Cook, N.B., Sabrah, A.H., Hara, A.T. & Bottino, M.C. (2014). Influence of full-contour zirconia surface roughness on wear of glass-ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 23, 198–205.
 121. Kontos, L., Schille, C., Schweizer, E. & Geis-Gerstorfer, J. (2013). Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71, 482–487.
 122. Sabrah, A.H.A., Cook, N.B., Luangruangrong, P., Hara, A.T. & Bottino, M.C. (2013). Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. *Dental Materials*, 29, 666–673.
 123. Jang, G.W., Kim, H.S., Choe, H.C. & Son, M.K. (2011). Fracture Strength and Mechanism of Dental Ceramic Crown with Zirconia Thickness. *Procedia Engineering*, 10, 1556–1560.
 124. Turp, V., Sen, D., Poyrazoglu, E., Tuncelli, B. & Goller, G. (2011). Influence of Zirconia Base and Shade Difference on Polymerization Efficiency of Dual-Cure Resin Cement. *Journal of Prosthodontics*, 20, 361–365.
 125. Kim, H.K. & Kim, S.H. (2017). Comparison of the optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics sintered in a conventional furnace versus a microwave oven. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9, 394.
 126. Harsono, M., Simon, J.F., Stein, J.M. & Kugel, G. (2013). Evolution of chairside CAD/CAM dentistry. *Texas Dental Journal*, 130, 238–44.

127. Elsaka, S.E. (2017). Optical and Mechanical Properties of Newly Developed Monolithic Multilayer Zirconia. *Journal of Prosthodontics*, 1-7.
128. Diaz-Arnold, A.M., Vargas, M.A. & Haselton, D.R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81, 135–41.
129. Irie, M., Suzuki, K. & Watts, D.C. (2004). Marginal and flexural integrity of three classes of luting cement, with early finishing and water storage. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 20, 3–11.
130. Peutzfeldt, A., Sahafi, A. & Flury, S. (2011). Bonding of Restorative Materials to Dentin With Various Luting Agents. *Operative Dentistry*, 36, 266–273.
131. O'Brien, T., Shoja-Assadi, F., Lea, S.C., Burke, F.J.T. & Palin, W.M. (2010). Extrinsic energy sources affect hardness through depth during set of a glass-ionomer cement. *Journal of Dentistry*, 38, 490–495.
132. Liebermann, A., Roos, M. & Stawarczyk, B. (2017). The Effect of Different Storage Media on Color Stability of Self-Adhesive Composite Resin Cements for up to One Year. *Materials (Basel, Switzerland)*, 10.
133. Lee, S.M. & Choi, Y.S. (2018). Effect of ceramic material and resin cement systems on the color stability of laminate veneers after accelerated aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(1), 99-106.
134. Didier, D. & Spreafico, R. (1999). *Adhesive Metal-Free Restorations: Current Concepts for the Esthetic Treatment of Posterior Teeth*. (Q. P. Co, Ed.).
135. Crispin, B., Hewlitt, E., TH, J., Hobo, S. & Hornbrook, D. (1994). *Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals*. Chicago: Quintessence Pub Co, 112-114.
136. White, S.N., Yu, Z. & Kipnis, V. (1992). Effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68, 476–481.
137. de la Macorra, J. & Pradiés, G. (2002). Conventional and adhesive luting cements. *Clinical Oral Investigations*, 6, 198–204.
138. Özel, Ö., Şeyda, B., Siso, H. & Eren, D. (2005). Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *Curing Units, Polymerisation and Clinical Application*, 26, 1–5.
139. Coelho Santos, M.J.M., Mondelli, R.F.L., Lauris, J.R.P. & Navarro, M.F.L. (2004). Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays fabricated with two systems: two-year clinical follow up. *Operative dentistry*, 29, 123–130.
140. Ogunyinka, A. (2000). The bond of two adhesive resins to alumina blasted and heat-treated gold alloy surfaces. *Journal of oral rehabilitation*, 27, 403–406.

141. Anusavice, K.J. (2003). Informatics Systems to Assess and Apply Clinical Research on Dental Restorative Materials. *Advances in Dental Research*, 17, 43–48.
142. Rueggeberg, F.A. & Caughman, W.F. (1993). The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Operative Dentistry*, 18, 48–55.
143. Myers, M.L., Caughman, W.F. & Rueggeberg, F.A. (1994). Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 3, 149–57.
144. Braga, R.R., Ballester, R.Y. & Carrilho, M.R. (1999). Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81, 285–289.
145. Kilinc, E., Antonson, S.A., Hardigan, P.C. & Kesercioglu, A. (2011). Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *Journal of Dentistry*, 39, 30–36.
146. Barghi, N. & McAlister, E.H. (2003). LED and halogen lights: effect of ceramic thickness and shade on curing luting resin. *Compendium of continuing education in dentistry*, 24, 497–500.
147. Hackman, S.T., Pohjola, R.M. & Rueggeberg, F.A. (n.d.). Depths of cure and effect of shade using pulse-delay and continuous exposure photo-curing techniques. *Operative Dentistry*, 27, 593–599.
148. Moraes, R.R., Correr-Sobrinho, L., Sinhoreti, M.A.C., Puppim-Rontani, R.M., Ogliari, F.A. & Piva, E. (2008). Light-activation of resin cement through ceramic: Relationship between irradiance intensity and bond strength to dentin. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 85B, 160–165.
149. Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P. & Vanherle, G. (2000). Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, 28, 163–177.
150. Radovic, I., Monticelli, F., Goracci, C., Vulicevic, Z.R. & Ferrari, M. (2008). Self-adhesive resin cements: a literature review. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 10, 251–258.
151. Blatz, M.B., Sadan, A. & Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89, 268–274.
152. Li, Z.C. & White, S.N. (1999). Mechanical properties of dental luting cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81, 597–609.
153. Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, 32, 3–12.
154. Doğan, A. & Yüzügüllü, B. (2011). Renk seçiminde güncel teknolojik gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 4, 65-72.

155. Mehl, A., Ender, A., Mörmann, W. & Attin, T. (2009). Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *International Journal of Computerized Dentistry*, 12, 11–28.
156. Hassel, A.J., Doz, P., Nitschke, I. & Rammelsberg, P. (2009). Comparing L*a*b* color coordinates for natural teeth shades and corresponding shade tabs using a spectrophotometer. *The International Journal of Prosthodontics*, 22, 72–74.
157. Johnston, S. (2015). *A history of light and colour measurement : science in the shadows*. Institute of Physics Pub, 68, 221-263.
158. Rosenstiel, S.F., Land, M.F. & Fujimoto, J. (2006). *Contemporary fixed Prosthodontics*. Mosby Elsevier, 626-638.
159. Chu, S.J., Devigus, A., Paravina, R.D., Mieleszko, A.J. & Chu, S.J. (2010). *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry*. Quintessence Publishing Co Inc, 41-57.
160. Okubo, S.R., Kanawati, A., Richards, M.W. & Childress, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80, 642–648.
161. Yang, J.N. & Shevell, S.K. (2003). Surface color perception under two illuminants: The second illuminant reduces color constancy. *Journal of Vision*, 3, 4.
162. Ortolan, S., Persic, S., Celebic, A. & Mehulic, K. (2013). Comparison of Time Consumption and Color Matching Results of Different Dental Occupational Groups. *International Journal of Prosthodontics*, 26, 478–486.
163. Salinas, T. & Eckert, S. (2007). In patients requiring single-tooth replacement, what are the outcomes of implant- As compared to tooth-supported restorations? *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 22.
164. Muia, P. (2009). *The four dimensional tooth color system*. Quintessence Pub. Co, 4, 4-2.
165. Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 23, 467–479.
166. Carsten, D.L. (2003). Successful shade matching-what does it take? *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 24, 175–178.
167. Rea, M.S. & Freyssinier-Nova, J.P. (2008). Color rendering: A tale of two metrics. *Color Research & Application*, 33, 192–202.
168. Terry, D.A. (2005). Color matching: part I--subjective methods. *Practical Procedures & Aesthetic dentistry: PPAD*, 17, 347–348.

169. Weatherall, I.L. & Coombs, B.D. (1992). Skin Color Measurements in Terms of CIELAB Color Space Values. *Journal of Investigative Dermatology*, 99, 468–473.
170. Adelman-McCarthy, J.K., Agueros, M.A., Allam, S.S., Anderson, K.S.J., Anderson, S.F., Annis, J., Zucker, D.B. (2006). The Fourth Data Release of the Sloan Digital Sky Survey. *The Astrophysical Journal Supplement Series*, 162, 38–48.
171. Kuehni, R.G. (2002). The early development of the Munsell system. *Color Research & Application*, 27, 20–27.
172. Sikri, V.K. (2010). Color: Implications in dentistry. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 13, 249–55.
173. Seghi, R.R., Gritz, M.D. & Kim, J. (1990). Colorimetric changes in composites resulting from visible-light-initiated polymerization. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 6, 133–137.
174. Trushkowsky, R.D. (2003). How a spectrophotometer can help you achieve esthetic shade matching. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 24, 60–66.
175. Bimler, D.L., Kirkland, J. & Jameson, K.A. (2004). Quantifying variations in personal color spaces: Are there sex differences in color vision? *Color Research & Application*, 29, 128–134.
176. Paravina, R. (2004). *Esthetic Color Training in Dentistry: pageburst retail*. Elsevier Mosby, 3-33.
177. O'Brien, W.J., Kay, K.S., Boenke, K.M., & Groh, C.L. (1991). Sources of color variation on firing porcelain. *Dental Materials*, 7, 170–173.
178. Ishikawa-Nagai, S., Wang, J., Seliger, A., Lin, J. & Da Silva, J. (2013). Developing a custom dental porcelain shade system for computer color matching. *Journal of Dentistry*, 41, 3–10.
179. Ragain, J.C. & Johnston, W.M. (2001). Minimum color differences for discriminating mismatch between composite and tooth color. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry*, 13, 41–48.
180. Chu, S.J., Trushkowsky, R.D. & Paravina, R.D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, 38, 2–16.
181. Pecho, O.E., Ghinea, R., Ionescu, A.M., Cardona, J. de la C., Paravina, R.D. & Pérez, M. del M. (2012). Color and translucency of zirconia ceramics, human dentine and bovine dentine. *Journal of Dentistry*, 40, 34–40.

182. AlSaleh, S., Labban, M., AlHariri, M. & Tashkandi, E. (2012). Evaluation of self shade matching ability of dental students using visual and instrumental means. *Journal of Dentistry*, 40, 82–87.
183. Lehmann, K.M., Igiel, C., Schmidtman, I. & Scheller, H. (2010). Four color-measuring devices compared with a spectrophotometric reference system. *Journal of Dentistry*, 38, 65–70.
184. Cal, E., Guneri, P. & Köse, T. (2006). Comparison of digital and spectrophotometric measurements of colour shade guides. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33, 221–228.
185. Jarad, F.D., Russell, M.D. & Moss, B.W. (2005). The use of digital imaging for colour matching and communication in restorative dentistry. *British Dental Journal*, 199, 43–49.
186. Khurana, R., Tredwin, C.J., Weisbloom, M. & Moles, D.R. (2007). A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British Dental Journal*, 203, 675–680.
187. Igiel, C., Lehmann, K.M., Ghinea, R., Weyhrauch, M., Hangx, Y., Scheller, H. & Paravina, R.D. (2017). Reliability of visual and instrumental color matching. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29, 303–308.
188. Igiel, C., Weyhrauch, M., Wentaschek, S., Scheller, H. & Lehmann, K.M. (2016). Dental color matching: A comparison between visual and instrumental methods. *Dental Materials Journal*, 35, 63–69.
189. Da Silva, J.D., Park, S.E., Weber, H.P. & Ishikawa-Nagai, S. (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99, 361–368.
190. Lehmann, K.M., Devigus, A., Igiel, C., Weyhrauch, M., Schmidtman, I., Wentaschek, S. & Scheller, H. (2012). Are dental color measuring devices CIE compliant? *The European journal of esthetic dentistry: official journal of the European Academy of Esthetic Dentistry*, 7, 324–333.
191. Igiel, C., Weyhrauch, M., Mayer, B., Scheller, H. & Lehmann, K.M. (2018). Effects of ceramic layer thickness, cement color, and abutment tooth color on color reproduction of feldspathic veneers. *The International Journal of Esthetic Dentistry*, 13, 110–119.
192. Hollis, S., Eisenbeisz, E. & Versluis, A. (2015). Color stability of denture resins after staining and exposure to cleansing agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114, 709–714.
193. Tung, F.F., Goldstein, G.R., Jang, S. & Hittelman, E. (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88, 585–590.
194. Lagouvardos, P.E., Fougia, A.G., Diamantopoulou, S.A. & Polyzois, G.L. (2009). Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection

- devices in matching and measuring tooth color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101, 40–45.
195. Dagg, H., O'Connell, B., Claffey, N., Byrne, D. & Gorman, C. (2004). The influence of some different factors on the accuracy of shade selection. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31, 900–904.
 196. Lee, Y.K., Yu, B. & Lim, H.N. (2010). Lightness, chroma, and hue distributions of a shade guide as measured by a spectroradiometer. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104, 173–181.
 197. Cho, M.S., Yu, B. & Lee, Y.K. (2009). Opalescence of all-ceramic core and veneer materials. *Dental Materials*, 25, 695–702.
 198. Kim, H.K. & Kim, S.H. (2014). Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dental Materials*, 30, 229–237.
 199. Papageorgiou-Kyrana, A., Kokoti, M., Kontonasaki, E. & Koidis, P. (2017). Evaluation of color stability of preshaded and liquid-shaded monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 467–472.
 200. Belli, R., Geinzer, E., Muschweck, A., Petschelt, A. & Lohbauer, U. (2014). Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dental Materials*, 30, 424–432.
 201. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S. & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28, 44–56.
 202. Jiang, L., Liao, Y., Wan, Q. & Li, W. (2011). Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 22, 2429–2435.
 203. Peláez, J., Cogolludo, P.G., Serrano, B., Lozano, J.F.L. & Suárez, M.J. (2012). A prospective evaluation of zirconia posterior fixed dental prostheses: Three-year clinical results. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107, 373–379.
 204. Sadid-Zadeh, R., Liu, P.R., Aponte-Wesson, R. & O'Neal, S.J. (2013). Maxillary cement retained implant supported monolithic zirconia prosthesis in a full mouth rehabilitation: a clinical report. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5, 209–217.
 205. Malkondu, O., Tinastepe, N. & Kazazoglu, E. (2016). Influence of type of cement on the color and translucency of monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116, 902–908.
 206. Prado, R. D., Pereira, G. K. R., Bottino, M. A., Melo, R. M. de, & Valandro, L. F. (2017). Effect of ceramic thickness, grinding, and aging on the mechanical behavior of a polycrystalline zirconia. *Brazilian Oral Research*, 31, 82.

207. Vivek, R., Singh, A., Soni, R., Singh, S.V. & Chaturvedi, T.P. (2013). Conventional and digitally assisted shade matching – A comparative study. *Indian Journal of Dentistry*, 4, 191–199.
208. Panzeri Pires-de-Souza, F. de C., Casemiro, L.A., Roberti Garcia, L. da F. & Cruvinel, D.R. (2009). Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101, 13–18.
209. Paravina, R.D., Powers, J.M. & Fay, R.M. (2001). Dental color standards: shade tab arrangement. *Journal of esthetic and restorative dentistry: official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry*, 13, 254–263.
210. William O, by J., O, W.J., Professor, F. & Arbor, A. (2002). *Dental Materials and Their Selection* (3rd ed.). Chicago: Quintessence Pub. Co, 113-116.
211. Skyllouriotis, A.L., Yamamoto, H.L. & Nathanson, D. (2017). Masking properties of ceramics for veneer restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118, 517–523.
212. Cubas, G.B. de A., Camacho, G.B., Fontes, S.T. & Pereira-Cenci, T. (2011). The effect of repeated firings on the color of feldspathic ceramics. *General Dentistry*, 59, 116–20.
213. Çömlekoğlu, M.E., Paken, G., Tan, F., Dünder-Çömlekoğlu, M., Özcan, M., Akan, E. & Aladağ, A. (2016). Evaluation of Different Thickness, Die Color, and Resin Cement Shade for Veneers of Multilayered CAD/CAM Blocks. *Journal of Prosthodontics*, 25, 563–569.
214. Tabatabaian, F., Dalirani, S. & Namdari, M. (2017). Effect of Thickness of Zirconia Ceramic on Its Masking Ability: An In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics*, 13, 340-348.
215. Xing, W., Chen, X., Ren, D., Zhan, K. & Wang, Y. (2017). The effect of ceramic thickness and resin cement shades on the color matching of ceramic veneers in discolored teeth. *Odontology*, 105, 460–466.
216. Sulaiman, T.A., Abdulmajeed, A.A., Donovan, T.E., Ritter, A.V., Vallittu, P.K., Närhi, T.O. & Lassila, L.V. (2015). Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental Materials*, 31, 1180–1187.
217. Harada, K., Raigrodski, A.J., Chung, K.H., Flinn, B.D., Dogan, S. & Mancl, L.A. (2016). A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116, 257–263.
218. Wang, F., Takahashi, H. & Iwasaki, N. (2013). Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110, 14–20.
219. Sen, N. & Us, Y.O. (2017). Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 119, 593-599.

220. Vichi, A., Carrabba, M., Paravina, R. & Ferrari, M. (2014). Translucency of Ceramic Materials for CEREC CAD/CAM System. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26, 224–231.
221. Della Bona, A., Nogueira, A.D. & Pecho, O.E. (2014). Optical properties of CAD–CAM ceramic systems. *Journal of Dentistry*, 42, 1202–1209.
222. Della Bona, A., Corazza, P.H. & Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 30, 564–569.
223. Kim, H.K. & Kim, S.H. (2016). Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics. *Journal of Dentistry*, 55, 75–81.
224. Kim, H.K. & Kim, S.H. (2014). Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dental Materials*, 30, 229–237.
225. Di Francescantonio, M., Aguiar, T.R., Arrais, C.A.G., Cavalcanti, A.N., Davanzo, C.U. & Giannini, M. (2013). Influence of viscosity and curing mode on degree of conversion of dual-cured resin cements. *European Journal of Dentistry*, 7, 81–85.
226. Almeida, J.R., Schmitt, G.U., Kaizer, M.R., Boscato, N. & Moraes, R.R. (2015). Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114, 272–277.
227. Lopes, C. de C.A., Rodrigues, R.B., Silva, A.L.F. e, Simamoto Júnior, P.C., Soares, C.J. & Novais, V.R. (2015). Degree of Conversion and Mechanical Properties of Resin Cements Cured Through Different All-Ceramic Systems. *Brazilian Dental Journal*, 26, 484–489.
228. Rodrigues, R.B., Lima, E. de, Roscoe, M.G., Soares, C.J., Cesar, P.F. & Novais, V.R. (2017). Influence of Resin Cements on Color Stability of Different Ceramic Systems. *Brazilian Dental Journal*, 28, 191–195.
229. Azer, S.S., Rosenstiel, S.F., Seghi, R.R. & Johnston, W.M. (2011). Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 106, 179–183.
230. Chaiyabutr, Y., Kois, J.C., LeBeau, D. & Nunokawa, G. (2011). Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105, 83–90.
231. Turgut, S. & Bagis, B. (2013). Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109, 179–186.
232. Tabatabaian, F., Habib Khodaei, M., Namdari, M. & Mahshid, M. (2016). Effect of cement type on the color attributes of a zirconia ceramic. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8, 449–456.

233. Seghi, R.R., Johnston, W.M. & O'Brien, W.J. (1989). Performance Assessment of Colorimetric Devices on Dental Porcelains. *Journal of Dental Research*, 68, 1755–1759.
234. Emami, N., Sjö Dahl, M. & Söderholm, K.J.M. (2005). How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites. *Dental Materials*, 21, 721–730.
235. Ahn, J.S. & Lee, Y.K. (2008). Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. *Dental Materials*, 24, 1539–1544.
236. Zocchi, G. (1996). Mechanical measurement of the unfolding of a protein. *Europhysics Letters (EPL)*, 35, 633–638.
237. Lee, W.E., Gadow, R., Mitić, V. & Obradovic, N. (2014). *Proceedings of the III Advanced Ceramics and Applications Conference*, 24(9), 1243-1247.
238. Brodbelt, R.H.W., O'Brien, W.J., Fan, P.L., Frazer-Dib, J.G. & Yu, R. (1981). Translucency of Human Dental Enamel. *Journal of Dental Research*, 60, 1749–1753.
239. Ohmi, M., Ohnishi, Y., Yoden, K. & Haruna, M. (2000). In vitro simultaneous measurement of refractive index and thickness of biological tissue by the low coherence interferometry. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 47, 1266–1270.
240. Ota, M., Ando, S., Endo, H., Ogura, Y., Miyazaki, M. & Hosoya, Y. (2012). Influence of refractive index on optical parameters of experimental resin composites. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70, 362–367.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : DOĞAN, Aylin
 Uyruğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 29.01.1984
 Medeni hali : Evli
 Telefon : 0 533 492 15 53
 Faks : 0 312 223 92 26
 e-mail : aylinyikan@hotmail.com



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2006
Lise	Kahramanmaraş Yabancı Dil Ağırlıklı Lisesi	2001

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

Uluslararası Yayınlar:

Bankoğlu Güngör M, Karakoca Nemli S, Doğan A, Tamam E, Turhan Bal B. (2015). Cad-Cam fabricated one-piece ceramic post and core for teeth supporting fixed partial dentures: report of two cases. *J Dent Appl.* 2(8), 278–81.

Güngör, M. B., Nemli, S. K., Bal, B. T., Ünver, S., & Doğan, A. (2016). Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. *The journal of advanced prosthodontics*, 8(4), 259-266.

Ulusal Yayınlar:

- Güngör, M. B., Doğan, A., Bal, B. T., & Nemli, S. K. (2018). Evaluation of marginal and internal adaptations of posterior all-ceramic crowns fabricated with chair-side CAD/CAM system: an in vitro study. *Acta Odontologica Turcica*, 35(1).
- Güngör, M. B., Doğan, A., Nemli, S. K., & Tamam, E. (2017). Ön bölge implantlarının hasta başı CAD-CAM kişisel seramik abutmentlerle rehabilitasyonu: 2 Olgu sunumu. *Sağlık Akademisi*, 142-153.
- Güngör, M.B., Nemli, S.K., Bal, B.T. & Doğan, A. (2016). Farklı içeceklerde bekletilen geçici restorasyon materyallerinin renk stabilitelerinin karşılaştırılması. *Acta Odontologica Turcica*, 33(2), 80-5.
- Güngör, M.B., Nemli, S.K., Doğan, A. & Karadağ, İ. (2016). Aşırı madde kaybına uğramış endodontik tedavili maksiller ön dişlerin CAD/CAM yöntemi ile tek seansta restorasyonu: 2 Olgu sunumu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(1).
- Güngör, M.B., Nemli, S.K., Doğan, A., & Özcan, M. (2015). Peri-implant hastalıklarının etiyolojisinde protetik etkenlerin rolü. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(1).

Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Basılan Bildiriler:

- Bankoğlu Güngör M., Karakoca Nemli S., Doğan A., Tamam E., Turhan Bal B. (2015) CAD-CAM yöntemiyle üretilen tek parça post ve korların sabit protezlerde destek olarak kullanımı: 2 vaka sunumu. *Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 22. Bilimsel Kongresi, Antalya (TPİD), Türkiye.*
- Bankoğlu Güngör M., Karakoca Nemli S., Doğan A., Yılmaz H., Aydın C. (2015) Aşırı madde kaybına uğramış endodontik tedavili maksiller ön dişlerin CAD/CAM yöntemiyle tek seansta estetik restorasyonu: 2 vaka sunumu. *Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 22. Bilimsel Kongresi, Antalya (TPİD), Türkiye.*
- Doğan A., Bankoğlu Güngör M., Karakoca Nemli S., Tamam E. (2015) CAD/CAM Yöntemi ile üretilen seramik kişisel abutmentler ile komplike vakaların estetik rehabilitasyonu. *Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 22. Bilimsel Kongresi (TPİD), Antalya, Türkiye.*
- Doğan A., Karadağ İ. (2012) Porcelain Laminate Veneer on Highly Discoloured Tooth: A Case Report. *36th Annual Conference of the European Prosthodontic Association, Rotterdam, Netherlands.*
- Doğan A., Karadağ İ. (2014) Rehabilitation Of Dentition With Full Mouth Porcelain Fused To Zirconium: Two Case Report. *38th Annual Conference of the European Prosthodontic Association (EPA), Istanbul, Turkey.*

- Doğan A., Karadağ İ. (2014) Prosthodontic Approaches to Wear Teeth:Two Case Report *19th Congress of the Balkan Stomatological Society (BaSS), Belgrad, Serbia.*
- Doğan A., Karakoca Nemli S. (2015) A CAD-CAM Prosthodontic Options and Gingival Zenith Position For a Rotated Maxillary Anterior Teeth: A Case Report. *8th European Federation of Periodontology, London UK.*
- Doğan A., Tamam E. (2014) The Use Of CAD/CAM Technology To Fabricate A Custom Ceramic Implant Abutment And Crown:A Case Report *38th Annual Conference of the European Prosthodontic Association (EPA), Istanbul, Turkey.*



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR...

