



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ

**FARKLI RENK REZİN SİMANLAR İLE
FARKLI ABUTMENT TİPLERİNİN
MONOLİTİK ZİRKONYANIN FİNAL OPTİK
ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Asena AYDIN

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Sedanur TURGUT

TRABZON-2021



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ

**FARKLI RENK REZİN SİMANLAR İLE
FARKLI ABUTMENT TİPLERİNİN
MONOLİTİK ZİRKONYANIN FİNAL OPTİK
ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Asena AYDIN
ORCID: 0000-0003-3823-0998

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Sedanur TURGUT
ORCID: 0000-0003-2534-9279

TRABZON-2021

ONAY

Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Anabilim Dalı Tezli Yüksek Lisans Programı öğrencisi’...
hazırladığı “.....
.....
.....” başlıklı çalışma Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:

Doç. Dr. Sedanur TURGUT
(Danışman)

Doç. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ

Doç. Dr. Hamiyet KILINÇ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü’ne/...../20..... tarihinde teslim edilen bu tez Enstitü
Yönetim Kurulu’nun/...../20..... tarih ve sayılı kararıyla onaylanmıştır.

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak hazırlanarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tarih
Asena AYDIN
(İmza)

İthaf

Bu uzmanlık tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan sevgili anneme ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez dönemim boyunca bilgisini ve desteğini esirgemeyen, mesleki ve akademik tecrübeleri ile yol göstererek her zaman yanımda olduğunu hissettiğim tez danışmanım kıymetli hocam Sayın Doç. Dr. Sedanur TURGUT'a,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım anabilim dalımızın öğretim üyeleri; Doç. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ, Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ ve Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ'a

Bu tez çalışmasının istatistiksel analizlerinin yapılmasında emeği geçen Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum bölüm arkadaşlarıma,

Tez çalışmama TDH-2020-8934 numarası ile destek sağlayan Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine, gerekli malzeme temini ve laboratuvar ortamını kullanmamıza fırsat veren İmpliance AGS Medikal'e ve Kalite Yönetim Temsilcisi Mübeccel ÇALIK'a,

Varlıkları ile bana güç veren, her konuda ve koşulda desteklerini üzerimden esirgemeyen, varlıkları ile hayatıma anlam katan canım anneme ve babama,

Uzmanlık eğitimim süresince uzakta bile olsa sevgisiyle her zaman yanımda hissettiren, ilgisi ve anlayışı hiç bitmeyen sevgili Gökhan ÇEKEN'e

Ve adını bu sayfaya sığdıramadığım herkese sonsuz teşekkür ederim.

Dt. Asena AYDIN

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇ KAPAK SAYFASI

ONAY

BEYAN

İthaf

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER

vi

TABLolar DİZİNİ

ix

ŞEKİLLER DİZİNİ

x

RESİMLER DİZİNİ

xi

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

xii

ÖZET

xv

ABSTRACT

xvi

1. GİRİŞ ve AMAÇ

1

2. GENEL BİLGİLER

3

2.1 Zirkonya

3

2.1.1. Zirkonyanın Mikroyapısı

4

2.1.2. Yarı Stabilize Zirkonya

4

2.1.2.1. Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)

5

2.1.2.2. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alumina

7

2.1.3. Tam Stabil Zirkonya

8

2.1.4. Zirkonya Destekli Restorasyonların Üretim Teknikleri

8

2.1.4.1. Kopya-Freze Tekniği

8

2.1.4.2. CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) Sistemleri

8

2.1.5. Zirkonyanın Estetik Özellikleri

9

2.1.6. Monolitik Zirkonya

9

2.1.6.1. MZ Restorasyonların Endikasyonları

10

2.1.6.2. MZ Restorasyonların Avantajları

10

2.1.6.3. MZ Restorasyonların Dezavantajları

11

2.1.7. Zirkonyanın Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları

11

2.2. İmplant Destekli Sabit Protezler

11

2.2.1. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Dayanak Seçimi	12
2.2.2. Üretim Şekillerine Göre Dayanaklar	12
2.2.3. Üretildikleri Materyallere Göre Dayanaklar	13
2.2.3.1. Titanyum Dayanaklar	13
2.2.3.2. Seramik Dayanaklar	15
2.3. MZ Restorasyonların Simantasyonu	17
2.3.1. Rezin Simanlar	18
2.3.2. Rezin Simanların Avantajları	19
2.3.3. Rezin Simanların Dezavantajları	19
2.3.4. Rezin Simanların Sınıflandırılması	20
2.3.4.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan (Self-Cure) Kompozit Rezin Simanlar	20
2.3.4.2. Işık ile Polimerize Olan (Light-Cure) Kompozit Rezin Simanlar	20
2.3.4.3. Hem Kimyasal Hem Işık ile Polimerize Olan (Dual-Cure) Kompozit Rezin Simanlar	21
2.4. Diş Hekimliğinde Renk	22
2.4.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri	22
2.4.1.1. Munsell Renk Sistemi	22
2.4.1.2. CIE (Commission Internationale de l'Eclairage) Renk Sistemi	24
2.4.2. Işık ve Renk Terimleri	27
2.4.2.1. Yansıma ve Kırılma	27
2.4.2.2. Opasite	27
2.4.2.3. Transparanlık (Saydamlık)	27
2.4.2.4. Translusenslik (Yarı Saydamlık)	28
2.4.2.5. Işıldama Özelliği	28
2.4.2.6. Opalesanslık	28
2.4.2.7. Metamerizm	29
2.4.2.8. Pigmentasyon	29
2.4.3. Renk Ölçüm Yöntemleri	29
2.4.3.1. Görsel Ölçüm	29
2.4.3.2. Renk Ölçüm Cihazları (Aletsel) ile Ölçüm	29
3. GEREÇ ve YÖNTEM	33
3.1. Monolitik Zirkonya Örneklerin Hazırlanması	34
3.2. Dayanak Materyallerinin Hazırlanması	37

3.2.1. Hibrit Dayanak Örneğinin Hazırlanması	37
3.2.2. Titanyum Dayanak Örneğe Anodizasyon Uygulanması	38
3.2.2.1. Titanyum Renklendirme Prosedürü	39
3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması	41
3.4. MZ Örneklerin İlk Renk Ölçümlerinin Yapılması	41
3.5. MZ Örneklerin Dayanak Örnekler ile Birlikte Renk Ölçümü Yapılması	43
3.6. MZ Örneklerle Rezin Simanların Uygulanması	44
3.7. Rezin Siman Uygulanmış MZ Örneklerin Dayanak Örnekler ile Renk Ölçümü	45
3.8. Renk Farklarının (ΔE_{00}^*) Hesaplanması	45
3.9. İstatistiksel Değerlendirme	46
4. BULGULAR	47
4.1. Dayanaklar üzerindeki zirkonya örneklerin L^* Değerleri	47
4.2. Dayanaklar üzerindeki zirkonya örneklerin a^* değerleri	48
4.3. Dayanaklar üzerindeki zirkonya örneklerin b^* değerleri	50
4.4. ΔE_{00}^* değerleri	51
4.4.1. $(\Delta E_{00})_1^*$ Değerleri	53
4.4.2. $(\Delta E_{00})_2^*$ Değerleri	54
4.4.3. $(\Delta E_{00})_3^*$ Değerleri	55
4.5. İkili Karşılaştırmalar	57
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	66
6. KAYNAKLAR	84
ÖZGEÇMİŞ	108

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Y-TZP'lerin bazı mekanik özelliklerinin karşılaştırılması	7
Tablo 2. Y-TZP'lerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin karşılaştırılması	7
Tablo 3. O'Brien'in klinik olarak renk eşleşmesi	25
Tablo 4. NBS Kriterleri	26
Tablo 5. ΔE_{00}^* değerlerine göre klinik olarak renk eşleşmesi tablosu	27
Tablo 6. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri	33
Tablo 7. MZ örneklerin ilk ölçümlerine ait ortalama L_0^* , a_0^* , b_0^* değerleri	47
Tablo 8. L^* değerleri için 2-yönlü ANOVA testinin sonuçları	47
Tablo 9. L_1^* ve L_2^* için ortalama değer tablosu	48
Tablo 10. a^* değerlerinin 2-yönlü ANOVA testinin sonuçları	49
Tablo 11. a_1^* ve a_2^* için ortalama değer tablosu	49
Tablo 12. b^* değerleri için 2-yönlü ANOVA testinin sonuçları	50
Tablo 13. b_1^* ve b_2^* için ortalama değer tablosu	51
Tablo 14. ΔE_{00}^* değerleri için 2-yönlü ANOVA testinin sonuçları	52
Tablo 15. Dayanağa bağlı renk değişimlerinin görsel olarak değerlendirilmesi	56
Tablo 16. Rezin siman rengine bağlı oluşan renk değişimlerinin görsel olarak değerlendirilmesi	57
Tablo 17. Grup Z-Tr için ikili karşılaştırmalar	58
Tablo 18. Grup H-Tr için ikili karşılaştırmalar	58
Tablo 19. Grup T-Tr için ikili karşılaştırmalar	59
Tablo 20. Grup AT-Tr için ikili karşılaştırmalar	60
Tablo 21. Grup Z-S için ikili karşılaştırmalar	60
Tablo 22. Grup H-S için ikili karşılaştırmalar	61
Tablo 23. Grup T-S için ikili karşılaştırmalar	62
Tablo 24. Grup AT-S için ikili karşılaştırmalar	62
Tablo 25. Grup Z-O için ikili karşılaştırmalar	63
Tablo 26. Grup H-O için ikili karşılaştırmalar	64
Tablo 27. Grup T-O için ikili karşılaştırmalar	64
Tablo 28. Grup AT-O için ikili karşılaştırmalar	65

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Zirkonyanın faz değişim sıcaklıkları	4
Şekil 2. Zirkonyada meydana gelen faz değişimleri	5
Şekil 3. Birinci ve ikinci nesil zirkonya seramik molekülleri	6
Şekil 4. Farklı voltajlarda anodik oksidasyon uygulanmış titanyum örneklerde oluşan renkler	15
Şekil 5. Munsell sisteminde hue, value ve kroma	23
Şekil 6. Munsell renk küresi	23
Şekil 7. CIE renk sistemi	24
Şekil 8. Kolorimetrelerin çalışma prensibi	30
Şekil 9. Ortalama $(\Delta E_{00})_1^*$ değerleri	53
Şekil 10. Ortalama $(\Delta E_{00})_2^*$ değerleri	54
Şekil 11. Ortalama $(\Delta E_{00})_3^*$ değerleri	55

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. Titanyum dayanak	14
Resim 2. Zirkonya dayanak	16
Resim 3. Zirkonya ti-base hibrit dayanak	17
Resim 4. Shofu firmasının ShadeEye kolorimetre cihazı	31
Resim 5. IPS e-max ZirCAD LT (A1)	34
Resim 6. Elmas kesme diski	34
Resim 7. Microcut 125 kesim cihazı	35
Resim 8. Blokların kesilmesi	35
Resim 9. Sinterizasyon öncesi MZ örnekler	35
Resim 10. Örneklerin sinterizasyon sonrası düzenlenmesi ve polisajının yapılması	36
Resim 11. Sinterizasyon ve polisaj işlemleri sonrasında örnek kalınlıklarının ölçülmesi	36
Resim 12. Sinterizasyon ve polisaj sonrası monolitik zirkonya örnekler	37
Resim 13. Multilink Hybrid Abutment siman	38
Resim 14. Hibrit dayanağın hazırlanması	38
Resim 15. Sırası ile; zirkonya, hibrit, titanyum, anodize titanyum dayanak örnekleri	38
Resim 16. Anodizasyon Uygulama Cihazı (Implance Medikal AGS, Trabzon, Türkiye)	39
Resim 17. Örneğin dağlama sıvısına daldırılması	39
Resim 18. Örneğin saf su ile durulanması	40
Resim 19. Örneğin renklendirilmesi ve durulama suyuna daldırılması	40
Resim 20. Ultrasonik cihaz	41
Resim 21. Shofu firmasının ShadeEye NCC Kolorimetre cihazı	42
Resim 22. MZ örneklerin ilk renk ölçümlerinin yapılması	42
Resim 23. Renk ölçüm kutusu (viewing booth)	43
Resim 24. Dayanak örnek üzerine gliserin uygulanması	43
Resim 25. Dayanaklar üzerine yerleştirilen MZ örnek	44
Resim 26. Rezin simanlar	44
Resim 27. MZ örneklerle siman uygulanması	45
Resim 28. Rezin siman uygulanmış örneklerin kalınlıklarının ölçülmesi	45

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

Ark.	Arkadaşları
AT	Anodize titanyum
Bis-GMA	Bisfenol A Glisidil Metakrilat
C	Kübik
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
Ce-TZP	Seryum ile Stabilize Edilmiş Zirkonya
CIE	Commission Internationale de L'Eclairage
dk	Dakika
H	Hibrit
HEMA	Hidroksil etil metakrilat
HO	High Opak
KTÜ	Karadeniz Teknik Üniversitesi
LT	Low Translucency
LTD	Düşük Isı Bozunması
M	Monolitik
MZ	Monolitik Zirkonya
Mg-PSZ	Magnezyum Parsiyel Stabilize Zirkonya
NBS	National Bureau of Standards
UDMA	Üretan Dimetakrilat
O	Opak
PSZ	Parsiyel Stabilize Zirkonya
sn	Saniye
S	Sarı
T	Tetragonal
T	Titanyum
TEG-DMA	Trietilenglikol Dimetakrilat
T-M	Tetragonal – Monolitik Faz Dönüşümü
Tr	Transparan
Y-TZP	Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri

ZTA

Zirconia Toughened Alumina

3Y-TZP

%3 mol Yttria ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristal

Simgeler

TM

Ticari Marka

ΔE^*

CIEL*a*b* formülüne göre renkteki toplam değişiklik

ΔE_{00}^*

CIEDE2000 formülüne göre renkteki toplam değişiklik

%

Yüzde

°C

Santigrat derece

$\mu\text{m}/\text{m}^*\text{K}$

Isısal genleşme

a*

Rengin kırmızı-yeşil eksenindeki yeri

Al

Aluminyum

b*

Rengin sarı-mavi eksenindeki yeri

cd/m^2

Parlaklık

$\text{cd}/\text{sr}/\text{m}^2$

Aydınlanma

Fe

Demir

g

Gram

H

Hidrojen

L*

Rengin siyah-beyaz eksenindeki yeri

mm

Milimetre

MPa

Megapaskal

MPa/m

Kopma dayanımı

nm

Nanometre

n

Örnek sayısı

N

Azot

O

Oksijen

p

Anlamlılık

Ti

Titanyum

V

Vanadyum

V

Volt

Y

Yttrium

Zr

Zirkonyum

Formüller

Al₂O₃	Aluminyum oksit
CaO	Kalsiyum oksit
CeO₂	Seryum oksit
HfO₂	Hafniyum oksit
K₂O	Potasyum oksit
Li₂O	Lityum oksit
MgO	Magnezyum oksit
P₂O₅	Fosfor pentaoksit
SiO₂	Silisyum dioksit
Ti6Al4V	Titanyum-Aluminyum-Vanadyum alaşıımı
Y₂O₃	İtriyum oksit
ZnO	Çinko oksit
ZrO₂	Zirkonyum oksit
ZrSiO₄	Zirkonyum silikat

ÖZET

Farklı Renk Rezin Simanlar ile Farklı Abutment Tiplerinin Monolitik Zirkonyanın Final Optik Özelliklerine Etkisinin Değerlendirilmesi

Çalışmanın amacı; yeni nesil 3Y-TZP monolitik zirkonya'ların (MZ), farklı dayanak tipleri ve farklı rezin siman renkleri ile birlikte optik özelliklerini değerlendirmektir.

Çalışmamızda A1/LT MZ bloklar (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent) kullanıldı. Bloklardan kesme cihazı ile (Microcut 125 Low Speed Precision Cutter, Metkon) 1 mm kalınlığında örnekler elde edildi (N=30). Siman grupları; transparan (T), sarı (S) ve opak (O); dayanak grupları ise Grup Z (zirkonya), Grup H (hibrit), Grup T (titanyum) ve Grup AT (anodize titanyum-sarı) olarak belirlendi. Kolorimetre cihazı ile veneerlerin L_0^* , a_0^* , b_0^* değerleri; dayanaklar ile birlikte veneerlerin L_1^* , a_1^* , b_1^* değerleri ve siman uygulanmış veneerler ile dayanakların L_2^* , a_2^* , b_2^* değerleri kaydedildi. Renk farklılıkları; $(\Delta E_{00}^*)_1$ (veneer ile dayanak+veneer), $(\Delta E_{00}^*)_2$ (veneer ile dayanak+siman uygulanmış veneer) ve $(\Delta E_{00}^*)_3$ (dayanak+veneer ile dayanak+siman uygulanmış veneer) CIEDE2000 formülüne göre hesaplandı. 2-yönlü ANOVA ve Eşleştirilmiş Örneklem T-Test ile istatistikleri yapıldı ($p<0.05$).

L^* , a^* , b^* ve ΔE_{00}^* değerleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edildi ($p<0.001$). Siman*dayanak faktörüne göre sadece b^* değerleri farklılık göstermedi ($p>0.05$). L_1^* değerleri; tüm dayanak grupları arasında anlamlı farklılıklar gösterdi ($p<0.001$). En yüksek L_1^* , L_2^* , b_1^* ve b_2^* değerleri Grup H'de tespit edildi. En düşük ΔE_{00}^* değerleri; $(\Delta E_{00}^*)_1=0.49$ (Grup Z-Tr), $(\Delta E_{00}^*)_2=0.68$ (Grup Z-S), $(\Delta E_{00}^*)_3=0.64$ (Grup Z-S) olarak tespit edildi. En yüksek ΔE_{00}^* değerleri; $(\Delta E_{00}^*)_1=5.50$ (Grup AT-S), $(\Delta E_{00}^*)_2=4.26$ (Grup T-Tr), $(\Delta E_{00}^*)_3=5.24$ (Grup AT-O) olarak belirlendi. Dayanağa bağlı renk değişimlerinde; Grup Z-Tr ve Grup Z-O'da 'algılanabilir'; Grup Z-S ve Grup H'de ise klinik olarak 'kabul edilebilir' eşiğin altında renk farklılığı elde edildi. Simana bağlı renk değişimlerinde Grup Z-S'de 'algılanabilir'; Grup Z-Tr, Grup H-S, Grup T-O ve Grup AT-O'da ise 'kabul edilebilir' eşiğin altında renk farklılıkları görüldü.

Estetik olarak rengin modifiye edilmesi istenen durumlarda farklı dayanak tipleri ile birlikte siman renk faktörünün de etkili olacağı göz önünde bulundurulmalıdır.

Anahtar sözcükler: Monolitik zirkonya, abutment, siman, renk

ABSTRACT

Evaluation of the Effect of Different Color Resin Cements and Different Abutment Types on the Final Optical Properties of Monolithic Zirconia

The aim of the study; to evaluate the optical properties of new generation 3Y-TZP monolithic zirconia's (MZ), with different abutment types and different resin cement colors.

A1/LT MZ blocks (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent) were used in our study. Samples (N=30) of 1mm thickness were obtained from blocks with a cutting device (Microcut 125 Low Speed Precision Cutter, Metkon). Cement groups; transparent (T), yellow (S) and opaque (O); abutment groups were determined as Group Z (zirconia), Group H (hybrid), Group T (titanium) and Group AT (anodized titanium-yellow). L_0^* , a_0^* , b_0^* values of veneers; L_1^* , a_1^* , b_1^* values of veneers with abutments and L_2^* , a_2^* , b_2^* values of cemented veneers with abutments were recorded with a colorimeter device. Color differences; $(\Delta E_{00}^*)_1$ (veneer with abutment+veneer), $(\Delta E_{00}^*)_2$ (veneer with abutment+cemented veneer) and $(\Delta E_{00}^*)_3$ (abutment+veneer with abutment+cemented veneer) were calculated according to the CIEDE2000 formula. Statistics were made with 2-way ANOVA and Paired Sample T-Test ($p<0.05$).

Significant differences were found between L^* , a^* , b^* and ΔE_{00}^* values ($p<0.001$). Only b^* values didn't show significant differences according to cement*abutment factor ($p>0.05$). L_1^* values; showed significant differences between all abutment groups ($p<0.001$). The highest L_1^* , L_2^* , b_1^* and b_2^* values were detected in Group H. The lowest ΔE_{00}^* values were detected in; $(\Delta E_{00}^*)_1=0.49$ (Grup Z-Tr), $(\Delta E_{00}^*)_2=0.68$ (Grup Z-S), $(\Delta E_{00}^*)_3=0.64$ (Grup Z-S). The highest ΔE_{00}^* values were detected in; $(\Delta E_{00}^*)_1=5.50$ (Grup AT-S), $(\Delta E_{00}^*)_2=4.26$ (Grup T-Tr), $(\Delta E_{00}^*)_3=5.24$ (Grup AT-O). Color changes according to the abutment; Group Z-Tr and Group Z-O was 'perceptible'; Group Z-S and Group H was below the clinically 'acceptable threshold'. Color changes according to the cement; 'perceptible' color differences were seen in Group Z-S; Group Z-Tr, Group H-S, Group T-O ve Group AT-O showed below the 'acceptable threshold'.

In cases where it is desired to modify the color aesthetically, it should be taken into account that the cement color factor will be also effective with different abutment types together.

Keywords: Monolithic zirconia, abutment, cement, color

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Günümüzde diş eksiklikleri, geleneksel yöntemlere alternatif olarak implant destekli protetik restorasyonlar ile rehabilite edilmektedir. Estetik bölgede eksik dişlerin implantlar ile rehabilitasyonunda estetiği sağlamak çok önemlidir. Bu restorasyonlar, en az geleneksel yöntemler kadar estetik özelliklere sahip olmalıdır. Dental implant uygulamalarında estetik başarıya ulaşmak için restorasyonun konumu, eğimi, şekli ve rengi ana faktörlerdir.

Modern diş hekimliğinin en büyük zorluklarından biri, doğal görünüme sahip restorasyonlar üretmektir (1–3). Bir restorasyonun doğal görünümü, diş yapısının sadece boyut, şekil ve yüzey formu parametrelerini sağlamayı değil, aynı zamanda translusensi ve rengini de sağlamayı amaçlamaktadır (4–7). Metal seramik restorasyonlarda alt yapı, restorasyonun gövdesindeki ışığın geçişini engelleyerek daha opak ve daha az canlı görünen bir materyal ortaya çıkarır (8). Öte yandan tam seramikler doğal diş benzeri translusensi ve estetik özelliklere sahiptir (9, 10). Özellikle son yıllarda bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisiyle beraber, veneer porselene ihtiyaç duyulmayan, sadece tek bir materyalden üretilen yüksek translusensi özelliğine sahip monolitik zirkonya (MZ) restorasyonlar geliştirilmiştir (11). MZ, metal destekli seramik restorasyonların kırılma direncini ve tam seramik restorasyonların estetik avantajını bünyesinde toplayan yttrium oksit ile stabilize edilen zirkonyum oksit içeriklidir ve metal seramik restorasyonlara iyi bir alternatif oluşturmaktadır (12).

İmplant üstü restorasyonlarda ideal estetiğe ulaşmak için seçilecek restorasyon materyalinin yanı sıra kullanılacak dayanak materyali de büyük ölçüde önemlidir (13). Prefabrike titanyum dayanaklar, iyi belgelenmiş biyolojik ve mekanik avantajları nedeniyle altın standart olarak kabul edilir (14–16). Ancak titanyum dayanaklar periimplant mukozasının altında grimsi renk değişikliğine neden olduklarından pek çok vakada estetik kriterleri sağlamakta yetersiz kalırlar (15–18). Alüminyum oksit veya yttriyumla stabilize edilmiş zirkonyum oksitten yapılan tam seramik dayanaklar, bu estetik sorunun üstesinden gelmek ve implant destekli sabit protezler için daha iyi estetik sonuçlar sağlamak amacıyla üretilmiştir (15, 17, 19–21). Zirkonya dayanaklar, titanyum dayanaklarla karşılaştırıldığında, optik olarak uygun özellikler, düşük korozyon potansiyeli, yüksek biyouyumluluk ve düşük termal iletkenlik (15, 19) gibi avantajlara sahip olmasına rağmen titanyum implant üzerinde aşındırıcı etkileri vardır. Zirkonyanın titanyum üzerindeki aşındırıcı etkisini engellemek için zirkonya altyapının metal bir ara parçaya simante edildiği ti-base hibrit dayanklar

geliştirilmiştir (22–24). Sonuç olarak hem tek parça hem de hibrit yapıdaki zirkonya dayanakların estetik bölgede kullanılması doğal diş görünümüne en yakın estetik sonucun sağlanması için her geçen gün yaygınlaşmaktadır. Bunların yanında biyomedikal alanda gelişen teknolojiyle birlikte özellikle estetik bölgede kullanılacak titanyum dayanakların anodizasyon yöntemi ile renklendirilmesi (sarı-beyaz, sarı, açık pembe) dişetindeki gri yansımayı ortadan kaldırarak estetik beklentinin karşılanmasını mümkün kılar (25).

Son zamanlarda, MZ restorasyonlar implantları restore etmek için giderek daha popüler hale gelmektedir. Transludent yapısı daha fazla ışığın girmesine ve dağılmasına izin verir, bu da altta yatan dayanağın, yapıştırıcı siman kalınlığının ve renginin final renk üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu anlamına gelir (12, 26–29). İmplant destekli sabit protezlerde tam seramik restorasyonlar dayanaklar üzerine yapıştırıldığında yapıştırma simanı rengi de önemli bir faktördür. Yapıştırıcı simanın rengi ve translusensliği, restorasyonun altındaki dayanağın yansıyan rengini değiştirebilir ve modifiye edebilir (29). Zirkonya materyalinin translusensisindeki artış, sabit protezlerde estetiği arttıracaktır. Bununla birlikte, rengi değişmiş dişlerde, metalik post yapılmış doğal dişlerde ve implant yapılmış metalik dayanaklarda rengin maskelenme kabiliyetini azaltır (26, 30, 31). Sonuç olarak estetik kaygılar ortaya çıkabilir.

MZ’ler yüksek translusensi özelliğiyle estetik restorasyon materyali olarak sıklıkla tercih edilmektedir. Mekanik olarak pek çok çalışmada başarılı bulunan bu materyal implant üstü restorasyonlarda da önerilmekte, ancak hangi tip dayanak üzerinde hangi renk siman ile simantasyonu sonrasında nasıl optik özellik göstereceği hakkında yeterli veri bulunmamaktadır.

Bu in-vitro çalışmada; dört tip implant dayanak malzemesinin ve üç farklı renk rezin simanın, monolitik zirkonya restorasyonların final rengi üzerindeki etkilerini değerlendirmek amaçlanmıştır. Bu çalışmanın sıfır hipotezleri;

"Hipotez 1: Farklı dayanak tipleri MZ’nin final rengine etki eder.

Hipotez 2: Farklı rezin siman renkleri MZ’nin final rengine etki eder." şeklindedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Zirkonya

Zirkon, Farsça zar (altın) ve gun (renk) kelimelerinden türemiştir. Zirkonyum 1789 yılında, Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından bazı değerli taşlar ısıtılarak üretilmiştir (32). Zirkonyum (Zr) periyodik tablonun D bloğunun 4B grubunda yer alan, atom numarası 40, atom ağırlığı 91.22, yoğunluğu 6.49 g/cm^3 olan metalik bir elementtir ve oldukça aktiftir. N, O, H ve diğer elementler ile çok kolay reaksiyona girer. Bu nedenle, doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunamaz ve hekzagonal kristal formda bir yapı gösterir. Birçok farklı bileşik halinde bulunabilmektedir. Zirkonyum silikat (ZrSiO_4) ve zirkonyum oksit (ZrO_2); zirkonyumun bilinen 2 bileşiğidir. Zirkonyum silikatın diğer adı 'zirkon'; zirkonyum oksitin diğer adları ise 'zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit'tir (33).

Zirkonya cam komponent içermeyen polikristalin seramik yapısında bir materyaldir. Çok fazlı parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) saf zirkonyuma CaO , MgO , CeO_2 ve Y_2O_3 gibi oksit bileşenlerin eklenmesiyle oluşur (34). Zirkonya yüksek sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona oldukça dirençli bir materyaldir (35). Zirkonya hava veya solüsyon ile temas ettiğinde yüzeyinde oksit tabakası oluşur. Bu oksit tabaka zirkonyanın neme, havaya ve asitlere karşı inaktif olmasını sağlamaktadır. Bundan dolayı zirkonya normal koşullar altında, su, hava veya alkali çözeltiler ile reaksiyona girmez (36). Oluşan oksit tabakası, zirkonyanın korozyona karşı direncini sağlar. Bu nedenle birçok ortamda zirkonya, titanyum ve paslanmaz çeliğe göre daha dayanıklı bir yapı sergilemektedir (37).

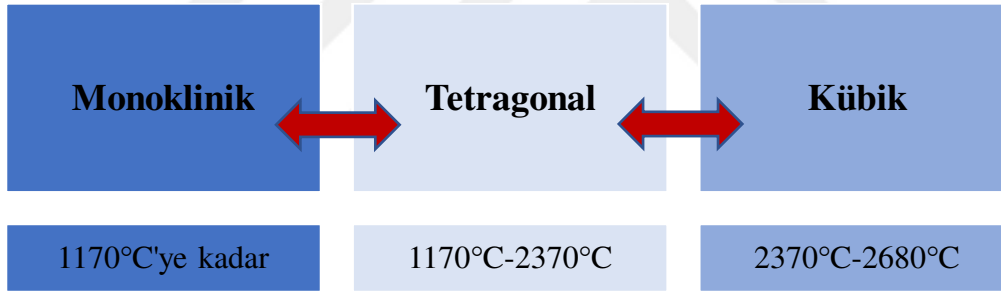
Yttrium oksit ile stabilize edilmiş zirkonya (Y-TZP); yüksek dayanım gücü, biyolojik olarak uyumlu olması ve artmış estetik özellikleri ile çok üyeli posterior köprülerde metal alaşımlara önemli bir alternatiftir. Kırılma ve esneme direnci aluminadan 2 kat, feldspatik porselenden ise yaklaşık 6 kat daha güçlüdür. Zirkonyanın bükülme direnci, 800-1000 MPa aralığındadır ve bu değer, diğer seramikler ile kıyaslandığında çok büyüktür (36).

Zirkonya düşük sitotoksiste, korozyon potansiyelinin az olması ve düşük bakteri yapışma eğilimi gibi özellikler sebebiyle, 1970'lerden beri tıpta ve diş hekimliğinde kullanılmaktadır (38). Zirkonya materyalinin biyouyumluluğu yüksektir (39). Yapılan çalışmalarda zirkonya metaliyle alakalı lokal ya da sistemik yan etkiye rastlanmamıştır.

Ayrıca kaynama sıcaklığı 4409°C, erime sıcaklığı 1855°C olan zirkonyanın termal iletkenliklerinin düşük olması nedeniyle pulpa irritasyonu riskleri düşüktür (40, 41).

2.1.1. Zirkonyanın Mikroyapısı

Zirkonya (ZrO_2); farklı sıcaklıklarda kübik (C), tetragonal (T) ve monoklinik (M) olmak üzere 3 ana kristal yapıda bulunmaktadır (Şekil 1). Oda ısısında monoklinik fazda olan saf zirkonyum, 1170°C üzerinde tetragonal faza, 2370°C'den yüksek sıcaklıklarda kübik faza geçmektedir. Bu faz değişimi ile birlikte hacimsel olarak %5'lik azalma meydana gelmektedir. ZrO_2 , fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır (42). Soğutma işlemleri sırasında ise zirkonya kristallerinde %3-4' lük hacim artışıyla birlikte tetragonal-monoklinik faz (T-M) değişimi gerçekleşmektedir (2, 43). Isıtılması ve soğutulması esnasında görülen hacimdeki bu değişimler saf zirkonya içinde çatlaklara neden olur (33). Kristal yapıdaki kontrolsüz değişimler, saf zirkonyanın birçok alanda kullanımını imkansız hale getirmiştir. Saf zirkonya genellikle aşındırıcı olarak kullanılır (44).



Şekil 1. Zirkonyanın faz değişim sıcaklıkları

2.1.2. Yarı Stabilize Zirkonya

Saf zirkonyanın oda sıcaklığında stabil olabilmesi için içerisine magnezyum, seryum, itriyum ve kalsiyum gibi stabilize edici oksitler (MgO , CeO_2 , Y_2O_3 ve CaO) eklenmektedir. Bu şekilde zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması sağlanmaktadır. Böylece zirkonyanın mekanik özellikleri iyileştirilirken ısıl işlemler karşısında kontrolsüz faz değişimlerine uğraması engellenmektedir. Kontrolsüz faz değişiminin engellenmesiyle elde edilen bu yarı stabil materyal "yarı stabilize zirkonya (PSZ-Partially Stabilized Zirconia)" olarak adlandırılır (45).

PSZ oda sıcaklığında tetragonal fazda olduğu halde içerisinde onu monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerji içermektedir. Gerilim stresleri ve aşındırma işlemleri gibi dış



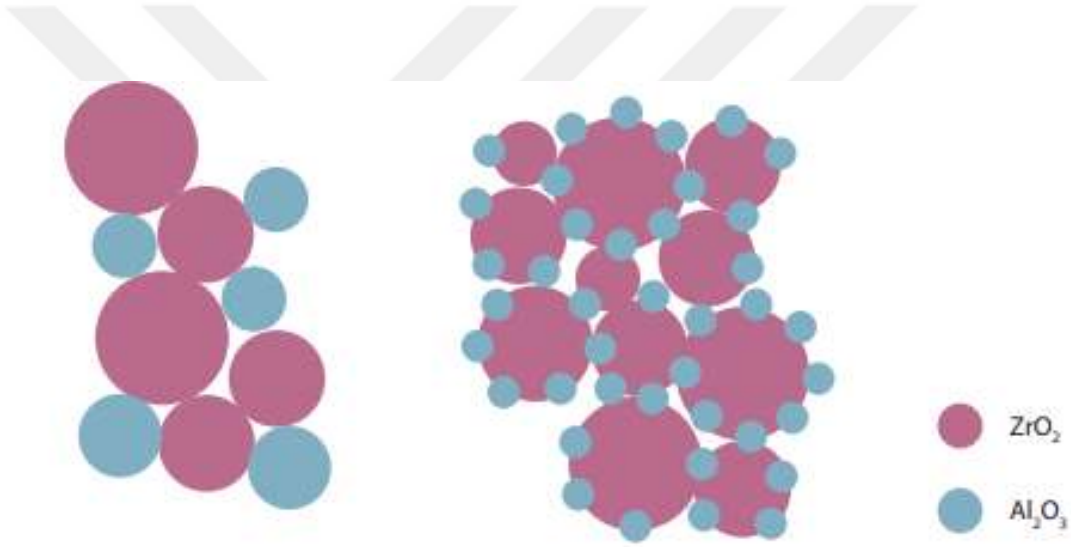
Mekanik özelliklerinin diğer metal oksitlere göre daha üstün olmasından dolayı

Y-TZP seramik restorasyonların avantajları olarak; yüksek dayanıklılık, direnç ve sertlik göstermeleri, ince grenli yapıları sayesinde detaylı olarak şekillendirilebilmeleri, kimyasal ve boyutsal stabilitelerinin iyi, ısı iletkenliği düşük, sitotoksik olmayan ve biyouyumlu bir materyal olmaları söylenebilir (48, 49). Uygulanan yüzey işlemlerinin

materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkilerinin olması ve görünümünün opak olması ise dezavantajlarıdır (50).

Bu materyalin opasitesinin fazla olması sebebiyle daha yüksek translusent özelliğe sahip yeni nesil zirkonyalar üretilmiştir. Bu yeni nesil zirkonyalar 4Y-TZP (%4 mol Y_2O_3) ve 5Y-TZP (%5 mol Y_2O_3) yapısındadırlar.

3Y-TZP (İkinci nesil zirkonya seramikler): 2012-2013 yıllarında tanıtılmıştır. Moleküler düzeyde Al_2O_3 (aluminyum oksit) taneciklerinin sayısı ve büyüklüğü azaltılarak üretilen translusent özelliği yüksek zirkonyalardır (51). Yüksek mekanik özelliğe sahiptirler. Düşük ısı bozunması azalmıştır. Translusent özellikleri birinci nesil zirkonyalara (3Y-TZP) göre oldukça fazladır.



Şekil 3. Birinci ve ikinci nesil zirkonya seramik molekülleri (52).

5Y-TZP (Üçüncü nesil zirkonya seramikler): 2015 yılında tanıtılan üçüncü nesil zirkonya seramikler kristal yapının modifikasyonu sonucu elde edilmişlerdir. Birinci ve ikinci nesillerden materyal yapısındaki fark ile ayrılırlar. Materyal yapısındaki bu fark tetragonal faz ile birlikte %53 oranında kübik faz da içeren stabilize formda olmasıdır. %5 mol'den fazla Y_2O_3 eklenerek translusent özelliği artmış zirkonya elde edilmek istenmiştir. Translusent özellikleri yüksek olmasına rağmen bu nesil zirkonyalar diğerlerine göre düşük mekanik özelliğe sahiptirler (53).

Tablo 1. Y-TZP'lerin bazı mekanik özelliklerinin karşılaştırılması

Materyal	3Y-TZP	4Y-TZP	5Y-TZP
Bükme dayanımı (MPa)	1000 ± 200	750 ± 100	600 ± 50
Kopma dayanımı (MPa√m)	2.25 ± 0.25	5.00 ± 0.25	2.40 ± 0.25
Isıl genleşme (µm/m*K)	10.15 ± 0.25	10.50 ± 0.25	10.40 ± 0.25

Yttrium mol yüzdesine bağlı olarak zirkonyanın mekanik ve fiziksel özellikleri değişir. %3 mol Y₂O₃ içeren zirkonya en kuvvetliyen (%85-90 tetragonal faz), %5 mol Y₂O₃ içeren zirkonya %50 kübik fazı sebebiyle daha translusent bir materyaldir (Tablo 2). Yttrium, zirkonya gren büyüklüğünü artırırken termal genleşme katsayısını azaltır (53).

Tablo 2. Y-TZP'lerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin karşılaştırılması (44).

3Y-TZP: Opak Zirkonya	4Y-TZP: Yarı Translusent	5Y-TZP: En Translusent
Yüksek mekanik özellikler	Yüksek mekanik özellikler	Düşük mekanik özellikler
Opak zirkonya	Yarı translusent	En translusent
Düşük ısı bozunması	Azalmış düşük ısı bozunması	Hiç veya çok az düşük ısı bozunması
Çoğunlukla Tetragonal faz	Tetragonal ve kübik faz	%50 den fazla kübik faz daha az tetragonal faz

3Y-TZP'nin opak olması, renklenmiş dişlerin, metal post ve metal alt yapının maskelenmesi gerektiğinde avantaj sağlar (4).

3Y-TZP içerikli zirkonya bloklara örnek olarak; IPS e.max® ZirCAD LT/MO, Ivoclar Vivadent; Katana™ HT, Kuraray Noritake ve Lava™ Plus, 3M, BruxZir® verilebilir. Zpex® 4, Kraun, IPS e.max® ZirCAD MT ve Katana™ ST/STML 4Y-TZP içerikli bloklardır. En yüksek translusentlik özelliğine sahip 5Y-TZP içerikli zirkonya bloklara; Lava Esthetic; Cercon® XT, Dentsply Sirona, BruxZir Anterior; Katana™ UT/UTML; ve Zpex Smile örnek verilebilir.

2.1.2.2. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alumina

Zirkonya ile sertleştirilmiş alumina (ZTA), zirkonyanın alumina matrisi ile birleştirilmesiyle oluşturulmaktadır. Zirkonyanın gerilim destekli transformasyon

yeteneğinden yararlanılır. ZTA'nın biyoseramik olarak kullanım sıklığı son yıllarda artmıştır. Bu materyale örnek olarak In-ceram Zirkonya (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) verilebilir. In-ceram Alminaya %12 mol Ce-TZP (seryum ile stabilize edilmiş zirkonya) eklenmesiyle geliştirilmiştir (54, 55).

ZTA seramikler mekanik özellikleri yüksek olmasına rağmen sinterlenmiş 3Y-TZP ile karşılaştırıldıklarında daha düşük mekanik özellik gösterirler. Yine 3Y-TZP'ye göre daha poröz yapıdadırlar (55, 56).

2.1.3. Tam Stabil Zirkonya

Saf zirkonyanın içine %7.9 CaO, %5.86 MgO, %13.75 Y₂O₃ eklenmesiyle tam stabil zirkonya elde edilir. Tam stabil zirkonyada sadece kübik faz bulunur ve oda sıcaklığından 2500°C'ye kadar hiçbir faz değişimi göstermez. Stabilize zirkonya arttırılmış sertliği ve ısı değişimlerine karşı direnci ile endüstride aşındırıcı seramik ve mühendislik seramiği olarak kullanılmasına rağmen tam stabil zirkonyanın diş hekimliğinde herhangi bir kullanım alanı yoktur (33, 45).

2.1.4. Zirkonya Destekli Restorasyonların Üretim Teknikleri

Diş hekimliğinde; kopya-freze tekniği ve CAD/CAM sistemleri olmak üzere 2 farklı yöntemle zirkonya destekli restorasyonlar yapılabilmektedir (57).

2.1.4.1. Kopya-Freze Tekniği

Kopya freze tekniğinin temel çalışma prensibi, okuma ünitesine yerleştirilen modelajın birebir kopyasının, sistemin diğer ünitesinde kazınarak üretilmesidir. Kopyalama ünitesinde aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar modelaj üzerinde dolaşırken, kazıma bölümünde yer alan özel aşındırıcı frezler ve diskler eş zamanlı olarak zirkonya bloğu şekillendirir (58).

Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya) ve Celay (Mikrona AG, Spreitenbach, İsviçre) sistemleri kopya-freze tekniği kullanılan sistemlerdendir (59).

2.1.4.2. CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) Sistemleri

1971 yılında Francois Duret tarafından tanıtılan CAD/CAM sistemi, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamındadır. Preparasyon alanı veya elde edilen model ölçüsünün bilgisayara aktarılarak, elde edilen dijital veri üzerinde tasarımın

yapılması ve restorasyonun bu sistem için özel olarak geliştirilen seramik bloklardan kazınarak üretilmesinden oluşur (58).

CAD/CAM sistemlerine, Cerec (Sirona, GmbH, Bensheim, Almanya), Cerec inLab (Sirona, GmbH, Bensheim, Almanya), Everest (KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya) ve Procera sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) örnek verilebilir (60, 61).

2.1.5. Zirkonyanın Estetik Özellikleri

Polikristalin mikroyapısı sebebiyle opak beyaz renkte olan zirkonya oldukça düşük translusensiye (ışık geçirgenliği) sahiptir (62). Opak beyaz renk ve düşük translusensi özellikleri restorasyonun estetik görüntüsünü olumsuz yönde etkileyebilmektedir (63). Zirkonya, metal alt yapılı seramik restorasyonlarla karşılaştırıldığında; beyaz renkte olması ve diş etinden metal renginin yansımaması önemli avantajlardır (64). CAD/CAM ile hazırlanan zirkonya alt yapıların en önemli dezavantajı; üst yapı seramiğiyle zirkonya altyapı arasındaki ‘chipping’ denilen kopmalardır. Bunu ortadan kaldırmak için teknolojinin de gelişmesiyle monolitik zirkonya restorasyonlar tanıtılmıştır (65).

2.1.6. Monolitik Zirkonya

“Monolitik” terimi diş hekimliğinde, sadece bir materyalin kullanılmasıyla üretilen tek tabakalı restorasyonlar için kullanılmaktadır. Zirkonya altyapılarla veneer seramiğin bağlantısındaki sorunları engellemek için zirkonyanın translusensliği artırılıp veneer tabakası olmadan restorasyonun tamamen zirkonyadan üretilmesi yoluna gidilmiştir (66). MZ, geleneksel Y-TZP içeriğindeki alumina miktarının düşürülmesi ve daha küçük gren boyutlarında üretilmesi ile artmış translusensinin sağlandığı yüksek dayanıklılıktaki restorasyon materyalidir (67).

Zirkonya içerisindeki porların büyüklüğü ve miktarı, zirkonyanın içinden geçen ışığın dağılımını etkiler. Porların, boyutunun azalması veya bulunmaması materyalin optik özelliklerini iyileştirerek estetiğini geliştirir (68, 69). Zirkonyanın içeriğindeki organik bağlayıcılar, dayanıklılığını artırırken optik özelliklerini olumsuz yönde etkiler. MZ bloklarda ise atomlar organik bağlayıcı içermeyip birbirinin içine geçmektedir. MZ blokların nanopartiküller içermesi, poröz olmaması ve alumina içeriğinin %0.01’e kadar azaltılmış olması translusensi özelliğinin artmasını sağlar. MZ’nin estetik özelliklerini artıran unsurlardan biri ise renklendirilebilir olmasıdır. Estetiği sağlamak için seramiklerle veneere edilmeleri gerekmeden sadece özel boyama likitleri ile boyanarak doğal diş rengi elde

edilebilir (70).

Monolitik dental restorasyonlar için 3Y-, 4Y- ve 5Y-TZP olmak üzere üç zirkonya sınıfı mevcuttur. Bunlarda translusensi ve materyal dayanıklılığı arasında bir denge mevcuttur ve bu nedenle farklı klinik endikasyonlara sahiplerdir. Yakın zamanlarda, dental restorasyonların estetik özelliklerini geliştirmek için çok katmanlı (multi-layered) zirkonya sistemleri geliştirilmiştir. Doğal dişlerde insizal alan en yüksek translusensi değerlerini gösterirken, servikal bölgeye doğru kroma ve opaklık artmaktadır. Çok katmanlı zirkonya, doğal dişlerdeki bu renk geçişini taklit etmeyi amaçlamaktadır (71).

Üretici firmaların hazırladığı bloklardan CAD/CAM sistemleri ile şekillendirilip, üreticinin önerdiği sıcaklıkta sinterize edilirler (72, 73). Sinterizasyon sonucu yaklaşık %20 oranında boyutsal büzülme gözlenir (74).

MZ, yüksek biyouyumluluğu, gözeneksiz yapısı, antagonist dişlerde aşınmaya neden olmaması ve yüksek translusensiye sahip olması sebebiyle kliniklerde kullanım potansiyeli yüksek bir materyaldir (70, 75).

2.1.6.1. MZ Restorasyonların Endikasyonları

- İmplant üstü protezlerde,
- Uzun gövdeli köprü protezlerinde,
- Tam ark köprü protezlerde,
- İnley ve onley restorasyonlarda,
- Endokronlarda,
- İnterokluzal mesafenin yeterli olmadığı vakalarda kullanılabilmektedir (75).

2.1.6.2. MZ Restorasyonların Avantajları

- Yüksek biyouyumluluğa sahip olması,
- Yüksek translusensi özellikleri,
- Yüksek bükülme direnci (1570 MPa) ve yüksek ısı dayanımına (2600°C) sahip olması,
- Özel boyama solüsyonları ile renklendirilebilmesi,
- Seramik ve zirkonya arasında kopma meydana gelmemesi,
- Dişlerde minimal preparasyon gerektirmesi,
- İnterokluzal mesafenin yeterli olmadığı durumları tolere edebilir olması,

- Aşınma dirençlerinin doğal dişe benzer olması,
- Konvansiyonel veya rezin bazlı simanlarla simante edilebilmesidir (70, 75, 76).

2.1.6.3. MZ Restorasyonların Dezavantajları

- Maliyetinin yüksek olması,
- Laboratuvar aşamalarının zorluğu,
- Ağızda uyumlamak gerektiğinde veneer seramiğine göre aşındırılabilirliğinin zor olması,
- Çiğneme kuvvetlerinin yoğunluğunun kırılma direncini azaltabilmesi,
- Tamir edilebilir olmadığı için kırık durumunda restorasyon yenilenmesi gerekliliği dezavantajlarıdır (75, 77, 78).

2.1.7. Zirkonyanın Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları

Y-TZP diş hekimliğinin en güncel seramiklerindendir ve diş hekimliğinde bir çok alanda kullanılmaktadır (79). Bunlar;

- Ortodontik braketler,
- Endodontik postlar,
- İmplant materyali,
- İmplant üstü protezlerde dayanak ve
- CAD/CAM sistemi ile üretilen anterior ve posterior bölgedeki sabit protezlerdir.

2.2. İmplant Destekli Sabit Protezler

Son yıllarda implant destekli protezler, diş eksikliklerinde sıklıkla kullanılan bir tedavi seçeneği haline gelmiştir. Diş hekimliğinde önemi artan estetik kavramıyla beraber hastalar; eksik dişlerinin doğal görünümlü, implant destekli estetik restorasyonlarla tedavisini talep etmektedirler.

Diş boşluklarının implant destekli sabit protezler ile giderilmesinin estetik ve fonksiyonel bazı zorlukları vardır. İmplant üstü protezin başarısı yalnızca osseointegrasyona ve implantın yüklenmesine bağlı değildir. İmplantın başarısı için implant destekli protezin dental ark içinde diğer dişlerle uyumlu konumlanması ve özellikle yüksek gülme çizgisine sahip hastalarda direkt görünüşün olduğu durumlarda estetik gereksinimin karşılanması gerekmektedir (80, 81).

Dental implant tedavilerinde başarı için mevcut istatistikler sadece klinik sonuçlara dayanmaz. Başarı için; implant sağkalımı, restorasyon sağkalımı, hasta memnuniyeti, mekanik komplikasyonlar, dentogingival estetik, kemik seviyeleri ve çevreleyen yumuşak dokuların sağlığı bir bütün olarak değerlendirilmelidir (82).

2.2.1. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Dayanak Seçimi

Dayanak (abutment); dental implant ve protez arasındaki protezi destekleyen ve tutuculuğunu sağlayan parçaya denir (83). Dayanakların yapımında çoğunlukla, biyouyumlu ve yeterli mekanik özelliklere sahip olan titanyum materyali kullanılmaktadır. İmplant destekli protezlerde titanyum dayanaklar genel olarak standart tedavi seçeneği olarak kullanılmaktadır. Artan estetik gereksinimler ile özellikle ön bölge diş eksikliklerinde, ince fenotipli dişeti altından grimsi yansımaya sebep olan titanyum dayanaklara alternatif olarak seramik dayanaklar geliştirilmiştir. İmplantüstü sabit protetik tedavilerde dayanak seçimi; implantların konumu, açısı, mukogingival estetik, dişeti kalınlığı, hastanın gülme hattı ve ekonomik faktörler göz önünde bulundurularak yapılmalıdır (84).

Dayanaklarda bulunması gereken özellikler;

- Konturları anatomik olarak uygun olmalı ve etrafındaki yumuşak dokuyu destekleyebilmeli,
- İmplant çevresindeki kemiğe ve implanta çiğneme kuvvetlerini iletebilecek fonksiyonel yapı ve güce sahip olmalı,
- Biyouyumlu olmalı,
- Plak birikimine izin vermemeli, temizlenebilir alanlar yaratmalı,
- Antirotasyonel özellikte olmalı,
- Doğal dişlere yakın optik özellikler taşımalı,
- Gerektiğinde kolaylıkla çıkarılabilmelidir (20, 85).

Dental implantlarda kullanılan dayanaklar; uygulanacak olan protez tipine, üretim şekillerine, üretildikleri materyallere göre farklılık göstermektedir (86).

2.2.2. Üretim Şekillerine Göre Dayanaklar

Dayanaklar üretim şekillerine göre; prefabrike ve bireysel (customized) olarak 2 ana başlıkta incelenmektedir.

Prefabrike dayanaklar, üretici firma tarafından farklı materyallerden hazırlanan, farklı dişeti çıkış profiline, farklı platform genişliği ve uzunluğuna sahip implant ile implant üstü restorasyonu bağlayan parçalardır. Titanyum veya estetik bölgelerde kullanılmak üzere seramik olarak da üretilebilmektedir (87).

Bireysel dayanaklar da prefabrike dayanaklar gibi titanyum ve seramik materyallerden farklı yöntemlerle üretilebilmektedir. Hastanın dişeti konturuna, okluzyonuna ve implantın arktaki konumuna uygun olarak hazırlanabilmesi bireysel dayanakların önemli özelliklerindendir. Üretim sonrası uyumlama ihtiyaçları neredeyse yoktur ve buna bağlı komplikasyon gelişme riski de bireysel dayanaklarda prefabrike dayanaklara göre azdır (20, 87).

2.2.3. Üretildikleri Materyallere Göre Dayanaklar

Metaller ve seramikler dayanakların üretiminde kullanılan iki temel materyaldir.

2.2.3.1. Titanyum Dayanaklar

Düşük molekül ağırlığı, biyouyumluluğu, düşük yoğunluğu, yüksek gerilme direnci ve korozyona dirençli olması sebebiyle dayanak üretiminde en çok kullanılan materyal titanyumdur (88). Ticari saf titanyum veya titanyum alaşımlarından dayanak üretilebilmektedir. Ticari saf titanyumun yapısındaki oksijen ve demir oranları değiştirilerek fiziksel ve mekanik özellikleri birbirinden farklı olan dört tipi elde edilmiştir. Mekanik dayanıklılık ve sertlik özellikleri Tip 1'den Tip 4'e doğru artmaktadır (88, 89).

Tip 5 titanyum da denilen titanyum alaşım; %6 alüminyum, %4 vanadyum, %0,25 demir, %0,2 oksijen ve %88-90 oranında titanyumdan oluşmaktadır (88, 89). Titanyum-alüminyum-vanadyum (Ti-6Al-4V, Ti6Al4V, Ti-6-4) alaşım, diğer metalik biyomateriyaller ile karşılaştırıldığında, biyolojik olarak uyumlu ve yüksek mekanik dayanıma sahip olduğu bildirilmiştir (89). Titanyum dayanakların kullanıldığı restorasyonlar yüksek sağkalım oranı göstermekte ve günümüze kadar yapılan implant destekli protezlerde altın standart olarak kabul edilmektedir (90, 91). Ancak titanyum dayanakların en büyük dezavantajı peri-implant mukozada estetiği olumsuz yönde etkileyecek grimsi bir renk değişikliğine neden olmasıdır. Bu dezavantajı ortadan kaldırmak için titanyum yüzeyinde kimyasal anodizasyon ile renklendirme gibi çeşitli yöntemler geliştirilmiştir.



Resim 1. Titanyum dayanak

Anodizasyon Uygulanmış Titanyum (Anodize Titanyum) Dayanaklar

Titanyum ve titanyum alaşımlarının biyoyumluluğunun başlıca nedeni, titanyum oksijen ile temas ettiğinde kendiliğinden gelişen dioksit tabakasıdır. Bu tabaka şeffaf ve incedir, genellikle 5 ila 20 nm boyutundadır (92, 93). Bu tabakaya beyaz ışık geldiğinde, alttaki metal yüzey yansıtılır ve gri bir metal renk oluşur. Bununla birlikte, bu şeffaf oksit tabakası kalınlaştırılırsa, ışık girişim efektleri olarak bilinen fenomen ile meydana gelen doğal renk değişiminin, diş hekimliğinde kullanılması avantaj sağlar (94).

Oksit tabakasının kalınlığının artırılmasında kullanılan yöntemlerden biri elektrokimyasal anodizasyondur (95). Bir yüzey iyileştirme tekniği olan anodizasyon, gelişen teknoloji ve artan ihtiyaçlar ile beraber medikal sanayide kullanılan önemli bir yöntem olmuştur. Anodizasyon işlemi ile titanyum yüzeyinde farklı voltajlarda değişken kalınlıkta bir oksit film tabakası oluşabilir ve bu film tabaka titanyum dioksit katmanındaki ışık girişiminden dolayı farklı renkler göstermektedir (96–100).

Anodizasyon işlemi, içinden doğru akımın geçtiği bir genellikle asidik olan elektrolit bir çözelti içine yerleştirilen titanyuma pozitif bir elektrik potansiyeli uygulanmasıyla gerçekleşir. Ticari veya geliştirilmiş ekipmanlar yardımıyla ince film tabakası elde etme yöntemleri aynıdır. Tek değişken; kullanılan titanyum alaşımı ve renklendirme ile ilişkilendirilen voltajdır. Bu işlem herhangi bir boya veya pigment içermez. Renk ve parlaklık, kullanılan alaşımların yüzey pürüzlülüğüne göre farklılık gösterir çünkü anodizasyon, alaşımların sadece yüzeyini değiştirir, materyalin gerilme dayanıklılığı aynı kalır (101). İmplant alt yapısı ve bileşenlerinde kullanılan Ti6Al4V alaşımının anodizasyonu için en uygun voltaj miktarı ve renk tabakasını elde etmek için çeşitli araştırmalar yapılmıştır (Şekil 4) (102).



Şekil 4. Farklı voltajlarda anodik oksidasyon uygulanmış titanyum örneklerde oluşan renkler (103).

2.2.3.2. Seramik Dayanaklar

Son dönemlerde, seramik implant dayanakları estetik ve biyolojik olarak sahip oldukları özelliklerinden dolayı, titanyum dayanaklara alternatif olarak karşımıza çıkmaktadırlar (104).

Seramik dayanaklar, dişetin ince fenotipli olduğu yüksek gülme hattına sahip, estetik ihtiyaçların ön planda olduğu vakalarda kullanılabilmektedirler. Seramik dayanakların estetik özelliklerinin iyi olmasının yanında; iyi cilalanabilir olması nedeniyle biyoyumlulukları yüksek, korozyona dirençli ve bakteriyel plak tutunumları düşük olması da avantajlarındandır (105).

Estetik gereksinimler doğrultusunda ilk defa 1993 yılında tam seramik dayanaklar (CerAdapt, Nobel Biocare) kullanılmaya başlanmıştır (106). İlk seramik dayanaklar yoğun sinterize Al_2O_3 seramiklerden yapılmıştır. Alumina dayanaklar titanyum dayanaklar ile kıyaslandığında, diş benzeri renkleri nedeniyle estetik açıdan avantaj sağlar ancak mekanik dirençleri daha düşük ve kırılma riskleri daha yüksektir (83, 107). Daha sonraki yıllarda geliştirilen Y-TZP dayanakların, alumina dayanaklara kıyasla daha üstün mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olması, zirkonyayı tercih edilen seramik dayanak materyali haline getirmiştir (108).

Seramik dayanaklar, prefabrike veya kişiselleştirilebilen formlarda, dental laboratuvarlarda teknisyen tarafından veya CAD/CAM sistemleri ile zirkonya, hibrit

seramik ve lityum disilikat seramik esaslı olarak üretilebilmektedir (15, 83).

Zirkonya Dayanaklar

CAD/CAM sistemleri ile üretilen zirkonya dayanaklar estetik bölgede en sık tercih edilen kişisel dayanaklardır. Tam seramiklerden hazırlanan dayanaklar, yumuşak dokudaki gölgelenmeyi azaltır ve tam seramik kron restorasyonlarıyla birlikte kullanıldıklarında optimum estetik sağlarlar (Resim 1) (105). Zirkonyanın düşük ısı iletkenliği, kırılma dayanıklılığı, yüksek esneme ve sıkışma direnci, düşük porözite, biyouyumluluğu ve dişe uyumlu rengi sebebiyle son yıllarda kullanım alanı artmıştır (109). Yapılan çalışmalar doğrultusunda, estetik özellikleriyle ön plana çıkan zirkonya dayanaklarda titanyum dayanaklara göre daha az plak birikimi görülmüştür (110).



Resim 2. Zirkonya dayanak

Zirkonya dayanaklarda, implantın platformuna yerleşerek, bağlantıyı sağlayan boyun bölgesinde, titanyumda aşınmalar ve zirkonyada kırıkların görüldüğü bildirilmiştir (111–113). Aşınma ve kırık oluşumuna titanyum ve zirkonya materyallerindeki sertlik değerlerindeki farklılıkların neden olabileceği bildirilmiştir. Gözlenebilen bu komplikasyonlar nedeniyle dayanak-implant bağlantısının titanyum bir boyun ve bu boyun üzerine zirkonya dayanağın hazırlandığı bir sistem oluşturulmuş ve bu sistem “hibrit dayanak” olarak adlandırılmıştır.

Hibrit Dayanaklar

Bu sistem ile titanyumun dayanıklılığı ve zirkonyanın estetik özellikleri bir arada kullanılarak, kişiye özel dayanaklarda tedavi alternatifi haline gelmiştir (111, 112, 114). Hibrit dayanakların dayanıklılık özelliklerinin tek parça zirkonya dayanaklara göre daha

fazla olduğunun anlaşılmasıyla birlikte, üretici firmalar mevcut implant boyutlarına uygun kullanılmak üzere “ti-base” ismini verdikleri titanyum dayanakları üretmeye başlamışlardır. Böylece titanyum platform üzerine zirkonya dayanak hazırlanarak, firmanın önerdiği teknikle birleştirilip tek parça halinde kullanılabilmektedir (Resim 3) (114).



Resim 3. Zirkonya ti-base hibrit dayanak

Hibrit dayanaklar, seramik materyalinin kırılğan yapısının üstesinden gelmek ve dayanak-implant ara yüzünde seramiğin titanyum üzerinde oluşturabileceği deformasyon riskinin önüne geçmek için geliştirilmiştir (107, 115). Hibrit dayanağın titanyum bölümü, implant ile bağlantının stabilitesini sağlarken; kişisel olarak hazırlanmış seramik gövde, doğal çıkış profili ve rengi sebebi ile restorasyonun estetiğini artırır (116). Zirkonyanın doğal diş rengiyle uyumlu hazır bloklardan frezelenebilmesi ya da boyama solüsyonları kullanılarak renklendirilmesiyle; üretici firmalar ‘renklendirilmiş zirkonya hibrit dayanak’ adı altında doğal dişin optik özellikleri ile uyumlu dayanak üretimine başlamışlardır (117). Son yıllarda ışık geçirgenliği fazla olduğu bildirilen MZ ti-base ile birlikte hibrit abutment olarak kullanılmaya başlanmıştır (118).

2.3. MZ Restorasyonların Simantasyonu

Tam seramik materyaller kullanılarak hazırlanan restorasyonların simantasyonu temel olarak seramiğin yapısına, preparasyonun tutuculuğuna, dayanıklılığına ve izolasyon sağlanabilmesine bağlıdır. Bu restorasyonlarda genellikle adeziv simantasyon sistemleri uygulanmaktadır. Adeziv sistemlerin yanında geleneksel simantasyon da uygulanabilmektedir (119, 120).

Geleneksel simantasyonda çinkofosfat simanlar kullanılır ve restorasyonun dişle bağlanması mekaniktir. Cam iyonomer simanların dişle bağlanması kimyasal, seramiğe

bağlanması mekaniktir (121). Adeziv simantasyonda ise rezin siman diş dokusuna ve seramiğe kimyasal ve mikromekanik olarak bağlanır (122).

Zirkonya altyapılı restorasyonlar genellikle geleneksel simanlar ile simante edilir. Bunun yanında tutuculuğu azaltan bir preparasyon ve yetersiz kron boyu varlığında tutuculuğu arttırmak için adeziv sistemler ile simantasyonları tercih edilir. Diğer zirkonya restorasyonlara göre translusensi özelliği arttırılmış MZ restorasyonlarda kalınlık 1mm'den az olduğunda restorasyonun altındaki rengin maskelenebilmesi için kullanılan rezin siman renginin önemli olduğu bildirilmiştir (123, 124).

2.3.1. Resin Simanlar

Günümüz diş hekimliğinde, özellikle tam seramik restorasyonların popülerlik kazanmasıyla birlikte rezin esaslı simanların kullanımı gittikçe yaygınlaşmıştır. Tam seramik restorasyonların daimi simantasyonlarında günümüzde kullanılması neredeyse bir zorunluluk haline gelen kompozit rezin simanlar, alternatif yapıştırma simanlarıyla karşılaştırıldığında, seramik ve diş dokusu veya implant dayanak yüzeyi gibi farklı yüzeylere iyi bağlanabilme, yüksek basma dayanıklılığı, retansiyonu artırma, farklı renk seçenekleri, ağız ortamında düşük çözünürlük gösterme gibi avantajlara sahiptir (125).

Kompozit rezin esaslı simanlar; organik polimer matriks faz, inorganik faz ve ara faz olmak üzere üç ana bileşenden oluşmaktadır (126).

Organik polimer matriks, bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) veya üretan dimetakrilat (UDMA)'tan oluşur. UDMA daha kuvvetli adezyon ve renklenmeye karşı daha yüksek dayanıklılığa sahiptir. Her iki rezin de yüksek viskoziteye sahip olduğundan matriks içeriğine viskoziteyi arttırmak için trietilenglikol dimetakrilat (TEG-DMA) ilavesi yapılır (127).

İnorganik faz, organik matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, lityum, borosilikat cam, alüminyum silikat, baryum, stronsiyum, çinko, yitrium cam ve baryum-alüminyum silikat gibi doldurucu partiküllerden oluşur. Bu partiküller sayesinde rezin kompozitin dayanıklılığı artar, uygulama işlemi kolaylaşır, radyoopasite sağlanır, polimerizasyon büzülmesi ve termal genleşme katsayısı azalır. Stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium rezin simana radyoopasite sağlar. Silika partikülleri rezinin mekanik özelliklerini güçlendirir ve translusent bir görünüm kazandırır. Tanecik büyüklüğünün artmasıyla organik

matriks oranı düşer, böylece ısı genleşme katsayısı, su emilimi, polimerizasyon büzülmesi azalır, yapının dayanıklılığı ve ısı iletkenliği artar (128–130).

Ara faz, organik silisyum bileşiği olan silanlardan meydana gelir. Silanın bir ucu ile polimer matrikse, diğer ucuyla doldurucuya bağlanması ile organik polimer matriks ve inorganik faz arasında sıkı bir adezyon sağlanır. Bu adezyon sayesinde ara yüz boyunca su geçişini engellenerek, simanın su emilimi ve çözünürlüğü azalır (128, 131).

Rezin simanlar ana fazları dışında polimerizasyon başlatıcı ajanlar, pigmentler ve stabilizatörler de içerir. Kamforokinon molekülü, ışık ile aktive olan sistemlerde polimerizasyonu başlatır. Hızlandırıcı alifatik amin varlığında serbest radikaller açığa çıkar ve polimerizasyon başlar. Kimyasal olarak aktive olan rezin sistemlerinde başlatıcı organik peroksit, hızlandırıcı tersiyer amin ile reaksiyona girer ve oligomer molekülü ile çift bağlantı yapacak olan serbest radikalleri açığa çıkarırlar. Bunun sonucunda polimerizasyon başlamış olur (128, 132).

2.3.2. Rezin Simanların Avantajları

- Ağız ortamında çözünürlükleri düşüktür.
- Yüksek basma ve çekme dayanımına sahiptir.
- Seramiklerin altında kullanıldıklarında seramiğin kırılma direncini arttırırlar.
- Mine ve dentine bağlantısı kimyasal adezyon mekanizması sayesinde yüksektir.
- Metal alaşımlar ve seramik yüzeylerle de bağlantı yapılabilir.
- Farklı renk ve opasite seçeneklerine sahiptir (133).

Rezin simanların renk stabiliteleri polimerizasyon derecelerine bağlıdır. Polimerizasyonu porselenin rengi, kalınlığı, opaklığı, yapıştırıcı simanın polimerizasyon tipi, doldurucu içeriği, ışık cihazının tipi ve çıkış yoğunluğu gibi pek çok faktör etkilemektedir (133).

2.3.3. Rezin Simanların Dezavantajları

- Pahalıdır.
- Polimerizasyonları oksijen ile inhibe olmaktadır.
- Hassas ve çok aşamalı bir uygulama tekniğine sahip olup artık simanın temizlenmesi zordur.
- Geleneksel simanlara göre film kalınlığı fazladır.
- Mikrosızıntı ve pulpa hassasiyeti yapma olasılıkları vardır.

- Periodontal dokulara lokal immünolojik etki yapabilir (125, 134).

2.3.4. Rezin Simanların Sınıflandırılması

Kompozit rezin simanlar polimerizasyonlarına göre; kimyasal olarak polimerize (self-cure), ışıık ile polimerize (light-cure) ve hem kimyasal hem ışıık ile polimerize (dual-cure) olarak üçe ayrılırlar.

2.3.4.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan (Self-Cure) Kompozit Rezin Simanlar

Bu tür simanlar çift pat sisteminde ya da toz-likit şeklinde üretilirler. İki komponentin karıştırılması ile kimyasal yolla polimerizasyon başlamaktadır. İçerdikleri aminlerin ağız ortamında kimyasal değışikliğı uğraması nedeniyle ‘amin renklenmesi’ oluşması, karıştırma sırasında havadaki oksijen ile temasının polimerizasyonu engellemesi, polimerizasyon büzülmesi görölmesi, çalışma sürelerinin kısa oluşu bu simanların dezavantajlarıdır. Renk seçeneklerinin kısıtlı olması translusent restorasyonlarda kullanımını güçleştirir (127, 131).

Metal desteksiz kron ve köprüler, adeziv köprüler, endodontik post uygulamaları, metal veya seramik inley ve onley restorasyonlar, ışıık penetrasyonuna izin vermeyen kor yapısına sahip metal destekli kronlar ve implant üstü uygulamalarda bu tür simanların kullanımı endikedir (127).

2.3.4.2. Işıık ile Polimerize Olan (Light-Cure) Kompozit Rezin Simanlar

Bu grupta yer alan rezin simanlar tek pat sisteminden oluşurlar. Pat içeriğinde genellikle düşük viskoziteli Bis-GMA bulunmaktadır. Yapısında çoğunlukla 400-500 nm dalga boyunda başlatıcı aktivatör materyali olarak bir amin türevi olan kamforokinon vardır (131).

Işııkla polimerize olan simanlar, çalışma süresinin kontrol edilebilmesi, renk stabilitesinin iyi olması, çok farklı renk seçeneklerinin bulunması ve ara renklerin kullanılabilmesi gibi avantajlara sahiptirler. Bu simanların önemli bir dezavantajı, uygulanan ışıık kaynağının özelliklerine göre değışen derecelerde meydana gelen polimerizasyon büzölmesidir. Yeterli minimum ışıık enerjisi kullanıldığında bile polimerizasyon büzölmesi kimyasal olarak sertleşen rezin simanlara göre daha hızlıdır. Bu nedenden dolayı uygulama alanları, ışıığın etkin olarak ulaşabileceğı kalınlığı en fazla 1.5-2 mm olan ince seramik veneer restorasyonların başlanması ile sınırlıdır (131, 135).

2.3.4.3. Hem Kimyasal Hem Işık ile Polimerize Olan (Dual-Cure) Kompozit Rezin Simanlar

Sadece ışıkla polimerize olan rezin simanların kullanıldığı restorasyonlarda, ışığın ulaşamadığı 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 (136).

Maksimum fiziksel özelliklere ışık uygulamasından 10 dakika sonra ulaşılır. Bunu takip eden 24 saat içinde ise simanın fiziksel özelliklerinde çok az değişiklik meydana gelir. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanlar, restorasyonun ışığın bir miktar penetrasyonuna izin verecek kadar translusent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1.5-2 mm'den fazla olan) restorasyonlarda kullanılır (137). Işık ve kimyasal yolla polimerize olan simanların kullanıldığı restorasyonlar, tam seramik kron/köprü, seramik inley ve onley restorasyonlar, rezin bağlantılı köprüler, seramik laminate veneerler ve implant üstü uygulamalardır (138).

Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında, hem ışık hem kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezin simanlar, daha az oranda renk değişimi sergilemektedirler, bunun da ana sebebi amin hızlandırıcıların bu tip simanlarda daha az konsantrasyonda bulunmasıdır. Bunun tersi, ışıkla sertleşen rezinlerle karşılaştırıldığında ise dual sertleşen rezinlerdeki renk stabilitesindeki azalma daha fazla aromatik amin içermesinden kaynaklanmaktadır (139).

Kendinden (Self) Adeziv Rezin Simanlar

Yapıştırma simanlarının en yeni sınıfıdır. Kendinden adeziv simanlar, üretiminden bu yana son yıllarda, yoğun laboratuvar ve klinik çalışmaların konusu olmuşlardır. Geleneksel simanların özellikle çözünürlük ve adezyon gibi eksikliklerini gidermek için geliştirilen adeziv rezin simanlar, asitle pürüzlendirme, primer ve adeziv gibi uygulamaların zorunluluğu, teknik hassasiyet, zaman alıcılık ve maliyet gibi dezavantajları beraberinde getirmiştir. Bu nedenle adeziv rezin simanların üstün mekanik özelliklerinin, estetik kalitelerinin; geleneksel simanların uygulama kolaylığı ile birleştirilmesi ile self adeziv rezin simanların geliştirilmesi amaçlanmıştır. İlk defa 2002'de ortaya çıkan bu simanlar, günümüzde oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır (133, 140, 141).

2.4. Diş Hekimliğinde Renk

Renk, bir cisim ile ışık enerjisinin fiziksel etkileşimini gözlemcinin subjektif deneyimine bağlı olarak algıladığı psikofiziksel bir yanıt olarak tanımlanmaktadır (142). Renk kavramı ve rengin algılanması büyük ölçüde ışık ile ilgili bir konudur. Bir nesnenin renginin görülebilmesi için, ışığın o nesneden yansması ve göz içerisindeki optik nöral sensörleri uyarması gerekmektedir. Bu uyarım sonunda oluşan sinyaller beyin korteksinde bulunan görme merkezine iletilir ve görüntü oluşur (143). Renk algısı; çevre, aydınlatma koşulları, gözün yorgunluğu, algılama açısı, yaş ve renk algılamadaki eksiklikler gibi nedenlerle tek tip ve objektif bir renk görüşünü engelleyen bir çok değişkenden etkilenir (144, 145).

Renklerin matematiksel olarak ölçülebilmesi için farklı sistemler yirminci yüzyılın başlarından bugüne kadar oluşturulmuş ve kullanılmıştır. Diş hekimliğinde, uygulanacak restorasyonların diş dokusuyla renk uyumunun sağlanmasında ve renk eşleştirmesinde iki sistem sıklıkla kullanılmaktadır. Bunlar Munsell renk sistemi ve CIE $L^*a^*b^*$ (CIE Commission Internationale de L'Eclairage ya da Uluslararası Aydınlanma Komisyonu) sistemidir (146).

2.4.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri

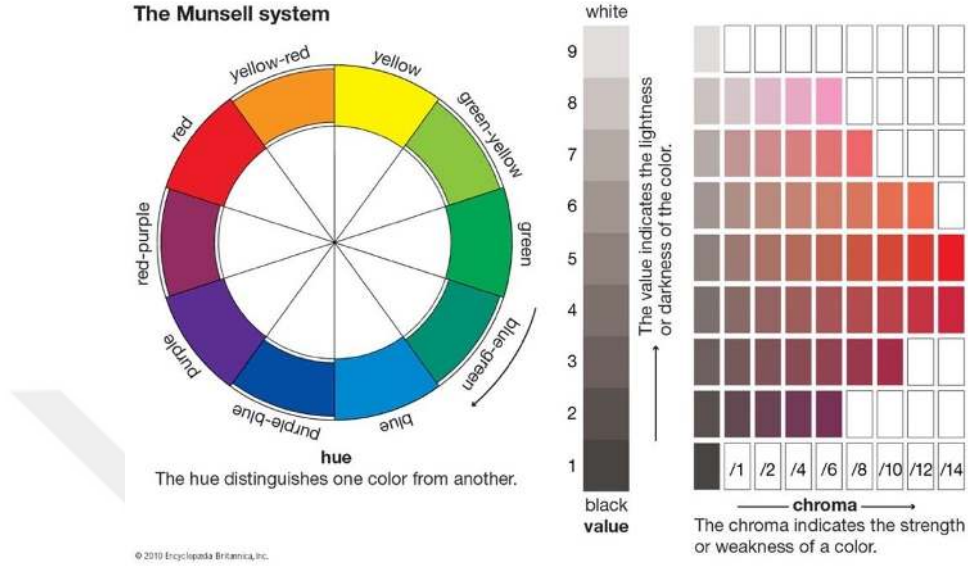
2.4.1.1. Munsell Renk Sistemi

1905 yılında Amerikalı araştırmacı Albert H. Munsell tarafından tanımlanmış ve 1945 yılında son halini almış ilk renk sistemidir. Genellikle görsel renk değerlendirmesinde kullanılmaktadır. Sistem rengi; renk tonu (hue), parlaklık (value) ve doygunluk (kroma) olarak üç nitelikle tanımlar (Şekil 5) (147, 148).

Hue (ana renk); rengin tonu, çeşidi ve karakteridir. Munsell renk sisteminde 5 ana ve 5 ara olmak üzere 10 adet renk tonu bulunmaktadır. Bunlar; kırmızı (R), sarı- kırmızı (YR), sarı (Y), yeşil-sarı (GY), yeşil (G), mavi-yeşil (BG), mavi (B), mor-mavi (PB), mor (P) ve kırmızı-mor (RP) olarak adlandırılmaktadır (149–151).

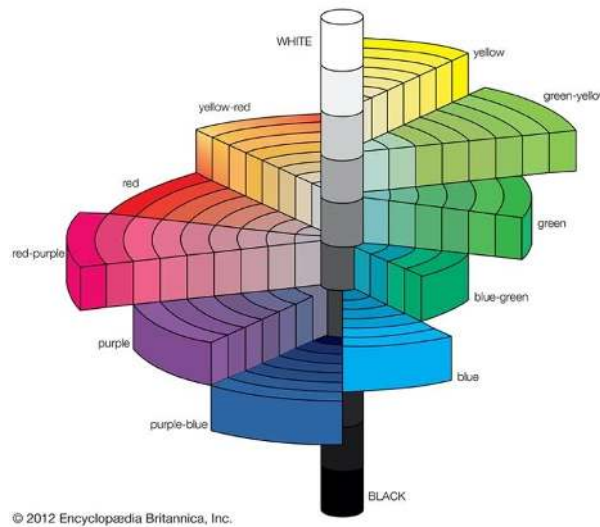
Value (parlaklık); cismin matlık veya parlaklık derecesini gösteren, açık rengi koyu renkten ayıran özelliktir. Value skalası 0 ile 10 arasında değişmektedir. 0 saf siyahı, 10 ise saf beyazı göstermektedir. 5. basamakta ise nötral gri bulunmaktadır. Value değerinin artması rengin daha açık olması demektir (148).

Kroma (doygunluk); ana rengin gücünü veya pigment yoğunluğunu ifade eder. Doygunluk ve parlaklık ters orantılıdır. Doygunluk arttığı zaman parlaklık azalır (152).



Şekil 5. Munsell sisteminde hue, value ve kroma (153).

Munsell renk sisteminde renklerin dizilimi bir küre şeklinde gösterilmiştir (Şekil 6). Kürenin dikey ekseninde 10 basamağa bölünmüş olan parlaklık (value), dikey eksenin her basamağının etrafında yine 10 basamağa bölünmüş olan yatay renk tonu (hue) örnekleri bulunmaktadır. Renk tonlarının yoğunluğu (kroma) eksenden dışa doğru uzanır (150, 154).



Şekil 6. Munsell renk küresi (153).

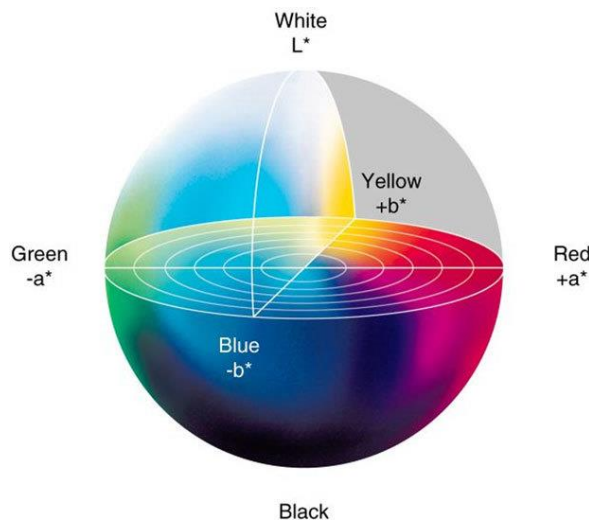
2.4.1.2. CIE (Commission Internationale de l'Eclairage) Renk Sistemi

Munsell renk sistemi en önemli renk sistemlerinden biri olmasına rağmen dış hekimliğinde daha çok CIE renk sistemi kullanılmaktadır (155).

1976 yılında CIE tarafından geliştirilen sistem, standart bir gözlemci ile insan gözünün renge verdiği psiko-fiziksel cevabın koordinat değerlerinin hesaplanması ile ortaya çıkartılmıştır. CIE $L^*a^*b^*$ renk sisteminde de renk Munsell renk sisteminde olduğu gibi üç koordinatta verilir ve tüm renkler bu koordinatların oluşturduğu eksenlerin kesiştiği merkez etrafında bulunan bir küre üzerinde yer alır (Şekil 7). CIE $L^*a^*b^*$ sisteminde;

L^* , Munsell sistemindeki value değeri ile orantılıdır ve rengin açıklık-koyuluk veya siyah-beyaz karakterini gösterir. L^* parametreleri dikey eksende bulunur. Açık renkler yüksek değere sahip olup eksenin üst tarafında ve koyu renkler daha düşük değerde olup eksenin daha altında yer alırlar. L^* değeri 0 iken saf siyahı, 100 iken saf beyazı temsil eder (149, 156).

a^* ve b^* değerleri, Munsell sistemindeki hue ve kroma değerleri ile orantılıdır. a^* ve b^* parametreleri birbirine dik iki yatay eksendedir. a^* parametresi bir cismin kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösterir. Değeri arttıkça renk kırmızıya, azaldıkça yeşile kayar. b^* parametresi ise cismin sarı (+) ile mavi (-) arasındaki koordinatlarını gösterir. Değeri arttıkça renk sarıya, azaldıkça maviye kayar. a^* ve b^* koordinatlarının 0 değerleri, nötral renkleri (beyaz, gri) verirken bu değerlerin artması rengin daha yoğun ve doygun olduğunu gösterir (149, 156).



Şekil 7. CIE renk sistemi

Günümüz diş hekimliğinde, CIE renk sisteminin, en çok kullanılan 2 renk değişim formülü; CIELAB (CIE L*a*b*, CIE76) ve daha yeni bir formülasyon olan CIEDE2000'dir. Bu formüllerde renk değişimi ΔE^* ve ΔE_{00}^* sembolleri ile gösterilir (155).

CIELAB'de renk değişim değeri aşağıdaki formüle göre hesaplanmaktadır (156);

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

ΔE^* değeri, aynı ya da farklı örneklerin zaman içindeki L*a*b* koordinatlarındaki değişikliklerin miktarını ifade eder. Bu değerın sıfır olması bu iki rengin aynı olduğu, sıfırdan farklı olması ise renk farklılığı olduğu anlamına gelir. O'Brien renk değişiminin 3.5 ΔE^* birime kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir. O'Brien'ın klinik olarak renk eşleşmesi yaptığı çizelge Tablo 3'de gösterilmektedir (157).

Tablo 3. O'Brien'ın klinik olarak renk eşleşmesi

ΔE^*	Klinik Renk Eşleşmesi
0-0.5	Mükemmel
0.5-1	Çok iyi
1-2	İyi
2-3.5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3.5	Uyumsuz

National Bureau of Standards tarafından belirlenmiş NBS kriterleri ile renk değişim miktarının kliniğe uygulanabilmesi amacı ile renk değişimleri standardize edilmiştir (Tablo 4) (158).

Tablo 4. NBS Kriterleri

ΔE^*	NBS Birim Renk değişiminin belirtisi
0-0.5	Çok az: oldukça az değişim
0.5-1.5	Az: az değişim
1.5-3	Belirlenebilir: algılanabilir değişim
3-6	Fark edilebilir: belirgin değişim
6-12	Fazla değişim: oldukça belirgin
12 ve üzeri	Çok fazla değişim: başka bir renk
<i>NBS birimi = $\Delta E \times 0.92$ olarak belirlenmiştir</i>	

CIEDE2000 renk değişim formülü, belirli durumlardaki küçük renk değişimlerinin tespitinde, homojen olmayan CIELAB renk alanının düzensizliklerini gidermek için geliştirilmiş bir formüldür. Endüstriyel renk değişiminin hesaplanmasında kullanılan formül; ışığın, kroma ve hue değerlerinin ve hue-kroma ilişkisinin, algılanan renk değişimi üzerinde etkisinin düzenlenmesiyle geliştirilmiştir. ΔE_{00}^* formülüne göre renk değişimi aşağıdaki gibi hesaplanmaktadır (155):

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

$$\Delta L' = L_2' - L_1'$$

$$\Delta C' = C_2' - C_1'$$

$$\Delta H' = 2 \sqrt{C_1' C_2'} \sin(\Delta h'/2)$$

CIEDE 2000 formülünde; $\Delta L'$, $\Delta C'$ ve $\Delta H'$ iki farklı örnek arasındaki renk açıklığını (lightness), yoğunluğunu (chroma) ve renk tonunu (hue) ifade eder. Ağırlık faktörleri (S_L , S_C ve S_H), L, a, b koordinatlarındaki renk farkı çiftinin lokasyonundaki değişiklik için toplam renk farkını ayarlar. Deneysel koşullar için parametrik faktörler (K_L , K_C ve K_H) düzeltme terimleri olarak kullanılmıştır. Son olarak R_T (rotasyon işlevi) ise mavi bölgedeki renk ve ton farklılıkları arasındaki etkileşimi açıklamaktadır (159–161).

CIEDE2000 formülüne göre algılanabilirlik eşiği ΔE_{00}^* değeri 0.8, klinik kabul edilebilirlik ΔE_{00}^* değeri ise 1.8 olarak alınmıştır (Tablo 5) (155).

Tablo 5. ΔE_{00}^* değerlerine göre klinik olarak renk eşleşmesi tablosu

ΔE_{00}^*	Klinik Renk Eşleşmesi
0.80	Algılanabilirlik Eşiği
1.80	Klinik Olarak Kabul Edilebilirlik Eşiği

2.4.2. Işık ve Renk Terimleri

2.4.2.1. Yansıma ve Kırılma

Işık ışınları hava ortamından başka bir ortama geçerken bir kısmı yansıyarak geri döner, bir kısmı ise hız ve doğrultusunu değiştirerek emilime ve kırılmaya uğrayarak yeni bir ortama geçer. Işığın bu şekilde doğrultusunun değişmesine ışığın kırılması denir. Dış yüzeyinde ışığın bir kısmı mineden yansır, bir kısmı da emilerek dentine geçer (162).

Restoratif materyaller tarafından da benzer bir etki elde edilebilmektedir. Seramiğin kristalin partikülleri, ışığın kırıldığı optik olarak önemli kristal yüzeyleri içerir. Ancak sınırlı alanlarda da aynı etkiyi elde edebilmek için farklı kırılma indisleri olan cam fritler de porselen tozuna eklenebilmektedir (143).

2.4.2.2. Opasite

Opasite; bir materyalin ışığın geçişini engelleme özelliğidir. Bir materyal eğer gelen ışığın tamamını yansıtırsa beyaz, ışığın tamamını absorbe ederse siyah görünür. Opak bir materyal ışığın bir kısmını absorbe edip bir kısmını yansıtır ve yansıttığı renkte görünür (163).

2.4.2.3. Transparanlık (Saydamlık)

Materyalin ışığı tamamen geçirmesidir. Transparan bir materyalin arkasındaki cisim net bir şekilde görülebilmektedir (9).

2.4.2.4. Translusenslik (Yarı Saydamlık)

Işığın materyal içerisinde kırılmadan, dağılmadan ve emilmeden geçtiği miktar materyalin translusensliğini ifade etmektedir (164). Bir materyalin tamamen transparan olması ile tamamen opak olması arasındaki durumdur. Translusensi, doğal dişi taklit edebilen estetik bir seramik restorasyon elde etmek için önemli parametrelerden biridir (165–167). Genel olarak, translusensliğin artmasıyla göze ulaşan ışık azaldığı için dişin parlaklığı azalır (164).

2.4.2.5. Işıldama Özelliği

Işıldama kavramı çerçevesinde iki optik etki birleşmiştir. Bunlar; floresans ve fosforesans kavramlarıdır.

Floresans; bir materyal tarafından ışığın absorpsiyonu ve daha sonra uzun bir dalga boyunda yayılması olarak tanımlanabilir. Doğal dişler, özellikle dentin tabakasının organik madde içermesi nedeniyle floresans özellik göstermektedir. Floresans özelliği, restorasyona daha parlak ve canlı bir görünüm katar. Bir restorasyon doğal diştten farklı bir floresansa sahip olduğunda renk uyumsuzluğu meydana gelir. Bu nedenle, restorasyonun doğal dişe estetik olarak uyum sağlaması için dental porselenin yapısına floresans özelliğe sahip tozlar ilave edilmektedir (168).

Fosforesans; esas olarak fosfor içeren bileşenlerde görülür. Radyant enerjiyle uyarılan elektronların fazla enerjilerini biraz gecikme ile saçması sonucu ortaya çıkan ışıldama özelliğidir. Fosforesans, dental materyallerin özellikleri arasında bulunmaz (169).

2.4.2.6. Opalesanslık

Bir materyalin kısa dalga boyuna sahip ışık yayması özelliği olarak tanımlanır. Minenin yapısında bulunan hidroksiapatit kristalleri dişe opalesans özelliği vermekte olup bu da dişe derinlik ve canlılık kazandırmaktadır. Estetik diş restorasyonları, opalesans açısından doğal dişlere benzer optik özelliklere sahip olmalıdır. Diş minesini yansıyan ışık altında mavimsi-beyaz renkte, iletilen ışık tarafından bakıldığında ise turuncu-kahverengi renkte bir görünüme sahiptir. Bunun sebebi minenin yapısında bulunan bazı partiküllerin matriksten daha yüksek kırma indisine ve görünür ışığın dalga boyundan daha kısa dalga boyuna sahip olmasıdır (149, 168, 170).

2.4.2.7. Metamerizm

Cismin bir ışık kaynağındaki renginin, başka bir ışık kaynağı altında farklı görünmesine denir. İdeal renk seçimi, biri güneş ışığı altında olmak koşulu ile iki ya da daha fazla ışık kaynağı altında yapılmalıdır. Çevresel faktörler ve aydınlatma durumu renk seçiminde oldukça önemlidir. Klinik ve laboratuvar arasında bir aydınlatma farklılığında metamerizm oluşmaktadır (9).

2.4.2.8. Pigmentasyon

Metal dışında bir materyal içinde bulunan ve rengi oluşturan parçacıklara; pigment ve bu renklendirme işlemine ise pigmentasyon denir (168).

2.4.3. Renk Ölçüm Yöntemleri

Dental restoratif materyallerin renk analizi için görsel ya da aletsel teknikler kullanılmaktadır.

2.4.3.1. Görsel Ölçüm

Görsel renk analizi, bir nesnenin renginin renk standartları ile karşılaştırılması olarak tanımlanabilir. Diş hekimliği rutininde renk analizi renk skalaları kullanılarak görsel yolla yapılmaktadır. Ancak renk skalalarındaki mevcut renklerin, renk analizinde yetersiz kalması; diş hekimleri arasında ve aynı bireyde günün farklı saatlerinde yapılan renk analizinde tutarsızlıklar sebebiyle standardizasyonun sağlanamaması ve elde edilen sonuçların CIE renk sisteminde göstermenin mümkün olmaması görsel renk analizinin dezavantajları olarak sayılabilir (171).

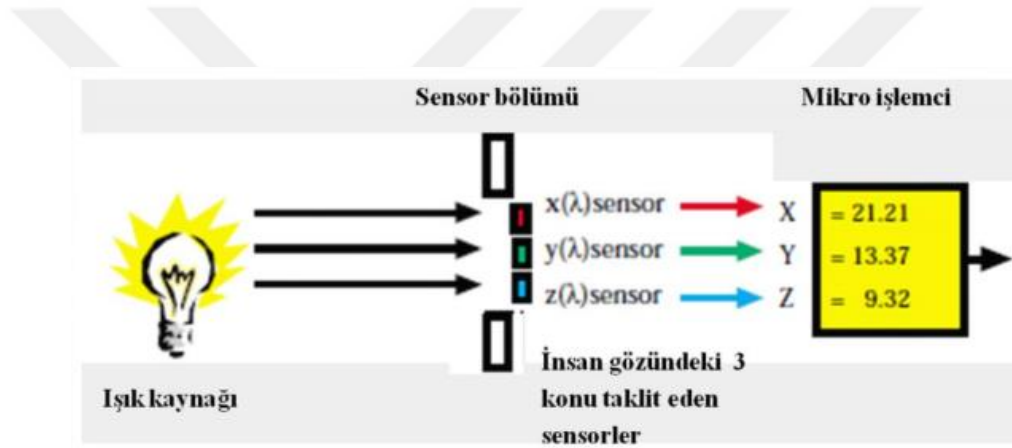
Bazı araştırmacılar renk skalalarının özellikle beyaz ve translusent renkler için farklılıkların olması ve rengin görsel olarak belirlenmesindeki standardizasyon yetersiz sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir (171). Rengin algılanmasında kişiler arasında eksiklikleri renk ölçüm cihazlarının kullanımını gündeme getirmiştir (172).

2.4.3.2. Renk Ölçüm Cihazları (Aletsel) ile Ölçüm

Günümüzde renk ölçümü için kullanılan cihazlar; kolorimetre, spektoradyometre, spektrofotometre ve dijital fotoğraf makineleridir. Görsel yolla yapılan renk seçimine göre daha objektif bir yöntemdir (172).

Kolorimetreler

Standart bir renk kalibrasyonuna dayanarak rengi tespit edilecek objedeki renk verilerini analiz eden cihazlardır. Kolorimetreler üç uyaranlı x, y, z değerlerini veya CIE $L^*a^*b^*$ değerlerini vermektedirler (172). CIE $L^*a^*b^*$ sistemini kullanan cihazların çalışma prensibi belirli açıda ışın gönderip, sabit bir açıyla geri dönen ışınların yansıma değerlerini ölçme temeline dayanmaktadır (173). Kolorimetre ile elde edilen değerlerin matematiksel analizi yapılabilir ve bu değerlerle farklı objelerin renk parametreleri karşılaştırılabilir. Yüzey renklerinin ölçülmesi için, kolorimetre içerisinde insan gözündeki kon tipi hücrelere benzer kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere CIE $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ sistemine yakın sonuç vermek amacıyla yerleştirilen üç farklı sensör bulunur (Şekil 8) (149, 173).



Şekil 8. Kolorimetrelerin çalışma prensibi

1980’li yılların başlarında tanıtılmış olan ‘Chromascan’ (Sterngold, Stamford, CT, ABD) renk değerlendirilmesi için dizayn edilmiş ilk cihazdır. Ancak, bu cihazın sınırlı hassasiyeti ve kullanım zorluğu nedeniyle istenilen başarı elde edilememiştir (174). İkinci jenerasyon modern dental üç uyaranlı kolorimetrelerinden olan ShadeEye Chromametre (Shofu, Japan) (Resim 4) sisteminde ise, kolorimetrelerdeki ışığın yansıma ve dağılma sorunlarına ilişkin problemleri elimine etmek amacı ile rengi ölçülecek olan materyalin cinsinin seçilebileceği seçenekler bulunmaktadır. Kalibrasyon öncesinde hangi materyalin rengi ölçülecekse cihaz ona göre ayarlanır ve matematiksel algoritmalar o cisme göre ölçüm yapar (149).



Resim 4. Shofu firmasının ShadeEye kolorimetre cihazı

Diş hekimliğinde kullanılan kolorimetreler, in-vivo ve in-vitro çalışmalarda oldukça başarılı bulunmuştur (175–178). Ancak kolorimetrelerin bazı dezavantajları vardır. Bunlardan biri; kolorimetrelerin düz yüzeylerde ölçüm yapmak için tasarlanmış olmasına rağmen dişlerin çoğunlukla düz yüzeye sahip olmamasıdır. Ayrıca, dar açıklığa sahip olan cihazlarda ‘edge-loss’ diye tanımlanan renk ölçüm yapılan nesneden yansıyan ışığın cihaza tam olarak dönememesi gibi problemler görülmektedir (179).

Kolorimetrelerin, diş gibi eğimli ve translusens objelerin renk tespitinden çok, düz yüzeylerde kullanılmak amacıyla tasarlandığı ancak bazı firmalar, renk tespit cihazları ile beraber firmanın önerdiği porselen sistemlerinin kullanımı ile hatasız sonuçlar elde edilebileceğini belirtmişlerdir. Bu fikri kanıtlamak amacıyla yapılan Vita Lumin Vacuum, Shade Eye Ex ve Vitapan sistemlerinin karşılaştırıldığı çalışmanın sonucunda, sistemler arasında istatistiksel bir fark olmadığı bildirilmiştir (180, 181).

Spektrofotometreler

Spektrofotometreler yüzey renklerinin ölçülmesinde yaygın olarak kullanılırlar. İçerisinde bir monokromatör, dedektör ve ışık kaynağı bulunan spektrofotometreler çoklu sensör prensibiyle çalışırlar. Birçok dalga boyunda ölçüm yapabilen sensörler ile donatılmışlardır. Bu sensörler sayesinde insan gözünün tespit edemeyeceği renkleri algılayabilirler. Çalışma prensipleri; örnekten yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının ölçülmesi işlemine dayanmaktadır. Metamerizmi ayırt edebilmek amacı ile de kullanılabilirler. Güneş ışığı, ampul ışığı ve floresan ışıktaki farklı ölçüm değerleri verebilmektedir. Bu nedenle spektrofotometreler bilimsel çalışmalarda, kalite kontrolünde ve rengin tarif edilmesinde kullanılmaktadırlar (181, 182). Dişlerin renk analizinde görsel ölçüm ile spektrofotometrik renk analizinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, cihaz

kullanımının, daha doğru ve uygulanabilir bir renk analizi yöntemi olduğu belirtilmiştir (183).

Spektrofotometreler kolorimetrelerden daha kapsamlı olmasına rağmen klinik olarak uygulamaları kısıtlıdır. Bu nedenle diş hekimliğinde kolorimetrelerin kullanımı daha yaygındır. İnsan gözünü taklit eden filtreler sahip olan kolorimetreler, spektrofotometreler ile karşılaştırıldığında elde edilen sonuçlar oldukça başarılı ve güvenilir bulunmuştur (179).

Spektroradyometreler

Radyometrik ölçümler yapabilen spektroradyometreler diş hekimliğinde diş renginin veya seramik kor yapıların translusensliğinin belirlenmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Radyometrik enerji ile görünür ışık spektrumunda 5, 10 ve 20 nm aralıklarında ölçüm yapılabilir. Değerler parlaklık (cd/m^2) ve aydınlanma (cd/sr/m^2) ile ifade edilir. Ölçüm sırasında pozisyonda meydana gelebilecek en ufak değişiklik bile sonuçlarda farklılık oluşturabileceğinden ölçümler çok dikkatli yapılmalıdır (149).

Dijital Kameralar

Sistemin en olumlu özelliği, cisim üzerindeki bir nokta veya bölgenin değil tüm cismin renginin ölçülmesidir. Sistemde dişlerin görüntüleri standart şartlar altında dijital fotoğraf makinesi ile elde edilir ve sonuçlar bilgisayar programları yardımı ile CIE $L^*a^*b^*$ değerleri cinsinden değerlendirilir. Sistem kabaca; dijital fotoğraf makinesi, bilgisayar, görüntüyü alan bir sürücü, bilgisayar programı ve renk sensöründen oluşmaktadır (149). Dijital kamera ile renk tespiti yapmak, klinik ve laboratuvar arasında daha kolay bağlantı sağlaması açısından son derece faydalıdır. Geleneksel renk skalaları ile beraber alınan fotoğraflar, bu bağlantıyı daha da arttırmakta ve bu fotoğraflar ayrıca dişin translusensi, opasite özellikleri ve yüzey karakteristiği hakkında da bilgiler vermektedir (182, 184, 185).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Araştırmamız Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (Proje kodu: TDH-2020-8934).

MZ restorasyonların final rengini etkileyen; altyapı çeşitleri ve rezin siman faktörlerinin incelendiği araştırmamızda, IPS e-max ZirCAD Low Translucent (LT) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) MZ bloklar kullanıldı. Resin siman materyali olarak 3 farklı renkte (transparan, sarı, opak), self-adeziv/self-cure polimerize olan resin siman (SpeedCEM Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kullanıldı. Dayanak materyali olarak titanyum, anodize titanyum, zirkonya ve hibrit (Lityum disilikat +Ti-base) dayanaklar kullanıldı (Tablo 6).

Tablo 6. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri

Materyal	Üretici Firma	Renk	İçerik
IPS e.max ZirCAD LT	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	A1	%87-95 ZrO ₂ , 3% Y ₂ O ₃ , %1-5 HfO ₂ , %0-1 Al ₂ O ₃ , %<0.2 diğer oksitler
SpeedCem Plus Siman	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	Transparan, Sarı, Opak	Dimetakrilatlar, asidik monomerler, baryum glas, iterbiyum triflorür, kopolimer, SiO ₂ , başlatıcılar, stabilizatörler ve renk pigmentleri (<1 %)
IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	A1	%57-80 SiO ₂ , %11-19 Li ₂ O, %0-13 K ₂ O, %0-11 P ₂ O ₅ , %0-8 ZrO ₂ , %0-8 ZnO, %0-5 Al ₂ O ₃ , %0-5 MgO
Titanyum disk	Implance AGS Medikal, Trabzon, Türkiye		Grade V Ti (%88 Ti, %6 Al, %4 V, %0.25 Fe, %0.2 O)
Multilink Hybrid Abutment Siman	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	HO	Dimetakrilatlar, HEMA, dibenzoil peroksit, baryum glas, iterbiyum triflorür, titanyum oksit, küremsi karışık oksit, katalizörler, stabilizatörler ve pigmentler

3.1. Monolitik Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda düşük translusenside (LT), yarı sinterize MZ bloklar (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) (Resim 5) kullanıldı. Örneklerin kesilmesi için, porselen kesimine uygun üretilmiş elmas kaplı hassas separe disk (Diamond cut-off wheel B100x0.3/10x12.7mm/ ATM Qness GmbH, Mammelzen, Almanya) (Resim 6) kullanıldı. Bloklar; düşük devirde hassas kesme cihazı (Microcut 125 Low Speed Precision Cutter, Metkon, Türkiye) (Resim 7) ile su soğutması altında, üretici firmanın belirlediği sinterizasyon büzülme oranı (%20) dikkate alınarak kesildi (Resim 8). Her 3 renk rezin simanın uygulanabilmesi için n=10 olacak şekilde toplam 30 adet örnek elde edildi (Resim 9).



Resim 5. IPS e-max ZirCAD LT (A1)



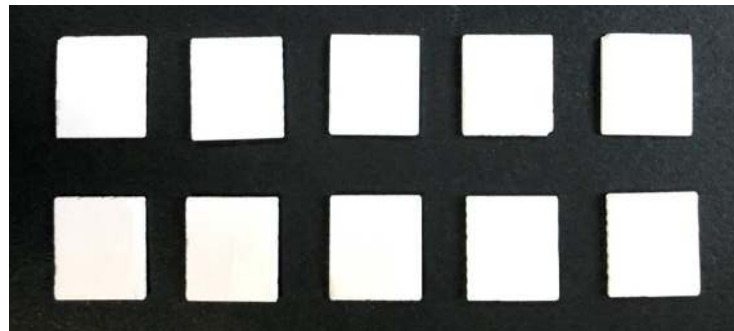
Resim 6. Elmas kesme diski



Resim 7. Microcut 125 kesim cihazı



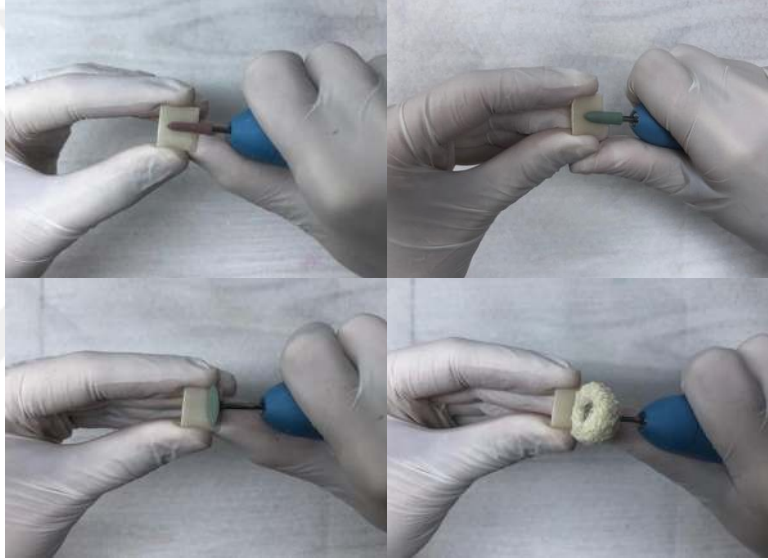
Resim 8. Blokların kesilmesi



Resim 9. Sinterizasyon öncesi MZ örnekler

MZ örnekler sinterizasyon fırınında (Programat S1 1600, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) 1600°C derecede 75 dk süreyle sinterize edildi. Sinterizasyon sonrası

örneklerin kalınlıkları dijital kumpas (Shan, Çin Halk Cumhuriyeti) ile ölçüldü ve final kalınlıkları 1 ($\pm 0,02$) mm olacak şekilde ayarlandı. Örneklerin sinterleme işlemlerinin tamamlanması sonrasında, oda ısısında soğumaları beklendi. Kaba tesfiyeleri yapılan örneklerin yüzey bitim işlemleri, manuel polisaj sistemine uygun bir polisaj seti (Meisinger Polishing Set, 3M ESPE, Minnesota, ABD) ile yapıldı (Resim 10). Tüm enstrümanlar üreticinin talimatları doğrultusunda, gren boyutu sıralamasına göre kullanıldı. Polisaj işleminin ardından örneklerin kalınlıkları tekrar kontrol edildi (Resim 11). Örnekler ultrasonik temizleme cihazında distile su ile 10 dk süreyle temizlendi. 1 ($\pm 0,02$) mm kalınlıklarındaki LT zirkonya örnekler renk ölçümü için hazır hale getirildi (Resim 12).

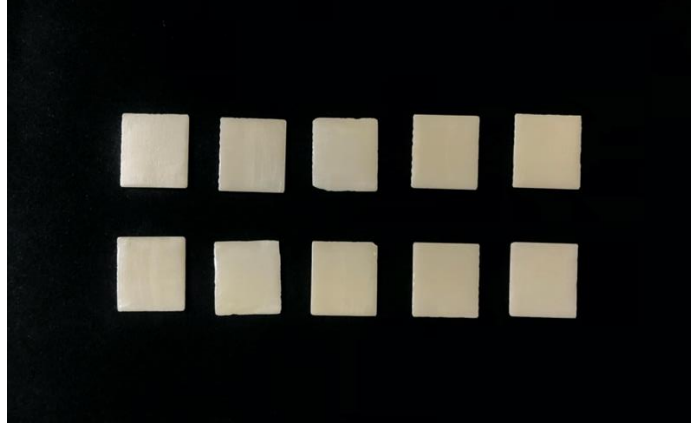


Resim 10. Örneklerin sinterizasyon sonrası düzenlenmesi ve polisajının yapılması



Resim 11. Sinterizasyon ve polisaj işlemleri sonrasında örnek kalınlıklarının ölçülmesi

Toplamda 30 adet örnek elde edildi. Örnekler rastgele 3 gruba ayrıldı (n=10).



Resim 12. Sinterizasyon ve polisaj sonrası monolitik zirkonya örnekler

3.2. Dayanak Materyallerinin Hazırlanması

Çalışmamızda kullandığımız titanyum diskler 8 mm çapında ve 2 mm kalınlığında olacak şekilde (Implance Medikal AGS, Trabzon, Türkiye) hazırlandı. Titanyum alaşımın içeriği; Grade V (Ti-6Al-4V) %6 alüminyum, %4 vanadyum, %0.25 demir, %0.2 oksijen ve %88-90 oranında titanyumdan oluşmaktadır.

Zirkonya dayanak 1 mm kalınlığında ve 10 mm çapında olacak şekilde CAD/CAM (Yenadent D40, İstanbul, Türkiye) yöntemiyle elde edildi.

3.2.1. Hibrit Dayanak Örneğinin Hazırlanması

Hibrit dayanak (Lityum disilikat + Ti-base) 2 mm kalınlığında titanyum disk (Implance Medikal AGS, Trabzon, Türkiye) ve 1 mm kalınlığında 10 mm çapında LDS diskin (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) Multilink Hybrid Abutment siman (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile birbirine simante edilmesiyle elde edildi (Resim 13 ve 14).



Resim 13. Multilink Hybrid Abutment siman



Resim 14. Hibrit dayanağın hazırlanması

Kolorimetrik ölçümler öncesi 4 adet dayanak materyali hazırlandı (Resim 15).



Resim 15. Sırası ile; zirkonya, hibrit, titanyum, anodize titanyum dayanak örnekleri

3.2.2. Titanyum Dayanak Örneğe Anodizasyon Uygulanması

Titanyum örnek için anodizasyon işlemi üretici firma prosedürlerine uyarak (İmplant AGS Medikal) laboratuvar koşullarında yapıldı. Anodizasyon için 8 gözlü kaplama cihazı kullanıldı (Resim 16).



Resim 16. Anodizasyon Uygulama Cihazı (Implance Medikal AGS, Trabzon, Türkiye)

3.2.2.1. Titanyum Renklendirme Prosedürü

Dağlama ve Durulama

Renklendirme öncesi ürünler oda sıcaklığında bulunan dağlama sıvısına daldırıldı (Resim 17) ve 10 sn bekletildi. Daha sonra ürünler saf su ile 10 sn durulama yapıldı (Resim 18) ve kurutuldu.



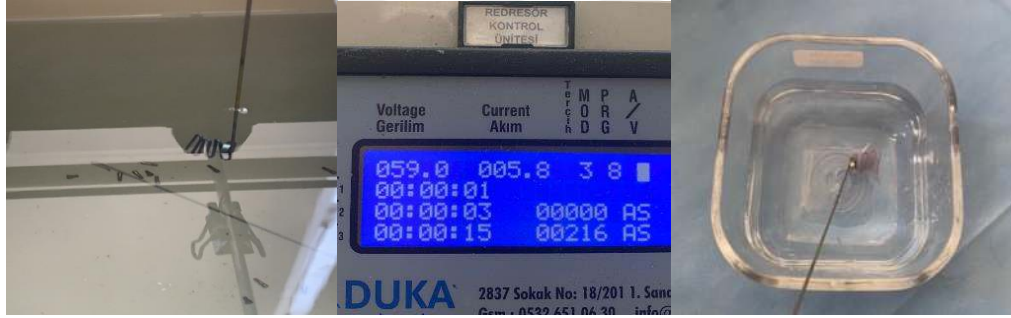
Resim 17. Örneğin dağlama sıvısına daldırılması



Resim 18. Örneğin saf su ile durulanması

Renklendirme ve Durulama

Renklendirme yapılacak örnek titanyum askı teline asılarak belirlenen volt değerinde (59 V) 20 sn boyunca tutuldu ve sonrasında saf suda 20 sn durulama (Resim 19) yapıldı.



Resim 19. Örneğin renklendirilmesi ve durulama suyuna daldırılması

PROSES AÇIKLAMASI: Titanyum ve alaşımlarının anodizasyon işleminden önce yüzeylerinin işlenmiş ve parçaların kullanım şeklini almış olması gereklidir. Malzemelerin polisaj, kumlama işlemleri tamamlanır. Anodizasyon-Renklendirme işleminde bu proses önemlidir. İyi işlenmiş malzemede her zaman uygun, pürüzsüz ve parlak bir renklendirme sağlanır. Renklendirme prosesi öncesi bu işlemler bu dokümanda 'Yüzey Hazırlama' olarak adlandırılır. İşlem sonrası da yüzey düzgünlüğü elde etmek için ultrasonik temizleme cihazında (Resim 20) distile su içinde 10-12 dakika bekletildikten sonra diskler kullanıma hazır hale getirildi.



Resim 20. Ultrasonik cihaz

3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması

Test gruplarının oluşturulması amacıyla, hazırlanan MZ örnekler uygulanacak simanlara göre (transparan, sarı ve opak) 3 gruba ayrıldı. Dayanak materyalleri; zirkonya, hibrit, titanyum, 59 V sarı anodize titanyum (AT) olmak üzere 4 alt gruba ayrıldı.

Belirlenen Deney Grupları:

Siman Grupları;

- 1- Transparan (Tr)
- 2- Sarı (S)
- 3- Opak (O)

Dayanak Grupları;

- 1- Grup Z (Zirkonya dayanak)
- 2- Grup T (Titanyum dayanak)
- 3- Grup H (Hibrit dayanak: Lityum disilikat + Ti-base)
- 4- Grup AT (59 V Sarı kaplanmış AT)

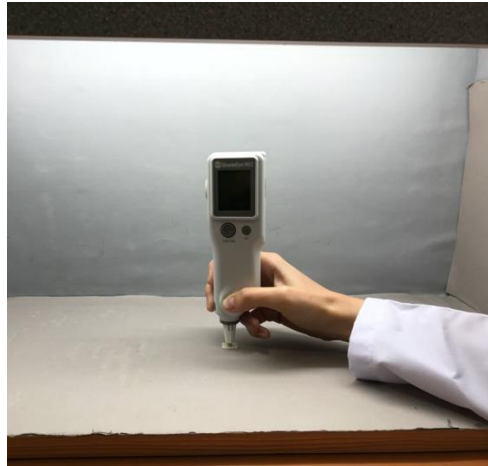
3.4. MZ Örneklerin İlk Renk Ölçümlerinin Yapılması

Renk ölçümüne hazır hale getirilen örnekler tek tek numaralandırıldı. Kolorimetre cihazı (ShadeEye NCC; Shofu, Kyoto, Japonya) (Resim 21) üreticinin kullanım talimatları doğrultusunda kalibre edildi ve örneklerin tam ortasından ölçüm yapılacak şekilde konumlandırıldı. Gruplandırılan ve numaralandırılan 30 adet örneğin, nötral gri fon ile kaplı

renk ölçüm kutusu içerisinde ve aynı şartlar altında sırasıyla renk ölçümleri gerçekleştirildi (Resim 22). Her bir örnek üç kere ölçüldükten sonra ortalama CIE $L_0^*a_0^*b_0^*$ değerleri kaydedildi. Her ölçümden sonra kolorimetre cihazı yeniden kalibre edildi.



Resim 21. Shofu firmasının ShadeEye NCC Kolorimetre cihazı



Resim 22. MZ örneklerin ilk renk ölçümlerinin yapılması

Bütün renk ölçüm işlemleri 30x30x70 cm boyutlarında içi tamamıyla nötral gri fon karton ile kaplı, üst tarafında gün ışığını taklit eden 5500 K'lik floresan lamba bulunan bir renk ölçüm kutusu (viewing booth) içerisinde gerçekleştirildi (Resim 23).

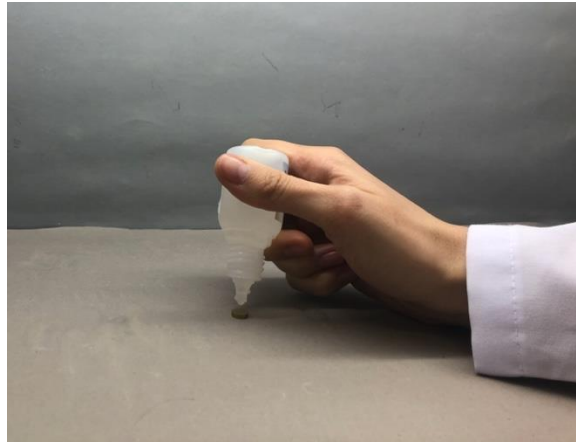


Resim 23. Renk ölçüm kutusu (viewing booth)

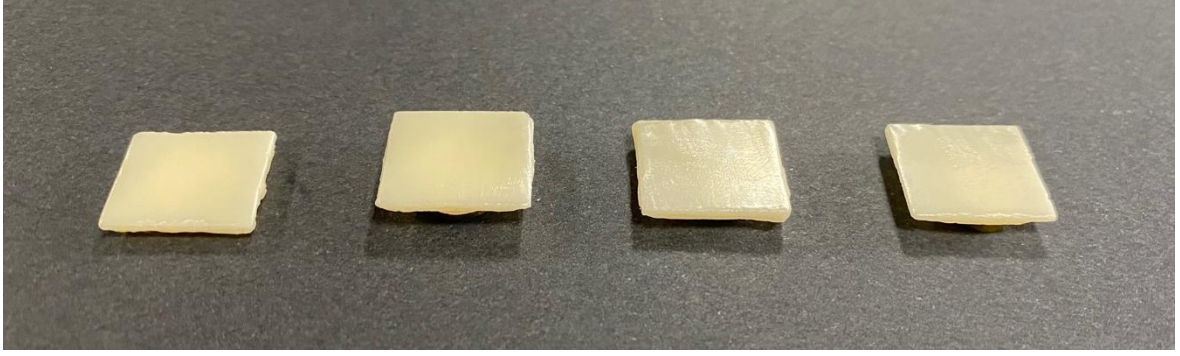
3.5. MZ Örneklerin Dayanak Örnekler ile Birlikte Renk Ölçümü Yapılması

İlk renk ölçümlerinden sonra MZ örnekler sırasıyla zirkonya, hibrit, titanyum ve anodize titanyum (59 V sarı renk) dayanak örnekleri üzerine örnekler aralarına şeffaf renkte bir gliserin jel damlatılarak parmak basıncı ile yerleştirildi (Resim 24). Ölçüm için hazırlanan dayanaklı örneklerin (Resim 25) renk ölçüm işlemi daha önce anlatıldığı gibi kolorimetre ile 3'er defa yapıldı ve ortalama L_1^* , a_1^* , b_1^* değerleri kaydedildi.

Çalışmamızda veneer ile dayanak örnekleri arasında, her bir örnek için ölçüm öncesinde kırılma indisi materyali olarak şeffaf renkte bir gliserin jel (Farmeks, Samsun, Türkiye) damlatılarak parmak basıncı uygulandı. Gliserin MZ örnekler ve dayanak örnekleri arasındaki optik bağlantının gerçekleştirilmesi amacıyla kullanıldı.



Resim 24. Dayanak örnek üzerine gliserin uygulanması



Resim 25. Dayanaklar üzerine yerleştirilen MZ örnek

3.6. MZ Örneklerle Rezin Simanların Uygulanması

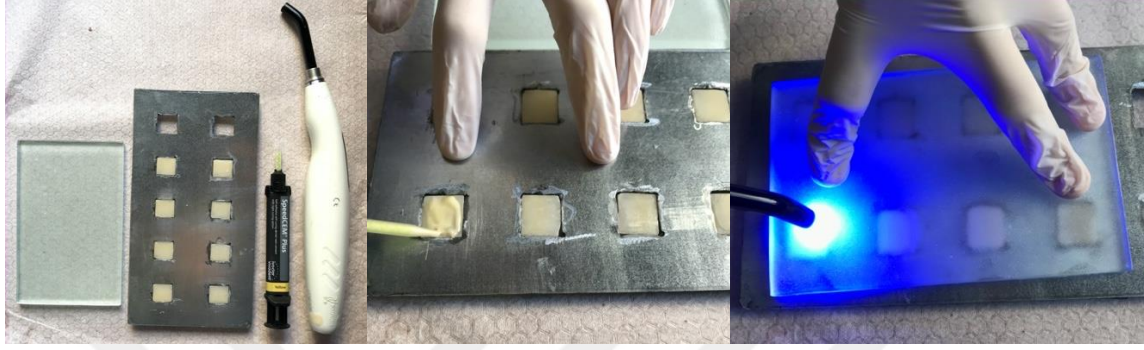
Çalışmamızda üretici firmanın da önerdiği, transparan (Tr), sarı (S), ve opak (O) renk self adeziv self cure polimerize rezin siman (SpeedCEM Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kullanıldı (Resim 26).



Resim 26. Rezin simanlar

MZ örneklerle uygulanacak rezin siman kalınlığının standardizasyonu için, MZ örneklerin yerleştirileceği 14x16 mm boyutlarında 1.2 mm kalınlığında 10 adet boşluk içeren paslanmaz çelik levha kalıp hazırlandı. İki cam levha arasına yerleştirilen bu kalıptaki boşluklara önce örneklerin polisajsız yüzeyi yukarı bakacak şekilde MZ örnekler yerleştirildi. Sonra bu örneklerin üzerinde kalan boşluğu tam dolduracak miktarda ve hava boşluğu kalmayacak şekilde üretici talimatları doğrultusunda rezin siman tek bir klinisyen tarafından uygulandı. Kalıptaki boşluklara yerleştirilen, ışıkla polimerize seçeneği olan self-cure rezin simanlara ışık cihazı (Woodpecker LED, Guangxi, Çin) ile 40'ar sn ışık

uygulanarak polimerizasyon süreci başlatıldı (Resim 27). Siman uygulanan örnekler, kapalı bir kutuda hafif nemli ve karanlık ortamda 24 saat polimerizasyon sürecinin devamı için bekletildi. Rezin siman uygulanmış örnekler dijital kumpas ile ölçülerek MZ örneklerin kalınlıklarının 1.2 mm olduğu kontrol edildi (Resim 28).



Resim 27. MZ örneklere siman uygulanması



Resim 28. Rezin siman uygulanmış örneklerin kalınlıklarının ölçülmesi

3.7. Rezin Siman Uygulanmış MZ Örneklerin Dayanak Örnekler ile Renk Ölçümü

Kontrol edilen MZ örnekler sırasıyla dayanak örneklerin üzerine daha önce anlatıldığı gibi yerleştirildi. Renk ölçüm kutusu içerisinde, kolorimetre cihazı ile 3'er kere renk ölçümü yapıldı, ortalama L_2^* , a_2^* , b_2^* değerleri kaydedildi.

3.8. Renk Farklarının (ΔE_{00}^*) Hesaplanması

MZ örneklerin yapılan ilk kolorimetrik ölçümleri ile elde edilen L_0^* , a_0^* , b_0^* değerleri kaydedildi. İkinci kolorimetrik ölçümler MZ örnekleri farklı dayanaklar üzerine

yerleştirilerek yapıldı ve L_1^* , a_1^* , b_1^* değerleri kaydedildi. Üçüncü ölçümler ise farklı renk rezin siman uygulanmış MZ örnekler farklı dayanaklar üzerine yerleştirilerek yapıldı ve L_2^* , a_2^* , b_2^* değerleri kaydedildi.

İlk ölçüm ve ikinci ölçüm arasındaki renk farkı $(\Delta E_{00}^*)_1$, ilk ölçüm ve üçüncü ölçüm arasındaki renk farkı $(\Delta E_{00}^*)_2$, ikinci ve üçüncü ölçüm arasındaki renk farkı ise $(\Delta E_{00}^*)_3$ olarak adlandırıldı. Ölçümler arasındaki renk farkını $[(\Delta E_{00}^*)_1, (\Delta E_{00}^*)_2 \text{ ve } (\Delta E_{00}^*)_3]$ değerlendirmek için ΔE_{00}^* formülü kullanıldı:

ΔE_{00}^* formülü kullanılarak ortalama renk değişimi hesaplandı.

$$\Delta E_{00}^* = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)^2 + R_T \frac{\Delta C'}{k_C S_C} \frac{\Delta H'}{k_H S_H}}$$

CIEDE2000 formülünde yer alan $\Delta L'$, $\Delta C'$, $\Delta H'$ örneklerle eşleşen renk açıklığı, parlaklığı ve renk tonunu ifade eder. R_T rotasyon fonksiyonu ise, mavi bölgedeki renk ve renk tonu arasındaki farklılıkları hesaplamaktadır. Ağırlandırma fonksiyonu (S_L , S_C , S_H) ise L^* , a^* , b^* koordinatındaki çiftlerin total renk farkları arasındaki varyasyonlarını ve parametrik faktörleri (K_L , K_C , K_H) düzenlemektedir. Parametrik faktörler 1'e ayarlanmıştır (186).

3.9. İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel analizlerde SPSS for Windows 17.0 (IBM SPSS Statistics, ABD) programı kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testleri ile değerlendirildi. Analizlerde; tekrarlı ölçümler için 2-yönlü ANOVA testi, Bonferroni testi kullanıldı. L^* , a^* ve b^* değerlerinin ikili karşılaştırmaları için Eşleştirilmiş Örneklem T-test yapıldı. $P < 0.05$ düzeyindeki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

Çalışmamızda elde edilen MZ örneklerin ilk renk ölçümlerinden elde edilen (L_0^* , a_0^* , b_0^*) değerler Tablo 7’de belirtilmiştir.

Tablo 7. MZ örneklerin ilk ölçümlerine ait ortalama L_0^* , a_0^* , b_0^* değerleri

	Ortalama değer $\pm$ standart sapma	Minimum değer	Maksimum değer	N
L_0^*	81.17 ± 0.76	79.87	82.37	30
a_0^*	-1.26 ± 0.14	-1.57	-0.97	30
b_0^*	14.73 ± 0.90	12.50	16.00	30

4.1. Dayanaklar üzerindeki zirkonya örneklerin L^* Değerleri

L^* değerleri için uygulanan 2-yönlü Anova testi sonuçları Tablo 8’de verildi. Siman*dayanak değişkenlerinin ikili etkileşimi L^* değerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gösterdi ($p < 0.001$). L_1^* değeri, MZ örneklerin farklı dayanak tipleri üzerindeki, L_2^* değeri ise farklı renk rezin siman uygulanmış MZ örneklerin farklı dayanak tipleri üzerine yerleştirilerek yapılan ölçümlerden elde edildi. Bu ölçümlerden elde edilen L_1^* ve L_2^* ortalama değerleri Tablo 9’da verildi.

Tablo 8. L^* değerleri için 2-yönlü ANOVA testinin sonuçları

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	p
Sınır	1535366.465	1	1535366.465	11377197.262	.000
SİMAN	202.906	2	101.453	751.775	.000
DAYANAK	1508.502	3	502.834	3726.043	.000
SİMAN * DAYANAK	13.732	6	2.289	16.959	.000
Hata	14.575	108	.135		

Tablo 9. L_1^* ve L_2^* için ortalama değ er tablosu

Dayanak Grupları	Siman Grupları					
	Transparan (Tr)		Sarı (S)		Opak (O)	
	L_1^*	L_2^*	L_1^*	L_2^*	L_1^*	L_2^*
Grup Z	80.54 $\pm$ 0.46 ^{a(x)}	82.00 $\pm$ 0.23 ^{a(x)}	81.02 $\pm$ 0.31 ^{b(x)}	81.23 $\pm$ 0.20 ^{b(x)}	81.37 $\pm$ 0.15 ^{c(x)}	84.45 $\pm$ 0.39 ^{c(x)}
Grup H	81.62 $\pm$ 0.23 ^{a(y)}	83.20 $\pm$ 0.24 ^{a(y)}	82.78 $\pm$ 0.33 ^{b(y)}	82.95 $\pm$ 0.36 ^{a(y)}	82.90 $\pm$ 0.32 ^{b(y)}	85.23 $\pm$ 0.40 ^{b(y)}
Grup T	75.57 $\pm$ 0.31 ^{a(z)}	77.85 $\pm$ 0.23 ^{a(z)}	75.94 $\pm$ 0.33 ^{b(z)}	78.11 $\pm$ 0.39 ^{a(z)}	76.40 $\pm$ 0.25 ^{c(z)}	82.45 $\pm$ 0.34 ^{b(z)}
Grup AT	76.23 $\pm$ 0.25 ^{a(t)}	77.36 $\pm$ 0.21 ^{a(t)}	74.80 $\pm$ 0.23 ^{b(t)}	78.13 $\pm$ 0.36 ^{b(z)}	75.30 $\pm$ 0.29 ^{c(t)}	82.16 $\pm$ 0.39 ^{c(t)}

Not: Tabloda değ erlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, t dikey s t nlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c ise yatay satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).

Tüm  rnekler arasında en yüksek L_1^* ve L_2^* değ erlerini Grup H gösterdi. En düşük L_1^* değ erlerine sahip  rnekler; Grup T-Tr ($L_1^*=75.57 \pm 0.31$); Grup AT-S ($L_1^*=74.80 \pm 0.23$) ve Grup AT-O ($L_1^*=75.30 \pm 0.29$) olarak tespit edildi. En düşük L_2^* değ erlerine sahip örnekler ise; Grup AT-Tr ($L_2^*=77.36 \pm 0.21$) ve Grup AT-O ($L_2^*=82.16 \pm 0.39$); Grup T-S ($L_2^*=78.11 \pm 0.39$) olarak tespit edildi.

L_1^* değ erleri için tüm dayanak grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p < 0.001$). L_2^* değ erleri için sarı renk siman uygulanmış örneklerde Grup T ve Grup AT arasında anlamlı fark bulunmazken ($p = 0.89$); diğer tüm siman gruplarında dayanak grupları arasında anlamlı farklılık bulundu ($p < 0.05$). L_2^* değ erleri için Grup H-Tr ile Grup H-S ($p = 0.086$) ve Grup T-Tr ile Grup T-S ($p = 0.069$)  iftli kar ıla tırmalarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamadı. Bu grupların dışında kalan tüm gruplarda transparan, sarı ve opak siman grupları arasında anlamlı farklılıklar bulundu ($p < 0.001$).

4.2. Dayanaklar  zerindeki zirkonya örneklerin a^* değ erleri

a^* değ erleri için yapılan 2-yönlü Anova testi sonuçları Tablo 10’da, ortalama değ er ve standart sapma Tablo 11’de verildi. Siman rengi ve dayanak tipi değişmesiyle a^* değ erleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdi ($p < 0.001$). Siman*dayanak faktörlerinin ikili etkileşimi, a^* değ erlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluşturdu ($p = 0.034$).

Tablo 10. a_1^* değerlerinin 2-yönlü ANOVA testinin sonuçları

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	p
Sınır	774.076	1	774.076	49209.013	.000
SİMAN	3.267	2	1.634	103.849	.000
DAYANAK	4.243	3	1.414	89.913	.000
SİMAN * DAYANAK	.224	6	.037	2.376	.034
Hata	1.699	108	.016		

Tablo 11. a_1^* ve a_2^* için ortalama değer tablosu

Dayanak Grupları	Siman Grupları					
	Transparan (Tr)		Sarı (S)		Opak (O)	
	a_1^*	a_2^*	a_1^*	a_2^*	a_1^*	a_2^*
Grup Z	-1.63 $\pm$ 0.10 ^{a(x)}	-1.40 $\pm$ 0.10 ^{a(x)}	-1.66 $\pm$ 0.05 ^{a(x)}	-1.29 $\pm$ 0.05 ^{b(x)}	-1.64 $\pm$ 0.9 ^{a(x)}	-1.87 $\pm$ 0.13 ^{c(x)}
Grup H	-2.12 $\pm$ 0.85 ^{a(y)}	-1.76 $\pm$ 0.80 ^{a(y)}	-1.93 $\pm$ 0.15 ^{b(y)}	-1.60 $\pm$ 0.08 ^{b(y)}	-1.97 $\pm$ 0.13 ^{b(y)}	-2.11 $\pm$ 0.08 ^{c(y)}
Grup T	-1.95 $\pm$ 0.08 ^{a(z)}	-1.71 $\pm$ 0.13 ^{a(z)}	-1.85 $\pm$ 0.13 ^{a(cy)}	-1.75 $\pm$ 0.07 ^{a(z)}	-1.85 $\pm$ 0.13 ^{b(cz)}	-2.26 $\pm$ 0.11 ^{b(z)}
Grup AT	-1.77 $\pm$ 0.11 ^{a(t)}	-1.66 $\pm$ 0.14 ^{a(zt)}	-1.73 $\pm$ 0.09 ^{a(x)}	-1.64 $\pm$ 0.11 ^{a(y)}	-1.80 $\pm$ 0.11 ^{a(z)}	-2.16 $\pm$ 0.07 ^{b(y)}

Not: Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığını, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğunu anlamına gelmektedir. x, y, z, t dikey sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c ise yatay satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).

Tüm örnekler arasında en yüksek a_1^* ve a_2^* değerleri Grup Z, en düşük a_1^* değerleri Grup H, en düşük a_2^* değerleri ise Grup H-Tr ($a_2^* = -1.76 \pm 0.80$), Grup T-S ($a_2^* = -1.75 \pm 0.07$) ve Grup T-O ($a_2^* = -2.26 \pm 0.11$) gruplarında tespit edildi.

a_1^* değeri; Grup H-Tr ile Grup H-S, Grup H-Tr ile Grup H-O ve Grup T-Tr ile Grup T-O arasında istatistiksel olarak fark bulundu ($p < 0.05$). Bunların dışındaki dayanak grupları ile siman gruplarındaki örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmedi ($p > 0.05$). S-Grup Z ile S-Grup AT, S-Grup H ile S-Grup T ve O-Grup T ile O-Grup AT arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmazken ($p > 0.05$); diğer siman grupları ile dayanak grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p < 0.05$).

a_2^* değerleri incelendiğinde Grup T-Tr ile Grup T-S ($p=0.328$), Grup AT-Tr ile Grup AT-S ($p=0.656$) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmedi. Bu gruplar haricindeki dayanak ile siman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.001$) [Grup Z-Tr ile Grup Z-S ($p=0.019$)]. Tr-Grup H ile Tr-Grup T, Tr-Grup T ile Tr-Grup AT, S-Grup H ile S-Grup AT ve O-Grup H ile O-Grup AT arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamadı ($p>0.05$). Bu gruplar dışındaki siman grupları ile dayanak grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.05$).

4.3. Dayanaklar üzerindeki zirkonya örneklerin b^* değerleri

b^* değerleri için 2 yönlü Anova testi sonuçları Tablo 12’de, ortalama değer ve standart sapma Tablo 13’de belirtildi. Siman rengi ve dayanak tipine göre b^* değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdiği bulundu ($p<0.001$). Siman*dayanak faktörlerinin ikili etkileşimi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p=0.344$).

Tablo 12. b^* değerleri için 2-yönlü ANOVA testinin sonuçları

Varyansın Kaynağı	Karelerin Toplamı	sd	Karelerin Ortalaması	F	p
Sınır	42123.341	1	42123.341	28268.034	.000
SİMAN	109.994	2	54.997	36.907	.000
DAYANAK	1263.448	3	421.149	282.624	.000
SİMAN * DAYANAK	10.202	6	1.700	1.141	.344
Hata	160.935	108	1.490		

Tablo 13. b_1^* ve b_2^* için ortalama değer tablosu

Dayanak Grupları	Siman Grupları					
	Transparan (Tr)		Sarı (S)		Opak (O)	
	b_1^*	b_2^*	b_1^*	b_2^*	b_1^*	b_2^*
Grup Z	15.13 $\pm$ 0.77 ^{a(x)}	13.42 $\pm$ 0.68 ^{a(x)}	15.40 $\pm$ 0.73 ^{a(x)}	15.42 $\pm$ 0.58 ^{b(x)}	14.92 $\pm$ 1.15 ^{a(x)}	15.96 $\pm$ 1.15 ^{b(x)}
Grup H	15.85 $\pm$ 0.71 ^{a(x)}	14.07 $\pm$ 0.76 ^{a(x)}	15.91 $\pm$ 0.80 ^{a(x)}	16.78 $\pm$ 0.51 ^{b(y)}	15.88 $\pm$ 1.35 ^{a(y)}	17.25 $\pm$ 1.47 ^{b(y)}
Grup T	10.22 $\pm$ 0.54 ^{a(y)}	8.96 $\pm$ 0.59 ^{a(y)}	9.74 $\pm$ 0.81 ^{a(y)}	11.10 $\pm$ 0.53 ^{b(z)}	9.47 $\pm$ 1.15 ^{a(z)}	13.90 $\pm$ 1.29 ^{c(z)}
Grup AT	10.84 $\pm$ 0.67 ^{a(y)}	10.29 $\pm$ 0.64 ^{a(z)}	11.21 $\pm$ 0.61 ^{a(z)}	11.81 $\pm$ 0.59 ^{b(z)}	10.65 $\pm$ 0.98 ^{a(t)}	13.78 $\pm$ 1.56 ^{c(z)}

Not: Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, t dikey sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c ise yatay satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).

Yapılan ölçümler sonucunda; en yüksek b_1^* ve b_2^* ve en düşük b_1^* değerleri Grup H’de tespit edildi. En düşük b_2^* değerine sahip gruplar; Grup T-Tr, Grup T-S ve Grup AT-O olarak tespit edildi.

b_1^* değeri; tüm dayanak gruplarında siman grupları için yapılan çiftli karşılaştırmalar sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmedi ($p > 0.05$). Tr-Grup Z ile Tr-Grup H, Tr-Grup T ile Tr-Grup AT ve S-Grup Z ile S-Grup H gruplarının b_1^* değerlerinde anlamlı farklılık mevcut değilken ($p > 0.05$); diğer siman grupları ile dayanak grupları arasındaki ikili karşılaştırmada istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p < 0.05$).

b_2^* değerinde; Grup Z-S ile Grup Z-O ($p = 0.2$) ve Grup H-S ile Grup H-O ($p = 0.262$) arasında anlamlı farklılık bulunmadığı; ancak diğer tüm dayanak grupları ile siman grupları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olduğu görüldü ($p < 0.001$). Siman gruplarında dayanak grupları arasında yapılan çiftli karşılaştırmalarda Tr-Grup Z ile Tr-Grup H, S-Grup T ile S-Grup AT ve O-Grup T ile O-Grup AT arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p > 0.05$); ancak diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p < 0.05$).

4.4. ΔE_{00}^* değerleri

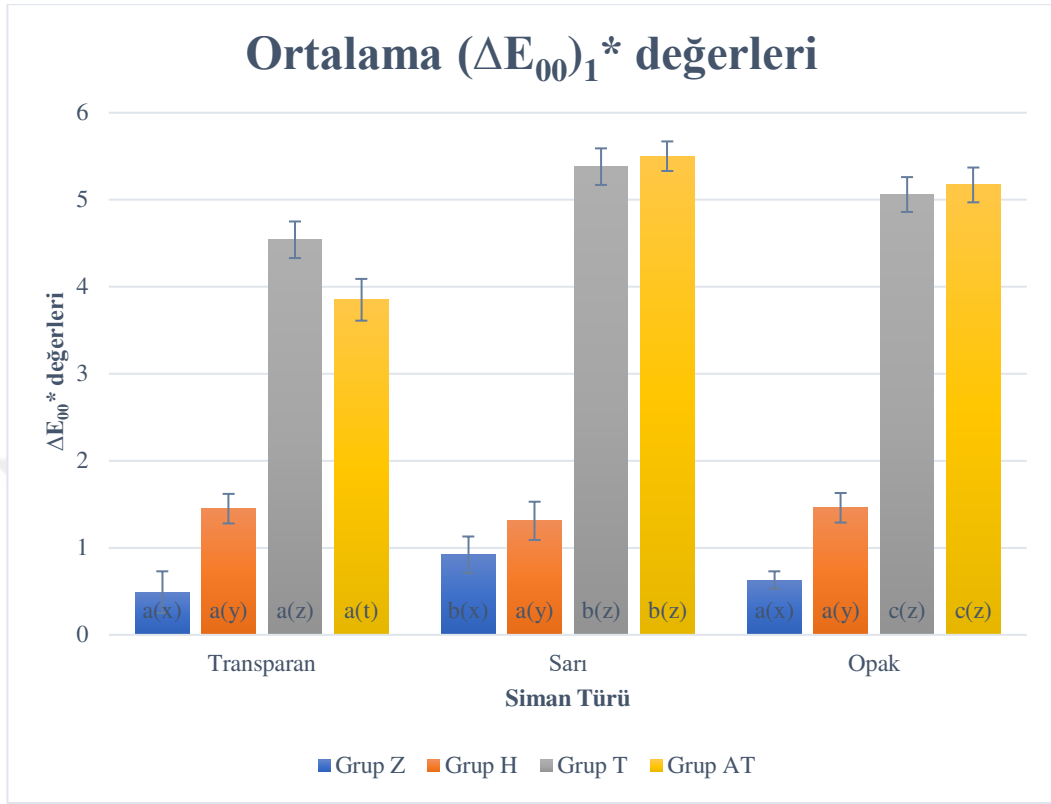
ΔE_{00}^* değerleri için yapılan 2 yönlü Anova testi sonuçları Tablo 14’de verildi. MZ örneklerin ilk renk ölçümlerinin; dayanak grupları üzerindeki ölçümleri ile arasındaki renk değişimi (ΔE_{00}^*)₁, siman uygulanmış MZ örneklerin dayanaklar üzerindeki renk ölçümleri

ile arasındaki renk değişimi $(\Delta E_{00}^*)_2$ 'dir. $(\Delta E_{00}^*)_3$ değeri ise siman uygulanmamış ve siman uygulanmış MZ örneklerin dayanaklar üzerindeki ölçümleri arasındaki renk değişimi gösterir. $(\Delta E_{00}^*)_1$, $(\Delta E_{00}^*)_2$ ve $(\Delta E_{00}^*)_3$ ortalama değerleri Şekil 8, 9 ve 10'da verildi. Siman rengi ve dayanak tipi değişkenleri istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gösterdi ($p < 0.001$). Siman*dayanak ikili etkileşimlerinin de istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gösterdiği tespit edildi ($p < 0.001$).

Tablo 14. ΔE_{00}^* değerleri için 2-yönlü ANOVA testinin sonuçları

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	p
Kesim noktası	2292.448	1	2292.448	38483.688	.000
SİMAN	27.258	2	13.629	228.791	.000
DAYANAK	429.707	3	143.236	2404.522	.000
SİMAN * DAYANAK	21.596	6	3.599	60.422	.000
Hata	6.433	108	.060		

4.4.1. $(\Delta E_{00})_1^*$ Değerleri



Şekil 9. Ortalama $(\Delta E_{00})_1^*$ değerleri

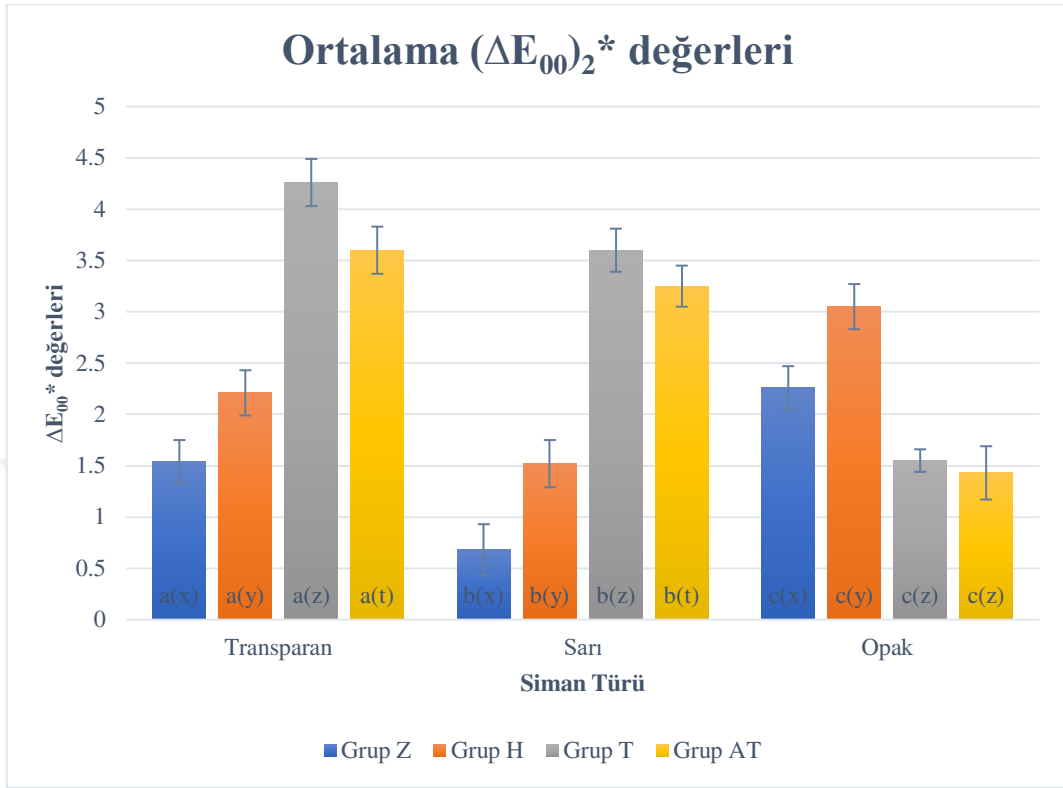
NOT: Farklı harflendirmeler sütunlar arasındaki anlamlı farklılığı belirtmek için kullanıldı. x, y, z, t harflendirmesi dayanak grupları arasındaki farklılığı, a, b, c harflendirmesi ise siman grupları arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).

$(\Delta E_{00})_1^*$ değerlerini karşılaştırdığımızda en düşük $(\Delta E_{00})_1^*$ değeri Grup Z-Tr’de; en yüksek $(\Delta E_{00})_1^*$ değeri Grup AT-S olarak belirlendi.

Siman grupları arasındaki ikili karşılaştırmalarda; Grup Z-Tr ile Grup Z-O ve Grup H’nin tamamında $(\Delta E_{00})_1^*$ değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p > 0.05$). Bu gruplar dışındaki tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p < 0.05$).

$(\Delta E_{00})_1^*$ değerlerinde dayanak grupları arasındaki çiftli karşılaştırmalarda S-Grup T ile S-Grup AT ve O-Grup T ile O-Grup AT arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p > 0.05$); ancak diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p < 0.001$).

4.4.2. $(\Delta E_{00})_2^*$ Değerleri



Şekil 10. Ortalama $(\Delta E_{00})_2^*$ değerleri

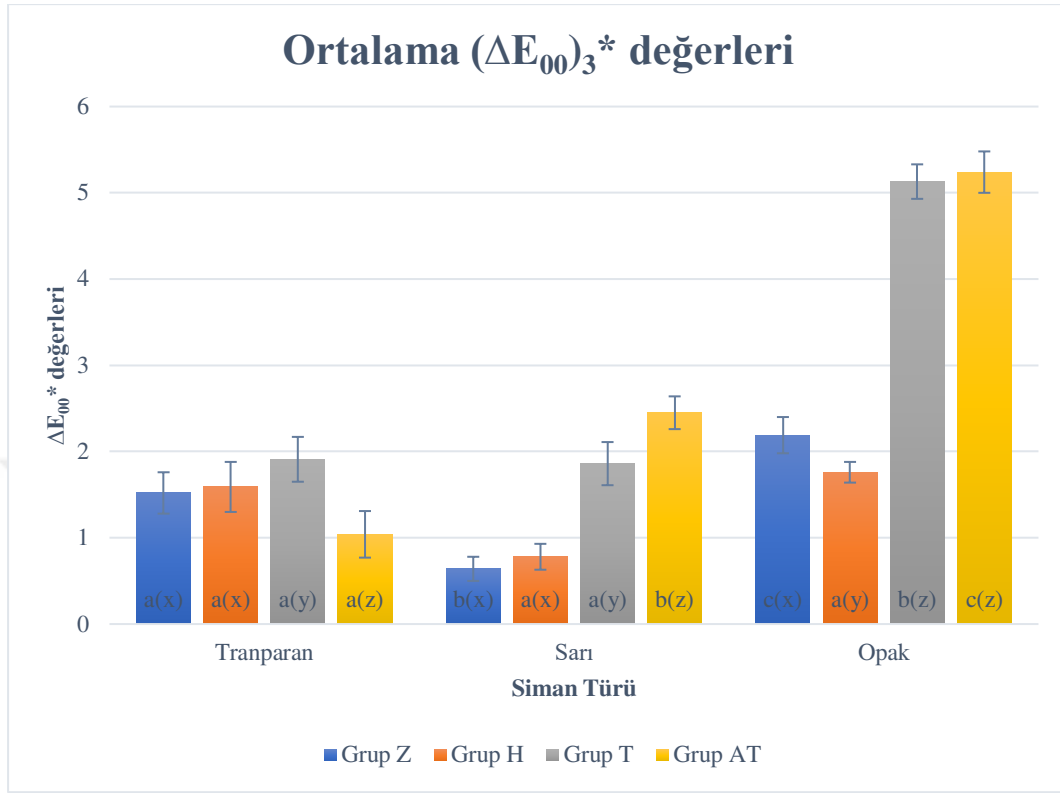
NOT: Farklı harflendirmeler sütunlar arasındaki anlamlı farklılığı belirtmek için kullanıldı. x, y, z, t harflendirmesi dayanak grupları arasındaki farklılığı, a, b, c harflendirmesi ise siman grupları arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).

Ortalama $(\Delta E_{00})_2^*$ değerlerini karşılaştırdığımızda en düşük $(\Delta E_{00})_2^*$ değeri Grup Z-S, en yüksek $(\Delta E_{00})_2^*$ değeri Grup T-Tr gruplarında görüldü.

Siman gruplarının $(\Delta E_{00})_2^*$ değerlerinin ikili karşılaştırmalarında tüm dayanak gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p < 0.05$).

$(\Delta E_{00})_2^*$ değerlerinde; dayanak grupları arasındaki çiftli karşılaştırmalarda O-Grup T ile O-Grup AT arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p = 0.215$). S-Grup T ile S-Grup AT ($p = 0.001$) ve diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p < 0.001$).

4.4.3. (ΔE_{00})₃* Değerleri



Şekil 11. Ortalama (ΔE_{00})₃* değerleri

NOT: Farklı harflendirmeler sütunlar arasındaki anlamlı farklılığı belirtmek için kullanıldı. x, y, z, t harflendirmesi dayanak grupları arasındaki farklılığı, a, b, c harflendirmesi ise siman grupları arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).

Ortalama (ΔE_{00})₃* değerlerini karşılaştırdığımızda en düşük (ΔE_{00})₃* değeri Grup Z-S, en yüksek (ΔE_{00})₃* değeri Grup AT-O gruplarında görüldü.

(ΔE_{00})₃* değerleri için siman grupları arasındaki ikili karşılaştırmalarda; Grup H-Tr ile Grup H-O ve Grup T-Tr ile Grup T-S arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamadı ($p > 0.05$). Bu gruplar dışındaki tüm dayanak grupları ile siman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p < 0.001$).

Dayanak gruplarının (ΔE_{00})₃* değerlerinin çiftli karşılaştırmalarında; Tr-Grup Z ile Tr-Grup H, S-Grup Z ile S-Grup H ve O-Grup T ile O-Grup AT arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamadı ($p > 0.05$). Tr-Grup H ile Tr-Grup T ($p = 0.001$) ve diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p < 0.001$).

Yapılan kolorimetrik ölçümler sonucu renk değişimleri CIEDE2000 formülüne göre hesaplandı. $0.8 < \Delta E_{00}^* < 1.8$ klinik olarak 'kabul edilebilir' eşik, $\Delta E_{00}^* < 0.8$ ise 'algılanabilir' eşik altında olarak değerlendirildi (155).

Dayanağa bağlı meydana gelen renk farklılıklarını değerlendirdiğimizde elde ettiğimiz bulgular Tablo 15'de verilmiştir.

Tablo 15. Dayanağa bağlı renk değişimlerinin görsel olarak değerlendirilmesi

Veneer	Dayanak	Siman yok	ΔE_{00}^*	Klinik Eşleşme
LT	Grup Z	Tr	0.49	ALGILANABİLİR EŞİĞİN ALTINDA
		S	0.92	KABUL EDİLEBİLİR
		O	0.63	ALGILANABİLİR EŞİĞİN ALTINDA
	Grup H	Tr	1.45	KABUL EDİLEBİLİR
		S	1.31	KABUL EDİLEBİLİR
		O	1.46	KABUL EDİLEBİLİR
	Grup T	Tr	4.54	UYUMSUZ
		S	5.38	UYUMSUZ
		O	5.06	UYUMSUZ
	Grup AT	Tr	3.85	UYUMSUZ
		S	5.50	UYUMSUZ
		O	5.17	UYUMSUZ

Simantasyona bağlı meydana gelen renk farklılıklarını değerlendirdiğimizde elde ettiğimiz bulgular Tablo 16'da verilmiştir.

Tablo 16. Rezin siman rengine bağı oluşan renk değişimlerinin görsel olarak değerlendirilmesi

Veneer	Dayanak	Siman	ΔE_{00}^*	Klinik Eşleşme
LT	Grup Z	Tr	1.54	KABUL EDİLEBİLİR
		S	0.68	ALGILANABİLİR EŐİŐİN ALTINDA
		O	2.26	UYUMSUZ
	Grup H	Tr	2.20	UYUMSUZ
		S	1.52	KABUL EDİLEBİLİR
		O	3.05	UYUMSUZ
	Grup T	Tr	4.26	UYUMSUZ
		S	3.60	UYUMSUZ
		O	1.55	KABUL EDİLEBİLİR
	Grup AT	Tr	3.60	UYUMSUZ
		S	3.25	UYUMSUZ
		O	1.43	KABUL EDİLEBİLİR

4.5. İkili Karşılaştırmalar

Veneer (kontrol grubu) rneklerin (L_0^* , a_0^* , b_0^*), simantasyon işlemi ncesi (L_1^* , a_1^* , b_1^*) ve sonrasında (L_2^* , a_2^* , b_2^*) dayanak grupları üzerinde elde edilen değişkenlerin analizi için uygulanan Eşleştirilmiş rneklem t-testi sonuçlarına göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren veriler tablolarda (*) sembolü ile belirtilmiştir ($p < 0.05$). Her bir gruba ait, $L_0^*-L_1^*$, $L_0^*-L_2^*$, $L_1^*-L_2^*$, $a_0^*-a_1^*$, $a_0^*-a_2^*$, $a_1^*-a_2^*$, $b_0^*-b_1^*$, $b_0^*-b_2^*$, $b_1^*-b_2^*$, $(\Delta E_{00})_1^*-(\Delta E_{00})_2^*$ değerlerinin etkileşimi Tablo 17-28’de gösterilmiştir.

Tablo 17. Grup Z-Tr için ikili karşılaştırmalar

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	$L_0 - L_1$	-.35400	.32435	.10257	-.58603	-.12197	-3.451	9	.007*
Pair 2	$L_0 - L_2$	-1.82100	.38339	.12124	-2.09526	-1.54674	-15.020	9	.000*
Pair 3	$L_1 - L_2$	-1.46700	.55426	.17527	-1.86349	-1.07051	-8.370	9	.000*
Pair 4	$a_0 - a_1$	.23400	.10189	.03222	.16111	.30689	7.262	9	.000*
Pair 5	$a_0 - a_2$	.00300	.08152	.02578	-.05532	.06132	.116	9	.910
Pair 6	$a_1 - a_2$	-.23100	.10525	.03328	-.30629	-.15571	-6.941	9	.000*
Pair 7	$b_0 - b_1$	-.31400	.50098	.15842	-.67238	.04438	-1.982	9	.079
Pair 8	$b_0 - b_2$	1.39700	.40634	.12850	1.10632	1.68768	10.872	9	.000*
Pair 9	$b_1 - b_2$	1.71100	.57622	.18222	1.29880	2.12320	9.390	9	.000*
Pair 10	$\Delta E_1 - \Delta E_2$	-1.04500	.32015	.10124	-1.27402	-.81598	-10.322	9	.000*

Grup Z-Tr grubuna ait örneklerde $a_0^* - a_2^*$ ($p=0.91$) ve $b_0^* - b_2^*$ ($p=0.079$) dışında, diğer tüm karşılaştırmalarda anlamlı fark bulundu ($p<0.05$). Ortalama değerlere bakıldığında, $L_0^* < L_1^*$, $L_0^* < L_2^*$, $L_1^* < L_2^*$, $a_1^* < a_2^*$, $b_0^* < b_1^*$, $(\Delta E_{00})_1^* < (\Delta E_{00})_2^*$; $a_0^* > a_1^*$, $a_0^* > a_2^*$, $b_0^* > b_2^*$, $b_1^* > b_2^*$ olduğu görüldü.

Tablo 18. Grup H-Tr için ikili karşılaştırmalar

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	$L_0 - L_1$	-1.43500	.21925	.06933	-1.59184	-1.27816	-20.697	9	.000*
Pair 2	$L_0 - L_2$	-3.02100	.32168	.10172	-3.25111	-2.79089	-29.698	9	.000*
Pair 3	$L_1 - L_2$	-1.58600	.27649	.08744	-1.78379	-1.38821	-18.139	9	.000*
Pair 4	$a_0 - a_1$	.73100	.06674	.02111	.68326	.77874	34.635	9	.000*
Pair 5	$a_0 - a_2$	.36600	.10276	.03250	.29249	.43951	11.263	9	.000*
Pair 6	$a_1 - a_2$	-.36500	.09046	.02861	-.42971	-.30029	-12.759	9	.000*
Pair 7	$b_0 - b_1$	-1.03700	.58629	.18540	-1.45641	-.61759	-5.593	9	.000*
Pair 8	$b_0 - b_2$	.74900	.76667	.24244	.20056	1.29744	3.089	9	.013*
Pair 9	$b_1 - b_2$	1.78600	.74364	.23516	1.25403	2.31797	7.595	9	.000*
Pair 10	$\Delta E_1 - \Delta E_2$	-.75900	.26363	.08337	-.94759	-.57041	-9.104	9	.000*

Grup H-Tr grubuna ait tüm karşılaştırmalar arasında anlamlı farklar bulundu ($p < 0.05$). Ortalama değerlere bakıldığında, $L_0^* < L_1^*$, $L_0^* < L_2^*$, $L_1^* < L_2^*$, $a_1^* < a_2^*$, $b_0^* < b_1^*$, $(\Delta E_{00})_1^* < (\Delta E_{00})_2^*$; $a_0^* > a_1^*$, $a_0^* > a_2^*$, $b_0^* > b_2^*$, $b_1^* > b_2^*$ olduğu görüldü.

Tablo 19. Grup T-Tr için ikili karşılaştırmalar

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	$L_0 - L_1$	4.61300	.40205	.12714	4.32539	4.90061	36.283	9	.000*
Pair 2	$L_0 - L_2$	2.33300	.29492	.09326	2.12203	2.54397	25.015	9	.000*
Pair 3	$L_1 - L_2$	-2.28000	.23944	.07572	-2.45129	-2.10871	-30.111	9	.000*
Pair 4	$a_0 - a_1$	.55300	.07558	.02390	.49893	.60707	23.138	9	.000*
Pair 5	$a_0 - a_2$	.31300	.17770	.05620	.18588	.44012	5.570	9	.000*
Pair 6	$a_1 - a_2$	-.24000	.16885	.05340	-.36079	-.11921	-4.495	9	.002*
Pair 7	$b_0 - b_1$	4.60100	.48647	.15384	4.25300	4.94900	29.909	9	.000*
Pair 8	$b_0 - b_2$	5.85700	.43635	.13799	5.54485	6.16915	42.446	9	.000*
Pair 9	$b_1 - b_2$	1.25600	.63149	.19970	.80426	1.70774	6.290	9	.000*
Pair 10	$\Delta E_1 - \Delta E_2$	.28200	.35596	.11256	.02736	.53664	2.505	9	.034*

Grup T-Tr grubu için tüm değerlerin karşılaştırmalarında anlamlı farklar bulundu ($p < 0.05$). Ortalama değerlere bakıldığında, $L_0^* > L_1^*$, $L_0^* > L_2^*$, $a_0^* > a_1^*$, $a_0^* > a_2^*$, $b_0^* > b_1^*$, $b_0^* > b_2^*$, $b_1^* > b_2^*$, $(\Delta E_{00})_1^* > (\Delta E_{00})_2^*$; $L_1^* < L_2^*$, $a_1^* < a_2^*$ olduğu görüldü.

Tablo 20. Grup AT-Tr için ikili karşılaştırmalar

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	$L_0 - L_1$	3.95300	.28036	.08866	3.75244	4.15356	44.587	9	.000*
Pair 2	$L_0 - L_2$	2.82500	.35697	.11288	2.56964	3.08036	25.026	9	.000*
Pair 3	$L_1 - L_2$	-1.12800	.35007	.11070	-1.37843	-.87757	-10.189	9	.000*
Pair 4	$a_0 - a_1$	.38000	.11860	.03751	.29516	.46484	10.132	9	.000*
Pair 5	$a_0 - a_2$	.26800	.14620	.04623	.16342	.37258	5.797	9	.000*
Pair 6	$a_1 - a_2$	-.11200	.16758	.05299	-.23188	.00788	-2.113	9	.064
Pair 7	$b_0 - b_1$	3.97900	.41138	.13009	3.68472	4.27328	30.587	9	.000*
Pair 8	$b_0 - b_2$	4.53000	.61446	.19431	4.09045	4.96955	23.314	9	.000*
Pair 9	$b_1 - b_2$	.55100	.78818	.24925	-.01283	1.11483	2,211	9	.054
Pair 10	$\Delta E_1 - \Delta E_2$	.25100	.40747	.12885	-.04049	.54249	1,948	9	.083

Grup AT-Tr grubuna ait örneklerin $a_1^*-a_2^*$ ($p=0.064$), $b_1^*-b_2^*$ ($p=0.054$) ve $(\Delta E_{00})_1^*-(\Delta E_{00})_2^*$ ($p=0.083$) dışında diğer tüm karşılaştırmalar arasında anlamlı fark bulundu ($p<0.05$). Ortalama değerlere bakıldığında $L_1^*<L_2^*$, $a_1^*<a_2^*$; $L_0^*>L_1^*$, $L_0^*>L_2^*$, $a_0^*>a_1^*$, $a_0^*>a_2^*$, $b_0^*>b_1^*$, $b_0^*>b_2^*$, $b_1^*>b_2^*$, $(\Delta E_{00})_1^*>(\Delta E_{00})_2^*$ olduğu görüldü.

Tablo 21. Grup Z-S için ikili karşılaştırmalar

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	$L_0 - L_1$	.77600	.22026	.06965	.61843	.93357	11.141	9	.000*
Pair 2	$L_0 - L_2$	.56300	.16378	.05179	.44584	.68016	10.871	9	.000*
Pair 3	$L_1 - L_2$	-.21300	.22376	.07076	-.37307	-.05293	-3.010	9	.015*
Pair 4	$a_0 - a_1$	.50800	.08702	.02752	.44575	.57025	18.460	9	.000*
Pair 5	$a_0 - a_2$	.13400	.11345	.03588	.05284	.21516	3.735	9	.005*
Pair 6	$a_1 - a_2$	-.37400	.05777	.01827	-.41533	-.33267	-20.471	9	.000*
Pair 7	$b_0 - b_1$	-.66200	.52495	.16600	-1.03753	-.28647	-3.988	9	.003*
Pair 8	$b_0 - b_2$	-.67500	.70248	.22214	-1.17752	-.17248	-3.039	9	.014*
Pair 9	$b_1 - b_2$	-.01300	.75846	.23985	-.55557	.52957	-.054	9	.958
Pair 10	$\Delta E_1 - \Delta E_2$	.24800	.24648	.07794	.07168	.42432	3.182	9	.011*

Grup Z-S grubuna ait örneklerin $b_1^*-b_2^*$ ($p=0.958$) dışındaki diğer karşılaştırmalar arasında anlamlı fark bulundu ($p<0.05$). Ortalama değerlere bakıldığında, $L_1^*<L_2^*$, $a_1^*<a_2^*$, $b_0^*<b_1^*$, $b_0^*<b_2^*$, $b_1^*<b_2^*$; $L_0^*>L_1^*$, $L_0^*>L_2^*$, $a_0^*>a_1^*$, $a_0^*>a_2^*$, $(\Delta E_{00})_1^*>(\Delta E_{00})_2^*$ olduğu görüldü.

Tablo 22. Grup H-S için ikili karşılaştırmalar

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	$L_0 - L_1$	-.98600	.18775	.05937	-1.12031	-.85169	-16.607	9	.000*
Pair 2	$L_0 - L_2$	-1.16300	.29185	.09229	-1.37178	-.95422	-12.601	9	.000*
Pair 3	$L_1 - L_2$	-.17700	.32507	.10279	-.40954	.05554	-1.722	9	.119
Pair 4	$a_0 - a_1$	.77700	.12302	.03890	.68900	.86500	19.973	9	.000*
Pair 5	$a_0 - a_2$	.44200	.08470	.02678	.38141	.50259	16.503	9	.000*
Pair 6	$a_1 - a_2$	-.33500	.12012	.03798	-.42093	-.24907	-8.820	9	.000*
Pair 7	$b_0 - b_1$	-1.16500	.48003	.15180	-1.50839	-.82161	-7.675	9	.000*
Pair 8	$b_0 - b_2$	-2.03500	.56193	.17770	-2.43698	-1.63302	-11.452	9	.000*
Pair 9	$b_1 - b_2$	-.87000	.54813	.17333	-1.26211	-.47789	-5.019	9	.001*
Pair 10	$\Delta E_1 - \Delta E_2$	-.20900	.25449	.08048	-.39105	-.02695	-2.597	9	.029*

Grup H-S grubuna ait örneklerin $L_1^*-L_2^*$ ($p=0.119$) dışındaki diğer tüm karşılaştırmaları arasında anlamlı farklar bulundu ($p<0.05$). Ortalama değerlere bakıldığında, $L_1^*<L_2^*$, $a_1^*<a_2^*$, $b_0^*<b_1^*$, $b_0^*<b_2^*$, $b_1^*<b_2^*$, $L_0^*<L_1^*$, $L_0^*<L_2^*$, $(\Delta E_{00})_1^*<(\Delta E_{00})_2^*$; $a_0^*>a_1^*$, $a_0^*>a_2^*$ olduğu görüldü.

Tablo 23. Grup T-S için ikili karşılaştırmalar

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	$L_0 - L_1$	5.85100	.24319	.07690	5.67703	6.02497	76.081	9	.000*
Pair 2	$L_0 - L_2$	3.67800	.31166	.09855	3.45506	3.90094	37.320	9	.000*
Pair 3	$L_1 - L_2$	-2.17300	.32115	.10156	-2.40273	-1.94327	-21.397	9	.000*
Pair 4	$a_0 - a_1$	.69900	.10203	.03226	.62601	.77199	21.665	9	.000*
Pair 5	$a_0 - a_2$	.59500	.10179	.03219	.52218	.66782	18.485	9	.000*
Pair 6	$a_1 - a_2$	-.10400	.14562	.04605	-.20817	.00017	-2.258	9	.050
Pair 7	$b_0 - b_1$	5.00300	.41301	.13061	4.70755	5.29845	38.306	9	.000*
Pair 8	$b_0 - b_2$	3.64100	.61954	.19592	3.19781	4.08419	18.584	9	.000*
Pair 9	$b_1 - b_2$	-1.36200	.45594	.14418	-1.68816	-1.03584	-9.446	9	.000*
Pair 10	$\Delta E_1 - \Delta E_2$	1.78000	.23462	.07419	1.61217	1.94783	23.992	9	.000*

Grup T-S grubuna ait örneklerin $a_1^* - a_2^*$ ($p=0.050$) dışındaki diğer tüm karşılaştırmalar arasında anlamlı farklar bulundu ($p<0.001$). Ortalama değerlere bakıldığında, $L_0^* > L_1^*$, $L_0^* > L_2^*$, $a_0^* > a_1^*$, $a_0^* > a_2^*$, $b_0^* > b_1^*$, $b_0^* > b_2^*$, $(\Delta E_{00})_1^* > (\Delta E_{00})_2^*$; $L_1^* < L_2^*$, $a_1^* < a_2^*$, $b_1^* < b_2^*$ olduğu görüldü.

Tablo 24. Grup AT-S için ikili karşılaştırmalar

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	$L_0 - L_1$	6.99100	.28458	.08999	6.78742	7.19458	77.684	9	.000*
Pair 2	$L_0 - L_2$	3.65800	.28801	.09108	3.45197	3.86403	40.164	9	.000*
Pair 3	$L_1 - L_2$	-3.33300	.28578	.09037	-3.53743	-3.12857	-36.882	9	.000*
Pair 4	$a_0 - a_1$	.57800	.07642	.02417	.52333	.63267	23.918	9	.000*
Pair 5	$a_0 - a_2$	.48600	.08435	.02667	.42566	.54634	18.219	9	.000*
Pair 6	$a_1 - a_2$	-.09200	.09307	.02943	-.15858	-.02542	-3.126	9	.012*
Pair 7	$b_0 - b_1$	3.53100	.46143	.14592	3.20091	3.86109	24.198	9	.000*
Pair 8	$b_0 - b_2$	2.93400	.60709	.19198	2.49971	3.36829	15.283	9	.000*
Pair 9	$b_1 - b_2$	-.59700	.50193	.15872	-.95606	-.23794	-3.761	9	.004*
Pair 10	$\Delta E_1 - \Delta E_2$	2.25000	.18892	.05974	2.11486	2.38514	37.663	9	.000*

Grup AT-S grubuna ait verilerin tüm karşılaştırmaları arasında anlamlı olarak farklar bulundu ($p < 0.05$). Ortalama değerlere bakıldığında, $L_0^* > L_1^*$, $L_0^* > L_2^*$, $a_0^* > a_1^*$, $a_0^* > a_2^*$, $b_0^* > b_1^*$, $b_0^* > b_2^*$, $(\Delta E_{00})_1^* > (\Delta E_{00})_2^*$; $L_1^* < L_2^*$, $a_1^* < a_2^*$, $b_1^* < b_2^*$ olduğu görüldü.

Tablo 25. Grup Z-O için ikili karşılaştırmalar

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	$L_0 - L_1$	.16400	.39753	.12571	-.12037	.44837	1.305	9	.224
Pair 2	$L_0 - L_2$	-2.91400	.45860	.14502	-3.24206	-2.58594	-20.093	9	.000*
Pair 3	$L_1 - L_2$	-3.07800	.33333	.10541	-3.31645	-2.83955	-29.201	9	.000*
Pair 4	$a_0 - a_1$	.41500	.06468	.02045	.36873	.46127	20.290	9	.000*
Pair 5	$a_0 - a_2$	.64500	.10690	.03380	.56853	.72147	19.080	9	.000*
Pair 6	$a_1 - a_2$	.23000	.07746	.02449	.17459	.28541	9.390	9	.000*
Pair 7	$b_0 - b_1$	-.29600	.39554	.12508	-.57895	-.01305	-2.366	9	.042*
Pair 8	$b_0 - b_2$	-1.33300	.64005	.20240	-1.79087	-.87513	-6.586	9	.000*
Pair 9	$b_1 - b_2$	-1.03700	.57872	.18301	-1.45099	-.62301	-5.666	9	.000*
Pair 10	$\Delta E_1 - \Delta E_2$	-1.63100	.26631	.08421	-1.82151	-1.44049	-19.367	9	.000*

Grup Z-O grubuna ait örneklerin $L_0^* - L_1^*$ ($p = 0.224$) dışındaki diğer tüm karşılaştırmaları anlamlı olarak farklı bulundu ($p < 0.05$). Ortalama değerlere bakıldığında, $L_0^* > L_1^*$, $a_0^* > a_1^*$, $a_0^* > a_2^*$, $a_1^* > a_2^*$; $L_0^* < L_2^*$, $L_1^* < L_2^*$, $b_0^* < b_1^*$, $b_0^* < b_2^*$, $b_1^* < b_2^*$, $(\Delta E_{00})_1^* < (\Delta E_{00})_2^*$ olduğu görüldü.

Tablo 26. Grup H-O için ikili karşılaştırmalar

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	$L_0 - L_1$	-1.36900	.28180	.08911	-1.57059	-1.16741	-15.363	9	.000*
Pair 2	$L_0 - L_2$	-3.69300	.50436	.15949	-4.05380	-3.33220	-23.155	9	.000*
Pair 3	$L_1 - L_2$	-2.32400	.29232	.09244	-2.53311	-2.11489	-25.141	9	.000*
Pair 4	$a_0 - a_1$	.74900	.11180	.03535	.66902	.82898	21.186	9	.000*
Pair 5	$a_0 - a_2$	.88900	.09632	.03046	.82010	.95790	29.188	9	.000*
Pair 6	$a_1 - a_2$	.14000	.07165	.02266	.08875	.19125	6.179	9	.000*
Pair 7	$b_0 - b_1$	-1.25700	.35824	.11328	-1.51327	-1.00073	-11.096	9	.000*
Pair 8	$b_0 - b_2$	-2.62500	.42906	.13568	-2.93193	-2.31807	-19.347	9	.000*
Pair 9	$b_1 - b_2$	-1.36800	.52605	.16635	-1.74431	-.99169	-8.224	9	.000*
Pair 10	$\Delta E_1 - \Delta E_2$	-1.58900	.13609	.04304	-1.68635	-1.49165	-36.922	9	.000*

Grup H-O grubu için tüm ikili karşılaştırmalar arasında anlamlı farklar bulundu ($p < 0.001$). Ortalama değerlere bakıldığında $a_0^* > a_1^*$, $a_0^* > a_2^*$, $a_1^* > a_2^*$; $L_0^* < L_1^*$, $L_0^* < L_2^*$, $L_1^* < L_2^*$, $b_0^* < b_1^*$, $b_0^* < b_2^*$, $b_1^* < b_2^*$, $(\Delta E_{00})_1^* < (\Delta E_{00})_2^*$ olduğu görüldü.

Tablo 27. Grup T-O için ikili karşılaştırmalar

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	$L_0 - L_1$	5.13400	.39399	.12459	4.85216	5.41584	41.207	9	.000*
Pair 2	$L_0 - L_2$	-.91300	.37792	.11951	-1.18335	-.64265	-7.640	9	.000*
Pair 3	$L_1 - L_2$	-6.04700	.32575	.10301	-6.28003	-5.81397	-58.703	9	.000*
Pair 4	$a_0 - a_1$	.62700	.10371	.03280	.55281	.70119	19.117	9	.000*
Pair 5	$a_0 - a_2$	1.03900	.07187	.02273	.98759	1.09041	45.715	9	.000*
Pair 6	$a_1 - a_2$	.41200	.07857	.02485	.35579	.46821	16.582	9	.000*
Pair 7	$b_0 - b_1$	5.15200	.19188	.06068	5.01474	5.28926	84.908	9	.000*
Pair 8	$b_0 - b_2$	.72100	.22178	.07013	.56235	.87965	10.280	9	.000*
Pair 9	$b_1 - b_2$	-4.43100	.28439	.08993	-4.63444	-4.22756	-49.271	9	.000*
Pair 10	$\Delta E_1 - \Delta E_2$	3.50500	.25748	.08142	3.32081	3.68919	43.048	9	.000*

Grup T-O grubu için tüm ikili karşılaştırmalar arasında anlamlı farklar bulundu ($p < 0.001$). Ortalama değerlere bakıldığında, $L_0^* > L_1^*$, $a_0^* > a_1^*$, $a_0^* > a_2^*$, $a_1^* > a_2^*$, $b_0^* > b_1^*$, $b_0^* > b_2^*$, $(\Delta E_{00})_1^* > (\Delta E_{00})_2^*$; $L_0^* < L_2^*$, $L_1^* < L_2^*$, $b_1^* < b_2^*$ olduğu görüldü.

Tablo 28. Grup AT-O için ikili karşılaştırmalar

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	$L_0 - L_1$	6.23100	.30241	.09563	6.01467	6.44733	65.156	9	.000*
Pair 2	$L_0 - L_2$	-.62500	.45224	.14301	-.94851	-.30149	-4.370	9	.002*
Pair 3	$L_1 - L_2$	-6.85600	.40200	.12712	-7.14357	-6.56843	-53.932	9	.000*
Pair 4	$a_0 - a_1$	.58300	.08895	.02813	.51937	.64663	20.726	9	.000*
Pair 5	$a_0 - a_2$	.93600	.04858	.01536	.90125	.97075	60.928	9	.000*
Pair 6	$a_1 - a_2$	.35300	.08247	.02608	.29401	.41199	13.536	9	.000*
Pair 7	$b_0 - b_1$	3.97400	.47514	.15025	3.63410	4.31390	26.449	9	.000*
Pair 8	$b_0 - b_2$	.84600	.45603	.14421	.51978	1.17222	5.867	9	.000*
Pair 9	$b_1 - b_2$	-3.12800	.75107	.23751	-3.66528	-2.59072	-13.170	9	.000*
Pair 10	$\Delta E_1 - \Delta E_2$	3.74300	.36485	.11537	3.48201	4.00399	32.442	9	.000*

Grup AT-O grubuna ait örneklerin tüm değerlerinin ikili karşılaştırmaları arasında anlamlı farklar bulundu ($p < 0.05$). Ortalama değerlere bakıldığında, $L_0^* < L_2^*$, $L_1^* < L_2^*$, $b_1^* < b_2^*$; $L_0^* > L_1^*$, $a_0^* > a_1^*$, $a_0^* > a_2^*$, $a_1^* > a_2^*$, $b_0^* > b_1^*$, $b_0^* > b_2^*$, $(\Delta E_{00})_1^* > (\Delta E_{00})_2^*$ olduğu görüldü.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Çalışmamızda farklı renk rezin simanlar uygulanmış MZ restorasyonların, implant üstü protezlerde kullanılan titanyum, anodize titanyum, zirkonya ve hibrit dayanaklar ile birlikte renk değerleri ölçülüp in vitro olarak değerlendirilmiştir. Bu çalışma; yeni nesil MZ'nin simantasyonunda kullanılacak uygun siman rengi ve uygun dayanak materyali belirlenmesinde hekimlere rehberlik edebilecek veriler elde etmeyi amaçlamıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre; uygulanan siman rengi ve dayanak materyali çeşidinin implant üstü restorasyonların optik özelliklerini anlamlı düzeyde etkilediği görülmüştür ($p<0.001$).

Elde edilen bulgular doğrultusunda 'Farklı dayanak tiplerini kullanmak implant üstü protezlerde final restorasyon rengini etkileyecektir' olarak belirlenen birinci sıfır hipotezi kabul edilmiştir. Yapılan ölçümler sonucunda tüm gruplarda renk değişimi gerçekleşmiştir. Veneer gruplarını değerlendirdiğimizde; en düşük (ΔE_{00}^*)₁ değeri Grup Z-Tr'de; en yüksek (ΔE_{00}^*)₁ değeri ise Grup AT-S'de tespit edilmiş olup tüm gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0.05$).

'Farklı renkte rezin siman kullanılması MZ'nin farklı dayanaklar üzerindeki final rengini etkileyecektir' olarak belirlenen ikinci sıfır hipotezi kabul edilmiştir. Opak renk siman uygulanan MZ örneklerin Grup T ve Grup AT arasındaki (ΔE_{00}^*)₂ değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p=0.215$). Diğer tüm gruplar arasında farklı renk rezin siman uygulanması istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar göstermiştir ($p<0.05$).

Klinik olarak başarılı bir renk uyumu, estetik diş restorasyonunun başarısında önemli bir faktördür (187). Varılmak istenen estetik sonuç yapılan restorasyonun final rengi ve doğal diş görünümüne yakınlığı ile değerlendirilmektedir. Başarılı bir estetik, renk algısı, ortam aydınlatması, doğal diş ve restorasyon yüzeylerinin yüzey şekilleri ve yapısal özellikleri, seramik ve siman ışık etkileşimleri, hekim-laboratuvar iletişimi gibi pek çok faktörden etkilenmektedir (12). İdeal bir estetik görünüm için, kullanılacak seramiğe bağlı renk, opasite, floresans ve ışık geçirgenliği özellikleri, seramik kalınlığı, fırınlama sayısı gibi değişkenlerle birlikte destek dişin veya dayanağın rengi, simanın optik özellikleri, kalınlığı ve rengi gibi faktörlerin de göz önünde bulundurulması gerekmektedir (12, 188, 189).

İmplant üstü sabit protetik tedavilerde istenilen estetiğin sağlanabilmesi için kullanılan dayanak materyalinin implant çevresindeki yumuşak dokular ve doğal diş ile uyumlu olması gerekir. Bunun için estetik bölgedeki dayanak seçiminde; implantların

konumu, açısı, mukogingival estetik, dişeti kalınlığı, hastanın gülme hattı, protetik restorasyon materyalinin çeşidi ve ekonomik faktörler göz önünde bulundurulmalıdır (84). İmplant üstü restorasyonlarda; titanyum ve seramik dayanaklar günümüzde tercih edilen dayanak çeşitleridir. Optik özellikleri karşılaştırıldığında seramik dayanaklar titanyum dayanaklara göre daha üstündür. Seramik dayanakların translusensi özellikleri; doğal diş ile uyumlu optik özelliklere sahip estetik restorasyonlar yapılmasına olanak tanır (190–192). Ancak bazı mekanik dezavantajlarından dolayı; ti-base denilen metal bir ara parça üzerine LDS veya zirkonya yapıların simante edilmesiyle elde edilen hibrit dayanak konseptini ortaya çıkarmıştır (22, 23, 116).

Düşük maliyetli, klinik ve laboratuvar aşaması kolay olan titanyum dayanakların (109) estetik bölgede hazırlanan restorasyonlarda kullanılmasının doğal dişin optik özellikleri ile istenilen estetik uyumu karşılayamayacağını bildiren çalışmalar mevcuttur (14, 15). Titanyum dayanağın başka bir dezavantajı ise peri-implant mukozada estetiği olumsuz yönde etkileyecek grimsi bir renk değişikliğine sebep olabilmesidir (14, 17, 91). Jung ve ark. (91); metal (titanyum ve döküm altın alaşımı) ve alumina dayanaklar çevresindeki mukozadaki renk değişimini, spektrofotometre kullanarak değerlendirmişlerdir. Alumina dayanakların üst yapısında alumina seramikler, metal dayanakların üst yapısında ise metal-seramik restorasyonlar kullanılmıştır. Araştırmacılar metal dayanakların çevresindeki renk değişiminin ($\Delta E^*=5.2$), alumina dayanaklara ($\Delta E^*=3.14$) göre daha fazla olduğunu belirtmişlerdir.

Titanyum dayanakların peri-implant mukozadaki renk değişimini önlemek için elektrokimyasal anodizasyon yöntemleri kullanılmaya başlanmıştır. Bu yöntem ile titanyumun mekanik özellikleri aynı kalırken; biyouyumluluğunu sağlayan oksit katmanı kalınlaştırılabilir. Oksit tabakası kalınlaştırıldığında, ışık geçiş efektleri, protetik diş hekimliğinde yararlı olabilecek, dental yapılar ile uyumlu bir renk değişikliği üretir (96). Anodizasyon ile elde edilen sarı rengin, diş eti dokularında, implant bileşenlerinin estetiğini artırmada faydalı renklerden biri olduğu rapor edilmiştir (96, 193).

Çalışmalar (14, 194–196) incelendiğinde, estetik bölgeye uygulanacak bir implant üstü restorasyonda dayanak materyali seçiminin restorasyonun estetik başarısında önemli derecede etkili olduğu görülmektedir. Bu nedenle güncel olarak kullanılan titanyum dayanak ile estetik alternatif oluşturabilecek dayanak materyallerinin restorasyonun optik özelliklerine etkisinin araştırıldığı çalışmamızda; titanyum, zirkonya, hibrit (ti-base +LDS)

ve anodize titanyum (sarı renk) dayanaklar kullanılmıştır. Veneerlerin dayanaklar üzerindeki kolorimetrik ölçümler sonucu $(\Delta E_{00}^*)_1$ değerleri 0.49-5.50 birim arasında değişiklik göstermiştir. En düşük $(\Delta E_{00}^*)_1$ değeri Grup Z’de görülmüştür. En yüksek $(\Delta E_{00}^*)_1$ değerleri Grup T-Tr [$(\Delta E_{00}^*)_1=4.54$], Grup AT-S [$(\Delta E_{00}^*)_1=5.50$] ve Grup AT-O [$(\Delta E_{00}^*)_1=5.17$]’da elde edilmiştir. Bu değerler klinik olarak ‘algılanabilir’ ve ‘kabul edilebilir’ $0.8 < \Delta E_{00}^* < 1.8$ eşik değerinin üstündedir. Algılanabilir renk değişim eşığının altındaki $(\Delta E_{00}^*)_1$ değerleri, Grup Z-Tr ve Grup Z-O’da, ‘kabul edilebilir’ $(\Delta E_{00}^*)_1$ renk değişim değerleri ise Grup Z-S, Grup H-Tr, Grup H-S ve Grup H-O’da tespit edilmiştir.

Dede ve ark.; implant dayanak materyalinin orta opasite ve yüksek translusent LDS seramik, alumina seramik ve zirkonya dahil olmak üzere farklı seramik kron sistemlerinin rengi üzerindeki etkisini değerlendirmiştir. Çalışmada, titanyum üzerindeki LDS seramikler için ‘kabul edilebilir’ eşığın üzerinde sonuçlar gözlenmiş ve zirkonyanın implant destekli seramik restorasyonlar için daha uygun bir dayanak materyali olabileceği bildirilmiştir (194). Benzer şekilde Arif ve ark., üç farklı dayanak ve üç farklı seramik sistemi ile yaptığı çalışmada, titanyum dayanak üzerindeki monolitik ve tabakalı LDS seramiklerin yanı sıra tabakalı zirkonya seramiklerinin ‘algılanabilir’ renk farklılıklarına yol açtığını, zirkonya dayanakların veya opak uygulanan titanyum dayanakların üzerinde ise klinik olarak ‘kabul edilebilir’ renk değişimine yol açtığını bildirmişlerdir (197).

Martinez-Rus ve ark., titanyum, anodize titanyum (pembe ve altın rengi) ve zirkonya dayanakların implant destekli LDS tek kronların optik sonucu üzerindeki etkisini değerlendirmiştir. Yazarlar, tüm implant dayanak materyallerinin kontrol grubuna göre, restorasyonda gözle görülür renk farklılıklarına yol açtığını bulmuşlardır. Bununla birlikte, zirkonya dayanaklar en düşük ΔE^* değerlerini göstermiştir. Bu çalışmanın bulguları zirkonyanın iyi renk eşleştirme kabiliyetini sağladığı yönündeki bulguları desteklemiştir (198). Zirkonyanın çeşitli yüzeyler üzerindeki renk maskeleyme kabiliyetini değerlendiren başka bir çalışmada, Tabatabaian ve ark., üç farklı kor malzemenin (baz metal alaşımı, kıymetsiz altın renkli alaşım ve zirkonya seramik) 0.5 mm’lik zirkonyanın rengi üzerindeki etkisini değerlendirmiş ve kor materyali olarak kullanılan zirkonyanın diğer iki materyal üzerindeki estetik avantajlarını göstermişlerdir (199).

Jirajariyavej ve ark. (200); implant dayanak materyali ve seramik kalınlığının optik özelliklere etkisi hakkında yaptıkları araştırmada; 3 farklı seramik materyali (e-max CAD, Empress CAD, Vita Suprinity) 4 farklı kalınlık (1 mm, 1.5 mm, 2 mm, 2.5 mm) ve 3 farklı

dayanak materyali (titanyum, beyaz zirkonya, sarı zirkonya) kullanmıştır. Seramik kalınlığı ve dayanak materyali çeşitleri ΔE^* değerlerini önemli ölçüde etkilemiştir. Sonuç olarak 2.5 mm kalınlığındaki cam seramiğin, sarı zirkonya dayanak üzerinde klinik olarak ‘kabul edilebilir’ renk farklılığı oluşturduğu bulunmuştur.

Oh ve ark (201); dayanak renginin, seramik kalınlığının ve koping çeşidinin zirkonya tam seramik restorasyonların final rengi üzerindeki etkisini araştırdığı bir çalışmada; 1 ve 1.5 mm kalınlıktaki üç farklı zirkonya (Lava, Cercon ve Zirkon Zahn) alt yapı örnekler kullanmıştır. Seramik kalınlığının, dayanak renginin ve koping tipinin; üç farklı zirkonya restorasyonun final rengi üzerinde önemli etkileri olduğu gösterilmiştir.

Günümüzde protetik restorasyonlar ile doğal estetik görüntüyü elde edebilmek için çeşitli materyal ve teknikler geliştirilmiştir. 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 (202). Bu sebeple estetik özellikleri; yapısına, üretim aşamasına ve çevresel faktörlere bağlı olarak değişkenlik gösteren çok çeşitli seramik materyalleri piyasaya sürülmüştür (184). 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 (74, 203–205).

İmplant destekli restorasyonlar için kullanılan başlıca seramik materyalleri iki kategoriye ayrılabilir: zirkonya esaslı seramikler ve cam seramikler. LDS seramiğin implant üstü sabit protezlerde endikasyonu bulunmaktadır (206–208). MZ’nin kırılma dayanımını diğer yüksek dayanıklılığa sahip seramikler ile karşılaştıran çalışmalar; MZ’nin kırılma dayanımının LDS cam seramiklerden ve veneerlenmiş zirkonya restorasyonlardan çok daha yüksek olduğunu ve 1 mm kalınlığındaki MZ’nin kırılma dayanımının metal destekli seramik kronlar ile benzer olduğunu bildirmiştir (209). Literatüre bakıldığında CAD/CAM ile üretilen tam seramiklerin mekanik ve optik özelliklerini inceleyen çalışmalarda çok çeşitli tam seramik ve zirkonya materyalleri kullanılmıştır. Bununla birlikte, güncel olarak üretilen, estetik özellikleri iyileştirilmiş ve klinik kullanımı yaygınlaşmakta olan yeni nesil MZ’nin implant restorasyonları için kullanılabilmesine rağmen, implant dayanak materyali ve

yapıştırma simanı gibi çeşitli diğer faktörlerin bu restorasyonların rengi üzerindeki etkisine dair çok az bilgi vardır. Bu tez çalışmasında, translusent (210), üstün biyouyumluluk ve yüksek mekanik özellikler (211) gibi avantajlara sahip olması nedeniyle MZ materyali (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent) kullanılmıştır.

İdeal bir estetik görünüm için, kullanılacak seramiğe bağlı renk, opasite, floresans ve ışık geçirgenliği özellikleri, seramik kalınlığı, fırınlama sayısı gibi değişkenlerle birlikte destek dişin veya dayanağın rengi, simanın optik özellikleri, kalınlığı ve rengi gibi faktörlerin de göz önünde bulundurulması gerekmektedir (12, 188, 189). Restorasyon kalınlığı ve materyalin translusensi oranı değiştirilmediğinde final rengi etkileyecek tek değişkenin rezin simanlar olduğu ortaya konmaktadır (212).

Tam seramik sistemlerin simantasyonunda biyouyumluluğu, renk seçenekleri, dişe bağlanma kuvvetinin yüksek oluşu, seramik yapıya desteklik sağlaması, ağız sıvılarından minimum etkilenmesi, minimal film kalınlığı gibi özellikleri sebebiyle rezin simanlar sıklıkla kullanılmaktadır (213–215). Kompozit yapıştırma simanları; restorasyonun mekanik özelliklerini iyileştirmek (216), restorasyonun altındaki rengi maskelemek (217) ve restorasyonun son rengini değiştirmek (218) için kullanılır. Porselen veneer kalınlığının 0.7 mm ve daha fazla olduğu durumlarda, ışıkla sertleşen rezin kompozitler tam polimerize olamamakta ve maksimum sertliklerine ulaşamamaktadırlar. Bu nedenle 0.7 mm ve daha fazla kalınlığa sahip restorasyonların simantasyonunda kendi kendine polimerize veya dual polimerize simanlar kullanılmaktadır (219).

Siman materyalinin, restorasyonun final rengi üzerinde önemli etkisi olduğu birçok çalışmada vurgulanmıştır (96, 220, 221). Yapılan bir çalışmada restorasyon kalınlığı 2 mm iken destek diş renginin, final renge etkisinin görülmediği; ancak restorasyon kalınlığı 1 mm ve 1.5 mm olduğunda ise ‘fark edilebilir’ renk değişikliği oluşturduğu belirtilmiştir (222). Bir diğer çalışmada ise; 1.5 mm kalınlıkta restorasyon kullanıldığında, oluşacak renk farkının yalnız renk ölçüm cihazlarında tespit edilebildiği, kalınlık 1 mm’ye indirildiğinde ise farkın gözle ayırt edilebilir hale geldiğini gösterilmiştir (26).

Tabatabaian ve ark; çinko fosfat siman (Zinc Phosphate), geçici siman (Temp-Bond), cam iyonomer siman (GC Gold Label) ve rezin siman (Panavia F 2.0) ile simantasyon sonrası karşılaştırıldığında zirkonya seramiğinin (Luminesse High Strength) rengine algılanabilir farklılıklara yol açtığını bildirmiştir (223).

Çalışmamızda; IPS e.max ZirCAD restorasyonları için üretici tarafından önerilen siman olarak SpeedCem Plus (Ivoclar Vivadent) seçilmiştir. SpeedCem Plus, isteğe bağlı ışıqla sertleştirme kapasitesine sahip, kendinden adeziv ve kendiliğinden sertleşen bir rezin simandır. Kendiliğinden sertleşme kapasitesi nedeniyle, siman özellikle zirkonya ve metal seramikler gibi daha opak restorasyonlar için avantajlıdır. Formülasyonu, bu tip restoratif materyallerin ve implant üstü restorasyonların simantasyonu için optimize edilmiştir (224). Bu çalışmada kullanılan siman; farklı translusentlik seviyelerine sahip şeffaf, sarı ve opak olarak üç çeşittir. Şeffaf, en yüksek düzeyde translusensiye sahip iken, opak siman en düşük miktarda translusenttir.

Çalışmamızın sonucunda MZ restorasyonların farklı renk rezin siman materyali ile simantasyonu sonucunda restorasyonun final optik özelliklerini farklı etkilediği tespit edilmiştir. Tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p<0.05$). En az renk değişimi Grup Z-S'de $[(\Delta E_{00}^*)_2=0.68]$, en fazla renk değişimi ise Grup T-Tr'de $[(\Delta E_{00}^*)_2=4.26]$ görülmüştür. Grup Z-S algılanabilir eşiğin altında renk değişimi göstermiştir. Klinik olarak 'kabul edilebilir' renk değişiminin görüldüğü gruplar; Grup Z-Tr, Grup Z-S, Grup H-S, Grup T-O ve Grup AT-O'dur. Bu bulgulardan yola çıkarak, siman uygulanmadan önce kabul edilebilir eşiğin üzerinde olan Grup T ve Grup AT; titanyum-opak siman ve anodize titanyum-opak siman konfigürasyonları ile elde edilen final rengin, 'klinik olarak kabul edilebilir' seviyede olduğu söylenebilir. Bu sonuç, incelenen dayanak materyalleri çeşitlilik gösterse de farklı implant dayanaklarının, restorasyonun final estetik görüntüsü üzerinde önemli etkiye sahip olduğunu bildiren daha önceki çalışmalar (14) ile uyumludur.

Dede ve ark. (14); implant dayanak materyallerinin ve yapıştırma simanlarının LDS'nin rengi üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmada, üç çeşit dayanak (zirkonya, altın-paladyum ve titanyum), üç renk siman (0.2 mm) (translulent, universal ve beyaz opak) ve 1.5 mm kalınlıkta LDS restorasyon materyali kullanmışlardır. Bu çalışmada en düşük ΔE^* değeri zirkonya dayanak-universal siman ($\Delta E^*=1.81$), en yüksek ΔE^* değeri titanyum dayanak-universal siman ($\Delta E^*=4.58$), konfigürasyonlarında görülmüştür. Çalışmada beyaz opak siman titanyum dayanağın meydana getirdiği renk değişimini azaltmış ve klinik olarak 'kabul edilebilir' sınırlara getirmiştir ($\Delta E^*=3.39$). Genel olarak, titanyum arka plan tüm seramikler için en yüksek renk değişim değerlerine neden olurken, en düşük renk değişimine zirkonya arka plan neden olmuştur. Bu çalışmada çalışmamızdan farklı veneer materyali ve

farklı kalınlık kullanılmıştır. Bu alışmada ΔE_{00}^* formülü kullanılmamış olmasına rağmen değerleri oranladığımızda çalışmamızda en düşük renk değişimi benzer olarak Grup Z-S’de $[(\Delta E_{00}^*)_2=0.68]$ görülmüştür. Titanyum dayanağın zirkonya örnek üzerindeki renk değişimi $(\Delta E_{00}^*)_1=5.38$ iken opak siman ile $(\Delta E_{00}^*)_2=1.55$ olarak hesaplanmıştır. Bu çalışmaya benzer olarak opak siman titanyum dayanak üzerinde daha düşük renk değişimine sebep olmuştur. Bu, beyaz opak simanın titanyum dayanağın koyu yansımasını (rengi) maskelemek için yardımcı olabileceğini göstermektedir.

Kılınç ve ark. (195); farklı dayanak materyallerinin implant destekli tam seramik restorasyonların final rengine etkilerini değerlendirdiği çalışmada; 1.5 mm kalınlığındaki MZ’nin rezin siman ile birlikte titanyum, opak uygulanmış titanyum, anodize sarı titanyum ve zirkonya dayanak üzerinde spektrofotometre ile ölçümlerini yapmışlardır. Çalışmada anodize sarı ($\Delta E^*=1.75$) ve opak uygulanmış titanyum ($\Delta E^*=2.44$) dayanak konfigürasyonları ile oluşan restorasyonun final rengi, ‘klinik olarak kabul edilebilir’ seviyede tespit edilmiştir. Opak uygulanmamış titanyum grubu ise ($\Delta E^*=5.01$), en yüksek renk değişimi ile sonuçlanmış ve klinik kabul edilebilirlik eşiğini aşmıştır. Bu çalışmada da çalışmamıza benzer olarak zirkonya kalınlığı sabit tutulmuş ve örnekler arasında rezin siman kullanılmıştır. Ancak kullanılan rezin siman rengi değiştirilmemiştir. Çalışmamızda farklı olarak farklı rezin siman renkleri de değerlendirilmiş ve daha kapsamlı sonuçlar elde edilmiştir. Çalışmamızda aynı dayanak eşitleri için sonuçları karşılaştırmak istersek; Grup T-Tr için $(\Delta E_{00}^*)_2=4.26$ ve Grup AT-Tr için $(\Delta E_{00}^*)_2=3.6$ olarak bulunmuştur. ΔE_{00}^* değerlerinin yüksek olması zirkonya örnek kalınlığının 1 mm olması ve translusensi farklılığından kaynaklanabilir. Aynı dayanak grupları veneer örneklerle farklı renkte siman uygulanmasıyla klinik olarak ‘kabul edilebilir’ sonuçlar elde edilmiştir [Grup T-O ($\Delta E_{00}^*)_2=1.55$ ve Grup AT-O ($\Delta E_{00}^*)_2=1.43$].

Chongkavinit ve ark. (225); yaptıkları çalışmada yüksek translusensideki CAD/CAM restorasyonların (IPS e.max CAD, IPS Empress CAD, Vita Suprinity PC) kalınlığının (1 mm, 1.5 mm ve 2 mm) ve siman renginin (sarı ve translusent); titanyum, sarı zirkonya ve beyaz zirkonya dayanaklar üzerinde final rengine etkisini incelemişlerdir. Minimum 1.5 mm kalınlıktaki restorasyonlarda rezin siman ile birlikte ‘kabul edilebilir’ renk değişimi olduğunu tespit etmişlerdir. Sadece A1 ve A3 rengineki Empress örneklerde ise 2 mm kalınlıktaki seramik materyalin, sarı zirkonya dayanağı maskelediğini ve bu kalınlıkta siman renginin final rengini etkilemediğini bildirmişlerdir. A1 renk e.max, empress, vita suprinity

sarı siman ve titanyum dayanak kombinasyonlarının renk değişim değerlerini sırasıyla $\Delta E^*=3.9$, $\Delta E^*=1.96$, $\Delta E^*=3.31$ olarak bildirmişlerdir. Çalışmamızda ise titanyum dayanak ve sarı siman kombinasyonunda MZ materyalinin ΔE_{00}^* değerleri bu çalışmadaki ΔE^* değerleriyle oranlandığında empess ve vita supernity materyallerine göre daha yüksek, e.max materyaline göre daha düşük çıkmıştır.

Chang ve ark. (226); çeşitli rezin bazlı kompozit simanların (Variolink II, Esthetic, Nexus II) ve bunların Empress ve Katana zirkonya kronların rengi üzerindeki etkilerini ve optik özelliklerini araştırdığı çalışmada, test edilen rezin simanların dayanak malzemesi (day materyali), siman ve seramik kron kombinasyonlarıyla ‘algılanabilir’ renk farklılıkları yarattığı sonucuna varmışlardır. Daha koyu dayanak üzerine yerleştirilen bir kronun rengini açmak için, opak veya beyazlatıcı bir renk simanın kullanılmasının istenen etkiyi sağlayacağı belirtilmiştir.

Tabatabaian ve ark. (227); A2 renk veneer porselen uygulanmış zirkonya bazlı restorasyonların (1.5 mm), A3.5 renkte kompozit rezin arka plan üzerinde üç farklı marka universal rezin siman (RelyX Unicem 2, Panavia SA Cement Plus ve NX3 Nexus) ile optik özelliklerini incelemişlerdir. Restorasyon ve arka plan arasındaki renk değişimi $\Delta E_2^*=3.7$ bulmuşlar ve simantasyon sonrası en düşük değeri PS ($\Delta E_3^*=3.5$), en yüksek değeri NN ($\Delta E_3^*=3.9$) için bildirmişlerdir. Rezin siman markasının renk uyumunda önemli farklılıklara yol açtığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda ise daha translusent yapıdaki MZ ve daha koyu renk arka plan olan titanyum tercih edilmiş ve oluşan renk farklılıkları bu çalışmaya oranla daha yüksek bulunmuştur.

Malkondu ve ark. (228); yüksek translusenside bir zirkonyanın (Ceramill Zolid; Amann Girschbach) üç farklı siman türünün (cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer ve rezin siman) ve seramik kalınlığının (0.6 ve 1 mm) zirkonyanın translusentliği ve renk değişimleri üzerindeki etkisini test etmiştir. Siman tipine bakılmaksızın siman uygulanmasından sonra renk değişikliği meydana geldiğini bildirmişlerdir. Ancak kullanılan siman tipleri, 0.6 mm kalınlığındaki rezin siman haricinde, ‘kabul edilemez’ renk değişikliklerine neden olmamıştır.

Bayındır ve Köseoğlu; çeşitli rezin siman tonlarının (Panavia V5 opak ve şeffaf) yüksek translusent zirkonyanın (Katana Yüksek Translusent, Kuraray) farklı kalınlıklarının (0.5-1-1.5-2 mm) translusensi ve renk değişimi üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Çalışmamızla benzer şekilde 1 mm kalınlığındaki numunelerde, opak simanda klinik olarak

uyumsuz bir renk değışikliğı ($\Delta E^*=5.98$), şeffaf simanda ise klinik olarak ‘kabul edilir’ renk değışikliğı ($\Delta E^*=2.59$) tespit etmişlerdir (229). Özetle, yüksek translusent zirkonya restorasyonların renk ve estetik sonuçları değerlendirilirken uygulayıcıların sadece altta yatan yapının rengini değil, seramiğın rengini ve kalınlığını, kullanılan simanın türünü ve rengini ve siman kalınlığı da dikkate alınmalıdır.

Vichi ve ark. (26); metalik olmayan iki opak postun ve yapıştırma simanının renginin ve kalınlığının tam seramik restorasyonlar üzerindeki optik etkilerini incelemişlerdir. Çalışmada lōsit içerikli seramik materyal (1 mm, 1.5 mm ve 2 mm), üç farklı renk ve iki farklı kalınlıkta rezin siman (beyaz, sarı ve kahverengi – 0.1 ve 0.2 mm) ve opak post materyali (zirkonya, karbon fiber ve deneysel seramik) kullanmışlardır. Kullanılan rezin siman renkleri kahverengi, sarı ve beyazdır. 1 mm’lik seramik kalınlığında tüm değışkenlerin gözle görülebilir farklılık yarattığını belirtmişlerdir. Siman kalınlığındaki farklılıkların (0.1 veya 0.2 mm) nihai sonucu etkileyebileceğı ancak rengi düzeltmek için bir prosedür olarak düşünölemeyeceğini belirtmişlerdir.

De Azevedo Cubas ve ark. (6); dentinin, yapıştırma simanlarının ve seramik kronların simöle edildiğı bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada farklı seramik markaları, farklı renk rezin siman ve koyu bir arka plan kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda seramik markası, yapıştırma ajanı, kalınlık ve bu üç değışkenin birbirleriyle etkileşiminin önemli ölçüde etkilendiğı gösterilmiştir. Opak siman kullanımı ile tüm örneklerde daha yüksek L^* , a^* ve b^* değeri sonucunu elde etmişlerdir.

Çalışmamız sonucunda elde edilen L^* değeri incelendiğinde gruplar arası anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir ($p<0.001$). L_1^* değeriinde sadece Grup H-S ile Grup H-O’da, L_2^* değeriinde ise Grup H-Tr ile Grup H-O ve Grup T-Tr ile Grup T-S arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). Sarı renk siman uygulanması sadece Grup T ve Grup AT arasında anlamlı fark oluşturmamıştır ($p=0.890$). İkili karşılaştırmalar sonucu elde edilen verilere göre, Grup H ve Grup Z-Tr hariç L_1^* değeri L_0^* değeriine göre anlamlı derecede azalmıştır ($p<0.05$). Grup Z-O’da L_1^* değeri L_0^* değeriine göre azalma göstermesine rağmen aralarında anlamlı farklılık yoktur ($p=0.224$). Titanyum ve anodize titanyum dayanaklar zirkonya örneklerin parlaklığını azaltmıştır. Zirkonya ve hibrit dayanak transparan siman uygulanmış MZ örneklerin parlaklığını artırırken titanyum ve anodize titanyum dayanaklar parlaklığı azaltmıştır. Sarı siman uygulanmış MZ örneklerin hibrit dayanak üzerinde parlaklığı artarken diğer dayanak çeşitleri üzerinde parlaklığı azalmıştır.

Opak siman uygulanmış MZ örneklerin tüm gruplarda parlaklığı anlamlı derecede artmıştır ($p<0.05$). Tüm gruplardaki L_2^* değeri L_1^* değerinden büyüktür. Grup H-S'de $L_2^*>L_1^*$ olsa da aralarında anlamlı derecede fark yoktur ($p=0.119$). Yani, siman uygulanması Grup H-S hariç tüm gruplarda restorasyonun parlaklığını anlamlı derecede arttırmıştır ($p<0.05$).

a^* değerleri incelendiğinde; gruplar arası anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir ($p<0.05$). Tüm dayanak grupları ile MZ örneklerin a_0^* değerleri anlamlı derecede azalmıştır ($p<0.001$). Siman uygulanmış MZ örneklerin a_2^* değerleri a_0^* değerlerine göre tüm dayanak grupları ile azalmıştır. Bu azalma Grup Z-Tr hariç ($p=0.910$) diğer tüm gruplarda anlamlı farklılık göstermiştir ($p<0.05$). Transparan ve sarı renk siman ile tüm dayanak gruplarında a_2^* değerleri a_1^* değerlerine göre yükselmiştir. Grup AT-Tr ($p=0.064$) ve Grup T-S ($p=0.05$)'deki yükselme anlamlı değilken diğer gruplarda anlamlı farklılık görülmüştür ($p<0.05$). Ancak simantasyon sonrası artan a_2^* değerleri, yine de a_0^* değerlerinden düşüktür. Opak renk siman, MZ örneklerin dayanak ile azalan a_1^* değerlerini daha da azaltmış yani restorasyon daha yeşil hale gelmiştir.

Zirkonya örneklerin b_0^* değerleri; zirkonya ve hibrit dayanak ile artarken, titanyum ve anodize titanyum dayanak ile azalmıştır. Grup Z-Tr'de $b_1^*>b_0^*$ olmasına rağmen aralarındaki farklılık anlamlı düzeyde değildir ($p=0.079$). Diğer gruplardaki b_0^* ve b_1^* değerleri arasında anlamlı farklılık görülmüştür ($p<0.05$). Titanyum ve anodize titanyum dayanaklar ise zirkonya örneklerin sarılığını anlamlı derecede azaltmışlardır ($p<0.001$). Grup Z'nin transparan siman ile b^* değeri azalırken, sarı ve opak siman ile b^* değerleri artmıştır ($p<0.05$). Transparan siman ile tüm gruplardaki b_2^* değerleri b_0^* ve b_1^* değerlerine göre azalmıştır. Bu azalma anodize titanyum grubundaki b_1^* ve b_2^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamsız ($p=0.054$) iken diğer dayanak gruplarında anlamlı farklılık göstermiştir ($p<0.05$). Sarı ve opak siman uygulanmış zirkonya örneklerin b_2^* değerleri b_0^* değerlerine göre zirkonya ve hibrit dayanaklar ile artarken, titanyum ve anodize titanyum dayanaklar ile azaltmıştır ($p<0.05$). b_1^* ve b_2^* değerleri incelendiğinde opak ve sarı siman tüm gruplardaki sarılığı arttırmıştır. Bu artış Grup Z-S ($p=0.958$) hariç anlamlı farklılık göstermiştir ($p<0.05$).

Bu tez çalışmasında kullanılan MZ örnekler pre-sinterize bloklardan elde edilmiştir. Tam sinterlenmiş zirkonya çok serttir ve frezelenebilmesi çok zordur. Bu tür PSZ gibi materyaller, frezeleme sırasında mekanik özelliklerini olumsuz etkileyebilecek stres ile indüklenen faz dönüşümü gösterebilirler (230). Bu nedenle frezelenmesi kolay daha

yumuşak parsiyel sinterize blokların frezeleme ardından sinterizasyonunun tamamlanması daha doğru bir yaklaşım olarak görülmektedir (45, 231).

Translusensi özelliğinin yanı sıra seramiğin kroması da restorasyonun final rengi üzerinde önemli bir faktördür. Al Ben Ali ve ark. (232); kroma artışının (HO özellikteki seramiklerde) alttaki diş yapısının etkisini azalttığını bildirmişler. Bu sebeple bu çalışmada Y-TZP esaslı aynı kroma ve translusensiye sahip tek tip (A1-LT) bloklar kullanılmıştır.

Tabatabaian ve ark. (233); MZ kalınlığının final renge etkisini araştırdıkları çalışmada iki farklı markada ve 3 farklı kalınlıkta (0.7 mm, 0.9 mm ve 1.1 mm) örnekler hazırlamıştır. Bu in vitro çalışmanın sınırlamaları dahilinde, MZ'nin kalınlığının final rengini etkilediği ve kabul edilebilir bir final rengi elde etmek için MZ'nin minimum 0.9 mm kalınlıkta olması gerektiği sonucuna ulaşılmıştır. Tabatabaian ve ark. (234) yaptıkları başka bir çalışmada ise; yüksek translusenside farklı kalınlıkta MZ'nin, farklı arka planlardaki renk uyumunu incelemişlerdir. Çalışma sonucunda minimum 1.1 mm kalınlığa sahip yüksek translusent MZ restorasyonların kabul edilebilir renk değişimine neden olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda da daha önceki çalışmalara (76, 195, 200, 225, 229) benzer şekilde MZ örneklerin kalınlığı 1 mm tutularak olası siman renginin final renge olan etkisi değerlendirilmeye çalışılmıştır. Üretici firma bu tip restorasyonların bukkal bölgedeki kalınlığının 1 mm olmasını yeterli görmektedir.

Bu çalışmada MZ materyalinin tek bir translusensi ve tek kalınlıkta incelenmiş olması çalışmanın bir limitasyonu olarak değerlendirilebilir. Ancak çalışmamızın başlıca amacı siman rengi ve dayanak farklılığının olası renk değişimine etkisini araştırmak olduğu için translusensi ve kalınlık parametreleri sabit tutulmuştur. Çünkü restorasyon farklı translusensi ve kalınlıklarda hazırlandığında estetik sonuçlar farklılıklar gösterebilmektedir (198, 200, 220, 235).

Tam seramik restorasyonların şekillendirilmesinde CAD/CAM sistemleri kullanılmaktadır. Dental restorasyonların, CAD/CAM freze sistemi ile üretimi sonrası yüzeylerinde bir miktar pürüzlülük bulunmaktadır. Ancak in vitro çalışmalarda, örnekler CAD/CAM cihazına alternatif bir yöntemle hazırlandığında, bu mikroyapının replikasyonu amacıyla çeşitli yüzey bitirme işlemleri yapılmaktadır. Fasbinder ve Neiva'ya göre, CAD/CAM cihazları ile elde edilen restorasyon yüzeylerinin taklit edilmesi amacıyla, silikon karbit aşındırıcı kağıtlar belirli bir düzen doğrultusunda uygulanmış olsa da bu teknik ile tam olarak CAD/CAM freze ünitesinde elde edilen pürüzlülük değeri elde

edilememektedir (236). Yaptığımız çalışmada örneklerin hazırlanması; su soğutması altında, 0.3 mm kalınlığındaki elmas grenli disk kullanılarak, Microcut 125 hassas kesim cihazı ile yapılmıştır. Bu yöntem klinik uygulamayı yansıtmadığı için çalışmanın bir limitasyonu olarak kabul edilebilir. Ancak aynı boyutlara sahip örneklerin, CAD/CAM sistemleri ile elde edilmesi oldukça fazla materyal ve zaman sarfiyatına yol açacağından bu tez çalışmasında, daha önce birçok araştırmada da (225, 235, 237–241) tercih edilmiş olan düşük hızlı kesme cihazı kullanılmış ve ekonomik açıdan bir avantaj elde edilmiştir.

CAD/CAM ile üretilen MZ restorasyonların hassas bir şekilde hazırlanmasına rağmen ağız içinde uyumlama ihtiyacı olabilir (242). Ağız içi oklüzal uyumlamalar sonrası oluşan pürüzlü yüzeylerin tekrar pürüzsüz hale getirilmesi için reglaze ya da polisaj işlemlerinin yapılması gerekmektedir (243, 244).

Yaptığımız çalışmada zirkonya örnekler glaze işlemi uygulanmadan sadece yüzey bitim işlemi ve polisajı yapılmıştır. Glaze işlemi, standardizasyonu sağlamak amacıyla yalnızca hibrit dayanak hazırlanmasında kullanılan LSD seramiğe uygulanmıştır. Bu konu ile ilgili son yapılan çalışmalarda elde edilen veriler doğrultusunda, manuel olarak polisaj yapılan ve glaze uygulanan yüzeylerin birbiriyle karşılaştırılabilir özelliklere sahip olduğu belirtilmektedir (236, 245). Sonuç olarak, farklı materyal sistemleri için, malzemenin yapısal özellikleri dikkate alınarak en uygun yüzey bitirme yöntemi tercih edilmelidir.

Literatür taraması yapıldığında glaze işleminin restorasyonun rengini etkilediği ortaya konulmuştur. Zirkonya destekli tam seramik restorasyonların final rengine, kor-veneer kalınlığının ve glaze işleminin etkisinin incelediği Sınmazışık ve ark. (246) çalışmalarında; glaze kalınlığının renge etki etmediğini, ancak glaze işleminin algılanabilir renk farkına sebep olduğunu rapor etmiştir. Tam seramik sistemlerin optik özelliklerinin incelendiği bazı çalışmalarda (247–249) glaze işlemi yapılırken, pek çok çalışmada glaze işlemi uygulanmamıştır (62, 250–257). Tüm bu çalışmalar değerlendirildiğinde glaze işleminin reatorasyonun final rengini etkilediği açıkça ortaya konulmaktadır. Bu yüzden çalışmamızda standardizasyonun sağlanması için örnekler üretici firmanın da önerdiği şekilde MZ örnekler sadece polisaj işlemi uygulanmış olup glaze işlemi uygulanmamıştır.

Çeşitli içerik ve yapıdaki koping materyalleri kullanılarak hibrit dayanak üretimi mümkündür ve literatür incelendiğinde koping materyallerini ti-base'ler üzerine yapıştırmak için çeşitli simanların kullanıldığı görülmektedir. Çalışmamızda hibrit dayanak örneği; önceki çalışmalara (258–261) benzer olarak LDS içerikli koping materyali ti-base üzerine

üretici firmanın önerdiği Multilink Hibrit Abutment siman kullanılarak simante edilerek elde edilmiştir. Titanyumun estetik olmayan rengini maskelemek için yapılan diğer çalışmalarda (5, 6, 14) da önerildiği gibi simanın opak olan rengi tercih edilmiştir.

Siman kalınlığının 0.1 mm (26, 227–229, 262–264) ve 0.2 mm (6, 14, 26, 195, 225) olduğu çalışmalar mevcuttur. Bu tez çalışmasında simanın etkisini maksimum görebilmek için MZ örneklerle uygulanan siman kalınlığı olabilecek en yüksek değerde ve önceki çalışmalara (6, 14, 26, 195, 225) da benzer olarak 0.2 mm olarak tercih edilmiştir.

Günümüzde QTH, plazma ark, lazer ve LED gibi yüksek güçteki ışık kaynakları rezin simanların polimerizasyonu için kullanılmaktadır. Kullanılan ışık kaynaklarının yayılım spektrumu ile rezin materyal içerisindeki fotoaktivatörlerin emilim spektrumu arasında önemli bir ilişki vardır. Bu ilişki rezin materyalin polimerizasyon miktarının belirlenmesinde rol oynamaktadır (265). Resin materyaller içerisinde sıklıkla kullanılan kamforokinonun aktivasyonu için gerekli dalga boyuna en yakın ışık kaynakları QTH ve LED ışık kaynaklarıdır (265). Literatür incelendiğinde tam seramik restorasyonların simantasyonunda sıklıkla LED ışık kaynaklarının kullanıldığı görülmektedir (266–268). Çalışmada LED ışık kaynağı tercih edilmiştir ve polimerizasyon için 40 sn ışın uygulanmıştır.

Literatürde, rezin simanların polimerizasyonunda ışık kaynağının ucunun simana olan uzaklığının ve ucun pozisyonunun ışık geçişini etkilediği, kompozitin altı ile üstü arasındaki polimerizasyonun farklı olduğu bildirilmiştir (269, 270). Bu çalışmada ışık kaynağının ucu MZ örneklerle temas edecek ve dik olacak şekilde tutulmuştur. Çalışmada ilgili rezin simanların üretici firma talimatları göz önünde bulundurularak 40 sn süreyle ışık uygulanmasıyla polimerizasyon işlemi yapılmış ve polimerizasyonun daha iyi tamamlanması için tüm ölçümler simantasyonu yapılan örnekler 24 saat nemli ortamda bekletildikten sonra yapılmıştır (271, 272).

Çalışmamızda dayanak materyalleri üzerine yerleştirilmiş olan MZ örneklerin (simansız/simanlı) ara yüzünden ışık saçılımını önlemek ve optik bağlantıyı sağlayabilmek amacıyla katmanlar arasına kırılma indisi sıvısı uygulanmıştır (194, 200). Literatür incelendiğinde yapılan deneysel çalışmalarda örneklerin optik özellikleri incelenirken örneği oluşturan katmanlar arasında optik bağlantının sağlanması için optik jel (14, 194, 273), tip A optik yağ (212, 274), bütülfitalat (187), gliserin (226), süktroz solüsyonu (275, 276) ve distile su (277) gibi materyallerin kullanıldığı görülmektedir. Bu tez çalışmasında ise

Jirajariyavej ve ark. (200) tarafından yapılan çalışmaya benzer şekilde elde etme kolaylığı nedeniyle gliserin jel tercih edilmiştir.

Bu çalışmada renk ölçümleri için Shade Eye NCC (Shofu, Japan) model kolorimetre cihazı kullanılmıştır. Yüksek doğruluk göstermesi (278), güvenilir (278, 279), ve tekrarlanabilir sonuçlar vermesi (183, 280) gibi avantajları kolorimetre cihazı bu tür çalışmalarda tercih edilmektedir. Shade Eye NCC' nin güvenilir ölçümler verdiği ve oldukça yararlı bir cihaz olduğu belirtmiş ve bir çok güncel çalışmada kullanılmıştır (6, 201, 255, 281–283).

Kolorimetrik ölçümlerin doğru sonuçlar vermesinde, örnek çapı önem taşımaktadır. Örnek çapı, cihazın ölçüm ucuna göre yeterli büyüklükte belirlenmediği takdirde, renk ölçümlerinde kenar ışıma kaybı (edge loss) meydana gelebilmektedir. Bu etkilenmeler, spektrofotometrik ve kolorimetrik ölçümler gibi küçük pencere renk ölçümünde açığa çıkan ışıma kaybına bağlı dalga boyu ile açıklanabilmektedir. Kolorimetrelerdeki ışığın dağılma ve yansıma sorunlarına ilişkin problemleri elimine etmek amacıyla ShadeEye sisteminde rengi ölçülecek olan materyalin cinsinin seçilebileceği seçenekler olmalıdır. Ölçüm yapılacak materyale göre kalibrasyon yapıp, cihaz ona göre programlandığında, matematiksel algoritmalar o cisme göre ölçüm yapmaktadır (284). Çalışmada yapılan tüm ölçümler öncesinde kolorimetre cihazının kalibrasyonu yapılmış ve ard arda 3'er kez ölçüm yapıp ortalaması alınmıştır. Bu çalışmada kullanılan kolorimetrenin optik okuma ucu 3 mm'dir. Optik ucun örneğin merkezinde daha rahat konumlandırılması ve lateral ışık geçişlerinin engellenmesi için örnek çapları daha büyük hazırlanmıştır. Veneer materyali büyüklüğü 15.5x14 mm; dayanak materyali çapları ise 8 mm olarak hazırlanmıştır. Literatürde birçok çalışmada da örnek çapları benzer boyutlarda hazırlanmış ve ΔE^* değerini hesaplamak için CIELAB kullanılmıştır (247, 248, 285, 286).

Nesneler arasındaki renk farklılıklarını belirlemek için CIE tarafından önerilen çok sayıda formül vardır (CIE 76, CIE 94 ve CIEDE2000). CIEDE2000 formülü, insan gözü algılanabilirliği ile renk farklılıklarının daha iyi bir karşılaştırmasını sağlasa da, CIE 76 formülü, basitliği ve kullanım kolaylığı nedeniyle diş hekimliğinde hala yaygın olarak kullanılmaktadır (227). CIEDE 2000 renk sistemi CIE L^*a^*b sisteminden kaynaklı istikrarsızlıkları düzelterek ölçümlenen ve algılanan renk değişim miktarı arasında daha iyi bir korelasyon sağlamaktadır (287–289). Böylece CIE L^*a^*b sistemine göre insan gözünün renk farkları ile ilgili algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerlerini daha iyi

göstermektedir (288, 290, 291). Bu tez çalışmasında güncel bir renk değerlendirme sistemi olan ve düşük renk farklılıklarını değerlendirmede daha başarılı olduğu bildirilen ve daha güncel olan CIEDE2000 formülü kullanılmıştır (288).

Çeşitli yazarlar tarafından farklı ‘algılanabilirlik’ ve ‘kabul edilebilirlik’ eşiklerinin tanımlanmıştır, bu da bunun gibi renk çalışmalarından elde edilen sonuçları etkileyebilir. Ghinea ve diğerleri, CIEDE2000 formülü için algılanabilirlik eşiğini $\Delta E_{00}^*=1.3$ ve kabul edilebilirlik eşiğini $\Delta E_{00}^*=2.25$ olarak tanımlamıştır (290). Bu değerler, 105 çift seramik diskin algılanabilirliği ve kabul edilebilirlik yargıları CIEDE2000 formülü kullanılarak spektrofotometrik ölçümlerle ilişkilendirilen on üç gözlemci paneli temel alınarak elde edilmiştir (290). Paravina ve ark.’na göre gözlemcilerin %50’si tarafından gözle farkedilebilir renk değişim değeri %50:%50 algılanabilir eşik değeri (perceptibility threshold=PT) olarak tanımlanır. Gözlemcilerin %50’si tarafından kabul edilebilir renk değişim değeri ise %50:%50 kabul edilebilir eşik değeri (acceptability threshold=AT) olarak tanımlanır. Paravina ve ark. (155); toplamda 175 gözlemci, 63 monokromatik seramik örneği ve spektoradyometre ile yaptıkları çalışmada CIEDE2000 formülü için algılanabilirlik eşiğini $\Delta E_{00}^*=0.8$ ve kabul edilebilirlik eşiğini $\Delta E_{00}^*=1.8$ olarak tanımlamışlardır. Bu çalışmada gözlemci sayısının fazla olduğu Paravina ve ark.’nın belirlediği $\Delta E_{00}^*>0.8$ değerleri gözle algılanabilir renk değişimi, $\Delta E_{00}^*>1.8$ değerleri, klinik olarak kabul edilemeyen renk değişimleri olarak kabul edilmiştir.

İmplant üstü sabit bir protez planlamasında kullanılacak restoratif materyalin çeşidi, kalınlığı ve kullanılacak ideal dayanak materyalini kapsayan çalışmalar yeterli gibi gözükse de yeni güncel materyaller ile birlikte bu çalışmaların tekrar desteklenmesi gerekmektedir. Bu in-vitro çalışmanın amacı; güncel olarak geliştirilen farklı dayanak malzemeleri ve farklı siman renklerinin monolitik zirkonya restorasyonların final optik özelliklerine etkisini değerlendirmektir. Çalışmamızın sonucunda, dayanak materyalinin ve rezin simanın renginin monolitik zirkonyanın final rengini etkilediği belirlenmiştir ($p<0.001$). Estetik bölgede başarılı bir implant üstü sabit protetik restorasyon yapılması, kullanılan dayanak materyaline göre doğru siman renginin seçilmesi ile mümkün olabilecektir. Klinisyenlerin özellikle estetik beklentinin yüksek olduğu vakalarda pek çok faktörü aynı anda değerlendirmesi daha başarılı sonuçlar verecektir.

Literatüre bakıldığında, araştırmaların titanyum ve zirkonya dayanakları kapsadığı görülmektedir. Daha güncel olan anodize titanyum ve hibrit dayanakların da karşılaştırıldığı

estetik, implant çevresi sert ve yumuşak dokuların sağlığa etkileri hakkında, zirkonya, alumina ve altın dayanaklara olan üstünlüğünden bahsedilememektedir. Son yıllarda kullanımı artan ve estetik özellikleriyle ön plana çıkan zirkonya dayanakların estetik özellikleri değerlendirildiğinde, başarılı sonuçlar alındığı gözlenmektedir. Ancak titanyum dışında kullanılan dayanak materyallerinin estetik başarısını tam olarak anlayabilmek ve kesin sonuca varılabilmesi için geniş hasta gruplarını içeren ve uzun süreli takipleri yapılmış randomize kontrollü klinik çalışmalara ihtiyaç olduğu görülmektedir. Bu çalışmada tek bir veneer materyali üzerinde dayanak materyalleri ve siman renkleri değerlendirilmiştir. Optik özellikleri etkileyebilen farklı translusensiye ve/veya renge sahip veneer, veneer kalınlığı, siman kalınlığı gibi faktörlerin de incelendiği ek in-vivo çalışmalara da ihtiyaç vardır.



SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Çalışmamızda kullandığımız farklı dayanak materyalleri, veneer örneklerde anlamlı renk değişiklikleri meydana getirmiştir ($p<0.001$).
2. Veneer örneklerde en az renk değişimi zirkonya dayanak grupları ile olmuştur.
3. Hibrit dayanağın MZ materyalinin final rengine etkisi klinik olarak ‘kabul edilebilir’ ($\Delta E_{00}^* < 1.8$) sınır altındadır.
4. MZ örneklerde en yüksek renk değişimine en çok titanyum ve anodize titanyum grupları neden olmuştur. Bu dayanak gruplarının oluşturduğu değişim ‘klinik olarak kabul edilebilir’ sınırın ($\Delta E_{00}^* > 1.8$) üzerindedir.
5. Anodize titanyum dayanağın ortalama renk değişim değerleri titanyum dayanaktan azdır. Ancak (ΔE_{00}^*)₁ değerleri incelendiğinde Tr’de Grup T ve Grup AT arasında anlamlı fark varken ($p<0.001$), S ve O siman için, Grup T ve Grup AT arasında anlamlı farklılık yoktur ($p>0.05$).
6. Çalışmamızda kullandığımız farklı renk rezin simanlar veneer örneklerde anlamlı renk değişiklikleri meydana getirmiştir ($p<0.001$).
7. En az renk değişiminin görüldüğü zirkonya dayanak gruplarında veneer örneklere transparan siman uygulanması klinik olarak ‘kabul edilebilir’, sarı siman ise ‘algılanabilir’ eşikten daha az bir renk değişikliği göstermiştir. Opak siman uygulandığında görülen renk değişimi ise klinik olarak ‘kabul edilebilir’ sınırın üzerinde görülmüştür.
İmplant üstü restorasyonda zirkonya dayanak kullanıldığı ancak rengin değiştirilmesi istenmediği durumlarda simantasyon için sarı veya transparan renk siman tercih edilmesi daha uygun olacaktır.
8. Siman uygulanmamış veneerle birlikte ‘kabul edilebilir’ sınırın altında olan hibrit dayanak, veneer materyale sarı renk siman uygulanması ile birlikte yine ‘kabul edilebilir’ bir renk değişimi göstermiştir. Ancak transparan ve opak siman renk değişimini arttırmış ve ‘kabul edilebilir’ sınırın üzerine çıkarmıştır.
9. Grup T ve Grup AT’de veneer örneklere opak siman uygulandığında renk değişimi klinik olarak ‘kabul edilebilir’ değerlere inmiştir. Bu gruplara transparan veya sarı renk siman uygulandığında ise (ΔE_{00}^*)₂ değerleri (ΔE_{00}^*)₁ değerlerine göre azalmıştır ama hala ‘kabul edilebilir’ sınırın üzerindedir.

Bu sebeple estetiğin önemli olduğu implant üstü restorasyonlarda seramik dayanak kullanılmıyorsa, zirkonya restorasyonun simantasyonunda opak siman tercih

edilmesi titanyum veya anodize titanyum dayanağın renginin maskelenmesini sağlanabilir.

- 10.** İmplant üstü protezlerde dayanak materyali seçiminde; restore edilecek bölgede kullanılacak olan restorasyon materyali de göz önünde bulundurularak elde edilmek istenen renge göre seçim yapılmalıdır. Aynı şekilde simantasyonda kullanılacak siman renginin restorasyonun final rengini farklı dayanak tipleri veya restorasyonun materyaline göre farklı oranlarda etkileyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.



6. KAYNAKLAR

1. Herrguth M, Wichmann M, Reich S (2005). The aesthetics of all-ceramic veneered and monolithic CAD/CAM crowns. *Journal of Oral Rehabilitation* 32: 747–752.
2. Zarone F, Russo S, Sorrentino R (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. *Dental Materials* 27: 83–96.
3. Lee YK, Yu B, Lee SH, Cho MS, Lee CY, Lim HN (2010). Shade compatibility of esthetic restorative materials - A review. *Dental Materials* 26.
4. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 88: 10–15.
5. Barath VS, Faber FJ, Westland S, Niedermeier W (2003). Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. *Advances in dental research* 17: 55–60.
6. Cubas GB de A, Camacho GB, Demarco FF, Pereira-Cenci T (2011). The effect of luting agents and ceramic thickness on the color variation of different ceramics against a chromatic background. *European Journal of Dentistry* 5: 245–252.
7. Kürklü D, Azer SS, Yilmaz B, Johnston WM (2013). Porcelain thickness and cement shade effects on the colour and translucency of porcelain veneering materials. *Journal of Dentistry* 41: 1043–1050.
8. Uzun G, Keyf F (2007). Effect of different cement colors on the final color of ips empress ceramic restorations. *Biotechnology and Biotechnological Equipment* 21: 501–505.
9. Anusavice K, Shen C, Rawls HR (2012). *Phillips' Science of Dental Materials*, 12th baskı Elsevier .
10. Azer SS, Rosenstiel SF, Seghi RR, Johnston WM (2011). Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. *Journal of Prosthetic Dentistry* 106: 179–183.
11. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN (2011). Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry* 106: 145–152.
12. Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari M (2011). Color related to ceramic and zirconia restorations: A review. *Dental Materials* 27: 97–108.
13. Qutub OA, Basunbul GI, Binmahfooz AM (2019). Influence of abutment material

- on the shade of dental implant restorations in the esthetic zone: A single case report. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry* 11: 73–80.
14. Dede DÖ, Armaganci A, Ceylan G, Çankaya S, Çelk E (2013). Influence of abutment material and luting cements color on the final color of all ceramics. *Acta Odontologica Scandinavica* 71: 1570–1578.
 15. Kohal RJ, Att W, Bächle M, Butz F (2008). Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology* 2000 47: 224–243.
 16. Jung R, Sailer I, Hämmerle C, Attin T, Schmidlin P (2007). In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *The International journal of periodontics & restorative dentistry* 27.
 17. Bressan E, Paniz G, Lops D, Corazza B, Romeo E, Favero G (2011). Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: A prospective multicenter study. *Clinical Oral Implants Research* 22: 631–637.
 18. Park SE, Da Silva JD, Weber HP, Ishikawa-Nagai S (2007). Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clinical Oral Implants Research* 18: 569–574.
 19. PRESTIPINO V, INGBER A (1993). Esthetic High-Strength Implant Abutments. Part I. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 5: 29–36.
 20. Heydecke G, Sierralta M, Razzoog ME (2002). Evolution and Use of Aluminum Oxide Single-Tooth Implant Abutments: A Short Review and Presentation of Two Cases. *The International Journal of Prosthodontics* 15: 488–493.
 21. Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hämmerle CHF (2008). The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *The International journal of periodontics & restorative dentistry* 28: 357–65.
 22. Chang JS, Ji W, Choi CH, Kim S (2015). Catastrophic failure of a monolithic zirconia prosthesis. *Journal of Prosthetic Dentistry* 113: 86–90.
 23. Rojas Vizcaya F (2018). Retrospective 2- to 7-Year Follow-Up Study of 20 Double Full-Arch Implant-Supported Monolithic Zirconia Fixed Prostheses: Measurements and Recommendations for Optimal Design. *Journal of Prosthodontics* 27: 501–508.
 24. Elshiyab SH, Nawafleh N, Walsh L, George R (2018). Fracture resistance and survival of implant-supported, zirconia-based hybrid-abutment crowns: Influence of

- aging and crown structure. *Journal of investigative and clinical dentistry* 9: e12355.
25. Utku FS, Seckin E, Goller G, Tamerler C, Urgan M (2014). Carbonated hydroxyapatite deposition at physiological temperature on ordered titanium oxide nanotubes using pulsed electrochemistry. *Ceramics International* 40: 15479–15487.
 26. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL (2000). Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *Journal of Prosthetic Dentistry* 83: 412–417.
 27. Nakamura T, Saito O, Fuyikawa J, Ishigaki S (2002). Influence of abutment substrate and ceramic thickness on the colour of heat-pressed ceramic crowns. *Journal of Oral Rehabilitation* 29: 805–809.
 28. Volpato CÂM, Monteiro S, de Andrada MC, Fredel MC, Petter CO (2009). Optical influence of the type of illuminant, substrates and thickness of ceramic materials. *Dental Materials* 25: 87–93.
 29. Chaibabutr Y, Kois JC, 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. *Journal of Prosthetic Dentistry* 105: 83–90.
 30. Spyropoulou PE, Giroux EC, Razzoog ME, Duff RE (2011). Translucency of shaded zirconia core material. *Journal of Prosthetic Dentistry* 105: 304–307.
 31. Duran İ, Güler AU (2012). Light transmission of zirconia ceramics with different colors and thicknesses. *Journal of Dental Sciences*.
 32. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, Bruzzese N, Ricci GA, Marmo E (1998). Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials* (C. 19), Elsevier Sci Ltd, ss 1489–1494.
 33. Piconi C, Maccauro G (1999, Ocak). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20.
 34. Bayramoğlu D, Özkan Y (2012). *Cam seramik restorasyonlar ve zirkonya alt yapılı seramik restorasyonların karşılaştırılması. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* (C. 2012).
 35. Raigrodski AJ (2004, Nisan). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: A review. *Dental Clinics of North America* 48.
 36. Chevalier J (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 27: 535–543.

37. Blatz MB (2002). Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence international* 33: 415–426.
38. Chen YW, Moussi J, Drury JL, Wataha JC (2016, Ekim 2). Zirconia in biomedical applications. *Expert Review of Medical Devices* 13.
39. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A (1999). In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 20: 371–376.
40. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008). Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal* 204: 505–511.
41. Abd El-Ghany OS, Sherief AH (2016). Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: Review. *Future Dental Journal* 2: 55–64.
42. Robert Kelly J (2004, Nisan). Dental ceramics: Current thinking and trends. *Dental Clinics of North America* 48.
43. 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.
44. Burgess JO (2018). Zirconia: The Material, Its Evolution, and Composition. *Compend Contin Educ Dent* 39: 4–8.
45. Denry I, Kelly JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials* 24: 299–307.
46. Ardlin BI (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: Chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials* 18: 590–595.
47. Fabris S, Paxton AT, Finnis MW (2002). A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. *Acta Materialia* 50: 5171–5178.
48. Schemmel P, Diederich G, Moore AJ (2016). Direct stress optic coefficients for YTZP ceramic and PTFE at GHz frequencies. *Optics Express* 24: 8110.
49. Pereira GKR, Fraga S, Montagner AF, Soares FZM, Kleverlaan CJ, Valandro LF (2016, Ekim 1). 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.
50. Traini T, Gherlone E, Parabita SF, 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.
51. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T (2016). Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 59: 128–138.
 52. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lmkemann N (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)* 48: 369–380.
 53. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, Vleugels J (2016). Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials* 32: e327–e337.
 54. Bultan , ngl D, Trkoğlu P (2010). *Zirkonyanın Mikroyapılarına ve retim Şekillerine Gre Sınıflandırılması Fabrication Techniques and Microstructure Classifications of Zirconia. Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry (C. 44).*
 55. Deville S, Chevalier R, Fantozzi G, Bartolome F, Requena J, Moya S, Antonio Dı az L (2003). Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *J Eur Ceram Soc* 23: 2975–2982.
 56. Huang S, Binner JGP, Vaidhyanathan B, Todd RI (2014). Quantitative analysis of the residual stress and dislocation density distributions around indentations in alumina and zirconia toughened alumina (ZTA) ceramics. *Journal of the European Ceramic Society* 34: 753–763.
 57. Karakoca S, Yılmaz H (2006). *Zirkonyum ve Sabit Protezlerde Kullanımı.*
 58. Mrmann WH, Bindl A (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental clinics of North America* 46.
 59. Kanat Ertrk B, Dndar mlekoğlu M, mlekoğlu E, Gngr MA (2015). *Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Gncel Tasarım ve retim Yntemleri.*
 60. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2010). CAD/CAM in Dentistry: New Materials and Technologies. *Dentistry*. Available at: <https://www.yumpu.com/en/document/read/29942544/cad-cam-in-dentistry-new-materials-and-dentistry-india>. [Erişim: 7 şubat 2021].
 61. Mrmann WH (2006, Eyll). The evolution of the CEREC system. *Journal of the*

American Dental Association 137.

62. Lee Y-K, Cha H-S, Ahn J-S (2007). Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 97: 279–286.
63. 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.
64. Christensen GJ (2001). Computerized restorative dentistry: state of the art. *The Journal of the American Dental Association* 132: 1301–1303.
65. Griffin J (2013). Tooth in a bag: same-day monolithic zirconia crown. *Dentistry Today* 32: 126–124.
66. Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CC (2018, Ocak 1). Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry* 119.
67. A. SULAIMAN T, A. ABDULMAJEED A, E. DONOVAN T, K. VALLITTU P, O. NÄRHI 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.
68. Zhang Y (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials* 30: 1195–1203.
69. Yamashita I, Tsukuma K (2011). Light scattering by residual pores in transparent zirconia ceramics. *Journal of the Ceramic Society of Japan* 119: 133–135.
70. Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials* 29: 1201–1208.
71. Kolakarnprasert N, Kaizer MR, Kim DK, Zhang Y (2019). New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dental Materials* 35: 797–806.
72. Zhao K, Pan Y, Guess PC, Zhang XP, Swain M V. (2012). Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. *Dental Materials* 28: 653–660.
73. Ilie N, Stawarczyk B (2015). Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. *Journal of Prosthetic Dentistry* 113: 114–121.
74. 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: e419–e424.
75. ULU H, BAYINDIR F (2015). MONOLİTİK ZİRKONYUM RESTORASYONLAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 25: 67–72.
 76. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E (2016). An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & Biotechnological Equipment* 30: 644–652.
 77. Nakamura K, Mouhat M, Nergård JM, Lægreid SJ, Kanno T, Milleding P, Örtengren U (2016). Effect of cements on fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica* 2: 12–19.
 78. Esquivel-Upshaw JF, Kim MJ, Hsu SM, Abdulhameed N, Jenkins R, Neal D, Ren F, Clark AE (2018). Randomized clinical study of wear of enamel antagonists against polished monolithic zirconia crowns. *Journal of Dentistry* 68: 19–27.
 79. Karakoca S, Yilmaz H (2009). Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials* 91: 930–937.
 80. Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H (2000). Ceramic abutments--a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *The International journal of periodontics & restorative dentistry* 20: 81–91.
 81. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME (2002). *Aluminum Oxide Single-Tooth Implant Abutments Heydecke et al.*
 82. Cardaropoli G, Lekholm U, Wennström JL (2006). Tissue alterations at implant-supported single-tooth replacements: A 1-year prospective clinical study. *Clinical Oral Implants Research* 17: 165–171.
 83. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Örtengren U (2010). Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *The International journal of prosthodontics* 299–309.
 84. Christensen GJ (2008). Selecting the best abutment for a single implant. *Journal of the American Dental Association* 139: 484–487.
 85. Holst S, Blatz MB, Hegenbarth E, Wichmann M, Eitner S (2005). Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 63: 89–96.
 86. Giglio GD (1999). Abutment selection in implant-supported fixed prosthodontics.

- The International journal of periodontics & restorative dentistry* 19: 233–41.
87. Yüzügüllü B, Avcı M (2008). *Maksiller Anterior Bölgede Estetik İmplant Dayanak Seçimi. ADO Klinik Bilimler Dergisi* (C. 2).
 88. Linkevicius T, Apse P, Med H (2008). *Influence of Abutment Material on Stability of Peri-implant Tissues: A Systematic Review*.
 89. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ (2009, Eylül). Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clinical Oral Implants Research* 20.
 90. Andersson B, Odman P, Lindvall A, Lithner B (1995). Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. *undefined*.
 91. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hämmerle CHF (2009). Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clinical Oral Implants Research* 20: 802–808.
 92. Wang RR, Fenton A (1996). *Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. Quintessence Int* (C. 27).
 93. NAKAJIMA H, OKABE T (1996). Titanium in Dentistry. *Dental Materials Journal* 15: 77-90,249.
 94. Stavenga DG (2014). Thin film and multilayer optics cause structural colors of many insects and birds. *Materials Today: Proceedings* (C. 1), Elsevier Ltd, ss 109–121.
 95. Kern P, Schwaller P, Michler J (2006). Electrolytic deposition of titania films as interference coatings on biomedical implants: Microstructure, chemistry and nano-mechanical properties. *Thin Solid Films* (C. 494), Elsevier, ss 279–286.
 96. Wadhwani C, Brindis M, Kattadiyil MT, O'Brien R, Chung KH (2018). Colorizing titanium-6aluminum-4vanadium alloy using electrochemical anodization: Developing a color chart. *Journal of Prosthetic Dentistry* 119: 26–28.
 97. Wadhwani CPK, O'Brien R, Kattadiyil MT, Chung KH (2016). Laboratory technique for coloring titanium abutments to improve esthetics. *Journal of Prosthetic Dentistry* 115: 409–411.
 98. Paschalis EI, Chodosh J, Spurr-Michaud S, Cruzat A, Tauber A, Behlau I, Gipson I, Dohlman CH (2013). In vitro and in vivo assessment of titanium surface

- modification for coloring the backplate of the Boston keratoprosthesis. *Investigative Ophthalmology and Visual Science* 54: 3863–3873.
99. Charrière R, Lacaille G, Peddeferri MP, Faucheu J, Delafosse D (2015). Characterization of the gonioapparent character of colored anodized titanium surfaces. *Color Research & Application* 40: 483–490.
 100. Karambakhsh A, Afshar A, Ghahramani S, Malekinejad P (2011). Pure commercial titanium color anodizing and corrosion resistance. *Journal of Materials Engineering and Performance* 20: 1690–1696.
 101. Yang C ling, Chen F ling, Chen S wen (2006). Anodization of the dental arch wires. *Materials Chemistry and Physics* 100: 268–274.
 102. Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P (2001). *Titanium in Medicine*. Engineering Materials Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
 103. Wang T, Wang L, Lu Q, Fan Z (2019). Changes in the esthetic, physical, and biological properties of a titanium alloy abutment treated by anodic oxidation. *Journal of Prosthetic Dentistry* 121: 156–165.
 104. Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hämmerle CHF, Sailer I (y.y.). Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 27: 505–12.
 105. FİRİDİNOĞLU K, TOKSAVUL S, TOMAN M (2005). *İmplant Destekli Sabit Protezlerde Seramik Abutmant Kullanımı*. *EÜ Dişhek Fak Derg* (C. 26).
 106. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY (2009). Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *Journal of Prosthodontics* 18: 17–22.
 107. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CHF, Zwahlen M (2009, Eylül). A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical Oral Implants Research* 20.
 108. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C, Steenberghe D van (1999). Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 639–645.
 109. Protopapadaki M, Monaco EA, Kim H Il, Davis EL (2013). Comparison of fracture

- resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment. *Journal of Prosthetic Dentistry* 110: 389–396.
110. YILMAZ HG, Kurtulmuş YILMAZ S (2005). *Farklı Abutment Materyallerinin İmplant Çevresi Dokuların Sağlığına Etkileri. EÜ Dişhek Fak Derg* (C. 26).
 111. Binon P (2000). Implants and components: entering the new millennium. *undefined*.
 112. Brodbeck U (2003). The ZiReal post: A new ceramic implant abutment. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 15: 10–24.
 113. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F (2012). Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: A comparative in vitro study. *Dental Materials* 28: 1215–1220.
 114. Kurbad A, Kurbad S (2013). CAD/CAM-based implant abutments. *International journal of computerized dentistry* 16: 125–41.
 115. Kim ES, Shin SY (2013). Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *Journal of Advanced Prosthodontics* 5: 21–28.
 116. Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Del Bel Cury AA, Pessanha Henriques GE (2014). Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: A nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 1096–1102.
 117. Gehrke P, Alius J, Fischer C, Erdelt KJ, Beuer F (2014). Retentive strength of two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 16: 920–925.
 118. Martínez-Rus F, Ferreira A, Özcan M, Bartolomé JF, Pradíes G (2012). Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: A comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 27: 1448–14455.
 119. Irie M, Suzuki K, Watts DC (2004). Marginal and flexural integrity of three classes of luting cement, with early finishing and water storage. *Dental Materials* 20: 3–11.
 120. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry* 81: 135–141.
 121. Peutzfeldt A, Sahafi A, Flury S (2011). Bonding of restorative materials to dentin with various luting agents. *Operative Dentistry* 36: 266–373.
 122. O'Brien T, Shoja-Assadi F, Lea SC, Burke FJT, Palin WM (2010). Extrinsic energy

- sources affect hardness through depth during set of a glass-ionomer cement. *Journal of Dentistry* 38: 490–495.
123. 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* 10.
 124. Lee SM, Choi YS (2018). Effect of ceramic material and resin cement systems on the color stability of laminate veneers after accelerated aging. *Journal of Prosthetic Dentistry* 120: 99–106.
 125. Burke FJT (2005). Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dental update* 32.
 126. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2007, Eylül). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 28.
 127. Silva E Souza MH, Carneiro KGK, Lobato MF, Silva E Souza PAR, de Goes MF (2010). Adhesive systems: Important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of Applied Oral Science* 18.
 128. Crispin BJ, Hewlett E, T. H. J, Hobo S, Hornbrook D (1994). *Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals* Chicago: Quintessence Pub Co.
 129. White SN, 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.
 130. Dietschi D, Spreafico R (1997). Adhesive metal-free restorations : current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth. *undefined*.
 131. de la Macorra JC, Pradiés G (2002). Conventional and adhesive luting cements. *Clinical oral investigations* 6.
 132. Stewart M., Bagby MD (2013). *Clinical aspects of dental materials : theory, practice, and cases*, Fourth edition Michigan: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins Health.
 133. Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB (2014). Practical clinical considerations of luting cements: A review. *Journal of international oral health : JIOH* 6: 116–20.
 134. McComb D (1996, Agosto 1). Adhesive luting cements-classes, criteria, and usage. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)* 17.
 135. Van Landuyt KL, Nawrot T, Geebelen B, De Munck J, Snauwaert J, Yoshihara K,

- Scheers H, Godderis L, Hoet P, Van Meerbeek B (2011, Ağustos). How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dental Materials* 27.
136. Blatz MB, Sadan A, Kern M (2003). Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry* 89: 268–274.
 137. Manso AP, Silva NRFA, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America* 55.
 138. El-Mowafy O, Rubo MH (2000). Resin-bonded fixed partial dentures-a literature review with presentation of a novel approach. *The International journal of prosthodontics* 13: 460–7.
 139. Berrong JM, Weed RM, Schwartz IS (1993). Color Stability of Selected Dual-Cure Composite Resin Cements. *Journal of Prosthodontics* 2: 24–27.
 140. Makkar S, Malhotra N (2013). Self-adhesive resin cements: A new perspective in luting technology. *Dental Update* 40.
 141. Sevmez H, Güngör MB, Yılmaz H (2018). *Seramik, Tam Uygulanan, Restorasyonlarda İşlemleri. EÜ Dişhek Fak Derg (C. 39).*
 142. Brewer JD, Wee A, Seghi R (2004, Nisan). Advances in color matching. *Dental Clinics of North America* 48.
 143. Fujimoto J (2006). *Contemporary Fixed Prosthodontics*, 4. baskı. (S. Rosenstiel & M. Land, editörler) St. Louis: Mosby.
 144. Joiner A (2004). Tooth colour: A review of the literature. *Journal of Dentistry* 32: 3–12.
 145. Hugo B, Witzel T, Kläiber B (2005). Comparison of in vivo visual and computer-aided tooth shade determination. *Clinical Oral Investigations* 9: 36–42.
 146. Yuan JCC, Brewer JD, Monaco EA, Davis EL (2007). Defining a natural tooth color space based on a 3-dimensional shade system. *Journal of Prosthetic Dentistry* 98: 110–119.
 147. O'Brien WJ, Hemmendinger H, Boenke KM, Linger JB, Groh CL (1997). Color distribution of three regions of extracted human teeth. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 13: 179–185.
 148. Cho BH, Lee YK (2007). A shade guide model based on the color distribution of natural teeth. *Color Research and Application* 32: 278–283.

149. Paravina R, Powers J (2004). *Esthetic Color Training In Dentistry* St. Louis: Elsevier Mosby.
150. Sproull RC (1973). Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 29: 556–566.
151. Hekimoğlu C, Anil N, Etikan I (2000). Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. *Int J Prosthodont* 13: 29–33.
152. Sikri VK (2010). Color: Implications in dentistry. *Journal of Conservative Dentistry* 13: 249.
153. Munsell colour system | optics | Britannica (y.y.). . Available at: <https://www.britannica.com/science/Munsell-color-system>. [Erişim: 18 Nisan 2021].
154. Sproull RC (2001). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *Journal of Prosthetic Dentistry* 86: 453–457.
155. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, Sakai M, Takahashi H, Tashkandi E, Del Mar Perez M (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 27: S1–S9.
156. Berns RS (2000). *Billmeyer and Saltzman's Principles of Color Technology*, Third New York: Wiley-Interscience.
157. O' Brien WJ (2002). *Dental Materials and Their Selection*, Third Chicago: Quintessence Pub Co.
158. Razzoog ME, Lang BR, Russell MM, May KB (1994). A comparison of the color stability of conventional and titanium dental porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 72: 453–456.
159. Luo MR, Cui G, Rigg B (2001). The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Research & Application* 26: 340–350.
160. Perez MDM, Ghinea R, Herrera LJ, Ionescu AM, Pomares H, Pulgar R, Paravina RD (2011). Dental ceramics: A CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *Journal of Dentistry* 39.
161. Ishikawa-Nagai S, Ishibashi K, Tsuruta O, Weber HP (2005). Reproducibility of tooth color gradation using a computer color-matching technique applied to ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry* 93: 129–137.
162. ÖNAL B, RECEN D, TÜRKÜN LŞ (2015). Restoratif Diş Hekimliğinde Renk Seçimi. *Türkiye Klinikleri Restoratif Diş Tedavisi - Özel Konular* 1: 21–27.
163. Mayekar SM (2001). Shades of a color. Illusion or reality? *Dental clinics of North*

- America* 45: 155–72, vii.
164. TUNCEL İ, TURP I (2017). Farklı İçerik ve Kalınlıktaki Tam Seramik Restorasyonların Transludentlik Değerlerinin Karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 124–130.
 165. Yu B, Ahn JS, Lee YK (2009). Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontologica Scandinavica* 67: 57–64.
 166. Panzeri Pires-de-Souza F de C, Casemiro LA, Roberti Garcia L da F, Cruvinel DR (2009). Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *Journal of Prosthetic Dentistry* 101: 13–18.
 167. Turgut S, Bagis B, Turkaslan SS, Bagis YH (2014). Effect of Ultraviolet Aging on Translucency of Resin-Cemented Ceramic Veneers: An In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics* 23: 39–44.
 168. Fondriest J (2003). Shade Matching in Restorative Dentistry: The Science and Strategies. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 23.
 169. Ristic I, Stankovic S, Paravina RD (2016). Influence of Color Education and Training on Shade Matching Skills. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 28: 287–294.
 170. Lee YK (2016). Opalescence of human teeth and dental esthetic restorative materials. *Dental Materials Journal* 35.
 171. Lee YK, Lim BS, Kim CW, Powers JM (2001). Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al]* 13: 179–186.
 172. Bayındır F, Wee AG (2006). Diş Rengi Seçiminde Bilgisayar Destekli Sistemlerin Kullanımı. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 30: 40–46.
 173. Minolta Document (2007). *PRECISE COLOR COMMUNICATION COLOR CONTROL FROM PERCEPTION TO INSTRUMENTATION* Osaka, Japan.
 174. McLean J (1980). *The Science and Art of Dental Ceramics: Bridge Design and Laboratory Procedures in dental ceramics* (C. 2), Chicago: Quintessence Books.
 175. Mokhlis GR, Matis BA, Cochran MA, Eckert GJ (2000). A clinical evaluation of carbamide peroxide and hydrogen peroxide whitening agents during daytime use. *Journal of the American Dental Association* 131: 1269–1277.
 176. Li Y (2003). Tooth color measurement using chroma meter: Techniques,

- advantages, and disadvantages. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* (C. 15), BC Decker Inc.
177. Seghi RR, Johnston WM, O'brien WJ (1989). Performance Assessment of Colorimetric Devices on Dental Porcelains. *Journal of Dental Research* 68: 1755–1759.
 178. Seghi RR, Hewlett ER, Kim J (1989). Visual and Instrumental Colorimetric Assessments of Small Color Differences on Translucent Dental Porcelain. *Journal of Dental Research* 68: 1760–1764.
 179. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *Journal of Prosthetic Dentistry* 88: 585–590.
 180. Haywood VB (2003). Color measurement symposium 2003. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 15: S3–S4.
 181. Wee AG, Rang EY, Johnston WM, Seghi RR (2000). Evaluating porcelain color match of different porcelain shade-matching systems. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 12: 271–280.
 182. Chu S, Devigus A, Mieleszko A (2004). *Fundamentals of Color* Illinois: Quintessence Co.
 183. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CHF (2002). Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of Dental Research* 81: 578–582.
 184. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry* (C. 38), J Dent.
 185. SARIKAYA I, GÜLER AU (2009). Diş Hekimliği Uygulamalarında Renk Kavramı. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi* 15: 118–129.
 186. Sharma G, Wu W, Dalal EN (2005). The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Research and Application* 30: 21–30.
 187. Chen XD, Hong G, Xing WZ, Wang YN (2015). The influence of resin cements on the final color of ceramic veneers. *Journal of Prosthodontic Research* 59: 172–177.
 188. Dozić A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, Van Der Zel J, Feilzer AJ (2003). The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry* 90: 563–570.

189. Montero J, Gómez-Polo C (2016). Effect of ceramic thickness and cement shade on the final shade after bonding using the 3D master system: a laboratory study. *Clinical and Experimental Dental Research* 2: 57–64.
190. Boudrias P, Shoghikian E, Morin E, Hutnik P (2001). Esthetic option for the implant-supported single-tooth restoration -- treatment sequence with a ceramic abutment. *Journal (Canadian Dental Association)* 67: 508–514.
191. Magne P, Magne M, Jovanovic SA (2008). An esthetic solution for single-implant restorations - type III porcelain veneer bonded to a screw-retained custom abutment: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry* 99: 2–7.
192. Andersson B, Glauser R, Maglione M, Taylor A (2003). Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. *undefined*.
193. Lee J-H, Park J-M, Park E-J, Koak J-Y, Kim S-K, Heo S-J (2016). Comparison of Customized Abutments Made from Titanium and a Machinable Precious Alloy. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 31: 92–100.
194. Dede DÖ, Armağanci A, Ceylan G, Celik E, Cankaya S, Yilmaz B (2016). Influence of implant abutment material on the color of different ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* (C. 116), Mosby Inc., ss 764–769.
195. KILINÇ H, ŞANAL FA, TURGUT S (2020). Evaluation of the Effect of Different Abutment Materials on the Final Color of Implant Supported Full Ceramic Restorations. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences* 26: 426–433.
196. Thoma DS, Brandenberg F, Fehmer V, Knechtel N, Hämmerle CHF, Sailer I (2016). The Esthetic Effect of Veneered Zirconia Abutments for Single-Tooth Implant Reconstructions: A Randomized Controlled Clinical Trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 18: 1210–1217.
197. Arif R, Yilmaz B, Mortazavi A, Ozcelik TB, Johnston WM (2018). Effect of metal opaquer on the final color of 3 ceramic crown types on 3 abutment configurations. *Journal of Prosthetic Dentistry* 120: 375–381.
198. Martínez-Rus F, Prieto M, Salido M, Madrigal C, Özcan M, Pradíes G (2017). A Clinical Study Assessing the Influence of Anodized Titanium and Zirconium Dioxide Abutments and Peri-implant Soft Tissue Thickness on the Optical Outcome of Implant-Supported Lithium Disilicate Single Crowns. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 32: 156–163.
199. Tabatabaian F, Masoomi F, Namdari M, Mahshid M (2016). Effect of Three

- Different Core Materials on Masking Ability of a Zirconia Ceramic. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)* 13: 340–348.
200. Jirajariyavej B, Wanapirom P, Anunmana C (2018). Influence of implant abutment material and ceramic thickness on optical properties. *Journal of Prosthetic Dentistry* 119: 819–825.
 201. Oh S-H, Kim S-G (2015). Effect of abutment shade, ceramic thickness, and coping type on the final shade of zirconia all-ceramic restorations: in vitro study of color masking ability. *J Adv Prosthodont* 7: 368–74.
 202. Cho MS, Yu B, Lee YK (2009). Opalescence of all-ceramic core and veneer materials. *Dental Materials* 25: 695–702.
 203. Baldissara P, Wandscher VF, Marchionatti AME, Parisi C, Monaco C, Ciocca L (2018). Translucency of IPS e.max and cubic zirconia monolithic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 120: 269–275.
 204. Kim HK, Kim SH (2014). Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dental Materials* 30.
 205. Papageorgiou-Kyrana A, Kokoti M, Kontonasaki E, Koidis P (2018). Evaluation of color stability of preshaded and liquid-shaded monolithic zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry* 119: 467–472.
 206. Pyo SW, Kim DJ, Han JS, Yeo ISL (2020, Nisan 1). Ceramic materials and technologies applied to digital works in implant-supported restorative dentistry. *Materials* 13.
 207. De Angelis P, Passarelli PC, Gasparini G, Boniello R, D’Amato G, De Angelis S (2020). Monolithic CAD-CAM lithium disilicate versus monolithic CAD-CAM zirconia for single implant-supported posterior crowns using a digital workflow: A 3-year cross-sectional retrospective study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 123: 252–256.
 208. Joda T, Bürki A, Bethge S, Brägger U, Zysset P (2015). Stiffness, Strength, and Failure Modes of Implant-Supported Monolithic Lithium Disilicate Crowns: Influence of Titanium and Zirconia Abutments. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 30: 1272–1279.
 209. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D (2009). High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings - A new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dental Materials* 25: 121–

- 128.
210. Stober T, Bermejo JL, 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.
 211. Uludamar A, Aygün Ş, Kulak Özkan Y (2012). Zirkonya Esaslı Tam Seramik Restorasyonlar. *J Dent Fac Atatürk Uni* 5.
 212. Niu E, Agustin M, Douglas RD (2014). Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of cement color and thickness. *Journal of Prosthetic Dentistry* 111: 42–50.
 213. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ (1998). Dental luting agents: A review of the current literature. *The Journal of prosthetic dentistry* 80: 280–301.
 214. Han L, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T (2007). Evaluation of physical properties and surface degradation of self-adhesive resin cements. *Dental Materials Journal* 26: 906–914.
 215. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M (2008). Self-adhesive resin cements: a literature review. *The journal of adhesive dentistry* 10: 251–8.
 216. Culpepper WD (1970). A comparative study of shade-matching procedures. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 24: 166–173.
 217. Preston, JD (1985). Current status of shade selection and color matching. *Quintessence Int* 1: 47–58.
 218. Sproull RC (1974). Color matching in dentistry. Part III. Color control. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 31: 146–154.
 219. Linden JJ, Swift EJ, Boyer DB, Davis BK (1991). Photo-activation of Resin Cements through Porcelain Veneers. *Journal of Dental Research* 70: 154–157.
 220. Corciolani G, Vichi A, Louca C, Ferrari M (2010). Influence of layering thickness on the color parameters of a ceramic system. *Dental Materials* 26: 737–742.
 221. Kurt M, Ural Ç, Kulunk T, Şanal AF, Erkoçak A (2011). The effect of screw color and technique to fill access hole on the final color of screw-retained implant crowns. *Journal of Oral Implantology* 37: 673–679.
 222. Dozić A, Tsagkari M, Khashayar G, Aboushelib M (2010). Color management of porcelain veneers: influence of dentin and resin cement colors. *undefined*.
 223. 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* 449: 449–56.
224. Vivadent I (y.y.). *Speedcem® Plus A plus for reliability Zir CAD Brochure*.
 225. Chongkavinit P, Anunmana C (2021). Optical effect of resin cement, abutment material, and ceramic thickness on the final shade of CAD-CAM ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry* 125: 517.e1-517.e8.
 226. Chang J, Da Silva JD, Sakai M, Kristiansen J, Ishikawa-Nagai S (2009). The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *Journal of Dentistry* 37: 937–943.
 227. Tabatabaian F, Bakhshaei D, Namdari M (2018). Effect of Resin Cement Brand on the Color of Zirconia-Based Restorations. *Journal of Prosthodontics* 29: 350–355.
 228. Malkondu O, Tinastepe N, Kazazoglu E (2016). Influence of type of cement on the color and translucency of monolithic zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry* 116: 902–908.
 229. Bayindir F, Koseoglu M (2020). The effect of restoration thickness and resin cement shade on the color and translucency of a high-translucency monolithic zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry* 123: 149–154.
 230. Denry I (2013, Ocak 1). How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dental Materials* 29.
 231. Kelly JR, Denry I (2008, Mart 1). Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dental Materials* 24.
 232. Al Ben Ali A, Kang K, Finkelman MD, Zandparsa R, Hirayama H (2014). The effect of variations in translucency and background on color differences in CAD/CAM lithium disilicate glass ceramics. *Journal of Prosthodontics* 23: 213–220.
 233. Tabatabaian F, Motamedi E, Sahabi M, Torabzadeh H, Namdari M (2018). Effect of thickness of monolithic zirconia ceramic on final color. *Journal of Prosthetic Dentistry* 120: 257–262.
 234. Tabatabaian F, Karimi M, Namdari M (2020). Color match of high translucency monolithic zirconia restorations with different thicknesses and backgrounds. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 32: 615–621.
 235. Turgut S (2020). Optical properties of currently used zirconia-based esthetic restorations fabricated with different techniques. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 32: 26–33.

236. Fasbinder DJ, Neiva GF (2016). Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 28: 56–66.
237. Kilinc H, Turgut S (2018). Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 120: 107–113.
238. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N (2015). Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *Journal of Prosthetic Dentistry* 113: 534–540.
239. Pop-Ciutrla IS, Dudea D, Eugenia Badea M, Moldovan M, Cîmpean SI, Ghinea R (2016). Shade correspondence, color, and translucency differences between human dentine and a CAD/CAM hybrid ceramic system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 28: S46–S55.
240. Lawson NC, Burgess JO (2016). Gloss and stain resistance of ceramic-polymer CAD/CAM restorative blocks. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 28: S40–S45.
241. Elsaka SE, Elnaghy AM (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials* 32: 908–914.
242. Park C, Vang MS, Park SW, Lim HP (2017). Effect of various polishing systems on the surface roughness and phase transformation of zirconia and the durability of the polishing systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 117: 430–437.
243. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO (2013). The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry* 109: 22–29.
244. Preis V, Schmalzbauer M, Bougeard D, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M (2015). Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *Journal of Dentistry* 43: 133–139.
245. Mulay G, Dugal R, Buhranpurwala M (2015). An evaluation of wear of human enamel opposed by ceramics of different surface finishes. *Journal of Indian Prosthodontist Society* 15: 111–118.
246. Sinmazisik G, Demirbas B, Tarcin B (2014). Influence of dentin and core porcelain thickness on the color of fully sintered zirconia ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry* 111: 142–149.

247. Bagis B, Turgut S (2013). Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. *Journal of Dentistry* 41: e24–e30.
248. Wang H, Xiong F, Zhenhua L (2011). Influence of varied surface texture of dentin porcelain on optical properties of porcelain specimens. *Journal of Prosthetic Dentistry* 105: 242–248.
249. Turgut S, Bagis B, Ayaz EA (2014). Achieving the desired colour in discoloured teeth, using leucite-based cad-cam laminate Systems. *Journal of Dentistry* 42: 68–74.
250. Shiraishi T, Wood DJ, Shinozaki N, Van Noort R (2011). Optical properties of base dentin ceramics for all-ceramic restorations. *Dental Materials* 27: 165–172.
251. Niu E, Agustin M, Douglas RD (2013). Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of foundation restoration. *Journal of Prosthetic Dentistry* 110: 501–509.
252. Nogueira AD, Della Bona A (2013). The effect of a coupling medium on color and translucency of CAD-CAM ceramics. *Journal of Dentistry* 41: e18–e23.
253. Spink LS, Rungruanganut P, Megremis S, Kelly JR (2013). Comparison of an absolute and surrogate measure of relative translucency in dental ceramics. *Dental Materials* 29: 702–707.
254. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N (2013). Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *Journal of Prosthetic Dentistry* 110: 14–20.
255. Barizon KTL, Bergeron C, Vargas MA, Qian F, Cobb DS, Gratton DG, Geraldini S (2014). Ceramic materials for porcelain veneers: Part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency. *Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 864–870.
256. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE (2014). Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *Journal of Dentistry* 42: 1202–1209.
257. 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.
258. Bankoğlu Güngör M, Karakoca Nemli S, Yılmaz H, Aydın C (2019). Fracture resistance of different implant supported ceramic abutment/crown systems. *European Oral Research* 53: 80.
259. Nouh I, Kern M, Sabet AE, Aboelfadl AK, Hamdy AM, Chaar MS (2019). Mechanical behavior of posterior all-ceramic hybrid-abutment-crowns versus

- hybrid-abutments with separate crowns—A laboratory study. *Clinical Oral Implants Research* 30: 90–98.
260. Ongun S, Kurtulmus-Yilmaz S, Meriç G, Ulusoy M (2018). A comparative study on the mechanical properties of a polymer-infiltrated ceramic-network material used for the fabrication of hybrid abutment. *Materials* 11.
 261. Roberts EE, Bailey CW, Ashcraft-Olmscheid DL, Vandewalle KS (2018). Fracture Resistance of Titanium-Based Lithium Disilicate and Zirconia Implant Restorations. *Journal of Prosthodontics* 27: 644–650.
 262. Tabatabaian F, Khaledi Z, Namdari M (2019). Effect of Ceramic Thickness and Cement Type on the Color Match of High-Translucency Monolithic Zirconia Restorations. *Int J Prosthodont*.
 263. Pires LA, Novais PMR, Araújo VD, Pegoraro LF (2017). Effects of the type and thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry* 117: 144–149.
 264. Turgut S, Bagis B (2013). Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 109: 179–186.
 265. Ogunyinka A, Palin WM, Shortall AC, Marquis PM (2007). Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites. *Dental Materials* 23: 807–813.
 266. Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, Von Fraunhofer JA (2004). Light transmission through all-ceramic dental materials: A pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 91: 441–446.
 267. Saraç D, Saraç Ş, Külünk T, KÜLÜNK Ş (2005). Farklı kor ve dentin kalınlıklarının tam seramik materyalinden ışık geçişi üzerine etkisi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 22: 169–174.
 268. Peixoto RTRC, Paulinelli VMF, Sander HH, Lanza MD, Cury LA, Poletto LTA (2007). Light transmission through porcelain. *Dental Materials* 23: 1363–1368.
 269. Myers ML, Caughman WF, Rueggeberg FA (1994). Effect of Restoration Composition, Shade, and Thickness on the Cure of a Photoactivated Resin Cement. *Journal of Prosthodontics* 3: 149–157.
 270. Lopes LG, Franco EB, Name Neto A, Herrera FS, Kurachi C, Castañeda-Espinosa JC, Lauris JRP (2004). Polymerization of a dual-cured cement through ceramic:

- LED curing light vs halogen lamp. *Journal of Applied Oral Science* 12: 312–316.
271. Ozturk N, Usumez A, Usumez S, Ozturk B (2006). Degree of conversion and surface hardness of resin cement cured with different curing units. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 96: 128.
 272. Cekic-Nagas I, Egilmez F, Ergun G (2012). Comparison of light transmittance in different thicknesses of zirconia under various light curing units. *Journal of Advanced Prosthodontics* 4.
 273. Dede DÖ, Ceylan G, Yilmaz B (2017). Effect of brand and shade of resin cements on the final color of lithium disilicate ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry* 117: 539–544.
 274. Sarı T, Ural Ç, Yüzbaşıoğlu E, Duran İ, Cengiz S, Kavut İ (2018). Color match of a feldspathic ceramic CAD-CAM material for ultrathin laminate veneers as a function of substrate shade, restoration color, and thickness.
 275. Alp G, Subaşı MG, Johnston WM, Yilmaz B (2018). Effect of surface treatments and coffee thermocycling on the color and translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry* 120: 263–268.
 276. Subaşı MG, Alp G, Johnston WM, Yilmaz B (2018). Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *Journal of Dentistry* 71: 38–42.
 277. Kang W, Park JK, Kim SR, Kim WC, Kim JH (2018). Effects of core and veneer thicknesses on the color of CAD-CAM lithium disilicate ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry* 119: 461–466.
 278. Dozić A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G (2007). Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *Journal of Prosthodontics* 16: 93–100.
 279. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *Journal of Prosthetic Dentistry* 101: 193–199.
 280. Khurana R, Tredwin CJ, Weisbloom M, Moles DR (2007). A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British Dental Journal* 203: 675–680.
 281. Klemetti E, Matela AM, Haag P, Kononen M (2006). Shade selection performed by novice dental professionals and colorimeter. *Journal of Oral Rehabilitation* 33: 31–35.
 282. Beatriz de Azevedo Cubas Sílvia Terra Fontes Guilherme Brião Camacho Flávio

- Fernando Demarco Tatiana Pereira-Cenci G, Professor A, Pereira-Cenci T (2011). *The effect of investment materials on the color of feldspathic ceramics* (C. 5), Dental Investigações Society.
283. Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E (2007). The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 97: 25–31.
 284. Kanoy BE (2005). Esthetic Color Training in Dentistry. *Journal of Prosthodontics* 14: 146–147.
 285. Yu B, Lee YK (2008). Differences in color, translucency and fluorescence between flowable and universal resin composites. *Journal of Dentistry* 36: 840–846.
 286. Luo XP, Zhang L (2010). Effect of veneering techniques on color and translucency of y-tzp. *Journal of Prosthodontics* 19: 465–470.
 287. Del Mar Pérez M, Saleh A, Yebra A, Pulgar R (2007). Study of the variation between CIELAB ΔE^* and CIEDE2000 color-differences of resin composites. *Dental Materials Journal* 26: 21–28.
 288. Gómez-Polo C, Muñoz MP, Lorenzo Luengo MC, Vicente P, Galindo P, Martín Casado AM (2016). Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *Journal of Prosthetic Dentistry* 115: 65–70.
 289. Lee YK (2005). Comparison of CIELAB Δe^* and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites. *Dental Materials* 21: 678–682.
 290. Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry* (C. 38), Elsevier, ss e57–e64.
 291. Pecho OE, Ghinea R, Alessandretti R, Pérez MM, Della Bona A (2016). Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas. *Dental Materials* 32: 82–92.



