

T.C
VAN YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ZİRKONYUM KOR VE FARKLI SİMANLAR KULLANILARAK
SİMANTE EDİLEN CAM SERAMİK KRONLARIN HIZLI
YAŞLANDIRMA SONRASI RENK DEĞİŞİMİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Mehmet Şerif AKDENİZ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Murat ESKİTAŞÇIOĞLU

VAN-2019

T.C
VAN YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ZİRKONYUM KOR VE FARKLI SİMANLAR KULLANILARAK
SİMANTE EDİLEN CAM SERAMİK KRONLARIN HIZLI
YAŞLANDIRMA SONRASI RENK DEĞİŞİMİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Mehmet Şerif AKDENİZ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Murat ESKİTAŐCIOĐLU

Bu araştırma Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi Tarafından TDH-2018-7009 nolu proje olarak desteklenmiştir.

VAN-2019

T.C
VAN YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ZİRKONYUM KOR VE FARKLI SİMANLAR KULLANILARAK
SİMANTE EDİLEN CAM SERAMİK KRONLARIN HIZLI
YAŞLANDIRMA SONRASI RENK DEĞİŞİMİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Mehmet Şerif AKDENİZ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

İmza
Ünvanı, Adı, Soyadı
Jüri Başkanı

İmza
Ünvanı, Adı, Soyadı

İmza
Ünvanı, Adı, Soyadı

TEZ KABUL TARİHİ

Teşekkür

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca bana her konuda destek olan, engin bilgi ve tecrübesinden fazlasıyla yararlandığım çok değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Murat Eskitaşçıoğlu'na teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitim sürecimde pratik ve teorik bilgilerinden faydalandığım bölüm hocalarım Dr. Öğr. Üyesi Beyza Ünalın Değirmenci'ye, Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Uğur'a ve Dr. Öğr. Üyesi İdris Kavut'a teşekkür ederim.

Berber çalışmaktan keyif aldığım sevgili bölüm arkadaşlarım, Murat Mert Akbal'a, Rabia Bozbay'a, Beyza Karadağ'a, Tuğba Aycan Eryurt'a, Merve Öztürk Ak'a, Özgür Ozan Tanrı Kurt'a, Önder Cengiz'e, Lana Bahram'a, Ferhat Rasool'a Ribaz Kakai'ye, Suhan İnal'a ve Zübeyde Yıldız'a teşekkür ederim.

Hayatım boyunca beni her konuda destekleyen, dürüstlüğü ve çalışkanlığın değerini öğreten, karşılıksız sevgisini ve emeğini hiçbir zaman esirgemeyen, bana güç veren babam Mehmet Akdeniz'e; annem Amine Akdeniz'e ve kardeşlerime teşekkür ederim.

Emeği, sevgisi ve sabrı ile her zaman yanımda olan hayat arkadaşım, can yoldaşım, sevgili eşim Hümeysa Akdeniz'e ve varlığıyla hayatımıza neşe katan kızım Cemre'ye sonsuz teşekkürler.

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay.....	II
Teşekkür.....	III
İçindekiler.....	IV
Simgeler ve Kısaltmalar.....	VIII
Şekiller.....	X
Tablolar.....	XII
1.GİRİŞ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Dental CAD/CAM Sistemleri.....	2
2.1.1.CAD/CAM Sistemi.....	2
2.1.2.CAD/CAM Sisteminin Komponentleri.....	3
2.1.2.1.Tarayıcı (Scanner).....	3
2.1.2.2.Dizayn yazılımı (Software).....	5
2.1.2.3 Donanım (Hardware).....	6
2.1.3 CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları.....	6
2.1.4. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları.....	7
2.2. CAD/CAM Materyalleri.....	7
2.2.1. Seramik Materyaller.....	8
2.2.1.1. Cam Seramikler.....	9
2.2.1.2. Oksit Seramikler.....	13
2.2.1.3. Hibrid/Nano Seramikler.....	15
2.2.2. Kompozitler.....	16
2.2.3. Polimerler.....	16
2.2.4. Metaller.....	16
2.3. Dental Simanlar.....	17
2.3.1. Dental Simanların Sınıflandırılması.....	17
2.3.2. Rezin Simanlar.....	18
2.3.2.1. Akrilik Rezin Simanlar.....	19
2.3.2.2. Adeziv Rezin Simanlar.....	20
2.3.2.3. Dimetakrilat (Kompozit) Rezin Simanlar.....	20

2.3.2.4. Self Adeziv Rezin Simanlar.....	24
2.3.2.4.1. Kompozisyonları.....	25
2.3.2.4.2. Endikasyonları.....	26
2.3.2.4.3. Avantajları.....	26
2.3.2.4.4. Self Etch ve Self Adeziv Rezin Siman Kullanımında Dikkat Edilecek Noktalar.....	26
2.3.2.4.5. Rezin Simanlarda Renklenmeye Neden Olan Faktörler.....	27
2.4. Renk Kavramı.....	29
2.4.1. Rengin Algılanması.....	33
2.4.1.1. Işık.....	33
2.4.1.2. Objeler.....	34
2.4.1.3. Gözlemci.....	35
2.4.2. Munsell Renk Sistemi.....	35
2.4.2.1. Hue (Ana Renk).....	36
2.4.2.2. Value (Parlaklık).....	36
2.4.2.3. Chroma (Yoğunluk,Doygunluk).....	37
2.4.3. CIE XYZ Renk Sistemi.....	38
2.4.4. CIE L*a*b* Renk Sistemi.....	39
2.5. Işık ve Renk Terimleri.....	43
2.5.1. Metamerizm.....	43
2.5.2. Kırılma ve Yansıma.....	44
2.5.3. Translüsensi, Saydamlık (Transparanlık), Opasite	44
2.5.4. Floresans	45
2.5.5. Fosforesans.....	45
2.5.6. Opalesans	45
2.5.7. Pigmentasyon	46
2.6. Renk Ölçüm Yöntemleri.....	46
2.6.1. Görsel Ölçüm.....	47
2.6.2. Renk Ölçüm Cihazları ile Ölçüm.....	47
2.6.2.1. Kolorimetreler.....	48
2.6.2.2. Spektrometreler.....	50
2.6.2.3. Spektrofotometreler.....	51

2.6.2.4. Dijital Kameralar.....	52
2.7. Termal Siklus.....	53
3. MATERYAL VE METOD.....	55
3.1. Çalışmada Kullanılan Cihaz ve Materyaller.....	55
3.2. Grupların Belirlenmesi.....	59
3.3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	59
3.3.2. Çalışma Modelinin Elde Edilmesi.....	60
3.3.3. Çalışma Modelinden Dijital Ölçü Alımı ve Tasarımı.....	61
3.3.4. Restorasyonların Üretimi	62
3.3.5. Örneklerin Temizlenmesi ve Glaze İşlemleri.....	62
3.3.6. Restorasyonların Simantasyon İşlemleri.....	64
3.3.6.1. Rely X U200 Siman Grubunun Simantasyonu.....	65
3.3.6.2. G-CEM LinkForce Siman Grubunun Simantasyonu.....	65
3.3.6.3. Panavia V5 Siman Grubunun Simantasyonu	66
3.3.7. Renk Ölçüm Düzenekinin Hazırlanması.....	67
3.3.8. Restorasyonların Renk Değerlerinin Ölçülmesi.....	67
3.4. Restorasyonların Renk Değerlerinin Karşılaştırılması.....	68
3.5. İstatistik Yöntem ve Gereçleri.....	68
4. BULGULAR.....	70
4.1. Renk Analizi Bulguları	70
4.1.1. Restorasyonların L, a, b, Değerlerinin Karşılaştırılması.....	70
4.2.1.1. Rely X U200 Siman Grubundaki Restorasyonların L, a, b Değerlerinin Karşılaştırılması.....	70
4.2.1.2. G-CEM LinkForce Siman Grubundaki Restorasyonların L, a, b Değerlerinin Karşılaştırılması.....	74
4.2.1.3. Panavia V5 Siman Grubundaki Restorasyonların L, a, b Değerlerinin Karşılaştırılması.....	79
4.2.2. Restorasyonların Simantasyon İşlemi ile Oluşan Renk Farklılıklarının CIEDE2000 Formülasyonu ile Değerlendirilmesi.....	84
4.2.2.1. Rely X U200 ile Simante Edilen Restorasyonların Termal Siklus İşlemi Sonrası Oluşan Renk Farklılıklarının CIEDE2000 Formülasyonu ile Değerlendirilmesi.....	84
4.2.2.2. G-CEM LinkForce ile Simante Edilen Restorasyonların Termal Siklus İşlemi Sonrası Oluşan Renk Farklılıklarının CIEDE2000 Formülasyonu ile Değerlendirilmesi	87
4.2.2.2. Panavia V5 ile Simante Edilen Restorasyonların Termal Siklus İşlemi Sonrası	

Oluşan Renk Farklılıklarının CIEDE2000 Formülasyonu ile Değerlendirilmesi	91
5. TARTIŞMA.....	96
6. SONUÇ.....	117
ÖZET.....	119
ABSTRACT.....	120
KAYNAKLAR.....	121
ÖZGEÇMİŞ.....	135



Simgeler ve Kısaltmalar

ANOVA	: Varyans analizi
a	: Kırmızı yeşil skaladaki yeri
$Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$: Kaolin
AB_2O_3	: Boron Oksit
Al_2O_3	: Alüminyum Oksit
b	: Mavi sarı skaladaki yer
Bis-EMA	: Etoksillenmiş Bisfenol A dimetakrilat
Bis-GMA	: Bisphenol A-glycidyl Methacrylat
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAI	: Computer Aided İmpression (Bilgisayar Destekli Ölçü)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
CaO	: Kalsiyum Oksit
CIE	: Commission International de l'Eclairage (Uluslararası Aydınlatma Komisyonu)
CIEDE2000	: CIE renk farkı formülasyonu
CIELab	: CIE renk farkı formülasyonu
ΔE	: CIELab formülasyon birimi
ΔE_{00}	: CIEDE2000 formülasyon birimi
EBA	: Etoksi Benzoik Asit
EM	: Elektromanyetik
HEMA	: Hidroksietil Metakrilat
ISO	: International Organization for Standardization (Uluslararası Standartlar Teşkilatı)
$KAlSi_2O_6$: Lössit
$KAlSi_3O_8$: Feldspar
K_2O	: Potasyum Oksit
L	: Lightness miktar
LT	: Düşük translüent
LED	: Light Emitted Diode
Li_2SiO_5	: Lityum Disilikat

4- META	:4-Metakriloksi Etil Trimellitat Anhidrit
MDP	: 10-Metakrilooksidesil Dihidrojen Fosfat
MDTP	: Merthacryloyloxydecyl Dihydrogen Thiophosphate
MgAl ₂ O ₄	: Magnezyum Alüminyum Oksit
MMP	: Matriks Metalloproteinaz
Na ₂ O	: Sodyum Oksit
Nm	: Nanometre
QTH ^[1] _[SEP]	: Quartz –Halogen
pH	: Asitlik derecesi
SiO ₂	: Kuartz
TEGDMA	: Triethyleneglycol-dimethacrylate
TiO ₂	: Titanyum Dioksit
UDMA	: Urethane Dimethacrylate
U.V.	: Ultraviyole
Y-TZP	: İtiryum ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristalini
ZOE	: Çinko Oksit Öjenol

[1]
[SEP]

Şekiller

Şekil 1. Newton'un Deneysel Düzenegi.....	30
Şekil 2. Newton'un Renk Çemberi.....	31
Şekil 3. Elektromanyetik Dalga Tayfı.....	34
Şekil 4. Munsell Renk Sistemi.....	35
Şekil 5. Renk Tonu (Hue).....	36
Şekil 6. Value Skalası.....	37
Şekil 7. Munsell'in Renk Diagramı.....	37
Şekil 8. CIE XYZ Sistemi ve Tristimulus Değerleri Eğrisi.....	38
Şekil 9. CIE L*a*b* Renk Sistemi ve Koordinatları.....	39
Şekil 10. CIEDE2000 Formülasyon Açılımı.....	43
Şekil 11. Kolorimetre Renk Ölçüm Cihazı.....	49
Şekil 12. Spektrometre Renk Ölçüm Cihazı.....	50
Şekil 13. Spektrofotometre Renk Ölçüm Cihazı.....	51
Şekil 14. Çalışmada Kullanılan Termal Siklus Cihazı.....	54
Şekil 15. Gündük Tasarımının Farklı Açılardan Görünümü.....	59
Şekil 16. Milleme Cihazı ve Elde Edilen Gündük Örnekleri.....	60
Şekil 17. Gündüğün Dijital Ölçü İçin Alçı Modelde Mumla Sabitlemesi.....	60
Şekil 18. Dijital Model Elde Edilmesi.....	61
Şekil 19. Dijital Tasarım Oluşturulması.....	61
Şekil 20. Dijital Olarak Elde Edilen Zirkonyum Gündük ve Cam Seramik Kron.....	62
Şekil 21. Restorasyon ve Gündüğün Farklı Açılardan Uyumu.....	62
Şekil 22. Feldspatik Cam Seramik Kronlara Glaze İşlemi Uygulanması.....	63
Şekil 23. Elde Edilen Tüm Örnekler.....	63
Şekil 24. Çalışmada Kullanılan Simanlar.....	64
Şekil 25. Örneklerin Asitlenmesi ve Primerin Sürülmesi.....	64
Şekil 26. Örneklerin Simantasyon İşlemleri.....	65
Şekil 27. Spektrofotometre Cihazının Kalibre Edilmesi.....	67
Şekil 28. Restorasyonların Renk Değerlerinin Ölçümü.....	68
Şekil 29. A1, A2, A3 ve A4 Gruplarının Yaşlandırma Süresine Bağlı L, a, b Değerlerinin İstatistiksel Grafiği.....	74

Şekil 30. B1, B2, B3 ve B4 Gruplarının Yaşlandırma Süresine Bağlı L, a, b Değerlerinin İstatistiksel Grafiği.....	79
Şekil 31. C1, C2, C3 ve C4 Gruplarının Yaşlandırma Süresine Bağlı L, a, b Değerlerinin İstatistiksel Grafiği.....	84
Şekil 32. A1, A2, A3 ve A4 Grupları Arası Ortalama ΔE_{00} Değerleri.....	85
Şekil 33. B1, B2, B3 ve B4 Grupları Arası Ortalama ΔE_{00} Değerleri.....	88
Şekil 34. C1, C2, C3 ve C4 Grupları Arası Ortalama ΔE_{00} Değerleri.....	92



Tablolar

Tablo 1. Tarama Özelliklerine Göre CAD/CAM Sistemleri.....	4
Tablo 2. Tam Seramik Restorasyonlarda Kullanılan Bazı CAD/CAM Blokları.....	8
Tablo 3. Prizmadan Geçen Renkler Ve Dalga Boyları.....	32
Tablo 4. O'Brien'in Klinik Olarak Renk Eşlemesi.....	40
Tablo 5. NBS Kriterleri	41
Tablo 6. Günümüzde Kullanılan Renk Ölçüm Cihazları.....	48
Tablo 7. Çalışmada Kullanılan Zirkonyum ve Seramik Materyaller.....	55
Tablo 8. Çalışmada Kullanılan Donanımlar.....	56
Tablo 9. Çalışmada Kullanılan Yazılımlar.....	57
Tablo 10. Çalışmada Kullanılan Simanlar.....	58
Tablo 11. Feldspatik Cam Seramik Kronlar İçin Glaze Parametreleri.....	63
Tablo 12. Rely X U200 Siman Grubundaki Restorasyonların Ortalama L, a, b Değerleri.....	70
Tablo 13. A1, A2, A3 ve A4 Gruplarındaki L değerlerinin Ortalama ve Standart Sapma Değerleri.....	71
Tablo 14. A1, A2, A3 ve A4 Gruplarındaki L Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi	71
Tablo 15. A1, A2, A3 ve A4 Gruplarındaki L değerlerinin Tukey Testi Sonucu.....	72
Tablo 16. A1, A2, A3 ve A4 Gruplarındaki a Değerlerinin Ortalama ve Standart Sapma Değerleri.....	72
Tablo 17. A1, A2, A3 ve A4 Gruplarındaki a Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi.....	73
Tablo 18. A1, A2, A3 ve A4 Gruplarındaki b Değerlerinin Ortalama ve Standart Sapma Değerleri.....	73
Tablo 19. A1, A2, A3 ve A4 Gruplarındaki b Değerinin Gruplar Arası Varyans Analizi.....	73
Tablo 20. G-CEM LinkForce Siman Grubundaki Restorasyonların Ortalama L, a, b Değerleri.....	74
Tablo 21. B1, B2, B3 ve B4 Gruplarındaki L Değerlerinin Ortalama Ve Standart Sapma Değerleri.....	75
Tablo 22. B1, B2, B3 ve B4 Gruplarındaki L Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi	75
Tablo 23. B1, B2, B3 ve B4 Gruplarındaki L değerleri arasında yapılan Tukey Testi.....	76
Tablo 24. B1, B2, B3 ve B4 Gruplarındaki a Değerlerinin Ortalama Ve Standart Sapma Değerleri.....	76
Tablo 25. B1, B2, B3 ve B4 Gruplarındaki a Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi ,.....	77

Tablo 26. B1, B2, B3 ve B4 Gruplarındaki a Değerleri Arasında Yapılan Tukey Testi....	77
Tablo 27. B1, B2, B3 ve B4 Gruplarındaki b Değerlerinin Ortalama ve Standart Sapma Değerleri.....	78
Tablo 28. B1, B2, B3 ve B4 Gruplarındaki b Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi	78
Tablo 29. B1, B2, B3 ve B4 Gruplarındaki b Değerleri Arasında Yapılan Tukey Testi....	79
Tablo 30. Panavia V5 Siman Grubundaki Restorasyonların Ortalama L, a, b Değerleri ...	80
Tablo 31. C1, C2, C3 ve C4 Gruplarındaki L Değerlerinin Ortalama ve Standart Sapma Değerleri.....	80
Tablo 32. C1, C2, C3 ve C4 Gruplarındaki L Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi	81
Tablo 33. C1, C2, C3 ve C4 Gruplarındaki. L Değerleri Arasında Yapılan Tukey Testi...81	
Tablo 34. C1, C2, C3 ve C4 Gruplarındaki a Değerlerinin Ortalama ve Standart Sapma Değerleri.....	82
Tablo 35. C1, C2, C3 ve C4 Gruplarındaki a Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi	82
Tablo 36. C1, C2, C3 ve C4 Gruplarındaki b Değerlerinin Ortalama ve Standart Sapma Değerleri.....	83
Tablo 37. C1, C2, C3 ve C4 Gruplarındaki b Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi	83
Tablo 38. C1, C2, C3 ve C4 Gruplarındaki b Değerleri Arasında Yapılan Tukey Testi ...83	
Tablo 39. Araştırma Gruplarının Simantasyon Sonrası ve Termal Döngü Sonrası Ortalama ΔE_{00} Değerleri.....	85
Tablo 40. Araştırma Gruplarının Simantasyon Sonrası ve Termal Döngü Sonrası Ortalama ΔE_{00} Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi.....	86
Tablo 41. Araştırma Gruplarının Simantasyon Sonrası ve Termal Döngü Sonrası Ortalama ΔE_{00} Değerlerinin Tukey Testi Sonuçları.....	86
Tablo 42. Restorasyonların Simantasyon Sonrası ve Termal Döngü Sonrası Ortalama ΔE_{00} Değerleri.....	88
Tablo 43. Araştırma Gruplarının Simantasyon Sonrası ve Termal Döngü Sonrası Ortalama ΔE_{00} Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi.....	88
Tablo 44. Araştırma Gruplarının Simantasyon Sonrası ve Termal Döngü Sonrası Ortalama ΔE_{00} Değerlerinin Tukey Testi Sonuçları.....	89
Tablo 45. Restorasyonların Simantasyon Sonrası ve Termal Döngü Sonrası Ortalama ΔE_{00} Değerleri.....	91
Tablo 46. Araştırma Gruplarının Simantasyon Sonrası ve Termal Döngü Sonrası Ortalama ΔE_{00} Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi.....	92
Tablo 47. Araştırma Gruplarının Simantasyon Sonrası ve Termal Döngü Sonrası Ortalama ΔE_{00} Değerlerinin Tukey Testi Sonuçları.....	93

1. GİRİŞ

Teknolojinin gelişmesiyle birlikte diş hekimliği alanında tedavi protokolleri de değişmekte ve gelişmektedir. Buna paralel olarak yükselen hayat standartları hastaların daha doğal görünen restorasyon isteklerini de beraberinde getirmiştir. Bundan dolayı doğal yapıya benzer özellikte materyal seçimi daha fazla önem kazanmaktadır.

Estetik beklentilerin karşılanması yanında seçilen materyallerin dayanımları ve biyouyumlu olmaları da yapılan tedavinin başarısında büyük rol oynar. Günümüzde mine ve dentin yapısının ağız içi ve dışı etkilere karşı ortaya koyduğu optik, termal ve mekanik tepkileri verebilen materyallerin üretimi ana hedefdir. Henüz bu değerlerin hepsini içinde barındıran bir materyal bulunmamaktadır. Bu bağlamda kullanılan dental materyaller arasında doğal dişe en yakın optik özelliklere sahip olan tam seramikler, estetik restorasyonların yapımında tercih edilmektedirler (Andreatta Filho ve ark., 2003).

Diş ve çevre dokular ile uyumlu, mekanik olarak dişin özelliklerini taşıyan veya benzer özellikler sergileyen bir restorasyonun simantasyon sonrasında bu özelliklerini uzun dönemde devam ettirebilmesi, tedavinin uzun dönem başarı için en önemli kriterlerden birisidir. Tedavinin uzun dönem başarısını etkileyen faktörlerden bir diğeri ise kullanılan simanlara bağlı gelişen renk değişiklikleridir. Bu bağlamda çalışmanın ana konusu olan simanların renk değişimini daha sağlıklı yapabilmek için CAD/CAM sistemleri yardımıyla kron ve dayanak yapılar üretilmiş ve seramik kronların siman film aralıkları sabit tutulmuştur.

Bu çalışmada; zirkonyum kor üzerine santral diş formunda üretilen feldspatik seramik kronların simantasyonunda kullanılan 3 farklı dual cure siman, Rely X U200 (3M ESPE St. Paul, MN, USA), G-CEM LinkForce (GC Corporation, Tokyo, JAPAN), Panavia V5 (Kuraray, Noritake Dental Kurashiki, JAPAN), termal siklus cihazında hızlı yaşlandırmaya tabi tutulmuştur. Hızlı yaşlandırma sonrası restorasyonlarda oluşan renk değişimleri incelenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental CAD/CAM Sistemleri

2.1.1. CAD/CAM Sistemi

1950'li ve 1960'lı yıllarda diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) prototipleri endüstriyel ortamlarda kullanılmaya başlandığında heyecan verici gelişmeler kaydedilmiştir (E. Dianne Rekow, 2006). Bilgisayar donanım ve yazılım alanlarındaki sürekli gelişmeler, yeni üretim yöntemlerinin ve yeni tedavi konseptlerinin gelişmesine katkı sunmasının yanında daha düşük maliyetli olmasını da sağlamıştır. CAD/CAM teknolojisiyle birlikte, diş hekimlerinin ve laboratuvarların daha estetik ve dayanıklı restorasyon oluşturabilmesine ve üretilebilmesine olanak tanımıştır (Beuer ve ark., 2008).

Bu alandaki ilk çalışma 1971 yılında Dr. Duret ile başladı. Bu yıldan itibaren makine yardımıyla kron üretimi konusunda çalışmalarını sürdüren Duret'in geliştirdiği Sopha® sistemi birçok CAD/CAM sisteminin gelişmesinde büyük rol oynamıştır. Daha sonra Dr. Moermann CEREC® sistemini geliştirmiştir (T. Miyazaki ve Hotta, 2011; MIYAZAKI ve ark., 2009). CEREC® (CEramic-REConstruction) sistemi, muayenehane ortamında bir intraoral kamera vasıtasıyla direkt olarak ağızdan ölçü alımı ve sonrasında milled ünite seramik restorasyonun üretimi ile aynı gün içerisinde restorasyonun teslim edilmesi imkanı sunmuştur. Bu sistemin tanıtılmasıyla birlikte CAD/CAM kavramı diş hekimliğinde daha da yaygınlaşmıştır (Miyazaki ve Hotta, 2011; Miyazaki ve ark., 2009; E. Dianne Rekow, 2006).

CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesindeki ana sebepler; geleneksel ölçü yöntemlerinden vazgeçmek, bilgisayar yardımıyla uygun anatomik ve fonksiyonel restorasyon tasarlayabilmek, masa başında restorasyonu üretebilmek, restorasyonun biyomekanik özelliklerini geliştirmek ve daha iyi bir estetik sağlamaktır (G.J. Christensen, 2001; T. Miyazaki ve Hotta, 2011).

2.1.2. CAD/CAM Sisteminin Komponentleri

Tüm CAD/CAM sistemleri üç fonksiyonel kısımdan oluşmaktadır; işlem yapılacak dişlerin, komşu dişlerin ve oklüzyonu sağlayan diş geometrisinin taranmasını ve elde edilen üç boyutlu verilerin kaydedilmesini sağlayan *tarayıcı cihaz*; konvansiyonel dental gereksinimlere göre restorasyonun dizaynını sağlayan *CAD yazılımı*; restorasyonun üretimini sağlayan *CAM ünitesi* (Uzun, 2008). Bu üç fonksiyonel kısmın bir arada olmasına göre “kapalı”, ayrı olmasına göre “açık” sistemler mevcuttur. Açık sistemler, endüstriyel açıdan uygun sistemlerdir. Farklı CAM üniteleri arasında bağlantı sağlanabileceği gibi, farklı üretim merkezleri arasında da seçim olanağı sağlar (Van Noort, 2012).

2.1.2.1. Tarayıcı (Scanner)

Sistemin bilgi toplayan parçasıdır. Diş hekiminin yaptığı diş preparasyonunu, komşu dişleri ve oklüzyondaki dişlerin geometrisini intraoral ya da ekstraoral olarak tarar (Tinschert ve ark., 2004).

Temelde iki türlü görüntüleyebilme seçeneği vardır:

a) Optik Tarayıcı

Bu tarayıcıda görüntüsü alınacak nesnelerin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için triangulasyon prosedürü uygulanır. Beyaz ışık, renkli ışık ya da lazer projeksiyonu kullanılarak güdük üzerinden optik tarama yapılır. Işık kaynağı ve reseptör ünite birbirleriyle uygun açıda yerleşmelidir. Optik tarayıcıların büyük çoğunluğunun harekete duyarlı olması nedeniyle optik tarama yapılırken hastaya bağlı ufak hareketlerde bile verilerin yanlış kaydedilmesine neden olmaktadır. Hızlı ve yüksek çözünürlükte verilerin elde edilmesi optik tarayıcıların avantajlarıdır. Birçok CAD/CAM sisteminde tarayıcı, sistemin bir parçasıdır ve yalnızca uygun CAD yazılımı ile çalışmaktadır (Strub ve ark., 2006).

b) Mekanik Tarayıcı

Mekanik tarayıcıda iğne ucu, küre ya da pin kullanarak güdük üzerinden mekanik tarama yapılır. Bu görüntülemeye ana modelin mekanik olarak üç boyutlu ölçümü yapılır. Bu tarama sisteminde tarayıcı uç çapı, üretim sisteminde oluşturulabilecek en küçük grene uyumlu olarak hazırlanmıştır ve ölçüm yaptığı her noktayı üretebilme yeteneğine sahiptir. Diş hekimliğinde en yaygın kullanılan mekanik tarayıcı Procera Sistemi'dir (Nobel Bio-care, Göteborg, Sweden).

CAD/CAM sistemleri arasında yüzeyin taranarak verilerin elde edilmesi aşamasındaki farklılıklar Tablo 1'de gösterilmektedir.

Tablo 1. Tarama Özelliklerine Göre CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM Sistemi	Dijital Okuma			
	Mekanik	Optik		
		Ekstraoral	İntraoral	Işık Kaynağı
Lava®		+		Beyaz ışık
ce. Novation	+	+	+	Rastgele
Pro 50™. WaxPro™		+		Beyaz ışık
DCS Precident®		+		Lazer
DECIM		+		Lazer
Cercon®smart Ceramics		+		Lazer
Perfactory®	+	+	+	Görünür ışık
Bego Medifactoring		+		Beyaz ışık
Etkon		+		Lazer

GN-I		+		Lazer
DiGident		+		Beyaz ışık
ZFN-Verfahren, Xawex Dental System		+		Lazer
Everest®		+		Beyaz ışık
Celay®	Kopyalama			
Procera®	+			
Triclone 90	+			
CEREC®		+	+	Beyaz ışık
EDC®		+		Lazer
WOL-CERAM		+		Lazer
ATLANTIS		+		Lazer

2.1.2.2. Dizayn Yazılımı (Software)

Bilgisayar ekranında restorasyonun üç boyutlu dizaynı ve planlamasının yapılabilmesi için bir bilgisayar ünitesi içerir. Kişiyeye özgü adapte edilmiş restorasyonun dizaynına ve üretilmesine izin veren birçok yazılım programı geliştirilmiştir. Kullanıcı CAD yazılımında bulunan şablonları direkt kullanabileceği gibi, modifikasyonlar oluşturarak kendi tasarımını da yapabilmektedir. Yazılım programları genellikle CAD/CAM sistemine özgüdür ve diğer sistemlerle uyumluluk göstermemektedir. Restorasyonun tasarımı tamamlandığında, CAD yazılımı sanal modeli farklı bir formata dönüştürerek CAM ünitesinin üretime geçmesini sağlamaktadır (Strub ve ark., 2006). Günümüzde kullanılan CAD/CAM sistemlerinin yazılımları sürekli olarak geliştirilmekte ve oluşturulan güncellemeler ile kullanıcılara, farklı tasarımlardaki restorasyonları üretebilme imkanı sunmaktadır (Li ve ark., 2014).

2.1.2.3. Donanım (Hardware)

Bilgisayar kontrolüyle çalışan aşındırma makinelerini kapsar. Blok halindeki materyallerin frezelenmesiyle restorasyon üretilir. Teknolojik gelişmeler ile restorasyon üretiminde eksiltme yöntemi ve eklemeli üretim yöntemi (Additive Manufacturing) günümüzde kullanılmaktadır. Eksiltme yöntemi ile restorasyon üretimi yapılan CAM cihazlarında prefabrik materyaller kullanılır. Genel olarak CAM üretiminden sonra bazı manuel düzeltmeler, final cilalanmalar, renklendirmeler ve porselen uygulamaları diş teknisyeni tarafından yapılır (Strub ve ark., 2006; Tinschert ve ark., 2004).

Eksiltme yöntemi ile üretim yapan CAM cihazları, akslarının sayıları ile birbirlerinden ayırt edilirler. Restorasyon üretiminde frezin ve kullanılan materyalin uzaysal düzlemde hareket edebildiği yönlerin sayısına göre 3 (Sirona MC, vb.), 4 (Zeno, Wieland–Imes, vb.) ve 5 akslı (Everest Engine, Sirona MCX5, vb.) olmak üzere farklı aks sayılarına sahip CAM cihazları kullanılmaktadır (E. Diannie Rekow, 1991; W. Schneider, 2007). Restorasyonların üretimlerindeki detay, aksların sayısı ile büyük oranda ilişkilidir. Aks sayısındaki artış ile blokların işlenebilme yeteneği artmaktadır. Restorasyonların kalitesi; dijitalleştirilebilme, kullanılan materyal, veri işlenmesi ve üretim süreci ile alakalıdır (Beuer ve ark., 2008).

2.1.3. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

- CAD/CAM sistemleri ile restorasyon üretiminde konvansiyonel yöntemlere göre üretim esnasında oluşabilecek çapraz enfeksiyon riski azalmaktadır.
- Dijital ölçü yöntemleri ile geleneksel ölçü yöntemlerine göre hasta ve hekimin konforu artmaktadır.
- Restorasyonlar tek seansta uygulanabildiği için ölçü alımını, geçici kron hazırlanmasını, ilave malzeme ve personel ihtiyacını ortadan kaldırarak hem hastalar hem de hekimler için zaman kazancı sağlar.
- CAD/CAM sistemleri farklı parametreleri (prepare edilen kavite şekli, materyal kalınlığı, siman kalınlığı, vs.) kontrol kolaylığı sağlamaktadır.
- Yüksek kalitede restorasyon üretimi mümkündür.
- Restorasyon üretimi ikincil kişilere bağlı hata risklerini azaltmaktadır.

- Kayıt edilen verilerin yardımıyla restorasyonların tekrar üretilebilme imkanı sağlamaktadır.
- Endüstriyel blok kullanımı ile daha yüksek dirençte ve daha güvenilir restorasyon üretimi mümkündür (Fuster-Torres ve ark., 2009; Miyazaki ve ark., 2009).

2.1.4. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

- Kullanılan sistemlerin yüksek maliyetli olması.
- Subgingival marjnlere sahip preparasyonlardan görüntü alınması sırasında problemler oluşabilmekte, bu nedenle geleneksel sabit protez yapımında olduğu gibi bir diş eti retraksiyonu yapmanın zorunlu hale gelmesi.
 - Artikülasyon ve okluzyon hareketlerinin restorasyon tasarımına yansıtılmasındaki güçlükler.
 - Endüstriyel blok kullanımı nedeniyle bazı sistemlerde renk seçeneğinin sınırlı olması.
 - Deneyimli kullanıcı gerekliliği.
 - Bazı CAD/CAM sistemlerinde üreticinin tasarım yöntemlerinin dışına çıkılamaması.
 - Artikülasyon ve okluzyon hareketlerinin restorasyon tasarımına yansıtılmasında yetersizlikler bulunması (Hickel R, Dasch W, Mehl A, 1997; P. R. Liu ve ark., 1993; Mehl ve Hickel, 1999; Miyazaki ve ark., 2009).

2.2. CAD/CAM Materyalleri

CAD/CAM sisteminde kullanılmak üzere özel olarak geliştirilen seramik bloklar, yüksek basınç altında sıkıştırılarak elde edildikleri için porözite ve artık stres içermezler; yüksek mekanik özelliklere ve yoğunluğa sahiptirler (Giordano, 2006). Bu homojen bloklar kullanılarak restorasyonlar, hızlı bir şekilde üretilebilirler. Polisaj ve glazür işlemleri kolaylıkla uygulanır ve klinik olarak kabul edilebilir kalitededirler. Ayrıca mikroyapıdaki partiküller mekanik direnci artırırken, karşıt dişin aşınmasını azaltır ve dişi güçlendirerek ömrünü uzatır. (Giordano, 2006; Mo ve Bindl, 2002). Isı altında sıkıştırılabilir seramikler gibi, CAD/CAM seramikleri de prefabrike bloklar

halinde hazır bulunmaktadır. Bu bloklara frezeleme işlemi ya da bilgisayar kontrolünde çalışan cihazlar ile kesim işlemi uygulanır. CAD/CAM siteminde birçok farklı materyalden üretilmiş bloklar kullanılmaktadır.

Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM materyalleri tablo 2’de gösterilmiştir.

Tablo 2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Bazı CAD/CAM Blokları

Sınıflama	Marka Adı (Üretici Firma)
▪ Estetik seramikler (Feldspatik)	▪ Vitablocs Mark II (Vident) ▪ CEREC Bloklar (Sirona Dental)
▪ Estetik seramikler (Lösit)	▪ IPS Empress CAD (Ivoclar) ▪ Paradigm C (3M ESPE)
▪ Yüksek dayanıma sahip seramikler	▪ IPS e.max CAD (Ivoclar) ▪ Rosetta SM (Hass)
▪ Kompozit rezin içerikli seramikler	▪ Paradigm MZ100 (3M ESPE) ▪ Lava Ultimate (3M ESPE) (Resin Nano Ceramics) ▪ Vita Enamic (Vident) (Hybrid Ceramics) ▪ CERASMART(GC) (Flexible Nano Ceramics)
▪ Zirkonyum içerikli seramikler	▪ Vita suprinity (Vident)
▪ Geçici bloklar	▪ Vita CAD-Temp (Vident) ▪ Telio-CAD (Ivoclar)

2.2.1. Seramik Materyaller

Geleneksel ve CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen seramik materyaller günümüzde restoratif diş hekimliği tedavilerinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Giordano, 2006; Miyazaki ve ark., 2009; Tinschert ve ark., 2004). Diş hekimliğinde kullanılan seramik materyallerin çoğu silisyum (Si) esaslıdır ve genellikle silika (silisyum dioksit) içermektedirler. Seramik materyallerin optik

özelliklerinin dişe daha yakın olması, biyolojik dokularla uyumunun iyi olması, diş dokusuna yakın termal genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahip olması nedeniyle tercih edilmektedir (McLean ve Odont, 2001). Seramik restorasyonların üretim yöntemlerindeki ilerlemeler ve zaman geçtikçe geliştirilen mekanik özellikleri ile kullanım alanları genişlemiştir (Attia ve Kern, 2004).

2.2.1.1. Cam Seramikler

a) Feldspatik Cam Seramikler

Geleneksel dental feldspatik seramikler; feldspar ($KAlSi_3O_8$), quartz (SiO_2) ve kaolin ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) minerallerinin karışımı ile oluşurlar. Feldspatik materyaller çok iyi estetik özelliklere sahiptirler (Giordano, 2006). Feldspatik seramikler laminate veneer (Wiedhahn, 2005), anterior-posterior tek kron (Bindl ve Mörmann, 2004) ve inley/onley restorasyonların (Sjögren ve ark., 1998) yapımı için kullanılabilirler. Bunun yanında posterior bölgedeki okluzal kuvvetler karşısında yeterli kırılma dayanımına sahip olmadığı, premolar bölgelerde ise doğal dişlere yakın kırılma dayanım değerleri gösterdiği bildirilmiştir (Attia ve Kern, 2004). Feldspatik cam seramik bloklar üretim için tamamen sinterlenmiş şekilleriyle kullanılmaktadır. Fabrikasyon feldspatik cam seramik bloklar geleneksel feldspatik seramikler ile benzer içeriklere sahiptirler. Blokların üretimi sırasında yumuşak kıvama getirilmiş olan seramik karışımı, özel kalıplarda basınç altında şekillendirilir. Kalıptan çıkarılan bloklar kurutulduktan sonra fırınlanarak CAM cihazlarında işlenecek hale getirilirler. İçeriğinde ağırlığına oranla % 56-64 SiO_2 , % 20-23, Al_2O_3 , % 6-9 Na_2O , % 6-8 K_2O , % 0,3 - 0,6 CaO , % 0,0-0,1 TiO_2 ve bazı renklendirici maddeler bulunmaktadır (Giordano, 2006).

CAD/CAM yardımıyla üretilen ilk restorasyon 1985 yılında bir inley restorasyonudur. Üretim için ince grenli feldspatik cam seramik (Vita Mark 1, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) blok kullanılmıştır (Giordano, 2006). Feldspatik cam seramik bloklar kullanılarak üretilmiş inley/onley restorasyonların 10 yıllık takibi ile bildirilen raporlarda %90'a ulaşan oranlarda başarı gösteren çalışmalar mevcuttur (Giordano, 2006). Vita Mark 2 (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) feldspatik cam seramik bloklar 1991 yılında glaze işlemi ile beraber

(Giordano, 2006) 100-160 MPa (Bindl ve ark., 2003) bükülme dayanımında, daha iyi mekanik özelliklere sahip (P.-R. Liu ve Essig, 2008), Cerec CAD/CAM sistemi (Cerec1–Siemens GmbH, Bensheim, Almanya) için özel olarak üretilmiş bir ürün olarak tanıtılmıştır. Vita Mark 2 bloklardan üretilmiş inley restorasyonların uzun dönem incelendiği bazı araştırmalarda 5 yıl sonra %94.7, 8 yıl sonra %90.6, 10 yıl sonrasında ise %85.7-89 oranlarında başarılı oldukları görülmüştür (Magne ve ark., 2012; Otto ve De Nisco, 2003). Cerec 3 CAD/CAM sistemi kullanılarak Vita Mark 2 bloklar ile üretilen kronlarda 53-67 µm genişliğinde marjinal aralıklar oluşturulabildiği rapor edilmiştir (Bindl ve Mörmann, 2004).

Vita Mark 2 bloklar hem monokromatik hem de polikromatik formda farklı renk seçenekleri mevcut olacak şekilde üretilmişlerdir. Günümüzde kullanım amacıyla TriLuxe, Triluxe Forte, RealLife (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) gibi örnekleri mevcuttur. Vita bloklar çoklu renk tabakalarına sahiptirler ve farklı renk seçenekleri ile kullanıcıya kolaylık sağlarlar. Vita Mark 2 ile aynı yapıya sahip sadece Sirona firmasına özgü üretilmiş olan Cerec Blocs'ların da (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) estetik olarak memnuniyet verici sonuçlar veren çok tabakalı renk tonlarında (Cerec Blocs PC) ve geniş renk seçeneklerinde üretilmiş olan blokları mevcuttur. Ayrıca Cerec Blocs C In bloklar ile içyapısı yüksek kromatik dış yapısı daha translüsent restorasyonların üretilmesine imkan sağlamıştır.

Feldspatik cam seramik restorasyonların simantasyon işlemi öncesi kumlama (50 mm Al₂O₃), ardından hidroflorik veya fosforik asitle pürüzlendirme (Matinlinna ve Vallittu, 2007; Thurmond ve ark., 1994) ve silan uygulaması (Lung ve Matinlinna, 2012) işlemlerine tabi tutularak adeziv rezin simanlar aracılığı simantasyonları tavsiye edilmektedir (Turgut ve Bagis, 2013).

b) Lösit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Laboratuvar ortamında hazırlanan lösit içerikli seramikler güncel teknolojiye uyarlanarak uygun bloklar halinde üretilmiş ve CAD/CAM sistemlerinde kullanıma sunulmuştur. Çok aşamalı fabrikasyon işlemleri ile birkaç mikron çapındaki lösit kristalleri cam matrikste kontrollü kristalizasyon oluşturularak üretilmektedir. Endikasyonları; ön bölge restorasyonları, inley, onley ve laminate veneerler ile

sınırlıdır. Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar, translüsent ve estetik özelliklerinin yüksek olması sebebiyle tercih edilmektedir. Günümüzde Ivoclar firmasının IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenstayn) ve 3M ESPE firmasının Paradigm™ C (3M/ESPE, Saint Paul, MN, ABD) blokları lösitle güçlendirilmiş cam seramik bloklara örnektir. CAD/CAM sistemleri ile üretilen sabit protetik restorasyonların daha yaygın bir kullanım alanı bulmasıyla birlikte, 2005 yılında lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilen cam seramik materyallerde bir yenilik yaşanmıştır. IPS e.max CAD (Ivoclar, Schaan, Lihtenstayn) ismiyle kullanıma sunulan bloklar CAD/CAM sistemlerinde frezelenmeye uygun olarak tasarlanmıştır.

IPS e.max CAD blok, %40 oranında lityum metasilikat kristallerinden oluşan parsiyel kristalize bir bloktur. Bloklar, cam seramiğin mikro yapısı ve içeriği nedeni ile mavimsi renkte bulunmaktadır. Bloklar bu durumda, yani mavi renkte iken kolaylıkla freze edilebilmekte, yumuşak ara fazdaki malzemenin el ile aşındırılması hızlı ve etkin yapılabilmekte, ağız içindeki uyumu da bu aşamada kontrol edilebilmektedir. Bu gruptaki bloklar renk özelliklerine göre üçe ayrılmaktadır. Yüksek translüsensiye sahip HT bloklar, bukalemun efektine sahip olması ve estetik özellikleri ile inley ve onley restorasyonların yapımında kullanılabilirler. Düşük translüsensiye sahip LT bloklar ise çeşitli renk seçenekleri ile tam anatomik kron restorasyonlarının yapımında kullanılabilirler. Son olarak renklenmiş dişlerin tedavisinde tabakalama tekniğiyle kullanılacak olan “medium opacity” bloklar bulunmaktadır. Elde edilen restorasyonlar adeziv veya konvansiyonel yöntemlerle simante edilebilmektedir (Fasbinder ve ark., 2010).

c) Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Lityum disilikat (Li_2SiO_5), 350-450 MPa bükülme dayanımına sahiptir ve lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerden daha güçlü cam yapılardır (Borba ve ark., 2011; Ho ve Matinlinna, 2011). IPS e.max CAD'ler (Ivoclar-Vivadent) CAD/CAM sistemleri kullanılarak hasta başında restorasyonlar üretmek üzere üretilmiş olan lityum disilikat cam seramiklerdir. A-D renk tonları ve farklı translüsensi seçenekleri ile pre-kristalize şekilde mavi faz olarak bilinen bir karakterde kazımaya hazır halde üretilirler. Menekşe renkteki seramikler 130 ± 30 MPa bükülme dayanımı gösteren metasilikat ve lityum silikat çekirdekleri içeren bir yapıdadır. Lityum silikat halinde

olan bloklar daha kolay kazınabilir ve 850 °C’de vakum altında 20-25 dakikada fırınlanarak sinterize edilirler. Bu ısı uygulaması sırasında metasilikatlar eriyerek dağılırlar ve lityum disilikatlar kristalize olurlar.

Kristalizasyon sonrası materyalin gerçek rengi ortaya çıkar. Materyalin kristalizasyonu ve cilalama işlemi aynı anda veya fırınlama işlemi sonrası gerçekleştirilebilmektedir. 1.5 µm boyutlarındaki lityum disilikat seramik hacim olarak %70 oranında kristalin yapılar içerir ve bükülme dayanımı ortalama 360 MPa değerindedir (Holberg ve ark., 2013). Laboratuvar çalışmaları tam anatomik e.max CAD lityum disilikat blokların döngüsel yüklemeler altındaki yorgunluklara dayanıklı olduğunu ve lösitle güçlendirilmiş seramiklerden daha yüksek kırılma dayanımlarına sahip olduğunu göstermişlerdir (Asai ve ark., 2010). Bu materyaller inley, onley, anterior ve posterior tek kron, laminate veneer, implant destekli kron ve son üyesi 2. premolar diş olmak üzere 3 üyeli köprü yapımında endikedir (Du ve ark., 2014; Fasbinder ve ark., 2010).

d) Zirkonya ile Güçlendirilmiş Seramikler

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerdir. Cam seramiğin ağırlıkça yaklaşık %10 oranında zirkonya ilave edilmesiyle üretilir. Yeni olan bu seramik materyal, küçük tanecik boyutu ve homojen bir mikro yapıya sahip olması ile avantaj sağlamaktadır. Diğer cam seramik materyallerden ayrılan belirgin özelliği, mekanik direncinin fazla olmasıdır (Preis ve ark., 2013).

Günümüzde CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere tanıtılan Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve Celtra DeguDent (DeguDent, Hanau, Almanya) zirkonya ile güçlendirilmiş seramik bloklara örnektir. Yeni geliştirilen bu monolitik CAD/CAM materyallerinin inley, onley, laminate veneer, ön-arka bölge ve implant destekli kron protezleri üretiminde kullanımı endikedir (Griffin, 2013).

2.2.1.2. Oksit Seramikler

a) Cam İnfiltre Oksit Seramikler

Esas yapının alümina ya da alümina zirkonya kristalleri tarafından oluşturulduğu cam infiltre CAD/CAM bloklarının frezleme işlemi sonrasında oluşan poröz yapısının giderilmesi amacıyla cam infiltre edildiği ve bu şekilde yapı bütünlüğünün sağlandığı seramiklerdir.

Materyalin bütününe kapsayacak biçimde genişleyen ve iç içe geçmiş en az iki faz bulunur. Gerçek dayanıklılığın elde edilmesi lanthan oksit cam infiltrasyon işlemi sonrası olur. Poröz haldeki bloklar alt yapı üretimi için millenir. Sonra bloklar porselenle veneerlenmek üzere yüksek yoğunluğa ulaşmaları için farklı tonlarda cam seramikle infüze edilirler. Bu blokların In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirkonia olmak üzere üç çeşidi vardır.

In-Ceram Spinell, In-Ceram sistemleri arasında translüsentliği en yüksek olan materyaldir. İçerisinde Magnezyum Alüminyum Oksit ($MgAl_2O_4$) kullanılır. ‘Spinell’ adı verilen porözlü yapı sinterleme işlemi takiben meydana gelir. Bu yapıya daha sonra translüsentliği arttırması amacıyla lanthan oksit cam infiltre edilir. Bükülme dayanımı 350 MPa civarındadır. Translüsent özelliği sayesinde anterior bölge restorasyonlarda tercih edilirler (Fradeani ve Redemagni, 2002).

In-Ceram Alumina bükülme dayanımı 450-600 MPa’dır. Ortalama bir translüsenkiye sahiptir. Anterior-posterior bölge kronlarda ve 3 üyeli anterior bölge köprülerde alt yapı materyali olarak kullanılırlar (Giordano, 2006). Vita In-Ceram Alumina küpleri tebeşirimsi yapıdadır, frezeleme aşaması için normalden daha büyük boyutlarda üretilir ve sinterlendikten sonra yoğunlaşarak istenilen ebatlara gelir.

Vita In-Ceram Zirkonia ise yüksek bükülme dayanıma sahip (700 MPa), ışık geçirgenliği düşük olan bir materyaldir. In-Ceram Zirkonia 1100 °C’ de iki saat süreyle sinterlendikten sonra cam infiltrasyonu gerçekleşmektedir. Son yıllarda üretilen In-Ceram Zirkonia alüminyum oksit içeriğine ilave olarak %33 oranında Seryum Stabilize Zirkonyum (12 Ce-TZP) katılarak piyasaya sürülmüştür. Cam faz

son halini almış yapının yaklaşık %23'ünü oluşturmaktadır (Deville ve ark., 2003; Guazzato ve ark., 2004).

b) Sinterlenen Oksit Seramikler

• Alüminyum Oksit Seramikler

Yarı sinterlenmiş halde alümina oksit kristallerini barındıran, yüksek dayanıklılığa sahip oksit bloklardır. Frezeleme işleminden sonra 1520 °C' de fırınlanırlar. Kırılma dayanımı 500 MPa'nın üzerindedir. Frezeleme işlemi sonrasında cam infiltrasyonuna ihtiyaç yoktur. Bu bloklar monokromatiktirler fakat daha estetik sonuçlar için üzerine işlenen porselene uygun renklendirici solüsyonlar kullanılarak makyaj yapılabilir (Guazzato ve ark., 2004).

• Zirkonyum Oksit Seramikler

Yüksek mekanik direnci, kimyasal ve boyutsal stabilitesi ile ön plana çıkan Y-TZP, günümüzde alt yapı materyali olarak tercih edilen bir materyaldir (Conrad ve ark., 2007). Üretim şekillerine göre zirkonyum dioksit bloklar 3 grupta incelenir:

Sinterlenmemiş zirkonyum dioksit bloklar; zirkonyum dioksit tozunun herhangi bir sinterlenme işlemi uygulanmadan basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilirler. Yumuşak yapıda oldukları için kolayca frezelenirler. Frezeleme sonrasında üretilen restorasyonlar sinterlenir (Beuer ve ark., 2008).

Yarı sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar; zirkonyum tozunun yapı içerisine bağlayıcı madde konularak preslenip blok haline getirilmesi ile elde edilirler. Üretici firma tarafından zirkonyum dioksit tozları ısı uygulamadan basınçla sıkıştırılır ve 1350- 1550 °C ısıda ön sinterleme işlemine tabi tutulur (Denry ve Kelly, 2008).

Tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar; ilk olarak yaklaşık 1300 °C' de sinterlenir ve %95 yoğunluğa ulaşır. Daha sonra frezeleme yapılır. Elde edilen bloklar çok sert olduğu için frezeleme işlemi uzun zaman almaktadır (Beuer ve ark., 2008).

Monolitik zirkonya bloklar (Sirona In-Coris TZI) ise yüksek dayanıklılık ve translüsentlik özelliğine sahiptir. Polikristalin seramiklerin translüsentliği materyalin

kimyasal ve mikro yapısına bağlıdır. Yapı içerisindeki düzensiz partiküller ve poröziteler ışık geçirgenliğini azaltır. Standart zirkonya blokların içeriğinde dayanıklılığını arttıran ancak optik özelliklerini olumsuz yönde etkileyen organik bağlayıcılar bulunmaktadır. Translüsent özelliğe sahip bu blokların yapısındaki atomlar ise, herhangi bir organik bağlayıcı olmadan birbirinin içine geçmektedir. Yapıdaki nanopartiküller sayesinde porözite içermemesi ve alümina içeriğinin %0,01'e kadar indirilmesi ışık geçirgenliğinin artmasını sağlamaktadır (Mörmann, 2006).

Altyapı materyali olarak kullanılabilen bu bloklar ayrıca üstü yapı porseleni kullanılmaksızın tek parça olarak da uygulanabilir. İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda, restorasyon 0,3 mm'ye kadar inceltilerek kullanılabilir (Kelly, 2006). Dayanımı sinterleme sonrası 900 MPa'dır. Ancak bu restorasyonlarda sinterlemeden sonra aşındırma işlemlerinden kaçınmak gerekir. Yüzey şartları materyalin dayanıklılığını etkilemektedir.

2.2.1.3. Hibrid/Nano Seramikler

Nano/hibrit seramikler, seramik yapının içine polimer ağının yerleştirilmesi ile elde edilen materyallerdir. İçeriğindeki rezin materyalinin türüne göre nano seramik veya hibrid seramik olarak isimlendirilmiştir. Yakın zamanda kullanıma girmiş olan bu materyallerde tam seramik materyallerin kanıtlanmış olan pozitif özellikleri ile rezin kompozit materyallerinin birleştirilmesi amaçlanmıştır (L. H. Chen ve ark., 1997.; Mörmann ve ark., 2013).

Nano seramikler sinterlenmiş matriks yapıların arasına polimer rezin materyalinin enjeksiyonuyla üretilmektedir. Seramik miktarı ağırlıkça %86-80 arasında, organik polimer kitlesi ise %14-20 arasındaki oranlarda değişmektedir. Materyal içeriğinde seramik ve rezin polimer özel yöntemlerle kontrollü olarak yüksek sıcaklıklarda hazırlanmıştır ve kazıma sonrasında tekrar fırınlanma gereksinimleri ortadan kaldırılmıştır. Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve Lava Ultimate (3M ESPE, St. Paul, USA) markaları, belirli CAD/CAM sistemleri ile uyumlu hazır bloklar olarak kullanılabilen materyallerdir (L. H. Chen ve ark., 1997.; Mörmann ve ark., 2013). Nano seramikler glaze işlemine ihtiyaç

duymazlar ve cilalama işleminden sonra simantasyonu yapılabilir. Parlatma işlemi için üretici firmalar parlatma diski (Sof-Lex™ Spiral Finishing and Polishing Wheels, 3M ESPE, St. Paul, USA) veya parlatma seti (VITA ENAMIC Polishing Set) gibi ürünleri tavsiye etmektedirler. Restorasyonun üretimi sonrasında ek fırınlama işlemi gerektirmemesi, 150-220 MPa gibi bükülme dayanımları sergilemesi, şok absorbe edebilme özellikleri, kırılma doygunluklarının yükseklikleri, baskı streslerine karşı dayanımının yüksek oluşu (350-400 MPa), işlenebilirliğinin kolay olması, yüzey parlatma işlemlerinin kolaylığı ve rezin siman ile diş dokularına bağlanabilirlik özellikleri avantaj sağlamaktadır.

2.2.2. Kompozitler

Uzun süreli geçici restorasyonların hazırlanmasında tercih edilirler (Paradigm MZ 100, 3M ESPE, Germany). Bruksizimli hastalarda, karşı dişte daha az aşınmaya neden olması ve çiğneme kuvvetlerini absorbe etmeleri sayesinde tek üye kronlarda, inley ve onley restorasyonlarda kullanılması önerilmektedir (Höland ve ark., 2000).

2.2.3. Polimerler

Uzun süreli geçici restorasyonlarda kullanılırlar (Telio CAD, Ivvoclar Vivadent, Liechtenstein). Akrilik rezin esaslı blokların CAD/CAM sistemlerinde kullanımıyla artık bırakmadan döküme girebilen altyapı modelajları ve cerrahi plaklar da hazırlanabilmektedir (Lauvahutanon ve ark., 2014).

2.2.4. Metaller

Geleneksel yöntemlerle üretilen metal destekli restorasyonların dökümden kaynaklanan büzülme ve uyumsuzluklarını gidermek amacıyla metallere üretilmiş bu bloklar CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Endüstriyel olarak üretildikleri için daha az porözite içerirler ve daha dayanıklıdır (Boeckler ve ark., 2009).

Yumuşak yapıda freze edilen metal bloklar, sinterlendikten sonra gösterdikleri büzülme miktarı göz önünde bulundurularak %110 oranında daha büyük freze

edilirler. Freze edilen restorasyonlar argon gazlı fırınlarda sinterlenerek mekanik özellikler ve boyut bakımından son haline ulaşır (Zimmermann ve ark., 2013).

2.3. Dental Simanlar

Dental simanlar diş hekimliği klinik uygulamalarında çok önemli bir konumda bulunmaktadır. Restorasyonları ve ortodontik ataçmanları dişe yapıştırmak, kavite astar maddesi olarak pulpayı korumak ve restoratif materyal olarak diş hekimliği pratiğinde sıklıkla kullanılırlar (O'brien, 2002).

Dental simanlar, restorasyonu yapışacağı yüzeye kimyasal, mekanik, mikromekanik veya bunların kombinasyonları şeklinde birleştirir. (Pegoraro ve ark., 2007) İdeal bir siman, gerilme ve basınca karşı yüksek dirence sahip olmalı, restorasyon ve diş aralığına gelen streslere karşı kırılma dayanıklılığı iyi olmalıdır. Ayrıca manipülasyonu kolay ve biyo-uyumlu olmalıdır (O'brien, 2002).

Yeni klinik uygulamalar ve yeni malzemelerin ortaya çıkmasıyla birlikte diş hekimliğindeki restoratif çalışmalar da sürekli güncellenmektedir. Buna paralel olarak firmalar tarafından çok çeşitli ve farklı özelliklerde dental simanlar üretilmiş; ancak tüm restoratif çalışmalarda güvenle kullanılacak klinik olarak ideal bir dental siman henüz geliştirilememiştir (Koroğlu A, Ekrem O, Kurtoğlu C, 2012).

2.3.1. Dental Simanların Sınıflandırılması

1. Fosfat Bağlı Simanlar

- Çinko fosfat siman
- Siliko fosfat siman
- Hidro fosfat siman

2. Çinko Oksit Öjenol Siman

- Çinko oksit öjenol siman
- Resin modifiye çinko oksit öjenol siman
- Etoksi benzoik asit siman (EBA)

3. Rezin Bağlı Simanlar

- Akrilik rezin siman
- Modifiye akrilik rezin siman

4. Poliakrilik Asit Simanlar

- Polikarboksilat siman
- Cam iyonomer siman

2.3.2. Rezin Simanlar

Asit-baz reaksiyonuyla sertleşen simanlara alternatif olarak 1970'lerin ortalarında rezin simanlar piyasaya sürüldü (Bowen ve ark., 1982). Rezin simanlar, kompozit materyallerde bulunan bisfenol-a-glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve diğer metakrilatlardan meydana gelir. Bu simanların sertleşme mekanizmaları polimerizasyona esasına dayanır. Rezin simanlar yüksek baskı / çekme / bağlanma direnci, düşük çözünürlük ve yüksek estetik gibi avantajlara sahiptirler (O'brien, 2002). Bu özellikler, cam seramikten ve kompozit materyalinden yapılan restorasyonların simantasyonunda yaygın kullanım alanı bulmasını sağlamıştır. Önceki çalışmalar, yüksek film kalınlığını rezin simanların önemli dezavantajlarından biri olarak kabul ederken, Kious ve ark. günümüzde kullanılan rezin simanlarda bu problemin ortadan kalktığını iddia etmişlerdir (Kious ve ark., 2009).

Rezin simanların bağlanma mekanizması total-etch, self-etch ve self adeziv olmak üzere üç gruba ayrılır (Ladha ve Verma, 2010). Total etch (asitleme-ve-durulama) sistemleri üç aşamaya sahiptir: 1-) asitle pürüzlendirme, durulama, hafifçe kurutma; 2-) bonding ajanının uygulanması ve ışıklandırılması; 3-) rezin simanın uygulanması ve ışıklandırılması. Self-etch sistemlerde asitle primer aynı şişede toplanmıştır ve yıkama-kurutma basamağı yoktur. İkinci aşamada rezin siman uygulanır ve ışıklandırılır (Pegoraro ve ark., 2007). Total etch ve self-etch rezin simanlar "geleneksel rezin simanlar" olarak kabul edilir. Kullanım kolaylaştırmak amacıyla, kendinden self adeziv simanlar geliştirilmiş ve 2002 yılında tanıtıma sunulmuştur.

Rezin simanların bu alt tipi uzun vadeli klinik takipleri olmamasına rağmen, rezinlerin en popüler alt tipidir (Behr ve ark., 2009). Bu simanların performanslarını en üst düzeye çıkarmak için yüzey hazırlıkları ve bağlayıcı ajanlara gerek yoktur (Radovic ve ark., 2008). Bu nedenle, self adeziv simanların teknik hassasiyetleri, geleneksel rezin simanlara kıyasla büyük ölçüde azalmıştır (Gomes ve ark., 2013). Bununla birlikte, self adeziv simanların diş-restorasyon arasında gösterdikleri bağlanma mukavemeti düşüktür.

Tüm rezin simanlar, diğer dental simanlara kıyasla daha az çözünürler. Halihazırda mevcut olan diğer dental simanlarla karşılaştırıldığında en yüksek mekanik ve fiziksel özelliklere ve maliyete sahiptirler (Hill ve Lott, 2011; Yu ve ark., 2009). Bu siman sınıfı diş dokularına daha benzer bir saydamlığa sahiptir. Bu sayede, komşu dişe en iyi yakın tonda renk seçme imkanı verir. Bütün bunların yanında, rezin içerikli dental simanlar (rezin simanlar ve rezin modifiye cam-iyonomer siman) için zamanla polimer ağındaki bozulma hala bir sorundur. Dentin yapısında matriks metalloproteinazları (MMP) içerir ve MMP'ler, bağlanma prosedürü sırasında aktif hale geçer. Bağlantıda rol oynayacak olan kollajen lifleri, aktive edilmiş MMP'ler tarafından yıkıma uğrar ve bu da zaman içinde bağlanma stabilitesinin azalmasına neden olur (Pashley ve ark., 2004). Klorheksidin ile dentin yüzeyinin işlemden önce yıkanması veya klorheksidin ve bonding ajanlarının kombinasyonu endojen enzimlerin bu etkisini önleyebilir (Ricci ve ark., 2010; Zhou ve ark., 2010). Bununla birlikte, bu hipotezi doğrulamak için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

2.3.2.1. Akrilik Rezin Simanlar

Tozu, metakrilat polimeri ve başlatıcı olarak benzoil peroksit içeren kopolimer olup ayrıca mineral doldurucular ve pigmentler de içerir. Likiti ise amin esaslı hızlandırıcı içeren metil metakrilat monomeridir. Akrilik rezin siman diğer simanlardan daha güçlüdür ve daha az çözünür ancak sertlikleri ve visko-elastik özellikleri daha düşüktür. Nem varlığında diş dokusuna bağlantıları zayıftır, bu nedenle marjinal sızıntıya yol açarlar. Çalışma zamanı kısa olduğu için karıştırılan siman derhal kullanılmalıdır. Marjinlerdeki siman fazlalığını uzaklaştırmak zordur. Siman film kalınlığı fazladır. Bu tür simanlar ancak kontrollü olarak endodontik tedavili dişlerde ya da implant desteklerde kullanılabilir. Destek diş vital ise çeşitli

astar maddeleri ile yalıtılsa bile akrilik rezin simanların pulpayı irritasyonu engellenemez. Modifiye edilmiş akrilik rezin simanlarda adezyon arttırıcı monomer mevcuttur ve başlatıcı olarak tribütil boron ilave edilmiştir. Bunun sonucunda da hem dişe hem de metal alaşımlara adezyon artmış olur. Bu siman daha çok ortodontik braketlerin yapıştırılmasında kullanılır (Çelebi N. ve Dilek N., 2002; Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.3.2.2. Adeziv Resin Simanlar

Akrilik rezin simanların modifiye edilmiş şekli olan adeziv resin simanların bileşimi; düzenleyici bir madde olan 4-Metakriloksi Etil Trimellitat Anhidrit (4-META), ek polimerizasyon başlatıcısı ve dentine kimyasal bağlanmayı sağladığı düşünülen tribütil boron maddelerinin metil metakrilat monomerine eklenmesi ile oluşur. Bu tip simanlar daha çok soy olmayan metallerin alt yapı olarak kullanıldığı restorasyonlara ve amalgama bağlanabilmesi için geliştirilmiş simanlardır. Ancak amalgama bağlanma kuvveti dentinden daha azdır. %10'dan az doldurucu içeriğine sahip olmaları nedeni ile fiziksel özellikleri tipik akrilik rezinlere benzer. Yük altında, ileri deformasyona uğrayan ve orta derecede kuvvetli olan simanlardır. Teknik olarak oldukça hassas sistemlerdir (Anusavice KJ, 2003).

2.3.2.3. Dimetakrilat (Kompozit) Resin Simanlar

Bis-GMA (Bisfenol A-Glisidil Metakrilat) esaslı sistemler olan kompozit resin simanlar genellikle porselen sistemler, inleyler, venerler ve indirekt resin restorasyonların simantasyonunda kullanılır. Farklı yapıdaki seramik doldurucular içeren monomerler ile aromatik dimetakrilatların birleşiminden meydana gelirler. Temel olarak kompozit restoratif materyaller ile benzerdirler. Toz-likit ya da iki pat seçenekleri vardır. Toz-likit şeklindeki materyallerde, toz genellikle borosilikat ya da silika cam karışımının bir polimer tozu ve bir organik peroksit başlatıcı ile birleşiminden meydana gelir. Likidi ise, bis-GMA ve/veya diğer dimetakrilat monomerleri ile polimerizasyonu başlatıcı görevi gören bir amin türeviden oluşur. Monomerlerinde, fosfat veya karboksil gibi potansiyel adeziv gruplar içeren bazı materyaller, dentin bonding sistemlerine benzer yapıdadırlar. İki patlı sistemler ise, bileşim olarak toz-likit sistemlerine benzer olmalarına rağmen, monomer ve

doldurucular her iki farklı pat içinde de bulunmaktadır. Bis-GMA rezin ve kuartz doldurucu içeren iki patlı sistemler fosfonat simanlardır. Fosfonat oksijene çok duyarlı olduğundan, polimerizasyon tamamlanana kadar restorasyon kenarları propilen glikol gibi bir jel ile izole edilerek, oksidasyonuna engel olunması gerekmektedir (Anusavice KJ, 2003).

Rezin simanlarda üç farklı polimerizasyon tipi mevcuttur:

a) Kimyasal Olarak Polimerize Olan Adeziv Rezin Simanlar

Çift pat sisteminde ya da toz-likit şeklinde üretilen simanlardır. İki komponentin karıştırılması ile kimyasal yolla polimerizasyon başlamaktadır. İçerdikleri aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması nedeniyle amin renklenmesi oluşması, polimerizasyon büzülmesi görülmesi, çalışma sürelerinin kısa oluşu, karıştırma sırasında hava ile teması sırasında oksijenin polimerizasyonu engellemesi, bu simanların dezavantajlarıdır. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar; metal desteksiz kron ve köprüler, metal veya seramik inley ve onley restorasyonlar, adeziv köprüler, endodontik post-kor uygulamaları, ışık penetrasyonuna izin vermeyen kor yapısına sahip metal destekli kronlar ve implant üstü uygulamalarda kullanılabilirler (Silva e Souza ve ark., 2010).

b) Işık ile Polimerize Olan (Light-Cure) Adeziv Rezin Simanlar

İlk bulunduğu yıllarda U.V. ışıkla, günümüzde ise görünür ışıkla polimerize edilen simanlardır (Silva e Souza ve ark.,2010). Komponentler tüp içinde birliktedirler, ancak ışık uygulanmadıkça polimerizasyon reaksiyonu başlamaz. Farklı opasite ve renk seçeneklerine sahip olmaları, kimyasal ya da dual sertleşen bazı simanlar gibi zamanla renk değişimi göstermemeleri, estetik başarıyı arttırmıştır. Çalışma süreleri, kronun yerleştirilmesi ve taşan simanın tamamıyla temizlenmesi için uygundur. Işık ile polimerize olan adeziv rezin simanlar; görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1,5-2 mm. den az olan ve tranludent yapıdaki seramik ve kompozit laminate veneerlerin yapıştırılmasında kullanılırlar (K. L. Van Landuyt ve ark., 2011).

c) Hem Kimyasal Hem Işık ile Polimerize Olan (Dual Cure) Adeziv Rezin Simanlar

İki pat şeklinde bulunan bu simanın, ana madde kısmında kamforokinon gibi ışığa hassas polimerizasyon sistemleri, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyon sistemleri vardır. Dual cure rezin simanlar genellikle, çevre dokuların veya alttaki diş dokusunun rengini yansıtacak (bukalemun etkisi), restorasyonun rengiyle uyum sağlayacak şekilde translüsent yapıdadırlar. Bu tip simanların kimyasal aktivasyon etkinlikleri yetersiz olduğundan, uygun ışık aktivasyonu materyalin tamamen polimerize olması için çok önemlidir. Işıkla veya dual olarak polimerize olan sistemlerde ışık, restorasyonun her yüzeyinden yaklaşık olarak 60 sn. verilerek polimerizasyon sağlanmalıdır. Genellikle polimerizasyondan 10 dakika sonra maksimum sertliğe ulaşılır. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanlar, restorasyonun ışığın bir miktar penetrasyonuna izin verecek kadar translüsent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1,5-2 mm den fazla olan) restorasyonlarda kullanılır (Manso ve ark., 2011). Son yıllarda, bonding sistemlerinin gösterdikleri yüksek bağlanma dayanımı ve sızdırmazlık özelliklerine rağmen, geleneksel rezin simanların hassas teknik gerektirmeleri ve uygulama basamaklarının fazlalığı nedeniyle, diş üzerinde herhangi bir ön uygulama gerektirmeksizin doğrudan uygulanan “self-adeziv rezin simanlar” kullanıma sunulmuştur (Regalla ve ark., 2014).

Rezin simanların adeziv sistemlerine göre sınıflandırılması ise şöyledir:

a) Asitlenen ve Yıkanan (Etch&Rinse Simanlar)

Etch&rinse rezin simanlar, asitle pürüzlendirme işleminden sonra yıkama işleminin gerçekleştirilmesiyle kullanılırlar. Klinik olarak başarısı en iyi olan ve uzun dönemde en başarılı simanlardır. Fakat teknik olarak en karmaşık rezin simanlardır. Klinik aşamaları asit, primer ve bonding ajanlarının ayrı ayrı uygulanması gibi olabilirken; asit uygulandıktan sonra, primer ve bonding ajanlarının bir çözücü içinde tek şişede bulunmasıyla 2 aşama da olabilir (el-Badrawy ve el-Mowafy, 1995; Peumans ve ark., 2000).

Asit (conditioner), genellikle %30-40 oranında fosforik asitten oluşur. Mineye 30 sn, dentine 15 sn süreyle uygulanır. Smear tabakasını ve dentin tubüllerinin smear tıkaçlarını kaldırır ve intertübüler dentini hidrate kollajen demetler bırakarak 5-10 µm derinliğinde demineralize eder, dentindeki Tip 1 kolajeni açığa çıkarır. Asit suyla yıkanarak uzaklaştırılır ve diş yüzeyi, adezivin çözücü içeriğine göre dikkatli bir şekilde kurutulur veya nemli bırakılır (Reis ve ark., 2003; Tay ve ark., 1997).

Hidrofilik primer rezinler, genellikle etanol, aseton veya su içinde çözülmüş monomerlerdir. Demineralize intertübüler dentine hibrit tabakasını ve intratübüler rezin tagları oluşturmak üzere penetre olurlar. Açığa çıkan kollajen fibriller için hidrofilik özellik gösterirken, adeziv rezinle kopolimerizasyon için hidrofobik özellik gösterirler. Hidrofilik dentinle hidrofobik rezin arasında adezyon kurucu ajan gibi davranırlar. Birkaç kere uygulanması gerekebilir.

İki aşamalı asitlenen ve yıkanan simanlar, aşamaların kısılması avantajken dentine penetrasyonu azaldığı için çoğunlukla birden fazla asitlendirme gerekmektedir. Çoğu araştırmacı bu grup adezivlerin bağlantı kuvvetini sorgulamaktadır (Carville ve Quinn, 2008.; Simon ve Darnell, 2012). İki aşamalı asitle pürüzlendir ve yıka adeziv sistemlerin, konvansiyonel 3 aşamalı adezivlere göre daha az bağlantı kuvveti gösterdikleri bildirilmiştir (Burgess ve ark., 2010; Carville ve Quinn, 2008.) Asitlenen ve yıkanan simanlara örnek olarak; G CEM LinkForce™ (GC Corporation), Variolink II (Ivoclar), Choice 2 (BISCO), RelyX ARC (3M ESPE), Rely X Veneer (3M Espe), NX3 Nexus (Kerr) ve Calibra (Dentsply, Caulk) verilebilir.

b) Kendinden Asitli (Self Etch) Resin Simanlar

Kendinden asitli resin siman sistemlerinde, asit-primer aynı şişede bonding ajanı ayrı şişede olacak şekilde iki aşamalı olabilirken; üç basamaktaki fonksiyonlar bir araya getirilerek tek aşama şeklinde de kullanılabilir. Kendinden asitli resin siman sistemlerinde, asit-primer aynı şişede bonding ajanı ayrı şişede olacak şekilde iki aşamalı olabilirken; üç basamaktaki fonksiyonlar bir araya getirilerek tek aşama şeklinde de kullanılabilir.

Asidik resin primer, mine ve dentini asitleme ve priming işlemini gerçekleştirir. pH'ları 1-2 arasındadır. Yıkanarak uzaklaştırılmazlar. İntertübüler dentinle hibrit tabakasını oluştururlar (Cheong ve ark., 2003.; el-Badrawy ve el-Mowafy, 1995; Suh ve ark., 2003).

Bond veya adeziv rezin, hibrit tabakası ve rezin esaslı yapıştırıcı siman arasındaki bağlantıyı sağlar. Kendinden asitli primerlerle uyumlu rezin simanların kullanımıyla, teknik hassasiyetin, dolayısıyla uygulayıcı hatalarının en aza indirilmesi amaçlanmıştır (Gordon J. Christensen, 2007). Ancak, kendinden asitli primerlerin uygulama esnasında adeziv etkinlikte azalmaya yol açabileceği, özellikle, kullanmadan önce çalkalanmaları gerektiği belirtilmektedir (M. Miyazaki ve ark., 2002; Salz ve ark., 2005). Öte taraftan self etch simanların kullanılması postoperatif hassasiyeti azaltmaktadır (Sensat ve ark., 2002). Üretici firmanın önerdiği primer ve rezin siman kombinasyonu simantasyonun yapılmasına dikkat edilmez. Yapılan çalışmalarda, bazı dual polimerize rezin simanlar ve basitleştirilmiş adeziv sistemler arasında uyumsuzlukların olduğu bulunmuştur.

Bu bağlayıcı sistemleri içeren rezin simanlar, uygulama basamaklarının az olması sebebiyle klinisyenler tarafından daha fazla tercih edilse de, minede asitlenen ve yıkanan simanlara göre daha zayıf bağ dayanımı gösterdikleri belirtilmiştir (Cekic ve ark., 2007). Ayrıca, asidik primerin yapıştırıcı simandaki amin katalizörünü inhibe edebileceğinden dolayı, kimyasal veya ışıkla polimerize olan simanlarla birlikte kullanılırken dikkat edilmesi gerektiği bildirilmektedir. (Salz ve ark., 2005).

Tek aşamada uygulanan adeziv sistemlerde kullanılan asidik materyallerin, önemli miktarda su içerdikleri ve bunun tamamlanmayan tabakalar oluşturarak, adeziv boyunca sıvı geçişine izin verdikleri, bu durumun da rezin polimerizasyonunu inhibe edebildiği belirtilmiştir. Bu nedenle, tek aşamalı bağlayıcı sistemlerin rezin bazlı yapıştırıcı simanlarla birlikte kullanılmaları tavsiye edilmemektedir (Carville ve Quinn, 2008).

Kendinden asitli rezin simanlara örnek olarak: Panavia V5, Panavia F2.0, Panavia 21 (Kuraray), Clearfil Esthetic Cement Ex (Kuraray), RelyX Ultimate (3M ESPE) örnek verilebilir.

2.3.2.4. Self Adeziv Rezin Simanlar

İlk defa 2002'de piyasaya sürülen bu materyaller, günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Yapıştırma simanlar arasında en yeni sınıf olan bu simanlar, hem

klinisyenlerin hem de üreticilerin yoğun ilgi konusu olmuştur. Geleneksel simanların özellikle çözünürlük ve adezyon gibi dezavantajlarını bertaraf etmek için 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. Bazı örnekleri; Rely X U200 (3M ESPE), Speed CEM (IVOCLAR), RelyX Unicem (3M ESPE), Maxcem Elite (KERR), G-Cem (HERAEUS-KULZER)'dir. (Lad ve ark., 2014; Makkar ve Malhotra, 2013).

2.3.2.4.1. Kompozisyonları

Self adeziv rezin simanların kompozisyonunda bulunan fosforlanmış dimetakrilat monomerleri mine ve dentini demineralize etmekte ve aynı zamanda diş infiltre olmaktadır. Fosforik asit grupları ayrıca diş apatitleri ile reaksiyona girerler. Bu nötralizasyon sürecinde açığa çıkan suyun yapıştırma simanının başlangıç hidrofilitesine katkıda bulunarak nem toleransını da artırdığı iddia edilmektedir. Başlangıçta asidik olan sistemin uzun dönem stabilizasyonunun devamlılığı için pH nötral seviyeye getirilmelidir. Nötralizasyon cam iyonomer teknolojisi benimsenerek floro alümino silikat cam ile sağlanır. Asidik fonksiyonellerin bazik doldurucu moleküller ile reaksiyonu arzu edilen pH yükselmesine ve florür iyonu salınımına yol açar. Bazı self adeziv rezin simanların kompozisyonlarında bulunan kalsiyum hidroksit ise polimerizasyon süresince asidik monomerleri nötralize eder. Böylece uzun dönem stabilizasyon sağlanmış olur. Self adeziv rezin simanlarda sertleşme reaksiyonu çoğunlukla dual cure'dur. Baz ve katalizör karıştırılır ve polimerizasyon ışık ile başlatılır. Işık polimerizasyonundan sonra kimyasal reaksiyon devam eder. Dual cure kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları, ışığın ulaşmadığı kalın restorasyonlarda etkili bir polimerizasyon sağlar. Metakrilat monomerlerinin geniş çapraz bağları yoğun bir hidrofobik ağ yaratır. Silan uygulanarak güçlendirilen doldurucular materyale yüksek mekanik dayanıklılık, minimal çözünürlük ve düşük su absorpsiyonu sağlar (Lad ve ark., 2014; Makkar ve Malhotra, 2013).

2.3.2.4.2. Endikasyonları

Self adeziv rezin simanların kullanımı tüm indirekt restorasyonlarda (seramik, kompozit, metal inley, onley, kron, köprü, postlar) endikedir. Özellikle fiber postlar ve dentine bağlanan restorasyonlarda kullanımı önerilmektedir. Adezyonunu mineden sağlayan rezin bağlı köprüler (maryland), laminate veneerler gibi restorasyonlarda kullanımı tavsiye edilmemektedir. Self adeziv rezinin ancak minenin pürüzlendirilmesi ile uygulanması tavsiye edilmektedir (Lad ve ark., 2014; Makkar ve Malhotra, 2013).

2.3.2.4.3. Avantajları

1. Self adeziv rezin simanlarda asitle pürüzlendirme prosedürü olmadığı için simanın içerisindeki fosforik asit molekülleri dentin tübüllerini ne kadar demineralize ederse o kadar iyi penetrasyon gerçekleşir. Bu yolla mikrosızıntı engellenmiş olur.

2. Asitleme işlemi uygulanmadığı için smear tabakası kaldırılmaz, dentin tübülleri tamamıyla açılmaz. Böylece düşük moleküler ağırlıktaki asitlerin dentin tübüllerinden sızması engellenmiş olur ve postoperatif hassasiyet ihtimali azalır.

3. Tek aşamalıdır.

4. Uygulanması çabuk ve kolaydır.

Yapılan çalışmalarda her üç tip rezin simanın, simantasyon için postoperatif hassasiyet oluşturma sıklıkları karşılaştırıldığında, total etch sistemlerde pek çok kullanıcıda post operatif hassasiyet oluşturduğu, self etch primerlerin uygulandığı sistemlerde post operatif hassasiyetin neredeyse elimine edildiği ve self adeziv rezin simanlarda ise neredeyse hiç post operatif hassasiyetin olmadığı yönünde rapor edilmiştir. (Lad ve ark., 2014; Makkar ve Malhotra, 2013)

2.3.2.4.4. Self Etch ve Self Adeziv Resin Siman Kullanımında Dikkat Edilecek Noktalar

- Adezivin uygulanacağı kavitenin aşırı ıslak olmaması gerekmektedir.

- Asitle-yıka sistemlerde olduğu gibi ideal dentin nemliliği sağlanmalıdır.
- Kullanılan self etch sistem su bazlı ise suyun hava spreyi ile kurutulduğundan mutlaka emin olunmalıdır.
- Öjenol içerikli geçici siman kullanımından kaçınılmalıdır.
- Ağartma sonrasında diş dokularında serbest oksijen miktarı yüksektir. Oksijen, bağlanma ajanlarının polimerizasyonunu engeller. Bleaching işlemi yapılan dişlerde en az 1 hafta beklenmelidir (Uludamar ve ark., 2014)
- Mineye adezyonun araştırıldığı total etch rezinlerle self adeziv rezinlerin karşılaştırıldığı çalışmalarda bağlantı kuvvetleri self adeziv rezin simanlarda oldukça düşük bulunmuştur. Bu yüzden sadece cam iyonomer simanlara alternatif olarak kullanılabilecekleri söylenmektedir. Mine dokusunun çok az kaldığı veya minenin hiç bulunmadığı durumlarda seramik kronların simantasyonunda kullanımının tercih edilebileceği fakat ciddi miktarda minenin bulunduğu dişlerde onleylerin, parsiyel kronların simantasyonunda ideal olmadığı bildirilmektedir (Uludamar ve ark., 2014; Yang ve ark., 2006).
- Dentin adezyonunda ise, self adeziv rezinlerin en etkili bağlantısı; mineye asit uygulanması (selective enamel etching) ile sağlanmaktadır. Asit uygulaması self adeziv rezinlerin mineye olan adezyonunu artırıcı etki oluştururken dentine olan adezyonunu azaltıcı etki oluşturmaktadır. Dentinin tabakalarına göre de bağlantı kuvvetleri değişmektedir. Yüzeysel dentin için en yüksek bağlantı değerleri bulunurken derin ve servikal dentin için ise daha düşük bağlantı kuvvetleri gözlenmektedir (Uludamar ve ark., 2014; Yang ve ark., 2006).

2.3.2.4.5. Resin Simanlarda Renklenmeye Neden Olan Faktörler

Günümüzde kompozit ve resin simanlarda var olan organik polimer matriksi bir aromatik veya üretan dimetakrilat oligomeridir. Diş hekimliğinde en yaygın kullanılan 4 oligomer; birçoğunun organik matriksinde esas monomer olan Bis-GMA (Bisfenol A Glisidil Metakrilat), Bis-EMA (Etoksillenmiş Bisfenol A Dimetakrilat) ve dilüe eden monomer olarak da UDMA (Üretan Dimetakrilat) ve TEGDMA (Trietilen Glikol Dimetakrilat)'dır. Materyalin resin matriks içeriği, polimerizasyonu

ve doldurucu içeriği gibi ışıkla sertleşen restoratif dental materyallerin rengini etkileyen birçok faktör vardır (Kaizer ve ark., 2012; Nasim ve ark., 2010).

Rezin esaslı materyallerde en yaygın kullanılan ışığa duyarlı başlatıcı tipi olan kamforokinon, beyazlatılmayan kromofor grubu içeren katı, sarı renk bir bileşendir ve rezin içerisinde fazla oranlarda kullanılmasının, istenmeyen renklenmelere yol açtığı bildirilmiştir. Işıklı polimerize olan rezin siman ve kompozitlerin yeterli polimerize edilmediği durumlarda, kamforokinonun tamamen dönüşmemesi ile rezin simanın içerisinde sarı renklemeler kalır. Bununla birlikte, materyalin foto-aktivasyonu sonucu, zamanla aminlerin oksidasyonu ile birlikte sarı renk izlerin kahverengiye dönüştüğü ve renklenmeye neden oldukları da bildirilmiştir (Ardu ve ark., 2011; Janda ve ark., 2004). Rezinin depolanma biçimi de renklenme üzerinde etkilidir. Uzun süre sıcak ortamda bekletilen rezinlerde benzoil peroksitin etkisi ile renk değişiklikleri gözlenebilir (André F. Reis ve ark., 2003). Materyallerin monomer içerikleri değerlendirildiğinde renklenmeye makropartiküllü ve Bis-GMA miktarı fazla olan kompozitlerde ve rezin simanlarda daha çok, mikropartiküllü olanlarda ise daha az rastlandığı gözlenmiştir (André F. Reis ve ark., 2003). Hidrofilik ve su emilimi gösteren rezin materyallerin de renklenme olasılıklarının daha yüksek olduğu bilinmektedir. Bis-GMA'nın rijit ağ oluşumuna yol açması nedeni ile ana monomer içeriği Bis-GMA olan rezin simanlar, TEGDMA içeren simanlara göre daha az; UDMA ve Bis-EMA içerenlere göre ise daha fazla su emilimi gösterirler (Sideridou ve ark., 2003). UDMA'nın su emiliminin ve çözünübilirliğinin düşük olması, Bis-GMA'ya göre daha az renklenmeye neden olduğu söylenmiştir (Bagheri ve ark., 2005; Fontes ve ark., 2009). Bis-GMA esaslı rezinlerde su emilimi %0-%1 iken, eklenen TEGDMA oranına bağlı olarak bu oran %3- %6 ya kadar artabilir (Barutçigil ve Yıldız, 2012). TEGDMA'nın merkezinde tekrarlayan ve su molekülüne afinitesi olan etoksi grupları içermesi, rezin materyalin yüzey hidrofilitesinin artmasıyla sonuçlanır. Bis-GMA ve TEGDMA hidrofilik yapılarından dolayı, yüksek su emilimi değerlerine sahiptirler. Bis-EMA ise yapısındaki hidrofobik gruptan dolayı düşük su emilimi gösterir. TEGDMA'nın Bis-EMA, Bis-GMA ve UDMA'ya göre önemli oranda daha yüksek su emilimi değerleri gösterdiği bildirilmiştir (K. Kim ve ark., 2013).

Polimerizasyon süresi ve tercih edilen ışık cihazı da materyalde gözlenebilecek renklenmeler üzerinde etkilidir. Monomer polimer dönüşümünün ve boyutsal stabilitenin artması ile çözünübilirliğin azalması renkte daha stabil sonuçları sağlar (Patel ve ark., 2004; Villalta ve ark., 2006).

Rezin simanların renklenmelerinde, doldurucuların da önemli etkileri vardır. Düşük doldurucu içerikli rezin simanların renk stabilitelelerinin, daha az olduğu bilinmektedir. (F. H. B. Aguiar ve ark., 2007), test ettikleri rezin materyallerinin düşük doldurucu içeriğine sahip olması nedeni ile doldurucu-matriks ara yüzüne daha fazla su emilimi gerçekleştiğini ve emilen suyun, doldurucu ve matriks ayrışmasına ya da doldurucunun hidrolitik bozunmasına neden olması sonucunda materyalin daha fazla renklenme gösterdiğini bildirmişlerdir.

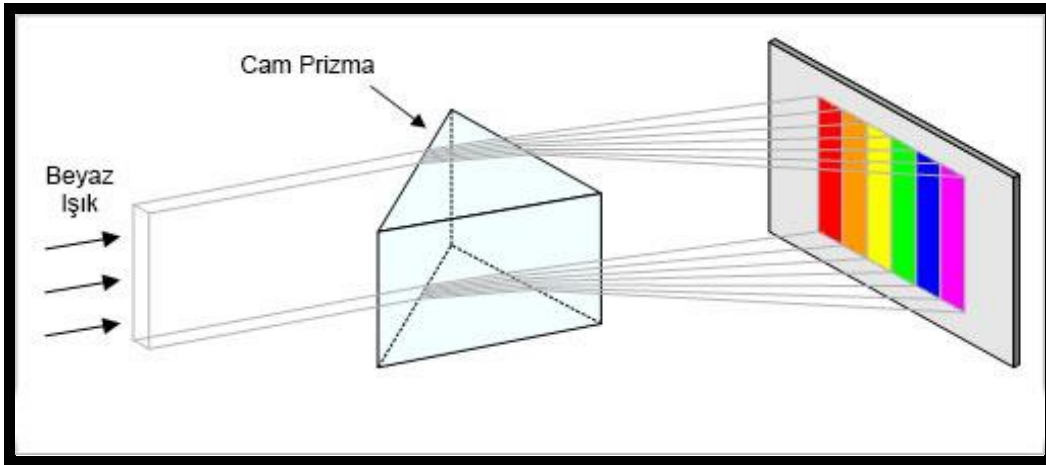
Adeziv rezin simanlar kimyasal olarak, ışık ile veya hem ışık hem kimyasal olarak (dual cure) polimerize olabilmektedir. Dual polimerize rezinler ışık gücünün rezine tamamen ulaşmasının mümkün olmayacağı kalın restorasyonların simantasyonunda veya restorasyon materyalinin opak olması nedeniyle ışığın geçmesine izin vermeyeceği durumlarda kullanılır. Böyle durumlarda ışık kaynağından gelen ışıkla tamamlanamayan polimerizasyon işlemi kimyasal olarak tamamlanır. Ancak dual polimerize rezinlerin polimerizasyon kimyasının diğerlerinden daha karmaşık olması uygulanma tekniğini daha hassas hale getirmektedir. Dual polimerize rezinlerde, ışıkla polimerizasyon reaksiyonu, kimyasal polimerizasyona oranla çok hızlı gerçekleşir. Eğer siman karıştırma sonrası hemen ışıkla polimerize edilirse simanın viskozitesi hızla yükselir ve kimyasal polimerizasyon reaksiyonunu sağlayan peroksit-amin sistemi yoğunluk arttığından birbirini bulamaz ve devre dışı kalır. Bu nedenle klinik olarak mümkün en son evrede ışık kaynağının kullanılması gerektiği söylenmiştir (Hasegawa ve ark., 1991; White ve ark., 1995).

2.4. Renk Kavramı

Restoratif diş hekimliği bilim ve sanatın karışımından meydana gelmektedir. Restoratif diş hekimliğinin başarısı, fonksiyonel ve estetik sonuçlar temelinde belirlenir. Estetiğe ulaşmak için sırayla dört temel belirleyici gereklidir; pozisyon,

kontur, doku ve renk. Estetik diş hekimliği, diş hekiminin ve teknisyenin sanatsal yeteneklerine ihtiyaç duyduğu için, rengin temel bilimsel ilkelerinin bilgisi esastır. Renk kombinasyonu estetiği arttırmakla kalmaz aynı zamanda restorasyonun doğal ve çekici görünmesini sağlar. İnsan görsel sistemi üzerine yapılan araştırmalar, renk seçiminin çevresel faktörler, hastalık, uyuşturucu ve yaşlanma gibi diğer özelliklerden fazlaca etkilendiğini ortaya koymuştur. Renk ve ışığın temel prensipleri, ışık spektrumu ve objenin optik özellikleri, restorasyon için uygun renk tonunu değerlendirmeden ve seçmeden önce anlaşılmalıdır. (Sikri ve ark, 2010).

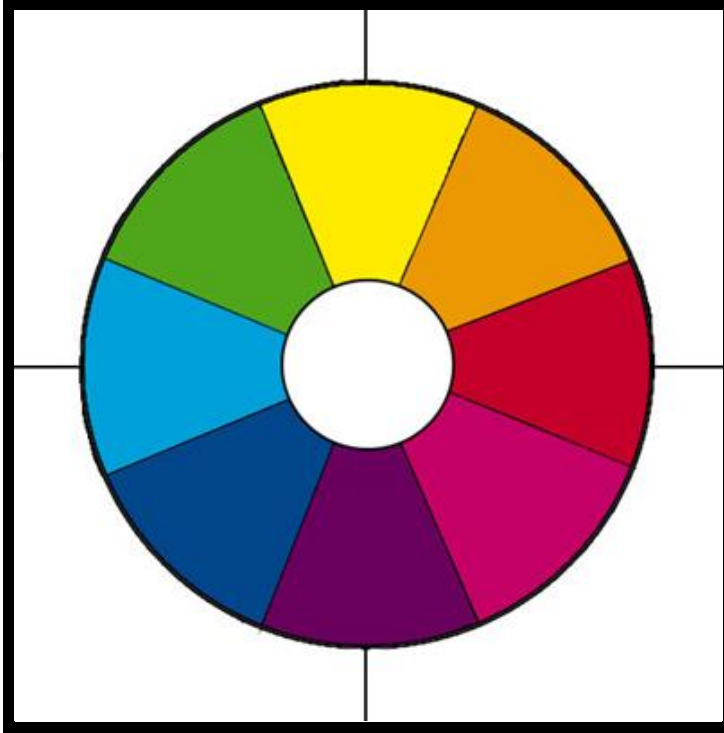
Renk kavramını günümüze kadar pek çok sanatçı, bilim adamı ve kuruluş tanımlamayı denemiş ve rengi öğelere ayırmaya çalışmıştır. Bir kısmı yüzey renkleri ile ilgilenmiş, başka bir kısım ise daha kapsamlı bir yaklaşımla, rengi bir algılama ögesi ya da ışık uyarıları olarak incelemiştir. 18. yüzyılda Isaac Newton'un karanlık bir odada cam prizmadan geçirdiği ışığın dalga boylarına bölünerek kırılmasını keşfetmesi, bu konudaki çalışma ve araştırmalara yol göstermiştir. Newton, araştırmasında karanlık bir odaya küçük bir delikten ince bir ışık demeti sızmasını sağlamış ve bu ışığı bir üçgen prizmadan geçirerek beyaz ışığı güneş tayfı renklerine ayırmayı başarmıştır. Güneş tayfındaki renkler, kırılma açılarına göre kırmızı, turuncu, sarı, yeşil, mavi, lacivert (çivit mavisi) ve mor olarak sıralanmışlardır (Parramon, 1994).



Şekil 1. Newton'un Deney Düzenegi

Newton, cam prizma kullanarak renk biliminin temellerini attığı deneyleriyle, her rengin farklı bir hızda cam prizmadan geçerken değişik dalga uzunluğuna sahip olduğunu görmüştür. En uzun dalga boyu uzunluğuna sahip olan kırmızı, daha kısa dalga boyuna sahip mordan daha hızlı bir şekilde camdan içeri girmekte olduğunu keşfetti. Ayrıca Newton, ışıkta tüm renklerin karıştırılmasıyla, beyaz ışık elde edilebileceğini tespit etti. İlk renk diyagramı da yine Newton tarafından tüm spektral ve mor renklerin, beyaz merkezde olacak şekilde bir çember üzerine yerleştirilmesiyle geliştirilmiştir (Malacara, 2003).

Prizmadan geçen her rengin kendine has dalga boyu vardır. Bunlardan en uzun dalga boyuna (700 nm) sahip olan kırmızı görülemeyen kızılötesi ışıklardandır. Mor ise en kısa dalga boyuna (410nm) sahip görülemeyen X-ray ışıklarındandır. Tayf aslında 180 renk tonuna ayrılmakta, ancak göz basitçe bunları mor, mavi, yeşil, sarı, turuncu ve kırmızı olarak görmektedir (Malacara, 2003).



Şekil 2. Newton'un Renk Çemberi

Tablo 3. Prizmadan Geçen Renkler ve Dalga Boyları

Renk	Etki Alanı	Dalga boyu
Kırmızı	760-620 nm.	700 nm.
Turuncu	620-590 nm.	630 nm.
Sarı	590-570 nm.	590 nm.
Yeşil	570-490 nm.	520 nm.
Mavi	490-450 nm.	470 nm.
Mor	450-380 nm.	410 nm.

Rengi üç boyutlu olarak inceleyen Munsell'in renk uzayı bugün ve yakın gelecek için belirli bir geçerliliği bulunmaktadır. Munsell renk uzayı 1905 yılında A.H.Munsell (1858 - 1918) tarafından geliştirilmiştir. Renk, Munsell'e göre ton (hue), doygunluk (chroma) ve parlaklık (value) terimleri ile açıklanan üç bileşen ile tanımlanır. Munsell renk skalasında tür; bir rengi ötekilerden ayırt eden niteliktir (sarı, mavi, yeşil gibi). Tür çemberi önce beşe, sonra ona, daha sonra yüze bölünmüştür. Çember üzerinde "kırmızı, sarı, yeşil, mavi, mor" eşit uzaklıklara, yani çemberi beş eşit parçaya bölecek biçimde yerleştirilmiştir. Bunların karışımı olan sarı- kırmızı, mavi-yeşil, mor-mavi ve kırmızı-mor çemberi on eşit parçayı bölecek biçimde aralara yerleştirilmiştir. Tür çemberindeki on eşit bölge tekrar on eşit parçaya bölünerek yüz parça elde edilmiş ve ondalık sayı sistemi kurulmuştur. Türler birden yüze kadar numaralandırılır ve ondalık sayı sistemi kullanıldığından 3,75 R (kırmızı) şeklinde gösterilir. Grilerin tür numarası yoktur ve "N" ile belirtilir.

1931' de Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (Commission International de l'Eclairage) (CIE) tüm üç uyarıcı (tri-stimulus) değerlerinin x, y, z koordinat sisteminde pozitif değerlerle gösterilebileceği standart bir sistem oluşturmak için çalışmalar yapmıştır. Görsel renk eşlemesi günümüzde, CIE kromatik diyagramı olarak bilinen at nalı eğrisinin oluşmasına yol açmıştır. Bu sayısal renk ölçümlerinin de temelini oluşturmuştur.

Günümüzde kullanılan birçok farklı renk ayırma ve belirleme sistemi bulunmaktadır. Ancak, dünyada kabul edilebilirliği, güvenilirliği, esnekliği ve uygulama kolaylığı açısından en çok tercih edilen sistem, 1905 yılında Amerikalı ressam A.H. Munsell tarafından geliştirilmiş olan sistemdir (Sproull, 2001). Munsell'in sistemi, dış hekimliğinde de renk seçimi için uygun bir sistem olarak kabul edilmiştir.

2.4.1. Rengin Algılanması

Işığın cisimlere çarparak yansmasıyla gözümüze ulaşan olguya renk denir. Işığın olmadığı yerde bütün renkler siyahtır. Dolayısıyla renk, ışığın var olması ile oluşur (Yeşiltaş, 2002). Elementlerin biri mevcut değilse renk oluşamaz. Renk, en iyi soyut bir bilim olarak tanımlanır. Renk kişiseldir. Her bir kişi aynı objeyi farklı görebilir. Sadece görsel değerlendirmeye dayanan ortak bir karar çıkması çoğu zaman zordur. Kişisel renk algılama kabiliyeti ışık şartları, zeminin etkisi, renk körlüğü, iki göz arası farklılıklar, göz yorgunluğu ve diğer psikolojik faktörleri içeren pek çok faktörden etkilenir. Bu fiziksel şartların yokluğundan başka her gözlemci renk ile ilgili geçmiş deneyimlerine ve renk referanslarına dayanarak rengi farklı yorumlayabilir. Rengin algılanması için ışık, obje ve gözlemci arasında bir etkileşim olmasına ihtiyaç vardır (Chu ve ark., 2010).

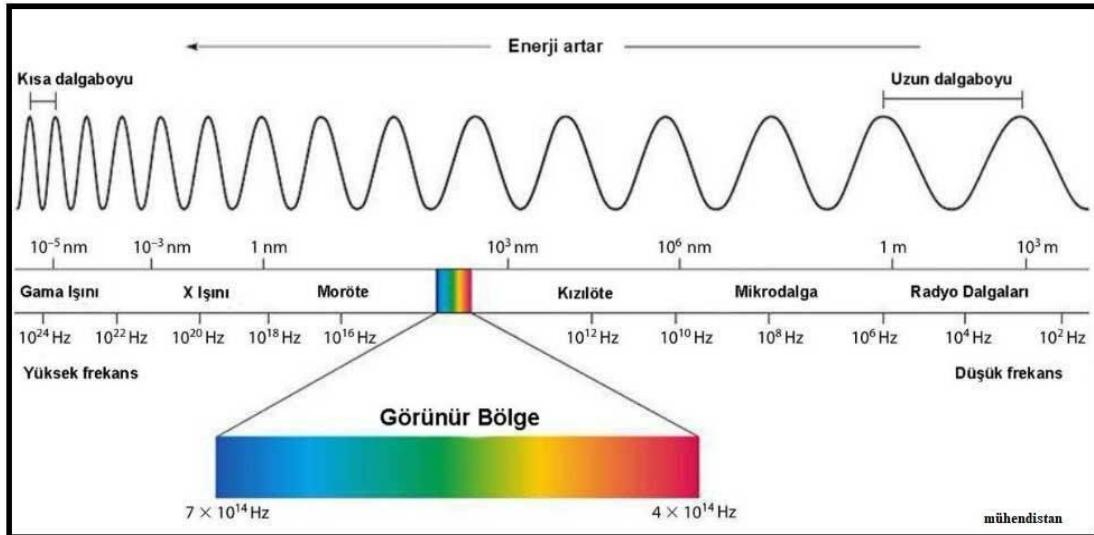
2.4.1.1. Işık

Işık, nanometrik dalga boylarında olan ve görünebilen bir elektromanyetik enerjidir. Kırıldığında ışık spektrumu oluşur. İnsan gözü 380-780 nm arasındaki dalga boylarını seçebilmektedir. Işık spektrumundaki üç temel renk kırmızı, yeşil ve mavi-

menekşe iken, opak (ışık geçirmez) pigmentlerin temel renkleri kırmızı, sarı ve mavidir (J. F. Fondriest, 2003).

İşık, rengin algılanmasındaki temel faktör olarak kabul edilir. Rengin algılanması, görünür ışığın çeşitli dalga boylarının absorpsiyonu ve yansımalarıyla olur. Göze gelen ışık retinada toplanır ve impulslar halinde beyne iletilir. Rengin algılanabilmesi için gerekli bir eşik değeri mevcuttur ve bu değer aşılmazsa renk algılanamaz (J. F. Fondriest, 2003).

Rengin oluşması için bir uyarıcı, bu uyarıcıyı alan ve değerlendiren bir yapı olmalıdır. Işık bir uyarıcı olarak cisme gelir, yansyarak göze gider, göz de bu uyarıcıyı beyindeki görme merkezine yollar ve renk oluşur (Keyf F, Uzun G, 2009).



Şekil 3. Elektromanyetik Dalga Tayfı (EM Spectrum, 2007)

2.4.1.2. Obje

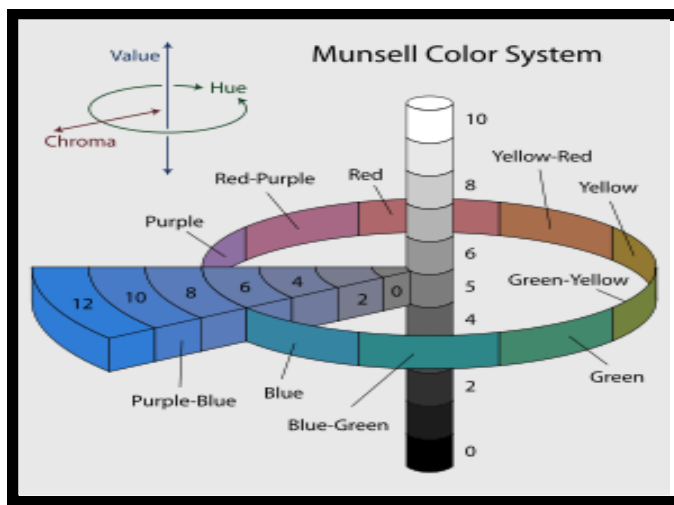
Bir objenin üzerine gelen ışığı geçirmesi, absorbe etmesi ve yansıtması ile optik görüntüsü meydana gelir. Objeler tarafından absorbe edilen ışık ve objeyi geçen ışığın dalga boyları algılanan rengi oluşturur. Transparan materyaller bütün ışığın geçişine izin verir, arkalarındaki objelerin görünmesini engellemezler ve renk, beyaz olarak algılanır. Opak materyaller ise ışığın geçişine izin vermez, gelen ışığın bir kısmını absorbe ederken bir kısmını da yansıtır ve siyah renk algılanır (Çal E, Güneri P, 2005).

2.4.1.3. Gözlemci

Renk kavramı, gözün ışık-renk dalgalarındaki titreşimleri retina üzerindeki reseptörlerle algılaması ve bu uyarıları renk sinirleri aracılığıyla beyne göndermesi sonucu oluşur. Yansıyan ışık retina üzerine geldiğinde, ışığa duyarlı sinir hücreleri olan çubuk ve koni hücreleri uyarılır. Çubuk hücreleri, bakılan nesnenin biçimini siyah-beyaz olarak algılayan hücrelerdir. Retinada, rengin algılanmasından sorumlu hücreler olan konik hücreler üç tiptir. Her bir konik hücre, farklı rengin algılanmasından sorumludur (kırmızı, yeşil ve mavi). Beyinde renk oluşumu, bu iki hücreden alınan uyarıların birlikte değerlendirilmesi sonucu meydana gelir. Retina, renk skalasındaki bütün renklere aynı oranda hassasiyet göstermez. Renk spektrumunun orta bölgesindeki renklere daha fazla hassastır. Gözün en hassas olduğu renk ise 550-570 nm dalga boyundaki sarımsı yeşil renktir (Çal E, Güneri P, 2005).

2.4.2. Munsell Renk Sistemi

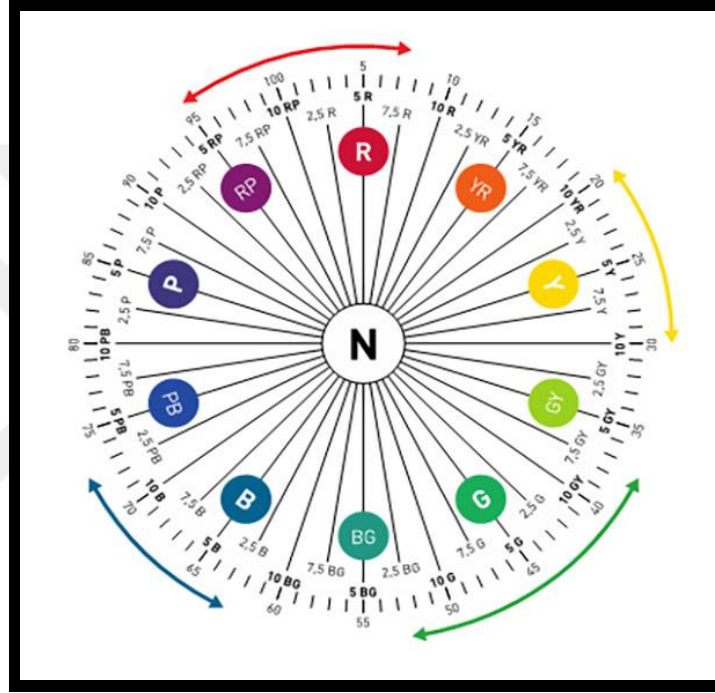
Amerikalı bilim adamı Albert H. Munsell tarafından 1905 yılında tanımlanmış ve 1945 yılında son halini almıştır. Renk sistematığının temelini oluşturan bu sistem genellikle görsel renk değerlendirmesinde kullanılmaktadır. Renk, üç nitelikte tanımlanır. Bunlar renk tonu (Hue), parlaklık (Value) ve doygunluk (Chroma) (Cho ve Lee, 2007). Munsell rengin bu üç niteliğine görsel olarak düzenli basamaklarda sayısal değerler vermiştir. Bu değerler H, V ve C harfleriyle sembolize edilmiştir (Yuan ve ark., 2007).



Şekil 4. Munsell Renk Sistemi

2.4.2.1. Hue (Ana Renk)

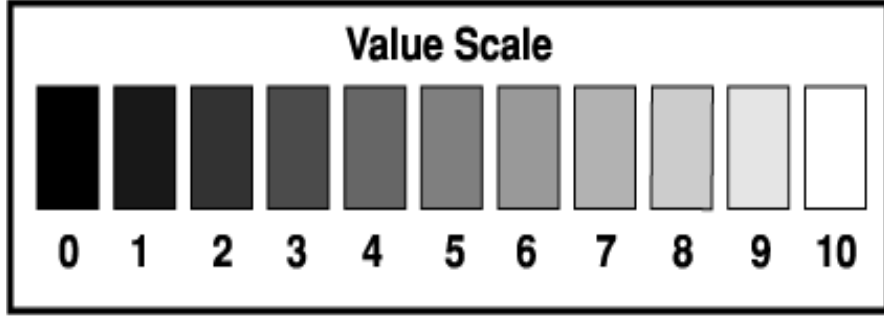
Ana renk (hue) terimi; renk veya renk çeşidi anlamına gelmektedir. Retina üzerinde etkili olan ve spesifik bir dalga boyundaki ışık tarafından yaratılan renge (mavi, yeşil, kırmızı) denilmektedir. Diş hekimliğinde ana renk (hue) yaygın olarak Vita klasik renk skalasında (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) A, B, C, D harfleriyle temsil edilmektedir (Keyf F, Uzun G, 2009).



Şekil 5. Renk Tonu (Hue)

2.4.2.2. Value (Parlaklık)

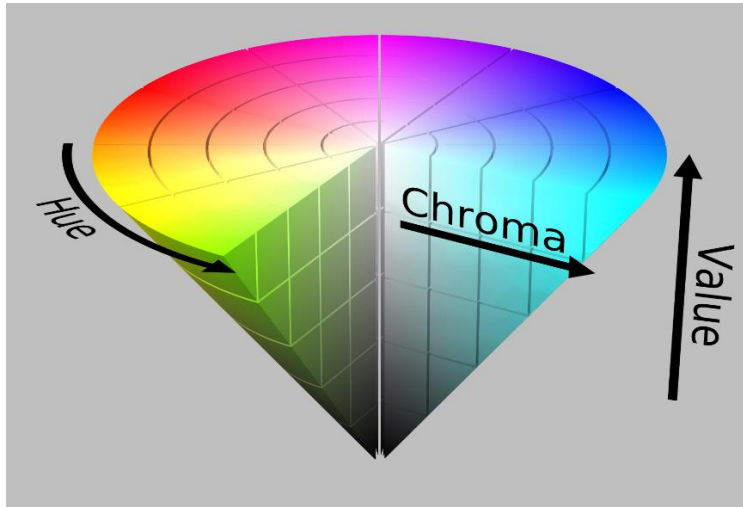
Parlaklık, bir cisimden geri dönen ışığın miktarına denir. Munsell' e göre parlaklık, siyah-beyaz bir skala şeklindedir. Parlaklığın (value) siyah kısmı 0, beyaz kısmı 10 ile numaralandırılmaktadır. 0-10 arasında farklı gri tonları siyahtan beyaza doğru farklı parlaklıklar sergiler. Yapılacak olan bir restorasyonunun parlaklığı, daha açık (yoğunluğu düşük) bir porselen kullanma veya ışığın yüzeyden yansımalarını artırma suretiyle iki farklı şekilde artırılabilir. Dişlerin kolesinde parlaklık değeri düşük olduğu için bu bölgelerde ana rengin değerlendirilmesi de oldukça güçtür (Keyf F, Uzun G, 2009).



Şekil 6. Value Skalası

2.4.2.3. Chroma (Yoğunluk, Doygunluk)

Bir ünitelik alan dahilindeki renk miktarı olan yoğunluk (chroma); ana rengin gücünü veya pigment yoğunluğunu ifade eden bir terimdir. Örnek olarak bazı dişlerin diğerlerine göre daha sarı görünmesi verilebilir. Renk çeşidi (hue) aynı, ancak miktarı farklıdır. Yoğunluk (chroma), kuvvetli rengi zayıf renkten ayırt etmemizi sağlayan karakterdir. Yoğunluk ve parlaklık ters orantılıdır; yoğunluk artarsa parlaklık azalır. Rengin saflığının ve doygunluğunun uyarımı akromatik renk algısından farkının derecesi ile açıklanabilir. Bir rengin içine gri eklenmesi, kroma değerinin düşmesine sebep olur ancak hue değişmez. Katılan gri tonunun value değeri önem kazanır. Chroma değerleri, akromatik veya gri=0, yüksek oranda doymuş renk=18 arasında değişmektedir. Yoğunluk (chroma) Vita renk skalasında harflerle (A: Kırmızımsı kahverengi, B: Kırmızımsı sarı, C: Gri, D: Kırmızımsı gri) ifade edilir (Keyf F, Uzun G, 2009).



Şekil 7. Munsell'in Renk Diagramı

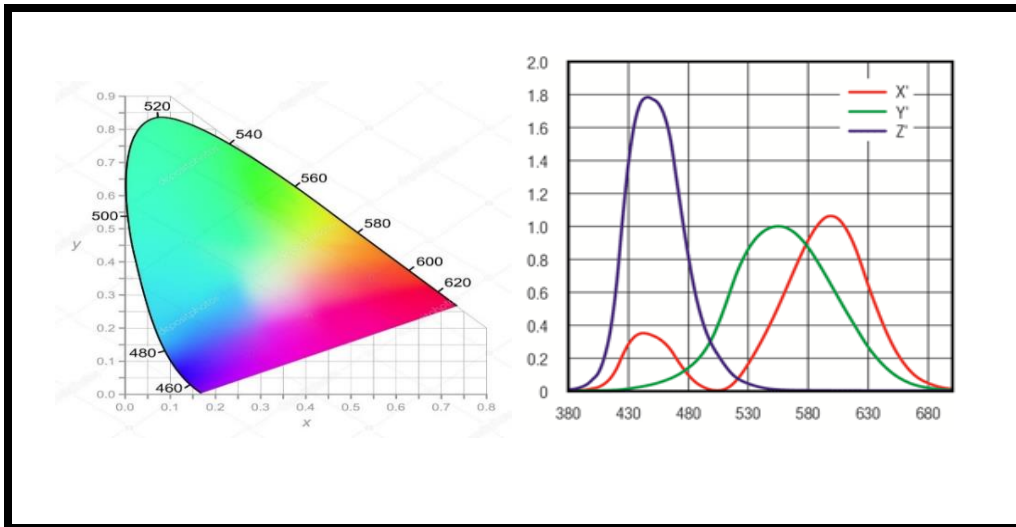
2.4.3. CIE XYZ Renk Sistemi

1986 yılında kurulan Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (International Commission on Illumination, 1986); renk, görünüm gibi alanlarda standart bir ışık kaynağında, standart bir gözlemci ve verilen bir renge insan görme sisteminin yanıtını gösteren tristimulus değerlerinin hesaplanmasında yetkili bir organizasyondur (Joiner, 2004). Renk ölçümlerinde uluslararası bir standart olarak kabul edilen “Commission International de L’eclairage (CIE)’nin tristimuluslu (üç uyaranlı) standart gözlemci eğrisi, ilk olarak 1931 yılında açıklanmıştır ve belirli bir rengin tristimulus değerleri bu eğriden elde edilmektedir (Paravina ve Powers, 2004; Seghi ve ark., 1986; Stockman ve Sharpe, 1998). Bu tanımlamaya göre tüm renkler, başlıca üç rengin, yani kırmızı (X), yeşil (Y) ve mavinin (Z) çeşitli miktarlarda karışımı ile elde edilir.

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

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

Mavinin algılanma oranı $Z = Z / (X + Y + Z)$ dir. X, Y ve Z değerleri 0 ile 1 arasındadır ve $x=y=z = (1/3)$ noktası teorik olarak beyaz renktir. Bu noktadan uzaklaştıkça renklerin doygunluğu artar. Bu sisteme göre oluşturulan, at nalına benzeyen 2 boyutlu şekil “gamut” olarak adlandırılır. CIE XYZ renk koordinat sistemi algısal olmadığı için rengin tanımlanmasındaki son nokta değildir. Yani XYZ renk yoğunluğu şemasındaki renklerin farkı eşit olarak algılanamamaktadır.

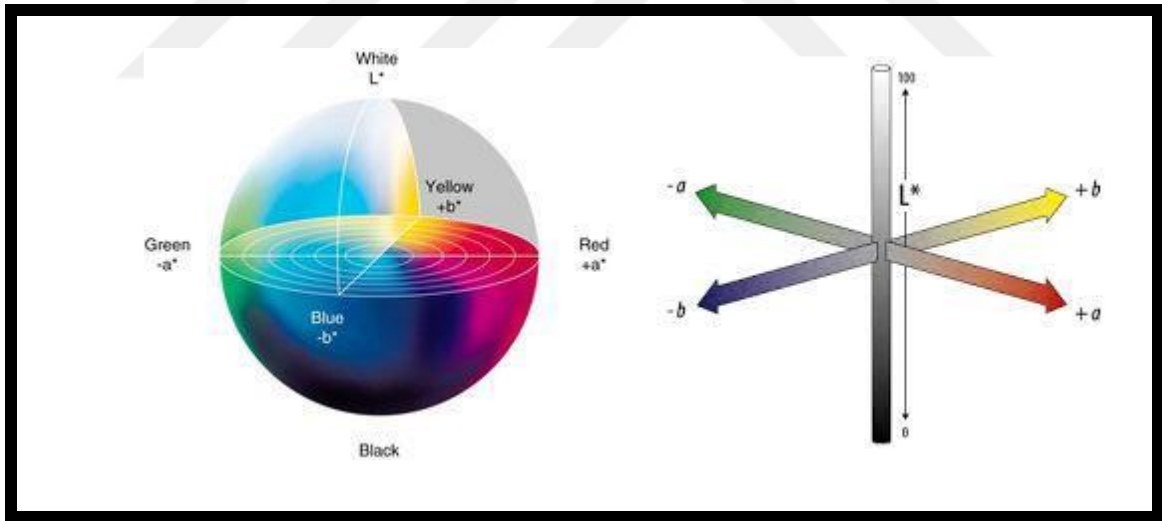


Şekil 8. CIE XYZ Sistemi ve Tristimulus Değerleri Eğrisi

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

2.4.4. CIE L*a*b* Renk Sistemi

CIE L*a*b* renk uzayı X, Y, Z üç uyarıcı değerlerinin L*, a* ve b* referans değerine çevrilmesiyle oluşan renk uzayıdır. CIE L*a*b* sistemine göre rengin 3 farklı boyutu vardır ve tüm renkler, 3 ayrı eksenin kesişerek merkezini oluşturduğu bir küre içinde yer almaktadır. Bu sistemde L* koordinatı rengin aydınlığını (Lightness), a* koordinatı kırmızı-yeşil rengin miktarını, b* koordinatı ise mavi-sarı rengin miktarını tanımlar. L* koordinatı 0'dan (mutlak siyah) 100'e (mutlak beyaz) değerler içeren dikey eksenin üzerinde yer alır. a* ve b* koordinatları L*'nin etrafındaki eksenlerde döner. a* pozitif değer aldığı anda renk daha kırmızı, negatif değer aldığı anda ise yeşil hale gelir, b* pozitif değer aldığı anda renk sarı, negatif değer aldığı anda ise mavi hale gelir (Cho ve Lee, 2007; Melgosa ve ark., 2000; Paravina ve Powers, 2004).



Şekil 9. CIE L*a*b* Renk Sistemi ve Koordinatları

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

Bu formüldeki ΔL , Δa ve Δb değerleri iki örneğin CIE L*a*b* renk parametreleri arasındaki farkları gösterir. Renk değişiminin klinik olarak kabul edilemez olması için; bazı araştırmacılar renk değişiminin 3.7 ΔE birimden; bazıları 1 ΔE birimden; bazıları 3 ΔE birimden bazıları ise 3.3 ΔE birimden fazla olması gerektiğini belirtmişlerdir. O'Brien ise renk değişiminin 3.5 ΔE birime kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmiştir (O'Brien, 1986). O'Brien'in klinik olarak renk eşlemesi yaptığı çizelge Tablo 4'de verilmiştir. Spektrometre kullanarak sol santral dişi değiştirilebilen bir total protezdeki iki santral diş arasındaki renk farkının belirlenmesi ile ilgili olan in vitro çalışmada ise algılanabilirlik değerinin $\Delta E=2.6$ 'ya kadar, kabul edilebilirlik değerinin ise $\Delta E=5.5$ ve altındaki değerler olduğu ifade edilmiştir (Douglas ve ark., 2009). Kompozit rezin veneer restorasyonların komşu diş ile renk farkının değerlendirildiği bir in vivo çalışmanın sonucunda algılanabilirlik değerinin $\Delta E=3.7$, kabul edilebilirlik değerinin ise $\Delta E=6.8$ olduğu belirtilmiştir (Johnston ve Kao, 1989). Alghazali ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada klinik olarak algılanabilir renk değişimi değerinin $\Delta E:1,9$ 'a kadar, kabul edilebilirlik değerinin $\Delta E:4,2$ ve altındaki değerler olduğunu belirtmişlerdir (Alghazali ve ark., 2012).

Tablo 4. O'Brien'in Klinik Olarak Renk Eşlemesi

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

National Bureau of Standards tarafından belirlenmiş olan NBS kriterleri ve renk değişim miktarının klinik eşlemesi Tablo 5’de gösterilmiştir.

Tablo 5. NBS Kriterleri

ΔE	NBS Birim Renk Değişiminin Belirtisi
0-0,5	Çok az: Oldukça az değişim
0,5-1	Az: Az değişim
1,5-3	Belirlenebilir: Algılanabilir değişim
3-6	Fark edilebilir: Belirgin değişim
6-12	Fazla değişim: Oldukça belirgin
12 ve üzeri	Çok fazla değişim: Başka bir renk

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

2000 yılında CIEDE2000 formülasyonu CIE tarafından yayınlanmış, geliştirilmiş yeni bir formülasyon olarak tanıtılmıştır. CIE TC1-47 nolu oturumunda geliştirilmiş renk farkı formülasyonu tartışılmış, 2013 yılında bu formülasyon (CIEDE2000) renk farkının ölçülebilmesi için standart olduğu ilan edilmiştir (Malgosa, 2013). Ayrıca ISO 11664-6:2014 (CIE S 014-6/E:2013) ISO standardı olarak 31 Ocak 2014’te kabul edilmiştir.

CIELAB sistemine beş pozisyon düzeltmesi yapılarak CIEDE2000 tanıtılmıştır.

- ✓ Yeni S_L fonksiyonu (seçikleştirme etkisi)
- ✓ CIE94 tarafından önerilen S_C fonksiyonu

- ✓ Hem C^*_{ab} ve hem H_{ab} ' ye bağlı yeni S_H fonksiyonu
- ✓ Dönme terimi R_T
- ✓ Yeni bir a^* ölçeği (Sadece renk farkı amaçlı)

CIEDE2000 formülasyonu:

$$\Delta E_{00} = [(\Delta L^0/K_L S_L)^2 + (\Delta C^0/K_C S_C)^2 + (\Delta H^0/K_H S_H)^2 + R_T (\Delta C^0/K_C S_C) (\Delta H^0/K_H S_H)]^{1/2}$$

şeklindedir.

CIELAB formülasyonuna göre daha karmaşık görünen bu formülasyonda renk farkı hesaplamasında kullanılan elemanlar artmış ve daha farklı elemanlar renk farkı hesaplamasına eklenmiştir. CIEDE2000 formülasyonunda belirtilen S_L , S_C , S_H ve R_T , CIELAB sistemindeki ölçme fonksiyonunda oluşan tek düzelik eksikliğini düzeltilmesi amacıyla oluşturulmuştur. K_L , K_C , K_H parametrik faktörler ise deneysel izleme koşullarına bağlı olan hesapsal düzeltmelerdir. S_L fonksiyonu ölçme farklılığı açısından CMC, BFD ve CIE94 formülasyonunda ana fark oluşturan bir faktördür. CIEDE2000 formülasyonunda bulunan bu fonksiyon “crispening effect” ile yani seçikleştirme etkisi ile ilişkilidir. L değerleri gözleminde arka plandaki değişimlerin etkisi S_L fonksiyonu oluşturmaktadır. Örneğin siyah bir fonda görünen gri ton ile beyaz fonda görünen aynı gri ton arasında gözlemciye göre değişen farklılık algı mekanizması sebebiyle oluşmaktadır (Gilchrist ve Nobbs, 2010).

$S_L = 1 + [0,015(L^* - 50)^2 / (20 + (L^* - 50)^2)^{1/2}]$ formülü ile hesaplanmaktadır.

K_L , K_C , K_H fonksiyonları gözlem yerinin koşulları ile alakalı olup tekstil endüstrisinde $K_L = 2$ değeri kullanılırken, çoğu endüstriyel ölçüm ve değerlendirmelerde $K_L = 1$ değeri verilerek kullanılmaktadır. Bunun sebebi ise gözlem yapılan örneğin yüzey yapısı, gözlem yapılan ortam ve gözlem cihazının ışık değerleri (D65-1000) gibi oluşumlardan kaynaklanmaktadır (Melgosa ve ark., 2000).

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

$$\Delta L' = L_2^* - L_1^* \quad \bar{L} = \frac{L_1^* + L_2^*}{2} \quad \bar{C} = \frac{C_1^* + C_2^*}{2}$$

$$a_1' = a_1^* + \frac{a_1^*}{2} \left(1 - \sqrt{\frac{\bar{C}^7}{\bar{C}^7 + 25^7}}\right) \quad a_2' = a_2^* + \frac{a_2^*}{2} \left(1 - \sqrt{\frac{\bar{C}^7}{\bar{C}^7 + 25^7}}\right)$$

$$\bar{C}' = \frac{C_1' + C_2'}{2} \text{ and } \Delta C' = C_2' - C_1' \quad \text{where } C_1' = \sqrt{a_1'^2 + b_1'^2} \quad C_2' = \sqrt{a_2'^2 + b_2'^2}$$

$$h_1' = \text{atan2}(b_1', a_1') \text{ mod } 360^\circ, \quad h_2' = \text{atan2}(b_2', a_2') \text{ mod } 360^\circ$$

$$\bar{C}' = \frac{C_1' + C_2'}{2} \text{ and } \Delta C' = C_2' - C_1' \quad \text{where } C_1' = \sqrt{a_1'^2 + b_1'^2} \quad C_2' = \sqrt{a_2'^2 + b_2'^2}$$

$$\Delta h' = \begin{cases} h_2' - h_1' & |h_1' - h_2'| \leq 180^\circ \\ h_2' - h_1' + 360^\circ & |h_1' - h_2'| > 180^\circ, h_2' \leq h_1' \\ h_2' - h_1' - 360^\circ & |h_1' - h_2'| > 180^\circ, h_2' > h_1' \end{cases}$$

$$\Delta H' = 2\sqrt{C_1' C_2'} \sin(\Delta h'/2), \quad \bar{H}' = \begin{cases} (h_1' + h_2' + 360^\circ)/2 & |h_1' - h_2'| > 180^\circ \\ (h_1' + h_2')/2 & |h_1' - h_2'| \leq 180^\circ \end{cases}$$

$$T = 1 - 0.17 \cos(\bar{H}' - 30^\circ) + 0.24 \cos(2\bar{H}') + 0.32 \cos(3\bar{H}' + 6^\circ) - 0.20 \cos(4\bar{H}' - 63^\circ)$$

$$S_L = 1 + \frac{0.015 (\bar{L} - 50)^2}{\sqrt{20 + (\bar{L} - 50)^2}} \quad S_C = 1 + 0.045 \bar{C}' \quad S_H = 1 + 0.015 \bar{C}' T$$

$$R_T = -2 \sqrt{\frac{\bar{C}'^7}{\bar{C}'^7 + 25^7}} \sin \left[60^\circ \cdot \exp \left(- \left[\frac{\bar{H}' - 275^\circ}{25^\circ} \right]^2 \right) \right]$$

Şekil 10. CIEDE2000 Formülasyon Açılımı (Sharma ve ark., 2005)

2.5. Işık ve Renk Terimleri

2.5.1. Metamerizm

Belirli bir ışık kaynağında aynı görünen ancak farklı ışın dağılımına sahip iki renge metamer, bu olaya da metamerizm denir. Metamer özelliği olan cisimler

aydınlanma koşulları değiştiğinde birbiriyle aynı renkte görünmez. Renk seçimi, biri güneş ışığı altında olmak şartı ile iki ya da daha fazla farklı ışık kaynağı altında, klinik ve laboratuvar arasında bir aydınlatma standardizasyonu sağlanarak yapılmalıdır. Renk seçiminde, çevresel faktörler ve aydınlatma oldukça önemlidir. Işık kaynağı değiştiğinde, cisimden yansıyan ışık değişir ve renk farklı algılanır. Parlak ışıkta kırmızı-sarı spektrum ön plana çıkarken; floresan ışık kaynağında mavi-yeşil renk baskın olarak algılanır. Doğal güneş ışığı, günün farklı saatlerinde ışığını değiştirir. Öğle vakti, mavi görünürken; sabaha karşı ve akşamüstü ise, kırmızı-turuncu görünür. Standart bir gün ışığı elde etmek amacıyla, renk ısısı, spektral reflektans eğrisi ve Color Rendering Index (CRI) gibi parametreler kullanılabilir. Renk seçiminde önerilen CRI, 90'nın üzerinde olmalıdır (Watts ve Addy, 2001).

2.5.2. Kırılma ve Yansımaya

Işık havadan, su veya cam gibi saydam bir tabakaya geçerken kırılma meydana gelir. Kırılma; ışın demetinin saydam tabaka içerisinde farklı hızlarda oblik olarak geçerek ayrışmasına denir. Işık ışınlarının bir yüzeye çarpıp geri dönmesine yansımaya denir. Düzgün yansımaya; yüzeyi düzgün bir obje üzerine gelen ışık ışınlarının, obje üzerine geldiği açının aynısıyla geri yansımaya denir. Dağınık yansımaya; yüzeyi düzgün olmayan bir objeye gelen ışık ışınlarının değişik açılarda birçok yöne yansımaya denir. Objenin rengi, emilmeden üzerinden yansıyan ışık sayesinde algılanır ve bu ışığın dalga boyu renk algısını belirler (J. Fondriest, 2004).

2.5.3. Translüsensi, Saydamlık (Transparanlık), Opasite

Bir nesnenin rengi sadece pigment veya renklendirme ajanının yoğunluğu ve tonu ile oluşmaz ayrıca saydamlığı ve opaklığı ile oluşur. Rengin tonu, doygunluğu ve parlaklığı dışında önemli olan diğer bir özellik translüsensidir. Dişler değişen translüsens değerlerine göre karakterize edilir. Transparan ise translüsensiliğin aşırı yüksek değeridir. Transparan materyaller, ışığın eksilmemiş şekilde tamamen geçişine izin verirler. Opasite, materyalin ışık geçişini engelleme yeteneğidir. Başka bir deyişle temel olarak bir materyali maskeleyebilme gücünün ölçüsü olarak tanımlanmaktadır. Opak bir materyal ise, ışığın bir kısmını emerken bir kısmını yansıtarak içinden geçmesine olanak vermez. Opaklık ışık geçişini önleyen bir malzeme özelliğidir.

2.5.4. Floresans

Bir molekülün ışık soğurma yeteneği onun yapısındaki atomik çekirdek etrafında elektronların yerleşimine bağlıdır. Böylece molekül tarafından bir foton soğurulduğunda bir elektron daha yüksek enerji seviyeli bir orbitale kaydırılır. Bir foton soğurmuş molekül uyarılmış durumdadır ve genellikle artık kararlı değildir. Uyarılmış molekülde daha yüksek enerjili orbitallere taşınan elektronlar genellikle kendi düşük enerjili orbitallerine geri dönerler. Uyarılmış molekülün eski durumuna dönmesiyle salınan ışık floresans olarak adlandırılır. Floresans ışımaya daima soğurulan dalga boyundan daha uzun dalga boylu yani daha düşük enerjilidir. Bitkilerdeki floresans normal şartlar altında oluşmaz, sadece çok yüksek ışık şiddeti ve yüksek stres ile gerçekleşebilir.

Floresans adını bu olayın sıklıkla gözlemlendiği, kalsiyum floritten oluşan "florid" adlı mineralden alır. Floresans özellik sayesinde restorasyonlar daha parlak ve canlı görünür. Bu nedenle diş hekimliğinde seramiğin yapısına floresans özelliğine sahip tozlar ilave edilir. Diş minesini gibi floresant materyaller, radyant enerjiyi absorbe edilen frekandan daha düşük olacak biçimde geri salarlar. Teoride eğer restorasyon doğal dişten farklı bir floresansa sahipse yanlış bir eşleştirme olabilir. Pratikte ise floresans renk seçiminde büyük bir rol oynamaz. Dişler ultraviyole ve gün ışığında bir miktar floresans göstermektedirler. Bu etki restorasyonda da yakalanırsa daha başarılı sonuçlar alınabilir (J. F. Fondriest, 2003).

2.5.5. Fosforesans

Radyasyon emilimi ile oluşan ve radyasyon ışınının durması sonrası bir süre daha devam eden ışımaya fosforesans denir. Uyarılan elektronların fazla enerjilerini biraz gecikme ile salmasıyla meydana gelir. Esas olarak fosfor içeren bileşiklerde fosforesans görülür (J. Fondriest, 2004).

2.5.6. Opalesans

Opalesans, görünür spektrumdaki ışığın, düşük dalga boylarının saçılımı ile oluşan optik bir özelliktir. Opalesans özelliği veren çok farklı taşlar mevcuttur. Bunlar çok çeşitli ve parlak renklerde bulunduğu için alevli opal, pullu opal, şark opali gibi

isimlendirilmektedir. Meksika'da bulunan bir tür opal taşı ticari ismi ateş opali, ballı opal, alev opali olarak bilinir. Kırmızı, turuncu ve bazen yeşilimsi sarı renkte olan bu opal, ateş kırmızısı tonlarında parıltılar yapar (Aguirre ve ark., 2010). Diş hekimliğinde en yaygın kullanılan opal materyali yansıyan ışık altında mavimsi, iletilen ışık altında turuncu/kahverengi görünür. Bu ışık yansıması, translüent materyal içinde dağılmış, görünür ışığın dalga boyundan daha küçük, materyal matrisinden daha büyük yansıtma indeksine sahip partiküller tarafından oluşturulmaktadır. Dişin göz tarafından algılanan üç boyutlu rengi, hafif bir floresans ve gelişmiş bir opalesanstan meydana gelmektedir (J. F. Fondriest, 2003).

2.5.7. Pigmentasyon

Kompozit rezin, protez akrilikleri, silikon maksillofasiyal malzemeleri ve dental seramikler gibi estetik dental materyaller renkli pigmentler içerir şekilde üretilmektedir. Eğer pigmentler tarafından seçici emilimden dolayı karışık sonuçlar olursa ve bazı renkler yansırsa renk gözlemlenir. Civa sülfür veya vermilion kırmızı pigmenttir çünkü tüm kırmızı rengi emer. Pigmentlerin karıştırılmasıyla istenilen rengi elde etmek daha kolay bir işlemdir. Örneğin yeşil renk, mavi ve moru emen kadmiyum sülfür ile kırmızı, turuncu ve sarıyı emen ultramarine pigmentlerin karışımından elde edilir. Yansıyan ışık bu pigmentlerin karışımından tek renk olarak yeşil görünmektedir.

Organik boyalar yerine inorganik pigmentler kullanılır çünkü renk kalitesinde bu pigmentler daha kalıcı ve dayanıklıdır. Renkler uygun translüentlik ile birleştirildiğinde çevreleyen yumuşak doku, diş yapısı ve restoratif malzemeler arasında daha uyumlu sonuçlar elde edilir. Pembe yumuşak dokularla uyum için kırmızı ve beyazın çeşitli karışımları ile ara sıra küçük miktarda mavi, kahverengi ve siyah kullanılmalıdır. İnsan dokularının renk ve translüentliği kişiden kişiye ve ağzın farklı bölgelerindeki dişlere göre çeşitli varyasyonlara sahiptir (Sakaguchi ve ark., 2002).

2.6. Renk Ölçüm Yöntemleri

Renk seçimi; görsel olarak çıplak gözle veya çeşitli renk ölçüm cihazlarıyla yapılır.

2.6.1. Görsel Ölçüm

Bir çalışma için seçilmiş belli sayıda kişinin görme duyusu kullanılarak yapılan ölçüm yöntemine görsel ölçüm adı verilmektedir. Ölçümü yapılan numunenin rengi, Munsell renk sistemine göre değerlendirilir (Y K Lee ve ark., 2001).

Görsel renk analizi, bir nesnenin renginin renk standartları ile karşılaştırılması olarak da tanımlanabilir. Diş hekimliği rutininde renk analizi renk skalaları kullanılarak görsel olarak yapılmaktadır. Görsel renk analizinin üç dezavantajı vardır (Y K Lee ve ark., 2001):

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

Bazı araştırmacılar renk skalalarının özellikle beyaz ve translüsent renkler için yetersiz sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir (Lee ve ark., 2001). Rengin algılanmasında kişiler arasında farklılıkların olması ve rengin görsel olarak belirlenmesindeki standardizasyon eksiklikleri renk ölçüm cihazlarının kullanımını gündeme getirmiştir (Bayindir ve Wee, 2006).

2.6.2. Renk Ölçüm Cihazları ile Ölçüm

Renk ölçümü için günümüzde kolorimetreler, spektrometreler, spektrofotometreler ve dijital fotoğraf makineleri kullanılmaktadır (Tablo 6.). Bu cihazların kullanımı ile daha objektif, sayılabilir ve hızlı ölçümler yapılabildiğinden görsel yolla yapılan renk seçimine nazaran avantajlıdır.

Görsel yol ve cihaz kullanılarak yapılan renk ölçümlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada hataya sebep olabilecek etkenler belirlenmiştir. Görsel ölçümlerde ortam koşulları; aydınlatma şekli, ağız ortamı kuruluğu-ıslaklığı, metamerizm, skalaya bağlı etkenler; karşılaştırma yapılacak skalanın güvenilirliği, kişiye bağlı etkenler; psikolojik durum, yaş, görme ve/veya renk kusurları gibi etkenlerin sonuçları

etkileyeceğini bildirmişlerdir. Cihaz kullanılarak yapılan ölçümlerde ise; cihazın doğru kalibre edilememesi, cihazın yanlış kullanılması hatalara sebep olacağı bildirilmiştir (Alvin G. Wee ve ark., 2002).

Tablo 6. Günümüzde Kullanılan Renk Ölçüm Cihazları

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

2.6.2.1. Kolorimetreler

Kolorimetreler, standart bir renk kalibrasyonuna dayanarak rengi tespit edilecek objedeki renk verilerini analiz eden cihazlardır. Bu cihazlar üç uyarınlı x, y, z değerlerini veya CIE L*, a*, b* değerlerini vermektedirler. CIELAB sistemini kullanan cihazların çalışma prensibi; belirli açıda ışın gönderip, sabit bir açıyla geri dönen ışınların yansıma değerlerini ölçme şeklindedir. Kolorimetre ile elde edilen değerlerin matematiksel analizi yapılabilir ve bu değerlerle farklı objelerin renk parametreleri karşılaştırılabilir. Yüzey renklerinin ölçülmesi için, kolorimetre cihazı

içerisinde insan gözündeki koni tipi hücrelere benzer olarak CIE $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ sistemine yakın sonuç vermek amacıyla yerleştirilen üç farklı sensör bulunur (Y K Lee ve ark., 2001).



Şekil 11. Kolorimetre Renk Ölçüm Cihazı

Kolorimetrelerin kullanımları spektrofotometre ve spektroradyometrelerden daha kolaydır ve fiyatları daha uygundur. Shofu ShadeEye-EX (Shofu, Menlo Park, Kaliforniya), klinikte renk tespitinde kullanılan kolorimetredir. Fakat sadece Shofu Seramik Sistemi'yle uyumlu olduğu için kullanım alanı sınırlıdır. En güvenilir kolorimetreler kontakt tipli olanlardır. Matematiksel analize izin verirler. Kolorimetrelerle translüent objelerin renk ölçümünün sonuçları, değiştirebileceği düşünülmüştür. Kolorimetrelerde ışığın kırılarak dağılmasından dolayı translüent olmayan ve düz yüzeylerde kullanılmasının daha uygun olduğu görüşü de savunulmuştur (Touati B, Miara P, 1999).

Klinikte kullanılabilen bir diğer kolorimetre ise X-Rite ShadeVision sistemidir (X Rite, Neu-Isenburg, Almanya). Ana renk, parlaklık ve doygunluk ölçümü yaparken kolorimetrik verileri kullanan kablosuz bir cihazdır (Bayindir ve Wee, 2006).

Kolorimetre kullanılarak renk ölçümü yapılan bir çalışmada, Douglas ve arkadaşları prefabrike metal destekli seramik kronların renk ölçümlerini hem görsel yolla hem de kolorimetre cihazı ile ölçmüşlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre, görsel yolla renk seçimi yapan kişilerin, kronların sarı-kırmızı düzeyindeki renkleri, açık-

koyu farklılıklarına göre daha rahat tespit edebildikleri ve renk değişimini ayırt edebilme sınırının 1.7 ΔE birim olduğunu bulunmuştur. Ayrıca cihaz ile yapılan ölçümün, görsel yola göre daha başarılı sonuçlar verdiği gösterilmiştir (Douglas ve Brewer, 1998).

2.6.2.2. Spektrometreler

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

Spektrometre sisteminin avantajı, görsel yolla renk belirlenirken oluşturulan aynı gözlem koşullarında, materyale değmeden yüzeyi parlak cisimlerin renk ölçümlerinin yapılabilmesidir. Ancak, ölçüm esnasında meydana gelebilecek ufak bir pozisyon değişikliği sonuçlarda farklılık yaratabileceğinden, ölçümler dikkatlice yapılmalıdır (Park ve ark., 2006). Bu sistemde ışık kaynağı, spektrometre ve obje arasında açıklık bulunmadığından 'edge loss' etkisi ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır (Keyf F, Uzun G, 2009). Spektrometre cihazları, dental araştırmalarda diş renginin veya seramik kor yapıların translüensliğinin belirlenmesinde kullanılmaktadır.



Şekil 12. Spektrometre Renk Ölçüm Cihazı

2.6.2.3. Spektrofotometreler

Spektrofotometrelerin en yaygın kullanım alanı, yüzey renklerinin ölçülmesidir. Bir cismin yansıttığı veya geçirdiği görünebilir radyant enerji miktarını ölçen cihazlardır. İçerisinde bir monokromatör, bir detektör ve ışık kaynağı bulunur. Üç değil çoklu sensör prensibiyle çalışan spektrofotometreler, birçok dalga boyunda ölçüm yapabilen sensörlerle donatılmışlardır. İnsan gözünün tespit edemeyeceği renkleri bu sensörler sayesinde algılayabilirler. Çalışma prensipleri, örnekten yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının ölçülmesidir. Metamerizmi ayırt edebilmeleri, kolorimetrelerden daha çok tercih edilmelerini sağlar. Güneş ışığı, ampul ışığı ve floresan ışıkta farklı ölçüm değerleri verebilmektedir. Bu nedenle spektrofotometreler daha profesyonel alanlarda, bilimsel çalışmalarda, kalite kontrolü ve renk tarif edilmesinde kullanılmaktadırlar (Lehmann ve ark., 2010; Sarafianou ve ark., 2012). Spektrofotometre ile ölçüm felsefesi, cihazın içerisine ölçüm yapılacak cismin yerleştirilmesi ve farklı açılardan ışınlara maruz bırakılması esasına dayanır. Ancak bu, klinik dış hekimliğinde mümkün olmamaktadır. Klinikte kullanılan yöntem, ışınlama derecesinin 0°, gözlem derecesinin 45° olduğu yöntemdir) (Gozalo-Diaz ve ark., 2007).



Şekil 13. Spektrofotometre Renk Ölçüm Cihazı

Klinikte kullanılan spektrofotometrelere örnek olarak ShadeScan (Cynovad, Montreal, Kanada), SpectroShade (MHT Optic Research AG, Verona İtalya), Vita EasyShade (Vident, Bad Säckingen, Almanya) verilebilir

Yapılan bir çalışmada insan dişlerinin renk analizinde görsel ölçüm ile spektrofotometrik renk analizi beraber kullanılarak, farkları incelenmiştir. Çalışma sonuçlarına göre cihaz kullanımının, daha doğru ve uygulanabilir bir renk analizi yöntemi olduğu belirtilmiştir (Paul ve ark., 2002).

2.6.2.4. Dijital Kameralar

Dijital kameraların, diş hekimliğinde renk ölçümünde ve hekim ile laboratuvar iletişimde kullanımı son yıllarda oldukça popüler hale gelmiştir. Dijital kamera kullanımının en önemli avantajı, tek bir noktanın değil tüm objenin renk görünümünün elde edilebilmesidir. Sistemde, klinikte çekilen fotoğraf görüntüsü, kameranın bağlı olduğu bilgisayarda analiz edilir. Dijital fotoğraf makineleri görüntüyü, film üzerinde ışık odaklanması ve kimyasal reaksiyon yerine; milyonlarca sayıdaki küçük ışığa hassas elemanlar (fotosit) içeren CCD (algılayıcı) ile yakalarlar. Fotositlerin her biri üzerine gelen toplam ışığa cevap verebilir. Tüm renklere sahip bir görüntü elde etmek için alıcılar (sensör), ışığın temeli olan üç renkte bakabilmek için ise filtreler kullanılır ve üç ayrı renk her bir piksele kaydedilebilir (Alvin G. Wee ve ark., 2006).

Dijital kamera sisteminde, istenilen objenin görüntüsü alındıktan sonra, kameranın bağlı olduğu bilgisayar bu değerleri CIE $L^*a^*b^*$ cinsinden ifade etmektedir. Sistemde, dijital kameranın dışında; kameranın bağlı olduğu bir bilgisayar, görüntüyü yakalayan bir sürücü, bilgisayar programı ve renk sensörü mevcuttur (Alvin G. Wee ve ark., 2006).

10 farklı renkte kompozit materyallerinin incelendiği bir araştırmada, dijital fotoğraf ile analiz yöntemi oldukça başarılı bulunmuştur (Yamanel ve ark., 2010). Fotoğraf yoluyla renk ölçümü ve görsel renk ölçümlerin karşılaştırılmasının yapıldığı başka bir çalışmada, dijital ortamda renk analizi yönteminin, görsel renk analizine göre daha başarılı olduğu bildirilmiştir. Ayrıca hekim ve teknisyenin ayrı bina, şehir

veya ülkelerde olduğu durumlarda dijital fotoğrafların kullanımının, hekim ve teknisyenin iletişimini kolaylaştırması açısından avantajlı olduğu kabul edilmektedir (Spear, 2003).

Bu sistemde, dijital fotoğrafların görüntüsünün kalitesi oldukça önemlidir. Görüntü kalitesi ise; kameranın tipi, kameranın ayarları, ortamın aydınlanma koşulları, görüntünün boyutu, ilgili dişin pozisyonu ve renk anahtarına bağlı olarak değişiklik gösterebilir. Dijital fotoğraflar, ancak uygun koşullarda ve uygun cihazlarla ölçüm yapıldığında yararlı olabilecek renk değerlendirme yöntemleridir. Ayrıca fotoğraftan elde edilen değerlendirmelerin tamamen subjektif olduğu ve yeterli olmayabileceği de düşünülmektedir (Da Silva ve ark., 2008).

2.7. Termal Siklus

Termal siklus yöntemi, en sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Bu yöntem, sıcak ve soğuk maddelerin dişlere etki etmesini taklit eder ve diş-restoratif materyal arasındaki doğrusal termal genişleme katsayısının ilişkisini gösterir (El Araby ve Talic, 2007). Termal siklus ile elde edilen yapay yaşlandırmanın etkisi 2 şekilde görülebilir: (1) Sıcak su korunmasız kollajenlerin hidrolizini çabuklaştırabilir ve yetersiz polimerize olan rezin oligomerlerin açığa çıkmasına neden olabilir. (2) Restoratif materyallerin termal genişleme ve büzülme katsayısının diş dokularından yüksek olması diş-biomateryal arayüzeyinde tekrar eden genişleme ve büzülme streslerine neden olabilir (Abdalla ve ark., 2007). Çalışmada termal yaşlandırma yapmak amacıyla Julabo FT 400 (Julabo Labortechnik GMBH, Seelbach/Germany) termal siklus cihazı kullanılmıştır.

Suda bekletme yönteminde örnekler, belirlenen bir süre için 37 °C'de sıvı içerisinde bekletilmektedir (Abdalla ve Feilzer, 2008; De Munck ve ark., 2005). Bekletme süresi birkaç aydan 4-5 yıla kadar değişebilir veya daha uzun bir süre olabilir (De Munck ve ark., 2005; M ve ark., 2003).



Şekil 14. Çalışmada Kullanılan Termal Siklus Cihazı

3. MATERYAL VE METOD

3.1. Çalışmada Kullanılan Cihaz ve Materyaller

CAD/CAM sistemi ile üretilen aynı form seramik kronlarda kullanılan farklı tip simanların yaşlandırma sonrası renk değişimine olan etkisinin incelendiği çalışmada kullanılan materyaller, donanımlar ve cihazlar sırasıyla Tablo 7, Tablo 8, Tablo 9 ve Tablo 10'da gösterilmiştir.

Tablo 7. Çalışmada Kullanılan Zirkonyum ve Seramik Materyaller

Ürün İsmi	Üretici Firma	İçerik
Z COLOR ANTERİOR ZİRCONİUM DİSC,ZYTTRIA	CONCEPT, İTALY	ZrO ₂ + HfO ₂ ≥90% Yttrium Oksit (Y ₂ O ₃) >7.5-≤9.7%, Diğer oksitler ≤1%
CEREC Blocs	Dentply Sirona, Bensheim GERMANY	SiO ₂ ; % 56-64 Al ₂ O ₃ ; % 20-23 Na ₂ O; % 6-9 K ₂ O; % 6-8

Tablo 8. Çalışmada Kullanılan Donanımlar

Donanım İsmi		Üretici Firma
1	Cerec AC with Omnicam, CAI/CAD ünitesi	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, GERMANY
2	Cerec MC XL, CAM ünitesi	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, GERMANY
3	Programat EP 3000, Porselen fırını	Ivoclar Vivadent AG, Shaan, LICHTENSTEIN
5	SpectroShade™ Micro	MHT Optic Research AG, Verona, ITALY
7	Ultrasonic Cleaner, ultrasonik temizleme cihazı	Guangdong GT Ultrasonic Industrial Co. Ltd. CHINA
8	Rotaks kumlama cihazı	Rotaks-Dent Dişçilik Sanayii ve Tic. A.Ş. İstanbul, TÜRKİYE
9	Elipar Freelight 2, LED ışık cihazı	3M ESPE, St. Paul, USA
10	Coritec 250i, Cam ünitesi	İmes-İcore GmbH, GERMANY
11	3shape E Scanner	3Shape, Copenhagen, DENMARK
12	Julabo FT 400, Termal siklus cihazı	Julabo Labortechnik GMBH, Seelbach, GERMANY

Tablo 9. Çalışmada Kullanılan Yazılımlar

Kullanılan Yazılımlar		Üretici Firma
1	Cerec 4,4,4	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, GERMANY
2	3Shape 17.2.0	3Shape, Copenhagen, DENMARK
3	Spectroshade Database	MHT Optic Research AG, Verona, ITALY
4	Office 2013	Microsoft Corporation, Washington, USA
5	IBM SPSS 2,0	IBM, New York, USA
6	Solidworks	Dassault Systems, USA

Tablo 10. Çalışmada Kullanılan Simanlar

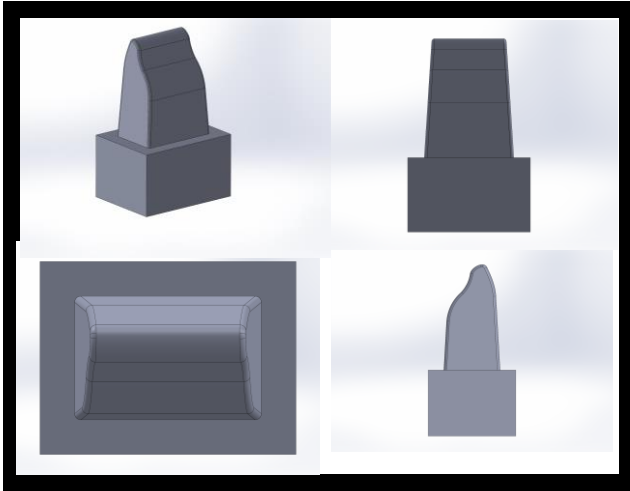
Panavia V5	<p>Pasta A: Bis-GMA, TEGDMA, Hydrophilic aliphatic dimethacrylate, Hydrophobic aliphatic dimethacrylate, Silanted barium glass filler, Silaneted fluoro aluminosilicate glass filler, Colloidal silica</p> <p>Pasta B: Bis-GMA, Hydrophilic aliphatic dimethacrylate, Hydrophobic aliphatic dimethacrylate, Silanted barium glass filler, Silaneted aluminium oxide filler, Accelerators, dl- Camphorquinone, Pigments</p>	Kuraray, Noritake Dental Kurashiki, JAPAN
G-CEM LinkForce	<p>Paste A: Bis-GMA, UDMA, DMA, Initiator, Pigments</p> <p>Paste B: Bis-MEPP, UDMA, DMA, Initiator, Bis-EMA, dibenzoyl peroxide, BHT, Barium glass</p>	GC Corporation, Tokyo, JAPAN
Rely X U200	<p>Base Paste: Methacrylate monomers containing phosphoric acid groups, Methacrylate monomers alkaline (basic) fillers, Silanated fillers, Initiator components, Stabilizers, Rheological additives</p> <p>Catalyst Paste: Methacrylate monomers, Silanated fillers, Initiator components (Sodium p-toluenesulfinate), Camphorquinone Stabilizers, Aliphatic amine, Pigments, Rheological additives</p>	3M ESPE; St Paul, MN, USA

3.2. Grupların Belirlenmesi

Hızlı yaşlandırma sonrası 3 farklı A2 renginde dual cure simanda meydana gelen renk değişiminin incelendiği çalışmada her siman grubu için A2 renginde Cerec Bloklardan 15 kron ve yine A2 renginde zirkonyum bloktan 15 güdük olmak üzere 45 tane örnek hazırlandı. Simantasyondan sonra örnekler 1750, 3500 ve 7000 devirlerde termal siklus cihazında yaşlandırmaya tabi tutuldu ve renk ölçümü yapıldı. Renk değişimini incelemek için spektrofotometre (Spectro Shade™ MICRO; MHT Optic Research AG, Milan, İtalya) cihazı kullanıldı. Renk ölçümü sırasıyla; simantasyondan 24 saat, 1750, 3500 ve 7000 döngü yaşlandırmadan hemen sonra her örnek için 3 defa yapıp 3'nün ortalaması alındı. Bu şekilde her grup için 4 alt grup oluşturulmuş oldu.

3.3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılacak zirkonyum güdükler için Solidworks Programı (Dassault Systems, USA) ile katı modelleme yapılarak CAD için 3 boyutlu tasarım oluşturulmuştur. Tasarlanan güdükte; kron yüksekliği 8 mm, genişliği 6 mm ve kalınlığı 4 mm olarak ayarlanmıştır. Kronun üstünde durduğu tablanın yüksekliği ise 5 mm olarak belirlenmiştir. Kronun etrafında her tarafta eşit olacak şekilde 1 mm basamak yapılmıştır. Simantasyonda hata payının az olması için kronun her tarafında koleden apekse doğru 3 derece daralma olacak şekilde tasarım modifiye edilmiş ve köşeler de 0.2 mm yuvarlatılmıştır. Şekil 15'te tasarımın stl formatındaki görüntüleri gösterilmiştir.



Şekil 15. Güdük Tasarımının Farklı Aıllardan Görünümü



Şekil 16. Milleme Cihazı ve Elde Edilen Güdük rnekleri

Daha sonra laboratuvar ortamında tasarım halindeki zirkonyum gdkten model elde edilmiş ve elde edilen model 3Shape Tarayıcı cihazıyla tarandıktan sonra milleme cihazıyla (Coritec 250i, İmes-İcore GmbH, Germany) bütün örnekler elde edilmiştir (Şekil 15).

3.3.2. Çalışma Modelinin Elde Edilmesi

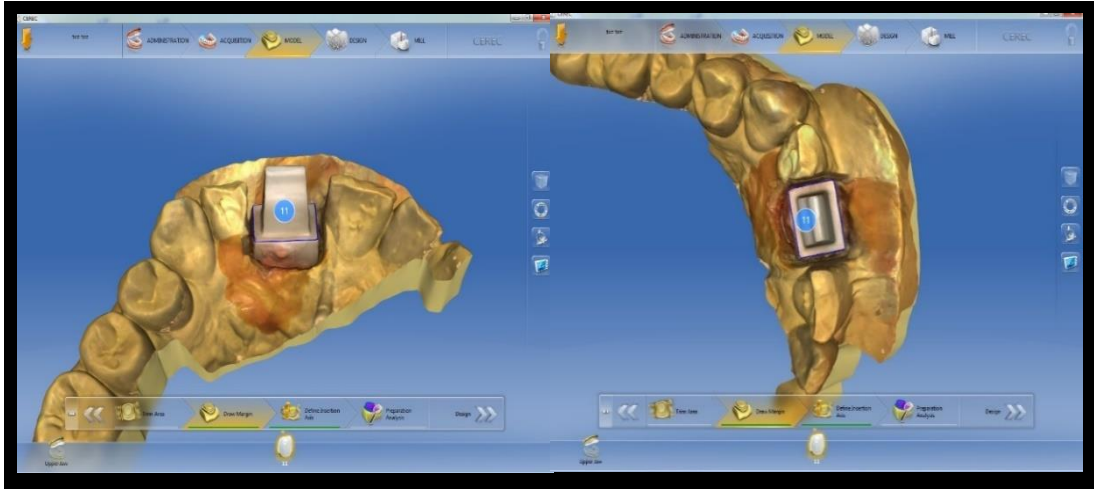
Zirkonyum güdük üzerine uygun kronun tasarlanabilmesi için alçı modeldeki 11 numaralı santral diş kazınarak yerine güdük yerleştirilmiştir. Gdgn etrafı mumla doldurularak yerinde stabil kalması sağlanmış ve dijital ölçü alımına uygun hale getirilmiştir (Şekil 17).



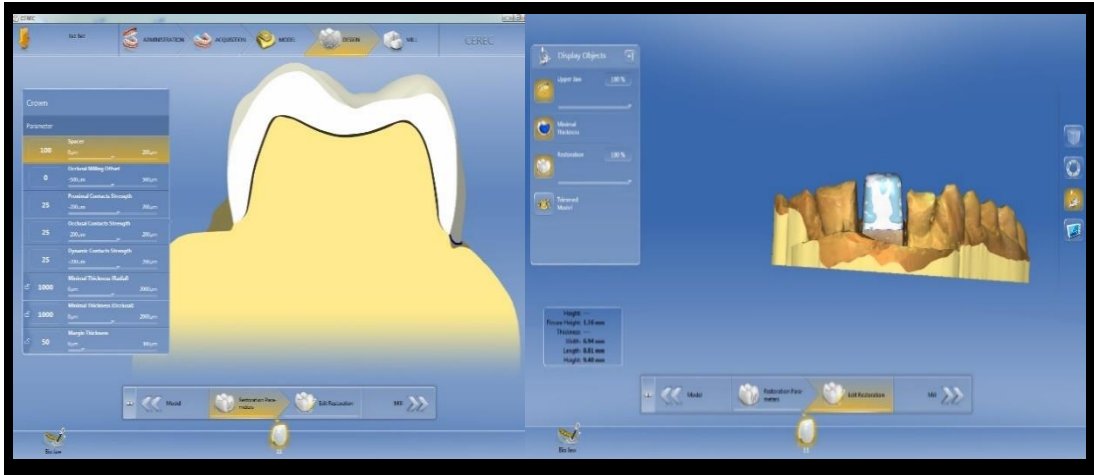
Şekil 17. Gdgn Dijital l İçin Alçı Modelde Mumla Sabitlenmesi

3.3.3. Çalışma Modelinden Dijital Ölçü Alımı ve Tasarımı

Hazırlanan modelin dijital ölçü cihazı (Cerec AC with Omnicam cihazı-Cerec 4.4.4 yazılımı, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim Germany) ile 3 boyutlu dijital ölçü alımı gerçekleştirilmiştir. Dijital model elde edilmesi sonrası tasarım aşamasına geçilmiş, tasarım aşamasında güdüğün basamak marjini ve restorasyonun giriş yolu belirlenmiştir. Cihazın kendi yazılım özellikleri kullanılarak restorasyonun her tarafı yaklaşık olarak 1 mm kalınlıkta ve siman aralığı 100 µm olacak şekilde tasarlanmış ve bu sayede bütün örneklerin standart özellikte olması sağlanmıştır.



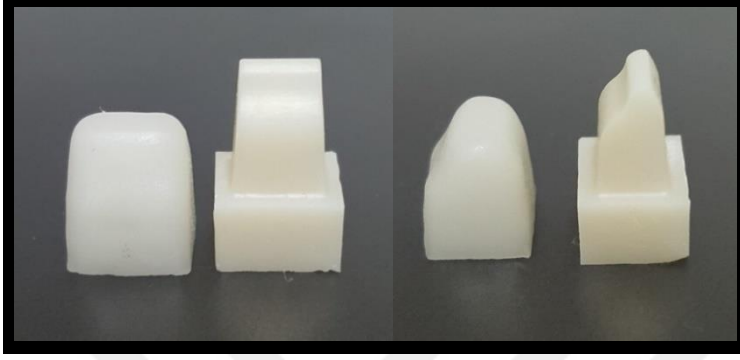
Şekil 18. Dijital Model Elde Edilmesi



Şekil 19. Dijital Tasarım Oluşturulması

3.3.4. Restorasyonların Üretimi

Tasarımı tamamlanan restorasyonların üretimi iki aşamalı freze modunda kazıma cihazında (Cerec MCXL, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim Germany) Cerec Bloklardan yapılmıştır.



Şekil 20. Dijital Olarak Elde Edilen Zirkonyum Güdük ve Cam Seramik Kron



Şekil 21. Restorasyon ve Güdüğün Farklı Açılardan Uyumu

3.3.5. Örneklerin Temizlenmesi ve Glaze İşlemleri

Feldspatik cam seramik bloklardan üretilen kronlar ultrasonik temizleme cihazında (Ultrasonic Cleaner, Guangdong GT Ultrasonic Industrial Co. Ltd.) 120 sn bekletilerek temizlenmiş ve hava-su spreyi ile kurutulmuştur.

Toz ve likitten oluşan glaze materyali (VİTA AKZENT Plus, VİTA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG) karıştırılmış ve portegü yardımıyla tutulan feldspatik cam seramiklerin yüzeyine fırça yardımıyla uygulanmıştır.



Şekil 22. Feldspatik Cam Seramik Kronlara Glaze İşlemi Uygulanması

Tablo 11. Feldspatik Cam Seramik Kronlar İçin Glaze Parametreleri

Fırın	Ön kurutma (°C) –dak.	B [°C]	S [dak.]	t ₁ [°C/dak.]	T ₁ [°C]	H ₁ [dak.]
		Stand-by sıcaklığı	Kapanma süresi	Sıcaklık yükselme aralığı	Fırınlama sıcaklığı	Fırınlama süresi
EP 3000	500-4:00	500	02:00	80/5:37	950	01:00



Şekil 23. Elde Edilen Örnekler

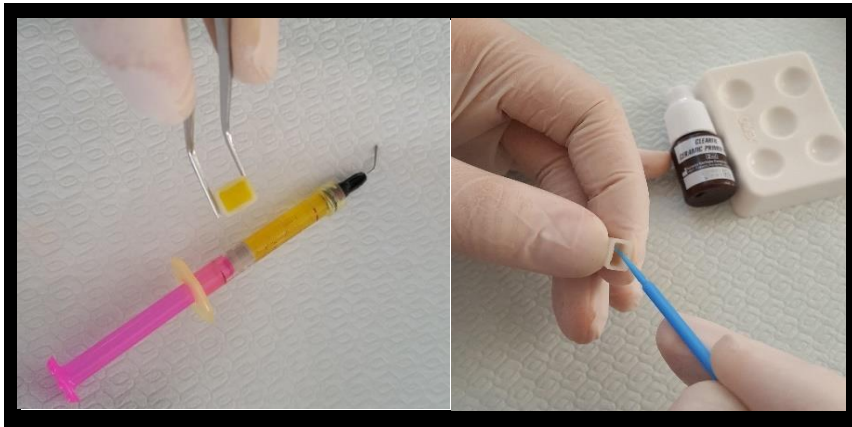
3.3.6. Restorasyonların Simantasyon İşlemleri

Çalışmada kullanılan RelyX U200 Automix, G-CEM LinkForce ve Panavia V5 simanlar üretici firmaların talimatları doğrultusunda kullanılarak simantasyon işlemi yapılmıştır.



Şekil 24. Çalışmada Kullanılan Simanlar

Kumlama, asitleme ve primer işlemlerinden sonra tüm örneklerin simantasyonu aynı operatör tarafından parmak basıncıyla yapılmış ve kron marjinleri basamaklara tam oturduktan sonra 5 sn daha basınç uygulanmaya devam edilmiştir. 3 sn'lik ön ışınlamadan sonra artık rezin simanlar sondla uzaklaştırılmış ve kronun mesial, distal, bukkal ve lingual yüzeylerinden 20'şer sn. tekrar ışıklama işlemi uygulanmıştır.



Şekil 25. Örneklerin Asitlenmesi ve Primerin Sürülmesi



Şekil 26. Örneklerin Simantasyon İşlemleri

3.3.6.1. Rely X U200 Siman Grubunun Simantasyonu

Üretici firmanın talimatları doğrultusunda zirkonyum güdüklerin yüzeyi alüminyum oksit ile yaklaşık 10 mm mesafeden 60 sn kumlanmıştır. Kumlama işleminden sonra %98 etil alkolle silindikten sonra su ve yağ içermeyen hava ile kurutulmuştur. Feldspatik kronların iç yüzeyleri ise jel formunda %9' luk hidrofluorik asit ile 60 sn asitlenmiş ve asitlenen kronlar 30 sn suyla yıkandıktan sonra hava ile kurutulmuştur. Örneklerin yüzeyinde buzlu cam görüntüsü görülmediyse uygulama tekrarlanmıştır. Daha sonra hem zirkonyum güdüğe hem feldspatik kronlara Rely X Ceramic Primer 5 sn uygulanmış ve çözücü maddenin buharlaşması için su ve yağ içermeyen hava sıkılarak kurutulmuştur.

Simantasyon aşamasında rezin siman plastik spatül ile karıştırılıp kron iç yüzeyine fırça yardımıyla uygulanmıştır. Ardından zirkonyum güdüğün üzerine parmak basıncıyla simante edilmiş; ışık cihazıyla (Elipar Freelight 2 LED Curing Light, 3M ESPE, St. Paul, USA) 3 sn ön ışıklama yapıldıktan sonra taşan fazlalıklar sond yardımıyla temizlenmiştir. Ardından kronların mesial, distal, bukkal ve lingual yüzeyleri 20'şer sn. tekrar ışıklanmıştır.

3.3.6.2. G-CEM LinkForce Siman Grubunun Simantasyonu

Üretici firmanın talimatları doğrultusunda zirkonyum güdüklerin yüzeyi alüminyum oksit ile yaklaşık 10 mm mesafeden 60 sn kumlanmış ve kumlama

işleminin ardından %98 etil alkolle silindikten sonra su ve yağ içermeyen hava ile kurutulmuştur. Feldspatik kronların iç yüzeyleri ise jel formunda %9' luk hidrofluorik asit ile 60 sn asitlenmiştir. Asitlenen kronlar 30 sn suyla yıkandıktan sonra hava ile kurutulmuştur. Örneklerin yüzeyinde buzlu cam görüntüsü görülmediyse uygulama tekrarlanmıştır. Daha sonra hem zirkonyum güdüğe hem feldspatik kronlara G-Multi Primer 5 sn uygulanmış ve çözücü maddenin buharlaşması için su ve yağ içermeyen hava sıkılarak kurutulmuştur.

Simantasyon aşamasında rezin siman plastik spatül ile karıştırılıp kron iç yüzeyine fırça yardımıyla uygulanmış; ardından zirkonyum güdüğün üzerine parmak basıncıyla simante edilmiştir. Işık cihazıyla (Elipar Freelight 2 LED Curing Light, 3M ESPE, St. Paul, USA) 3 sn ön ışınlama yapıldıktan sonra taşan fazlalıklar sond yardımıyla temizlenmiştir. Ardından kronların mesial, distal, bukkal ve lingual yüzeylerinden 20'şer sn. tekrar ışıklama işlemi yapılmıştır.

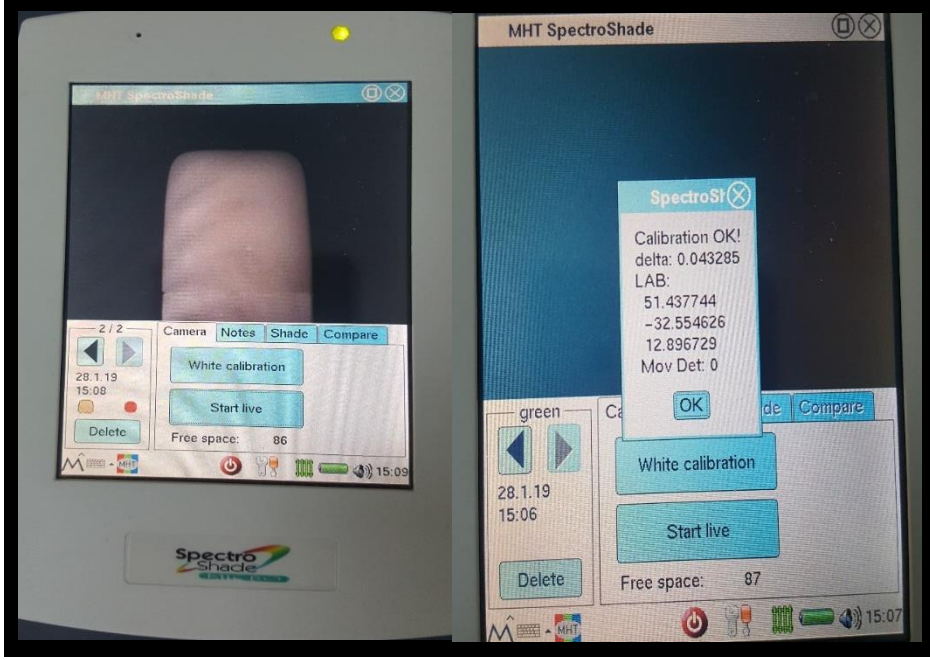
3.3.6.3. Panavia V5 Siman Grubunun Simantasyonu

Üretici firmanın talimatları doğrultusunda zirkonyum güdüklerin yüzeyi alüminyum oksit ile yaklaşık 10 mm mesafeden 60 sn kumlanmış, kumlama işleminin ardından %98 etil alkolle silindikten sonra su ve yağ içermeyen hava ile kurutulmuştur. Feldspatik kronların iç yüzeyleri ise jel formunda %9' luk hidrofluorik asit ile 60 sn asitlenmiştir. Asitlenen kronlar 30 sn suyla yıkandıktan sonra hava ile kurutulmuş, örneklerin yüzeyinde buzlu cam görüntüsü görülmediyse uygulama tekrarlanmıştır. Daha sonra hem zirkonyum güdüğe hem feldspatik kronlara Clearfil Ceramic Primer Plus 5 sn uygulanmış ve çözücü maddenin buharlaşması için su ve yağ içermeyen hava sıkılarak kurutulmuştur.

Simantasyon aşamasında rezin siman plastik spatül ile karıştırılıp kron iç yüzeyine fırça yardımıyla uygulanmış, ardından zirkonyum güdüğün üzerine parmak basıncıyla simante edilmiştir. Işık cihazıyla (Elipar Freelight 2 LED Curing Light, 3M ESPE, St. Paul, USA) 3 sn ön ışınlama yapıldıktan sonra taşan fazlalıklar sond yardımıyla temizlenmiş, ardından kronların mesial, distal, bukkal ve lingual yüzeylerinden 20'şer sn. tekrar ışıklama işlemi yapılmıştır.

3.3.7. Renk Ölçüm Düzenekinin Hazırlanması

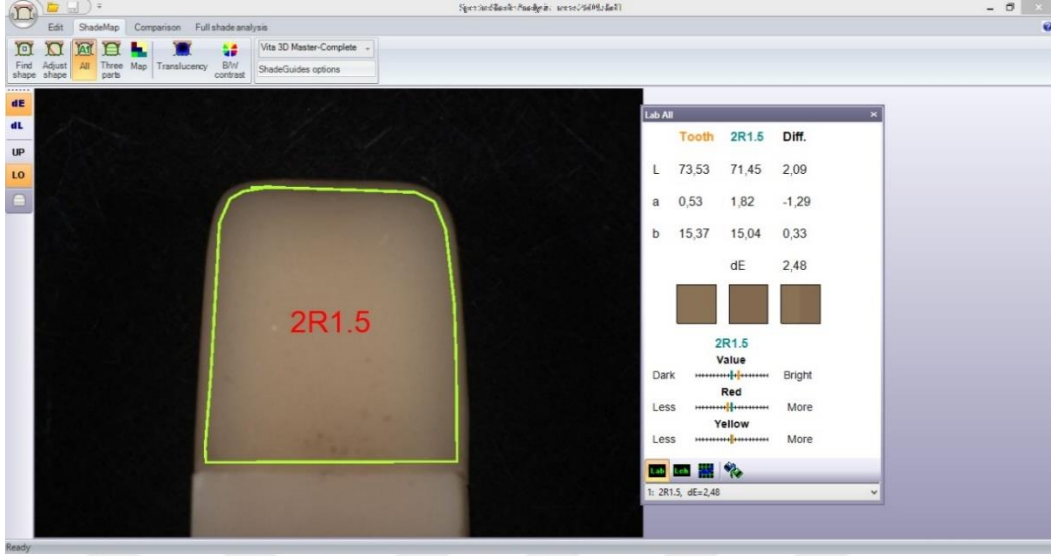
Restorasyonların renk değerlerinin ölçüm işlemleri için spektrofotometre (SpectroShade™ Micro, MHT Optic Research AG, Verona, ITALY) cihazı kullanılmıştır. Renk ölçümleri gri nötr arka plan üzerinde yapılmış ve bütün gruplar için renk işlemi yapılmadan önce cihaz kalibrasyonu yenilenmiştir.



Şekil 27. Spektrofotometre Cihazının Kalibre Edilmesi

3.3.8. Restorasyonların Renk Değerlerinin Ölçülmesi

3 farklı siman grubunda bulunan 45 örneğin her birisi için L, a, b değerleri ayrı ayrı elde edilmiştir. Her örnekten 3 defa renk ölçümü yapılmış ve 3'nün ortalaması alınmıştır. Her 3 renk ölçümünden sonra cihaz kalibrasyonu tekrar yapılmıştır. Renk analiz yazılımı (Spectroshade Database, MHT Optic Research AG, Verona, ITALY) kullanılarak renk değerleri bilgisayar ortamına aktarılmış ve analiz bu program yardımıyla yapılmıştır. Renk değerlerinin belirlenmesinde kronun bütünü baz alınmıştır. Her kron için ayrı ayrı yapılan üç renk ölçümünün ortalama L, a, b değerleri hesaplanmış ve restorasyonun ortalama renk değeri belirlenmiştir. Bu işlem simantasyondan 24 saat sonra ve her termal döngü sonrası her kron için ayrı ayrı tekrarlanmıştır.



Şekil 28. Restorasyonların Renk Değerlerinin Ölçümü

3.4. Restorasyonların Renk Değerlerinin Karşılaştırılması

Renk ölçümleri sırasıyla simantasyondan 24 saat sonra, ardından 1750, 3500 ve 7000 termal siklus yaşlandırmadan hemen sonra yapılmıştır. Böylece her siman grubundaki örnekler için yaşlandırma sürelerine göre 4 alt grup oluşturulmuş oldu. Alt grupların, her yaşlandırma aşamasından sonra renk ölçümleri spektrofotometre cihazı ile yapılarak restorasyonların L, a, b değerleri elde edilmiştir. Elde edilen L, a, b değerleri kullanılarak CIEDE2000 (ΔE_{00}) renk farkı formülü ile her restorasyon için ΔE_{00} değerleri bulunmuştur. Aynı siman grubundaki restorasyonlara ait L, a, b ve ΔE_{00} değerleri IBM SPSS programı kullanılarak istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır.

Tüm örnekler simantasyon işleminden önce numaralanmıştır. Böylece tüm karşılaştırmalar aynı örneğin farklı yaşlandırma süreleri arasında yapılmış oldu.

3.5. İstatistik Yöntem ve Gereçleri

CAD/CAM sistemi ile üretilen aynı form ve yapıdaki seramik kron ve zirkonyum güdüklerin A2 renginde farklı 3 dual cure siman ile simantasyonu sonrası termal siklus cihazıyla yapılan yaşlandırma neticesinde meydana gelen renk değişiminin

incelendiği çalışmada, istatistiksel analiz için IBM SPSS Statistics 20 programı kullanılmıştır. Bulguların analizinde One Way ANOVA varyans analizi yöntemi ve değerlerin homojenliğine göre Tukey HSD testi analiz için uygulanmıştır.



4. BULGULAR

4.1. Renk Analizi Bulguları

4.1.1. Restorasyonların L, a, b, Değerlerinin Karşılaştırılması

4.2.1.1. Rely X U200 Siman Grubundaki Restorasyonların L, a, b Değerlerinin Karşılaştırılması

Rely X U200 ile simante edilen restorasyonların simantasyondan 24 saat sonra, termal siklus cihazında yapılan 1750 döngü yaşlandırmadan sonra, 3500 döngü yaşlandırmadan sonra ve 7000 döngü yaşlandırmadan sonra yapılan renk ölçümü sonrası elde edilen L, a, b değerlerinin ortalama değerleri Tablo 12’de gösterilmiştir.

Tablo 12. Rely X U200 Siman Grubundaki Restorasyonların Ortalama L, a, b Değerleri

Araştırma Grupları	A1			A2			A3			A4		
	Simantasyondan 24 saat sonra			1750 döngü yaşlandırmadan sonra			3500 döngü yaşlandırmadan sonra			7000 döngü yaşlandırmadan sonra		
	L	a	b	L*	a*	b*	L**	a**	b**	L***	a***	b***
Ortalama	72,81	,85	15,14	72,08	,85	15,46	71,85	,86	15,5	71,75	,92	15,65

A1, A2, A3 ve A4 gruplarının renk ölçümlerinden sonra elde L, a, b değerleri One Way ANOVA varyans analizi yöntemi ile istatistiksel analiz yapılmıştır ($p<0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı fark çıkan örnekler grupların homojenliğine bağlı olarak Tukey HSD testi ile analiz edilmiştir ($p<0,05$).

Tablo 13. A1, A2, A3 ve A4 Gruplarındaki L değerlerinin Ortalama ve Standart Sapma Değerleri

	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Minimum	Maximum
L	15	72,8113	,64907	,16759	72,00	74,02
L*	15	72,0847	,85185	,21995	71,05	73,42
L**	15	71,8527	,75791	,19569	70,20	73,46
L***	15	71,7587	,66905	,17275	70,70	72,95
Total	60	72,1268	,82935	,10707	70,20	74,02

Tanımlayıcı istatistik sonuçlarına göre yaşlandırma döngü sayısı arttıkça bütün gruplarda ortalama L değerlerinde azalma olmuştur. En yüksek ΔL değeri L ile L*** arasında ($\Delta L:1,06$) meydana gelmiştir.

Tablo 14. A1, A2, A3 ve A4 Gruplarındaki L Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi

	Kareler Toplamı	Df	Ortalama Kare	F	Sig.
Gruplar Arası	10,215	3	3,405	6,280	,001
Grup İçi	30,366	56	,542		
Total	40,581	59			

($P < 0,05$)

One Way Anova analizi sonucuna göre gruplar arasında çok anlamlı düzeyde farklılık bulunmuştur ($P=0.001 < 0.05$). Bu sebepten dolayı Tukey çoklu karşılaştırma analizi yapılmıştır.

Tablo 15. A1, A2, A3 ve A4 Gruplarındaki L değerlerinin Tukey Testi Sonucu

Karşılaştırılan Değerler	Ortalama Fark	Sig.
L-L*	,72667	,044
L-L**	,95867	,004
L-L***	1,05267	,001
L*-L**	,23200	,824
L*-L***	,32600	,622
L**-L***	,09400	,985

Tukey testi sonuçlarına göre L değerleriyle L*, L** ve L*** değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark çıkmıştır. P değerleri sırasıyla 0,044, 0,004 ve 0,001 olarak elde edilmiştir. L değerleri diğer gruplardaki değerlerden yüksek bulunmuştur. L*-L**, L*-L***, L**-L*** değerleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark olmayıp matematiksel farklılıklar vardır. Yaşlandırma süresi arttıkça L değerlerinde azalma olmuştur.

Tablo 16. A1, A2, A3 ve A4 Gruplarındaki a Değerlerinin Ortalama ve Standart Sapma Değerleri

	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Minimum	Maximum
a	15	,8500	,1710	,04416	,64	1,17
a*	15	,8513	,1507	,03891	,64	1,12
a**	15	,8673	,1652	,04266	,61	1,15
a***	15	,9280	,1729	,04465	,72	1,27
Total	60	,8742	,1641	,02119	,61	1,27

Tanımlayıcı istatistik sonuçlarına göre en yüksek ortalama değer a*** değerinde en düşük ortalama değer ise a değerinde bulunmuştur. Termal siklus cihazıyla yapılan hızlı yaşlandırma işleminden sonra a değerlerinde artma olmuştur. Elde edilen bulgular One Way Anova analiz yöntemi ile istatistiksel analizi yapılmış, en yüksek Δa değeri a ve a*** arasında ($\Delta a:0,07$) meydana gelmiştir.

Tablo 17. A1, A2, A3 ve A4 Gruplarındaki a Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi

	Kareler Toplamı	Df	Ortalama Kare	F	Sig.
Gruplar Arası	,061	3	,020	,742	,532
Grup İçi	1,528	56	,027		
Total	1,589	59			

One Way Anova ile yapılan analize göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Sadece matematiksel fark vardır ($P=0.532>0.05$).

Tablo 18. A1, A2, A3 ve A4 Gruplarındaki b Değerlerinin Ortalama ve Standart Sapma Değerleri

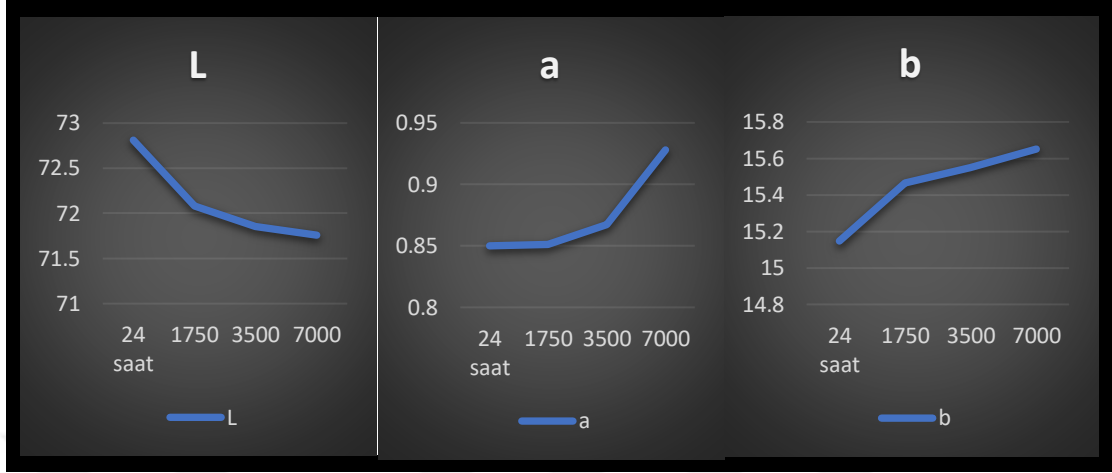
	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Minimum	Maximum
b	15	15,1473	,49230	,12711	14,10	16,23
b*	15	15,4653	,60534	,15630	14,55	16,52
b**	15	15,5507	,48130	,12427	14,65	16,47
b***	15	15,6513	,52620	,13586	14,69	16,63
Total	60	15,4537	,54895	,07087	14,10	16,63

Tanımlayıcı istatistik sonuçlarına göre en yüksek ortalama değer b*** değerinde görülürken en düşük ortalama değer ise b değerinde görüldü. Termal siklus cihazıyla yapılan hızlı yaşlandırma işleminden sonra b değerlerinde artma olmuştur. Elde edilen bulgular One Way Anova yöntemiyle analiz edildi. En yüksek Δb değeri b ile b*** arasında ($\Delta b:0,51$) bulunndu.

Tablo 19.A1, A2, A3 ve A4 Gruplarındaki b Değerinin Gruplar Arası Varyans Analizi

	Kareler Toplamı	Df	Ortalama Kare	F	Sig.
Gruplar Arası	2,137	3	,712	2,550	,065
Grup İçi	15,643	56	,279		
Total	17,780	59			

One Way Anova ile yapılan analize göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Sadece matematiksel fark vardır ($P=0.065>0.05$).



Şekil 29. A1, A2, A3 ve A4 Gruplarının Yaşlandırma Süresine Bağlı L, a, b Değerlerinin İstatistiksel Grafiği

4.2.1.2. G-CEM LinkForce Siman Grubundaki Restorasyonların L, a, b Değerlerinin Karşılaştırılması

G-CEM LinkForce ile simante edilen restorasyonların simantasyondan 24 saat sonra, termal siklus cihazında yapılan 1750 döngü yaşlandırmadan sonra, 3500 döngü yaşlandırmadan sonra ve 7000 döngü yaşlandırmadan sonra yapılan renk ölçümü sonrası elde edilen L, a, b değerlerinin ortalama değerleri Tablo 20'de gösterilmiştir.

Tablo 20. G-CEM LinkForce Siman Grubundaki Restorasyonların Ortalama L, a, b Değerleri

Araştırma Grupları	B1			B2			B3			B4		
	Simantasyondan 24 saat sonra			1750 döngü yaşlandırmadan sonra			3500 döngü yaşlandırmadan sonra			7000 döngü yaşlandırmadan sonra		
	L	a	b	L*	a*	b*	L**	a**	b**	L***	a***	b***
Ortalama	73,56	,95	15,45	72,14	1,19	15,54	71,95	1,16	15,84	71,85	1,21	15,85

B1, B2, B3 ve B4 gruplarının renk ölçümlerinden sonra elde L, a, b değerleri One Way ANOVA varyans analizi yöntemi ile istatistiksel analiz yapılmıştır ($p<0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı fark çıkan örnekler, grupların homojenliğine bağlı olarak Tukey HSD testi ile analiz edilmiştir ($p<0,05$).

Tablo 21. B1, B2, B3 ve B4 Gruplarındaki L Değerlerinin Ortalama ve Standart Sapma Değerleri

	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Minimum	Maximum
L	15	73,5600	1.07736	.27817	71.62	74.83
L*	15	72,1487	.79729	.20586	70.65	73.50
L**	15	71.9527	.62858	.16230	70.71	72.82
L***	15	71.8507	.82496	.21300	70,33	72,91
Total	60	72.3780	1,08017	.13945	70.33	74.83

Tanımlayıcı istatistik sonuçlarına göre yaşlandırma döngü sayısı arttıkça bütün gruplarda ortalama L değerlerinde azalma olmuştur. En yüksek ΔL değeri L ile L*** arasında ($\Delta L:1,71$) bulunmuştur.

Tablo 22. B1, B2, B3 ve B4 Gruplarındaki L Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi

	Kareler Toplamı	Df	Ortalama Kare	F	Sig.
Gruplar Arası	28,631	3	9,544	13,292	,000
Grup İçi	40,209	56	,718		
Total	68,839	59			

One Way Anova analizi sonucuna göre gruplar arasında çok anlamlı düzeyde farklılık bulunmuştur ($P=0.000<0.05$). Bu sebepten dolayı Tukey çoklu karşılaştırma analizi yapılmıştır.

Tablo 23. B1, B2, B3 ve B4 Gruplarındaki L Değerleri Arasında Yapılan Tukey Testi

Karşılaştırılan değerler	Ortalama Fark	Sig.
L-L*	1,41133	,000
L-L**	1,60733	,000
L-L***	1,70933	,000
L*-L**	,19600	,921
L*-L***	,29800	,771
L**-L***	,10200	,988

Tablo 23'e göre L değerleri ile L*, L**, L*** değerleri arasında istatistiksel olarak çok anlamlı farklılık bulunmuştur. L*, L** ve L*** değerleri arasında yapılan karşılaştırmalarda ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluşmamıştır.

Tablo 24. B1, B2, B3 ve B4 Gruplarındaki a Değerlerinin Ortalama ve Standart Sapma Değerleri

	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Minimum	Maximum
a	15	,8500	,17105	,04416	,64	1,17
a*	15	,8513	,15071	,03891	,64	1,12
a**	15	,8673	,16520	,04266	,61	1,15
a***	15	,9280	,17292	,04465	,72	1.27
Total	60	,8742	,16411	,02119	.61	1.27

Tablo 24'e göre en yüksek ortalama değer a*** değerinde, en düşük ortalama değer ise a değerinde bulunmuştur. Örnekler yaşlandırma işlemine tabi tutuldukça a değerlerinde artma meydana gelmiştir. Elde edilen bulgular One Way Anova analiz yöntemi ile istatistiksel analizi yapıldı. En yüksek Δa değeri a ile a*** arasında ($\Delta a:0,08$) bulunmuştur.

Tablo 25. B1, B2, B3 ve B4 Gruplarındaki a Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi

	Kareler Toplamı	Df	Ortalama Kare	F	Sig.
Gruplar Arası	,659	3	,220	5,519	,002
Grup İçi	2,228	56	,040		
Total	2,887	59			

Varyans analizi sonucuna göre gruplar arasında çok anlamlı farklılık çıkmıştır. ($P=0.002<0.05$). Farklılığın kaynağını belirlemek amacıyla yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi yapılmıştır.

Tablo 26. B1, B2, B3 ve B4 Gruplarındaki a Değerleri Arasında Yapılan Tukey Testi

Karşılaştırılan Değerler	Ortalama Fark	Sig.
a-a*	-,24267	,008
a-a**	-,21467	,023
a-a***	-,26000	,004
a*-a**	,02800	,980
a*-a***	-,01733	,995
a**-a***	,04533	,924

Tablo 26'ya göre a değerleri ile a*, a**, a*** değerleri arasında istatistiksel olarak çok anlamlı farklılık bulunmuştur. a*, a** ve a*** değerleri arasında yapılan karşılaştırmalarda ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluşmamıştır. Sadece matematiksel farklılıklar vardır.

Tablo 27. B1, B2, B3 ve B4 Gruplarındaki b Değerlerinin Ortalama ve Standart Sapma Değerleri

	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Minimum	Maximum
b	15	15,4587	,29142	,07524	15,02	16,01
b*	15	15,5453	,53784	,13887	14,80	16,41
b**	15	15,8407	,41527	,10722	15,22	16,49
b***	15	15,8507	,46573	,12025	15,01	16,56
Total	60	15,6738	,46063	,05947	14,80	16,56

Tanımlayıcı istatistik sonuçlarına göre en yüksek ortalama değer b*** değerinde, en düşük ortalama değer ise b değerinde bulunmuştur. Standart sapma en çok b* değerlerinde ortaya çıkmıştır. Elde edilen bulgular One Way Anova analiz yöntemi ile istatistiksel analizi yapılmıştır. En yüksek Δb değeri, b ile b*** arasında ($\Delta b:0,4$) bulunmuştur.

Tablo 28. B1, B2, B3 ve B4 Gruplarındaki b Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi

	Kareler Toplamı	Df	Ortalama Kare	F	Sig.
Gruplar Arası	1,829	3	,610	3,193	,030
Grup İçi	10,690	56	,191		
Total	12,518	59			

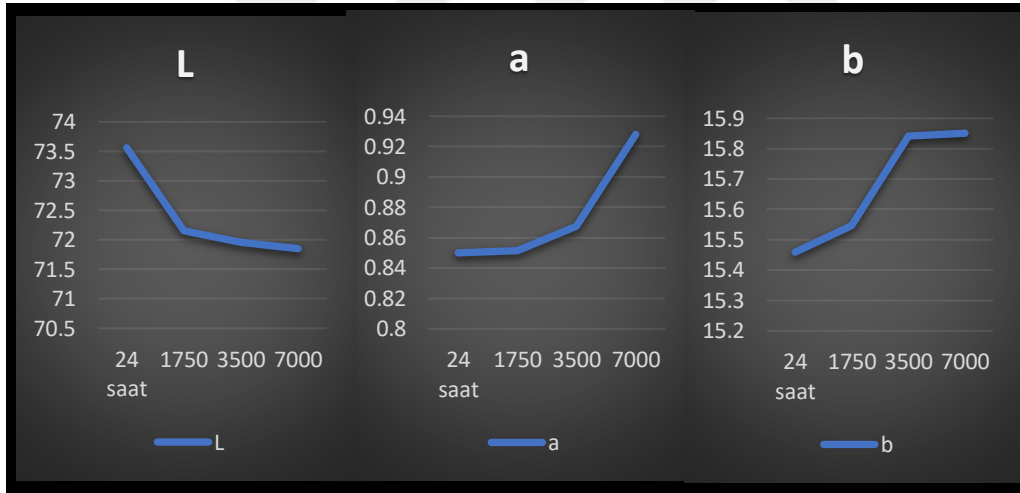
One Way Anova analizi sonucuna göre gruplar arasında çok anlamlı düzeyde farklılık bulunmuştur ($P=0.03<0.05$). Bundan dolayı Tukey çoklu karşılaştırma analizi yapılmıştır.

Tablo 29. B1, B2, B3 ve B4 Gruplarındaki b Değerleri Arasında Yapılan Tukey Testi

Karşılaştırılan Değerler	Ortalama Fark	Sig.
b-b*	-.08667	,948
b-b**	-.38200	,090
b-b***	-.39200	,078
b*-b**	-.29533	,261
b*-b***	-.30533	,234
b**-b***	-.01000	1,000

(P<0.05)

Tukey çoklu karşılaştırma sonuçlarına göre b, b*, b**, b*** değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Sadece matematiksel fark vardır.



Şekil 30. B1, B2, B3 ve B4 Gruplarının Yaşlandırma Süresine Bağlı L, a, b Değerlerinin İstatistiksel Grafiği

4.2.1.3. Panavia V5 Siman Grubundaki Restorasyonların L, a, b Değerlerinin Karşılaştırılması

Panavia V5 ile simante edilen restorasyonların simantasyondan 24 saat sonra, termal siklus cihazında yapılan 1750 döngü yaşlandırmadan sonra, 3500 döngü yaşlandırmadan sonra ve 7000 döngü yaşlandırmadan sonra yapılan renk ölçüm sonrası elde edilen L, a, b değerlerinin ortalama değerleri Tablo 30'da gösterilmiştir.

Tablo 30. Panavia V5 Siman Grubundaki Restorasyonların Ortalama L, a, b Değerleri

Araştırma Grupları	C1			C2			C3			C4		
	Simantasyondan 24 saat sonra			1750 döngü yaşlandırmadan sonra			3500 döngü yaşlandırmadan sonra			7000 döngü yaşlandırmadan sonra		
	L	a	b	L*	a*	b*	L**	a**	b**	L***	a***	b***
Ortalama	72,63	,72	15,01	71,69	,72	15,01	71,56	,78	15,26	71,55	,79	15,52

C1, C2, C3 ve C4 gruplarının renk ölçümlerinden sonra elde L, a, b değerleri One Way Anova varyans analizi yöntemi ile istatistiksel analiz yapılmıştır ($p<0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı fark çıkan örnekler grupların homojenliğine bağlı olarak Tukey HSD testi ile analiz edilmiştir ($p<0,05$).

Tablo 31. C1, C2, C3 ve C4 Gruplarındaki L Değerlerinin Ortalama Ve Standart Sapma Değerleri

	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Minimum	Maximum
L	15	72,6393	1,10402	,28506	70,01	74,50
L*	15	71,6927	,78508	,20271	70,51	73,07
L**	15	71,5647	,77436	,19994	70,20	72,87
L***	15	71,5507	,68134	,17592	70,63	72,53
Total	60	71,8618	,94654	,12220	70,01	74,50

Tanımlayıcı istatistik sonuçlarına göre en yüksek ortalama değer L değerlerinde, en düşük ortalama değer L*** değerlerinde görülmüştür. Yaşlandırma süreleri arttıkça ortalama L değerlerinde azalma meydana gelmiştir. Elde edilen bulgular One Way Anova analiz yöntemi ile istatistiksel analizi yapılmıştır. En yüksek ΔL değeri L ile L*** arasında ($\Delta L:1,08$) bulunmuştur.

Tablo 32. C1, C2, C3 ve C4 Gruplarındaki L Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi

	Kareler Toplamı	Df	Ortalama	F	Sig.
Gruplar Arası	12,274	3	4,091	5,645	,002
Grup İçi	40,587	56	,725		
Total	52,861	59			

One Way Anova analizi sonucuna göre gruplar arasında çok anlamlı düzeyde farklılık bulunmuştur ($P=0.002<0.05$). Bu sebepten dolayı Tukey çoklu karşılaştırma analizi yapılmıştır.

Tablo 33. C1, C2, C3 ve C4 Gruplarındaki. L Değerleri Arasında Yapılan Tukey Testi

Karşılaştırılan Değerler	Ortalama Fark	Sig.
L-L*	,94667	,018
L-L**	1,07467	,006
L-L***	1,08867	,005
L*-L**	,12800	,976
L*-L***	,14200	,968
L**-L***	,01400	1,000

Tablo 33'e göre L değerleri ile L*, L** ve L*** değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. L*, L** ve L*** değerleri arasında yapılan karşılaştırmalarda ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluşmamıştır. Sadece matematiksel olarak farklılıklar mevcuttur.

Tablo 34. C1, C2, C3 ve C4 Gruplarındaki a Değerlerinin Ortalama Ve Standart Sapma Değerleri

	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Minimum	Maximum
a	15	,7233	,13573	,03505	,42	,88
a*	15	,7247	,12977	,03351	,44	,91
a**	15	,7893	,13177	,03402	,49	,99
a***	15	,7980	,17387	,04489	,40	1,07
Total	60	,7588	,14459	,01867	,40	1,07

Tanımlayıcı istatistik sonuçlarına göre en yüksek ortalama değer a*** değerlerinde, en düşük ortalama değer ise a değerlerinde bulunmuştur. Standart sapma en çok a*** değerlerinde oluşmuştur. Elde edilen bulgular One Way Anova analiz yöntemi ile istatistiksel analizi yapıldı. En yüksek Δa değeri a ile a*** arasında ($\Delta a:0,07$) bulunmuştur.

Tablo 35. C1, C2, C3 ve C4 Gruplarındaki a Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi

	Kareler Toplamı	Df	Ortalama Kare	F	Sig.
Gruplar Arası	,073	3	,024	1,181	,325
Grup İçi	1,160	56	,021		
Total	1,233	59			

One Way Anova analizi sonucuna göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık çıkmamıştır ($P:0.325>0.05$).

Tablo 36. C1, C2, C3 ve C4 Gruplarındaki b Değerlerinin Ortalama ve Standart Sapma Değerleri

	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Minimum	Maximum
b	15	15,0173	,60320	,15575	13,77	15,98
b*	15	15,0107	,43347	,11192	14,08	15,82
b**	15	15,2607	,48620	,12554	14,26	16,04
b***	15	15,5233	,51095	,13193	14,49	16,29
Total	60	15,2030	,54228	,07001	13,77	16,29

Tablo 36’da gösterilen tanımlayıcı istatistiğe göre en yüksek ortalama değer **b***** değerlerinde; en düşük ortalama değer ise **b** değerlerinde bulunmuştur. Standart sapma en çok **b** değerlerinde ortaya çıkmıştır. En yüksek Δb değeri **b** ile **b***** arasında ($\Delta b:0,51$) bulunmuştur. Elde edilen bulgular One Way Anova analiz yöntemi ile istatistiksel analizi yapılmıştır.

Tablo 37. C1, C2, C3 ve C4 Gruplarındaki b Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi

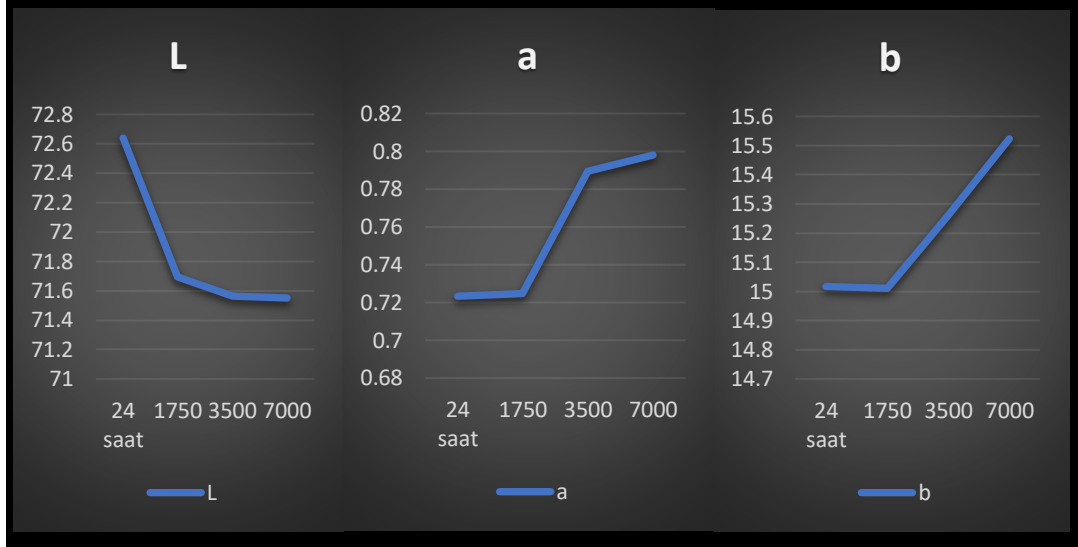
	Kareler Toplamı	Df	Ortalama Kare	F	Sig.
Gruplar Arası	2,661	3	,887	3,382	,024
Grup İçi	14,689	56	,262		
Total	17,350	59			

One Way Anova analizi sonucuna göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık bulunmuştur ($P=0.024<0.05$). Bu sebepten dolayı Tukey çoklu karşılaştırma analizi yapılmıştır.

Tablo 38. C1, C2, C3 ve C4 Gruplarındaki b Değerleri Arasında Yapılan Tukey Testi

Karşılaştırılan Değerler	Ortalama Fark	Sig.
b-b*	,00667	1,000
b-b**	-.24333	,566
b-b***	-.50600	,043
b*-b**	-.25000	,544
b*-b***	-.51267	,040
b**-b***	-.26267	,502

Tukey çoklu karşılaştırma sonuçlarına göre b ile b*** ve b* ile b*** değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır. Diğer değerler arasında ise sadece matematiksel farklar vardır ($P < 0.05$).



Şekil 31. C1, C2, C3 ve C4 Gruplarının Yaşlandırma Süresine Bağlı L, a, b Değerlerinin İstatistiksel Grafiği

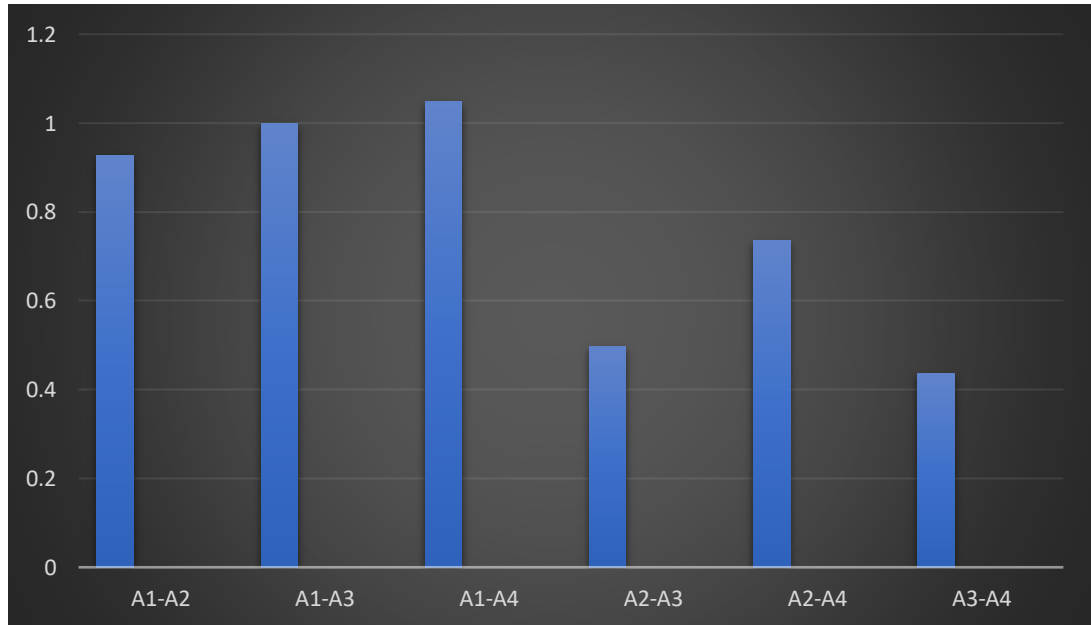
4.2.2. Restorasyonların Simantasyon İşlemi ile Oluşan Renk Farklılıklarının CIEDE2000 Formülasyonu ile Değerlendirilmesi

4.2.2.1. Rely X U200 ile Simante Edilen Restorasyonların Termal Siklus İşlemi Sonrası Oluşan Renk Farklılıklarının CIEDE2000 Formülasyonu ile Değerlendirilmesi

Restorasyonların simantasyon sonrası ve termal döngüler sonrası yapılan renk ölçümleri ile elde edilen L, a ve b değerlerinin CIEDE2000 renk farkı formülasyonu ile elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri Tablo 39'da gösterilmiştir.

Tablo 39. Araştırma Gruplarının Simantasyon Sonrası ve Termal Döngü Sonrası Ortalama ΔE_{00} Değerleri

ΔE_{00}	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Maximum	Renk Eşleşmesi
A1-A2	15	,9267	,53125	,21	2,34	Çok iyi
A1-A3	15	,9987	,70116	,15	2,95	Çok iyi
A1-A4	15	1,0480	,65507	,20	2,58	İyi
A2-A3	15	,4960	,34134	,04	1,29	Mükemmel
A2-A4	15	,7347	,42367	,18	1,60	Çok iyi
A3-A4	15	,4360	,29223	,08	1,04	Mükemmel



Şekil 32. A1, A2, A3 ve A4 Grupları Arası Ortalama ΔE_{00} Değerleri

Tablo 40. Araştırma Gruplarının Simantasyon Sonrası ve Termal Döngü Sonrası Ortalama ΔE_{00} Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi

	Kareler	Df	Ortalama	F	Sig.
Gruplar Arası	5,129	5	1,026	3,885	,003
Grup İçi	22,181	84	,264		
Total	27,310	89			

Tablo 41. Araştırma Gruplarının Simantasyon Sonrası ve Termal Döngü Sonrası Ortalama ΔE_{00} Değerlerinin Tukey Testi Sonuçları

Araştırma Grupları		Ortalama Fark	Sig.
A1-A2	A1-A3	-.07200	,999
	A1-A4	-.12133	,987
	A2-A3	,43067	,208
	A2-A4	,19200	,909
	A3-A4	,49067	,105
A1-A3	A1-A4	-.04933	1,000
	A2-A3	,50267	,090
	A2-A4	,26400	,723
	A3-A4	,56267	,040
A1-A4	A2-A3	,55200	,047
	A2-A4	,31333	,555
	A3-A4	,61200	,019
A2-A3	A2-A4	-.23867	,799
	A3-A4	,06000	1,000
A2-A4	A3-A4	,29867	,606

CIEDE2000 formülasyonuna göre gruplar arasında oluşan ΔE_{00} renk farkı incelemesinde; A1-A4 grupları arasında klinik olarak 'iyi' renk değişikliği

gözlenmiştir ($\Delta E_{00}=1-2$).

A1-A2, A1-A3 ve A2-A4 grupları arasında klinik olarak ‘çok iyi’ renk değişikliği gözlenmiştir ($\Delta E_{00}=0,5-1$).

A2-A3 ve A3-A4 grupları arasında klinik olarak ‘mükemmel’ renk değişikliği gözlenmiştir ($\Delta E_{00}=0-0,5$).

Gruplar arası ΔE_{00} sonuçlarının Anova ve Tukey testi analizlerinde;

A1-A3 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri ile A3-A4 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark oluşmuştur ($P:0,04<0,05$).

A1-A4 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri ile A2-A3 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark oluşmuştur ($P:0,047<0,05$).

A1-A4 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri ile A3-A4 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark oluşmuştur ($P:0,019<0,05$).

Diğer grupların karşılaştırmasında istatistiksel olarak anlamlı fark oluşmamıştır.

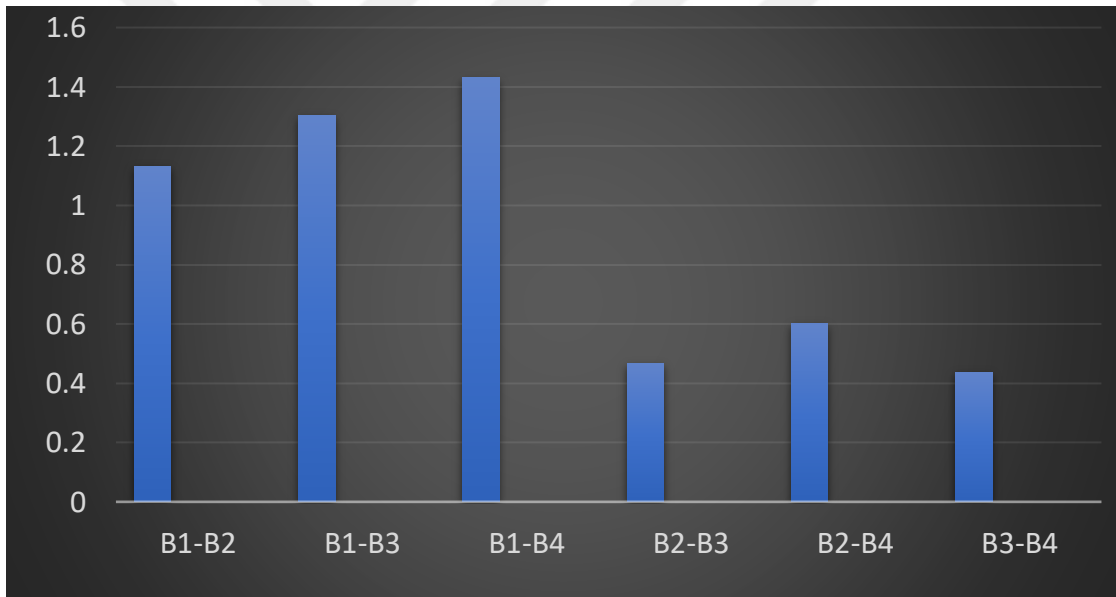
Tanımlayıcı istatistik sonuçlarına göre en yüksek ΔE_{00} değeri A1 ile A4 grupları arasında olurken en düşük A3 ile A4 grupları arasında meydana gelmiştir.

4.2.2.2. G-CEM LinkForce ile Simante Edilen Restorasyonların Termal Siklus İşlemi Sonrası Oluşan Renk Farklılıklarının CIEDE2000 Formülasyonu ile Değerlendirilmesi

Restorasyonların simantasyon sonrası ve termal döngüler sonrası yapılan renk ölçümleri ile elde edilen L, a ve b değerlerinin CIEDE2000 renk farkı formülasyonu ile elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri Tablo 42’da gösterilmiştir.

Tablo 42. Restorasyonların Simantasyon Sonrası ve Termal Döngü Sonrası Ortalama ΔE_{00} Değerleri

ΔE_{00}	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Maximum	Renk Eşleşmesi
B1-B2	15	1,1327	,39407	,51	1,95	İyi
B1-B3	15	1,3040	,54737	,51	2,37	İyi
B1-B4	15	1,4307	,63070	,50	2,80	İyi
B2-B3	15	,4680	,24343	,11	,97	Mükemmel
B2-B4	15	,6007	,38894	,25	1,59	Çok iyi
B3-B4	15	,4373	,27611	,14	1,13	Mükemmel



Şekil 33. B1, B2, B3 ve B4 Grupları Arası Ortalama ΔE_{00} Değerleri

Tablo 43. Araştırma Gruplarının Simantasyon Sonrası ve Termal Döngü Sonrası Ortalama ΔE_{00} Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi

	Kareler	Df	Ortalama	F	Sig.
Gruplar Arası	14,837	5	2,967	15,62	,000
Grup İçi	15,952	84	,190		
Total	27,310	89			

Tablo 44. Araştırma Gruplarının Simantasyon Sonrası ve Termal Döngü Sonrası Ortalama ΔE_{00} Değerlerinin Tukey Testi Sonuçları

Araştırma Grupları		Ortalama Fark	Sig.
B1-B2	B1-B3	-,17133	,889
	B1-B4	-,29800	,426
	B2-B3	,66467	,001
	B2-B4	,53200	.015
	B3-B4	,69533	,000
B1-B3	B1-B4	-,12667	,967
	B2-B3	,83600	,000
	B2-B4	,70333	,000
	B3-B4	,86667	,000
B1-B4	B2-B3	,55200	,000
	B2-B4	,31333	,000
	B3-B4	,61200	,000
B2-B3	B2-B4	-,13267	,960
	B3-B4	,03067	1,000
B2-B4	B2-B4	-,16333	,908

CIEDE2000 formülasyonuna göre gruplar arasında oluşan ΔE_{00} renk farkı incelemesinde;

B1-B2 grupları arasında klinik olarak ‘iyi’ renk değişikliği gözlenmiştir ($\Delta E_{00}=1-2$).

B1-B3 grupları arasında klinik olarak ‘iyi’ renk değişikliği gözlenmiştir ($\Delta E_{00}=1-2$).

B1-B4 grupları arasında klinik olarak ‘iyi’ renk değişikliği gözlenmiştir ($\Delta E_{00}=1-2$).

B2-B4 grupları arasında klinik olarak ‘çok iyi’ renk değişikliği gözlenmiştir

($\Delta E_{00}=0,5-1$).

B2-B3 grupları arasında klinik olarak 'mükemmel' renk değişikliği gözlenmiştir ($\Delta E_{00}=0-0,5$)

B3-B4 grupları arasında klinik olarak mükemmel renk değişikliği gözlenmiştir ($\Delta E_{00}=0-0,5$).

Gruplar arası ΔE_{00} sonuçlarının One Way Anova ve Tukey testi analizlerinde;

B1-B2 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri ile B2-B3 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak yüksek düzeyde anlamlı fark oluşmuştur ($P:0,001<0,05$).

B1-B2 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri ile B2-B3 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark oluşmuştur ($P:0,015<0,05$).

B1-B2 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri ile B3-B4 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak çok yüksek düzeyde anlamlı fark oluşmuştur ($P:0,000<0,05$).

B1-B3 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri ile B2-B3 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak çok yüksek düzeyde anlamlı fark oluşmuştur ($P:0,000<0,05$).

B1-B3 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri ile B2-B4 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak çok yüksek düzeyde anlamlı fark oluşmuştur ($P:0,000<0,05$).

B1-B3 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri ile B3-B4 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak çok yüksek düzeyde anlamlı fark oluşmuştur ($P:0,000<0,05$).

B1-B4 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri ile B2-B3 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak çok

yüksek düzeyde anlamlı fark oluşmuştur ($P:0,000<0,05$).

B1-B4 grupları arasında elde edilen ortalama $\Delta E00$ değerleri ile B2-B4 grupları arasında elde edilen ortalama $\Delta E00$ değerleri arasında istatistiksel olarak çok yüksek düzeyde anlamlı fark oluşmuştur ($P:0,000<0,05$).

B1-B4 grupları arasında elde edilen ortalama $\Delta E00$ değerleri ile B3-B4 grupları arasında elde edilen ortalama $\Delta E00$ değerleri arasında istatistiksel olarak çok yüksek düzeyde anlamlı fark oluşmuştur ($P:0,000<0,05$).

Diğer grupların karşılaştırmasında istatistiksel olarak anlamlı fark çıkmamıştır.

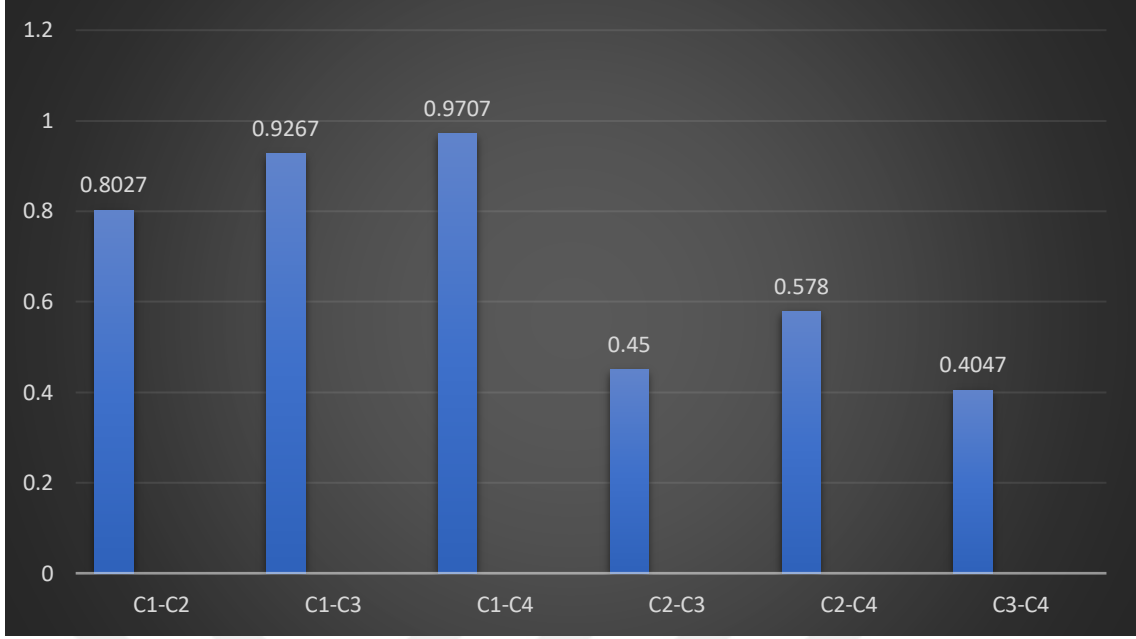
Tanımlayıcı istatistik sonuçlarına göre en yüksek $\Delta E00$ değeri B1 ile B4 grupları arasında oluşurken en düşük B3 ile B4 grupları arasında meydana geldi.

4.2.2.2. Panavia V5 ile Simante Edilen Restorasyonların Termal Siklus İşlemi Sonrası Oluşan Renk Farklılıklarının CIEDE2000 Formülasyonu ile Değerlendirilmesi

Restorasyonların simantasyon sonrası ve termal döngüler sonrası yapılan renk ölçümleri ile elde edilen L, a ve b değerlerinin CIEDE2000 renk farkı formülasyonu ile elde edilen $\Delta E00$ ortalama değerleri Tablo 45'te gösterilmiştir.

Tablo 45. Restorasyonların Simantasyon Sonrası ve Termal Döngü Sonrası Ortalama $\Delta E00$ Değerleri

$\Delta E00$	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Maximum	Renk Eşleşmesi
C1-C2	15	,8027	,37501	,43	1,76	Çok iyi
C1-C3	15	,9267	,35878	,25	1,47	Çok iyi
C1-C4	15	,9707	,42410	,41	1,75	Çok iyi
C2-C3	15	,4500	,25713	,12	1,02	Mükemmel
C2-C4	15	,5780	,32659	,28	1,56	Çok iyi
C3-C4	15	,4047	,23937	,10	1,02	Mükemmel



Şekil 34. C1, C2, C3 ve C4 Grupları Arası Ortalama ΔE_{00} Değerleri

Tablo 46. Araştırma Gruplarının Simantasyon Sonrası ve Termal Döngü Sonrası Ortalama ΔE_{00} Değerlerinin Gruplar Arası Varyans Analizi

	Kareler Toplamı	Df	Ortalama Kare	F	Sig.
Gruplar Arası	4,485	5	,897	7,924	,000
Grup İçi	9,510	84	,113		
Total	13,996	89			

Tablo 47. Araştırma Gruplarının Simantasyon Sonrası ve Termal Döngü Sonrası Ortalama ΔE_{00} Değerlerinin Tukey Testi Sonuçları

Araştırma Grupları		Ortalama Fark	Sig.
C1-C2	C1-C3	-,12400	,914
	C1-C4	-,16800	,746
	C2-C3	,35267	,056
	C2-C4	,22467	,453
	C3-C4	,39800	,021
C1-C3	C1-C4	-,04400	,999
	C2-C3	,47667	,003
	C2-C4	,34867	,061
	C3-C4	,52200	,001
C1-C4	C2-C3	,52067	,001
	C2-C4	,39267	,023
	C3-C4	,56600	,000
C2-C3	C2-C4	-,12800	,902
	C3-C4	,04533	,999
C2-C4	C3-C4	,17333	,720

CIEDE2000 formülasyonuna göre gruplar arasında oluşan ΔE_{00} renk farkı incelemesinde;

C1-C2 grupları arasında klinik olarak 'çok iyi' renk değişikliği gözlenmiştir ($\Delta E_{00}=1-2$).

C1-C3 grupları arasında klinik olarak 'çok iyi' renk değişikliği gözlenmiştir ($\Delta E_{00}=1-2$).

C1-C4 grupları arasında klinik olarak 'çok iyi' renk değişikliği gözlenmiştir ($\Delta E_{00}=1-2$).

C2-C4 grupları arasında klinik olarak ‘çok iyi’ renk değişikliği gözlenmiştir ($\Delta E_{00}=0,5-1$).

C2-C3 grupları arasında klinik olarak ‘mükemmel’ renk değişikliği gözlenmiştir ($\Delta E_{00}=0-0,5$).

C3-C4 grupları arasında klinik olarak ‘mükemmel’ renk değişikliği gözlenmiştir ($\Delta E_{00}=0-0,5$).

Gruplar arası ΔE_{00} sonuçlarının Anova ve Tukey Testi analizlerinde;

C1-C2 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri ile C3-C4 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark oluşmuştur ($P:0,021<0,05$).

C1-C3 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri ile C2-C3 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak yüksek düzeyde anlamlı fark oluşmuştur ($P:0,003<0,05$).

C1-C3 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri ile C3-C4 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak yüksek düzeyde anlamlı fark oluşmuştur ($P:0,001<0,05$).

C1-C4 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri ile C2-C3 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak yüksek düzeyde anlamlı fark oluşmuştur ($P:0,001<0,05$).

C1-C4 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri ile C2-C4 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark oluşmuştur ($P:0,023<0,05$).

C1-C4 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri ile C3-C4 grupları arasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak çok yüksek düzeyde anlamlı fark oluşmuştur ($P:0,000<0,05$).

Diğer grupların karşılaştırmasında istatistiksel olarak anlamlı fark

çıkmamıştır.

Tanımlayıcı istatistik sonuçlarına göre en yüksek ortalama ΔE_{00} değeri C1 ile C4 grupları arasında oluşurken en düşük C3 ile C4 grupları arasında meydana gelmiştir.



5. TARTIŞMA

İn-vitro yapılan çalışmada, Rely X U200, G-CEM LinkForce ve Panavia V5 dual cure simanlarla zirkonyum kor üzerine simante edilen aynı form ve kalınlıktaki kronların termal siklus cihazında hızlı yaşlandırılması sonrası meydana gelen renk değişimleri incelenmiştir. İlk renk ölçümü simantasyondan 24 saat sonra; diğer ölçümler ise sırasıyla 1750, 3500 ve 7000 termal döngü yaşlandırmadan sonra yapılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre 7000 termal döngü yaşlandırma sonrasında elde edilen renk ölçümü bulguları karşılaştırıldığında 3 simanda da klinik olarak kabul edilebilir renk farklılığının altında ($\Delta E_{00} < 2,23$) renk değişimi gözlenmiş ve klinik olarak 3 siman da başarılı bulunmuştur.

Bilgisayar ve otomasyon teknolojisinin ilerlemesiyle birlikte diş hekimliğinde yeni restorasyon yapım tekniklerinin de önü açılmış oldu. Özellikle restorasyon üretim metotlarında kullanılan materyallerin gelişimi ve maliyetin düşmesi restorasyon seçiminde yeni seçenekleri ortaya çıkarmıştır. Analog ya da kopyalama sistemleri, bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) adı verilen CAD/CAM sistemlerin ilerlemesine katkı sunmuştur (Mehl ve Hickel, 1999). CAD/CAM sistemleri ile üretilen restorasyonların internal ve marjinal uyumları diğer üretim yöntemlerine göre daha uyumlu olduğu bildirilmiştir (Mously ve ark., 2014). Model ve tasarım şartları sabit tutularak dental CAD/CAM sistemleri ile üretilen restorasyonlar arası farklılıklar minimum seviyeye indirilebilmekte, bu sayede yapılacak restorasyonların üretime bağlı standardizasyon problemleri de en az düzeye indirilebilmektedir. Geleneksel yöntemlerle elde edilen dental seramik restorasyonların fazla zaman gerektirmesi ve teknik hassasiyetinin fazla olması nedeniyle CAD/CAM sistemleri diş hekimleri ve teknisyenler için iyi bir alternatif olmuştur (Takashi Miyazaki ve ark., 2013). CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere endüstriyel olarak üretilen bloklar daha homojen ve daha az hatalı olarak üretilbildiği için bunlarla elde edilen restorasyonlar diğer restoratif seçeneklere göre daha çok tercih edildiği bildirilmiştir (Hickel ve Manhart, 2001). Bu avantajlı özelliklerinden dolayı çalışmada kullanılan restorasyon ve dayanak yapılar CAD/CAM sistemi kullanılarak üretilmiştir.

Diş hekimliğinde estetik kavramı günümüzde daha da önem kazanmıştır. Mekanik özelliklerinin daha iyi olması nedeniyle uzun süredir restorasyonların yapımında kullanılan metal destekli seramik sistemlerin korozyona uğramaları, optik özelliklerinin kötü olması ve dişeti sınırındaki estetik olmayan metal yansımaları, tam seramik sistemlerin daha çok tercih edilmesine yol açmıştır (G. J. Christensen, 1994). Tam seramikler restorasyonların optik özelliklerinin dişe daha yakın olması, ağız içi dokularla biyolojik uyumunun geleneksel yöntemlerle üretilen restorasyonlara göre daha iyi olması, diş dokusuna yakın termal genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahip olması nedeniyle sıklıkla tercih edildiği bildirilmiştir (McLean ve Odont, 2001). Bu sebeple çalışmada kron restorasyonlarının yapımında en yaygın kullanılan tam seramiklerden biri olan Cerec Blok CAD/CAM materyali kullanılmıştır.

Tam seramik kronlar ve veneerler, anterior bölgedeki doğal ve estetik görünüşleri nedeniyle en popüler restorasyonlar arasındadır (Rosenstiel ve ark., 1998). Daha konservatif ve daha estetik yaklaşımlar, yarı saydamlığı daha fazla olan daha ince yapıdaki restorasyonlara olan ihtiyacı doğurmuştur. (Heffernan ve ark., 2002; Nathanson ve Banasr, 2002) Bu nedenle, restorasyonların uzun vadeli başarısında, yapıştırıcı ajanların renk stabilitesi daha fazla önem kazanmıştır. Yaptığımız çalışmada simanların hızlandırılmış termal yaşlandırma sonrası tam seramik restorasyonlarda meydana gelen renk farklılıklarına olan etkisi incelenmiştir.

Çalışmada kullanılan bir diğer dental materyal olan zirkonyum, diş hekimliği uygulamalarında tek diş restorasyonlardan çok üyeli restorasyonlara kadar yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Zirkonyum yüksek mekanik dayanıklılık, kabul edilebilir estetik ve uygun biyo-uyumluluğa sahip bir malzemedir. Benzersiz kimyasal kararlılığa, üstün mekanik ve estetik özelliklere sahip zirkonya seramiklerin restoratif kor materyali olarak kullanılmaya başlanması tam seramik restorasyonlarda yüksek güven ve başarı oranlarını artırmış ve çok üyeli restorasyonların sınırlarını genişletmiştir (Ardlin, 2002). Bu özelliklerinden dolayı çalışmamızda doğal diş ve metal abutment yerine zirkonyum kor tercih edilmiştir. Çünkü dişlerden elde edilen altyapı örneklerin optik özelliklerinin ve mikro-yapısal özelliklerinin farklı olması (Bottino ve ark., 2005) ve metal kor yapıların zamanla korozyona uğrama ihtimali nedeniyle altyapı materyali olarak zirkonyum kullanılmıştır (G. J. Christensen, 1994).

Diş rengi seçimi veya mevcut dişlerin rengini taklit edebilmek için çeşitli ölçme ve değerlendirme yöntemleri vardır. Her yöntem kendi içinde çeşitli kısıtlamalar içermesiyle beraber, günümüzde yaygın olarak renk skalaları ile görsel ölçüm; dijital kamera, kolorimetre, spektrofotometre ve spektrodymetre renk ölçüm cihazlarıyla ölçüm ve dijital datanın bilgisayar ile analiz edilmesi yöntemleri kullanılmaktadır (Joiner, 2004). 2011 yılında yapılan çalışmada, Easy Shade ve Spectro Shade Micro ile yapılan renk ölçümlerinin güvenilir ve tekrarlanabilir olduğunu; bu cihazlar ile diş rengi belirlemek veya dişte meydana gelen renk değişimlerini incelemek amacıyla klinik olarak kullanılabileceğini bildirilmiştir (Llena ve ark., 2011). Bununla birlikte VITA Easy Shade'in tekrarlanabilirliğinin klinik olarak değerlendirildiği başka bir çalışmada test edilen diğer renk ölçüm cihazlarını (spektrofotometre için Spectroshade Micro ve kolorimetre için X- Rite ShadeVision) daha başarılı bulmuşlardır (Khurana ve ark., 2007). Kim Pusateri ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada dört renk ölçüm cihazı (ShadeVision; SpectroShade; VITA Easyshade; and ShadeScan) ile yapılan ölçüm güvenirliliğinin araştırıldığı çalışmada ShadeVision ve SpectroShade en güvenli cihazlar olarak bulunmuş ve SpectroShade ve ShadeVision hariç ($P = .033$) tüm karşılaştırmalar için tüm cihaz çiftleri arasında doğrulukta anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($P < 0.05$) (Kim-Pusateri ve ark., 2009). Yine dört renk ölçüm cihazı (3 spektrofotometre: VITA Easyshade, VITA Easyshade Compact, Shadepilot; 1 dijital kamera: ShadeVision) ile yapılan ölçümlerin tekrarlanabilirliği ve güvenirliliğinin araştırıldığı bir çalışmada, spektrofotometrik cihazların tekrarlanabilirliği mükemmel olarak nitelendirilmiştir (Lehmann ve ark., 2010).

Restorasyon ve siman kalınlığının sabit tutularak dual polimerize simanların restorasyonda meydana gelen renk değişimine etkisinin incelendiği çalışmamızda renk değerlerinin belirlenmesinde ve tekrar edilebilir sonuçlar açısından daha başarılı olduğu düşündüğümüz için spektrofotometre (SpectroShade™ Micro, MHT Optic Research AG, Verona, ITALY) cihazı tercih edilmiştir. Restorasyonların renk değeri ölçümleri simantasyondan 24 saat sonra ve akabinde termal siklus cihazında sırasıyla 1750, 3500 ve 7000 termal döngü yaşlandırma yapıldıktan sonra toplamda 4 defa yapılmıştır. Ölçümler her kron için üç kez tekrarlanmış ve üçünün renk değerlerinin ortalaması baz alınmıştır. Böylece spektrofotometre cihazına bağlı ölçümlerde hata

payının en aza indirilmesi amaçlanmıştır. Spektrofotometrik ölçüm yapılırken her örneğe olan uzaklığın eşit olması sebebiyle yapılan ölçümlerin standardizasyonu sağlanmıştır.

Dental renk çalışmalarının çoğunda, renk ve renk farkını ölçmek için CIELAB formülü kullanılmıştır (CIE Technical Report: 2004). CIELAB formülünün hesaplanan ve algılanan renk farklılıkları arasındaki düzeltmeyi geliştirmek amacıyla üç gelişmiş renk farkı formülü geliştirilmiştir: CMC (Clarke ve ark., 1984), CIE94 (CIE Technical Report: 1995) ve CIEDE2000. (CIE Technical Report: 2004; CIE Technical Report: 2001; Luo ve ark., 2001). CIE, geçmişte CIE94 veya CMC formüllerinin kullanılmasını önerirken günümüzde CIEDE2000 formülünün kullanılmasını önermektedir. 2013 yılının sonlarında CIE TC 1-57 oturumunda renk farkı formülasyonlarında CIEDE2000 bir standart olarak önerilmiştir (Melgosa ve Ph, 2013). Baskı yapılmış dijital resimlerin karşılaştırıldığı bir çalışmada CIEDE94, CMC (1:1), CMC (2:1) ve CIEDE2000 renk farkı formülasyonları karşılaştırılmış ve CIEDE2000 formülasyonu örneklerin karşılaştırılmasında en yakın uyumu gösterdiği bildirilmiştir (Liu HX, Xie M, 2011; P. R. Liu ve ark., 1993). 2016 yılında yapılan bir çalışmada CIELAB ile CIEDE2000 renk farkı formülü avantajlarını göstermek için dental rezinlerden elde edilen 18 renk çifti, kadın ve erkeklerden oluşan yaşları 16 ile 76 arasında değişen 40 kişi tarafından değerlendirilmesi istenmiştir. Katılımcıların görsel olarak buldukları renk farklılıkları çok boyutlu ölçeklendirme (MDS) tekniğiyle uzaysal olarak haritalandırdıktan sonra her bir disk çiftin arasındaki mesafeler hesaplanan koordinatlardan elde edilmiştir. CIELAB ve CIEDE2000 formüllerinin, insan gözünün algıladığı renk farklılıklarını yakalamadaki etkinlikleri, ara nokta mesafeleri (MDS_{ts}) ile formüllerin her biri ile bulunan renk farkları ($\Delta 00$ ve Δ^*ab) arasındaki korelasyon hesaplanarak elde edilmiştir. Sonuçlar karşılaştırıldığında ortalama görsel sonuçların CIEDE2000 sonuçlarına daha yakın olduğu bulunmuştur (Gómez-Polo ve ark., 2016). Başka bir çalışmada ise iki farklı dental kompozit materyalinden 8 mm çapında ve 2 mm kalınlığında örnekler elde edilmiş ve polimerizasyon işleminden önce, polimerizasyon işlemi için yeterli ışık aktivatörü kullanıldıktan hemen sonra ve 3000 termal döngü yaşlandırmadan sonra renk ölçümü yapılmıştır. Renk farkı değerlendirmesi için CIEDE2000 ve CIELAB formülasyonlarının kullanıldığı çalışmada karşılaştırma sonucunda iki formül

arasında elde edilen sonuçlar açısından anlamlı bir fark çıkmamıştır (Yong Keun Lee, 2005). Razvan Ghinea ve ark.'larının görsel olarak algılanan ve araçsal olarak ölçülen renk farklılıkları arasındaki korelasyonu araştırmak için 105 seramik çift disk üzerinde yaptıkları çalışmada CIEDE2000'i CIELAB'den daha başarılı bulmuşlardır (Ghinea ve ark., 2010).

Renk çalışmalarında klinik olarak algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik sınırlarının belirlenmesi önemlidir. Gözlemcilerin %50'sinin algılayabildiği renk farklılığı, algılanabilir renk farklılığının eşik değerini; benzer şekilde gözlemcilerin %50'sinin kabul edilebilir düzeyde oluştuğunu düşündükleri renk farklılığı ise kabul edilebilir renk farklılığının eşik değeri olarak tanımlanmıştır. Diş hekimliğinde algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşikleri hakkında oldukça geniş bir literatür mevcuttur (Ragain ve Johnston, 2000; Ruyter ve ark., 1987; Seghi, Hewlett, ve ark., 1989; A. G. Wee ve ark., 2009). Bununla birlikte, bu referanslar ağırlıklı olarak CIELAB renk farkı formülünü ile yapılmıştır, CIEDE2000 formülünü kullanan çalışmaların sayısı sınırlıdır. Bahsedilen çalışmalarda, kullanılan metodolojiler ve elde edilen sonuçlar da çeşitlilik göstermektedir.

Renk değişiminin, kliniğe yansımaları araştıran birçok çalışma bulunmaktadır. (Seghi, Johnston, ve ark., 1989) yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre, ΔE değerinin 1 birimden küçük ($\Delta E < 1$) olmasının; iki renk arasındaki renk farklılığının görsel olarak fark edilemeyeceğini, ΔE değerinin 1 ile 2 birim arasında ($1 < \Delta E < 2$) olmasının; gözlemciler tarafından kısmen fark edilebileceğini, ΔE değerinin 2 birimden fazla olmasının ($\Delta E > 2$) ise; tüm gözlemcilerin rahatlıkla algılayabilecekleri bir renk farklılığına sebep olduğunu açıklamışlardır. O'Brien ve ark, ΔE değerinin 3.5'ten büyük olduğu durumlarda, oluşan rengi 'klinik olarak uyumsuz' olarak yorumlamışlardır. İdeal renk belirleme şartlarının sağlandığı ortamda monokromatik opak veya porselen gibi translüens materyallerin 1 birim ΔE renk değişiminin %50 gözlemci tarafından fark edilebilir olduğu bildirilmiştir (Seghi, Johnston, ve ark., 1989). Polikromatik yapıdaki 103 metal destekli porselenlerde ise bu değer 1.7 ΔE olarak bulunmuştur. Kolorimetrenin kullanıldığı bir araştırmada; simante edilmiş veneer ile dişlerin karşılaştırılması yapılmış ve 3.7 ΔE ' ye kadar olan renk değişim miktarının ortalama renk uyumuna denk geldiğini, 6.8 ΔE biriminin ise

kabul edilemez bir renk uyumunu belirttiğini bildirmişlerdir. Bununla birlikte bahsi geçen çalışmaların hepsinde ΔE değerleri CIELAB formülasyonu ile hesaplanmıştır. Paravina ve ark.'larının yaptıkları araştırmada ise 28 farklı dental kompozitten elde edilen disklerin polimerizasyona bağlı oluşan renk farklılıklarını incelemek için CIELAB VE CIEDE2000 sistemlerini karşılaştırmışlar ve klinik olarak başarısız kabul edilen renklenme değerlerini, CIELAB sistemi için ΔE 'nin 3.7'den büyük olduğu değerler ve CIEDE2000 sistemi için ise ΔE_{00} 'ın 3.1'den büyük olduğu değerler şeklinde belirtmişlerdir (Paravina ve ark., 2005). Başka bir çalışmada 105 dental seramik disk karşılaştırılmış ve algılanabilirlik değeri CIELAB için ΔE : 1.74; CIEDE2000 için ΔE_{00} : 1.25 ve kabul edilebilirlik değeri CIELAB için ΔE : 3.48; CIEDE2000 için ΔE_{00} : 2.23 olarak bulunmuştur (Ghinea ve ark., 2010).

Çalışmamızda renk farkını ortaya koymak için, CIE tarafından da önerilen, CIELAB'ı düzeltmek ve renk kabul edilebilirliğini ve algılanabilirliğini daha iyi belirlemek için geliştirilen CIEDE2000 formülasyonu kullanılmıştır. Ayrıca çalışmada, Ghinea ve ark.'larının 2010 yılında yaptıkları çalışmanın kabul edilebilir en yüksek renk farkı değeri (ΔE_{00} : 2.23) baz alınarak meydana gelen renk farklılıkları değerlendirilmiştir. Buna göre Rely X U200, G Cem LinkForce ve Panavia V5 rezin simanların kullanıldığı çalışmada hiçbirinde klinik olarak uyumsuz renk farklılığı gözlenmemiştir ($\Delta E_{00} < 2.23$). 7000 siklus termal yaşlandırmadan sonra en fazla renk değişimi G-Cem LinkForce siman grubunda görülürken (ΔE_{00} :1.43); en az renk değişimi Panavia V5 siman grubunda görülmüştür (ΔE_{00} :0,97). Rely X U200 siman grubunda ise renk değişimi ΔE_{00} : 1,08 olarak bulunmuştur. Üç siman grubunda da en dramatik renk değişimi 1750 siklus termal yaşlandırmadan sonra meydana gelmiştir. Zaman ilerledikçe renk değişiminin daha yavaş meydana geldiği görülmüştür.

İntraoral ortamın restoratif materyaller üzerindeki etkisini simüle etmek için en yaygın kullanılan yaşlandırma tekniklerinden biri, restoratif materyallerin döngüsel termal streslere maruz bırakılmasıdır. Örnekler genel olarak ağızda maruz kaldıkları en uç sıcaklıklarda damıtılmış su kullanılarak banyolarda ısıtılır ve soğutulur. Materyaller ısınma sırasında genleşme ve soğuma sırasında büzülme eğilimi gösterirler. Organik rezin matrisinin ısıl genleşme katsayıları ve inorganik dolgu maddesi partikülleri arasındaki fark, matris / dolgu maddesi ara yüzeyinde yüksek

mekanik baskılara neden olur, mikro sızıntı ve yorulma kırıklarını (Meriç ve Ruyter, 2007) teşvik eder. Gale ve Darvell termal siklusun kullanıldığı 130 makaleyi (Gale ve Darvell, 1999); Morresi ve ark. ise 1998 ile 2013 arasında yayımlanan ve termal siklusun kullanıldığı 193 makaleyi incelemişlerdir (Morresi ve ark., 2014). Termal yaşlandırma işlemi tartışmalı bir süreçtir, çünkü sonuçlar, farklı banyo sıcaklıkları, bekleme süreleri ve her araştırmacı tarafından kullanılan döngü sayısı değişkenlik göstermektedir (Gale ve Darvell, 1999; Morresi ve ark., 2014; Göhring ve ark., 2005). Her ne kadar Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO) biyomalzemelerin yaşlanmasını simüle etmede 5 °C -55 °C derecelerde 20'şer saniye, 500 siklus yaşlandırma protokolünü önerse de birçok çalışma, 500 siklusun uygun bir yaşlandırma için yetersiz bir sayı olduğunu belirtmişlerdir (Amaral ve ark., 2007; Gale ve Darvell, 1999; Stewardson ve ark., 2010). Belirtilen döngü sayısı, restoratif materyaller üzerindeki oral ortamın neden olduğu bozulmayı tamamen simüle etmek için yeterli olmayabilir; bu durum, birkaç araştırmacının, termal döngülerin sayısını, banyo sıcaklıklarını ve / veya banyolarda numunelerin çalışma süresini arttırmasına neden olmuştur. Gale ve ark., Morresi ve ark. gibi çoğu araştırmacı ISO standardında önerilen protokolü takip etmek yerine kendi parametrelerini seçmişlerdir.

Hızlandırılmış termal yaşlanma, çalışmamızda, klinik durumu tam olarak güvenilir bir şekilde simüle edemese de, test koşulları için zorlu bir ortam olarak kabul edilmesine rağmen, sıklıkla yaşlanma prosedürü olarak kullanılan, yapay hızlandırılmış yaşlanma protokolü olarak kabul edilmiştir.

Farklı çalışmalarda büyük değişkenlik gösteren bir diğer husus ise banyolarda kalma süreleridir. Banyolarda kalma süresi ile ilgili literatürde standart bir veriye ulaşılamamıştır. Çalışmalar arasında farklılıklar mevcuttur. Banyolardaki sıcaklığa maruz kalırken bekleme süreleri, 10 sn, 15 sn, 30 sn, 55 sn, 60 sn, 2 dk ve 3 dk arasında değişmektedir. En büyük sorun, her zaman ağız boşluğunda bir yıllık fizyolojik yaşlanmaya karşılık gelen döngü sayısını tahmin etmektir. İn vivo olarak, birim zaman başına düşen termal döngü sayısı hakkında henüz kesin bir rapor bulunamamıştır (Morresi ve ark., 2014).

İn-vitro yapılan yaşlandırma sürelerinin klinik olarak ne kadar süreye denk geldiği hususunda yazarlar arasında tam bir fikir birliği yoktur. Çünkü oral çevre ile

termal döngü sayısı ve süresi arasındaki karşılaştırmalı değerler konusunda bir standardizasyon yoktur. Stewardson ve ark. 500 döngünün ağızda 2 aydan daha az bir süreye tekabül ettiğini iddia etmişlerdir. 33.000 termal siklus yaşlandırmanın yaklaşık 1 yıllık klinik yaşlandırmaya denk geldiğini ileri süren çalışmalar da rapor edilmiştir (Michailescu ve ark., 1995). Bir grup araştırmacı yaklaşık 10.000 termal siklusun 1 yıllık klinik fonksiyona tekabül ettiğini öne sürmüştür (Gale ve Darvell, 1999; Hatana ve ark., 2009; Saboia ve ark., 2009; Stewardson ve ark., 2010; Van Landuyt ve ark., 2011). Bunların yanında 3500 termal döngünün yaklaşık bir klinik yıla eşit olduğunu söyleyen yazarlar da mevcuttur (Addison ve ark., 2003; Alqahtani, 2017). (Guler ve ark., 2005; Janda ve ark., 2004). (Leibrock ve ark., 1999) göre 1500 termal döngüyle yapılan yaşlandırmanın normal fizyolojik şartlardaki simanların 1.5 yaşlanma yılına benzer olabileceğini söylemişlerdir. Ayrıca (Botega ve ark., 2008); her 1000 termal döngünün bir yıllık sabit protez kullanımını temsil ettiğini; (Stewardson ve ark., 2010) ise 500 döngünün, ağızda 2 aydan daha az sürede gerçekleştiği tahmin edilen döngü sayısına karşılık geleceğini iddia etmiştir.

Çalışmada Addison ve ark.'nın 3500 termal döngünün yaklaşık 1 klinik yıla denk geldiği varsaydıkları protokol referans alınmıştır. Buna göre 7000 termal siklus yaşlandırmaya tabi tutulan örneklerin 2 yıllık intraoral ortamı simüle ettiği varsayılmıştır. Bunun yanında intraoral ortamın koşullarına en uygun olacağı düşünüülerek banyo sıcaklıkları 5°C-55°C' lerde ve banyolar arası transfer süresi 10 sn olmak üzere banyoda kalma süresi 25 sn olarak seçilmiştir.

Çalışmanın asıl inceleme konusu olan rezin simanlar, genellikle estetik restorasyonların simantasyonu için kullanılırlar. Üstün estetik özellikleri, oral ortamda düşük çözünürlük, diş yapılarına yüksek yapışma gücü, üstün mekanik özellikler ve seramik yapıları kırılmalara karşı alttan destekleme gibi özelliklerinden dolayı diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadırlar. İlk dönemlerde kimyasal olarak sertleşen simanlar kullanılırken , günümüzde daha estetik olmaları sebebiyle görünür ışıkla ve/veya dual-sertleşen adeziv rezin simanlar, seramik restorasyonların simantasyonu için tavsiye edilmektedir (Sulaiman ve ark., 2015).

Light cure rezin simanlar genellikle estetik bölgede üstün renk stabiliteyi nedeniyile tercih edilmelerine karşın klinik başarıları yapılarında meydana gelen ışık

polimerizasyon derecesiyle ilişkilidir. Light cure simanlarda yetersiz ışık polimerizasyonu, özellikle marjinal bölgelerde çözünürlüğün artmasına, buna bağlı olarak marjinal bölgelerde boşluklara, renk bozukluklarına, sekonder çürüklere, pulpal reaksiyonlara ve artan sıvı emilimine bağlı olarak higroskopik genişlemeye neden olabilir. Yetersiz polimerizasyon, rezin simanın polimer ağında daha düşük bağ kuvvetlerinin oluşumuna dolayısıyla rezin simanın sertliğinde, kırılma ve aşınma direncinde düşümlere neden olduğu bildirilmiştir (Vohra et al. 2013). Kimyasal ve ışıkla sertleşen simanların avantajlı özelliklerinden bazılarını birleştirmek için dual cure sistemler geliştirilmiştir (Santos ve ark., 2004). Bu malzemeler bükülme mukavemeti, sertlik, yüksek elastik modülüsü gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir (Kumbuloglu ve ark., 2004). Kimyasal işlem görmüş bileşenin, ışığın zayıfladığı daha derin alanlarda tam bir polimerizasyon sağlaması beklendiği söylenmiştir (Santos ve ark., 2004). Bununla birlikte, dual cure sistemler bileşimlerinde aromatik tersiyer amin içerir ve bu da zamanla simanda renk değişimlerine neden olabileceği bildirilmiştir (Kilinc ve ark., 2011). Renk stabilitesinin sürdürülebilirliği genellikle reaksiyona girmemiş amin gruplarının redoks polimerizasyon sisteminde oksitlenmesi ile ilişkili iken reaksiyona girmemiş benzoil peroksitin varlığı, restorasyonun uzun vadeli estetik görünümünü tehlikeye atacak şekilde daha fazla renk kararsızlığına yol açabileceği söylenmiştir (Almeida ve ark., 2015).

Dual cure simanlar, bileşimlerinde, kimyasal polimerizasyon reaksiyonu için başlatıcı olarak görev gören tersiyer aminler içerirler. Bu reaksiyonun gerçekleşmesi için, amin reaktif gruplarının oksidasyonu gereklidir ve bu renk değişimlerine neden olabileceği bildirilmiştir (Almeida ve ark., 2015; Koishi ve ark., 2002). Bu malzemeler farklı aminlerin bir kombinasyonunu içerir. Bir amin, genellikle aromatik olan ve bozunmaya daha eğilimli olan benzoil peroksit (kimyasal polimerizasyon) ile reaksiyona girer ve bir başka amin, kamforokinon (ışıkla polimerizasyon) ile reaksiyona girer (Albuquerque ve ark., 2013; Almeida ve ark., 2015; X. D. Chen ve ark., 2015). Sonucusu genellikle alifatiktir ve kimyasal olarak daha karardır. Amin ve benzoil peroksit arasındaki kimyasal reaksiyon çok istenilen düzeyde oluşmaz, çünkü polimerizasyon reaksiyonu sırasında her iki molekülün fiziksel olarak birbirlerine yakın temasta olmaları gerekmektedir ve bu durum bütün moleküller için mümkün olmamaktadır (Eder ve ark., 2012). Kimyasal reaksiyonda sonrasında,

reaksiyona girmemiş benzoil peroksit molekülleri renk kararsızlığına neden olabilir (Albuquerque ve ark., 2013; Almeida ve ark., 2015; X. D. Chen ve ark., 2015).

Literatürde yapılan çalışmalar genellikle light cure ve dual cure simanlarda oluşan renk farklılıklarının kıyaslanması şeklindedir. Light cure simanlarda görülen renk farklılıkları çoğunlukla yetersiz ışık uyarımı sebebiyle polimerizasyonun eksik olmasından dolayı iken dual-cure simanlarda bu daha çok kimyasal içeriği sebebiyledir. Fiziksel özellikleri bakımından daha üstün olan dual cure simanların renk stabilitesinin geliştirilmesi klinisyenler için büyük kolaylıklar sağlayacaktır. Bu sebeple çalışmamızda güncel 3 dual cure siman (Rely X U200, G-CEM LinkForce ve Panavia V5) kullanılmış ve hızlı yaşlandırma sonrası oluşan renk farklılıkları kıyaslanmıştır.

Rezin simanların renk stabilitesini belirlemek için birçok çalışma yapılmıştır. (Eliades ve ark., 2004; Ertaş ve ark., 2006; Gürdal ve ark., 2002). Bununla birlikte, bu çalışmaların çoğu tam seramik restorasyonların genel rengine olan etkisinden ziyade rezin simanların kendisi üzerinde yoğunlaşmıştır (Yong Keun Lee ve Powers, 2007; Schulze ve ark., 2003; Uchida ve ark., 1998). Oysaki simanda meydana gelen olası bir renk değişikliği estetiği yeterli düzeyde olan tam seramik restorasyonda renk uyumsuzluğuna neden olabilir. Meydana gelen renk değişimlerin hem içsel hem dışsal olduğu rapor edilmiştir (Choi ve ark., 2005; Rosenstiel ve ark., 1998). Özellikle iç renk değişikliği, rezin simanların kimyasal yapısında meydana gelen bozulmalar neticesinde yan ürün oluşmasıyla ortaya çıkar. Dual polimerizasyon ve kimyasal polimerizasyon ile sertleşen rezin siman sistemlerde, reaksiyon hızlandırıcı olarak rol alan amin grubundaki ve inhibitörlerdeki reaktif grupların oksidasyonu neticesinde renk değişimi olduğu söylenmiştir (Buchalla ve ark., 2002; Eliades ve ark., 2004; Koishi ve ark., 2002) İnhibitörlerin ayrışmasının tonda daha sarıya doğru bir değişikliğe neden olduğu rapor edilmiştir (Eliades ve ark., 2004; Gürdal ve ark., 2002; Koishi ve ark., 2002). Kimyasal bileşimdeki bu yapısal değişimleri diş hekiminin işini daha da zora sokmaktadır.

Çalışmada kullanılan Panavia V5 rezin simanın amin grubu içermemesi ve Rely X U200 rezin simanın ise benzoil peroksit içermemesi nedeniyle 7000 termal döngü yaşlandırma sonrası oluşan renk farklılıklarının benzoil peroksit içeren G-CEM

LinkForce rezin simana göre daha az olması yukarıda anlatılan literatür bilgileriyle uyumluluk göstermektedir.

Renk değişikliklerinin çoğu, aminlerin oksidasyonundan kaynaklansa da, simanlardaki renk değişikliği ayrıca çevresel koşullar, ultraviyole ışınımı, nem, ısı ve gıda pigmentleri gibi dışsal faktörler; matris bileşimi, dolgu maddesi boyutu, içeriği ve yüzdesi gibi içsel faktörler nedeniyle de meydana gelmektedir. Özellikle estetiğin ön planda olduğu bölgelerde rezin simanlardan estetik ve fonksiyonel beklentileri karşılamaları beklenir. Fakat bu simanların su absorpsiyonu hem renk değişikliklerine hem de materyalde kırılmalara yol açmaktadır. Daha önceki çalışmalarda kısa süre içinde meydana gelen renk değişikliklerinin sebebi su absorpsiyonu olduğu bildirilmiştir. (Karaagaçlıoğlu ve Yılmaz, 2008; Tanoue ve ark., 2003) Bu sonuçlar bizim yaptığımız çalışmadaki örneklerin 1750 siklus yaşlandırmadan sonra meydana gelen dramatik renk değişikliğinin sebebi olabilir.

Yeterli polimerizasyon derecesi başarılı bir klinik performans ve ideal fiziksel özelliklerin sergilenmesi için önemlidir. Polimerizasyon dönüşüm derecesi; polimerin sertliği, aşınma dayanıklılığı, su absorpsiyonu, artık monomer miktarı ve biyouyumluluk özelliklerini etkiler. Düşük polimerizasyon derecesi kötü fiziksel özelliklere, su emilimine ve çözünürlüklere neden olduğu bildirilmiştir (T. R. Aguiar ve ark., 2010; Borges ve ark., 2008; Ersoy ve Murat, 2007). Tam olarak gerçekleşen bir polimerizasyon işleminde monomerlerin tüm karbon çift bağlarının reaksiyona girerek polimer zincirinde yer alması beklenir. Fakat hiçbir polimerizasyon reaksiyonu yüzde yüz verimlilikle gerçekleşmemektedir. Polimerizasyon sonrası organik bileşiklerin büyük kısmı, polimer zincire bağlanmadan ortamda serbest kalmaktadır. Resin materyallerin kabul edilebilir polimerizasyon derecesi %55-80 arasında gerçekleştiği bildirilmiştir (Üşümez ve ark., 2005). Polimerizasyon sırasında moleküllerin polimer zincire katılmasıyla viskozite artmakta ve monomer-polimer dönüşümü yavaşlamaktadır. Ayrıca oksijen varlığında serbest radikaller oksijenle reaksiyona girmeye daha meyilli olduğundan, bu radikaller oksijenle reaksiyona girerek reaktif olmayan peroksit radikalleri oluştururlar ve oksijenle temas eden yüzeylerde polimerizasyon tam olarak gerçekleşmez. Bu olaya 'polimerizasyonun oksijen tarafından inhibisyonu', yüzeyde oluşan tabakaya da 'oksijen inhibisyon

tabakası' adı verilmektedir. Polimerizasyonun tam gerçekleşmemesine bağlı olarak biriken artık monomerler restorasyonda renk değişimine sebebiyet vermektedir (Rueggeberg ve Margeson, 1990).

Yaptığımız çalışmada oksijene bağlı serbest radikallerin oluşumunu engellemek amacıyla örneklerin simantasyonunda tüm marjinal kenar boyunca siman taşırılmıştır. Daha sonra 3 sn boyunca her taraftan ışıklanmış ve artan siman artıkları sond yardımıyla uzaklaştırılmıştır. Böylece yüzeyde oluşan oksijen inhibisyon tabakasının marjinal bölgelerde oluşması minimize edilmeye çalışılmıştır.

Rezin simanların matriksinde yer alan hidrofobik yapıdaki Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA monomerler ayrıca polar yapıda hidrofilik bölgelere (sırasıyla; hidroksil, etilen oksit ve üretan grupları) sahiptirler (Antonucci, J.M. ve ark, 2002.; Kim ve ark., 2014). Bu hidrofilik bölgeler rezin simanda şişmelere neden olabileceği gibi hidrolize bağlı materyal içi ayrılmalara da sebebiyet verebileceği bildirilmiştir (K. Van Landuyt ve ark., 2007). Bunun yanında bazı çalışmalarda UDMA'nın diğer monomerlerden daha az su absorbe ettiği için restorasyonun renk stabilitesine katkı sunduğunu, TEGDMA miktarının azaltıldığı çalışmalarda UDMA varlığında daha az renk farklılığı oluştuğunu bildirmişlerdir (Archegas ve ark., 2011; Magalhães ve ark., 2014; Sideridou ve ark., 2003; Turgut ve Bagis, 2011). Fakat bu bilgi yaptığımız çalışmayla uyumsuzdur. Kimyasal içeriğinde Bis-GMA ve TEGDMA mevcut olan Panavia V5'te renk farklılığı en az görülürken kimyasal yapısında Bis-GMA ve UDMA olan G-CEM LinkForce'ta renk farklılığı en çok oldu. Bunun sebebi olarak daha önce yapılan çalışmalarda simanlar disk şeklindeki seramiklere yapıştırıldıklarından dolayı su absorbe etme ihtimallerinin daha yüksek olması olabilir. Çünkü yaptığımız çalışmada simanlar dış ortama sadece marjin bölgesinden maruz kaldılar ve bunun su absorpsiyon miktarını azalttığımızı düşünmekteyiz. Bunlara ilaveten self-etching ve self-adeziv simanlarda yaygın olarak kullanılan asidik monomerler içerisinde bulunan fonksiyonel gruplar (fosfat ve karboksil grupları gibi) yüksek hidrofilik karakterde oldukları (K. Van Landuyt ve ark., 2007) ve polimerizasyon sonrası su absorpsiyonu ve siman çözünürlüğü açısından büyük risk taşıdıkları bildirilmiştir (Marghalani, 2012).

Bunların yanında polimerizasyon başlatıcı ajanların hareket yeteneği,

yapıştırıcı ajan polimerleştikçe ve sistem viskozitesi artıkça düşer ve bu da polimer ağında tepkimeye girmemiş grupların kalmasına neden olacağı söylenmiştir (Almeida ve ark., 2015). Dual cure ve light cure simanlarda meydana gelen renk farklılıklarının araştırıldığı çalışmalarda dual cure simanlarda, Variolink II (Ivoclar Vivadent AG) hariç büyük oranda renk değişimi bildirmişlerdir (Archegas ve ark., 2011; Turgut ve ark., 2014). Variolink II (Ivoclar Vivadent AG) ise light cure simanlara benzer renk değişikliği göstermiştir. Yazarlar, bu bulgunun Variolink II polimerizasyon sistemindeki ışığa duyarlı gruplar ile kimyasal başlatıcılar arasındaki oranla ilişkili olabileceğini varsaymışlardır. Bu nedenle, indirekt bir restorasyonun simantasyonu için bir dual cure siman seçilirken, yüksek konsantrasyonda ışığa duyarlı bileşenlere sahip simanların daha iyi renk stabilitesi göstermesi beklenebilir demişlerdir (Archegas ve ark., 2011; Turgut ve ark., 2014).

Ersoy ve ark. (2007) 2 mm IPS-Empress restorasyon altında polimerize ettikleri simanlarda hemen ve 24 saat sonra değerlendirme yapmışlardır. Çalışmada özellikle dual simanda 24 saat sonunda daha yüksek sertlik değerleri belirlenmiştir. (Garrido ve ark., 2012) test ettikleri rezin simanları, polimerizasyon ışıkla başlatıldıktan 24 saat ve 7 gün sonra değerlendirmişlerdir. Çalışmada 7. gün sonunda polimerizasyonun 24 saate göre daha fazla olduğu bildirilmiştir. Bu da polimerizasyonun uzun bir süreç olduğunu göstermektedir. Bu bulgular gözönüne alınarak yaptığımız çalışmada ışık ile polimerizasyon başlatıldıktan sonra 24 saat oda sıcaklığında ışık almayan ortamda bekletildikten sonra ilk renk ölçümü yapıldı.

Restorasyonların uzun ömürlülüğünü, retansiyonunu ve estetiğini etkileyen bir diğer faktörün de siman film kalınlığı olduğu bildirilmiştir (Emel G ve ark., 2004; Passos ve ark., 2013; Turp ve ark., 2011). Turp ve ark. siman film kalınlığının 300-700 µm arasında olması gerektiğini bildirirken, Emel ve ark. siman film kalınlığının 10-20 µm kalınlığında ince bir tabaka olması gerektiğini bildirmektedir. Passos ve ark. (2013) seramiklerde ışık geçirgenliğini ölçtükleri çalışmalarında 100 µm siman kalınlığında örnekleri değerlendirmişlerdir. (T. R. Aguiar ve ark., 2010) çalışmalarında 100-120 µm kalınlıkta siman örnekleri değerlendirmişlerdir. (Moraes ve ark., 2011) çalışmalarında klinik prosedürlere uygun olması amacıyla 0.001 mm (0.50±10 µm) kalınlıktaki siman filmleri kullanmışlardır. (Puppin-Rontani ve ark.,

2012) farklı kalınlıklarda IPS Empress estetik seramiğin altında self adeziv dual polimerize rezin simanların polimerizasyon derinliği üzerine etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında siman örnekler 800 µm kalınlığında hazırlanmıştır. Bizim çalışmamızda siman film kalınlığı 100 µm olarak ayarlanmıştır.

(Ghavam ve ark., 2010) dual cure simanları ve light cure simanları inceledikleri çalışmada hızlandırılmış termal yaşlanmanın simanların rengi ve opaklığı üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Grupların hiçbirinde yaşlanma öncesi ve sonrası ΔE 'de anlamlı farklılık oluşmadığını ($p > .05$); ΔE 'nin, klinik olarak kabul edilebilir aralıkta kaldığını bildirmişlerdir ($\Delta E < 3.3$). Klinik bir bulgu olarak, incelenen simanların porselen laminate kaplamaları simante etmek için kullanıldıklarında renk stabilitesini sağlayabildiğini söylemişlerdir. (Magalhães ve ark., 2014) yaptıkları çalışmada, dual cure ve light cure simanların hızlandırılmış suni yaşlandırma sonrası yapılarında klinik olarak kabul edilebilir renk değişimi olduğunu ancak istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar oluştuğunu belirtmişlerdir. Aynı yazara ait 2013 yılında porselen laminaların simante edilip renk değişiminin incelendiği çalışmada simanların ultraviyole ışığına ve ısıya maruz kalması sonrası meydana gelen sararmaya Bis-GMA monomerlerinin neden olduğu bildirmiştir. Ayrıca kompozit esaslı malzemeler yaşlandıkça, rezin monomerlerinin su emme özellikleri nedeniyle renk stabilitesinde değişikliklere neden olabileceğini ifade edilmiştir (Paula Magalhães ve ark., 2013).

0.5 mm kalınlığında porselen laminaların 3 farklı simanla (Rely X Unicem, Rely X Ultimate and Rely X Veneer) simante edildiği çalışmada örnekler hızlandırılmış termal yaşlandırmaya tabi tutularak renk değişimleri incelenmiştir. Simantasyondan 24 saat sonra ve 1000, 2000, 3000 termal siklus yaşlandırmadan sonra renk ölçümlerinin spektrofotometre ile yapıldığı çalışmada, tüm örneklerde renk farkının (ΔE) arttığı, ancak istatistiksel olarak önemli farklılıklar olmadığı ve 3000 termal döngüden sonra hepsinin klinik olarak kabul edilebilir aralıkta ($\Delta E < 3.5$) olduğu bildirilmiştir. (Ahmed M. Mesbah, 2016). Yaptığımız çalışmanın sonuçları bu çalışmada kullanılan dual cure simanların sonuçlarına ($\Delta E < 3.5$) benzer özelliktedir.

Kılıç ve ark. (2011) light cure ve dual cure simanlarla simante edilen porselen veneerlerin termal siklus cihazında hızlı yaşlandırmaya tabi tutulması sonra meydana

gelen renk farklılığını inceledikleri çalışmada light cure simanların daha az renk değişikliği gösterdiğini, istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulduklarını fakat tüm simanlarda oluşan renk değişiminin klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda olduğunu bu sebepten dolayı 2 siman türünün de klinik olarak başarılı olduğunu bildirmişlerdir (Kilinc ve ark., 2011).

3 ayrı kalınlıktaki (0.5 mm,0.7 mm, 1 mm) lityum disilikat ile güçlendirilmiş porselen laminate ve 5 ayrı rezin simanın (Panavia SA, Panavia V5, RelyX U200, Variolink NLC clear and +1) kullanıldığı çalışmada 10000 termal döngü yaşlandırma sonrası oluşan renk değişimi CIELAB formülasyonu ile analiz edilip karşılaştırılmış. Panavia SA hariç bütün simanlarda klinik olarak kabul edilebilir renk değişimi gözlenmiş ($\Delta E < 3.5$). Variolink NLC Clear'den sonra en az renk farklılığı Rely X U200'de, ondan sonra da Panavia V5'te görülmüş. 1 mm kalınlığındaki porselen laminalarda oluşan ortalama renk farklılığı $\Delta E: 1,11$ olarak bulunmuşlardır (Alkurt ve Duymuş, 2018). Bu sonuçlar bizim çalışmamızda bulduğumuz ortalama ΔE_{00} değerleriyle benzerdir. Oluşan renk farklılıklarının klinik olarak kabul edilebilir düzeyde olması; Rely X U200'un çözünürlüğünün ve su absorpsiyonunun az olması (H. J. Kim ve ark., 2017) ve benzoil peroksit içermemesi; Panavia V5 için ise yapısında amin olmamasına bağlanabilir. Bunların yanında (Malkondu ve ark., 2016) 0.6 mm monolitik zirkonyumun kullanıldığı çalışmada Rely X U200'de klinik olarak kabul edilemeyecek renk farklılığının oluştuğunu rapor etmişlerdir (Malkondu ve ark., 2016).

Alkurt ve Duymuş arkadaşların yukarıda anlatılan çalışmalarında en yüksek ΔL değerini Panavia SA' da bulmuşlar. Yapılan başka çalışmalarda Panavia SA'daki renk farklılığının yüksek olma sebebinin kimyasal yapısında mevcut olan reaksiyona uğramamış benzoil peroksit ve artık amin monomerlerinin olabileceği söylenmiştir (Albuquerque ve ark., 2013; Almeida ve ark., 2015; Turgut ve Bagis, 2011). Yine Alkurt ve Duymuş arkadaşların yaptıkları çalışmada en yüksek Δb değerinin Panavia SA ve Rely X U200 simanlarda görüldüğünü; bunun sebebinin ise polimerizasyon başlatıcısı olarak simanların kimyasal yapısında yer alan kamforokinon monomerlerinin zaman geçtikçe siman renginde sararmaya neden olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmalarında kullandıkları bir diğer siman olan Panavia V5'te Δa ve

Δb değerleri daha stabil kalırken ΔL değerinde daha fazla değişim meydana gelmiştir. Başka bir çalışmada Panavia V5'in kimyasal yapısında benzoil peroksit ve amin olmamasına rağmen ΔL değerindeki fazla artışa, karbon atomlarının çapraz bağlar oluşturarak meydana getirdiği polimerizasyonun 24 saat devam etmesi ve polimerizasyonun doğunluğa ulaşma sürecinin sebep olduğu rapor edilmiştir (Sabatini ve ark., 2012).

Rodrigues ve ark'ları (2017) A3 rengine, 0,3 mm kalınlıkta, 2 dual cure simanla (Rely X ARC ve Variolink 2) simante edilen 1,5 mm kalınlığındaki feldspatik ve lityum disilikat disklerinin oda koşullarına sahip karanlık bir ortamda yaşlandırılması sonrası meydana gelen renk değişimlerini CIEDE2000 formülasyonu ile incelemişlerdir. Simantasyondan 24 saat sonra ve 6 ay sonra spektrofotometre ile renk ölçümlerinin yapıldığı çalışmada her iki siman grubunda da klinik olarak kabul edilebilir renk farklılığının ($\Delta E:3.5$) üzerinde renk değişimi olduğu bildirilmiştir. Çalışmada renk farklılığının bu denli fazla olması, siman tabakasının seramikle tamamen örtülmemesine bağlı olabilir. Aynı çalışmada siman kalınlığının ve kimyasal polimerizasyon için verilen ışık süresinin tüm siman örneklerinde standart olduğunu (5 dk), simantasyondan hemen sonra renk farklılığının meydana gelmediğini ve bu yüzden ilk renk ölçümünün 24 saat sonra yapıldığını bildirmişlerdir (Rodrigues ve ark., 2017). Bu yönüyle ilk renk ölçümünü 24 saat sonra yaptığımız çalışmamızla benzer yönleri olmasına karşın oluşan renk farklılığı açısından sonuçlar tutarsızdır. Bu çalışmada kullanılan siman kalınlığı 0,3 mm iken yaptığımız çalışmada kullanılan siman kalınlığı 0,1 mm'dir. Farkın bu sebeple meydana gelmiş olabileceği söylenebilir.

0,6 mm ve 1 mm kalınlıktaki monolitik zirkonyum disklerin kullanıldığı bir çalışmada aynı firmanın farklı 3 yapıştırıcı ajanı olan; geleneksel cam iyonomer siman (Ketac Cem Radiopaque; 3M ESPE), rezin modifiye cam iyonomer siman (RelyX Luting; 3M ESPE) ve rezin siman (RelyX U200 TR; 3M ESPE) ile yapılan simantasyon sonrası disklerde meydana gelen renk değişimleri CIELAB formülasyonu ile değerlendirilmiştir. Renk ölçümleri simantasyondan önce ve sonra spektrofotometre cihazıyla yapılmıştır. Bütün gruplar için siman kalınlığının 0,1 mm olarak ayarlandığı çalışmada 0,6 mm kalınlıktaki disklerde meydana gelen ortalama

ΔE değerleri geleneksel cam iyonomer simanda 4.7, rezin modifiye cam iyonomer simanda 3.53 ve rezin simanda 5.64; 1 mm kalınlıktaki disklerde ise bu değerler sırasıyla 3,48, 2,23 ve 5,06 olarak bulunmuştur (Malkondu ve ark., 2016). Bu çalışmanın aksine farklı kalınlıktaki zirkonyum korlar üzerine farklı kalınlıktaki feldspatik seramik veneerlerin 3 farklı simanla yapıştırılması sonrası örneklerde meydana gelen renk değişimi incelenen çalışmada rezin siman olarak Rely X unicem (3M ESPE) ve Maxcem (Kerr Crop) kullanılmış ve ikisinde de meydana gelen renk farklılığı değeri (ΔE) klinik olarak kabul edilebilir düzeyde bulunmuştur (Fazi ve ark., 2007). İki çalışma arasındaki sonuç farkının sebebi zirkonyum kor ve monolitik zirkonyum arasındaki translüent farklılığı olabileceği; ayrıca kullanılan rezin simanların self-adeziv ya da self-etch olması, kullanılan primer, silan ve asitlerin de bu farklılığa neden olabileceği bildirilmiştir (Malkondu ve ark., 2016).

Almeida ve ark.'larının (2015) mineye rezin esaslı simanlarla bağlanan seramik disklerin hızlı yaşlandırma sonrası renk stabilitelerini araştırdıkları in-vitro çalışmada, 4 farklı rezin siman; dual cure siman (RelyX ARC), light cure siman (RelyX veneer), akışkan kompozit siman (Filtek Z350 Flow) ve 60 ° C'de 30 dakika boyunca ön-ısıtma işleminden geçmiş mikrohibritle kompozit siman (Filtek Z350 XT) kullanılmıştır. Sığırların çekilmiş santral dişlerinin bukkal yüzeylerinden elde edilen disklere seramik diskler 4 farklı simanla simante edildikten sonra 10000 ve 20000 termal döngü yaşlandırmaya maruz bırakılmışlar. Renk değişiklikleri ölçmek amacıyla spektrofotometre (Easysshade; Vita Zahnfabrik) cihazının yanında hem CIEDE2000 hem de CIELAB formülasyonları kullanılarak renk farkı bulunmuştur. Çalışmada ilk renk ölçümü simantasyondan 24 saat sonra yapılmıştır. 10000 ve 20000 termal döngü yaşlandırma sonrası renk ölçümlerini tekrarlamışlar. 20000 termal siklus yaşlandırma sonrası en yüksek renk farkı dual cure simanda görülürken en düşük renk farkı light cure ve ön-ısıtmalı kompozit simanlarda görülmüştür. Renk farkı formülasyonları açısından CIELAB ile bulunan değerler CIEDE2000 ile bulunan değerlerden daha yüksek çıkmış fakat 4 simanın renk farkı karşılaştırmasında benzer sonuçlar bulunmuştur. 20000 termal siklus yaşlandırma sonrası bütün simanlarda klinik olarak kabul edilebilir renk farklılığının üzerinde renk değişimi olmuştur ve bunu fazla miktarda yapılan termal yaşlandırmaya bağlamıştır. Çalışmada kullanılan dual cure simanın ΔL değeri negatif yönde değişirken, Δa ve Δb değerleri ise pozitif

yönde değiştiği tespit edilmiştir. Bu bulgular yaptığımız çalışmayla uyumludur fakat bulunan ΔE_{00} değerleri yaptığımız çalışmayla uyumsuzdur. Bunun nedeni bizim yaptığımız çalışmada en fazla 7000 termal siklus yaşlandırma yapılırken bu çalışmada 20000 termal siklus yaşlandırma yapılmış olmasından kaynaklanıyor olabilir.

3 farklı aynı renkte (A2) simanın termal yaşlandırma sonrası renk değişiminin incelendiği çalışmamızda simanlara bağlı renklenmeleri belirlemek amacıyla tüm zirkonyum kor ve feldspatik kronlar tek renkte (A2) üretilmiş, ayrıca CAD/CAM sistemi kullanılarak restorasyon kalınlığı ve siman film aralığı sabit tutularak restorasyonda meydana gelen renk farklılıklarını etkileyebilecek diğer parametreler elimine edilmeye çalışılmıştır. Çalışmada kullanılan restorasyonlar maksiller santral diş formunda tasarlanmıştır. 1mm kalınlıkta basamağa sahip zirkonyum korlar ise prepare edilmiş maksiller santral diş formunda üretilmiştir. İn-vitro yapılan çalışmanın in-vivo koşulları daha iyi simüle etmesi amacıyla simantasyon işlemi aynı operatör tarafından parmakla basınç uygulamak suretiyle yapılmıştır.

Literatür taramasında, yaşlandırma işlemlerinden sonra simanlarda görülen renk değişimlerinin incelendiği çalışmalarda genellikle seramik veya monolitik zirkonyum disk örnekleri kullanılmış ve bu disklere kalın bir tabaka halinde simanlar yapıştırılmıştır. Sadece bir yüzü kaplanan simanların geri kalan yüzeyleri direkt yaşlanma ortamlarına maruz kalmaktadır. Oysaki oral ortamda simanlar sadece marjin bölgelerinde diş ortamla direkt temastadır. Bu sebepten dolayı yapılan yaşlandırma prosedürlerinde simanlar dişsal etkenlere aşırı derecede maruz kalmakta; aşırı miktarda su absorpsiyonuna bağlı hidrolitik bozunmalar meydana geleceği bildirilmiştir (Almeida ve ark., 2015). Yaptığımız çalışmada bu olumsuzlukları ekarte etmek ve klinik koşullara daha uygun olması amacıyla örnekler kron olarak üretildi ve zirkonyum kor üzerine simante edilerek simanların sadece marjin bölgelerinde yaşlandırma ortamına direkt maruz kalması sağlanmıştır.

Ele alınması gereken diğer bir nokta, siman kalınlığı arttıka polimerizasyonun başlaması için gereken işığın etkinliği azalmakta; bunun da polimerizasyon promotörlerinin uyarılma reaksiyonunu bozduğu bildirilmiştir (Moraes ve ark., 2011). Yapılan çalışmada, klinik koşulların daha iyi yansıtılabilmesi amacıyla örneklerdeki siman kalınlığı 100 μm olarak ayarlanmıştır. Bu durum, çalışmadaki 7000 termal

döngü yaşlandırmadan sonra oluşan, literatürdeki çalışmalara kıyasla, daha az renk değişikliğinin sebebi olabileceğini düşünmekteyiz.

Koyulaşan etki (L^* değerlerinde azalma), malzemenin kütleindeki artan pigment içeriği ile ilişkilendirilebilir. Örneklerin dış boyama maddelerine maruz bırakılmamasına rağmen, koyulaşma etkisinin, polimerizasyon sisteminde oksitlenmiş veya tepkimeye girmemiş bileşenlerin varlığından ve bileşenlerin kendinden pigmentler olarak hareket edebileceğinden kaynaklandığını bildirilmiştir (Almeida ve ark., 2015). Çalışmamızdaki tüm siman gruplarında yaşlandırma süresi arttıkça ' L^* ' değerinde düşme meydana gelmiştir. 3 siman grubunda da ' L^* ' değerinde en hızlı düşüş 1750 termal döngü yaşlandırma sonrası meydana gelmiştir. 3500 ve 7000 termal döngü yaşlandırma sonrası yapılan ölçümlerde ' L^* ' değerlerinde daha az düşüş olduğu görülmüştür. 7000 döngü termal yaşlandırma sonrası en yüksek ortalama ΔL değeri G-Cem LinkForce'de (ΔL : 1,71) görülmüştür. En az ise Rely X U200'de (ΔL : 1,06) meydana gelmiştir. Panavia V5' ise bu değer Rely X U200'e yakındı (ΔL : 1,08). Termal yaşlandırma işleminden sonra ' L^* ' değerlerinde Rely X U200 siman grubuna ait A1-A2, A1-A3 ve A1-A4 grupları arasında; G-Cem LinkForce siman grubuna ait B1-B2, B1-B3 ve B1-B4 grupları arasında ve Panavia V5 siman grubuna ait C1-C2, C1-C3 ve C1-C4 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark ve matematiksel olarak düşüş gözlenmiştir. Her 3 simana ait diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark oluşmayıp sadece matematiksel farkın olduğu tespit edilmiştir.

Renk farklılığının hesaplanmasında kullanılan bir diğer parametre olan Δa değeri, çalışmamızda yaşlandırma süresi arttıkça her 3 siman grubunda da hafif düzeyde yükselmiştir. Δa değerinin pozitif olması restorasyon renginde kırmızıya, negatif olması ise yeşile neden olmaktadır. Her 3 siman grubunda 7000 termal döngü yaşlandırma sonrası birbirine yakın düzeyde artış olmuştur (Δa :0,07). Tek yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre ' a^* ' değerlerinin karşılaştırılması sonrası sadece G-CEM LinkForce siman grubundaki; B1-B2, B1-B3 ve B1-B4 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür. Diğer bütün gruplarda ise istatistiksel olarak anlamlı fark olmayıp matematiksel farklılıklar tespit edildi.

CIEDE2000 formülasyonunun bir diğer parametresi olan Δb değeri çalışmamızda 3 siman grubunda da pozitif yönde hafif düzeyde artış gösterdi. Δb değerlerindeki pozitif artışlar sarımsı renklenmelere, negatif artışlar ise mavimsi renklenmelere neden olur. Bazı yazarlara göre, bir materyalin zamanla sararması, kimyasal yapıda yer alan kamforokinon ile ilişkili olabileceği bildirilmiştir (L. F. J. Schneider ve ark., 2008; Taira ve ark., 1988). Sararma eğiliminin bir başka açıklaması, Bis-GMA esaslı malzemenin ultraviyole ışığına ve ısıya maruz bırakılması olabileceği bildirilmiştir (Ferracane ve ark., 1985). Almeida ve ark.'nın (2015) yaptıkları çalışmada kullandıkları dual cure simanda meydana gelen sararmayı, tepkimeye girmemiş kamforokinon ve okside olmuş amin moleküllerinin varlığından kaynaklandığını söylemişlerdir. Ayrıca aynı araştırmacıların yaptıkları çalışmada simanın sadece marjin bölgesinde yaşlandırma ortamıyla direkt temasta olması ve Δb değerlerindeki pozitif artış olması nedeniyle çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda termal yaşlandırma süresi arttıkça bütün gruplarda Δb değerlerinde artış olmuştur. En yüksek Δb değeri Rely X U200 ve Panavia V5 simanlarda görüldü ($\Delta b:0,51$). G-CEM LinkForce siman grubunda ise bu değer $\Delta b:0,4$ olarak bulundu. ‘‘b’’ değerlerinin Tek Yönlü ANOVA testi ile yapılan karşılaştırmasında Panavia V5’in C1-C3 ve C1-C4 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark çıkmıştır. Diğer gruplar arasında ise sadece matematiksel farklılıklar bulunmuştur.

$\Delta E00$ renk farklılığı değerleri karşılaştırıldığında 7000 termal döngü yaşlandırmadan sonra her üç siman grubunda da klinik olarak kabul edilebilir sınırın ($\Delta E00: 2.23$) altında renk farklılığı bulunmuştur. Elde edilen sonuçların başarılı olmasında, örneklerin kron şeklinde üretilmesi ve simanların her taraftan örtülerek dış ortama aşırı maruz kalmasının önüne geçilmesi olduğunu düşünmekteyiz. Klinik koşulları olabildiğince taklit etmeye çalıştığımız çalışmada siman aralığı, restorasyon kalınlığı gibi parametreler CAD/CAM sistemi kullanılarak optimize edilmiştir. Bu standardizasyonun, çalışmada bulunan $\Delta E00$ değerlerini olumlu yönde etkilediğini söyleyebiliriz. 3 siman grubunda oluşan $\Delta E00$ değerlerine bakıldığında en yüksek ortalama $\Delta E00$ değeri G-CEM LinkForce’de ($\Delta E00:1,41$), en düşük ise Panavia V5’te ($\Delta E00:0,97$) görülmüştür. Rely X U200’te ise $\Delta E00:1,08$ olarak bulunmuştur. Bu verilere göre sadece G-CEM LinkForce’de algılanabilir renk değişimi ($\Delta E00:1.41$) görülmüştür. O’Brien’in Klinik Renk Eşlemesi skalasına göre 7000 termal döngü

yaşlandırmadan sonra Panavia V5 siman grubunda ‘çok iyi’ renk değişikliği görülürken diğer iki simanda ‘İyi’ renk değişikliği görülmüştür.

Tüm siman gruplarındaki örneklerin renk farklılıklarının CIEDE2000 formülasyonu ile değerlendirilmesi sonucu elde edilen ΔE_{00} değerlerinin istatistiksel analizi tablo 37, tablo 38 ve tablo 39’da gösterilmiştir. Tek Yönlü ANOVA testi sonucunda elde edilen bu bulgulara göre Rely X U200 siman grubundaki örneklerin ortalama ΔE_{00} değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılmasında A1-A3 ile A3-A4 grupları arasında; A1-A4 ile A2-A3 grupları arasında; A1-A4 ile A3-A4 grupları arasında bulunan grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır ($P < 0.05$). Diğer gruplar arasında ise sadece matematiksel farklılıklar görülmüştür. G-CEM LinkForce siman grubunda ise ortalama ΔE_{00} değerlerinin istatistiksel karşılaştırılmasında grupların büyük çoğunluğunda istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar vardır. Ortalama ΔE_{00} değerlerinin yapılan istatistiksel analizinde B1-B2 ile B1-B3 ve B1-B4 grupları arasında; B2-B3 ile B2-B4 ve B3-B4 grupları arasında; B1-B3 ile B1-B4 grupları arasında ve B3-B4 ile B2-B4 grupları arasında istatistiksel olarak fark oluşmayıp matematiksel farklılıklar vardır. Diğer bütün gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar oluşmuştur ($P < 0.05$). Panavia V5 siman grubuna ait ortalama ΔE_{00} değerlerinin istatistiksel karşılaştırılmasında ise C1-C2 ile C3-C4 grupları arasında; C1-C3 ile C2-C3 ve C3-C4 grupları arasında; C1-C4 ile C2-C3, C2-C4 ve C3-C4 arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar meydana gelmiştir ($P < 0.05$). Diğer gruplar arasında ise matematiksel farklılıklar mevcuttur.

6. SONUÇ

1. Termal yaşlandırma işleminden sonra bütün örneklerde renk değişimi olmuştur.
2. Termal yaşlandırma sonrası oluşan ortalama renk farkı (ΔE_{00}) en az Panavia V5'te ($\Delta E_{00}:0,97$); en çok G-CEM LinkForce'de ($\Delta E_{00}:1,41$) oluştu. Rely X U200' de ise ($\Delta E_{00}:1,08$) olarak ölçülmüştür.
3. Termal yaşlandırma sonrası her üç simanda da oluşan renk farkı, klinik olarak 'kabul edilebilir' ($\Delta E_{00}: 2,23$) düzeyin altında oluşmuştur.
4. Termal yaşlandırma sonrası sadece G-CEM LinkForce simanda algılanabilir renk değişimi oldu ($\Delta E_{00} > 1,25$).
5. Simanların renk farklılıklarını daha objektif ölçebilmek için CAD/CAM sistemiyle standardize edilmiş restorasyon ve dayanak yapıların üretilmesi ve simantasyon basamaklarına dikkat edilmesi literatürdeki çalışmalara göre daha başarılı sonuçlar elde edilmesini sağlamıştır.
6. Termal döngüyle yapılan yaşlandırmada süre arttıkça L değeri azalırken a ve b değerlerinde artış olmuştur.
7. 7000 termal döngü yaşlandırmadan sonra en yüksek ΔL değeri G-CEM LinkForce simanda görülmüştür ($\Delta L: 1,71$). En yüksek Δb değeri ise Rely X U200 ve Panavia V5'te aynı değerde görülürken ($\Delta b: 0,51$) en yüksek Δa değeri ise her 3 simanda da eşit olarak bulunmuştur ($\Delta a: 0,06$).
8. Renk farklılığına en fazla ΔL değeri etki etmiştir.
9. En hızlı renk değişimi 1750 siklus yaşlandırma sonrası meydana gelmiştir. 3500 ve 7000 termal siklustan sonra oluşan renk farklılığı (ΔE_{00}) daha az olmuştur.
10. Amin içermeyen Panavia V5'te ve benzoil peroksit içermeyen Rely X U200'de renk daha stabil kalırken benzoil peroksit içeren G-CEM LinkForce'de daha fazla renk değişimi olmuştur.

Çalışmada renk farklılığını değerlendirmek için kullanılan CIEDE2000 formülasyonu her ne kadar CIELAB formülasyonuna göre daha geliştirilmiş olsa da klinik uyarlanabilirliği hala net değildir. Bu sistemlerin daha da geliştirmesine ihtiyaç

vardır. Oral ortamı simüle ettiği düşünölen ve hızlandırılmış yaşlanma işlevi gören termal siklus cihazıyla bu çalışmada en fazla 7000 döngü yaşlandırma yapılmıştır. Döngü sayısının klinik ortamda ne kadar süreye denk geldiği hala net değildir. Bu sebepten dolayı daha uzun süreli yaşlandırmaların yapıldığı çalışmalara ihtiyaç vardır. Çalışmada tek seramik tipi, kalınlığı ve sabit siman aralığı kullanılmıştır. Farklı seramik yapılar, kalınlıklarda ve siman aralıklarında renk değişiminin nasıl etkileneceğini göstermek için başka araştırmalar yapılmalıdır. Bu limitasyonlara karşın klinik ortamda sıkça kullanılan dual cure simanlar ile ilgili geniş kapsamlı bir literatür taraması yapılmıştır. Çalışmada seramik disk yerine kronların kullanılmış olması ve CAD/CAM sistemiyle örneklerin üretilmiş olması sonuçların kliniğe uyarlanabilirliğini arttırmıştır. Bu durumun hem akademisyenler için hem de klinisyenler için yol gösterici olabileceğini düşünmekteyiz.

ÖZET

Mehmet Şerif A. Zirkonyum kor ve farklı simanlar kullanılarak simante edilen cam seramik kronların hızlı yaşlandırma sonrası renk değişiminin incelenmesi, Y.Y.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi, Van, 2019. Bu çalışmanın amacı, 3 farklı dual cure rezin simanla (Rely X U200, G-CEM LinkForce ve Panavia V5) zirkonyum kor üzerine simante edilen aynı renk, form ve kalınlıktaki feldspatik cam seramik (Cerec Blocs) kronların termal siklus cihazında hızlı yaşlandırma sonrası meydana gelen renk değişimlerinin araştırılmasıdır. CAD/CAM sistemi (Cerec AC) kullanılarak 1 mm kalınlık ve 100 µ siman aralığına sahip feldspatik cam seramik (Cerec Blocs) kronlar ve zirkonyum güdükler üretildi. Her dual-cure siman için 15'şer örnek elde edilmiş olup toplamda 45 kron üretildi. Renk ölçümleri simantasyondan 24 saat sonra ve sırasıyla 1750, 3500 ve 7000 termal döngü yaşlandırmadan sonra spektrofotometre (SpectroShade Micro) cihazı ile her örnek için ayrı ayrı yapıldı. Elde edilen renk bulguları CIEDE2000 renk farkı formülasyonu ile hesaplandı ve her araştırma grubunun $\Delta E00$ değerleri elde edildi. 7000 termal döngü yaşlandırmadan sonra en az renk değişimi Panavia V5 siman grubundaki örneklerde meydana geldi ($\Delta E00$: 0.97). Rely X U200 siman grubu örneklerinin ortalama $\Delta E00$ değeri 1.08 iken G-CEM LinkForce siman grubunda örneklerde ortalama $\Delta E00$: 1.41 olarak bulundu. Termal döngü sayısı arttıkça her 3 dual cure simanda da ortalama $\Delta E00$ değeri artmıştır. En hızlı renk farklılığı 1750 termal döngüden sonra meydana geldi. 3500 ve 7000 termal döngüden sonra ise renk farklılığı daha yavaş olmaktadır. Panavia V5 rezin simanın içeriğinde amin ajanı olmaması ve Rely X U200 rezin simanın içeriğinde benzoil peroksit ajanının olmaması bu simanlarda rengin daha stabil kalmasını sağlamıştır.

Anahtar Sözcükler: CAD/CAM, CIEDE2000, Dual-Cure Simanlar, Renk, Spektrofotometre

ABSTRACT

Mehmet Şerif A. Examination of color change after accelerated aging of glass ceramic crowns using zirconium cor and different cements, Y.Y.Ü. Faculty of Dentistry Department of Prosthodontics Specialist Thesis, Van, 2019. The aim of this study is to investigate the color changes in the same color, form and thickness of feldspatic glass ceramics (Cerec Blocs) crowns which cemented with 3 different dual-cure resin cements (Rely X U200, G-CEM LinkForce and Panavia V5) on zirconium cor after accelerated aging in the thermal cyclers device. Using CAD / CAM system (Cerec AC), feldspatic glass ceramics (CerecBlocs) crowns that have thickness of 1 mm and 100 µ cement space and zirconium cors were produced. For each dual-cure cement, 15 samples were produced and a total of 45 crowns were produced. After 24 hours of cementation and after 1750, 3500 and 7000 thermal cycling aging, color measurements were performed separately for each sample with spectrophotometer (SpectroShade Micro). The color results obtained were calculated by CIEDE2000 color difference formulation and mean ΔE_{00} values of each research group were obtained. The minimum color change after 7000 thermal cycling aging occurred in samples of the Panavia V5 cement group (ΔE_{00} : 0.97). While the average ΔE_{00} of Rely X U200 cement group samples was 1.08, in the G-CEM LinkForce siman group the mean ΔE_{00} was: 1.41. As the number of thermal cycles increased, the average ΔE_{00} value increased in all 3 dual cure cements. The fastest color difference occurred after 1750 thermal cycles. Color difference is slower after 3500 and 7000 thermal cycles. The absence of an amine agent in the content of Panavia V5 resin cement and the lack of benzoyl peroxide agent in the content of Rely X U200 resin cement resulted in the color being more stable in these cements.

Key Words: CAD/CAM, CIEDE2000, Color, Dual-Cure Cements, Spectrophotometer

KAYNAKLAR

- Abdalla AI, El Zohairy AA, Aboushelib MMN ve Feilzer AJ (2007). Influence of thermal and mechanical load cycling on the microtensile bond strength of self-etching adhesives., *American journal of dentistry*, 20, 4, 250–4.
- Abdalla AI ve Feilzer AJ (2008). Four-year water degradation of a total-etch and two self-etching adhesives bonded to dentin, *Journal of Dentistry*.
- Addison O, Fleming GJ. ve Marquis PM (2003). The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials, *Dental Materials*, 19, 4, 291–297.
- Aguiar FHB, Oliveira TRVE, Lima DANL, Paulillo LAMS ve Lovadino JR (2007). Effect of light curing modes and ethanol immersion media on the susceptibility of a microhybrid composite resin to staining., *Journal of applied oral science : revista FOB*, 15, 2, 105–9.
- Aguiar TR, Di Francescantonio M, Arrais CA, Ambrosano GM, Davanzo C ve Giannini M (2010). Influence of curing mode and time on degree of conversion of one conventional and two self-adhesive resin cements, *Operative Dentistry*.
- Aguirre CI, Reguera E ve Stein A (2010). Tunable colors in opals and inverse opal photonic crystals, *Advanced Functional Materials*.
- Ahmed M. Mesbah TSM and AES (2016). Assessment of color stability of different resin cements having different modes of polymerization before and after aging7. bs. 12.
- Albuquerque PPAC, Moreira ADL, Moraes RR, Cavalcante LM ve Schneider LFJ (2013). Color stability, conversion, water sorption and solubility of dental composites formulated with different photoinitiator systems, *Journal of Dentistry*.
- Alghazali N, Burnside G, Moallem M, Smith P, Preston A ve Jarad FD (2012). Assessment of perceptibility and acceptability of color difference of denture teeth, *Journal of Dentistry*, 40, e10–e17.
- Alkurt M ve Duymus ZY (2018). Comparison to Color Stability Between Amine with Benzoyl Peroxide Includes Resin Cement and Amine-reduced, Amine-free, Lacking of Benzoyl Peroxide Resin Cements After Thermocycle, *Journal of Advanced Oral Research*.
- Almeida JR, Schmitt GU, Kaizer MR, Boscato N ve Moraes RR (2015). Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers, *Journal of Prosthetic Dentistry*.
- Alqahtani FI (2017). Effect of newly Developed Resin Cements and Thermocycling on the Strength of PLVs The *Journal of Contemporary Dental Practice*, *J Contemp Dent Pract*, 18, 3, 209–213.
- AMARAL FLB, COLUCCI V, PALMA-DIBB RG ve CORONA SAM (2007). Assessment of In Vitro Methods Used to Promote Adhesive Interface Degradation: A Critical Review, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19, 6, 340–353.
- Andreatta Filho OD, Bottino MA, Nishioka RS, Valandro LF ve Leite FPP (2003). Effect of thermocycling on the bond strength of a glass-infiltrated ceramic and a resin luting

cement, *Journal of Applied Oral Science*, 11, 1, 61–67.

Antonucci, J.M.; Fowler, B.O.; Dickens, S.H.; Richards ND (202M.S.). Novel dental resins from trialkoxysilanes and dental monomers by in situ formation of oligomeric silyl ethers and silsesquioxanes | Request PDF, , 43, 663–664.

Anusavice KJ (2003). *Phillips' science of dental materials* / [edited by] Kenneth J. Anusavice. - Version details - Trove, *Phillips' science of dental materials*.

Archegas LRP, Freire A, Vieira S, Caldas DBDM ve Souza EMH (2011). Colour stability and opacity of resin cements and flowable composites for ceramic veneer luting after accelerated ageing, *Journal of Dentistry*.

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*.

Ardu S, Gutemberg D, Krejci I, Feilzer AJ, Di Bella E ve Dietschi D (2011). Influence of water sorption on resin composite color and color variation amongst various composite brands with identical shade code: An in vitro evaluation, *Journal of Dentistry*.

ASAI T, KAZAMA R, FUKUSHIMA M ve OKIJI T (2010). Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials, *Dental Materials Journal*.

Attia A ve Kern M (2004). Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems, *Journal of Prosthetic Dentistry*.

B Y (2002). Renk bilgisi ve ofset baskıda farklı renk tonlarının oluşumu. *MarÜn Fen Bil Ens.*,

Bagheri R, Burrow MF ve Tyas M (2005). Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials, *Journal of Dentistry*.

Barutçigil Ç ve Yildiz M (2012). Intrinsic and extrinsic discoloration of dimethacrylate and silorane based composites, *Journal of Dentistry*.

Bayindir DF ve Wee DAG (2006). Diş Rengi Seçiminde Bilgisayar Destekli Sistemlerin Kullanımı The Use of Computer Aided Systems in Tooth, *HÜ Diş Hek Fak Derg*, , 30, 40–46.

Behr M, Rosentritt M, Wimmer J, Lang R, Kolbeck C, Bürgers R ve Handel G (2009). Self-adhesive resin cement versus zinc phosphate luting material: A prospective clinical trial begun 2003, *Dental Materials*, 25, 5, 601–604.

Beuer F, Schweiger J ve Edelhoff D (2008). Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations, *British Dental Journal*.

Bindl A, Lüthy H ve Mörmann WH (2003). Fracture load of CAD/CAM-generated slot-inlay FPDs, *The International journal of prosthodontics*, 16, 6, 653–60.

Bindl A ve Mörmann WH (2004). Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years, *European Journal of Oral Sciences*.

Boeckler AF, Lee H, Stadler A ve Setz JM (2009). Prospective observation of CAD/CAM

titanium ceramic single crowns: A three-year follow up, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 102, 5, 290–297.

Borba M, de Araújo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA ve Della Bona Á (2011). Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics, *Dental Materials*, 27, 7, 710–721.

Borges GA, Agarwal P, Miranzi BAS, Platt JA, Valentino TA ve Santos PH (2008). Influence of Different Ceramics on Resin Cement Knoop Hardness Number, *Operative Dentistry*, 33, 6, 622–628.

Botega DM, Sanchez JLL, Mesquita MF, Henriques GEP ve Consani RLX (2008). Effects of thermocycling on the tensile bond strength of three permanent soft denture liners, *Journal of Prosthodontics*.

Bottino MA, Valandro LF, Scotti R ve Buso L (2005). Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94, 4, 369.

Bowen RL, Rapson JE ve Dickson G (1982). Hardening Shrinkage and Hygroscopic Expansion of Composite Resins, *Journal of Dental Research*, 61, 5, 654–658.

Buchalla W, Attin T, Hilgers R-D ve Hellwig E (2002). The effect of water storage and light exposure on the color and translucency of a hybrid and a microfilled composite., *The Journal of prosthetic dentistry*, 87, 3, 264–70.

Burgess JO, Ghuman T ve Cakir D (2010). Self-adhesive resin cements., *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 22, 6, 412–9.

Çal E, Güneri P BA (2005). Diş hekimliğindeki estetik ikilem, *Ege Ü Diş Hek Fak Derg*, 26, 2, 117–25.

Carville R ve Quinn F (y.y.). The selection of adhesive systems for resin-based luting agents., *Journal of the Irish Dental Association*, 54, 5, 218–22.

Cekic I, Ergun G, Lassila LVJ ve Vallittu PK (2007). Ceramic-dentin bonding: effect of adhesive systems and light-curing units., *The journal of adhesive dentistry*, 9, 1, 17–23.

Çelebi N ve Dilek NALBANT -DoçDr (2002). Diş Hekimliğinde Simanlann Genel Olarak Değerlendirilmesi General Properties of Cements in DentistryC. 3.

Chen LH, Tsutsumi S ve Iizuka T (y.y.). A CAD/CAM technique for fabricating facial prostheses: a preliminary report., *The International journal of prosthodontics*, 10, 5, 467–72.

Chen XD, Hong G, Xing WZ ve Wang YN (2015). The influence of resin cements on the final color of ceramic veneers, *Journal of Prosthodontic Research*.

Cheong C, King NM, Pashley DH, Ferrari M, Toledano M ve Tay FR (y.y.). Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems., *Operative dentistry*, 28, 6, 747–55.

Cho BH ve Lee YK (2007). A shade guide model based on the color distribution of natural teeth, *Color Research and Application*.

Choi M-S, Lee Y-K, Lim B-S, Rhee S-H ve Yang H-C (2005). Changes in surface characteristics of dental resin composites after polishing, *Journal of Materials Science:*

Materials in Medicine, 16, 4, 347–353.

Christensen GJ (1994). Ceramic vs. porcelain-fused-to-metal crowns: give your patients a choice., *Journal of the American Dental Association* (1939), 125, 3.

Christensen GJ (2001). Computerized restorative dentistry., *Journal of the American Dental Association* (1939).

Christensen GJ (2007). Should resin cements be used for every cementation?, *Journal of the American Dental Association*.

Chu SJ, Devigus A, Paravina RD, Mielezsko AJ ve Chu SJ (2010). Fundamentals of color : shade matching and communication in esthetic dentistry. Quintessence Publishing Co Inc.

CIE Technical Report: Colorimetry. CIE pub no 15.3. Vienna, Austria: CIE Central Bureau; 2004. (y.y.).

CIE Technical Report: Industrial color-difference evaluation. CIE pub no 116. Vienna, Austria: CIE Central Bureau; 2001. (y.y.).

Clarke FJJ, McDonald R ve Rigg B (1984). Modification to the JPC79 Colour–difference Formula, *Journal of the Society of Dyers and Colourists*.

Conrad HJ, Seong WJ ve Pesun IJ (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review, *Journal of Prosthetic Dentistry*.

Da Silva JD, Park SE, Weber HP ve Ishikawa-Nagai S (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction, *Journal of Prosthetic Dentistry*.

De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M ve Van Meerbeek B (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results, *Journal of Dental Research*.

Denry I ve Kelly JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications, *Dental Materials*.

Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolomé JF, Requena J, Moya JS, ... Díaz LA (2003). Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants, *Journal of the European Ceramic Society*, 23, 15, 2975–2982.

Douglas RD ve Brewer JD (1998). Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns., *The Journal of prosthetic dentistry*.

Douglas RD, Steinhauer TJ ve Wee AG (2009). Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and cceptability of shade mismatch, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*.

Du Q, Swain M V ve Zhao K (2014). Fractographic analysis of anterior bilayered ceramic crowns that failed by veneer chipping, *Quintessence international*.

Eder GC, Spoljaric-Lukacic L ve Chernev BS (2012). Visualisation and characterisation of ageing induced changes of polymeric surfaces by spectroscopic imaging methods, *Analytical and Bioanalytical Chemistry*, 403, 3, 683–695.

el-Badrawy WA ve el-Mowafy OM (1995). Chemical versus dual curing of resin inlay

cements., *The Journal of prosthetic dentistry*, 73, 6, 515–24.

El Araby AM ve Talic YF (2007). The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin, *Journal of Contemporary Dental Practice*.

Eliades T, Gioka C, Heim M, Eliades G ve Makou M (2004). Color stability of orthodontic adhesive resins., *The Angle orthodontist*, 74, 3, 391–3.

Emel GÜR D ve Kesm B (2004). Cumhuriyet Üniversitesi Di Hekimlik Fakültesi Dergisi Cilt:7 Say:1-2004 PORSELEN LAMNATE VENEERLER, Cumhuriyet Üniversitesi Di Hekimlik Fakültesi Dergisi, , 7, 72–79.

Ersoy NM ve Murat N (2007). Kompozit rezin simaların polimerizasyon ve renk değişimlerine farklı porselen laminate veneerlerin etkisinin incelenmesi.

Ertaş E, Güler AU, Yücel AC, Köprülü H ve Güler E (2006). Color stability of resin composites after immersion in different drinks., *Dental materials journal*, 25, 2, 371–6.

Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D ve Neiva G (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report., *Journal of the American Dental Association* (1939), 141 Suppl 2, 10S–4S.

Fazi G, Vichi A ve Ferrari M (2007). Influence of Four Different Cements on the Colour of Zirconia Structures of Varying Ceramic Thickness, *International Dentistry Sa*.

Ferracane JL, Moser JB ve Greener EH (1985). Ultraviolet light-induced yellowing of dental restorative resins, *The Journal of Prosthetic Dentistry*.

Fondriest J (2004). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies, *The Journal of Prosthetic Dentistry*.

Fondriest JF (2003). Article in *The International journal of periodontics & restorative dentistry*.

Fontes ST, Fernández MR, de Moura CM ve Meireles SS (y.y.). Color stability of a nanofill composite: effect of different immersion media., *Journal of applied oral science : revista FOB*, 17, 5, 388–91.

Fradeani M ve Redemagni M (2002). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study., *Quintessence Int*.

Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcañiz-Raya M ve Peñarrocha-Diago M (2009). CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update., *Medicina oral, patologia oral y cirugía bucal*, 14, 3, E141-5.

Gale MS ve Darvell BW (1999a). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations, *Journal of Dentistry*, 27, 2, 89–99.

Gale MS ve Darvell BW (1999b). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations, *Journal of Dentistry*.

Garrido M, Ceballos L, Fuentes M, Rodríguez J ve Baena E (2012). Influence of Post-cure Time on the Microhardness of Self-Adhesive Resin Cements Inside the Root Canal, *Operative Dentistry*.

Ghavam M, Amani-Tehran M ve Saffarpour M (2010). Effect of Accelerated Aging on the Color and Opacity of Resin Cements, *Operative Dentistry*.

- Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A ve Paravina RD (2010). Color difference thresholds in dental ceramics, *Journal of Dentistry*.
- Gilchrist A ve Nobbs J (2010). Colorimetry, Theory, *Encyclopedia of Spectroscopy and Spectrometry*.
- Giordano R (2006). Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations, *The Journal of the American Dental Association*.
- Göhring TN, Gallo L ve Lüthy H (2005). Effect of water storage, thermocycling, the incorporation and site of placement of glass-fibers on the flexural strength of veneering composite, *Dental Materials*.
- Gomes G, Gomes O, Reis A, Gomes J, Loguercio A ve Calixto A (2013). Effect of Operator Experience on the Outcome of Fiber Post Cementation With Different Resin Cements, *Operative Dentistry*, 38, 5, 555–564.
- Gómez-Polo C, Muñoz MP, Lorenzo Luengo MC, Vicente P, Galindo P ve Martín Casado AM (2016). Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas, *Journal of Prosthetic Dentistry*.
- Gozalo-Diaz DJ, Lindsey DT, Johnston WM ve Wee AG (2007). Measurement of color for craniofacial structures using a 45/0-degree optical configuration, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97, 1, 45–53.
- Griffin JD (2013). Tooth in a bag: same-day monolithic zirconia crown., *Dentistry today*, 32, 1, 124, 126–31.
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP ve Swain M V (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics, *Dental Materials*, 20, 5, 449–456.
- Guler AU, Yilmaz F, Kulunk T, Guler E ve Kurt S (2005). Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials, *Journal of Prosthetic Dentistry*.
- Gürdal P, Güniz Akdeniz B ve Hakan Sen B (2002). The effects of mouthrinses on microhardness and colour stability of aesthetic restorative materials, *Journal of Oral Rehabilitation*.
- Hasegawa EA, Boyer DB ve Chan DC (1991). Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays., *The Journal of prosthetic dentistry*, 66, 2, 187–92.
- HATANAKA K, IRIE M, TJANDRAWINATA R ve SUZUKI K (2009). Effect of Thermocycling on Interfacial Gap-formation in Class V Cavities and Mechanical Properties of Spherical Silica Filler Addition to Resin-modified Glass Ionomer Restorations, *Dental Materials Journal*.
- Heffernan M, Aquilino S, Diaz-Arnold A, Haselton D, Stanford C ve Vargas M (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials, *Journal of Prosthetic Dentistry*.
- Hickel R, Dasch W, Mehl A KL (1997). CAD/CAM- Fillings of the future, *Int Dent J.*, 47, 1 1997, 247–258.
- Hickel R ve Manhart J (2001). Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure., *The journal of adhesive dentistry*.

- Hill E ve Lott J (2011). A clinically focused discussion of luting materials, *Australian Dental Journal*, 56, 67–76.
- Ho GW ve Matinlinna JP (2011). Insights on Ceramics as Dental Materials. Part I: Ceramic Material Types in Dentistry, *Silicon*, 3, 3, 109–115.
- Höland W, Schweiger M, Frank M ve Rheinberger V (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics., *Journal of biomedical materials research*, 53, 4, 297–303.
- Holberg C, Winterhalder P, Wichelhaus A, Hickel R ve Huth K (2013). Fracture risk of lithium-disilicate ceramic inlays: A finite element analysis, *Dental Materials*, 29, 12, 1244–1250.
- Janda R, Roulet JF, Kaminsky M, Steffin G ve Latta M (2004). Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation, *European Journal of Oral Sciences*.
- Johnston WM ve Kao EC (1989). Assessment of Appearance Match by Visual Observation and Clinical Colorimetry, *Journal of Dental Research*, 68, 5, 819–822.
- Joiner A (2004). Tooth colour: A review of the literature, *Journal of Dentistry*.
- Kaizer M da R, Diesel PG, Mallmann A ve Jacques LB (2012). Ageing of silorane-based and methacrylate-based composite resins: Effects on translucency, *Journal of Dentistry*, 40, e64–e71.
- Karaagaclioglu L ve Yilmaz B (2008). Influence of Cement Shade and Water Storage on the Final Color of Leucite-reinforced Ceramics, *Operative Dentistry*.
- Keyf F, Uzun G AS (2009). Diş Hekimliğinde Renk Seçimi.
- Khurana R, Tredwin CJ, Weisbloom M ve Moles DR (2007). A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices, *British Dental Journal*.
- Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC ve Kesercioglu A (2011). Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics, *Journal of Dentistry*.
- Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL ve Wee AG (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices., *The Journal of prosthetic dentistry*, 101, 3, 193–9.
- Kim HJ, Bagheri R, Kim YK, Son JS ve Kwon TY (2017). Influence of curing mode on the surface energy and sorption/solubility of dental self-adhesive resin cements, *Materials*, 10, 2.
- Kim K, Son KM, Kwon JH, Lim B-S ve Yang H-C (2013). The effects of restorative composite resins on the cytotoxicity of dentine bonding agents., *Dental materials journal*, 32, 5, 709–17.
- Kim YK yun., Min BK i., Son JS i., Kim KH ve Kwon TY (2014). Influence of different drying methods on microtensile bond strength of self-adhesive resin cements to dentin, *Acta odontologica Scandinavica*.
- Kious AR, Roberts HW ve Brackett WW (2009). Film thicknesses of recently introduced luting cements, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101, 3, 189–192.
- Koishi Y, Tanoue N, Atsuta M ve Matsumura H (2002). Influence of visible-light

exposure on colour stability of current dual-curable luting composites, *Journal of Oral Rehabilitation*.

Koishi Y, Tanoue N, Atsuta M ve Matsumura H (2002). Influence of visible-light exposure on colour stability of current dual-curable luting composites., *Journal of oral rehabilitation*, 29, 4, 387–93.

Köroğlu AEKREN OKURTOĞLU C (2012). Geleneksel Ve Adeziv Dental Simanlar Hakkında Bir Derleme Çalışması, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*.

Lad PP, Kamath M, Tarale K ve Kusugal PB (2014). Practical clinical considerations of luting cements: A review., *Journal of international oral health : JIOH*, 6, 1, 116–20.

Ladha K ve Verma M (2010). Conventional and Contemporary Luting Cements: An Overview, *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 10, 2, 79–88.

Landuyt K Van, Snauwaert J, Munck J De, M, Van Landuyt KL, De Munck J, Van Meerbeek B (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives., *Biomaterials*.

Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, ... Arksornnukit M (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM., *Dental materials journal*, 33, 5, 705–10.

Lee YK (2005). Comparison of CIELAB ΔE^* and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites, *Dental Materials*.

Lee YK, Lim BS, Kim CW ve 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, 3, 179–86.

Lee YK ve Powers JM (2007). Color changes of resin composites in the reflectance and transmittance modes, *Dental Materials*.

Lehmann KM, Igiel C, Schmidtman I ve Scheller H (2010). Four color-measuring devices compared with a spectrophotometric reference system, *Journal of Dentistry*.

Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M ve Handel G (1999). In vitro study of the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems, *Journal of Oral Rehabilitation*.

Li RWK, Chow TW ve Matinlinna JP (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art, *Journal of Prosthodontic Research*, 58, 4, 208–216.

Liu HX, Xie M HM (2011). 2011 4th International Congress on Image and Signal Processing (CISP 2011)1771–1774.

Liu P-R ve Essig ME (2008). Panorama of dental CAD/CAM restorative systems., *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 29, 8, 482, 484, 486–8 passim.

Liu PR, Isenberg BP ve Leinfelder KF (1993). Evaluating CAD-CAM generated ceramic veneers., *Journal of the American Dental Association* (1939).

Llena C, Lozano E, Amengual J ve Forner L (2011). Reliability of two color selection

devices in matching and measuring tooth color, *Journal of Contemporary Dental Practice*.

Lung CYK ve Matinlinna JP (2012). Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: An overview, *Dental Materials*, 28, 5, 467–477.

Luo MR, Cui G ve Rigg B (2001). The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000, *Color Research and Application*.

M G, CA S, AF R ve LA P (2003). Six - month storage - time evaluation of one - bottle adhesive systems to dentin . *PubMed Commons, Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*.

Magalhães APR, Cardoso P de C, de Souza JB, Fonseca RB, Pires-de-Souza F de CP ve Lopez LG (2014). Influence of activation mode of resin cement on the shade of porcelain veneers, *Journal of Prosthodontics*.

MAGNE P, BOFF LL, ODERICH E ve CARDOSO AC (2012). Computer-Aided-Design/Computer-Assisted-Manufactured Adhesive Restoration of Molars with a Compromised Cusp: Effect of Fiber-Reinforced Immediate Dentin Sealing and Cusp Overlap on Fatigue Strength, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 24, 2, 135–146.

Makkar S ve Malhotra N (2013). Self-adhesive resin cements: a new perspective in luting technology, *Dental Update*, 40, 9, 758–768.

Malacara D (2003). Color vision and colorimetry: Theory and applications, *Color Research & Application*, 28, 1, 77–78.

Malkondu O, Tinastepe N ve Kazazoglu E (2016). Influence of type of cement on the color and translucency of monolithic zirconia, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116, 6, 902–908.

Manso AP, Silva NRFA, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA ve Carvalho RM (2011). Cements and Adhesives for All-Ceramic Restorations, *Dental Clinics of North America*, 55, 2, 311–332.

Marghalani HY (2012). Sorption and solubility characteristics of self-adhesive resin cements, *Dental Materials*.

MATINLINNA JP ve VALLITTU PK (2007). Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces ? an insight review of the chemical aspects on surface conditioning, *Journal of Oral Rehabilitation*, 34, 8, 622–630.

McLean JW ve Odont D (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century, *Journal of Prosthetic Dentistry*.

Mehl A ve Hickel R (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations, *International journal of computerized dentistry*.

Melgosa M ve Ph D (2013). CIE / ISO new standard : CIEDE2000 Outline, 2013, July.

Melgosa M, Rivas MJ, Hita E ve Viénot F (2000). Are We Able to Distinguish Color Attributes?, *Color Research and Application*.

Meriç G ve Ruyter IE (2007). Effect of thermal cycling on composites reinforced with

two differently sized silica-glass fibers, *Dental Materials*.

Miyazaki M, Hinoura K, Honjo G ve Onose H (2002). Effect of self-etching primer application method on enamel bond strength., *American journal of dentistry*, 15, 6, 412–6.

Miyazaki T ve Hotta Y (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations, *Australian Dental Journal*.

MIYAZAKI T, HOTTA Y, KUNII J, KURIYAMA S ve TAMAKI Y (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience, *Dental Materials Journal*.

Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S ve Kobayashi T (2013). Current status of zirconia restoration, *Journal of Prosthodontic Research*.

Mo WH ve Bindl A (2002). Design / Computer-Aided Machining Restorations, *Dental Clinics Of North America*, 46, 405–426.

Moraes R, Boscato N, Jardim P ve Schneider L (2011). Dual and Self-curing Potential of Self-adhesive Resin Cements as Thin Films, *Operative Dentistry*.

Mörmann WH (2006). The evolution of the CEREC system., *Journal of the American Dental Association*.

Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T ve Mehl A (2013). Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: Two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 20, 113–125.

Morresi AL, D’Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D’Arcangelo C ve Monaco A (2014). Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 295–308.

Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R ve Hirayama H (2014). Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112, 2, 249–256.

Nasim I, Neelakantan P, Sujeer R ve Subbarao C V. (2010). Color stability of microfilled, microhybrid and nanocomposite resins - An in vitro study, *Journal of Dentistry*.

Nathanson D ve Banasr F (2002). Color stability of resin cements--an in vitro study., *Practical procedures & aesthetic dentistry : PPAD*.

O’Brien WJ (y.y.). *Dental Materials and Their Selection-3rd Ed.* (2002).132,35-143,46.

Otto T ve De Nisco S (2003). [Computer-manufactured, direct ceramic restorations: a prospective, clinical 10-year study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays]., *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d’odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*, 113, 2, 156–69.

Paravina RD, Kimura M ve Powers JM (2005). Evaluation of polymerization-dependent changes in color and translucency of resin composites using two formulae, *Odontology*.

Paravina RD ve Powers JM (2004). *Esthetic color training in dentistry*. Elsevier Mosby.

Park JH, Lee YK ve Lim BS (2006). Influence of illuminants on the color distribution of

shade guides, *Journal of Prosthetic Dentistry*.

PARRAMON JM (1994). THE COMPLETE BOOK OF OIL PAINTING, *The Art Book*, 1, 2, 21–21.

Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM ve Ito S (2004). Collagen Degradation by Host-derived Enzymes during Aging, *Journal of Dental Research*, 83, 3, 216–221.

Passos SP, Kimpara ET, Bottino MA, Santos GC ve Rizkalla AS (2013). Effect of ceramic shade on the degree of conversion of a dual-cure resin cement analyzed by FTIR, *Dental Materials*.

Patel SB, Gordan V V., Barrett AA ve Shen C (2004). The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites, *Journal of the American Dental Association*.

Paul S, Peter A, Pietrobon N ve Hämmerle CHF (2002). Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth, *Journal of Dental Research*.

Paula MAGALHÃES AR, Csiqueira P, Cardoso PC, Souza JB, Fonseca RB, P Pires SOUZA FC ve Lopes LG (2013). Pesquisa Influence of the Resin Cement Color on the Shade of Porcelain Veneers After Accelerated Artificial Aging, *Rev Odontol Bras Central*.

Pegoraro TA, da Silva NRFA ve Carvalho RM (2007). Cements for Use in Esthetic Dentistry, *Dental Clinics of North America*, 51, 2, 453–471.

Pegoraro TA, da Silva NRFA ve Carvalho RM (2007). Cements for Use in Esthetic Dentistry, *Dental Clinics of North America*, 51, 2, 453–471.

Pereira RD, Valdivia A, Bicalho AA, Franco SD, Tantbirojn D, Versluis A ve Soares CJ (2015). Effect of Photoactivation Timing on the Mechanical Properties of Resin Cements and Bond Strength of Fiberglass Post to Root Dentin, *Operative Dentistry*.

Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P ve Vanherle G (2000). Porcelain veneers: a review of the literature., *Journal of dentistry*, 28, 3, 163–77.

Preis V, Weiser F, Handel G ve Rosentritt M (2013). Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments, *Quintessence Int*.

Puppin-Rontani R, Dinelli R, de Paula A, Fucio S, Ambrosano G ve Pascon F (2012). In-Depth Polymerization of a Self-Adhesive Dual-Cured Resin Cement, *Operative Dentistry*, 37, 2, 188–194.

R K (2006). Machinable ceramics, *State of the art of CAD/CAM Restorations*, 2, 29–38.

Radovic I, Monticelli F ve Goracci C (2008). Article in *The journal of adhesive dentistry*.

Ragain JC ve Johnston WM (2000). Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers, *Color Research and Application*.

Regalla RR, Jadav C, Babu DA, Sriram RRS, Sriram SK ve Kattimani VS (2014). Evaluation and comparison of quantity and pattern of fluoride release from orthodontic adhesives: an in vitro study., *The journal of contemporary dental practice*, 15, 1, 99–102.

- Reis AF, Giannini M, Lovadino JR ve Ambrosano GM (2003). Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins, *Dental Materials*.
- Reis AF, Oliveira MT, Giannini M, De Goes MF ve Rueggeberg FA (2003). The effect of organic solvents on one-bottle adhesives' bond strength to enamel and dentin., *Operative dentistry*, 28, 6, 700–6.
- Rekow ED (1991). Dental CAD-CAM Systems: What Is the State of the Art?, *The Journal of the American Dental Association*.
- Rekow ED (2006). Dental CAD/CAM systems, *The Journal of the American Dental Association*.
- Ricci HA, Sanabe ME, De Souza Costa CA, Pashley DH ve Hebling J (2010). Chlorhexidine increases the longevity of in vivo resin-dentin bonds, *European Journal of Oral Sciences*, 118, 4, 411–416.
- Rodrigues RB, Lima E de, Roscoe MG, Soares CJ, Cesar PF ve Novais VR (2017). Influence of Resin Cements on Color Stability of Different Ceramic Systems, *Brazilian Dental Journal*, 28, 2, 191–195.
- Rosenstiel SF, Land MF ve Crispin BJ (1998). Dental luting agents: A review of the current literature., *The Journal of prosthetic dentistry*, 80, 3, 280–301.
- Rueggeberg FA ve Margeson DH (1990). The Effect of Oxygen Inhibition on an Unfilled/Filled Composite System, *Journal of Dental Research*, 69, 10, 1652–1658.
- Ruyter IE, Nilner K ve Möller B (1987). Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers, *Dental Materials*.
- SABATINI C, CAMPILLO M ve AREF J (2012). Color Stability of Ten Resin-Based Restorative Materials, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 24, 3, 185–199.
- Saboia VPA, Silva FCFA, Nato F, Mazzoni A, Cadenaro M, Mazzotti G, ... Breschi L (2009). Analysis of differential artificial ageing of the adhesive interface produced by a two-step etch-and-rinse adhesive, *European Journal of Oral Sciences*.
- Sakaguchi RL, Ferracane JL ve Powers JM (2018). *Craig's restorative dental materials*.
- Sakaguchi RL ve Powers JM (2012). *Craig's RESTORATIVE DENTAL MATERIALS THIRTEENTH EDITION EDITED BY*.
- Salz U, Zimmermann J ve Salzer T (2005). Self-curing, self-etching adhesive cement systems., *The journal of adhesive dentistry*, 7, 1, 7–17.
- Sarafianou A, Kamposiora P, Papavasiliou G ve Goula H (2012). Matching repeatability and interdevice agreement of 2 intraoral spectrophotometers, *Journal of Prosthetic Dentistry*.
- Schneider LFJ, Pfeifer CSC, Consani S, Pahl SA ve Ferracane JL (2008). Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites, *Dental Materials*.
- Schneider W (2007). No compromises the new CEREC MC XL and inLab MC XL milling machines., *International journal of computerized dentistry*.
- Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA ve Marshall GW (2003). Color stability and

hardness in dental composites after accelerated aging, *Dental Materials*.

Seghi RR, Hewlett ER ve Kim J (1989). Visual and Instrumental Colorimetric Assessments of Small Color Differences on Translucent Dental Porcelain, *Journal of Dental Research*.

Seghi RR, Johnston WM ve O'brien WJ (1989). Performance Assessment of Colorimetric Devices on Dental Porcelains, *Journal of Dental Research*.

Seghi RR, Johnston WM ve O'Brien WJ (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems., *The Journal of prosthetic dentistry*, 56, 1, 35–40.

Sensat ML, Brackett WW, Meinberg TA ve Beatty MW (2002). Clinical evaluation of two adhesive composite cements for the suppression of dentinal cold sensitivity., *The Journal of prosthetic dentistry*, 88, 1, 50–3.

Sideridou I, Tserki V ve Papanastasiou G (2003). Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins, *Biomaterials*.

Sikri V ve Sikri VK (2010). Color: Implications in dentistry, *Journal of Conservative Dentistry*, 13. 4. 249-255

Silva e Souza MH, Carneiro KGK, Lobato MF, Silva e Souza P de AR ve de Góes MF (2010). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use., *Journal of applied oral science : revista FOB*, 18, 3, 207–14.

Simon JF ve Darnell LA (2012). Considerations for proper selection of dental cements., *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 33, 1, 28–30, 32, 34–5; quiz 36, 38.

Sjögren G, Molin M ve van Dijken J (1998). A 5-year clinical evaluation of ceramic inlays (Cerec) cemented with a dual- cured or chemically cured resin composite luting agent, *Acta Odontol Scand*, 56, 5, 263–7.

Spear FM (2003). Color measurements as quality criteria for clinical shade matching of porcelain crowns: Commentary, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*.

Sproull RC (2001). Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. 1973., *The Journal of prosthetic dentistry*, 86, 5, 458–64.

Stewardson DA, Shortall AC ve Marquis PM (2010). The effect of clinically relevant thermocycling on the flexural properties of endodontic post materials., *Journal of dentistry*, 38, 5, 437–42.

Stockman A ve Sharpe LT (1998). Human cone spectral sensitivities: a progress report., *Vision research*, 38, 21, 3193–206.

Strub JR, Rekow ED ve Witkowski S (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities, *Journal of the American Dental Association*.

Suh BI, Feng L, Pashley DH ve Tay FR (2003). Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers., *The journal of adhesive dentistry*, 5, 4, 267–82.

Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter A V., Lassila L V., Vallittu PK ve

- Närhi TO (2015). Degree of conversion of dual-polymerizing cements light polymerized through monolithic zirconia of different thicknesses and types, *Journal of Prosthetic Dentistry*.
- Taira M, Urabe H, Hirose T, Wakasa K ve Yamaki M (1988). Analysis of Photo-initiators in Visible-light-cured Dental Composite Resins, *Journal of Dental Research*.
- Tanoue N, Koishi Y, Atsuta M ve Matsumura H (2003). Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes, *Journal of Oral Rehabilitation*.
- Tay FR, Gwinnett JA ve Wei SH (1997). The overwet phenomenon in two-component acetone-based primers containing aryl amine and carboxylic acid monomers., *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 13, 2, 118–27.
- Thurmond JW, Barkmeier WW ve Wilwerding TM (1994). Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain., *The Journal of prosthetic dentistry*, 72, 4, 355–9.
- Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S ve Spiekermann H (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine., *Int J Comput Den*.
- Touati B, Miara P ND (1999). *Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations*, London: Martin Dunitz Ltd., 1st Ed., Ch.3-5, p.25-61.
- Turgut S ve Bagis B (2011). Colour stability of laminate veneers: An in vitro study, *Journal of Dentistry*, 39, e57–e64.
- Turgut S ve Bagis B (2013). Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: An in vitro study, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109, 3, 179–186.
- Turgut S, Bagis B, Turkaslan SS ve Bagis YH (2014). Effect of Ultraviolet Aging on Translucency of Resin-Cemented Ceramic Veneers: An In Vitro Study, *Journal of Prosthodontics*.
- Turp V, Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B ve Goller G (2011). Influence of Zirconia Base and Shade Difference on Polymerization Efficiency of Dual-Cure Resin Cement, *Journal of Prosthodontics*.
- Uchida H, Vaidyanathan J, Viswanadhan T ve Vaidyanathan TK (1998). Color stability of dental composites as a function of shade, *Journal of Prosthetic Dentistry*.
- ULUDAMAR DA, AYGÜN DŞ ve ÖZKAN PDYK (2014). TAM SERAMİK RESTORASYONLARIN SİMANTASYONU, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011, 2, 150–162.
- Üşümez S, Büyükyılmaz T, Karaman AI ve Gündüz B (2005). Degree of conversion of two lingual retainer adhesives cured with different light sources, *European Journal of Orthodontics*.
- Uzun G (2008). An overview of dental cad/cam systems, *Biotechnology and Biotechnological Equipment*, 22, 1, 530–535.
- Van Landuyt KL, Nawrot T, Geebelen B, De Munck J, Snauwaert J, Yoshihara K, ... Van Meerbeek B (2011). How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach, *Dental Materials*, 27, 8, 723–747.

- Van Noort R (2012). The future of dental devices is digital, *Dental Materials*.
- Villalta P, Lu H, Okte Z, Garcia-Godoy F ve Powers JM (2006). Effects of staining and bleaching on color change of dental composite resins, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95, 2, 137–142.
- Watts A ve Addy M (2001). Tooth discolouration and staining: A review of the literature, *British Dental Journal*.
- Wee AG, Lindsey DT, Kuo S ve Johnston WM (2006). Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry, *Dental Materials*.
- Wee AG, Lindsey DT, Shroyer KM ve Johnston WM (2009). Use of a porcelain color discrimination test to evaluate color difference formulas, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*.
- Wee AG, Monaghan P ve Johnston WM (2002). Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain, *Journal of Prosthetic Dentistry*.
- White SN, Furuichi R ve Kyomen SM (1995). Microleakage through dentin after crown cementation, *Journal of Endodontics*.
- Wiedhahn K (2005). Cerec 3D veneers with R2005--veneers à la carte., *International journal of computerized dentistry*.
- Yamanel K, Caglar A, Özcan M, Gulsah K ve Bagis B (2010). Assessment of color parameters of composite resin shade guides using digital imaging versus colorimeter, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*.
- Yang B, Ludwig K, Adelung R ve Kern M (2006). Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin, *Dental Materials*, 22, 1, 45–56.
- Yu H, Wegehaupt FJ, Wiegand A, Roos M, Attin T ve Buchalla W (2009). Erosion and abrasion of tooth-colored restorative materials and human enamel, *Journal of Dentistry*, 37, 12, 913–922.
- Yuan JCC, Brewer JD, Monaco EA ve Davis EL (2007). Defining a natural tooth color space based on a 3-dimensional shade system, *Journal of Prosthetic Dentistry*.
- Zhou J, Tan J, Yang X, Xu X, Li D, Chen L ve Professor A (2010). MMP-Inhibitory Effect of Chlorhexidine Applied in a Self-etching Adhesive, *J Adhes DentC*. 13. 2. 111-5
- Zimmermann M, Mehl A ve Reich S (2013). New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures., *International journal of computerized dentistry*, 16, 2, 173–81.

ÖZGEÇMİŞ

Araş. Gör. Mehmet Şerif AKDENİZ. 10 Temmuz 1989'da Hakkari'nin Şemdinli ilçesinde doğdu. İlk ve orta öğretimini Şemdinli'de tamamladıktan sonra 2005 yılında Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne başlamış ve 2010 yılında da buradaki eğitimini tamamlamıştır. Yine aynı yılda Şemdinli Devlet Hastanesi'nde diş hekimi olarak göreve başlamıştır. 2013-2014 yılları arasında Erzincan'da askerlik vazifesini yerine getirmiştir. 2016 yılında Van Yüzüncü Yıl Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.'nda araştırma görevlisi olarak uzmanlık eğitimine başlamıştır ve hala buradaki görevine devam etmektedir. Evli ve bir çocuk babasıdır.