



BEZMİÂLEM
VAKIF ÜNİVERSİTESİ

TÜRKİYE CUMHURİYETİ BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**REZİN SİMANLARIN GÜNCEL ESTETİK RESTORATİF
CAD/CAM MATERYALLERİNİN RENGİ ÜZERİNE ETKİSİ**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Işıl GÜRDAL
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DANIŞMAN
Yrd. Doç. Dr. Ayşe ATAY

İSTANBUL 2017

TÜRKİYE CUMHURİYETİ BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**REZİN SİMANLARIN GÜNCEL ESTETİK RESTORATİF
CAD/CAM MATERYALLERİNİN RENGİ ÜZERİNE ETKİSİ**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

IŞIL GÜRDAL
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DANIŞMAN
Yrd. Doç. Dr. Ayşe ATAY

Bu araştırma Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Birimi tarafından desteklenmiştir.

İstanbul, Mart 2017

TEZ ONAY FORMU

Kurum : Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Program Adı : Diş Hekimliğinde Uzmanlık
Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi A.B.D
Tez Sahibi : Işıl Gürdal
Tez Başlığı : Rezin Simanların Güncel Estetik Restoratif CAD/CAM Materyallerinin Rengi Üzerine Etkisi
Tez Sunum Tarihi : 03.03.2017

JÜRİ ÜYELERİ

Üye (Danışman) : Yrd.Doç. Dr. Ayşe Atay
Çalıştığı Kurum : Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Üye : Prof. Dr. Ebru Çal
Çalıştığı Kurum : Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Üye : Doç. Dr. Tuğrul Sarı
Çalıştığı Kurum : Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

İMZA





YEDEK JÜRİ ÜYELERİ

Üye : Doç Dr. Nazmiye Dönmez
Çalıştığı Kurum : Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Üye : Yrd. Doç. Dr. İlkin Tuncel
Çalıştığı Kurum : Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tez, Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda belirtilen jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

ANABİLİM DALI BAŞKANI

Doç.Dr. Tuğrul Sarı



DEKAN

BEZMIALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
Prof. Dr. Alper ALKAN
Dekan V.



BEYAN

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Işıl GÜRDAL



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimin ve tez çalışmamın her aşamasında bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, bana her konuda desteğini eksik etmeyen, çok değerli ve sevgili tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. Ayşe ATAY'a,

Araştırmama verdiği destek ve değerli önerileriyle beni yönlendiren Prof. Dr. Ebru ÇAL'a,

Tez çalışmamı birlikte yürütmüş olmaktan onur duyduğum; misafirperverlikleri, engin bilgi ve tecrübeleri ile beni yalnız bırakmayan Dr. Bogna STAWARCZYK ve Marlis EICHBERGER'e,

Öncelikle Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Doç. Dr. Tuğrul SARI'ya ve birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum, tüm zor günlerimde desteklerini, bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen değerli öğretim üyelerine,

Birlikte öğrendiğimiz, yorulduğumuz ve her zaman birbirimizin yanında olduğumuz asistan arkadaşlarıma,

Sevgilerinin her zaman bana güç verdiği aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Bu tez çalışmasının amacı CAD/CAM teknolojisi ile birlikte kullanılmak üzere geliştirilmiş restorasyon materyallerinin rezin simanların renginden ne şekilde etkilendiğinin incelenmesidir. A2 HT renginde 7 farklı CAD/CAM materyalinden, 0,5 ve 1 m'lik kalınlıklarda kesitler alınmıştır. Örnekler A2 renginde dual-cure, light-cure rezin simanlar ve ısıtılmış kompozit ile simante edilmiştir ve ilk spektrofotometrik ölçümler yapılmıştır. Daha sonra örnekler 5000 devir termal siklus ile yaşlandırmaya maruz bırakılmış ve ikinci renk ölçümleri yapılmıştır. Ölçümler arasındaki fark ΔE formülü ile hesaplanmış ve veriler istatistiksel analiz için SPSS programına yüklenmiştir. İstatistiksel analizin sonuçlarına göre CAD/CAM materyalleri arasında en yüksek renk değişimi lösit içerikli cam seramikte görülürken; en az renk değişimi ise zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikte, hibrit seramikte ve rezin nanoseramikte görülmüştür. Yapıştırıcı materyaller arasında ise en fazla renk değişimini ısıtılmış kompozitler gösterirken, en az renk değişimi dual-cure rezin simanlarda görülmüştür. Ayrıca ΔE değerlerinin restorasyon ve yapıştırıcı materyalden etkilenirken, kalınlıktan etkilenmediği belirlenmiştir.

Anahtar sözcükler: CAD/CAM, lamina restorasyonları, renk değişikliği, rezin simanlar, termal siklus

ABSTRACT

The purpose of this study is to investigate the influence of resin cements on the color of recent CAD/CAM materials used for the production of laminate veneers. 7 different kinds of CAD/CAM materials of A2 HT shade were cut into 0,5 and 1 mm thick samples. The samples were cemented with A2 shaded dual-cure, light-cure resin cements and heated composite. The first color measurement were made via spectrophotometer. The specimens were subjected to thermal cycling (5500 cycles) and then second measurements were made. ΔE values were calculated using ΔE formula and the data were uploaded to SPSS software for statistical analysis. According to the results, highest ΔE values were obtained from leucite ceramics while lowest ΔE vaues were obtained from zirconia reinforced lithium silicate ceramics, resin nanoceramics and hybrid ceramics. Comparing the luting agents, heated composite showed the highest ΔE values while dual-cure resin cements obtained the lowest values. Also it was concluded that restoration material and luting agent significantly affected the ΔE values while thickness showed no significant effect on ΔE .

Keywords: CAD/CAM, resin cements, thermal cycling, color change, laminate veneers

KISALTMALARIN LİSTESİ

SiO ₂	Silikon dioksit
Al ₂ O ₃	Aluminyum oksit
K ₂ O	Potasyum oksit
Na ₂ O	Sodyum oksit
CeO ₂	Serik oksit
B ₂ O ₃	Boron trioksit
CaO	Kalsiyum oksit
BaO	Baryum oksit
TiO ₂	Titanyum dioksit
La ₂ O ₃	Lantanyum oksit
MgO	Magnezyum oksit
ZnO	Çinko oksit
K ₂ O	Potasyum oksit
Li ₂ O	Lityum oksit
P ₂ O ₅	Fosfor pentaoksit
ZrO ₂	Zirkonyum dioksit
μm	Mikrometre
GPa	Giga pascal
°C	Celcius
Al	Aluminyum
Zr	Zirkonyum
nm	Nanometre
OH ⁻	Hidroksil
mm	Milimetre
MPa	Mega pascal
cm	Santimetre
sn	Saniye
SS	Standart sapma
h _p ²	Parsiyel eta kare
p	Anlamlılık

İÇİNDEKİLER

BEYAN	İV
TEŞEKKÜR.....	V
ÖZET	VI
ABSTRACT	vii
KISALTMALARIN LİSTESİ	viii
İÇİNDEKİLER.....	IX
ŞEKİLLER LİSTESİ	xii
RESİMLER LİSTESİ	xiii
TABLOLAR LİSTESİ	XIV
GRAFİKLER LİSTESİ	XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Seramiklerin Sınıflandırılması	3
2.1.1 Cam Matriks İçerikli Seramikler	4
Feldspatik seramikler	4
Sentetik cam içerikli seramikler.....	4
Cam infiltre seramikler	6
2.1.2 Polikristalin Seramikler	6
Alumina seramik.....	6
Kısmen stabilize zirkonya seramik	7
Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina ve alumina ile güçlendirilmiş zirkonya seramik	8
2.1.3 Rezin Matriks İçeren Seramikler	9
Rezin Nanoseramik.....	9
Rezin ile Penetre Matriks İçeren Cam Seramik.....	9
Rezin ile Penetre Matriks İçeren Zirkonya- Silika Seramik	10
2.2 Kompozit Rezinler	12
2.2.1 Kompozit Rezinlerin Yapısı	13
Organik Polimer Matriks Faz.....	13
İnorganik Faz	13
Ara Faz.....	13
Diğer Bileşenler	14
2.2.2 Kompozit Rezinlerde Renk Değişimi	14
Su Emiliminin Renk Değişimi Üzerine Etkisi	15

Rezinlerin Kimyasal Yapılarının Renk Değişimi Üzerine Etkisi	15
Polimerizasyonun Renk Değişimi Üzerine Etkisi.....	16
Rezinin Renginin Renk Değişimi Üzerine Etkisi	17
Yaşlandırmanın Renk Değişimi Üzerine Etkisi	17
2.3 Rezin Simanlar.....	17
2.3.1 Akrilik Rezin Simanlar	18
Adeziv Akrilik Rezin Simanlar.....	18
2.3.2 Kompozit Rezin Simanlar.....	18
Kimyasal Yolla Sertleşen Rezin Simanlar	19
Işıklı Sertleşen (Light-cure) Rezin Simanlar.....	19
Hem Kimyasal Hem Işık Yolu ile Sertleşen (Dual-cure) Rezin Simanlar.....	19
Kompozit Rezin Simanların Avantajları.....	20
Kompozit Rezin Simanların Dezavantajları	20
2.4 Diş Hekimliğinde Renk	20
2.4.1 Munsell Renk Sistemi.....	22
Ton (Hue).....	22
Parlaklık (Value).....	23
Doygunluk (Kroma).....	23
2.4.2 CIE XYZ Renk Sistemi	24
2.4.3 CIELAB Renk Sistemi	25
2.4.4 Renk ve Işık İle İlgili Terimler	27
Yansıma	27
Kırılma	27
Metamerizm	28
Işık Geçirgenliği.....	28
Floresans	28
Opalesans	29
2.4.5 Renk Belirleme Yöntemleri.....	29
Görsel Yöntem.....	30
Cihaz Kullanımı İle Renk Seçimi	30
Kolorimetreler.....	31
Spektroradyometreler.....	32
Spektrofotometreler	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM	35
3.1 Seramik Örneklerin Elde Edilmesi.....	35
3.2 Simantasyon Öncesi Spektrofotometrik Ölçümler.....	37
3.3 Seramik Örneklerin Rezin Simanlar ile Simantasyonu.....	38
3.4 Simantasyon Sonrası Spektrofotometrik Ölçümler	41
3.5 Yaşlandırma	41
3.6 Yaşlandırma Sonrası Spektrofotometrik Ölçümler	41
3.7 İstatistiksel Analiz	42
4. BULGULAR.....	43
5. TARTIŞMA.....	56

6. SONUÇLAR.....	68
7. KAYNAKLAR.....	69
8. ÖZGEÇMİŞ	79



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1: Dalga boylarına göre ışık spektrumu	21
Şekil 2: Munsell sisteminin renk uzayı	22
Şekil 3: Munsell renk uzayında parlaklık gösterimi	23
Şekil 4: Munsell renk sistemin de kromanın gösterimi	24
Şekil 5: CIE XYZ renk sistemi	25
Şekil 6: CIELAB renk sistemi	26
Şekil 7: Dişlerde görülen floresans	29
Şekil 8: Dişlerde görülen opalesans	29
Şekil 9: Basit bir spektrofotometrenin çalışma prensibinin şeması	33
Şekil 10: Çalışma gruplarının ayırımının şeması.....	36
Şekil 11: Simantasyon metodu	39

RESİMLER LİSTESİ

Resim 1: Cila işlemi için çelik platformlara sabitlenen örnekler ve cila makinesi	37
Resim 2: Rezin simanların örnekler üzerine yerleştirilmesi.....	39
Resim 3: Isıtılmış kompozitlerin örnekler üzerine uygulanışı.....	40
Resim 4: Rezin siman ve kompozit uygulanmış örneklerin ışık cihazıyla polimerizasyonu ...	40
Resim 5: Spektrofotometrik ölçüm için örneklerin spektrofotometreye yerleştirilmesi	41



TABLolar LİSTESİ

Tablo 1: Seramik sınıflarının genel görünümü, üretim metodları, pürüzlendirilebilirlikleri ...	11
Tablo 2: ΔE değerlerinin klinik uyum açısından eşik değerleri	26
Tablo 3: Diş hekimliğinde renk seçimi için kullanılan cihazlar	31
Tablo 4: Çalışmada kullanılan CAD/CAM blokları, üretici firmalar, içerikleri, türleri, kısaltmaları ve lot numaraları	35
Tablo 5: ZLS örneklerin kristalizasyonları için gerekli parametreler	36
Tablo 6: LDS örneklerin kristalizasyonları için gerekli parametreler	37
Tablo 7: Çalışmada kullanılan yapıştırıcı materyaller, kısaltmaları, türleri, üretici firmaları, içerikleri ve lot numaraları	39
Tablo 8: Kontrol gruplarının ortalama translusensi değerleri ve standart sapmaları	43
Tablo 9: Kontrol gruplarının renk değerleri ortalamaları ve standart sapmaları	44
Tablo 10: Çalışmada yer alan tüm grupların ΔE değerleri, ortalamaları, standart sapmaları, minimum, maksimum, median değerleri ve %98 güvenilirlik aralıkları.....	46
Tablo 11: ΔE değerlerinin 3 yönlü ANOVA analizi ile incelenmesi	47
Tablo 12: Restorasyon materyaline göre ΔE değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları	48
Tablo 13: Yapıştırıcı materyale göre ΔE değerlerinin ortalamaları ve karşılaştırılması	48
Tablo 14: Simante edilmiş örneklere ait renk değeri ortalamaları \pm standart sapmaları	49
Tablo 15: L^* değerlerinin üç yönlü ANOVA analizi ile incelenmesi	50
Tablo 16: Restorasyon materyallerine göre L^* değerlerinin ortalamaları	50
Tablo 17: Yapıştırıcı materyallere göre L^* ve L_A^* değerlerinin ortalaması, standart sapmaları ve karşılaştırılması	51
Tablo 18: Yaşlandırma sonrası renk değeri ortalamaları \pm standart sapmaları	52
Tablo 19: a^* değerlerinin üç yönlü ANOVA analizi ile incelenmesi.....	53
Tablo 20: Restorasyon materyallerine göre a^* değerlerinin ortalamaları ve karşılaştırılması..	53
Tablo 21: Yapıştırıcı materyallere göre yaşlandırma öncesi (a^*) ve sonrası (a_A^*) değerlerinin ortalamaları ve karşılaştırılması.....	54
Tablo 22: b^* değerlerinin üç yönlü ANOVA analizi ile incelenmesi	55
Tablo 23: Restorasyon materyallerine göre b^* değerlerinin ortalamaları ve karşılaştırılması .	55
Tablo 24: Yapıştırıcı materyallere göre yaşlandırma öncesi (b^*) ve sonrası (b_A^*) değerlerinin ortalaması ve karşılaştırılması	55

GRAFİKLER LİSTESİ

Grafik 1: Kontrol gruplarına ait %T değerleri ortalamaları	44
Grafik 2: Kontrol gruplarına ait L* değerleri ortalamaları	45
Grafik 3: Kontrol gruplarına ait a* ve b* değerleri ortalamaları.....	45



1. GİRİŞ ve AMAÇ

Restoratif diş hekimliğinde estetik, tedavinin en önemli unsurlarından biridir. Dr. Ronald Goldstein'in 'Change Your Smile' kitabında hastalara önerdiği gibi, "Görünüşümüzü iyileştirme yönünde bugün attığımız her adım, sağlığımız ve iyi olma halimiz için yaptığımız bir yatırımdır" [1]. Bu algının giderek yaygınlaştığı toplumumuzda, estetik beklentiler de giderek artmaktadır. Estetik diş hekimliğinin amacı, hastalara doğal görünümlü restorasyonların, yüksek standartlar ile uygulanmasıdır [2]. Günümüzde diş hekimliği teknolojileri de doğal diş yapısının tüm özelliklerini en iyi şekilde taklit etmeye yönelik biçimde geliştirilmektedir.

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretimin (CAD/CAM) mümkün olması ile birlikte, diş hekimleri yüksek standartlardaki malzemeleri kullanarak, zaman ve iş gücünden tasarruf ederek pek çok restoratif tedaviyi kolaylıkla yürütebilmektedir. Bu teknolojiler ile birlikte kullanılan malzemelerin de geniş tedavi seçeneklerini destekleyebilmesi gerekmektedir. Oral kavitede estetik açıdan en fazla önem taşıyan alan olan anterior bölgenin rehabilitasyonunda sıklıkla tercih edilen lamina restorasyonları, günümüzde CAD/CAM teknolojisi ile üretilebilmektedir. Bu restorasyonların, estetik diş hekimliğinin amacına hizmet edebilmesi için doğal dişe en yakın optik özellikleri taşıması gerekmektedir.

Lamina restorasyonlarının optik özellikleri yapıştırılmalarında kullanılan rezin simanlardan yüksek derecede etkilenmektedir [3, 4]. Restorasyonların final görünümü bu materyallerin seçimi ile şekillendiğinden, seçilecek rezin simanın optik davranışı iyi bilinmelidir.

Oral kavite koşullarının restoratif materyallerin klinik ömürlerini sınırladığı bilinmektedir. Özellikle rezinlerin optik özelliklerinin zamanla değişime uğradığı pek çok çalışma ile kanıtlanmıştır [5-8]. Lamina restorasyonlarının üretimi için materyal seçilirken, optik özelliklerini uzun süre koruyabilecek materyallerin seçimi önemlidir.

Dental seramik teknolojisinin son zamanlarda geliştirdiği rezin içerikli seramiklerin kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Bu materyaller, seramiklerin dayanıklılığı ve renk stabilitesi ile rezinlerin üstün elastik özellikleri ve düşük aşındırıcılıkları gibi pozitif özellikleri bir arada bulundurlar [9, 10]. Ayrıca bu materyaller simantasyon aşamalarında sağladıkları kolaylık ve ağız içinde kolayca tamir edilebilir olmaları nedeniyle lamina restorasyonlarının yapımı için önerilmektedirler [11, 12].

Bu tez çalışmasının amacı, lamina restorasyonlarının simantasyonlarında kullanılan rezin simanların renginin, bu restorasyonların yapımında kullanılan güncel estetik CAD/CAM materyallerinin rengine olan etkisini termal siklus uygulaması öncesi ve sonrası incelemektir. Çalışmamızda kullanılan rezin içerikli seramik materyallerinin optik özellikleri ile ilgili yeterli literatür bilgisi olmadığı için, bu çalışma ile, yeni geliştirilen bu materyallerin klinik açıdan önem taşıyan optik davranışları aydınlatılmaya çalışılmıştır. Ayrıca piyasaya yeni sürülen, renk stabilitesi geliştirilmiş rezin simanlar ile lamina simantasyonunda sıklıkla tercih edilen kompozit rezinlerin de lamina restorasyonlarının rengini ne yönde etkiledikleri araştırılmıştır. Tüm bu materyallerin ağız içi koşullarda renk açısından klinik performanslarını incelemek amacı ile çalışmaya termal siklus uygulaması da dahil edilmiştir. Çalışmanın sonuçları ile, bu güncel materyallerin lamina restorasyonları için uygunluklarının değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Seramiklerin Sınıflandırılması

Seramikler farklı araştırmacılar tarafından içeriklerine, kullanım alanlarına, pürüzlendirilebilirliklerine, translusensilerine ya da fırınlama derecelerine göre pek çok farklı şekillerde sınıflandırılmıştır [13-15]. 2015 yılında Gracis ve ark. ları [16], güncel seramik materyallerini, CAD/CAM teknolojisi ile birlikte kullanılmak üzere geliştirilmiş rezin içerikli seramikleri de dahil ederek sınıflandırmışlardır.

Seramikler 100 yıldan uzun süredir estetik diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Önceleri doğal formdaki feldspatik seramik; ön dişlerdeki jaket kronlar, takım dişler ve parsiyel kronların yapımında kullanılmışlardır. 1960'lı yıllarda John McLean'in alüminöz porseleni bulması ile birlikte [17] dayanıklılık, estetik ve üretim yöntemleri açısından geliştirilmiş pek çok seramik materyali takip eden yıllarda klinisyenlerin kullanımına sunulmuştur.

Kelly ve Benetti seramikleri cam içeriklerine göre;

- 1) Ağırlıklı olarak cam içerikli seramikler
- 2) Partikül içerikli cam seramikler
- 3) Cam içermeyen polikristalin seramikler olarak sınıflamışlardır [18].

Kelly ve Benetti'nin sınıflamasına göre, restorasyonların estetik özellikleri ve dayanıklılıkları arasında karşılıklı bir ilişki mevcuttur. Bu ilişkiye göre, ağırlıklı olarak camsı olan seramikler yüksek estetik özelliklere sahip iken, polikristalin seramikler estetik bakımından daha zayıflardı ve daha çok alt yapı materyali olarak tercih edilirdi. Polikristalin seramikler zaman içerisinde geliştirilmişlerdir. Transludent zirkonya ve dayanıklı cam seramikler ile estetik zorluklar daha kolay çözülebilir hale gelmiştir. Böylece zirkonya sadece alt yapı için değil tüm restorasyonun yapımı için kullanılabilir hale gelmiştir [19, 20]. Önceleri sadece alt yapı materyali olarak önerilen partikül içerikli cam seramikler de zaman içerisinde geliştirilerek yüksek estetik özellikler kazanmışlardır (Örnek: lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik). Seramikleri içeriklerine bağlı olarak sınıflandırıp endikasyon belirlemek yanıltıcı olabilmektedir. Sınıflamada seramik teknolojisindeki yenilikler de göz önünde bulundurulmalıdır. Seramik materyallerin üretimi, günümüzde doğal malzemelerden (Örnek: feldspar) daha çok sentetik olarak elde edilmiş bileşimlerden yapılmaktadır. Bu durum malzemelerin standardizasyonu ve üretim kalitesinin kontrolünde büyük avantajlar sağlamıştır.

Sentetik malzemeler yoğun ve homojen bir yapıya sahiptir. Restorasyon materyali seçilirken, klinisyen ve teknisyen, doğal materyaller ile olan bu farklılığı göz önünde bulundurmalıdır. Rezin içerikli seramikler de seramiğe benzer özellikler taşıdıklarından, American Dental Association (ADA) tarafından seramik materyaller olarak kabul edilmişlerdir [21].

Bu bilgilere dayanarak seramikler, karakteristik özelliklerine göre üç ana gruba ayrılır:

1. Cam matriks içeren seramikler; doğal feldspar içerikli feldspatik seramikler, sentetik içerikli cam seramikler ve cam infiltre seramikler olarak gruplandırılırlar. Bu seramikler camsı faz içeren, ametal, inorganik seramik materyallerdir.
2. Polikristalin seramikler; alumina seramik, kısmen stabilize zirkonya seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş alumina ve geliştirilme aşamasında olan alumina ile güçlendirilmiş zirkonya olarak gruplandırılırlar. Bu seramikler, camsı faz içermeyen, ametal inorganik seramik materyallerdir.
3. Rezin matriks içeren seramikler, ağırlıklı olarak dayanıklı inorganik bileşikler içeren polimer matrikslerden oluşurlar [16].

2.1.1 Cam Matriks İçerikli Seramikler

Feldspatik seramikler

Bu geleneksel seramik grubu üçlü bir materyal bileşiminden oluşur. Bu bileşimde kil/kaolin (hidrate aluminosilikat), kuartz (silika) ve doğal feldspar (potasyum ve sodyum aluminosilikat karışımı) bulunur. Potasyum feldspar, lösit kristallerini (kristalin fazda) oluşturur. Bu kristaller restorasyonun dayanıklılığını artırır ve metal alt yapılar ile daha uyumlu (termal genişleme katsayısı alt yapıdan yaklaşık %10 daha az) hale getirir [14, 22]. Bu materyallerin kullanımı günümüzde devam etmektedir.

Sentetik cam içerikli seramikler

Sentetik içerikli seramikler, lösit (Örnek: IPS d.Sign, (Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein)), lityum disilikat (Örnek: 3G HS (Pentron Ceramics, West Collins, Amerika Birleşik Devletleri); IPS e.max CAD, IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), lityum silikat (Örnek: Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sckingen, Almanya); Celtra Duo (Dentsply, York, Amerika Birleşik Devletleri)) veya fluoroapatit (Örnek: IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein)) içerikli olabilirler.

Seramik endüstrisinde doğal kaynaklara daha az bağı kalmak için sentetik materyaller üretilmeye başlanmıştır. İçerikler firmalara göre değişiklik gösterse de ortak olarak silikon dioksit, potasyum oksit, sodyum oksit ve alüminyum oksit esastır. Ayrıca seramik içeriklerine lösit ya da apatit kristallerinin eklenmesi ile termal genişleme kat sayıları metallerle uyumlu hale getirilir ve dayanıklılıkları artırılır. Veneer materyali olarak kullanıldıklarında, alt yapılarında kullanılan materyal ile uyumlu bir termal genişleme katsayısına sahip olmaları için içerikleri modifiye edilebilmektedir.

Alt yapı materyali olarak kullanılabilmesi ve buna uygun üstün mekanik özellikler kazanabilmesi için, kristalin fazlarının güçlendirildiği feldspatik porselenler de mevcuttur. Bu malzemeler; SiO₂ (63%), Al₂O₃ (%17), K₂O (%11,2), Na₂O (%4,6), CeO₂ (%1,6), B₂O₃, CaO, BaO, TiO₂ <%1 (Örnek: IPS Empress (Ivoclar Vivadent); ya da %70 lityum disilikat içeriklidir (SiO₂ (%57-80), Al₂O₃ (%0 -5), La₂O₃ (%0,1- 6), MgO (%0-5), ZnO (%0-8), K₂O (%0-13), Li₂O (%11-19), P₂O₅ (%0-11)) (Örnek: IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent). Lityum disilikat (SiO₂-Li₂O-K₂O-ZnO-P₂O₅- Al₂O₃- ZrO₂) içerikli seramiklerin mekanik özelliklerinin geliştirilmesi ile birlikte bu materyaller, anterior bölgelerde, inley, onley, kron ve 3 üyeli sabit restorasyonlarda kullanılabilir hale getirilmiştir (IPS e.max preslenebilir ya da IPS e.max CAD). Bu materyalin patent tescil süresinin bitmesi üzerine pek çok farklı firma tarafından piyasaya sürülmeye başlanmıştır (Örnek: 3G HS (Pentron Ceramics).

Günümüzde lityum silikat ile güçlendirilmiş, zirkonya içerikli seramikler de geliştirilmiştir (Örnek: Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik); Celtra Duo (Dentsply). Bu materyallerin içerikleri şu şekildedir: SiO₂ (%56-64), Li₂O (%15-21), K₂O (%1-4), P₂O₅ (%3-8), Al₂O₃ (%1-4), ZrO₂ (%8-12), ve CeO₂ (%0-4) (ağırlık oranları). Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerin, kristalizasyonu sonrası elde edilen ortalama biaksiyel dayanım değerinin 540 MPa olduğu bildirilmiştir. Kristalizasyon sonrası materyalde homojen bir yapı görülür ve partiküller ortalama 0,5-0,7 µm büyüklüğündedir. Oluşan kristallerin boyutu, lityum disilikat kristallerinden 4-8 kat daha küçüktür. Bu materyaller ikili bir mikro yapıdan oluşur. Birincisi, oldukça küçük boyuttaki lityum metasilikat kristalleri ve lityum disilikat kristalleridir. İkinci yapı da %10 zirkonyum oksit içeren cam matriksleridir. Sonuç olarak oldukça küçük parçacıklardan oluşan mikro yapısı sayesinde materyalde yüksek bir esneme dayanımı mevcuttur ve cam matriksi sayesinde de üstün optik özelliklere sahiptir [23].

Cam infiltre seramikler

Cam infiltre seramikler, alumina (Örnek: In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik), alumina ve magnezya (Örnek: In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik), alumina ve zirkonya (Örnek: In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik) esaslı olabilirler.

1989 yılında ilk cam infiltre seramik olarak geliştirilen In-Ceram Alumina slip-cast tekniği ile üretilmiştir. Bu teknikte, yoğun ve akışkan kıvamdaki Al_2O_3 ısıya dayanıklı bir day materyali üzerinde sinterlenir, alumina partiküllerinden oluşan poröz bir iskelet oluştuktan sonra lantan camının infiltrasyonu ikinci bir fırınlama ile gerçekleştirilir. Böylece poroziteler doldurulmuş olur ve dayanıklılık artar. Yapı içerisinde büyük parçacıklar (10-12 μm uzunlukta ve 2,5-4 μm genişlikte), çok boyutlu parçacıklar (1-4 μm çapında) ve küresel parçacıklar (1 μm den daha küçük çapta) olmak üzere 3 farklı büyüklükte alümina partikülü bulunmaktadır. Bu materyallerin opak özellikleri nedeniyle feldspatik porselen ile venelemeleri gerekmektedir. Firmaların verdiği bilgilere göre içeriklerinde Al_2O_3 (%82), La_2O_3 (%12), SiO_2 (%4,5), CaO (%0,8) ve diğer oksitler (%0,7) bulunmaktadır.

1994 yılında geliştirilen In-Ceram Spinell benzer bir üretim metodu ile elde edilir fakat cam, sentetik magnezyum aluminat ($MgAl_2O_4$) kor içerisine infiltre edilir. In-Ceram Zirconia, In-Ceram Alumina'nın alüminyum oksit kompozisyonunun içerisine yarı stabilize zirkonya oksit eklenerek güçlendirilmiş bir modifikasyonudur.

Lityum disilikat ve zirkonyanın popülerliğinin CAD/CAM teknolojisi sayesinde artması nedeniyle, bu materyallerin kullanımı giderek azalmıştır.

2.1.2 Polikristalin Seramikler

Bu gruptaki seramiklerin en önemli özellikleri ince grenli kristalin yapıları sayesinde dayanıklılık ve kırılma dayanımlarının artmış olmasıdır. Fakat bu materyallerin translusensileri düşüktür. Ayrıca camsı fazın olmaması, hidroflorik asitle pürüzlendirilmelerini güçleştirmektedir [24].

Alumina seramik

Bu materyal yüksek saflıkta alüminyum oksitten (%99,5) oluşmaktadır (Örnek: Procera AllCeram (Nobel Biocare (Kloten, İsviçre)); In-Ceram AL (Vita Zahnfabrik)). Nobel Biocare firması tarafından 1990'ların ortasında CAD/CAM ile üretilebilen kor materyali olarak piyasaya sürülmüştür. Dental seramikler arasında en yüksek elastisite modülüne (300 GPa) sahip

materyaldir ve bu özelliğinden dolayı kırılmalara yatkındır [15]. Daha üstün mekanik özelliklere sahip materyallerin piyasaya sürülmesiyle birlikte alüminanın kullanımı giderek azalmıştır.

Kısmen stabilize zirkonya seramik

Saf zirkonya 3 allotropik formda bulunur. Bu kristal formlarının her biri farklı sıcaklıklarda görülür. Monoklinik faz oda sıcaklığı ile 1170 °C arasında, tetragonal faz 1170 °C ile 2370 °C arasında, kübik faz ise 2370 °C ile 2680 °C arasında bulunur. Monoklinik faz 1170 °C de tetragonal faza dönüşür, 2370 °C de de kübik faza dönüşür. Tetragonal faz zirkonyanın stabil olmayan bir halidir ve mekanik uyarılar (çatlak oluşumu) ile monoklinik faza dönüşebilir. Çatlak sınırında gelişen stres bu dönüşümü tetikler ve monoklinik fazdaki kristallerde %4'lük bir hacim artışı meydana gelir. Bu hacim artışı çatlakların kapanmasını ve materyalin yüksek kırılma dayanımına sahip olmasını sağlar. Bu dönüşümden klinik olarak faydalanılabilmesi için tetragonal ya da kübik fazların oda sıcaklığında stabilize edilmesi gerekir. Bunun için zirkonya itriyum, magnezyum, kalsiyum ve seryum gibi bazı elementlerin oksitleri ile stabilize edilir. Bu elementler tamamen ya da parsiyel olarak bu fazlardan birini stabilize ederler [25]. Zirkonya seramikler mikro yapılarına göre; tam stabilize zirkonya (FSZ), yarı stabilize zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak sınıflandırılmışlardır. FSZ kübik faz halindedir ve %8 mol den daha fazla itriyum oksit içermektedir. PSZ yüksek oranda kübik kristalleri, daha düşük oranda da tetragonal ve monoklinik fazları da bulunduran bir içeriğe sahiptir. TZP sınıfındakiler ise tamamen itriya ve seria ile stabilize edilmiş tetragonal fazda partiküllerden oluşan materyallerdir. Dental zirkonya, çoğu Y-TZP (itriya ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri) olmak üzere TZP sınıfındadır çünkü bu form sinterlenme sonrası en yüksek kırılma dayanımına sahiptir (Örnek: NobelProcera Zirconia (Nobel Biocare); Lava/Lava Plus (3M ESPE (Seefeld,Almanya)); In-Ceram YZ (Vita Zahnfabrik); Cercon ht (Dentsply); Prettau Zirconia (Zirkonzahn, (Neuler, Almanya)); IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent)) [16].

Zirkonya geçmişte, seramikler ile venerlenen bir alt yapı materyali olarak kullanılmıştır. Fakat günümüzde monolitik restorasyonların yapımı için de kullanılabilir hale getirilmişlerdir. Piyasada uniform olarak monokromatik halde bulunurlar fakat ihtiyaç halinde infiltrasyon ile boyanabilir ya da polikromatik CAD/CAM bloklarından da yararlanılabilir. Ayrıca bu

materyaller günümüzde daha yüksek translusensiye sahip olarak üretilebilmektedirler (Örnek: Lava Plus (3M ESPE); Cercon ht (Dentsply)).

Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina ve alumina ile güçlendirilmiş zirkonya seramik

Zirkonya tetragonal fazda yarı stabilize olduğundan ve alumina orta seviyede bir sertlik gösterdiğinden, alumina-zirkonya (zirkonya ile güçlendirilmiş alumina (ZTA)) ve zirkonya-alumina (alumina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ)) karışımlarının (2 ya da 3 farklı fazın bir arada bulunması), artroplasti uygulamalarında kullanılmaları için geliştirilme çalışmaları artmıştır [26]. 1976 yılında Claussen, stabil olmayan zirkonyanın aluminaya eklenmesiyle kırılma dayanımının arttığını bildirmiştir. Bunun nedeni olarak çatlak sınırı ile ikinci faz arasındaki etkileşimler ve çatlak sınırı ile daha önce tetragonal fazdan monoklinik faza dönüş sırasında oluşmuş mikro çatlaklar arasındaki reaksiyonlar gösterilmiştir [27]. Zirkonya ya da aluminanın yüzdesi ihtiyaca göre üretici firmalar tarafından değiştirilebilir. Sınıflama için ZTA seramikler ağırlık olarak en az %50 Al; ATZ seramikler ağırlık olarak en az %50 Zr içermelidirler. En son geliştirilen üretim tekniklerinde zirkonya nanopartiküller, alumina mikropartiküllere sinterizasyondan önce uygulanır [28]. Bu materyallerin Y-TZP lere göre avantajı düşük ısılarda bozunmaya karşı dayanıklılıkları ve siklik yorulmaya karşı olan dirençlerinin artmasıdır [29].

Henüz klinik kullanımı başlamamış yeni bir materyal de katmanlı alumina ve katmanlı zirkonyadır. Bunlar camın, alumina ya da zirkonya yüzeyine infiltre edildiği, polikristalin türevi restoratif materyallerdir. Bu infiltrasyon daha dayankılı ve daha estetik bir sistemin oluşmasına olanak verir. Katmanlı yapı bir arayüz boyunca (kor materyali ile vener arasında ve/veya korun ölçü yüzeyinde) değişimler gösteren bir yapıya (düşük sertlikteki camdan yüksek sertlikteki kor yapısına değişim) sahiptir. Bir grup çalışmada zirkonya, benzer termal ekspansiyon katsayısına sahip silikat cam ile infiltre edilmiştir [30, 31]. 120 µm'lik bir arayüzde cam oranı %100 den %0 a düşmektedir. Sonuç olarak elastik modulus, infiltrasyon yüzeyinde 126 GPa iken materyalin derinliklerinde 250 GPa ya yükselmiştir. 'Katmanlı' yapının etkisi ince örneklerde daha belirgindir. Yüzeye yakın kısımlarda elastik modulusun düşük tutulması, stresin, daha sert olan derin kısımlarda birikmesine neden olur. Bu stres iletimi, ölçü yüzeyindeki çatlak başlangıçlarını önler ve alumina ile zirkonyanın yorulma dayanımlarını oldukça artırır [32].

Katmanlı yapı, geleneksel kor-vener sisteminin arayüzündeki keskin geçişi önler ve tabakaların birbirlerinden ayrılma potansiyellerini azaltır. Ayrıca yüzeydeki cam, zirkonyayı

çevreleyerek su geçişini engeller ve hidrotermal bozunmanın önüne geçer. Bu gelişme, güçlü biyomekanik özellikler taşıyan daha ince restorasyonlar üretilebilmesi yolunda önemli bir adımdır [30, 31, 33].

2.1.3 Rezin Matriks İçeren Seramikler

Bu sınıftaki materyaller organik bir matriks ile birlikte seramik partikülleri içerir. Organik matriksin varlığı nedeniyle; yüksek derecelerde fırınlanan, ametalik ve inorganik materyaller olarak belirlenen seramik tanımına uymazlar [34]. Fakat rezin matriks seramikler 2013 yılında ADA'nın ortaya koyduğu seramik/porselen tanımı ile birlikte (preslenen, fırınlanan, cilalanan ya da frezlenen, ağırlıklı olarak dayanıklı inorganik bileşikler içeren materyaller) sınıflamaya dahil edilebilmiştir. Bu materyaller ağırlık olarak %50'den daha yüksek oranda dayanıklı inorganik bileşikler ve daha az oranda organik bileşikler içerirler.

Tanımlamalardaki bu çelişkilere rağmen, üreticilerin rezin matriks içeren seramikleri geliştirmelerinin nedeni, dentinin elastik modulusuna geleneksel seramiklerden daha yakın özellikte, cam seramiklerden (sentetik lityum disilikat sınıfı) ya da polikristalin seramiklerden daha kolay frezlenebilen ve adapte edilebilen, kompozit ile tamir ya da modifiye edilebilen materyaller üretebilmektir.

Rezin matriks içeren seramiklerin birleşimleri farklılıklar gösterebilir fakat bunlar özellikle CAD/CAM teknolojisine yönelik üretilmişlerdir. Bugün bu materyaller inorganik içeriklerine göre farklı alt gruplara ayrılabilirler:

Rezin Nanoseramik

Yüksek derecede polimerize edilmiş rezin matriks ve %80 (ağırlık) oranında nano-seramik partiküller içerir (Örnek: Lava Ultimate (3M ESPE). Silika nanopartikülleri (20 nm çapında), zirkonya nanopatikülleri (4-11 nm çapında) ve zirkonya-silika nano kümelerinin (nanopartiküllerin birleşmiş kütleleri) varlığı, doldurucular arasındaki boşlukları azaltarak yüksek nanoseramik içeriğinin elde edilmesini sağlar [35].

Rezin ile Penetre Matriks İçeren Cam Seramik

Tipik olarak, feldspatik seramik ağı (%86 (ağırlık) %75 (hacimsel)) ve polimer ağı (%14 (ağırlık) %25 (hacimsel)) olmak üzere ikili bir ağı sistemi içerir. Seramik kısmının içeriği, %58-63 SiO₂, %20-23 Al₂O₃, %9-11 Na₂O, %4-6 K₂O, %0,5-2 B₂O₃, ve %1 den az Zr₂O and CaO

şeklindedir (Örnek: Vita Enamic (Vita Zahnfabrik). Polimer ağı, ürethan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) içerir. Üretici firma bu materyali hibrit seramik olarak tanımlamaktadır.

Rezin ile Penetre Matriks İçeren Zirkonya- Silika Seramik

Rezin ile penetre matriks içeren zirkonya-silika seramikler, değişik organik matriksler ve farklı ağırlıklarda seramik içerirler (silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, mikro boyutta silika partikülleri, pigmentler (Örnek: Shofu Block HC (Shofu (Kyoto, Japonya))). İnorganik kısımlarının oranı ağırlık olarak %60'tan fazladır. Bir başka örneği de, bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA), TEGDMA ve patentli bir reaksiyon başlatıcı sistemden oluşan polimer ağına gömülü %85 oranında ultra ince (0,6µm) zirkonya-silika seramik partiküllerinden oluşturulmuş bir materyaldir (Örnek: MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks (3M ESPE)).

Sınıflamada geçen materyallerin endikasyonları genelde üretici firmalar tarafından belirlenmektedir. Fakat translusensiye yönelik sınıflama klinisyen için yanıltıcıdır. Örneğin polikristalin seramiklerin alt yapı materyali olarak kullanılmaları tavsiye edilirken, estetik özellikleri geliştirildiğinden, tüm restorasyonun üretilmesinde de tek başlarına kullanılabilirler.

Tablo 1: Seramik sınıflarının genel görünümü, üretim metodları, pürüzlendirilebilirlikleri

	Üretim metodu	Alt yapı (A)		Asitle Pürüz.	Veneer	Parsiyel Kron	Endikasyon		
		Monolitik (M)	Veneer (V)				Kron	SBP	Abutment
							Anterior (A) Posterior (P)		
Cam Matriks İçerikli Seramikler									
Feldspatik	Refraktör day, platin folyo, pres, CAD/CAM	M/V	✓	✓	✓	✓			
Sentetik									
Lösit içerikli	Pres ya da CAD/CAM	A/M	✓	✓	✓	✓ (A)			
Lityum disilikat ve türevleri	Pres ya da CAD/CAM	A/M	✓	✓	✓	✓ (A/P)	3 Üye - 2. premolar a kadar		✓
Fluroapatit içerikli	Pres ya da tabakalama	V	✓	X	X	X	X	X	X
Cam İnfiltrre									
Alumina	CAD/CAM ya da Slip-cast	A	✓			✓ (A/P)	3 üye anterior		
Alumina ve magnezyum	CAD/CAM ya da Slip-cast	A	✓			✓ (A)			
Alumina ve zirkonya	CAD/CAM ya da Slip-cast	A	✓			✓ (A/P)	3 üye posterior		
Polikristalin Seramikler									
Alumina	CAD/CAM	A	X	✓		✓ (A/P)	✓		
Stabilize Zirkonya	CAD/CAM	A/M	X		✓	✓ (A/P)	✓		✓
ZTA/ATZ	CAD/CAM	A/M	X		✓	✓ (A/P)	✓		✓
Rezin- matriks içerikli Seramikler									
Rezin Nanoseramik	CAD/CAM	M	X	✓	✓	✓ (A/P)			
Rezin ile Penetre Matriks İçeren Cam Seramik	CAD/CAM	M	✓	✓	✓	✓ (A/P)			
Rezin ile Penetre Matriks İçeren Zirkonya-Silika Seramik	CAD/CAM	M	X	✓	✓	✓ (A/P)			

Tablo 1, önerilen sınıflamaya göre tam seramik ve seramik benzeri materyallerin ayırımını, üretim metodlarını, kullanım amaçlarını (alt yapı/monolitik restorasyon), pürüzlendirilme şekillerini ve üretici firmaların önerilerine göre endikasyonlarını özetlemektedir [16].

Protez materyalinin seçiminde ve kullanımında değişik estetik faktörler rol oynayabilir. Restorasyon, dayanak dişin rengini ve doğal dişlerin translusensilerini mutlaka taklit edilebilmelidir. Bu amaçla teknisyen ve klinisyen belli bir materyali seçerken, venerlenecek bir alt yapı malzemesi veya makyajlanabilecek bir malzeme kullanımı noktasında bir karar vermelidir.

Hazırlanan restorasyonun, pürüzlendirme işlemi klinisyen için önemli bir kriterdir. Çünkü restorasyonun ne şekilde yapıştırılacağına bu işleme göre karar verilir. Geht ve arkadaşları preparasyon açısı 10° den fazla, yüksekliği 4mm' den az olan dayanakların simantasyonu için adeziv simantasyonu önermişlerdir [36]. Bunun dışındaki durumlarda cam iyonomer ya da rezin modifiye cam iyonomer simanlar önerilmektedir. Geht ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada [36], 9 yıllık gözlem sonucunda lityum disilikat restorasyonların başarısının adeziv simantasyondan etkilenmediği bildirilmiştir. Fakat bu çalışma 80 kromdan az örnek sayısı ile yürütüldüğünden, yeni araştırmaların yapılarak sonuçların değerlendirilmesi önerilmektedir.

Dayanıklı ve uzun ömürlü bir adeziv bağlantı, doğru biçimde pürüzlendirilmiş restorasyon ve adeziv simantasyona uygun bir şekilde hazırlanmış diş yüzeyine bağlıdır. Hidroflorik asit cam seramiklerin yüzeyini değiştirerek, mikro-retansiyon sahaları oluşturmaktadır, bu sayede rezin simanlarla güvenilir bir bağlantı sağlanabilmektedir. Ayrıca asit ile pürüzlendirme, partikül içerikli cam seramiklerin yüzeyinde aşındırma ve kuşlamalarla oluşmuş hasarları gidererek, ölçü yüzeylerinde ince fakat önemli derecede pürüzlü bir yüzeyin elde edilmesini sağlar. Hidroflorik asit, belirli konsantrasyonlarda, sürelerde ve ısı derecelerinde; örneğin %9,5 konsantrasyon 25 °C de 1 saat boyunca kullanıldığında zirkonyanın da yüzeyini modifiye edebilmektedir. Fakat böyle bir uygulama, zirkonyanın tetragonal fazdan monoklinik faza geçişine neden olmaktadır [24]. Yüzey pürüzlülüğündeki bu değişimin, bağlantı ve kırılma dayanıklılığına etkisinin aydınlatılabilmesi için yeni çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Tablo 1, üretici firma talimatlarına bağlı kalarak materyallerin pürüzlendirilebilirlikleri ile ilgili bilgi vermektedir. Resin matris içeren seramiklerin üretici firmaların yeterli bilgi vermemesi nedeni ile asitle pürüzlendirilebilirlikleri konusunda net bir bilgi yoktur.

2.2 Kompozit Resinler

1962 yılında Dr. Ray Bowen tarafından diş hekimliğinde kullanıma sunulan kompozit resinler, restoratif ve protetik tedavilerde geniş bir kullanım alanına sahiptir. Bu materyallerin içeriklerinde yapılan değişikliklerle çok farklı amaçlara hizmet eden materyaller geliştirilmiştir.

2.2.1 Kompozit Rezinlerin Yapısı

Rezinler polimerik yapıda materyallerdir. Yapıları temel olarak 3 ana fazdan oluşmaktadır:

- Organik polimer matriks faz (Continuous phase)
- İnorganik faz (Dispersed phase)
- Ara faz (Silane coupling agent) [14]

Organik Polimer Matriks Faz

Yüksek moleküler ağırlıklı alifatik ve aromatik dimetakrilat monomerlerinin dayanıklı çapraz bağlarla oluşturdukları polimer yapılarından oluşur [14]. 3 farklı tipte monomer içerebilirler: Bis-GMA, UDMA, TEGDMA.

Son yıllarda özellikle iyi adezyon ve renk stabilitesi sağlayan UDMA tercih edilmektedir. Bis-GMA ve UDMA aşırı visköz yapıdadırlar. TEGDMA viskoziteyi azaltma amaçlı kompozitlerin yapısına eklenmektedir [34, 37, 38].

Rezinlerin büyük bölümü uzun hidrofobik dimetakrilat kopolimerlerleri içerirler ve bu polimerler materyallerin polimerizasyon büzülmelerini azaltır, fiziksel özelliklerini ve renk stabiliteilerini artırır [39, 40].

İnorganik Faz

Polimer matriksin fiziksel özelliklerini geliştirme amaçlı olarak eklenen doldurucular inorganik fazı oluştururlar. Bu doldurucular sayesinde boyutsal stabilite ve sertlik sağlanır, ısıl genişleme katsayısı azaltılır. Günümüzde doldurucuların boyutları 0,04-100 µm arasında değişmektedir. En sık kullanılan kristalin kuartz, pirolitik silika ve lityum alumina silikat, baryum alüminyum silikat ve stronsiyum alüminyum silikat partikülleridir. Bu doldurucuların boyutları küçüldükçe kompozitin cilalanabilirlik özelliği artarken, aşınma direnci azalır. Doldurucu partikül miktarı arttıkça kırılma dayanımı da artmaktadır [14, 22].

Ara Faz

Ara faz, organik matriks ile inorganik fazı birbirine bağlar. Bu faz organik silisyum bileşiği olan silandan oluşur. Kompozit içeriğindeki doldurucu partiküllerin yüzeyleri silan ajanları ile ince bir katman şeklinde kaplanmıştır. Bu katmandaki moleküllerin bir ucu silika partiküllerinin ucundaki hidroksil gruplarına bağlanırken, diğer uçları organik matriksin

polimerlerine bağlanmıştır. Silanlar sayesinde kompozit rezinin fiziksel özellikleri gelişir, suyun rezin-doldurucu arayüzünden geçişi engellendiğinden materyalin suda çözünürlüğü ve su emilimi azalır [14, 41] Ayrıca bu faz, materyal üzerine gelen stresi organik matriksten dolduruculara taşıyarak rezinin bütünlüğünün korunmasına yardımcı olur. Yoğun çiğneme kuvvetlerine maruz kalan alanlarda görülen aşınma ve yorgunluk gibi deformasyonlar açısından, organik matriks ile doldurucuların kimyasal bağı önem taşır. Bu bağlantının güçlendirilmesi için, doldurucu yüzeyleri fabrikasyon aşamasında asit ile pürüzlendirilip silanlanarak organik matriks ile aralarında güçlü mikro-mekanik bir tutuculuk elde edilir [14].

Diğer Bileşenler

Bu fazların yanı sıra polimerizasyonu başlatıcı ve hızlandırıcı ajanlar ile birlikte raf ömrünün uzaması için inhibitörler ve stabilizatörler eklenmiştir [42].

Kimyasal olarak sertleşen rezin simanlarda, hızlandırıcı olarak görev yapan aromatik aminler ile reaksiyon başlatıcı organik peroksit molekülleri etkileşime geçer ve serbest radikaller üretirler. Bu radikaller de çift bağlı oligomer moleküllerini etkileyerek polimerizasyonu başlatırlar. Işık ile sertleşen sistemlerde ise ışığa duyarlı reaksiyon başlatıcı moleküllerin, uygun dalga boyundaki ışık ile karşılaşmaları ile polimerizasyon süreci başlatılır. Hızlandırıcı olarak görev yapan alifatik amin molekülleri, serbest radikallerin üretilmesini sağlar ve polimerizasyon süreci başlar [42].

Kolay manipulasyon açısından sertleşme reaksiyonunun arzu edilen zamanda başlatılabilmesi önemlidir. Reaksiyon başlatıcılar ısı ve gün ışığı ile etkileşime geçebildiğinden, bu durumun önüne geçilebilmesi için rezinlerin içeriklerine %0,1 oranında hidrokinon monometil eter (MEHQ) ve butil hidroksitoluen (BHT) gibi inhibitörler eklenmektedir. MEHQ aynı zamanda kimyasal reaksiyona girmeyen artık kimyasalların sebep olduğu sarı-kahverengi renklemeyi önler [14, 40, 43, 44].

2.2.2 Kompozit Resinlerde Renk Değişimi

Kompozit rezinler ağız içi koşullardan etkilenerek renk değişimine uğramaktadırlar. Bu değişim içsel ya da dışsal etkenlerden kaynaklanabilmektedir [45-50]. Materyalin boyayıcı maddelerle (nikotin, kahve, kırmızı şarap vb.) karşılaşması ve bunların emilimi sonucu oluşan renklemeler 'dışsal renkleşme' olarak tanımlanmaktadır [46, 47, 49, 51]. Tamamlanmamış polimerizasyon, ultraviole ışığa maruz kalma, ağız ortamında yaşlanma gibi kimyasal yapıyı etkileyen durumlarda oluşan renk değişimleri ise 'içsel renkleşme' olarak tanımlanmaktadır [48,

52]. Dışsal renkleşmede materyalin yüzey pürüzlülüğü ve aşınması rol oynar. Yüzey özelliklerinin bozulmasıyla birlikte boyayıcı materyallerin penetrasyonları artar [50, 53]. Ayrıca yüzeyde oluşan mikro çatlaklara, hava boşlukları veya doldurucu-matriks arayüzeyindeki boşluklara dolarak renkleşmeye yol açarlar. Uygun polisajın yapılmaması da yüzey pürüzlülüğünü artırarak kompozit rezinin renkleşme eğiliminin artmasına neden olur [46, 54-56].

Materyalin yaşlanması da renkleşmeyi artırmaktadır. Restorasyonun kullanım süresi arttıkça dışsal renkleşme de artmaktadır [8, 56].

İçsel renk değişimi fiziko-kimyasal bir olaydır. Resinin polimerizasyonunun tamamlanmaması ve yaşlanması kaynaklıdır. İçsel renk değişiminin nedeni olarak resinin matriks kısmındaki reaksiyona girmemiş çift bağların oksidasyonu ya da su emilimleri ve matriksin oksidasyonu ile ortaya çıkan bozulma ürünleri gösterilmiştir [50].

Dış renkleşmeler polisaj ile giderilebilirken, iç renkleşmelerin geri dönüşümü söz konusu değildir [57].

Su Emiliminin Renk Değişimi Üzerine Etkisi

Materyallerin su emilimi doldurucu partiküllerin miktarına, hacmine, artık monomer miktarına ve zamana bağlıdır. Su emilimiyle birlikte oluşan bozunma OH⁻ ile etkileşimden kaynaklanmaktadır. Bu durum doldurucu-matriks arayüzeyinde bağlantı sorunlarına neden olur ve hidrolitik bozunma ile birlikte ayrılmalar meydana gelir [58].

Resinin yapısındaki reaksiyona girmemiş karbon çift bağları su varlığında okside olurlar ve peroksit ürünleri açığa çıkarılırlar. Bu ürünler renkleşmelerin ana nedenleridir [59]. Ayrıca su ile birlikte, suda çözünebilir boyayıcı ajanlar da emildiğinden, rezinde renk değişimi oluşur [53, 54].

Resinlerin Kimyasal Yapılarının Renk Değişimi Üzerine Etkisi

Kompozit resinler, ağız koşullarında uzun süre kullanımları sonucu içeriklerindeki başlatıcı, yavaşlatıcı ajanlar ya da pigmentler gibi çeşitli organik bileşikler nedeniyle renk değiştirirler. [45, 52, 60, 61].

Polimerizasyonun ardından yaşlanma ile birlikte kompozit resinlerde renkte sararma başlar. Bu durumun nedeni olarak ışığa duyarlı aktivatörlerin önemli sinerjistleri olan alifatik ya da aromatik aminlerin oksidasyonu gösterilmiştir. Her amin türevi polimerizasyon sırasında açığa çıkan ve zamanla sarıdan kahverengiye dönüşen yan ürünler üretmektedir. Kimyasal

olarak sertleşen sistemlerde bulunan aromatik aminler, ışık ile sertleşen sistemlerde bulunan alifatik aminlerden daha fazla renkleşme eğilimindedirler [50, 61, 62].

Polimerizasyonun başlangıç aşamasında, reaktif tersiyer amin bileşenleri, benzoil peroksit ile reaksiyona girerler. Amin türevleri ile peroksitin aynı oranda bulunduğu bileşimlerde reaksiyon sonucu ikisi de tükenir ve polimerizasyon sonrası renkleşme minimal olur. Fakat saklama koşulları ve yaşlanmadan etkilenerek benzoil peroksit bozulabilmektedir. Bunun sonucunda tüm amin bileşenleri tepkimeye giremez ve artık kalan aminler sonradan oksitlenmeye ve renklemeye açık hale gelirler [63-65].

Amin bileşikleri, kimyasal yolla sertleşen sistemlerde yüksek konsantrasyonda ($\geq 2\%$) bulunmalıdır. Peroksit bozulduğunda fazla sayıda artık amin kaldığında içsel renkleşme daha fazla oluşmaktadır. Işık ile polimerize olan sistemlerde ise renk değişiminin kaynağı reaksiyona girmemiş başlatıcılardır. Bunlar poröz ve kolay çözünebilir bir yapıya ve yetersiz polimerizasyona neden olmaktadır [40].

Farklı üretici firmalar, rezinlerin organik komponenti olarak farklı bileşikleri tercih etmektedir. Organik matriks olarak Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA ve TEGDMA piyasada ağırlıklı olarak bulunan bileşiklerdir ve her birinin termal siklus sonrası farklı derecelerde renk değişimi gösterdiği çalışmalarla kanıtlanmıştır [55, 66]. UDMA'nın bu bileşikler arasında renk değişimi açısından en stabil bileşik olduğu gösterilmiştir [34, 42, 51]. Ayrıca doldurucu partiküllerin büyüklüklerinin de renk değişiminde etkili olduğu bulunmuştur. Büyük boyutlarda doldurucu içeren rezinlerin, küçük boyutta doldurucu içerenlere göre daha fazla renk değişimine uğradıkları bildirilmiştir [64, 67]. Rezinlerin daha fazla sayıda ve küçük boyutlu doldurucu içermeleri sonucu daha az su emilimi olacağından renk stabiliteyi artırır [52, 67, 68].

Polimerizasyonun Renk Değişimi Üzerine Etkisi

Polimerizasyon kompozit rezinlerin optik özelliklerini etkilemektedir. Bu etki özellikle rengin aydınlık ve doygunluk özellikleri üzerinde olmaktadır. Bu değişimlerin, restorasyonların yapım aşamasındaki renk seçiminde göz önünde bulundurulmaları gerektiği çeşitli araştırmacılar tarafından vurgulanmaktadır [69-72].

Yeterli polimerizasyon için materyalin içeriğine uygun dalga boyunda bir ışık kaynağı tercih edilmeli ve bu ışık yeterli sürede uygulanmalıdır. Ayrıca rezin materyalinin rengi, tipi, translusensisi, kalınlığı, ışık kaynağına uzaklığı ve ışık uygulamasından sonra geçen süre de polimerizasyonun derecesini etkileyen faktörlerdendir [73].

Rezinin Renginin Renk Değişimi Üzerine Etkisi

Farklı renkteki kompozit rezinlerin polimerizasyon sonrası renk değişimlerinin farklı derecelerde olduğu tespit edilmiştir. Kroması daha düşük renklerdeki kompozitlerin daha yüksek kromalı olanlara göre daha fazla renk değiştirdikleri bulunmuştur [45].

Kamforokinonun doğal rengi sarı olduğundan, açık renkli rezinlerin üretiminde daha sınırlı konsantrasyonlarda bulunmaları gerekmektedir. Bu durum da polimerizasyon derecesini sınırlamaktadır. Yüksek kromalı renklerin ışık absorpsiyonlarının fazla olmasından dolayı polimerizasyon kolaylaşmaktadır ve renk stabilitesi artmaktadır. Bu nedenlerden ötürü 'bleach' renklerindeki kompozitlerde, geleneksel renklere oranla polimerizasyon ve yaşlandırma sonrası daha fazla renk değişimi görülmektedir [45, 70].

Yaşlandırmanın Renk Değişimi Üzerine Etkisi

Dental materyaller ağız koşullarında sürekli olarak nem, ısı değişimi ve mekanik etkenlere maruz kalmaktadırlar. Bu nedenle bu materyallerin özelliklerinin incelendiği araştırmalarda, ağız içi koşulların taklit edilebilmesi için yaşlandırma testleri uygulanmaktadır. Bu testlerin uygulandığı kompozit rezinlerde klinik olarak fark edilebilir biçimde renk değişimi saptanmıştır [52, 66].

Renk değişiminin gözlemlenebilmesi için, hızlandırılmış yaşlandırma, termal siklus, ışıkla yaşlandırma veya suda bekletme gibi yaşlandırma yöntemlerinden faydalanılabilir [62].

2.3 Rezin Simanlar

Polimer esaslı simanların kullanımı indirekt seramik restorasyonların kullanımı yaygınlaştıkça artmaktadır. Polimer bazlı rezin simanlar kimyasal yapıları, sertleşme mekanizmaları, renk seçenekleri ve manipulasyonları açısından diğer simanlardan ayrılırlar. Rezin simanların sertleşmesi polimerizasyon reaksiyonu ile gerçekleşir. Polimerize olan rezinin içeriğindeki makromoleküler zincirler kovalent çapraz bağlar ile bağlanır ve rezinin dayanıklılığı artar. Bu ağ yapısı, dişe gelen streslerin azalmasını ve daha dayanıklı restorasyonların yapımını mümkün kılar [14, 74, 75].

Rezin simanlar 1950'li yılların başında piyasaya sürüldüklerinde düşük doldurucu miktarları nedeniyle yüksek derecede polimerizasyon büzülmesi göstermekteydiler. Ayrıca mikrosızıntı problemlerine de yol açmaktaydılar. Akışkan oldukları için simantasyon amacıyla kullanılan rezinler, restoratif amaçlı kullanılanlara oranla daha az miktarda doldurucu içerirler.

Dentin bonding ajanlarının geliştirilmesiyle beraber rezin simanların bu ajanlarla birlikte kullanımı pulpa irritasyonunu azaltmış ve popülerliklerini arttırmıştır [14, 74, 75].

Rezin simanlar içeriklerine göre üç gruba ayrılabilir [34]:

1. Akrilik rezin simanlar
2. Kompozit rezin simanlar

2.3.1 Akrilik Rezin Simanlar

Toz ve likit sistemi ile hazırlanan bu tip simanlarda, toz kısmı metil metakrilat polimerleri, benzoil peroksit (reaksiyon başlatıcı) kopolimerleri, mineral doldurucular, pigmentler; likit kısmı ise amin bazlı hızlandırıcılar içeren metil metakrilat monomerleri içermektedir.

Akrilik rezin simanlar dolgu materyali olarak kullanılan soğuk akrilikler ile benzer özellikler gösterirler. Ağız sıvılarında çözünmeleri diğer simanlara oranla daha az, sertlikleri ise daha yüksektir. Nem varlığında diş ile bağlantıları zayıflamaktadır. Bu yüzden marjinal sızıntı riski taşırlar. Diğer akrilik dolgu materyalleri gibi pulpa irritasyonuna neden olabileceklerinden, pulpanın korunması önemlidir [14, 74, 75].

Adeziv Akrilik Rezin Simanlar

Bu simanlar daha çok alt yapı materyali olarak soy olmayan metallerin kullanıldığı restorasyonların simantasyonu ve amalgam dolguların bağlantısı için kullanılmaktadır. Bileşimlerinde metil metakrilat monomerlerine ek olarak, 4-metiloksi etil trimelletik anhidrid (4-META) ve dentinle bağlantıyı sağlayan tribütül boron bulunur. %10'dan daha az oranda doldurucu içerdiklerinden, fiziksel özellikleri akrilik rezinlere benzemektedir. Yüksek dayanıklılıkları olmayan ve yük altında ileri derecede deformasyona uğrayan simanlardır. Manipülasyonlarında teknik hassasiyete ihtiyaç fazladır [14, 74, 75].

2.3.2 Kompozit Rezin Simanlar

Porselen restorasyonlar, inleyler, veneerler ve indirekt rezin restorasyonların simantasyonunda kullanılan, bis-GMA (bisfenol glisidil metakrilat) içerikli simanlardır. Aromatik dimetakrilatlar ile seramik doldurucuların bileşiminden oluşmaktadırlar [14, 74, 75]. Toz-likit yada ikili pat sistemi şeklinde bulunurlar.

Rezin simanlar polimerizasyon şekillerine göre 3 gruba ayrılırlar.

Kimyasal Yolla Sertleşen Rezin Simanlar

Sıklıkla ikili pat halinde bulunan sistemlerdir. Polimerizasyon reaksiyonunu başlatıcı benzoil peroksit ve hızlandırıcı tersiyer aminler içerirler. Metal ya da opak seramik restorasyonların ve Maryland köprülerin simantasyonunda tercih edilirler. Metal olmaları ya da kalınlıkları (2.5 mm) nedeniyle ışık geçişine izin vermeyen restorasyonlarda ışık ile polimerizasyon mümkün olmadığından, kendiliğinden sertleşen bu tip simanların kullanımı uygundur. Maryland köprülerde bağlantı mine ile sağlanır. Asitlenmiş mine yüzeyi ile kompozit simanın bağlantısı oldukça kuvvetli olduğundan bu tip simanlar genellikle kullanılabilir [14, 74].

Işıklı Sertleşen (Light-cure) Rezin Simanlar

Işık geçirgenliğine sahip, 1.5 mm den daha ince dökülebilir seramik, porselen ve kompozit restorasyonların simantasyonunda kullanılabilirler. Reaksiyon başlatıcı olarak ışığa duyarlı kamforokinon gibi moleküller ile hızlandırıcı alifatik aminler içerirler. Çalışma süreleri, istenilen zamanda polimerizasyon gerçekleştirilebileceğinden, oldukça uygundur. Geniş renk seçenekleri sayesinde restorasyonların renginin de değiştirilebilmesi imkanı sunarlar [14, 74].

Hem Kimyasal Hem Işık Yolu ile Sertleşen (Dual-cure) Rezin Simanlar

Polimerizasyon ışık aracılığıyla başlatılıp, kimyasal olarak devam eder. Işığın ulaşamadığı kısımlarda kimyasal yolla polimerizasyon tamamlanır. Işık geçirgenliği sınırlı olan, 1,5-2,5 mm kalınlığındaki seramik ya da kompozit restorasyonların simantasyonunda kullanılabilirler. Çalışma süresi uzun olduğundan kullanımları kolaydır [74].

Rezin simanların polimerizasyon göstergesi olan dönüşüm dereceleri, polimere dönüşen monomerler ile beraber tükenen çift karbon bağı sayısı ile tanımlanır. Klinik olarak tam bir polimerizasyon nadiren sağlanabilir. Işık ile sertleşen rezin simanların dönüşüm derecelerinin %50-80 arasında olduğu gösterilmiştir [76]. Simanın optimum fiziksel özelliklerini edinebilmesi için mümkün olduğu kadar fazla monomerin dönüşümü gerçekleşmelidir. Işık ile sertleşen ve dual-cure simanlarda ışık uygulamasını takip eden 10 dakikanın sonunda maksimum fiziksel özellikler elde edilmektedir. Bu fiziksel özellikler doldurucu miktarına ve polimerizasyon tipine göre değişmektedir. Baskı dayanımları geleneksel simanlardan çok daha yüksek olarak, 100-200 MPa arasında değişmektedir [14, 74, 75].

Kompozit Rezin Simanların Avantajları

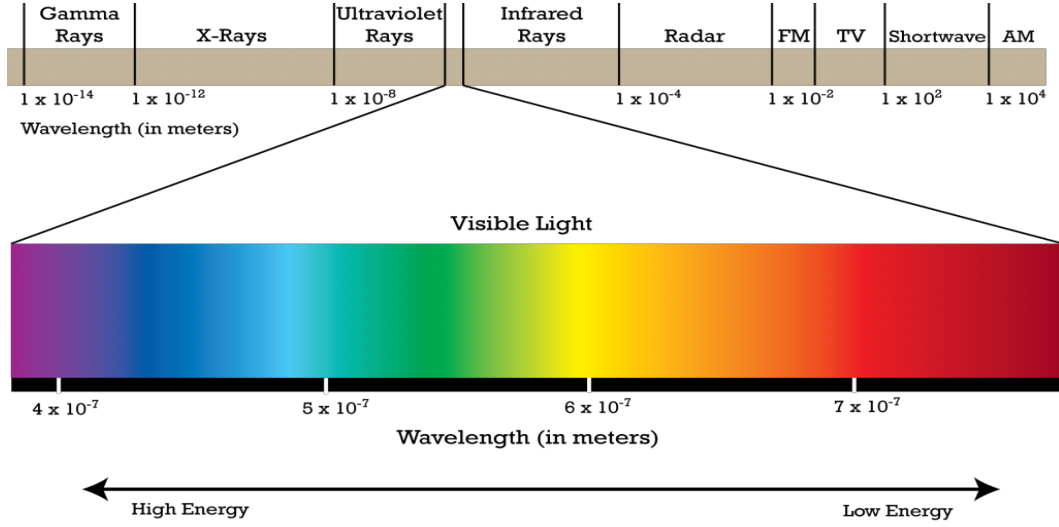
- Kimyasal adezyon sayesinde diş dokularına bağlanımı oldukça yüksektir.
- Baskı ve gerilme kuvvetlerine dirençleri oldukça yüksektir.
- Metal alaşımlar ve seramiklerle bağlantı sağlayabilir.
- Ağız içi sıvılarda çözünürlüğü düşüktür.
- Fiziksel olarak desteksiz kalmış diş dokularını destekler.
- Renk ve opasite seçenekleri bulunur [14, 74, 75].

Kompozit Rezin Simanların Dezavantajları

- Teknik hassasiyet gerektiren uygulamalardır.
- Polimerizasyonları oksijen inhibisyonuna uğradığından önlem alınmalıdır.
- Taşkın simanların temizliği zordur [14, 74, 75].

2.4 Diş Hekimliğinde Renk

Renk, ışığın cisimlerden yansıdıktan sonra gözün retina tabakasına ulaşmasıyla oluşan fizikokimyasal bir algıdır [77]. Işık nanoboyuttaki dalgaların oluşturduğu elektromanyetik bir radyasyondur. Bu dalgalar kırılarak bir spektrum oluşturur. Bu spektrumun iki ucunda kozmik gamma ışınları ve AM (amplitude modulation) radyo dalgaları bulunur. Görünür ışık bu spektrumun 380-789 nm'lik kısmındaki, kızılötesi ve mor ötesi ışınların arasındaki kısmı kapsar (Şekil 1) [14, 34, 78, 79]. Işık olmaksızın renk oluşamaz. Renk ışık kaynağından yayılan beyaz ışığın bir demetinden ya da bu ışığın kendisinden oluşur. Yetersiz ışık altında cisimler renkli görülemez.



Şekil 1: Dalga boylarına göre ışık spektrumu [80]

Göze ulaşan ışık retinada toplanır ve impulsler oluşturulur. Bu impulsler da beyne nakledilir. Retinadaki koni hücreleri rengin algılanmasından sorumludur. Belli bir eşik değerinin üzerindeki uyarılar ile impulsler oluştururlar [14, 79].

Renk, görünür ışığın belli bir dalga boyunun bir cisim tarafından emilmesi veya yansıtılmasından ibarettir. Cisim, kendi rengi dışındaki tüm dalga boylarındaki ışığı emer ve kendi rengini yansır. Siyah renk tüm dalga boylarındaki ışığı emerken, beyaz renk tümünü yansır [79, 81, 82]

Diş hekimliğinde renk algısı estetik ve doğal görünümlü restorasyonların oluşturulabilmesi açısından çok önemlidir. Bu algının oluşmasında tecrübenin ve eğitimin payı da büyüktür. Doğal dişin rengi belirlenmeye çalışılırken pek çok algı ile karşılaşılır ve renk seçimi zorlaşır [83, 84]. Dişlerin renginin;

- Işık kaynağının yaydığı ışığın spektrumuna,
- Diş dokularının ışığı absorbe edebilmesi, yayabilmesi ya da geçirebilmesine,
- Gözün hassasiyetine,
- Rengin algılandığı ortamın koşullarına (arka plan, kuru/ıslak zemin, açı, ışığın yoğunluğu) bağlı olarak algılandığı bilinmektedir.

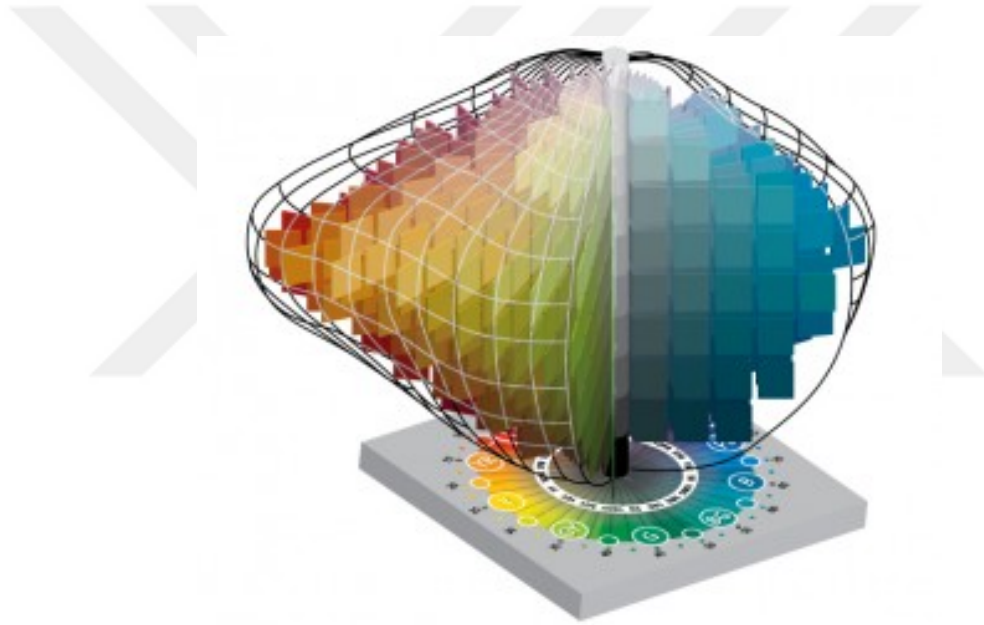
1611 yılında Sigfried Forsius tarafından, tıpkı uzunluk ve ağırlıkta olduğu gibi rengi de sayılarla ifade edebilecek boyutlar olduğu öne sürülmüştür. Bu sayede renklerin de sistematik bir biçimde ifade edilebileceği fikri doğmuştur [79, 85].

Günümüzde bu amaçla geliştirilmiş pek çok sistem mevcuttur. En yaygın olarak kabul edileni Amerikalı ressam A.H. Munsell'in 1905 yılında ortaya koyduğu sistemdir. Bu sistem

uygulama kolaylığı, esnekliği ve güvenilirliği sayesinde tercih edilmektedir [79, 84]. Bu sistemin dış hekimliğinde de uygulanabilirliği kabul edilmiştir [78, 85].

2.4.1 Munsell Renk Sistemi

Munsell sisteminin pek çok farklı versiyonları geliştirilmiştir fakat sistem temelde renkleri 3 boyutlu olarak organize etmektedir. Bu sistemin oluşturduğu renk uzayı küre ya da silindire benzetilebilir (Şekil 2). Renkler, bu uzayın içerisindeki koordinatlara belirli özelliklerine göre yerleştirilmiştir. Renksiz ışınlar sistemin merkezindedir. En üstte saf beyaz renk, en altta ise saf siyah renk yer alır. Her renk görsel boşluklarla birbirinden ayrılır ve her rengin ton, parlaklık ve doygunluk olmak üzere üç temel özelliği vardır [77, 79, 86, 87].



Şekil 2: Munsell sisteminin renk uzayı [88]

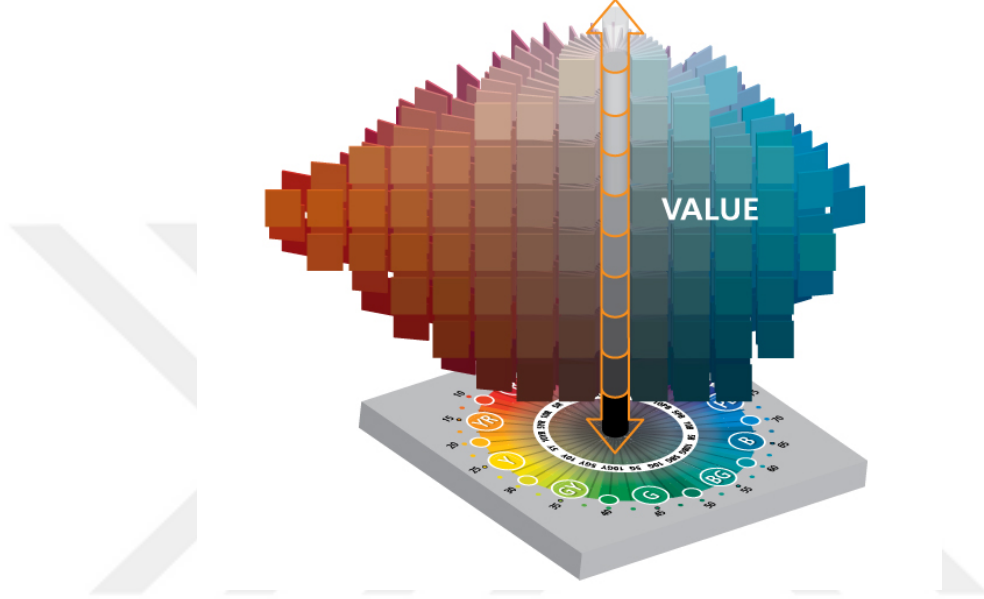
Ton (Hue)

Renk çeşidi, renk ailesini belirtir. Kırmızı, mavi, sarı gibi renklerin ayrımını sağlar (104). Munsell'e göre ton, "Bir renk ailesini diğerinden ayırmakta kullanılan özelliktir". Algılanma açısından, retina üzerinde baskın olarak etki gösteren dalga boyunun belirlediği renktir.

Munsell'in renk sisteminde 10 adet ton bulunur: Kırmızı, sarı-kırmızı, sarı, yeşil, yeşil-sarı, mavi, mavi-yeşil, mor-mavi, mor, kırmızı-mor [78, 79, 83, 84, 87, 89].

Parlaklık (Value)

Bu özellik açık renk ile koyu rengi birbirinden ayırır. Cismin parlak ya da mat olması ile ilişkilidir. Parlaklık değerlerinin derecelendirildiği doğrultuda en altta siyah en üst kısımda ise beyaz renk bulunmaktadır. Bu iki uç arasında kalan gri tonları, parlaklık değerleridir. Munsell'e göre saf beyaz (10) ve saf siyah (0) ulaşılamaz renklerdir. Bu nedenle 9 ayrı parlaklık derecesi bulunmaktadır. Parlaklık derecesi arttıkça renk daha açık hale gelir [78, 79, 82, 83].

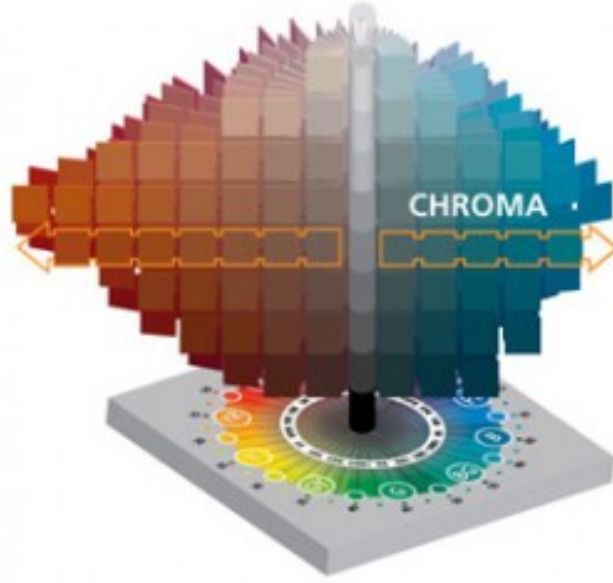


Şekil 3: Munsell renk uzayında parlaklık gösterimi [88]

Doğunluk (Kroma)

Kuvvetli bir renk ile zayıf bir rengi ayıran özelliktir. Rengin saflığı olarak da tanımlanabilir [82]. İki cisim aynı tona sahip olsa da biri daha yoğun ya da saf renkli görünebilir. Bu yoğunluk aslında rengin tonunun gücüdür. Bir anlamda doğunluk, rengin barındırdığı ton miktarından gelir.

Rengin içine gri eklenmesi doğunluk derecesini düşürür fakat tonu değiştirmez. Eklenen gri rengin parlaklık değeri önemlidir. Bu değer düşükse doğunluk ve parlaklık düşer. Eklenen gri rengin parlaklığı daha yüksekse, aynı tonda, doğunluğu düşük fakat parlaklığı daha yüksek bir renk elde edilir. Eğer renk ile eklenen grinin parlaklıkları eşit ise, sadece doğunluk azalır [14].



Şekil 4: Munsell renk sistemin de kromanın gösterimi [88]

Doygunluk değerleri, 0 = gri/akromatik ile 18 = yüksek oranda doymuş renk arasında değişir (Şekil 4) [82-84, 90].

Munsell'e göre her renk bu üç özelliğe dayanarak tanımlanabilir. Bu özellikler Munsell sistemindeki skala üzerinde numaralandırılabilir. Bu sisteme "Munsell Notasyonu" ismi verilmektedir. Bu sisteme göre renkler değerleri "ton, parlaklık/doygunluk" şeklinde belirtilir.

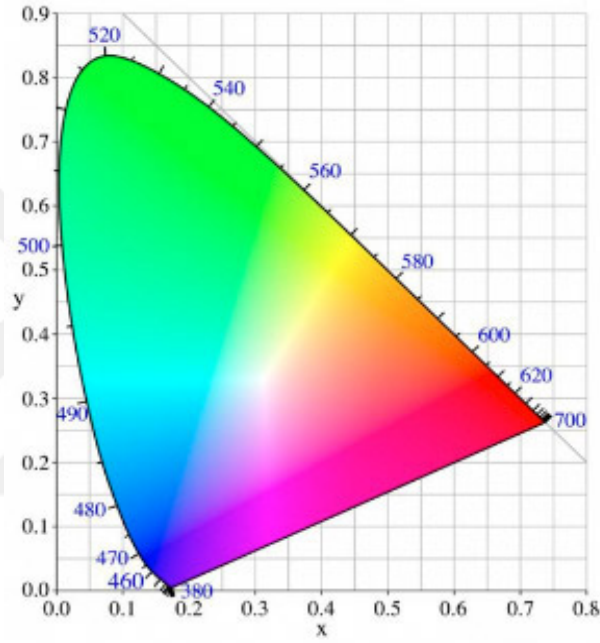
Munsell'in renk uzayında merkezde akromatik eksen yer alır. Bu eksenin en altında saf beyaz renk, en üstünde ise saf siyah renk yer alır. 10 farklı ton, merkez eksenin etrafında dizilmiş durumdadır. Doygunluk merkezden periferde doğru yükselerek saf renge ulaşır. Merkeze doğru renkler soluklaşır. Eksenin çevresindeki üst üste yer alan bölümler parlaklık derecesini ifade eder. Alt kısımdaki bölümlerde koyu renkler, üsttekilerde ise açık renkler bulunur [83, 90].

Bu sistem ilk olarak 1915 yılında "Munsell Renk Atlası" içerisinde açıklanmıştır. Günümüzde bu sistem hala temel renk tanımlama sistemi olarak kullanılmaktadır.

2.4.2 CIE XYZ Renk Sistemi

CIE (Comission International de l'Eclairage/International Commission on Illumination) kuruluşu, renk ve görünüm gibi alanlarda standardizasyonu sağlama amacıyla 1986 yılında kurulmuştur. Standart bir ışık kaynağı altında, gözlemcinin görme sistemi tarafından renge karşı verilen nöral tepkilerin değerlendirilmesi ve hesaplanması ile yetkilidir [91]. CIE tarafından, renk ölçümlerinde uluslararası bir standart oluşturulmuştur. CIE'nin 1931 yılında

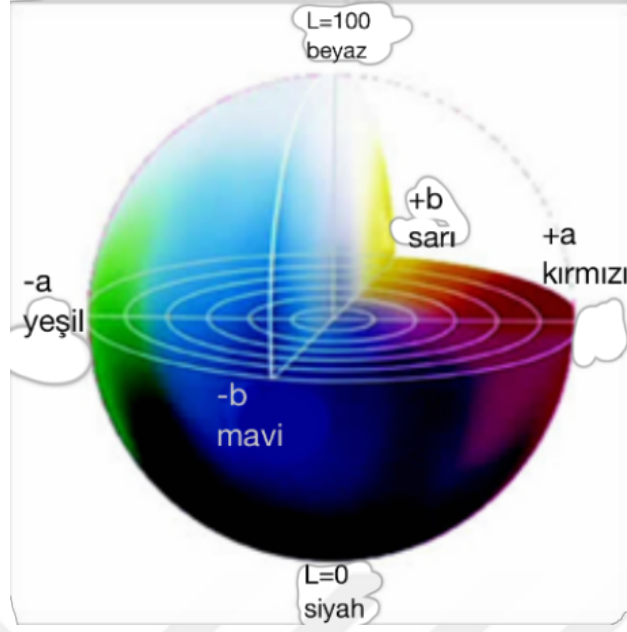
açıkladığı standart gözlemci eğrisi, renklerin tristimulus değerlerini verir [92]. Bu değerler göz önünde bulundurulduğunda, tüm renkler görme sisteminde kendine özel reseptörleri bulunan üç rengin karışımı ile oluşurlar. Bunlar kırmızı (X), yeşil (Y) ve mavidir (Z). X, Y ve Z değerleri üç rengin algılanması için beyine yollanan uyarıların toplamıdır. Bir rengin oluşturduğu uyarının, üç rengin toplam uyarımına bölünmesiyle o renk tanımlanmış olur. Beyin bu şekilde oranlamalar yaparak renkleri algılar. CIE XYZ sistemi renk uzayının iki boyuta yansıtılmış halini temsil eder (Şekil 5). Bu sistemin özel şekline "gamut" adı verilir. $X=Y=Z=1/3$ noktası teorik olarak beyaz rengi gösterir. Bu noktadan uzaklaştıkça doygunluk artar [92].



Şekil 5: CIE XYZ renk sistemi [93]

2.4.3 CIELAB Renk Sistemi

Bu sistemin en büyük avantajı renkleri algılanmaları esaslarına dayanarak eşit aralıklarla düzenlemesidir. 1976 yılında görsel tasarım alanında kullanıma girmiştir [94]. Bu sistemde üç adet eksen mevcuttur. Bu eksenler, L^* , a^* ve b^* eksenleridir (Şekil 6). L^* eksenindeki değerler rengin parlaklığını ifade eder. Saf siyahın L^* değeri 0 iken, saf beyazınki 100'dür [91]. Koyu renkler daha düşük L^* değerlerine sahiptir, açık renkler daha yüksek L^* değerlerine sahiptir. L^* değerleri Munsell sistemindeki parlaklık özelliğinin benzeridir. a^* eksenini kırmızılık (pozitif) ve yeşillik (negatif) olarak iki uç arasında doygunluğu belirtir. b^* eksenini ise sarılık (pozitif) ve mavilik (negatif) arasındaki doygunluk değerlerini belirtir. Bu değerler Munsell sistemindeki doygunluk ve ton ile birebir örtüşmez [91, 92, 95].



Şekil 6: CIELAB renk sistemi [96]

Örneğin kırmızı bir cismin rengi A harfi ile ifade edilir. Sistemdeki koordinatları ise $L^*=42,83$; $a^*=45,04$; $b^*=9,52$ şeklindedir. A2 renkli porselenin yüksek bir L^* (72,99) değeri, düşük bir a^* (1) değeri ve yüksek bir b^* (14,41) değeri vardır [91, 94].

CIELAB sisteminde iki rengin koordinatları arasındaki fark ΔE olarak ifade edilir. Bu değer 1976 yılında geliştirilmiş olan aşağıdaki CIELAB formülü ile hesaplanır:

$$\Delta E = \sqrt{[(L_1^* - L_0^*)^2 + (a_1^* - a_0^*)^2 + (b_1^* - b_0^*)^2]}$$

Tablo 2'de ΔE değerlerinin klinik olarak farkedilebilirlik düzeyleri için eşik değerler verilmiştir.

Tablo 2: ΔE değerlerinin klinik uyum açısından eşik değerleri [22]

ΔE	555Klinik olarak renk uyumu
0	Mükemmel
0,5-1	Çok iyi
1-2	İyi
2-3.5	Klinik olarak kabul edilebilir
3.5<	Uyumsuz

CIE, ΔE formülünü geliştirilerek 2000 yılında CIE ΔE 2000 formülünü ortaya koymuştur:

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

2013 yılında bu formül renk farkının saptanmasında bir standart olarak kabul edilmiştir [97]. Bu formülde kullanılan renk parametrelerinin sayısı artmış ve hesaplamalar CIELAB formülüne göre daha komplike hale gelmiştir. Daha önce kullanılan formülde temel olarak renk uzayındaki iki nokta arasındaki uzaklık ölçülürken, bu formülde parlaklığın etkisi hesaplamalara daha etkin biçimde katılır. İzleme koşullarının etkisinin katılması için k_L , k_C , k_H sabit değerleri de formüle eklenebilmektedir. Bu değerler gözlemi yapılan örneğin yüzey yapısı, ışık kaynağının gücü ve gözlem ortamından etkilenmektedir. S_L , S_C , S_H , R_T değerleri CIELAB formülünde sağlanamayan değişmezliği sağlamak amacıyla eklenmiştir. Farklı parlaklıktaki arka planlarda renk algısında bir değişim sözkonusudur. S_L fonksiyonunun amacı, renk algısında oluşan bu değişimi formüle yansıtma [98].

2.4.4 Renk ve Işık İle İlgili Terimler

Diğer elektromanyetik dalgalar gibi ışık da cisimlerle etkileşime girer. Bu etkileşim sonucu ışık yansıma, emilme veya kırılmaya uğrar ya da cisim içerisinden herhangi bir etkileşime uğramadan geçer [14].

Yansıma

Işığın bir cisim yüzeyine çarparak geldiği ortama geri dönmesine yansıma denir. Cilalı, düz yüzeyler üzerine gelen ışınlar, geldikleri açıyla benzer bir şekilde, tek bir yönde yansır. Bu tür yansıma, cismin yüzeyine ayna benzeri bir görüntü verir. Pürüzlü yüzeylerde ise dağılarak yansır ve yüzeyin görüntüsü daha mat bir hal alır [14].

Kırılma

Işık, farklı kırılma indislerine sahip ortamlar arasında hareket ederken doğrultusu ve hızı değişir. Ortamların kırılma indisleri yoğunluklarına göre değişir [14].

Metamerizm

Farklı ışık kaynakları altında aynı rengin farklı görülmesi olayına metamerizm denir. İki cismin rengi belli bir ışık kaynağı altında birbirine benzer görünse de başka bir ışık kaynağı altında farklı görünebilir. Bu durumda iki cismin metamerik çift olduğu söylenebilir.

Metamerizm olayı nedeniyle klinikte renk seçiminin yapıldığı aydınlatma ile laboratuvar da çalışılan aydınlatmanın aynı olması gerekmektedir. Bu yüzden en doğrusu klinikte de laboratuvar da gün ışığı altında renk seçimi yapılmasıdır [22, 79].

Işık Geçirgenliği

Materyaller ışık geçirgenliğine göre transparan (saydam), translusent (yarı-saydam) ya da opak olabilirler.

Saydam materyaller ışığı tamamen geçirirler. Yarı-saydam materyaller ise ışığın bir kısmını yansıtıırken bir kısmını geçirirler. Opak materyaller ise ışığı hiç geçirmezler [99-101].

Doğal dişlerin üzerini örten mine tabakası prizmalardan oluşur. Bu prizmaların dizilimi ışık geçişine izin verdiğinden mine tabakası yarı-saydam özelliktedir. Seramik materyallerinin ise translusensileri içerdikleri camsı fazın oranı ile birlikte artar [102].

Translusensinin ölçümü için iki farklı yöntem vardır. Kontrast oranının (KO) veya translusensi parametresinin (TP) belirlenmesi ile translusensi değerleri ölçülebilir [103].

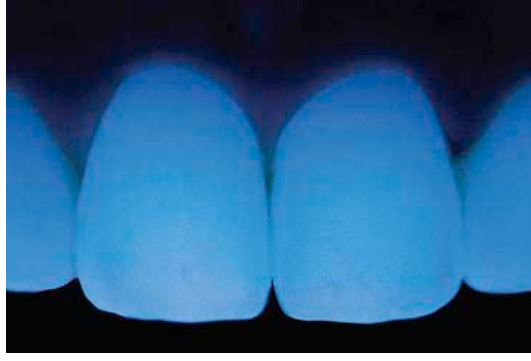
KO bir cismin siyah bir arka plan ile yansıttığı ışık miktarının beyaz arka plan ile yansıttığı ışık miktarına oranıdır. Saydam materyaller 0 KO değerine sahipken; opak materyaller 1 KO değerine sahiptirler [103].

TP ise bir materyalin beyaz ve siyah arka plan ile ölçülen renk değerlerinin farkıdır. Bu ölçümler için CIELAB değerlerinin kullanılması önerilmektedir. TP değerleri aşağıdaki formüle göre hesaplanır (s: siyah arka plan b: beyaz arka plan) [77]:

$$TP = \sqrt{[(L_s - L_b)^2 + (a_s - a_b)^2 + (b_s - b_b)^2]}$$

Floresans

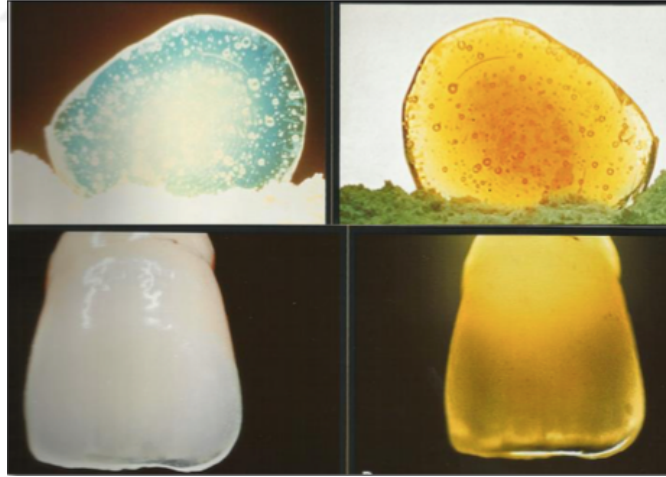
Işığın materyal tarafından absorbe edilip daha yüksek bir dalga boyunda yayılmasıdır [77, 99]. Doğal dişler bu özelliklerinden dolayı ultraviyole ışık aldıklarında görünür ışık yayarlar (Şekil 7). Doğal dişlerin floresans özellikleri dentindeki organik bileşenlerden gelmektedir. Dentindeki floresans özellik arttıkça kroması azalır [99]. Dental seramikler de doğal dişi taklit edebilme amacıyla floresans özellik gösterirler.



Şekil 7: Dişlerde görülen floresans [104]

Opalesans

Bazı materyaller kısa dalga boylu ışığı yansıtır ya da saçarken; uzun dalga boylu ışığı iletir ya da kırılmalarına neden olurlar. Doğal dişlerin de opalesans özellikleri vardır. İletilen ışık altında mavimsi-beyaz renkte görülürlerken, geçirilen ışık tarafından bakıldığında ise turuncu-kahverengi bir görünümü vardır. Bu durumun nedeni dişin mine tabakasında bulunan bazı partiküllerin görünür ışığın dalga boyundan daha kısa dalga boyuna ve matriksten daha yüksek kırma indisine sahip olmalarıdır. Opalesans özelliği seramiklerde de sağlanabildiği takdirde doğal görümlerine yardımcı olur [77, 99].



Şekil 8: Dişlerde görülen opalesans [105]

2.4.5 Renk Belirleme Yöntemleri

Renk seçimi görsel olarak ya da cihazlar yardımıyla yapılabilir. Klinisyenler renk skalalarından faydalanarak doğal dişlerin rengini belirleyip aynı skala ile çalışılan laboratuvara rengi iletebilir. Deneyimli bir hekim doğru aydınlatma altında bu yöntemle başarılı sonuçlar

elde edebilir. Fakat bu yöntem oldukça subjektiftir. Cihazlar yardımıyla renk belirlenmesi daha hızlı ve objektif sonuçlar alınması açısından daha avantajlıdır [106].

Görsel Yöntem

Bu yöntem diş hekiminin renk algısına dayandığından oldukça subjektiftir. Araştırmalara göre renk seçiminin doğal dişlerle uyumunda ve bu seçimlerin tekrarlanmasında tutarsızlıklar oluşmaktadır [107]. Ayrıca gözlemcinin yorgunluğu, yaşlanma, aynı objeye uzun süre bakma, rengi seçilen objenin göze uzaklığı gibi faktörlerin renk seçiminin doğruluğunu etkilediği bilinmektedir [108, 109]. Metamerizm de renk seçiminde hatalara yol açabilecek bir olaydır [110]. Bu yüzden renk seçimi yapılırken gün ışığı gibi standart bir aydınlatma altında çalışılmalıdır.

Görsel olarak renk seçiminin yapılabilmesi için referans amaçlı renk sistemleri kullanılmaktadır. Bunların bir tanesi Munsell sistemidir. Bu sisteme göre renk değerleri sırasıyla ton, parlaklık ve kroma şeklinde belirtilir [84, 111, 112].

Dental restoratif materyallerin klinikte renk seçimi rutin olarak skalalar yardımıyla yapılır. Çeşitli çalışmalarda bu yöntemle renk seçiminin doğru sonuçlar veremeyeceği kanıtlanmıştır [109, 112-114]. Ayrıca aynı örnekler üzerinden farklı skalalar ile seçim yapıldığında farklı sonuçlar çıkarıldığı da görülmüştür [114, 115].

Renk seçimi görsel olarak yapıldığında gözlemcinin de özellikleri sonuçlar üzerinde etkili olmaktadır. Donaghue ve ark.'nın yaptığı çalışmada [115] kadın ve erkek gözlemcilerin, farklı ışık kaynakları ve skalaların kullanımından ne derecede etkilenecekleri araştırılmıştır. Işık kaynakları ve skalaların erkek gözlemciler üzerinde istatistiksel olarak herhangi bir farka neden olmadığı, kadınlarda ise farklı ışık kaynaklarının renk seçimini değiştirdiği belirlenmiştir.

Görsel yöntemle renk belirlenmesinde;

- Ortam koşulları (metamerizm, aydınlatmanın türü, ağız ortamının kuruluğu),
- Skalanın güvenilirliği,
- Gözlemciye bağlı durumlar (yaş, yorgunluk, psikolojik durum, renk körlüğü vs.) hatalı sonuçlara neden olabilir [116].

Cihaz Kullanımı İle Renk Seçimi

Rengin ölçülebilmesi için çeşitli cihazlardan yardım alınabilir. Diş hekimliğinde renk seçimi için cihaz kullanımı 1980'li yıllarda başlamıştır. Günümüzde bu amaçla

spektroradyometre, kolorimetre, spektrofotometre ve dijital fotoğraf makineleri kullanılabilir. Tablo 3 bu cihazların en sık kullanılanlarını özetlemektedir.

Tablo 3: Dişhekimliğinde renk seçimi için kullanılan cihazlar [34, 117]

Cihaz	Tipi	Donanım	Ölçüm Alanı	Kullanımı
ClearMatch (Clarity Dental, Salt Lake City, UT)	Dijital görüntü	Dijital kamera	Görüntü boyutu büyütmeyle bağlı	Farklı skalalarla uyumlu renk seçimi
CrystalEye (Olympus America, Center Valley, PA)	Görüntülemeli spektrofotometre	Dijital kamera	Tüm diş	Kendine ait sanal renk skalasına uygun renk seçimi
SpectroShade Micro (MHT Niederhasli, İsviçre)	Görüntülemeli spektrofotometre	Dijital kamera LCD ekran	Tüm diş	Farklı skalalarla uyumlu renk seçimi
ShadeEye NCC (Shofu Dental, Calif)	Kolorimetre	Kablosuz el aleti	3mm çapta	Shofu ve Vita marka porselen için renk seçimi
ShadeScan (Cynovad, Canada)	Dijital görüntü	Fiber optik kablolu LCD ekranlı el aleti	Tüm diş	Farklı skalalarla uyumlu renk seçimi
ShadeVision (X-Rite, Mich)	Dijital görüntü	Kablosuz LCD ekranlı el aleti	Tüm diş	Farklı skalalarla uyumlu renk seçimi
Vita Easyshade (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen)	Spektrofotometre	Kablolu el aleti	5 mm çapta	Vita klasik ve 3D Master skalaları ile uyumlu renk seçimi

Kolorimetreler sadece temel bir rengin farklı renklerle karşılaştırılması prensibiyle çalışır [118-120]. Spektrofotometreler ise rengin boyutlarını CIELAB değerlerine göre (L^* , a^* , b^* , ΔE) ölçülebilir [87].

Cihaz ile yapılan ölçümlerde, cihazın kalibrasyonu veya cihazın yanlış kullanılması hatalı sonuçlara neden olabilir [116].

Kolorimetreler

Renklerin algılanmalarında rol oynayan tristimulus değerlerini ölçebilen cihazlardır. Rengi ölçülecek objeden yansıyan üç ana renkteki ışık ile referans ışık kaynağının değerlerinin karşılaştırılması ile sonuç elde edilir. Bu cihazlarda sabit ışık kaynağı ve sabit görme açısı kullanılır. Cihazda, gözdeki kon hücrelerine benzer 3 farklı sensör bulunmaktadır ve bu sensörler aracılığıyla renklerin CIE XYZ sistemine yakın değerleri saptanır [77, 79].

Kolorimetreler diğer renk ölçüm cihazlarıyla karşılaştırıldıklarında, daha kolay kullanımları ve küçük olmaları açısından avantaj sağlarlar. Fakat bu cihazların filtreleri kısa sürede eskiebildiğinden, sürekli kullanıma uygun değildir. Ayrıca translusent materyallerde ışık kırılarak dağıldığından, bu tip materyallerin renk ölçümlerinde kullanımları mümkün

değildir [77]. Eğimli yüzeyleri bulunan objelerde de ışık yansımaları farklı yönlerde olduğundan hatalı sonuçlar elde edilebilir [121].

Spektroradyometreler

Bu cihazlar radyometrik ölçümler yapabilmektedir. Görünür ışık spektrumunda 5,10 ve 20 nm aralıklarında ölçüm yapılabilir. Değerler parlaklık (cd/m^2) ve aydınlanma (cd/sr/m^2) ile ifade edilir [122, 123]. Rengin tüm biçimlerinin ölçümünde kullanılabilirler. Ölçüm sırasında pozisyondaki ufak değişimler bile sonucu etkileyebileceğinden dikkatli olunmalıdır [123]. Bu cihazların ölçüm yapan uçları ile örnek arasında herhangi bir açıklık oluşmadığından, renk ölçümünü etkileyen "kenar kaybı" etkisinin önüne geçilmiştir. Dış yüzeylerinin düz olmamaları ve translusensilerinden dolayı spektroradyometreler ile rahatlıkla çalışılabilir [124].

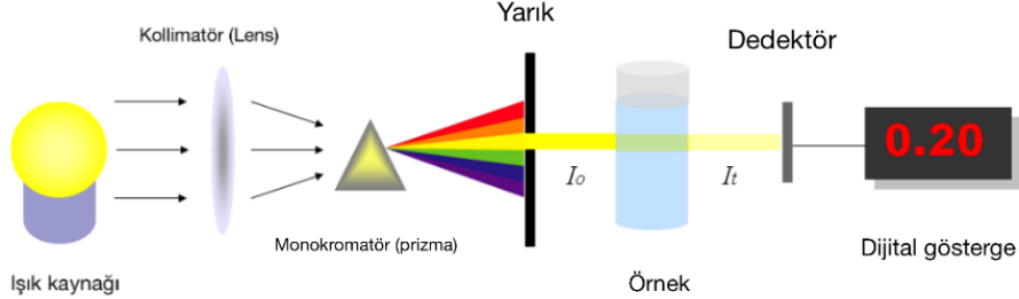
Spektrofotometreler

Spektrofotometreler objelerin yansıttığı ya da geçirdiği radyan enerjiyi ölçebilen cihazlardır. Objeden yansıyan ışığı, görünür ışık spektrumu üzerinde 1-25 nm lik aralıklarda tespit edebilir. Bir ışık kaynağı, ışığı içerdiği dalga boylarına göre ayıran bir prizma (monokromatör), dedektör ve ışık demetini ölçüm için sinyale dönüştürebilen bir sistem içerirler. Kolorimetrelerdeki üç adet ana renk sensörü yerine, pek çok dalga boyuna hassas sensörler içerirler. Bu sayede gözün algılayamadığı renklerin de ölçülebilmesine olanak sağlarlar.

Ölçümler, bir objenin yüzeyinden yansıyan ışığın, beyaz bir zeminden yansıyan ışık ile karşılaştırılmasına dayanır. Örnekten geçen ışık miktarı I , örnekten geçmeden önceki ışık miktarı I_0 olarak ifade edilir ve bu iki değer oranına (I_0/I) yansımaya miktarı (%R) olarak ifade edilir. Yansımaya miktarının logaritması ($\log_{10} I_0/I$) ise absorpsiyon değeri (A) olarak ele alınır [125]. A değerinin 0 olması tüm ışığın örnekten absorbe olmadan geçtiği anlamına gelir ve transmisyon değeri (T) 100 olur.

Spektrofotometrelerin yapısını spektrometre ve fotometre olarak basit iki bölüme ayırmak mümkündür (Şekil 9). Spektrometre, arzu edilen dalga boyu aralığında ışık üretebilen bir ışık kaynağı içerir. Bu ışık öncelikle bir kollimatör (lens) aracılığıyla odaklanarak prizma (monokromatör) üzerine düşürülür. Prizma ışığı içerdiği dalga boylarına ayırır ve seçilen dalga boyu bir yarık aracılığıyla diğerlerinden ayrılır. Fotometre kısmında ise seçilen dalga boyu, örnek üzerinden geçtikten sonra sensörler tarafından algılanır. Işığın örnek tarafından

absorpsiyon derecesi belirlenir ve bu bilgi renk tespiti için kullanılır. Tüm dalga boylarındaki renkler bu şekilde tarandıktan sonra renk tespiti tamamlanır [126].



Şekil 9: Basit bir spektrofotometrenin çalışma prensibinin şeması [125]

Spektrofotometreler tek ya da çift ışık yollu olabilirler. Tek ışık yollu olan tiplerinde I_0 , örneği cihazdan uzaklaştırarak ölçülebilir. Çift ışık yollu spektrofotometrelerde ise kaynaktan gelen ışık ikiye ayrılır. Bir kısmı referans hücre üzerine gönderilirken diğer kısmı örneğin bulunduğu hücreye yönlendirilir. Işık kaynağı olarak genelde 300-2500 nm dalga boyunda ışık yayabilen tungsten ampuller kullanılır. Ultraviyole dalga boyları için döteryum ark lambaları (190-400 nm) ve ksenon ark lambaları (160-2000 nm) kullanılabilir. Görünür ışık spektrumu için ise son zamanlarda LED lambalar tercih edilmektedir [127].

Metamerizmi ayırt edebildiklerinden kolorimetrelere göre daha avantajlılardır. Gün ışığı, floresan ışık ve akkor ampul aydınlatması altında farklı değerler verebilirler. Bu nedenle bilimsel çalışmalarda ve kalite kontrolü gibi profesyonel alanlarda kullanılabilirler [77, 78, 128, 129]. Yapılan bazı bilimsel çalışmalarda spektrofotometre kullanımının, görsel ölçüme kıyasla daha doğru sonuçlar verdiği görülmüştür [130, 131].

Crystaleye (Olympus, Japonya) dişhekimliğinde klinik olarak renk seçiminde kullanılan spektrofotmetrelerden biridir. Bu cihaz geleneksel spektrofotometreler ile dijital fotoğrafçılık teknolojisini biraraya getiren bir çalışma prensibine sahiptir. Geleneksel spektrofotometreler ile karşılaştırıldığında, dijital görüntüleme sayesinde diş rengi daha kolay ve doğru biçimde belirlenebilir. Bu sistemin en büyük avantajı, bilgisayar yazılımında sanal renk skalasına sahip olmasıdır. Gerçek diş görüntüsü görsel olarak bu skala ile karşılaştırılabilir bu sayede diş teknisyeni yapılacak restorasyonun rengini daha sağlıklı biçimde gözünde canlandırabilir. Bu sistemin içerdiği 7 bantlı LED ışık kaynağının aydınlatması sayesinde diş görüntüsü diğer

dijital kameralara oranla daha net biçimde kaydedilir. Ayrıca diş görüntüsü direkt olarak ağız içinden alındığından, dış ışığın rengin kaydedilmesi üzerindeki etkisinin önüne geçilmiş olunur [128].

Vita Easyshade Compact (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) diş hekimliğinde kullanılan kablosuz, taşınabilir ve ekonomik bir spektrofotometredir. Renk seçiminde ve analizinde klinisyenlere yardımcı olmaktadır. Tek diş, diş alanı (servikal, orta ve insizal) ve renk skalası (parlaklık, doygunluk ve ton karşılaştırması) olmak üzere farklı ölçüm modları bulunmaktadır [128].

Shade- X (X-Rite, Amerika Birleşik Devletleri) nokta ölçümleri için kullanılabilen, kompakt, kablosuz bir spektrofotometredir. 3 mm çapında bir ölçüm ucu bulunur. Diş hekimliğindeki popüler renk skalaları ile uyumlu sonuçlar verebilir. Dişin dentin dokusu ve insizal kısmı için sahip olduğu iki farklı veritabanı ile karşılaştırma yaparak rengi belirler [128].

SpectroShade Micro (MHT Optic Research, Niederhasli, İsviçre) görüntülemeli bir spektrofotometredir. Dijital kamera ve spektrofotometre kombinasyonu şeklinde çalışır. Analitik yazılım içeren bir bilgisayar sistemi bulundurur. Dokunmatik ekranından diş pozisyonlandırması takip edilerek renk ölçümü yapılır. Elde edilen veriler başka bir bilgisayara aktarılabilir [128].

Yapıştırıcı materyallerin güncel CAD/CAM materyallerinin rengi üzerine, etkisinin incelendiği bu çalışmanın hipotezine göre; 1) Farklı yapıştırıcı materyal tipleri, restorasyonların renk değerleri açısından bir farklılığa neden olmazlar; 2) Yaşlandırma renk değerleri üzerine etki etmez; 3) Restorasyon materyallerinin tipi, yapıştırıcı materyallerin tipi ve kalınlık ΔE değerleri üzerine bir etki göstermez; 4) Tüm materyaller yaşlandırmadan benzer şekilde etkilenirler.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

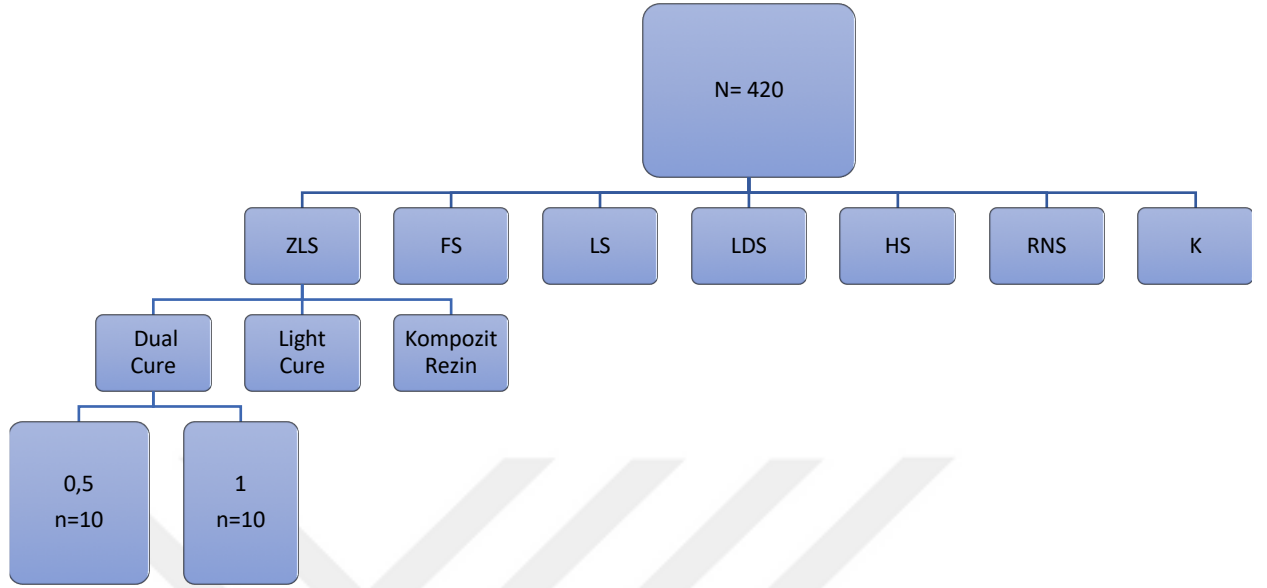
3.1 Seramik Örneklerin Elde Edilmesi

Örnek sayısı, yapılan power analizinin sonuçlarına dayanarak, 7 farklı seramik grubunda, her kalınlık ve siman çeşidi için 10'ar adet örnek (n=10) olacak şekilde hazırlanmıştır (N=420). Kullanılan CAD/CAM bloklarının isimleri, içerikleri, üretici firmaları Tablo 4'te özetlenmiştir.

Tablo 4: Çalışmada kullanılan CAD/CAM blokları, üretici firmalar, içerikleri, türleri, kısaltmaları ve lot numaraları

CAD/CAM Blokları	Türü	Üretici firma	İçerik	Lot No.
Cerec Blocs	Feldspatik seramik (FS)	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, CaO, TiO ₂	CE 01251410
IPS Empress CAD	Lösit içerikli cam seramik (LS)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , K ₂ O	U 06833
IPS e.max CAD	Lityum disilikat içerikli cam seramik (LDS)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Li ₂ O, K ₂ O, P ₂ O ₅ , MgO	T 10330
Vita Suprinity	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat içerikli cam seramik (ZLS)	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, P ₂ O ₅ , Al ₂ O ₃ , ZrO ₂ , CeO ₂	47610
Lava Ultimate	Rezin Nanoseramik (RNS)	3M ESPE, Seefeld, Almanya	BisGMA, UDMA, BisEMA, TEGDMA, silika, zirkonya nanopartiküller	N 582510
Cerasmart	Hibrit seramik (HS)	GC Dental Products Europe, Leuven, Belçika	BisMEPP, UDMA, DMA, silika, baryum cam nanopartikülleri	1411191
Brilliant Crios	Güçlendirilmiş kompozit (K)	Coltene, Altstätten, İsviçre	Camsı faz, çapraz bağlı metakrilat zincirleri, amorföz silisik asit	G65714

BisGMA: bisfenol A diglisidileter dimetakrilat; UDMA: ürethan dimetakrilat; BisEMA: etoksile bisfenol A dimetakrilat; TEGDMA: trietil glikol dimetakrilat; BisMEPP: 2,2-Bis (4- metakriloksipolietoksifenil) propan; DMA: dodesil dimetakrilat.



Şekil 10: Çalışma gruplarının ayrımının şeması

Tüm bloklar A2 high translucency (HT) renginde seçilmiştir.

Bloklardan hassas kesim cihazında (Mecatome T180 (Presi, Grenoble, Fransa)) elmas kesme diski yardımıyla, su soğutması altında kesitler alınmıştır.

Kristalizasyon gerektiren lityum disilikat cam seramik (LDS) ve zirkonya destekli lityum silikat (ZLS) için kristalizasyon işlemleri üretici firmaların tavsiyeleri doğrultusunda gerçekleştirilmiştir. ZLS (Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)) örnekler için porselen fırınında (Vita Vacumat 40 (Vita Zahnfabrik)) Tablo 5' te sunulan parametreler ile kristalizasyon gerçekleştirilmiştir.

Tablo 5:ZLS örneklerin kristalizasyonları için gerekli parametreler

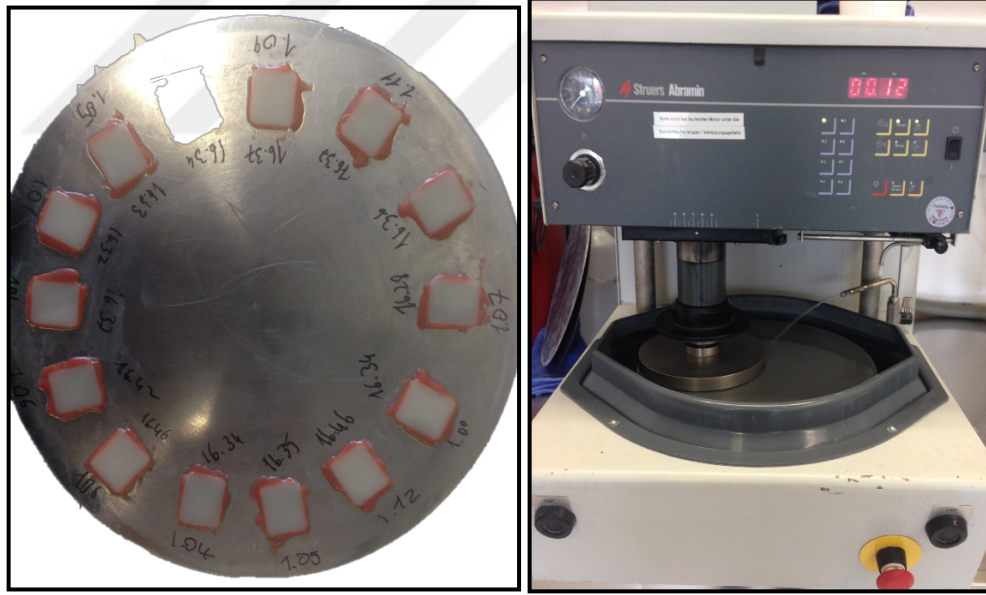
Ön kurutma (°C)	Stand-by aralığı	Sıcaklık yükselme aralığı	Sıcaklık yükselme derecesi (°C)	Ortalama sıcaklık (°C)	Stand-by süresi	Vakum süresi	Soğutma sıcaklığı (°C)
400	4.00	8.00	55	840	8.00	8.00	680

LDS (e.max (Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein)) örneklerin porselen fırınında (Programat P700 (Ivoclar Vivadent)) kristalizasyonları için kullanılan parametreler Tablo 6'da gösterilmiştir.

Tablo 6: LDS örneklerin kristalizasyonları için gerekli parametreler

Stand-by (°C/°F)	Soğutma aralığı (dk)	Isıtma hızı (°C/dk)	Pişirme sıcaklığı (°C/°F)	Bekletme zamanı (dk)	Isıtma hızı (°C/dk)	Pişirme sıcaklığı (°C/°F)	Bekletme zamanı (dk)	Vakum 1 (°C/°F)	Vakum 2 (°C/°F)	Uzun dönem soğutma (°C/°F)
403/757	6:00	90/162	820/1508	0:10	30/54	840/1544	7:00	550/820 1022/1508	820/840 1508/1540	700/1292

Daha sonra örnekler tek yüzeylerinden P600, P1200 ve P2000 gritlik silikon karbid zımparalar ile $0,5$ ve $1 \pm 0,07$ mm kalınlıklara inene dek bir zımparalama cihazı kullanılarak (Abramin (Struers, West Lake, Amerika Birleşik Devletleri)) cilalanmıştır. Cilalama işlemi için örnekler metal platformlara yapıştırıcı mum ile sabitlenmiş ve cilalama 3-10 bar arasında basınç altında yapılmıştır (Resim 1).



Resim 1: Cila işlemi için çelik platformlara sabitlenen örnekler ve cila makinesi

3.2 Simantasyon Öncesi Spektrofotometrik Ölçümler

Tüm örneklerin renk koordinatları CIELAB sistemine uygun şekilde iki ışın sistemli spektrofotometre (Lambda 35 Perkin Elmer (Perkin Elmer Inc (Shelton, Amerika Birleşik Devletleri)) aracılığı ile tespit edilmiştir. 400 nm ile 700 nm arasında dalga boyuna sahip ışık

kaynağı ile aydınlatılan örneğin ortasından geçen ışık huzmesinin absorpsiyonu ile referans noktasından geçen ışık huzmesinin absorpsiyonu sensörler tarafından kaydedilerek karşılaştırıldı ve seçilen dalga boyu aralığında örneğin ışık absorpsiyonunun bir grafiği elde edildi. Örneklerin translusensi değerleri (T%) aşağıdaki formüle göre elde edilmiştir:

$$T\% = (L_{\text{örnek}} / L_{\text{kaynak}})$$

$L_{\text{örnek}}$: Örnek ışık kaynağı önündeyken elde edilen ışık miktarı

L_{kaynak} : Işık kaynağından örnek bulunmadan elde edilen ışık miktarı

Elde edilen verilerden CIELAB sistemine uygun renk koordinatları Color 3.0 (Perkin Elmer Inc) yazılımı aracılığıyla belirlenmiştir. Elde edilen veriler kontrol gruplarına ait olarak kaydedilmiştir.

3.3 Seramik Örneklerin Rezin Simanlar ile Simantasyonu

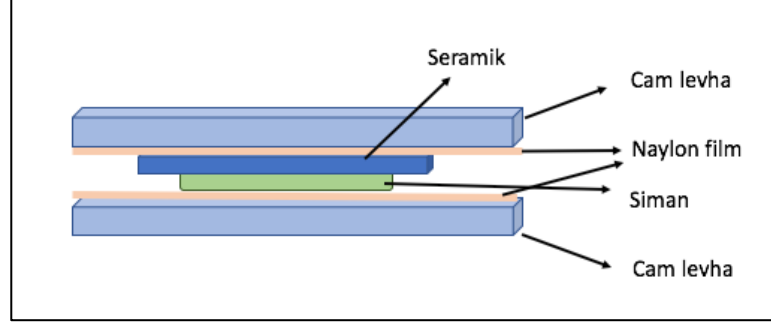
Rezin içerikli bloklardan elde edilen örneklerin (HS, KR, RNS) yüzey işlemleri üretici firmaların önerileri doğrultusunda yapılmıştır. Bu materyallerin simantasyon öncesinde cilasız yüzeylerinde, 25 µm boyutundaki Al₂O₃ partükülleri ile 1.5 bar basınç altında, 1 cm mesafeden 90° açı ile kumlama yapılmıştır.

Diğer örneklerin simantasyon yüzeyleri %9 hidroflorik asit (Ultradent Products Inc. (South Jordan, Amerika Birleşik Devletleri) ile pürüzlendirilmiştir. FS için 60 sn; LS için 60 sn; ZLS için 20 sn ve LDS için 20 sn süreyle asit uygulanmıştır. Daha sonra örnekler ultrasonik temizleyicide (L&R Mfg Co. (Kearny, Amerika Birleşik Devletleri)) distile su yardımıyla 3 dakika boyunca temizlenmiştir.

Örneklerin simantasyon yüzeylerine öncelikle 60 sn süreyle silan uygulanmış (Monobond Plus (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)) ve kuru hava ile uzaklaştırılmıştır. Daha sonra bonding ajanı (Heliobond (Ivoclar Vivadent) uygulanarak kuru hava ile inceltirilmiştir.

LC (light cure) (Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent)) ve DC (dual cure) (Variolink Esthetic DC (Ivoclar Vivadent)) rezin simanlar direk olarak oda sıcaklığında saklanan tüplerinden sıkılarak örnek yüzeylerine uygulanmıştır (Resim 2). Tablo 7 'de çalışmada kullanılan yapıştırıcı materyaller özetlenmiştir. Siman camı üzerine, naylon film bunların üzerine de siman uygulanmış örnekler yerleştirilerek tekrar saydam plastik film ve siman camı

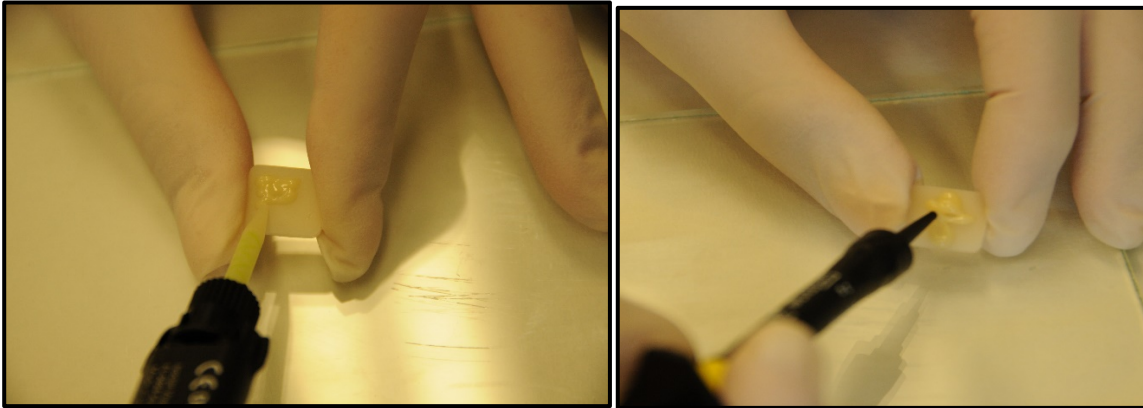
konulmuştur (Şekil 11). Camın ağırlığı altında rezin simanlar seramik yüzeylerinden 10 sn süreyle, direkt temas altında polimerize edilmiştir. Polimerizasyon için 1200 mW/cm² gücündeki LED ışık kaynağı Elipar S10 (3M ESPE (Seefeld, Almanya)) kullanılmıştır.



Şekil 11: Simantasyon metodu

Tablo 7: Çalışmada kullanılan yapıştırıcı materyaller, kısaltmaları, türleri, üretici firmaları, içerikleri ve lot numaraları

Yapıştırıcı Materyal	Türü	Üretici Firma	İçeriği	Lot No
Variolink Esthetic LC (LC)	Işık ile sertleşen rezin siman	Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein	UDMA, iterbiyum trifluorid	T21748
Variolink Esthetic DC (DC)	Işık ve kimyasal yolla sertleşen rezin siman	Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein	UDMA, iterbiyum trifluorid, dimetilbenzil hidroperoksit	T30447
Enamel Plus HRi (K)	Kompozit rezin	Micerium S.p.A, İtalya	BisGMA, UDMA, 1,4-Butandioldimetakrilat	2016000622



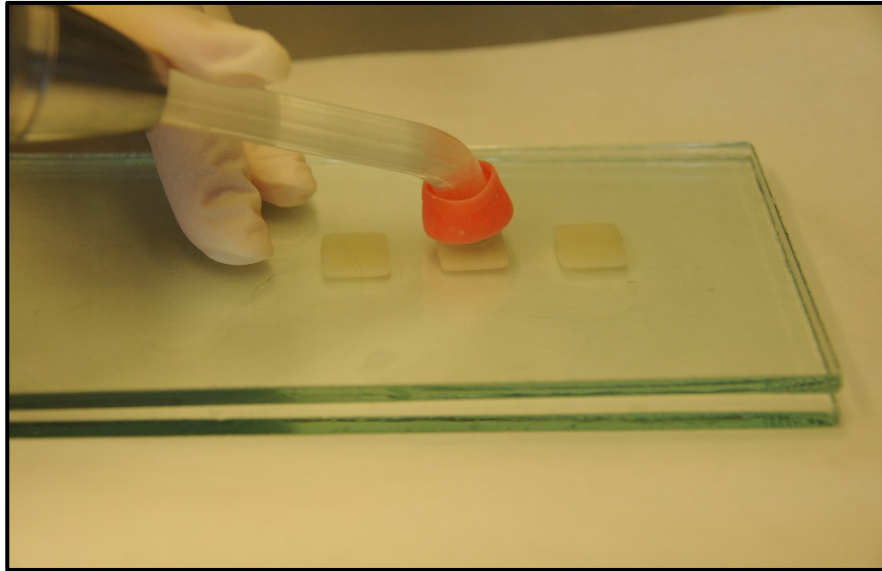
Resim 2: Rezin simanların örnekler üzerine yerleştirilmesi

Nanohibrit kompozit rezin (KR) Enamel Plus HRi (Micerium S.p.A (Avegno,İtalya)) kompozit ısıtıcı cihazda (ENA Heat, Micerium S.p.A) 55°C'ye dek ısıtılarak, spatül yardımıyla örnek yüzeylerine uygulanmıştır (Resim 3). Siman camı üzerine, naylon film bunların üzerine de ısıtılmış kompozit rezin uygulanmış örnekler yerleştirilerek tekrar naylon film ve siman camı konulmuştur. Camın ağırlığı ve parmak basıncı altında kompozit rezin, seramik yüzeylerinden direkt temas altında 10 sn süreyle polimerize edilmiştir (Resim 4).

Simantasyon sonrası tüm örneklerin kalınlıkları tekrar dijital kumpas aracılığıyla kaydedilmiş ve siman kalınlıkları belirlenmiştir. Ortalama olarak $0,15 \pm 0,06$ mm siman kalınlığı elde edilmiştir. Simantasyon sonrası tüm örnekler oda sıcaklığında, ışık geçirmeyen kutularda saklanmıştır.



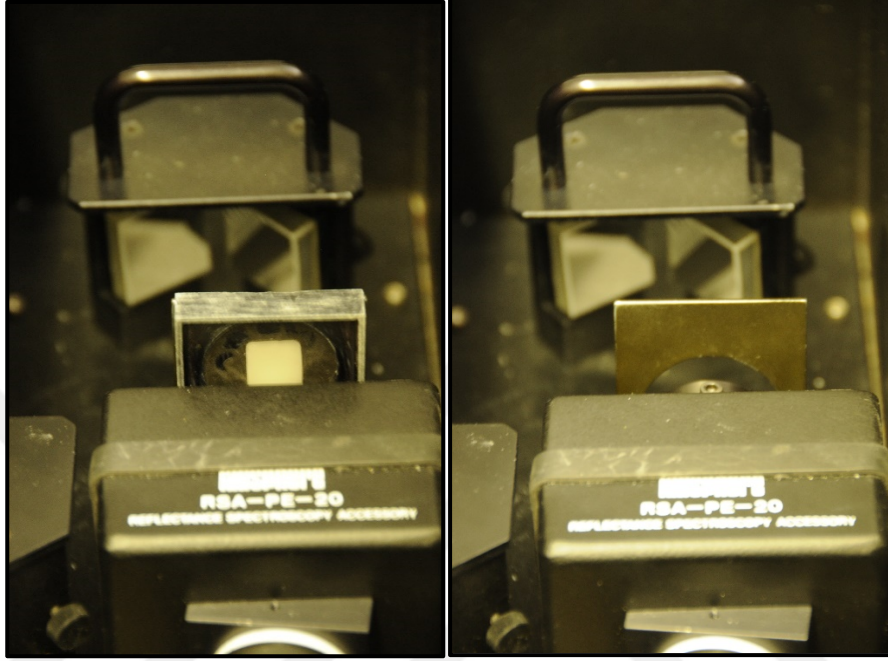
Resim 3: Isıtılmış kompozitlerin örnekler üzerine uygulanışı



Resim 4: Rezin siman ve kompozit uygulanmış örneklerin ışık cihazıyla polimerizasyonu

3.4 Simantasyon Sonrası Spektrofotometrik Ölçümler

Spektrofotometrik ölçümler, simantasyon aşamasından hemen sonra örnekler seramik yüzeyleri ışık kaynağına bakacak şekilde daha önce uygulanan protokollere uygun biçimde tekrarlanmıştır (Resim 5).



Resim 5: Spektrofotometrik ölçüm için örneklerin spektrofotometreye yerleştirilmesi

3.5 Yaşlandırma

Örnekler termal siklus cihazında distile su içerisinde yaşlandırma için ışık geçirmeyecek şekilde kumaş keseler içerisine yerleştirilmiştir. Yaşlandırma için 5 °C ile 55 °C derece arasında sıcaklık değişimi ile 5000 siklus uygulanmıştır (Thermocycler, SD Mechatronik (Feldkirchen, Almanya). Örnekler spektrofotometrik ölçümler öncesi ışık almayan kutularda oda sıcaklığında bekletilmiştir.

3.6 Yaşlandırma Sonrası Spektrofotometrik Ölçümler

Yaşlandırmadan hemen sonra son spektrofotometrik ölçümler yapılmıştır. Örneklerin seramik yüzeyleri ışık kaynağına bakacak şekilde daha önce uygulanan protokollere uygun biçimde tekrarlanıp kaydedilmiştir. Örneklerin yaşlandırma öncesi renk değerleri ile yaşlandırma sonrası renk değerleri ΔE formülü ile hesaplanarak istatistiksel analiz için kaydedilmiştir.

$$\Delta E = \sqrt{(L_A^* - L^*)^2 + (a_A^* - a^*)^2 + (b_A^* - b^*)^2}$$

L_A = yaşlandırma sonrası parlaklık

a_A = yaşlandırma sonrası a^* değerleri

b_A = yaşlandırma sonrası b^* değerleri

3.7 İstatistiksel Analiz

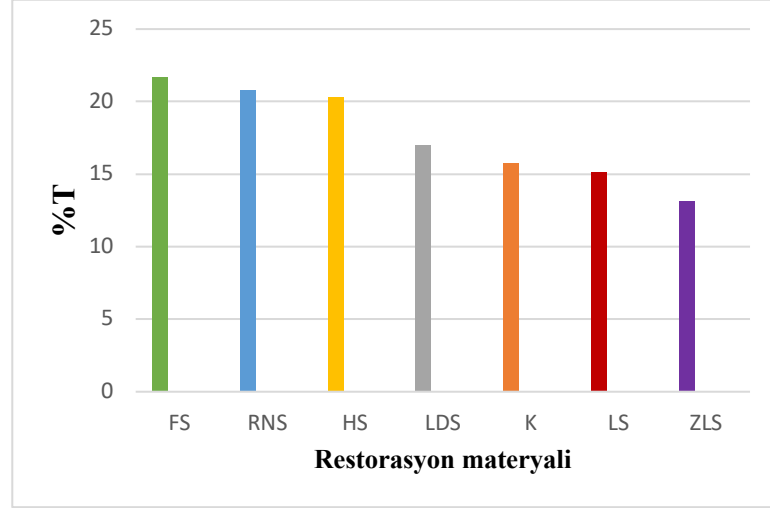
Çalışma gruplarında yer alacak örnek sayısının belirlenmesi için, hata payı %5, güç %80, iki grup arası maksimum ortalama fark 1,5, standart sapma 1,5 olacak şekilde power analizi yapılmıştır. Bu analizin sonucuna göre, grup başı örnek sayısı minimum 9 olarak hesaplandığından, her grupta 10 örneğin yer almasına karar verilmiştir. İstatistiksel analiz için veriler SPSS V.23 (SPSS INC, Chicago, IL, ABD) yazılımına yüklendi. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu “Kolmogorov-Smirnov” testi ile ölçüldü ve normal dağılımda oldukları belirlendi. Daha sonra 3 yönlü ANOVA testi uygulandı. İstatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunan gruplarda Tukey HSD Post hoc testi kullanıldı. Belirlenen hipoteze uygun şekilde veriler bölünerek, restorasyon materyali ile yapıştırıcı materyalin cinsinin ΔE ve renk değerleri üzerindeki etkisi Kruskal-Wallis testi, kalınlığın renk değerleri üzerindeki etkisi ise Mann Whitney U testi ile incelendi. Ayrıca t testi uygulanarak yaşlandırmanın L^* , a^* ve b^* değerleri üzerindeki etkisi incelendi. İstatistiksel analizlerin sonuçlarında, p değerleri 0,05'ten küçük değerler anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

A2 renginde HT bloklardan elde edilen örnekler simantasyon işlemi öncesinde kontrol grubu olarak spektrofotometrik ölçümlerden geçirilmiştir. Bu ölçümlerden elde edilen verilere göre restorasyon materyallerinin ortalama translusensi değerleri (%T) Tablo 8 ve Grafik 1'de verilmiştir.

Tablo 8: Kontrol gruplarının ortalama translusensi değerleri ve standart sapmaları

Restorasyon materyali	Kalınlık	T% Ortalama ± SS
RNS	0,5	23,47 ± 1,11
	1	18,08 ± 0,57
HS	0,5	23,21 ± 0,46
	1	17,26 ± 0,87
FS	0,5	24,27 ± 0,59
	1	19,11 ± 0,37
K	0,5	17,72 ± 0,44
	1	13,79 ± 0,33
LDS	0,5	19,69 ± 0,38
	1	14,34 ± 0,71
LS	0,5	20,34 ± 2,69
	1	9,96 ± 1,15
ZLS	0,5	15,61 ± 0,5
	1	10,81 ± 0,88

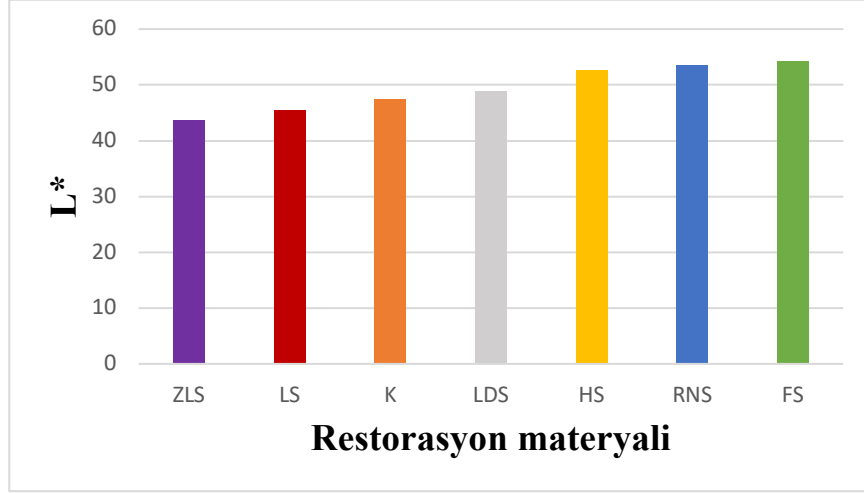


Grafik 1: Kontrol gruplarına ait %T değerleri ortalamaları (iki kalınlık grubu da dahildir)

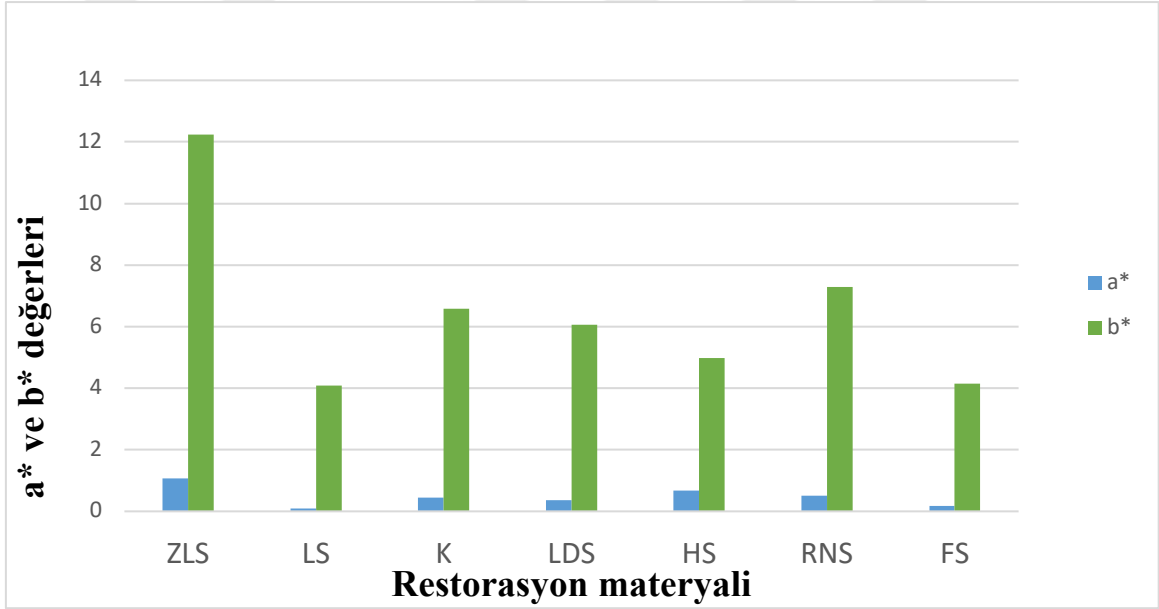
Kontrol gruplarının CIELAB sistemine uygun renk değerleri Tablo 9'da, Grafik 2 ve Grafik 3'de görülmektedir.

Tablo 9: Kontrol gruplarının renk değerleri ortalamaları ve standart sapmaları

Restorasyon materyali	Kalınlık	L* Ortalama±SS	a* Ortalama±SS	b* Ortalama±SS
RNS	0,5	56,22±1,12	0,46±0,05	5,99±0,35
	1	50,6±0,68	0,54±0,02	5,59±0,16
HS	0,5	55,74±0,46	0,50±0,03	3,36±0,23
	1	49,31±1,1	0,84±0,04	6,60±0,20
FS	0,5	56,79±0,59	0,17±0,04	2,96±0,18
	1	51,48±0,43	0,18±0,05	5,32±0,22
K	0,5	49,88±0,53	0,29±0,06	4,78±0,28
	1	44,99±0,47	0,6±0,07	8,4±0,25
LDS	0,5	52,1±0,42	0,34±0,11	4,83±0,32
	1	45,53±1,02	0,4±0,05	7,17±0,82
LS	0,5	52,54±3,1	0,09±0,04	3,01±0,27
	1	38,35±2,08	0,08±0,03	5,16±0,29
ZLS	0,5	47,24±0,76	0,8±0,12	9,50±0,69
	1	40,17±1,06	1,31±0,18	14,97±2,44



Grafik 2: Kontrol gruplarına ait L* değerleri ortalamaları (iki kalınlık grubu da dahildir)



Grafik 3: Kontrol gruplarına ait a* ve b* değerleri ortalamaları

Yapılan çalışma sonucunda, simante edilmiş örneklerde, yaşlandırma sonrası renk değerleri ile yaşlandırma öncesi renk değerlerinin farkını ortaya koyan ΔE değerlerinin her grup için ortalamaları, standart sapmaları, minimum/median/maksimum değerleri ve %98 güven aralıkları Tablo 10'da görülmektedir.

Tablo 10: Çalışmada yer alan tüm grupların ΔE değerleri, ortalamaları, standart sapmaları, minimum, maksimum, median değerleri ve %98 güvenlilik aralıkları

Restorasyon materyali	Yapıştırıcı materyal	Kalınlık	ΔE Ortalama \pm SS	Min/Median/Max	98% CI
RNS	DC	0,5	3,29 \pm 1,84	1,09/3,12/7,75	(1,8;4,7)
		1,0	3,64 \pm 1,23	1,62/3,77/5,11	(2,6;4,6)
	LC	0,5	3,83 \pm 1,11	1,55/3,65/5,31	(2,9;4,7)
		1,0	5,22 \pm 0,55	4,33/5,36/6,03	(4,7;5,7)
	KR	0,5	3,22 \pm 0,50	2,44/3,24/4,04	(2,7;3,6)
		1,0	4,52 \pm 0,86	2,66/4,70/5,57	(3,8;5,2)
HS	DC	0,5	3,61 \pm 1,50	1,84/3,55/5,98	(2,4;4,7)
		1,0	3,70 \pm 1,92	1,12/4,01/7,61	(2,2;5,1)
	LC	0,5	4,25 \pm 1,47	1,03/4,35/5,84	(3,2;5,3)
		1,0	1,90 \pm 1,19	0,27/1,99/3,45	(0,9;2,8)
	KR	0,5	3,98 \pm 0,80	2,69/3,92/5,37	(3,2;4,6)
		1,0	4,53 \pm 1,07	2,65/4,94/5,86	(3,6;5,3)
FS	DC	0,5	9,99 \pm 1,24	7,35/10,46/11,31	(9,0;10,9)
		1,0	7,14 \pm 0,63	5,97/7,22/7,81	(6,5;7,6)
	LC	0,5	10,36 \pm 0,55	8,98/10,48/10,85	(9,8;10,8)
		1,0	6,84 \pm 0,74	5,69/7,13/7,59	(6,2;7,4)
	KR	0,5	10,60 \pm 0,36	10,26/10,51/11,51	(10,2;10,9)
		1,0	7,03 \pm 0,33	6,31/7,06/7,33	(6,6;7,3)
K	DC	0,5	5,01 \pm 0,80	3,57/5,15/6,10	(4,3;5,6)
		1,0	4,40 \pm 1,30	1,07/4,67/5,60	(3,3;5,4)
	LC	0,5	5,71 \pm 0,30	5,25/5,69/6,22	(5,3;6,0)
		1,0	4,83 \pm 0,52	3,75/4,87/5,72	(4,3;5,3)
	KR	0,5	5,53 \pm 0,61	4,22/5,70/6,39	(5,0;6,0)
		1,0	5,31 \pm 0,67	4,32/5,43/6,23	(4,6;5,9)
LDS	DC	0,5	3,13 \pm 0,64	1,53/3,22/3,81	(2,5;3,6)
		1,0	5,89 \pm 1,40	4,04/5,74/7,72	(4,7;6,9)
	LC	0,5	4,19 \pm 0,56	3,03/4,42/4,67	(3,6;4,6)
		1,0	8,33 \pm 0,66	7,18/8,42/9,45	(7,7;8,9)
	KR	0,5	4,43 \pm 0,32	3,79/4,42/4,94	(4,1;4,7)
		1,0	7,76 \pm 0,56	6,70/7,79/8,44	(7,2;8,2)
LS	DC	0,5	9,18 \pm 2,44	3,24/9,3/11,81	(7,2;11,1)
		1,0	8,96 \pm 1,08	7,11/9,18/10,36	(8,17;9,8)
	LC	0,5	10,98 \pm 1,24	9,44/11,11/13,47	(10,0;11,9)
		1,0	9,33 \pm 0,48	8,65/9,26/10,10	(8,8;9,7)
	KR	0,5	12,93 \pm 0,83	11,60/12,93/14,14	(12,2;13,6)
		1,0	9,91 \pm 0,43	9,37/9,93/10,60	(9,8;10,3)
ZLS	DC	0,5	2,07 \pm 2,14	0,40/1,17/6,82	(0,5;3,6)
		1,0	3,36 \pm 0,96	1,85/3,26/5,13	(2,5;4,1)
	LC	0,5	1,84 \pm 0,48	1,21/1,83/2,66	(1,3;2,2)
		1,0	5,21 \pm 1,62	3,14/4,96/7,90	(3,9;6,4)
	KR	0,5	2,41 \pm 0,57	1,43/2,27/3,29	(1,9;2,9)
		1,0	5,85 \pm 1,82	3,97/5,23/9,40	(4,4;7,2)

Yapılan üç yönlü ANOVA analizine göre (Tablo 11) ΔE değerleri, en fazla restorasyon materyalinin cinsinden ($\eta_p^2 = 0,85$, $p < 0,001$) sonra da yapıştırıcı materyalin tipinden ($\eta_p^2 = 0,15$, $p < 0,001$) etkilenmektedir. Fakat kalınlığın ΔE üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin bulunmadığı görülmüştür ($p < 0,05$). Bu üç değişken arasında da ΔE üzerinde etkili bir

etkileşim mevcuttur ($\eta_p^2 = 0,13$, $p < 0,001$). Fakat kalınlık ile siman arasında herhangi bir etkileşim mevcut değildir ($p > 0,05$).

Tablo 11: ΔE değerlerinin 3 yönlü ANOVA analizi ile incelenmesi

	Kareler Toplamı	df	Karelerin Ortalaması	F	Sig.	Parsiyel Eta-Kare
Restorasyon Materyali	2477,26	6	412,87	345,62	0,00	0,85
Kalınlık	2,32	1	2,32	1,94	0,17	0,01
Siman	78,29	2	39,15	32,77	0,00	0,15
Restorasyon Materyali * Kalınlık	510,04	6	85,01	71,16	0,00	0,53
Restorasyon Materyali * Siman	65,44	12	5,45	4,57	0,00	0,13
Kalınlık * Siman	0,69	2	0,35	0,29	0,75	0,00
Restorasyon Materyali * Kalınlık * Siman	68,25	12	5,69	4,76	0,00	0,13

Restorasyon materyallerine göre ΔE değerleri karşılaştırıldığında, Tukey HSD testinin sonuçlarına göre, en yüksek ΔE değeri LS grubunda görülmüştür (Tablo 12). En düşük ΔE değeri ise ZLS materyalindedir fakat bu grup ile HS ve RNS materyalleri ile istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p > 0,05$).

Tablo 12: Restorasyon materyaline göre ΔE değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları

Restorasyon Materyali	N	ΔE Ortalama	$\pm SS$
ZLS	60	3,45 ^a	$\pm 2,21$
HS	60	3,66 ^a	$\pm 1,57$
RNS	60	3,96 ^a	$\pm 1,28$
K	60	5,13 ^b	$\pm 0,89$
LDS	60	5,62 ^b	$\pm 2,05$
FS	60	8,66 ^c	$\pm 1,86$
LS	60	10,24 ^d	$\pm 1,85$
<i>Aynı sütündeki benzer üstyazı harfleri, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın olmadığını gösterir.</i>			

Yapıştırıcı materyaller karşılaştırıldığında ise tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık mevcuttur. En yüksek ΔE değerleri ısıtılmış kompozit rezin ile simante edilmiş örneklerde görülmüştür ($\Delta E = 6,29$) (Tablo 13). En düşük ΔE değerleri ise DC rezin siman ile yapıştırılmış örneklerde görülmüştür ($\Delta E = 5,21$) ($p < 0,05$).

Tablo 13: Yapıştırıcı materyale göre ΔE değerlerinin ortalamaları ve karşılaştırılması

Yapıştırıcı Materyal	N	ΔE Ortalama	$\pm SS$
DC	140	5,21 ^a	$\pm 2,84$
LC	140	5,92 ^b	$\pm 2,94$
Kompozit rezin	140	6,29 ^c	$\pm 3,03$
<i>Aynı sütündeki benzer üstyazı harfleri, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın olmadığını gösterir.</i>			

Tablo 14:Simante edilmiş örneklere ait renk değeri ortalamaları ± standart sapmaları

Restorasyon Materyali	Yapıştırıcı Materyal	Kalınlık	L* Ortalama±SS	a* Ortalama±SS	b* Ortalama±SS
RNS	DC	0,5	51,16±0,61	0,43±0,04	8,53±0,47
	DC	1,0	47,29±0,23	0,56±0,04	10,65±0,52
	LC	0,5	51,24±0,46	0,48±0,05	8,40±0,63
	LC	1,0	47,30±0,23	0,57±0,04	10,15±0,47
	KR	0,5	50,27±0,88	0,73±0,09	8,44±0,57
	KR	1,0	46,85±0,78	0,78±0,08	10,25±0,71
HS	DC	0,5	51,18±0,37	0,57±0,05	6,84±0,72
	DC	1,0	48,20±0,35	0,80±0,03	9,03±0,34
	LC	0,5	52,22±0,49	0,56±0,02	6,28±0,62
	LC	1,0	48,42±0,43	0,84±0,04	8,87±0,35
	KR	0,5	51,61±1,13	0,69±0,09	6,41±0,89
	KR	1,0	46,96±0,84	0,90±0,05	8,45±0,44
FS	DC	0,5	46,6±0,47	0,08±0,05	5,45±0,42
	DC	1,0	39,61±0,56	0,20±0,04	7,00±0,32
	LC	0,5	47,17±0,42	0,13±0,05	5,26±0,47
	LC	1,0	39,65±0,34	0,26±0,06	6,86±0,31
	KR	0,5	46,81±0,39	0,29±0,05	5,09±0,40
	KR	1,0	39,49±0,32	0,44±0,04	7,04±0,18
K	DC	0,5	49,80±0,80	0,25±0,05	7,54±0,86
	DC	1,0	44,23±0,68	0,64±0,07	10,37±0,63
	LC	0,5	49,35±0,74	0,21±0,05	6,72±0,58
	LC	1,0	44,75±0,43	0,64±0,04	10,53±0,52
	KR	0,5	49,05±0,86	0,46±0,11	7,13±0,61
	KR	1,0	43,17±0,69	0,96±0,13	9,96±0,71
LDS	DC	0,5	49,90±0,52	0,32±0,05	7,70±0,59
	DC	1,0	44,63±0,82	0,28±0,03	9,33±0,34
	LC	0,5	49,62±0,59	0,36±0,06	7,49±0,53
	LC	1,0	42,99±0,26	0,35±0,03	9,01±0,38
	KR	0,5	49,48±0,74	0,48±0,06	7,43±0,41
	KR	1,0	41,88±0,77	0,59±0,06	9,35±0,48
LS	DC	0,5	48,42±1,67	0,07±0,14	6,03±1,15
	DC	1,0	41,55±0,82	0,20±0,05	7,45±0,49
	LC	0,5	46,73±0,84	0,19±0,27	6,35±0,95
	LC	1,0	41,03±0,60	0,27±0,03	7,74±0,40
	KR	0,5	44,24±1,15	0,46±0,09	6,65±1,15
	KR	1,0	38,74±0,85	0,59±0,09	8,51±0,71
ZLS	DC	0,5	51,92±0,57	0,94±0,09	12,21±0,55
	DC	1,0	41,38±1,04	1,69±0,11	20,17±1,88
	LC	0,5	50,84±2,09	0,97±0,10	12,50±1,56
	LC	1,0	42,20±0,97	1,59±0,14	18,67±2,43
	KR	0,5	49,31±0,65	0,99±0,08	11,88±0,79
	KR	1,0	42,22±1,38	1,57±0,17	17,98±2,41

Simante edilmiş örneklere ait renk değerleri Tablo 14'te sunulmuştur. Üç yönlü ANOVA analizinin sonuçlarına göre, L* değerleri en fazla kalınlıktan ($\eta_p^2 = 0,939$, $p < 0,001$) daha sonra da restorasyon materyalinin çeşidinden ($\eta_p^2 = 0,902$, $p < 0,001$) etkilenmektedir. En az ise yapıştırıcı materyalden etkilenmektedir ($\eta_p^2 = 0,301$, $p < 0,001$). Ayrıca kalınlık, restorasyon materyali ve yapıştırıcı materyal arasında da L* değerleri üzerinde etkili bir etkileşim mevcuttur ($\eta_p^2 = 0,203$, $p < 0,001$) (Tablo 15).

Tablo 15: L* değerlerinin üç yönlü ANOVA analizi ile incelenmesi

	Kareler Toplamı	df	Karelerin Ortalaması	F	Sig.	Parsiyel Eta-Kare
Restorasyon Materyali	2214,74	6	369,12	578,39	0,00	0,90
Kalınlık	3661,85	1	3661,85	5737,88	0,00	0,94
Siman	103,15	2	51,58	80,82	0,00	0,30
Restorasyon Materyali * Kalınlık	295,93	6	49,32	77,28	0,00	0,55
Restorasyon Materyali * Siman	86,57	12	7,21	11,30	0,00	0,27
Kalınlık * Siman	0,53	2	0,27	0,42	0,66	0,00>
Restorasyon Materyali * Kalınlık * Siman	61,09	12	5,09	7,98	0,00	0,20

Restorasyon materyallerine göre L* değerleri karşılaştırıldığında, Tukey HSD testinin sonuçlarına göre, en düşük değerler FS ve LS gruplarında görülmüştür, bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0,05$) (Tablo 16). En yüksek L* değerlerine sahip restorasyon materyali ise HS olarak belirlenmiştir.

Tablo 16: Restorasyon materyallerine göre L* değerlerinin ortalamaları

Restorasyon Materyali	N	L* Ortalama	±SS
FS	60	43,22 ^a	±3,69
LS	60	43,37 ^a	±3,49
ZLS	60	46,31 ^b	±4,64
LDS	60	46,42 ^{b,c}	±3,43
K	60	46,78 ^c	±2,81
RNS	60	49,02 ^d	±2,01
HS	60	49,76 ^e	±2,09

Aynı sütundaki benzer üstyazı harfleri, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın olmadığını gösterir.

Simantasyon materyalleri karşılaştırıldığında, Tukey HSD testinin sonuçlarına göre, kompozit rezin grubunun L* değerleri DC ve LC simanlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşüktür. DC ve LC grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir (Tablo 17). Fakat bu durum yaşlandırma sonrası değişim göstermektedir. Yaşlandırma sonrası L* değerleri karşılaştırıldığında DC siman grupları en düşük L* değerlerini gösterirken en yüksek L* değerleri LC grubuna aittir.

Tablo 17: Yapıştırıcı materyallere göre L* ve L_A* değerlerinin ortalaması, standart sapmaları (SS) ve karşılaştırılması

Yapıştırıcı Materyal	N	L*Ortalama	±SS	L _A *Ortalama	±SS
KR	140	45,76 ^a	±4,07	51,95 ^b	±3,51
LC	140	46,66 ^b	±2,94	52,45 ^c	±3,68
DC	140	46,84 ^b	±3,94	51,24 ^a	±4,08
<i>Aynı sütundaki benzer üstyazı harfleri, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın olmadığını gösterir.</i>					

T testi aracılığıyla, yaşlandırmanın L* değerleri üzerine etkisi incelendiğinde, kompozit rezin ile simante edilmiş örneklerde, ZLS ve HS grubunun L* değerlerinin yaşlandırmadan istatistiksel olarak anlamlı biçimde etkilenmediği belirlenmiştir (p>0,05). DC siman ile simante edilmiş örneklerde ise RNS, FS, K, LDS ve LS gruplarının L* değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik belirlenmemiştir (p>0,05). LC ile simante edilmiş örneklerde ise, RNS grubunun L* değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik belirlenmemiştir (p>0,05). Diğer tüm materyallerin L* değerleri yaşlandırmadan anlamlı derecede etkilenmiştir. DC ile simante edilmiş HS grubu hariç, tüm gruplarda L* değerlerinde artış söz konusudur. Yaşlandırma sonrası L* değerinde düşüş yalnızca DC ile simante edilmiş HS grubunda gözlenmiştir.

Tablo 18: Yaşlandırma sonrası renk değeri ortalamaları ± standart sapmaları

Restorasyon Materyali	Yapıştırıcı Materyal	Kalınlık	L _A Mean±SD	a _A Mean±SD	b _A Mean±SD
RNS	DC	0,5	52,87±3,53	0,41±0,21	8,93±0,81
		1,0	50,87±1,21	0,60±0,08	11,26±0,50
	LC	0,5	55,04±0,92	0,47±0,05	8,65±0,66
		1,0	52,47±0,47	0,64±0,04	10,72±0,20
	KR	0,5	53,48±1,08	0,81±0,14	8,52±0,56
		1,0	51,31±1,08	0,91±0,13	10,90±0,93
HS	DC	0,5	53,57±2,74	0,59±0,21	7,96±1,09
		1,0	48,26±3,89	0,99±0,26	10,11±0,50
	LC	0,5	55,90±2,60	0,54±0,12	6,83±0,81
		1,0	50,18±1,54	0,96±0,10	9,25±0,39
	KR	0,5	54,99±2,17	0,71±0,14	6,36±1,04
		1,0	51,45±0,64	1,04±0,08	8,79±0,46
FS	DC	0,5	56,55±1,21	0,07±0,24	6,08±0,70
		1,0	46,74±0,34	0,13±0,05	7,25±0,51
	LC	0,5	57,51±0,84	0,05±0,09	5,75±0,50
		1,0	46,46±0,56	0,24±0,11	7,46±0,44
	KR	0,5	57,4±0,46	0,27±0,04	5,33±0,42
		1,0	46,50±0,33	0,45±0,08	7,41±0,36
K	DC	0,5	54,77±0,72	0,21±0,04	8,07±0,98
		1,0	48,45±1,70	0,76±0,17	11,34±0,60
	LC	0,5	55,00±0,78	0,27±0,05	7,53±0,56
		1,0	49,50±0,59	0,70±0,04	11,29±0,73
	KR	0,5	54,57±1,09	0,47±0,11	7,41±0,70
		1,0	48,43±0,67	0,99±0,07	10,82±0,29
LDS	DC	0,5	52,96±0,53	0,30±0,06	8,14±0,58
		1,0	50,37±1,29	0,27±0,13	10,44±0,48
	LC	0,5	53,80±0,85	0,41±0,12	7,72±0,64
		1,0	51,24±0,65	0,36±0,11	10,03±0,51
	KR	0,5	53,90±1,09	0,56±0,05	7,64±0,47
		1,0	49,57±0,85	0,68±0,09	10,35±0,63
LS	DC	0,5	57,52±2,16	-0,01±0,19	6,99±1,35
		1,0	50,40±1,07	0,24±0,14	8,70±0,48
	LC	0,5	57,67±1,78	0,25±0,07	6,94±1,51
		1,0	50,31±0,42	0,16±0,04	8,55±0,48
	KR	0,5	57,15±1,62	0,40±0,10	7,04±1,41
		1,0	48,±0,70	0,47±0,11	9,17±0,84
ZLS	DC	0,5	50,41±2,65	0,83±0,20	12,71±0,59
		1,0	44,18±1,78	2,02±0,35	21,89±1,97
	LC	0,5	52,61±2,20	1,00±0,19	12,50±1,19
		1,0	46,87±1,16	1,70±0,18	17,83±0,85
	KR	0,5	51,67±0,67	1,09±0,10	12,22±0,87
		1,0	47,62±1,28	1,81±0,17	16,86±0,72

Üç yönlü ANOVA analizinin sonuçlarına göre, a* değerleri en fazla restorasyon materyalinin cinsinden ($\eta_p^2 = 0,96$, $p < 0,001$) daha sonra restorasyonun kalınlığından ($\eta_p^2 = 0,75$, $p < 0,001$), en az olarak da yapıştırıcı materyalden etkilenmektedir ($\eta_p^2 = 0,64$, $p < 0,001$). Ayrıca kalınlık, restorasyon materyali ve yapıştırıcı materyal arasında da a* değerleri üzerinde etkili bir etkileşim mevcuttur ($\eta_p^2 = 0,08$, $p < 0,001$) (Tablo 19).

Tablo 19: a* değerlerinin üç yönlü ANOVA analizi ile incelenmesi

	Kareler Toplamı	df	Karelerin Ortalaması	F	Sig.	Parsiyel Eta-Kare
Restorasyon Materyali	45,73	6	7,62	1392,88	0,00	0,96
Kalınlık	6,10	1	6,10	1115,02	0,00	0,75
Siman	3,58	2	1,79	327,08	0,00	0,64
Restorasyon Materyali * Kalınlık	4,54	6	0,76	138,30	0,00	0,69
Restorasyon Materyali * Siman	1,25	12	0,10	18,98	0,00	0,38
Kalınlık * Siman	0,00>	2	0,00>	0,35	0,70	0,00>
Restorasyon Materyali * Kalınlık * Siman	0,19	12	0,02	2,87	0,00>	0,08

Restorasyon materyalleri karşılaştırıldığında, Tukey HSD testinin sonuçlarına göre, yaşlandırma öncesi ve sonrası ZLS grubu diğer restorasyon materyalleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı derecede en yüksek a* değerlerine sahiptir. FS grubu ise en düşük a* değerlerine sahip gruptur (Tablo 20).

Tablo 20: Restorasyon materyallerine göre a* değerlerinin ortalamaları ve karşılaştırılması

Restorasyon Materyali	N	a*Ortalama	± SS
FS	60	0,23 ^a	±0,13
LS	60	0,30 ^b	±0,19
LDS	60	0,39 ^c	±0,12
K	60	0,52 ^d	±0,26
RNS	60	0,59 ^e	±0,14
HS	60	0,72 ^f	±0,14
ZLS	60	1,29 ^e	±0,35

Aynı sütundaki benzer üstyazı harfleri, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın olmadığını gösterir.

Simantasyon materyalleri karşılaştırıldığında, Tukey HSD testinin sonuçlarına göre, yaşlandırma öncesi ve sonrası, kompozit rezin grubu istatistiksel olarak en yüksek a* değerlerine sahip iken, DC siman grubu en düşük a* değerlerine sahiptir (Tablo 21). LC siman

ile kompozit rezinle simante edilmiş örnekler karşılaştırıldığında, kompozit rezin ile yapıştırılmış tüm örneklerde a* değerleri diğer simanlara göre daha yüksek iken, ZLS grubunda, LC siman ile kompozit rezin arasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir (p>0,005).

Tablo 21: Yapıştırıcı materyallere göre yaşlandırma öncesi (a*) ve sonrası (aA*) değerlerinin ortalamaları ve karşılaştırılması

Yapıştırıcı Materyal	N	a*Ortalama	±SS	aA*Ortalama	±SS
DC	140	0,50 ^a	±0,42	0,53 ^a	±0,53
LC	140	0,53 ^b	±0,39	0,56 ^a	±0,43
KR	140	0,71 ^c	±0,32	0,76 ^b	±0,39

Aynı sütündeki benzer üstyazı harfleri, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın olmadığını gösterir

T testi aracılığıyla, yaşlandırmanın a* değerleri üzerine etkisi incelendiğinde, DC siman ile simante edilmiş örneklerde, HS, LDS ve LS materyalleri haricinde tüm restorasyon materyallerinde yaşlandırma sonrası a* değerlerinde artış söz konusudur. HS, LDS ve LS gruplarında a* değerleri yaşlandırmadan etkilenmemiştir. LC siman ile simante edilmiş örneklerde, ZLS ve K gruplarında a* değerlerinde artış görülmüştür. Diğer tüm gruplarda a* değerleri yaşlandırmadan etkilenmemiştir. Kompozit rezin ile simante edilmiş örneklerde, tüm restorasyon materyallerinde a* değerleri yaşlandırma ile birlikte artış göstermiştir (Tablo 20).

Üç yönlü ANOVA analizinin sonuçlarına göre, b* değerleri en fazla restorasyon materyalinin cinsinden ($\eta_p^2 = 0,924$, p<0,001) daha sonra restorasyonun kalınlığından ($\eta_p^2 = 0,734$, p<0,001), en az olarak da yapıştırıcı materyalden etkilenmektedir ($\eta_p^2 = 0,018$, p<0,001) (Tablo 22).

Restorasyon materyalleri karşılaştırıldığında, Tukey HSD testinin sonuçlarına göre, en düşük b* değerleri FS grubunda gözlenirken, en yüksek b* değerleri ZLS grubuna aittir (Tablo 23).

Tablo 22: b* değerlerinin üç yönlü ANOVA analizi ile incelenmesi

	Kareler Toplamı	df	Karelerin Ortalaması	F	Sig.	Parsiyel Eta-Kare
Restorasyon Materyali	3438,71	6	573,12	757,84	0,00	0,92
Kalınlık	784,52	1	784,52	1037,38	0,00	0,73
Siman	5,29	2	2,64	3,49	0,03	0,18
Restorasyon Materyali * Kalınlık	312,87	6	52,14	68,95	0,00	0,52
Restorasyon Materyali * Siman	23,49	12	1,96	2,59	0,03	0,08
Kalınlık * Siman	0,32	2	0,16	0,21	0,81	0,00>
Restorasyon Materyali * Kalınlık * Siman	15,89	12	1,32	1,75	0,06	0,05

Tablo 23: Restorasyon materyallerine göre b* değerlerinin ortalamaları ve karşılaştırılması

Restorasyon Materyali	N	b* Ortalama	±SS
FS	60	6,12 ^a	±1,80
LS	60	7,14 ^b	±1,19
HS	60	6,65 ^c	±1,30
LDS	60	8,39 ^d	±0,97
K	60	8,78 ^d	±1,81
RNS	60	9,40 ^e	±1,11
ZLS	60	15,57 ^f	±3,85

Aynı sütundaki benzer üstyazı harfleri, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın olmadığını gösterir.

Simantasyon materyalleri karşılaştırıldığında, Tukey HSD testinin sonuçlarına göre, kompozit rezin ve LC siman grupları, yaşlandırma öncesi ve sonrasında, DC siman grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük b* değerlerine sahiptir (Tablo 24).

Tablo 24: Yapıştırıcı materyallere göre yaşlandırma öncesi (b*) ve sonrası (b_A*) değerlerinin ortalaması ve karşılaştırılması

Yapıştırıcı Materyal	N	b* Ortalama	±SS	b _A * Ortalama	±SS
KR	140	8,91 ^a	±3,18	9,18 ^a	±2,93
LC	140	8,93 ^a	±3,42	9,37 ^a	±3,08
DC	140	9,19 ^b	±3,64	10,01 ^b	±3,88

Aynı sütundaki benzer üstyazı harfleri, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın olmadığını gösterir.

T testi aracılığıyla, yaşlandırmanın b* değerleri üzerine etkisi incelendiğinde, her simantasyon materyali grubunda yaşlandırma sonrası b* değerlerinde artış görülmüştür.

5. TARTIŞMA

Sıfır hipotezinin "farklı yapıştırıcı materyal tipleri, restorasyonların renk değerleri açısından bir farklılığa neden olmazlar", "yaşlandırma renk değerleri üzerine etki etmez" ve "tüm materyaller yaşlandırmadan benzer şekilde etkilenirler" kısımları rededilmiştir. "Restorasyon materyallerinin tipi, kalınlıkları ve yapıştırıcı materyallerin tipi ΔE değerleri üzerine bir etki göstermez" kısmı ise, çalışma sonuçlarına göre ΔE değerleri kalınlıktan etkilenmediğinden, kısmi olarak rededilmiştir.

Lamina restorasyonlarının üretimi için günümüzde pek çok yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntemlerden başlıcaları, refraktör day üzerinde pişirme, ısı basınç tekniği veya CAD/CAM tekniğidir [16]. CAD/CAM tekniğinde restorasyonlar prefabrike bloklardan, bilgisayarda oluşturulan tasarıma göre kazınarak elde edilirler. Bu bloklar yüksek basınç altında sıkıştırılarak üretildiklerinden, porözite barındırmayan yoğun ve homojen materyallerdir [132]. Bu nedenle geleneksel yöntemlerle elde edilen restorasyonlardan farklı biçimde optik davranışlar sergilemeleri beklenmektedir.

Yapım amacı üstün estetik görünüm olan lamina restorasyonlarının yapımında günümüzde feldspatik porselene alternatif olarak CAD/CAM ile üretime uygun güçlendirilmiş seramikler ve rezin içerikli seramikler bulunmaktadır. Yeni geliştirilen rezin içerikli seramiklerin, seramiklerin üstün optik özellikleri ile rezinlerin üstün fiziksel özelliklerini bir araya getirdikleri iddia edilmektedir [9, 10]. Rezinlerin ağız içi koşullar altında renk değiştirmeye eğilimli oldukları pek çok çalışmayla gösterilmiştir [48, 54, 66, 68]. Bu nedenle rezin içerikli materyallerin estetik açıdan önem taşıyan restorasyonlarda kullanımlarından önce renk stabiliteyi araştırılmalıdır.

Güçlendirilmiş seramikler özellikle tam seramik restorasyonların yapımını mümkün kılmışlardır ve üstün optik özellikleri sayesinde laminaların da yapımında tercih edilmektedirler. Bu materyallerin en önemli özellikleri ışığın yüzeylerinden yansımaları, emilimi ve materyal bünyesindeki saçılımı ile, minenin translusens özelliğini taklit edebilmeleridir. Ayrıca stabil yapıları sayesinde elde edilen renk uyumu uzun süreli kullanımda değişmemektedir [133-135].

Seramik restorasyonların simantasyonunda sıklıkla rezin simanlar tercih edilmektedir. Görünür ışıkla sertleşen DC ve LC simanlar seramik inley, onley ve lamina restorasyonların simantasyonunda yaygın olarak kullanılır hale gelmiştir [136-138]. Rezin simanlar sadece

restorasyonların yapıştırılması değil, aynı zamanda renklerinin düzenlenmesi amacı ile kullanılmaktadır [139]. Yapılan çalışmalar seramik restorasyonların final renginin sadece seramik materyalin rengi tarafından belirlenmediğini, yapıştırıcı simanın renginin de bu konuda etkili olduğunu göstermiştir. Ayrıca restorasyon ve siman kalınlığının, seramik tipinin, alttaki diş dokusunun renginin de renk üzerinde etkili olduğu ispatlanmıştır [134, 140-142]. Bu tez çalışmasında da restorasyonun kalınlığının, üretildiği materyalin ve yapıştırılmasında kullanılan simanın tipinin, restorasyonun final rengi üzerine etkileri incelenmiştir. Çalışmada incelenen rezin simanlar, rezin materyallerin renkleşmesinde önemli rol oynayan amin bileşiklerini içermemektedir ve özellikle estetik önem taşıyan restorasyonların simantasyonunda kullanımları önerilmektedir. Bu materyaller ile ilgili literatürde henüz yeterli araştırmaya rastlanmadığından, bu tez çalışmasında renge olan etkilerinin incelemesi planlanmıştır.

Lamina restorasyonlarının simantasyonunda yaygın olarak kompozit rezinler de kullanılmaktadır. Bu materyallerin geniş renk seçenekleri ve daha ekonomik olmaları klinisyenlere avantaj sağlamaktadır [143, 144]. Kompozit rezinler ısıtıldıklarında viskoziteleri düşer ve simantasyon için daha elverişli hale gelirler. Araştırmalara göre ısıtılmış nanohibrit kompozitlerde film kalınlığı ve viskozitenin %25 oranında azaldığı, mikrohibrit kompozitlerde ise bu düşüşün daha da fazla olduğu bulunmuştur [145, 146]. Kompozitlerin ısıtılması için klinik kullanıma uygun kompozit ısıtıcı cihazlar mevcuttur. Bu cihazlar kompoziti kullanım alanına göre ısılarını iki farklı ısı seviyesine çıkararak viskozitelerinin düşmesini sağlarlar. Ayrıca ısıtılmış kompozit rezinlerde polimerizasyonun etkinliğini gösteren dönüşüm derecelerinin daha yüksek olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur [147, 148]. Bizim çalışmamızda da kondanse edilebilir nanohibrit kompozit rezinler, üretici firmanın önerdiği kompozit ısıtıcı cihazda (ENA Heat, Micerium S.p.A, İtalya), 55 °C ısıya getirildikten sonra simantasyonda kullanılmışlardır.

Işıkla polimerize olan rezin bileşiklerin sertleşme reaksiyonlarının, restorasyon materyallerinin renginden ve kendi renklerinden etkilendikleri bilinmektedir [149]. Bu nedenle, bu çalışmada standardizasyonu sağlama amacıyla, restorasyon materyallerinin ve yapıştırıcı materyallerin tümü aynı renkte (A2) seçilmiştir. Polimerizasyonu başlatan ışığın etkisinin de her grupta eşit derecede olması için ışık geçirgenliği de tüm restorasyon materyallerinde HT olarak seçilmiştir.

Yüzey pürüzlülüğünün restorasyonların translusensisini ve renk değerlerini etkilediği daha önce yapılmış çalışmalar ile ortaya konmuştur [150, 151]. Pürüzsüz yüzeylerde ışık düzgün yansıma yaparak ayna benzeri bir görüntü verirken, pürüzlü yüzeylerde ışık dağınık yansır ve yüzeye daha mat bir görünüm verir [14]. Standardizasyonu sağlamak için, tüm örnekler P 2000 gritlik silikon karbid zımparalar ile cilalanarak benzer pürüzlülükte yüzeyler elde edilmiştir. Ayrıca tüm örneklerin kalınlıkları cila işlemleri sonrası kontrol edilmiştir.

Restorasyon kalınlıklarının rengi etkilediği daha önce yapılmış pek çok çalışmada ispatlanmıştır [140, 152, 153]. Örneklerin kalınlıkları, spektrofotometrede ölçümün yapılacağı aralığın denk geleceği orta kısımlarından elektronik kumpas yardımıyla kontrol edilmiştir. Kesim cihazının hassasiyeti ve cila işlemleri ile oluşan aşınmalardan ötürü örneklerin kalınlıklarında 0,05 mm'lik sapmalar meydana gelmiştir.

Çalışmada renk değerlerinin saptanması için çift ışın sistemli bir spektrofotometreden yararlanılmıştır. Görsel yöntem ile spektrofotometrik ölçümün doğruluğunun karşılaştırıldığı bir çalışmada, spektrofotometrelerin daha başarılı olduğu ispatlanmıştır [130]. Bu cihazlar diş hekimliği alanında renk ölçümü için yaygın olarak kullanılmaktadır [154, 155]. Fakat daha hassas olduğu düşünülen spektrometreler son günlerde tercih edilebilmektedir [156]. Spektrometreler özellikle incelenilen obje ile cihazın ölçüm ucu arasında açıklık bulunmaması açısından eğimli yapıya sahip doğal diş yüzeylerinde tercih edilirler. Yapılan tez çalışmasında düz yüzeyli kesitler kullanıldığı için spektrofotometre ile ölçüm tercih edilmiştir.

Dental materyallerin klinik performanslarının değerlendirilmesi için ağız içi koşulların laboratuvar koşullarına yansıtılması gerekmektedir. Bu amaçla dişhekimliği araştırmalarında materyaller çeşitli yaşlandırma yöntemlerine maruz bırakılırlar. Termal siklus işlemi de bu yöntemlerden birisidir ve bu yöntemde örnekler ısı değişimi le birlikte neme maruz bırakılarak ağız içi koşullar taklit edilmiş olur. Bu yöntemde su sıcaklık değerleri 4-5 °C ile 55-60 °C arasında değişiklik gösterir. Örneklerin banyolarda bekletilme süresi 20-60 saniyedir. Siklus sayısı 500-20,000 olabilir [157-160]. 1994 yılında Uluslararası Standart Organizasyonu (ISO), termal siklus yönteminin dental materyal araştırmalarında standartlarını belirlemiş, 2003 yılında ise güncellemiştir. Literatürde kesin bir bilgi olmamasına rağmen ağız içerisinde bir gün boyunca 20-50 siklusun oluştuğu bildirilmiştir ve buna dayanarak 10,000 siklusun 1 senelik klinik kullanıma karşılık geldiği kabul edilmiştir [161]. Bu çalışmada 5000 termal siklus uygulanmıştır. Araştırmalara göre termal siklusun örnekler üzerinde iki türlü etkisi olmaktadır. Birincisi, sıcak suyun ara fazdaki bileşenlerin hidrolizine sebep olmasıdır. Böylelikle yeterli

derecede polimerize olmamış polimerlerin yapısındaki bağların kopmasına neden olur. İkincisi ise, sıcak-soğuk geçişlerinden dolayı oluşan genişleme-büzülme olaylarının, diş ile restoratif materyallerde farklı derecelerde görülmesi ve bunun sonucunda arayüzlerde stresin oluşmasıdır. Bu stres sonucu çatlaklar oluşarak mikrosızıntıya neden olur ve su absorpsiyonu artar [162].

Yapılan bu tez çalışmasında lamina restorasyonlarının optik davranışları incelendiğinden, incelenen örneklerin lamina restorasyonlarının kalınlıklarını yansıtmaları gerekmektedir. Lamina restorasyonlarının önerilen kalınlıkları, estetiğin sağlanması için 0,3-1 mm arasında değişiklik göstermektedir [163]. Bu restorasyonların optik özelliklerinin incelendiği çalışmalarda [4, 7, 12, 164] olduğu gibi bizim çalışmamızda da kalınlığın etkisini yansıtabilmesi için 0,5 mm ve 1mm'lik kalınlıklarda gruplar oluşturulmuştur.

Siman kalınlığının restorasyonların final rengi üzerine etki ettiği daha önce yapılmış çalışmalar tarafından ispatlanmıştır [4, 140]. Siman kalınlığı ile birlikte destek diş üzerine gelen yapının translusensisi değişeceğinden, siman kalınlığı restorasyonun klinik görünümünü etkileyen bir faktör olarak kabul edilmiştir. Çalışmamızda klinik durumu yansıtma amacıyla diğer çalışmalarda da [140, 164] tercih edilen kalınlık olarak ortalama 0,15 mm siman kalınlığı elde edilmiştir.

Çalışmamızda, kontrol grubu üzerinden yapılan spektrofotometrik incelemelerde, tüm restorasyon materyallerinin farklı renk değerlerine ve translusensi derecelerine sahip olduğu tespit edilmiştir. Bu farklılığın rezin yapıdaki yapıştırıcı materyallerin polimerizasyonlarını, dolayısıyla da renk değişimlerini etkileyebileceği, çalışmanın bir limitasyonu olarak göz önünde bulundurulmalıdır.

Kontrol gruplarının %T değerleri karşılaştırıldığında, FS grubunun diğer gruplara göre anlamlı derecede daha yüksek translusensiye sahip olduğu görülmektedir. Bu durumun, FS grubunun çalışmada yer alan materyaller arasında en yüksek cam faz içeriğine sahip grup olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Bunun yanı sıra rezin içerikli RNS ve HS grupları da yüksek translusensi değerleri göstermişlerdir. Stawarczyk ve ark. rezin içerikli güncel CAD/CAM materyalleri, hibrit seramikler ve güçlendirilmiş cam seramiklerin mekanik ve optik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmada [6], bu materyallerin güçlendirilmiş cam seramiklere göre daha yüksek translusensiye sahip olduklarını bildirmişlerdir. Bu araştırmacılara göre translusensi materyale özgüdür ve belirli materyal gruplarına ait bir genelleme yapılamamaktadır. Resin içerikli materyallerin ışık geçişine izin vermeleri,

doldurucu büyüklüklerine ve organik matrikse bağlıdır [165]. Bu çalışmada incelenen RNS materyalinin doldurucu partikül büyüklüklerinin nano boyutta (4-20 nm) olmasının translusensine katkısı olduğu düşünülmektedir. Translusensi değerlerinin ortalamaları incelendiğinde, LS grubunun en yüksek standart sapmayı gösterdiği belirlenmiştir. Bu durumun CAD/CAM bloklarından elde edilen LS örneklerde yapısal olarak homojenitenin bulunmaması ihtimalini düşündürmektedir.

Çalışma bulgularının istatistiksel analizinin sonuçlarına göre tüm parametreler (ΔE ve L^* , a^* , b^* değerleri) farklı restorasyon materyali, restorasyonun kalınlığı ve siman tipinden etkilenmiştir. Sadece ΔE değerinin kalınlıktan anlamlı derecede etkilenmediği görülmüştür. Silami ve ark. [7] çekilmiş azı dişlerinin okluzal yüzeylerine 0,5 ve 1 mm kalınlıklarındaki lityum disilikat ile güçlendirilmiş porselenden hazırlanmış örnekleri self-cure, DC ve LC rezin simanlar ile simante ettikten sonra hızlandırılmış yaşlanmaya maruz bırakmışlardır. DC ve LC gruplarında renk değişiminin restorasyon kalınlıklarına göre farklılık gösterdiğini, fakat self-cure gruplarında, kalınlığın renk değişimine bir etkisinin olmadığını görmüşlerdir. Çalışmamızda, yaşlandırmanın etkisi örneklerin hem siman hem de restorasyon yüzeyinde görülmektedir. Seramik örneklerin alt yapılarıdaki renk değişimini maskeleyebilmeleri için en az 2 mm kalınlıkta olması gerektiği bilinmektedir [164, 166]. 0,5 ve 1 mm kalınlığındaki seramik örnekler, renk değişimini maskeleyemeye yetecek kalınlıklarda değildir. Bu yüzden ΔE değerleri üzerinde farklı kalınlıklardaki restorasyonların etkisinin görülmediği düşünülmektedir.

CIELAB renk sistemine göre iki renk arasındaki farkı ortaya koyan ΔE değeri, bu renk uzayı içerisindeki iki noktanın koordinatlarının arasındaki uzaklığın ifadesidir [167]. Bu renk farkının klinik açıdan öneminin değerlendirilmesi için araştırmacılar tarafından çeşitli limitler belirlenmiştir. Johnston ve ark. 1989 [168] yılında yaptıkları çalışmada 1 birimden küçük ΔE değerlerinin görsel olarak ayırtılamayacağını, 1-2 birim arasındaki farklılıkların kısmen farkedilebileceğini, 2 birimden büyük değerlerin ise rahatlıkla algılanabileceğini öne sürmüşlerdir. O'Brien ve ark. [169] ise 0 birimlik bir ΔE değerinin mükemmel bir uyuma işaret ettiğini, 0,5-1 birimlik farklılığın görsel olarak algılanamayacak derecede olduğunu, 1-2 birimin kısmen fark edilebileceğini, 2-3,5 birimlik farklılığın ise klinik olarak kabul edilebilse de farkedilebilir olduğunu, 3,5 birimden yüksek farklılıkların ise klinik olarak uyumsuz olduklarını belirtmişlerdir. 2001 yılında yapılan bir çalışmaya göre ise, hastaların ortalama 2,69 birimlik farklılıkları, diş hekimlerinin ise 1,78 birimlik farklılıkları algılayabildikleri ortaya

konulmuştur [170]. Vichi ve ark. [67, 171] renk farklılıklarının ayırımı için üç farklı seviye belirlemiştir ve renk algısının gözlemcinin yeteneği ve göz yapısı ile alakalı olduğunu belirtmiştir. Douglas ve ark. [172] akrilik dişler üzerinde yürüttükleri çalışmada, farkedilebilirlik seviyesini 2.6, klinik olarak kabul edilebilirlik seviyesini ise 5,5 olarak belirlemiş ve farkedilebilirlik seviyesinin, kabul edilebilirlik seviyesinden oldukça düşük olduğunu vurgulamıştır. Lindsey ve ark. [173] bilgisayarda simüle edilmiş dişler üzerinde yaptıkları çalışmada ise bu iki seviye arasında anlamlı bir fark bulmamışlardır. 2009 yılında Ishikawa ve Nagai [174] tam seramik kronlar üzerinde yaptıkları araştırmada, 1,6 birimlik ΔE değerinin insan gözü tarafından algılanabilir olmadığını belirtmişlerdir. Tüm çalışmaların ışığında, bizim çalışmamızda 2-3,5 arası ΔE değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda olduğu kabul edilmiştir.

Ghinea ve ark. [175] yaptıkları çalışmada, ΔE ve ΔE_{00} değerleri için kabul edilebilirlik sınırlarının farklı olduğunu bulmuşlardır. ΔE_{00} değerleri 2000 yılında geliştirilmiş renk farkı formülüne göre belirlenen değerleri yansıtır ve ISO tarafından standart renk farkı formülü olarak belirlenmiştir. Bu formül ile birlikte renk algısını etkileyen parametreler olan, örneklerin yüzey yapıları, gözlemcinin bulunduğu ortamın aydınlatması ve ışık kaynağının gücü hesaplamaya dahil edilebilir hale gelmiştir. Bizim çalışmamızda yüzey geometrisinin birebir benzeri olmayan seramik kesitler hazırlandığından ΔE_{00} formülünün kullanımı tercih edilmemiştir. Ayrıca ΔE formülü, sonuçları daha fazla sayıda çalışma ile karşılaştırılabilirliğinden avantaj sağlar.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre 0,5 mm kalınlığındaki örnekler içerisinde, DC ile simante edilmiş RNS, LDS ve ZLS örnekler, LC ile simante edilmiş ZLS örnekler, KR ile simante edilmiş RNS ve ZLS örnekler haricindeki ve 1 mm kalınlığında, LC ile simante edilmiş HS ve DC ile simante edilmiş ZLS örnekler haricinde tüm örnekler klinik olarak kabul edilebilir sınırın üzerinde renk değişimi göstermişlerdir.

Yaptığımız çalışmanın sonuçlarına göre, ΔE değerleri yapıştırıcı materyale göre farklılık göstermiştir. Archegas ve ark. [5] preslenebilir lösit içerikli cam seramik örnekleri, DC, LC simanlar ve akışkan kompozit ile simante ederek hızlandırılmış yaşlanmaya maruz bırakmışlardır. Daha sonra renk değişimlerinin yapıştırıcı materyale göre farklılığı incelenmişlerdir. LC, DC siman ve kompozit rezin, yaşlandırmadan farklı derecelerde etkilenecek restorasyonlarda farklı ΔE değerleri göstermişlerdir. DC rezin simanlar, LC siman ve akışkan kompozitlere göre anlamlı derecede daha fazla renk değişimi göstermişlerdir.

Simanlar arasında görülen bu farklılığın; simanların kimyasal yapıları, polimerizasyon dereceleri ve su absorpsiyonuna olan eğilimleri arasındaki farklılığa dayandığı düşünülmektedir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre simantasyonda kullanılan ısıtılmış kompozit materyalinin, LC ve DC simanlara göre yaşlandırma sonrası daha fazla renk değişimi gösterdiği bulunmuştur. Bu sonuç daha önce yapılmış olan benzer çalışmaların sonuçlarından farklıdır [3, 159].

Almeida ve ark. [159] dört farklı yapıştırıcı materyalin renk stabiliteelerini araştırdıkları çalışmada; DC, LC simanlar, akışkan kompozitler ve ısıtılmış kompozitleri incelemiştir. Örneklere 10,000 ve 20,000 devir ile termal siklus uygulanmıştır. DC rezin simanlarda termal siklus sonrası görülen renk değişiminin akışkan kompozitler, ısıtılmış kompozitler ve LC simanlara göre daha yüksek olduğunu bulmuşlardır ve bu sonucun nedenini, DC sistemlerdeki benzoyl peroksit ile tepkimeye giren amin moleküllerinin oksidasyonuna dayandırmışlardır. Yaptığımız çalışmada kullanılan iki rezin simanın, üretici firmalar tarafından amin içermedikleri belirtilmiştir. Kamforokinona alternatif olarak geliştirilen 'Ivocerin', reaksiyonun başlatılması için amin moleküllerine ihtiyaç duymamaktadır. Bu sayede rezin materyallerin renkleşmesindeki ana neden olan amin formülden çıkarılarak renkleşme açısından daha stabil rezin materyaller geliştirilmiştir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre DC simanlar, simantasyonda kullanılan diğer simanlara göre yaşlandırma sonununda daha az renk değişimine uğramışlardır. Geçmişte yapılan bazı çalışmalarda DC simanların, LC simanlara göre daha fazla renk değişimi gösterdikleri belirlenmiştir [3, 159]. Bu çalışmada kullanılan Variolink Esthetic LC ve DC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile benzer içerikte, aynı firma tarafından daha önce üretilmiş ve klinik olarak sıklıkla kullanılan Variolink II, Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile yapılan bazı çalışmalarda ise LC simanlar ile DC simanlar arasında renk değişimi açısından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır [5, 164, 176]. Bu farklılığın nedeni olarak, diğer DC rezin simanlara oranla Variolink II rezin simanda ışığa duyarlı moleküllerin oranının daha fazla olması gösterilmektedir [5]. DC simanlar içerdikleri ışığa duyarlı moleküllerin oranı arttıkça renk stabilitesi açısından daha güvenilir hale gelmektedir [159]. Ayrıca üretici firma tarafından, bu çalışmada kullanılan Variolink Esthetic rezin simanda bulunan reaksiyon başlatıcının ışığa duyarlılığının ve foto-reaktivitesinin daha önce geliştirilmiş sistemlerden daha üstün olduğu iddia edilmektedir [177]. Bu sayede kullanılan DC

simanın daha önce incelenmiş sistemlere göre daha yüksek polimerizasyon derecelerine ulaşabildiği ve renk stabilitesi açısından daha üstün hale getirildiği düşünülebilir.

İncelenen CAD/CAM materyalleri arasında, en büyük renk değişimi lösit ile güçlendirilmiş cam seramik olan IPS Empress CAD bloklardan elde edilen örneklerde görülmüştür. LS yapısında tek tip lösit kristalleri mevcuttur ve bu kristaller arasında sıkı bağlantılar bulunmaz. Ayrıca kristallerin seyrek dağılımı ışık geçişini kolay kılar [178]. Bu yüzden bu tip restorasyonların altlarındaki renk değişimlerinden daha fazla etkilenmeleri beklenmektedir. Karaokutan ve ark. yaptıkları çalışmada [179] lösit içerikli cam seramiklerin ve feldspatik seramiklerin yaşlandırma sonrası renk değişimlerinin klinik olarak farkedilebilir olmadıklarını bulmuşlardır. Çalışmalarında inley olarak hazırlanan örnekler dış yüzeylerine simantasyondan sonra yaşlandırıldıklarından restorasyon kalınlıkları lamina kalınlıklarından daha fazladır ve rezinlerin yaşlandırmaya maruz kaldıkları yüzeyler marjinlerle sınırlıdır. Bundan dolayı rezin simalarda görülen renk değişiminin, yapılan tez çalışmasında görülen değişimlerden daha az olması ve bu değişimin de restorasyonun final rengine daha az yansımış olması olasıdır.

Yaptığımız çalışmanın sonuçlarına göre en az renk değişimi RNS ve HS grupları ile birlikte ZLS materyalinde görülmüştür. Üretici firmanın verdiği bilgiler ışığında, ZLS materyalinin, lityum metasilikat (Li_2SiO_3) cam seramik esaslı olduğu ve ortalama %10 zirkonyum dioksit (ZrO_2) içeriği ile güçlendirildiği bilinmektedir. Kristalizasyon sonrası Li_2O - ZrO_2 - SiO_2 kristallerinden oluşan bir mikro-yapı elde edilir [180]. Bu kristallerin boyutları LDS'de görülen kristallerden 4-8 kat daha küçüktür. Bu özellik materyale üstün esneme direnci katar. Küçük boyutlardaki kristaller aynı zamanda daha fazla cam matriks oranına izin verir. Bu durum da materyale optik özellikler, frezlenebilme ve cilalanabilirlik açısından avantajlar kazandırır [181]. ZLS, CAD/CAM için geliştirilmiş yeni bir seramik grubunu oluşturmaktadır. Bu materyal zirkonyanın pozitif mekanik özellikleri ile cam seramiklerin üstün estetik özelliklerini birleştirmektedir [180]. Çalışmamızda ZLS'nin en az renk değişiminin görüldüğü materyal olmasının nedeninin, seramiğin opasitesini artıran zirkonyum içeriğinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu içerik LDS materyalinde % 0-8 iken ZLS materyalinde %8-12 arasında değişmektedir [180, 182]. Buna karşılık, Awad ve ark. yaptıkları çalışmada [150] ZLS materyalinin, LDS'lere göre daha translusent olduklarını bulmuşlardır. Fakat bu durum sadece iki yüzeyin de cilalı olduğu durumlarda geçerlidir. Çalışmamızda ise örneklerin sadece tek yüzeyleri cilalanmıştır.

Renk değişimi açısından ZLS grubu ile RNS ve HS grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir ve bu materyaller diğer tüm gruplarla karşılaştırıldığında en az renk değişimini gösteren materyallerdir. Acar ve ark.'nın yaptıkları çalışmada [12] HS ve RNS materyalleri kahve içerisinde yaşlandırmadan sonra LDS materyaline göre daha fazla renk değişimi göstermiştir. Bu çalışmanın bizim çalışmamızdan farklı sonuçlar vermesinin nedeni Acar ve ark. çalışmalarında kullandıkları örneklerin polisajını 1200 gritlik zımparaya kadar yapmış olmaları olabilir. Bizim çalışmamızda polisaj işlemi 2000 gritlik zımparalar da kullanılarak yapılmıştır. Lawson ve ark. yaptıkları çalışmada [183] RNS materyalinin renkleşmesinin polisaj işlemlerinden anlamlı derecede etkilendiğini bulmuşlardır. Ayrıca Al Harbi ve ark. feldspatik seramik ile RNS materyallerinin yüzey özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında [158], termal siklus sonrası RNS materyalinin, feldspatik seramiğe göre yüzey pürüzlülüğünü anlamlı derecede daha iyi koruduğunu bulmuşlardır. RNS materyalinin içerdiği nano boyuttaki, dayanıklı doldurucular, yüzey pürüzlülüğünün artmasını engeller. Yüzey pürüzlülüğünün restorasyonların üzerinden yansıyan ışığın yönünü etkilediğinden, restorasyonun optik özelliklerine büyük etkisi olduğu bilinmektedir [150].

Renk ölçümlerinin dayandığı CIELAB renk uzayında a^* değerlerinin bulunduğu koordinatlar, rengin tonunun yeşil-kırmızı aralığındaki konumunu ifade etmektedir. b^* değerlerinin bulunduğu koordinatlar ise sarı-mavi tonlarına yakınlığı ifade eder. Çalışma bulgularının istatistiksel incelemelerine göre, bu değerler en fazla restorasyon materyali, daha sonra kalınlık ve siman çeşidinden etkilenmektedir.

Çalışmamızdaki materyallerin a^* ve b^* değerlerine bakıldığında, hepsinin A2 renkte seçilmiş olmasına rağmen aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,05$). Çalışmamızda incelenen restorasyon materyallerinin her biri farklı içerikte olduğundan renk değerlerinin de içeriklerine göre değişebildiği görülmektedir. Başka bir deyişle a^* ve b^* değerlerinin materyale özgü oldukları söylenebilir.

Çalışmamızda a^* ve b^* değerlerinin materyal cinsinden sonra en fazla kalınlıktan etkilendiği görülmüştür. Bu sonuç daha önce yapılmış çalışmalarla da paralellik göstermektedir [184-186]. Chaiyabutr ve ark. çalışmalarında, CAD/CAM ile hazırladıkları 3 farklı kalınlıktaki LDS monolitik kronları, 4 farklı renkteki abutment üzerinde, 2 farklı renkteki siman ile yapıştırmışlardır. Yaptıkları çalışmada restorasyonun final rengi üzerinde, abutment rengi, siman rengi ve seramik kalınlığının etkisini incelemişlerdir ve çalışmanın sonucunda seramik kalınlığının restorasyonun rengi üzerine anlamlı derecede etkisi olduğunu bulmuşlardır [166].

Çalışmamızın bulgularına göre KR simanların kullanıldığı gruplar, DC ve LC simanlara göre daha yüksek a^* değerlerine sahiptir. Buna göre KR materyali incelenen diğer rezin simanlara göre daha kırmızı tonlardadır. Simanlar arasındaki bu farklılık yaşlandırma sonrasında da değişmemiştir. b^* değerleri incelendiğinde ise, DC simanların kullanıldığı grupların, LC simanlar ve KR' ye göre yaşlandırma öncesi ve sonrası daha yüksek b^* değerleri gösterdiği bulunmuştur. Buna göre, DC simanlar diğer yapıştırıcı materyallere göre daha sarı tonlardadır. Bu farklılıklara dayanarak renk değerlerinin materyallere özgü olduğu, aynı renkte seçilse de her simanın kendine özgü renk tonuna sahip olabileceği görülmüştür. Daha önce yapılmış çalışmalarda da rezin materyallerin renk değerlerinin doldurucu partikül büyüklükleri ve sayısına göre farklılık gösterebileceği bildirilmiştir [187].

Bizim çalışmamızda yaşlandırmanın a^* ve b^* değerleri üzerine etkisi incelendiğinde, KR ile simante edilmiş tüm materyallerde yaşlandırma ile birlikte bu değerlerde anlamlı bir artış görülmüştür. Böylelikle KR ile yapıştırılmış tüm grupların yaşlandırma sonrası daha kırmızımsı ve sarımsı bir görünüm aldıkları söylenebilir. Bu durumun KR'nin içeriği ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir. Reaksiyona girmemiş kamforokinon molekülleri ve okside olmuş amin moleküllerinin rezin bazlı materyallerin renk değişimine neden olduğu daha önce yapılan çalışmalarda da öne sürülmüştür [5, 7, 159]. Ayrıca KR içeriğinde bulunan Bis-GMA moleküllerinin hidroksil ve ester gruplarının, su absorpsiyonuna ve bunun sonucunda hidrolize yatkınlıkları bilinmektedir. Bu hidrolitik ve hidroskopik etkilerin, rezin esaslı materyallerin renk değişimlerinde başrolde oldukları daha önce yapılmış çalışmalarla desteklenmiştir [188].

Yaptığımız çalışmada, 0,5 mm kalınlığındaki örneklerin bulunduğu tüm gruplarda, yaşlandırma sonrası b^* değerlerinde anlamlı bir artış gözlemlenmiştir. b^* değerinde artış CIELAB renk koordinatlarına göre rengin sarı tonuna yaklaştığını gösterir. KR gruplarında bu artışın nedeni yukarıda tartışılmıştır. LC ve DC gruplarında ise bu artışın nedeninin ışığa duyarlı 'ivocerin' molekülünün olabileceği düşünülmektedir. Üretici firmanın verdiği bilgiler ışığında, bu molekülün kamforokinon gibi sarı renkli olduğu bilinmektedir [177]. Reaksiyona girmediği takdirde bu moleküllerin de sararma eğiliminde oldukları tahmin edilmektedir. Literatürde bu içerikteki rezin simanlar ile yapılmış olan herhangi bir renk çalışmasına henüz rastlanmadığından, çalışma bulgularının yeni araştırmalar ile desteklenmesi gerekmektedir.

L^* değerleri, CIELAB sistemine göre renklerin parlaklıklarını yansıtmaktadır. Gasparik ve ark. nin [189] farklı tecrübedeki gözlemcilerin, renk skalaları yardımıyla yaptıkları renk seçimindeki başarılarını araştıran çalışmalarına göre, gözlemcilerin renklerin parlaklıklarındaki

değişimlere, renk tonu ve yoğunluğundaki farklılıklardan çok daha hassas olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle L^* değerlerindeki değişimler, restorasyonların uzun süreli renk stabiliteleri açısından önemlidir. Çalışmamızın L^* değerlerine ilişkin bulgularına göre, parlaklığın en fazla kalınlıktan, daha sonra restorasyon materyalinden ve simandan etkilendiği bulunmuştur.

Restorasyon materyallerine göre simante edilmiş örnekler üzerinden L^* değerleri karşılaştırıldığında, en düşük değerler FS ve LS gruplarında görülmüştür, fakat bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. En yüksek L^* değerlerine sahip restorasyon materyali ise HS olarak belirlenmiştir.

L^* değerleri yaşlandırma ile birlikte bazı gruplarda değişim göstermemekle birlikte, değişim gösterdiği tüm gruplarda artış göstermiştir. Bu sonuç Archegas ve ark. nın yaptıkları benzer bir çalışma [5] ile çelişmektedir. Archegas ve ark. DC, LC siman ve akışkan kompozitlerin hızlandırılmış yaşlandırma sonrası renk stabilitelerini karşılaştırmış ve L^* değerlerinin bir DC siman grubu hariç hepsinde düşüş gösterdiğini bulmuşlardır. Bu çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak ksenon ışık kaynağı aracılığıyla ışık irradiasyonu ile hızlandırılmış yaşlandırma uygulanmıştır. Bizim çalışmamızda uyguladığımız termal siklusu, örneklere ısı uygulayarak polimerizasyonun devamına ve bunun sonucunda da L^* değerlerinde artışa neden olduğu düşünülmektedir.

Rezin esaslı materyallerde renk değişiklikleri içsel ya da dışsal faktörlerden kaynaklanabilir. Doldurucu ve matriks oranı [190-192], ışığa duyarlı aktivatörler [193, 194], ışık kaynağının dalga boyu [195], polimerizasyon derecesi [194], materyalin rengi [45, 196], ve su emilimi [197] gibi materyale ve içeriğine özgü özellikler renklemeleri etkileyen faktörlerdir. Yüksek doldurucu oranının renk stabilitesini, yüksek rezin matriks içeriğinin ise renklemeleri arttırdığı bildirilmiştir [190, 196]. Rezin matriksin yapısında bulunan hidrofilik karakterdeki moleküller su emilimini, dolayısıyla da renklemeyi artırmaktadır [197].

Sabatini ve ark. 10 farklı kompozit materyalinin renk stabiliteleri üzerine yaptıkları çalışmada, A3 ve bleach olmak üzere 2 farklı renkte, 1 ve 3 mm olmak üzere 2 farklı kalınlıkta disk şeklinde örnekler oluşturmuşlardır. Bu örnekler üzerinden, kompozitlerin polimerizasyon öncesi, polimerizasyondan hemen sonra, 24 saat sonra ve 1 ay distile suda bekletmeden sonra renk değerlerini karşılaştırmışlardır. Spektrofotometrik ölçümler ile renk koordinatları belirlenmiş ve ΔE formülü aracılığıyla renk farkları hesaplanmıştır. Işık ile aktivasyondan 24 saat sonra incelendiğinde tüm örneklerde L^* ve b^* değerlerinde yükselme gözlemlenmiştir.

Araştırmacılar 24 saat sonra gözlenen renk değişimlerinin, polimerizasyonun devam etmesinden kaynaklandığını düşünmüşlerdir. L^* ve b^* değerlerindeki artışın nedeni olarak rezinlerde görülen ve ışık uygulaması sonrası meydana gelen post-irradiasyon polimerizasyonunu göstermişlerdir. Daha kısa süreyle ışık irradiasyonuna maruz bırakılan 1 mm'lik örneklerde, daha yetersiz polimerizasyon oluştuğu düşünülmektedir ve daha fazla renk değişimi görülmüştür. Araştırmacılara göre, bu gruplarda ışık uygulamasıyla birlikte görülen ilk aşamadaki polimerizasyon sonrasında reaksiyona girmemiş monomerlerin sayısı daha fazla olduğundan, post-irradiasyon polimerizasyonunda çok sayıda monomer reaksiyona girer ve renk değişimi daha fazla olur. Ayrıca incelenen materyaller arasında TEGDMA içeriklerinde daha az post polimerizasyona rastlanmıştır. Buna sebep olarak ise TEGDMA'nın ilk polimerizasyonda daha etkili bir polimerizasyon sağladığı ve reaksiyona girmemiş monomer sayısının bu materyallerde daha az olduğuna, bu sayede de daha az post-irradiasyon polimerizasyonunun oluştuğunu düşünmektedirler.

Yapılan çalışmalarda rezin materyallerin geçirdiği toplam polimerizasyonun %19-26'sının post-irradiasyon polimerizasyonu olduğuna belirlenmiştir [198]. Işık ile sertleşen rezin materyallerde ışık ile ilk aktivasyonun sona ermesinden sonra da karbon atomları arasındaki çapraz bağların oluşumu devam eder ve böylelikle polimerizasyon olayı sürer [199]. Bu periyodun ilk aktivasyondan 24 saat sonrasına dek uzandığı bilinmektedir [200]. Bizim çalışmamızda da yaşlandırma sırasında post-irradiasyon polimerizasyonunun etkin biçimde devam ettiği düşünülmektedir. Yaşlandırma öncesine kıyasla daha yüksek bulunan L^* değerleri, polimerizasyonun, ilk spektrofotometrik ölçümlerden sonra devam ettiğine işaret etmektedir.

Restorasyonların renk algısının yüzey geometrilerine ve destek dişin rengine bağlı olarak değişebildiği [14, 166] bilinmektedir. Bizim çalışmamızda düz yüzeyli örnekler hazırlanmıştır ve bu örnekler herhangi bir diş yüzeyi ya da arka plan üzerine simante edilmeden renk ölçümleri yapılmıştır. Çalışmada kullandığımız spektrofotometre klinikte kullanıma uygun olan tipte olmadığından düz yüzeyli örnekler incelemektedir. Çalışmanın amacı materyallerin birbirleriyle karşılaştırılması ve renk değişimine dayandığından klinik durum birebir yansıtılmamıştır. İleride yapılacak benzer çalışmalarda klinik durumun daha iyi yansıtılabilmesi için diş dokuları üzerinde renk incelemeleri yapılabilir.

6. SONUÇLAR

1. Restorasyonlarda yaşlandırma sonrası görülen renk değişimi en fazla materyal tipinden etkilenmektedir. Lösit içerikli cam seramikler renk değişiminin en fazla görüldüğü materyallerdir.
2. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityumsilikat, hibrit seramik ve rezin nanoseramik materyalleri, pürüzsüz yüzeylere sahip oldukları şartlarda, renk değişiminin en az görüldüğü materyallerdir.
3. Restorasyonların L*, a*, b* renk değerleri materyal ve siman tipine özgüdür. Piyasada aynı renk olarak bilinen materyaller arasında renk değerlerinde anlamlı farklılıklar mevcuttur.
4. Kompozit rezin ile simante edilen restorasyonlarda renk değişimi, dual-cure ve light-cure simanlara göre daha fazla görülmektedir.
5. Çalışmamızda incelediğimiz amin içeriksiz dual-cure rezin simanlar ile simante edilen restorasyonlarda renk değişimi light-cure rezin simanlar ve kompozit rezinlere göre daha düşüktür.
6. Yapıştırıcı materyal olarak kullanılan nanohibrit kompozit rezin, diğer rezin simanlara göre anlamlı derecede daha yüksek a* değerlerine sahiptir, bu materyal ile simante edilen restorasyonlarda renk tonu kırmızıya daha yakın olur.
7. Dual-cure rezin siman ile simante edilen restorasyonlarda b* değerleri, light-cure rezin siman ve kompozit rezin ile simante edilen restorasyonlara göre daha yüksektir. Bu restorasyonların rengi sarı tonlarına daha yakındır.
8. Yaşlandırma sonrası tüm materyal gruplarında b* değerlerinde artış görülmüştür. Ağız içi koşullarda, 6. aydan sonra, lamina restorasyonlarında sarı tona yaklaşan bir renk değişimi görülebilir.
9. Yaşlandırma sonrası kompozit rezin ile simante edilen örneklerde a* değerlerinde artış görülmüştür. Kompozit rezin ile simante edilen lamina restorasyonlarında, 9 aylık kullanım sonrası renk tonunun kırmızıya yaklaştığı görülebilir.
10. 0,5 mm kalınlığındaki restorasyonlar için ZLS materyalinde gözle görülebilir bir renk değişimi olsa da bu değişim klinik olarak kabul edilebilir bir seviyededir. Diğer materyallerde oluşan renk değişimlerinin farkedilebilirlik seviyeleri ise rezin simana ve seramik kalınlığına bağlı olarak farklılıklar göstermiştir.

7. KAYNAKLAR

1. Freedman, G.A., *Contemporary esthetic dentistry*. 2012, St. Louis, Mo.: Elsevier/Mosby. xxv, 805 p.
2. Gürel, G., *The science and art of porcelain laminate veneers*. 2003, London: Quintessence. 525 p.
3. Kilinc, E., et al., *Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics*. J Dent, 2011. **39 Suppl 1**: p. e30-6.
4. Turgut, S. and B. Bagis, *Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study*. J Prosthet Dent, 2013. **109**(3): p. 179-86.
5. Archegas, L.R., et al., *Colour stability and opacity of resin cements and flowable composites for ceramic veneer luting after accelerated ageing*. J Dent, 2011. **39**(11): p. 804-10.
6. Stawarczyk, B., et al., *Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites*. J Mech Behav Biomed Mater, 2015. **55**: p. 1-11.
7. Silami, F.D., et al., *Influence of Different Types of Resin Luting Agents on Color Stability of Ceramic Laminate Veneers Subjected to Accelerated Artificial Aging*. Braz Dent J, 2016. **27**(1): p. 95-100.
8. Paravina, R.D., J.C. Ontiveros, and J.M. Powers, *Accelerated Aging Effects on Color and Translucency of Bleaching-Shade Composites*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2004. **16**(2): p. 117-126.
9. Coldea, A., M.V. Swain, and N. Thiel, *Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials*. Dent Mater, 2013. **29**(4): p. 419-26.
10. Schlichting, L.H., et al., *Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2011. **105**(4): p. 217-226.
11. Nguyen, J.F., et al., *High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks*. J Dent Res, 2014. **93**(1): p. 62-7.
12. Acar, O., et al., *Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials*. J Prosthet Dent, 2016. **115**(1): p. 71-5.
13. Helvey, G.A., *Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations*. Compend Contin Educ Dent, 2014. **35**(1): p. 38-43.
14. Anusavice, K.J., et al., *Phillips' science of dental materials*. 12th ed ed. 2013, St. Louis, Mo.: Elsevier/Saunders. xiii, 571 p.
15. Guess, P.C., et al., *All-ceramic systems: laboratory and clinical performance*. Dent Clin North Am, 2011. **55**(2): p. 333-52, ix.
16. Gracis, S., et al., *A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials*. Int J Prosthodont, 2015. **28**(3): p. 227-35.
17. McLean, J.W. and T.H. Hughes, *The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides*. Br Dent J, 1965. **119**(6): p. 251-67.
18. Kelly, J.R. and P. Benetti, *Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice*. Aust Dent J, 2011. **56 Suppl 1**: p. 84-96.
19. Miyazaki, T., et al., *Current status of zirconia restoration*. J Prosthodont Res, 2013. **57**(4): p. 236-61.
20. Rinke, S. and C. Fischer, *Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects*. Quintessence Int, 2013. **44**(8): p. 557-66.

21. <Al-Harbi_et_al-2015-Journal_of_Prostodontics.pdf>.
22. O'Brien, W.J., *Dental Materials and Their Selection*. 2008, Quintessenz Verlag. p. 1 online resource (460 p.).
23. Rinke, S., et al., *Chairside Fabrication of an All-Ceramic Partial Crown Using a Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic*. Case Rep Dent, 2016. **2016**: p. 1354186.
24. Sriamporn, T., et al., *Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid*. Dent Mater J, 2014. **33**(1): p. 79-85.
25. Piconi, C. and G. Maccauro, *Zirconia as a ceramic biomaterial*. Biomaterials, 1999. **20**(1): p. 1-25.
26. Chevalier, J., et al., *On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications*. Biomaterials, 2009. **30**(29): p. 5279-82.
27. Abi, C.B., O.F. Emrullahoglu, and G. Said, *Microstructure and mechanical properties of MgO-stabilized ZrO(2)-Al(2)O(3) dental composites*. J Mech Behav Biomed Mater, 2013. **18**: p. 123-31.
28. Naglieri, V., et al., *Elaboration of Alumina-Zirconia Composites: Role of the Zirconia Content on the Microstructure and Mechanical Properties*. Materials, 2013. **6**(5): p. 2090-2102.
29. Ban, S., *Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations*. Japanese Dental Science Review, 2008. **44**(1): p. 3-21.
30. Zhang, Y., H. Chai, and B.R. Lawn, *Graded structures for all-ceramic restorations*. J Dent Res, 2010. **89**(4): p. 417-21.
31. Zhang, Y. and J.W. Kim, *Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations*. Dent Mater, 2009. **25**(6): p. 781-90.
32. Kim, J.W., L. Liu, and Y. Zhang, *Improving the resistance to sliding contact damage of zirconia using elastic gradients*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2010. **94**(2): p. 347-52.
33. Zhang, Y., M.J. Sun, and D. Zhang, *Designing functionally graded materials with superior load-bearing properties*. Acta Biomater, 2012. **8**(3): p. 1101-8.
34. Sakaguchi, R.L., J.M. Powers, and R.G. Craig, *Craig's restorative dental materials*. 13th ed ed. 2012, Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby. xvi, 400 p.
35. ESPE, M., *Technical Product Profile*. 2011. p. 24.
36. Gehrt, M., et al., *Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(1): p. 275-84.
37. el-Badrawy, W.A. and O.M. el-Mowafy, *Chemical versus dual curing of resin inlay cements*. J Prosthet Dent, 1995. **73**(6): p. 515-24.
38. Lee, Y.K. and J.M. Powers, *Discoloration of dental resin composites after immersion in a series of organic and chemical solutions*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2005. **73**(2): p. 361-7.
39. Jean-François Roulet, M.D., *Adhesion: The Silent Revolution in Dentistry*. Quintessence Int. 2000. 369.
40. HF, A., *Tooth-Colored Restoratives Principles and Techniques*. Vol. 9th ed. 2002: London: BC Decker Inc Hamilton.
41. Dayangaç, B., *Kompozit Restorasyonlar*. 2011: Quintessence. 166.
42. Robbins, J.W., R.S. Schwartz, and J.B. Summitt, *Fundamentals of operative dentistry : a contemporary approach*. 2001, Chicago, Ill.: Quintessence Publishing. xii, 576 p.
43. Michelsen, V.B., et al., *Identification of organic eluates from four polymer-based dental filling materials*. Eur J Oral Sci, 2003. **111**(3): p. 263-71.

44. Spahl, W., H. Budzikiewicz, and W. Geurtsen, *Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry*. J Dent, 1998. **26**(2): p. 137-45.
45. Hosoya, Y., *Five-year color changes of light-cured resin composites: influence of light-curing times*. Dent Mater, 1999. **15**(4): p. 268-74.
46. Douglas, R.D., *Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application*. J Prosthet Dent, 2000. **83**(2): p. 166-70.
47. Gurdal, P., B.G. Akdeniz, and B. Hakan Sen, *The effects of mouthrinses on microhardness and colour stability of aesthetic restorative materials*. J Oral Rehabil, 2002. **29**(9): p. 895-901.
48. Villalta, P., et al., *Effects of staining and bleaching on color change of dental composite resins*. J Prosthet Dent, 2006. **95**(2): p. 137-42.
49. Saraç D, S.Y., Külünk S, Ural C, Külünk T, *Farklı inorganik doldurucu içerikli kompozit rezinlerin renk sabitliği üzerinde polisaj yöntemlerinin ve yüzey verniği uygulamasının etkisi*. GÜ Diş Hek Fak Derg, 2006. **23**(3): p. 169-175.
50. Eliades, T., et al., *Color stability of orthodontic adhesive resins*. Angle Orthod, 2004. **74**(3): p. 391-3.
51. Khokhar, Z.A., M.E. Razzoog, and P. Yaman, *Color stability of restorative resins*. Quintessence Int, 1991. **22**(9): p. 733-7.
52. Faltermeier, A., M. Behr, and D. Mussig, *In vitro colour stability of aesthetic brackets*. Eur J Orthod, 2007. **29**(4): p. 354-8.
53. Dietschi, D., et al., *Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study*. Dent Mater, 1994. **10**(6): p. 353-62.
54. Satou, N., et al., *In vitro color change of composite-based resins*. Dent Mater, 1989. **5**(6): p. 384-7.
55. Choi, M.S., et al., *Changes in surface characteristics of dental resin composites after polishing*. J Mater Sci Mater Med, 2005. **16**(4): p. 347-53.
56. Lu, H., et al., *Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites*. J Esthet Restor Dent, 2005. **17**(2): p. 102-8; discussion 109.
57. Saraç D, S.Y., Külünk S, Ural C, Külünk T, *Kompozitlerin Renk Stabilitelerine Işık Kaynaklarının Etkisi*. H Diş Hek Fak Derg, 2006. **30**(2): p. 77-82.
58. Gopferich, A., *Mechanisms of polymer degradation and erosion*. Biomaterials, 1996. **17**(2): p. 103-14.
59. Rosentritt, M., et al., *In vivo color stability of resin composite veneers and acrylic resin teeth in removable partial dentures*. Quintessence Int, 1998. **29**(8): p. 517-22.
60. Nakamura, T., et al., *Changes in translucency and color of particulate filler composite resins*. Int J Prosthodont, 2002. **15**(5): p. 494-9.
61. Pires-de-Souza Fde, C., et al., *Color stability of composites subjected to accelerated aging after curing using either a halogen or a light emitting diode source*. Braz Dent J, 2007. **18**(2): p. 119-23.
62. Gaintantzopoulou, M., et al., *A study on colour stability of self-etching and etch-and-rinse adhesives*. J Dent, 2009. **37**(5): p. 390-6.
63. Asmussen, E., *Factors affecting the color stability of restorative resins*. Acta Odontol Scand, 1983. **41**(1): p. 11-8.
64. Faltermeier, A., et al., *Discolouration of orthodontic adhesives caused by food dyes and ultraviolet light*. Eur J Orthod, 2008. **30**(1): p. 89-93.
65. Abu-Bakr, N., et al., *Color stability of compomer after immersion in various media*. J Esthet Dent, 2000. **12**(5): p. 258-63.

66. Choi, M.S., et al., *Changes in color and translucency of porcelain-repairing resin composites after thermocycling*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2006. **78**(1): p. 1-6.
67. Vichi, A., M. Ferrari, and C.L. Davidson, *Color and opacity variations in three different resin-based composite products after water aging*. Dent Mater, 2004. **20**(6): p. 530-4.
68. Ruyter, I.E., K. Nilner, and B. Moller, *Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers*. Dent Mater, 1987. **3**(5): p. 246-51.
69. Paravina, R.D., J.C. Ontiveros, and J.M. Powers, *Curing-dependent changes in color and translucency parameter of composite bleach shades*. J Esthet Restor Dent, 2002. **14**(3): p. 158-66.
70. Lee, Y.K., et al., *Color characteristics of low-chroma and high-translucence dental resin composites by different measuring modes*. J Biomed Mater Res, 2001. **58**(6): p. 613-21.
71. Lee, Y.K., et al., *Changes of optical properties of dental nano-filled resin composites after curing and thermocycling*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2004. **71**(1): p. 16-21.
72. Kim, I.J. and Y.K. Lee, *Changes in color and color parameters of dental resin composites after polymerization*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2007. **80**(2): p. 541-6.
73. Martin, F.E., *A survey of the efficiency of visible light curing units*. J Dent, 1998. **26**(3): p. 239-43.
74. Phillips, R.W. and E.W. Skinner, *Skinner's science of dental materials*. 9th ed. 1991, Philadelphia: Saunders. xv, 597 p.
75. Shillingburg, H.T. and D.A. Sather, *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Fourth edition. ed. 1 online resource (x, 574 pages).
76. Altintas, S.H. and A. Usumez, *Evaluation of monomer leaching from a dual cured resin cement*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2008. **86**(2): p. 523-9.
77. Paravina, R.D. and J.M. Powers, *Esthetic color training in dentistry*. 2004, St. Louis, Mo.: Elsevier Mosby. xxvi, 245 p.
78. *Minolta Document: Precise Color Communication: The Essentials of imaging*. 2007, Minolta Co. Ltd: Osaka, Japan.
79. Ulusoy M, T.S., *Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar*. Ege Diş Hek Fak Derg., 1992. **13**: p. 29-36.
80. 2015; Available from: <http://blog.luxexcel.com/printed-optics/light-spectrum/>.
81. Tylman, S.D., *Theory and practice of crown and fixed partial prosthodontics (bridge)*. 6th ed. 1970, Saint Louis,: Mosby. xix, 1023 p.
82. Rosenstiel, S.F., M.F. Land, and J. Fujimoto, *Contemporary fixed prosthodontics*. 3rd ed ed. 2001, St. Louis: Mosby. xi, 868 p.
83. RC, S., *Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color*. J Prosthet Dent, 2001. **86**: p. 452-547.
84. Sproull, R.C., *Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color*. 1973. J Prosthet Dent, 2001. **86**(5): p. 458-64.
85. Ferracane, J.L., *Materials in dentistry : principles and applications*. 2nd ed ed. 2001, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. xiv, 354 p.
86. Pizzamiglio, E., *A color selection technique*. J Prosthet Dent, 1991. **66**(5): p. 592-6.
87. Craig, R.G. and J.M. Powers, *Restorative dental materials*. 11th ed. 2002, St. Louis: Mosby. xvi, 704 p.
88. Color, M. 2016; Available from: <http://munsell.com/color-blog/>.

89. Martinelli, N., *Dental laboratory technology*. 1970, Saint Louis,: C. V. Mosby Co. viii, 287 p.
90. McPhee, E.R., *Extrinsic coloration of ceramometal restorations*. Dent Clin North Am, 1985. **29**(4): p. 645-66.
91. A., J., *Tooth color: a review of the literature*. J Dent, 2004. **32**: p. 3-12.
92. Seghi RR, J.W., O' Brien WJ, *Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems*. J Prosthet Dent, 1986. **56**(1): p. 35-40.
93. Frich, A. *Color spaces*. Management Guide 2016; Available from: <http://www.color-management-guide.com/color-spaces.html>.
94. Karamouzos, A., et al., *Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth*. J Oral Rehabil, 2007. **34**(8): p. 613-21.
95. Mulla, F.A. and S. Weiner, *Effects of temperature on color stability of porcelain stains*. J Prosthet Dent, 1991. **65**(4): p. 507-12.
96. Code, C. 2016; Available from: <https://www.colorcodehex.com/color-model.html>.
97. M, M. *CIE / ISO new standard : CIEDE2000*. 2013.
98. Lindon, J.C., G.E. Tranter, and J.L. Holmes, *Encyclopedia of spectroscopy and spectrometry*. 2000, San Diego, CA: Academic Press.
99. Fondriest, J., *Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2003. **23**(5): p. 467-79.
100. M, R., *Shade Selection and Colour. Report-Research and Development*, I. Vivadent, Editor. 2000. p. 18-24.
101. Combe, E.C., *Notes on dental materials*. 6th ed. Dental series. 1992, Edinburgh ; New York: Churchill Livingstone. x, 246 p.
102. Fischer, J., *Esthetics and prosthetics : an interdisciplinary consideration of the state of the art*. 1999, Chicago: Quintessence Pub. Co. x, 207 p.
103. Liu, M.C., et al., *Human perception of dental porcelain translucency correlated to spectrophotometric measurements*. J Prosthodont, 2010. **19**(3): p. 187-93.
104. Lutskaya, I. Matching natural fluorescence 2013; Available from: <http://www.the-dentist.co.uk/article/1700/matching-natural-fluorescence>.
105. Adolphi, D. and C.d. Reis, *Natural esthetics*. 2002, São Paulo ; Chicago: Quintessence Editora. 118 p.
106. Bayındır F, W.A., *The use of computer aided systems on tooth shade matching*. Hacettepe Dişhek Fak Derg, 2006. **30**(40-46).
107. Culpepper, W.D., *A comparative study of shade-matching procedures*. J Prosthet Dent, 1970. **24**(2): p. 166-73.
108. Billmeyer, F.W. and M. Saltzman, *Principles of color technology*. 2d ed. 1981, New York: Wiley. xv, 240 p., 4 leaves of plates.
109. Wyszecki, G. and W.S. Stiles, *Color science: concepts and methods, quantitative data and formulae*. 2nd ed. The Wiley series in pure and applied optics. 1982, New York: Wiley. xv, 950 p.
110. Douglas, R.D., *Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth*. J Prosthet Dent, 1997. **77**(5): p. 464-70.
111. Barghi, N. and Goldberg, *Porcelain shade stability after repeated firing*. J Prosthet Dent, 1977. **37**(2): p. 173-5.
112. Brewer, J.D., A. Wee, and R. Seghi, *Advances in color matching*. Dent Clin North Am, 2004. **48**(2): p. v, 341-58.
113. Okubo, S.R., et al., *Evaluation of visual and instrument shade matching*. J Prosthet Dent, 1998. **80**(6): p. 642-8.

114. Paravina, R.D., *Performance assessment of dental shade guides*. J Dent, 2009. **37 Suppl 1**: p. e15-20.
115. Donahue, J.L., et al., *Shade color discrimination by men and women*. J Prosthet Dent, 1991. **65**(5): p. 699-703.
116. Wee, A.G., P. Monaghan, and W.M. Johnston, *Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain*. J Prosthet Dent, 2002. **87**(6): p. 657-66.
117. Goodacre CJ, P.R., Bergen SF, Preston JD, *A contemporary guide to color and shade selection for prosthodontics*. American College of Prosthodontists, 2009. [educational DVD].
118. Wozniak, W.T., et al., *Color mixing in dental porcelain*. Dent Mater, 1993. **9**(4): p. 229-33.
119. Douglas, R.D. and J.D. Brewer, *Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns*. J Prosthet Dent, 1998. **79**(3): p. 254-60.
120. Seghi, R.R., E.R. Hewlett, and J. Kim, *Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain*. J Dent Res, 1989. **68**(12): p. 1760-4.
121. Cho, B.H., Y.K. Lim, and Y.K. Lee, *Comparison of the color of natural teeth measured by a colorimeter and Shade Vision System*. Dent Mater, 2007. **23**(10): p. 1307-12.
122. Johnston, W.M., *Color measurement in dentistry*. J Dent, 2009. **37 Suppl 1**: p. e2-6.
123. Lehmann, K.M., et al., *Four color-measuring devices compared with a spectrophotometric reference system*. J Dent, 2010. **38 Suppl 2**: p. e65-70.
124. Schmitter, M., K. Mussotter, and A.J. Hassel, *Interexaminer reliability in the clinical measurement of L*C*h* values using a laminar spectrophotometer*. Int J Prosthodont, 2008. **21**(5): p. 422-4.
125. Clark, J. *A Double Beam UV-Visible Absorption Spectrophotometer*. 2006 [cited 2016; Available from: <http://www.chemguide.co.uk/analysis/uvvisiblemenu.html>].
126. Gore, M.G., *Spectrophotometry and spectrofluorimetry : a practical approach*. Practical approach series. 2000, Oxford ; New York: Oxford University Press. xvii, 368 p.
127. Dubinskii, M.A. and P. Misra, *Ultraviolet spectroscopy and UV lasers*. Practical spectroscopy. 2002, New York: Marcel Dekker. xv, 569 p., 2 p. of plates.
128. Chu, S.J., R.D. Trushkowsky, and R.D. Paravina, *Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects*. J Dent, 2010. **38 Suppl 2**: p. e2-16.
129. Chu, S.J., A. Devigus, and A. Mielezsk, *Fundamentals of color : shade matching and communication in esthetic dentistry*. 2004, Chicago: Quintessence Pub. Co. x, 158 p.
130. Paul, S.J., et al., *Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2004. **24**(3): p. 222-31.
131. Paul, S., et al., *Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth*. J Dent Res, 2002. **81**(8): p. 578-82.
132. Schmitter, M. and B.B. Seydler, *Minimally invasive lithium disilicate ceramic veneers fabricated using chairside CAD/CAM: a clinical report*. J Prosthet Dent, 2012. **107**(2): p. 71-4.
133. Roberson TM, H.H., Swift EJ, *Art and science of operative dentistry*. 4 ed. 2002, Missouri: Mosby Inc.

134. Raptis, N.V., K.X. Michalakis, and H. Hirayama, *Optical behavior of current ceramic systems*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2006. **26**(1): p. 31-41.
135. Li, Q. and Y.N. Wang, *Comparison of shade matching by visual observation and an intraoral dental colorimeter*. J Oral Rehabil, 2007. **34**(11): p. 848-54.
136. Usumez, A., et al., *The efficiency of different light sources to polymerize resin cement beneath porcelain laminate veneers*. J Oral Rehabil, 2004. **31**(2): p. 160-5.
137. Blackman, R., N. Barghi, and E. Duke, *Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement*. J Prosthet Dent, 1990. **63**(3): p. 295-300.
138. Pegoraro TA, d.S.N., Carvalho RM, *Cements for Use in Esthetic Dentistry*. Dent Clin N Am, 2007. **51**: p. 453-471.
139. Blatz, M.B., A. Sadan, and M. Kern, *Resin-ceramic bonding: a review of the literature*. J Prosthet Dent, 2003. **89**(3): p. 268-74.
140. Vichi, A., M. Ferrari, and C.L. Davidson, *Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts*. J Prosthet Dent, 2000. **83**(4): p. 412-7.
141. Koishi, Y., et al., *Influence of visible-light exposure on colour stability of current dual-curable luting composites*. J Oral Rehabil, 2002. **29**(4): p. 387-93.
142. Lu, H. and J.M. Powers, *Color stability of resin cements after accelerated aging*. Am J Dent, 2004. **17**(5): p. 354-8.
143. Magne, P., et al., *Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2000. **20**(5): p. 440-57.
144. Vailati, F. and U.C. Belser, *Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 3*. Eur J Esthet Dent, 2008. **3**(3): p. 236-57.
145. Blalock, J.S., R.G. Holmes, and F.A. Rueggeberg, *Effect of temperature on unpolymerized composite resin film thickness*. J Prosthet Dent, 2006. **96**(6): p. 424-32.
146. Knight, J.S., R. Fraughn, and D. Norrington, *Effect of temperature on the flow properties of resin composite*. Gen Dent, 2006. **54**(1): p. 14-6.
147. Daronch, M., F.A. Rueggeberg, and M.F. De Goes, *Monomer conversion of pre-heated composite*. J Dent Res, 2005. **84**(7): p. 663-7.
148. Trujillo, M., S.M. Newman, and J.W. Stansbury, *Use of near-IR to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization*. Dent Mater, 2004. **20**(8): p. 766-77.
149. Ozturk, E., et al., *Effects of ceramic shade and thickness on the micro-mechanical properties of a light-cured resin cement in different shades*. Acta Odontol Scand, 2015. **73**(7): p. 503-7.
150. Awad, D., et al., *Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness*. J Prosthet Dent, 2015. **113**(6): p. 534-40.
151. Ghinea, R., et al., *Influence of surface roughness on the color of dental-resin composites*. J Zhejiang Univ Sci B, 2011. **12**(7): p. 552-62.
152. Douglas, R.D. and M. Przybylska, *Predicting porcelain thickness required for dental shade matches*. J Prosthet Dent, 1999. **82**(2): p. 143-9.
153. Shokry, T.E., et al., *Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems*. J Prosthet Dent, 2006. **95**(2): p. 124-9.
154. Chen, Y.M., et al., *Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials*. Dent Mater, 2008. **24**(11): p. 1506-11.
155. Ahn, J.S. and Y.K. Lee, *Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant*. Dent Mater, 2008. **24**(11): p. 1539-44.

156. Lim, H.N., B. Yu, and Y.K. Lee, *Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials*. J Prosthet Dent, 2010. **104**(4): p. 239-46.
157. Lauvahutanon, S., et al., *Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM*. Dental Materials Journal, 2014. **33**(5): p. 705-710.
158. Al-Harbi, F.A., et al., *Effect of Aging Regimens on Resin Nanoceramic Chairside CAD/CAM Material*. J Prosthodont, 2015.
159. Almeida, J.R., et al., *Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers*. J Prosthet Dent, 2015. **114**(2): p. 272-7.
160. Cekic-Nagas, I., et al., *Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials*. Journal of Prosthodontic Research, 2016. **60**(4): p. 265-273.
161. Gale, M.S. and B.W. Darvell, *Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations*. J Dent, 1999. **27**(2): p. 89-99.
162. De Munck, J., et al., *A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results*. J Dent Res, 2005. **84**(2): p. 118-32.
163. Vanlioglu, B.A. and Y. Kulak-Ozkan, *Minimally invasive veneers: current state of the art*. Clin Cosmet Investig Dent, 2014. **6**: p. 101-7.
164. Turgut, S. and B. Bagis, *Colour stability of laminate veneers: an in vitro study*. J Dent, 2011. **39 Suppl 3**: p. e57-64.
165. Nakajima, M., et al., *Light transmission characteristics of dentine and resin composites with different thickness*. J Dent, 2012. **40 Suppl 2**: p. e77-82.
166. Chaiyabutr, Y., et al., *Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown*. J Prosthet Dent, 2011. **105**(2): p. 83-90.
167. Uludag, B., et al., *The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study*. J Prosthet Dent, 2007. **97**(1): p. 25-31.
168. Johnston WM, K.E., *Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry*. 1989. **68**: p. 819-822.
169. O'Brien, W.J., et al., *Sources of color variation on firing porcelain*. Dent Mater, 1991. **7**(3): p. 170-3.
170. Ragain JC, J.W., *Minimum color differences for discriminating mismatch between composite and tooth color*. J Esthet Dent, 2001. **13**(1): p. 41-8.
171. Li, Q., H. Yu, and Y.N. Wang, *In vivo spectroradiometric evaluation of colour matching errors among five shade guides*. J Oral Rehabil, 2009. **36**(1): p. 65-70.
172. Douglas, R.D., T.J. Steinhauer, and A.G. Wee, *Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch*. J Prosthet Dent, 2007. **97**(4): p. 200-8.
173. Lindsey, D.T. and A.G. Wee, *Perceptibility and acceptability of CIELAB color differences in computer-simulated teeth*. J Dent, 2007. **35**(7): p. 593-9.
174. Ishikawa-Nagai S, Y.A., Sakai M, Kristiansen J, Da Silva JD, *Clinical evaluation of perceptibility of color differences between natural teeth and all-ceramic crowns*. J Dent, 2009. **37**: p. 15-20.
175. Ghinea, R., et al., *Color difference thresholds in dental ceramics*. J Dent, 2010. **38 Suppl 2**: p. e57-64.
176. Ghavam, M., M. Amani-Tehran, and M. Saffarpour, *Effect of accelerated aging on the color and opacity of resin cements*. Oper Dent, 2010. **35**(6): p. 605-9.
177. *Ivocerin Report*, R.a.D.I. Vivadent, Editor. 2013.

178. Ilie, N. and R. Hickel, *Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics*. Dent Mater, 2008. **24**(7): p. 908-14.
179. Karaokutan, I., et al., *Color Stability of CAD/CAM Fabricated Inlays after Accelerated Artificial Aging*. J Prosthodont, 2015.
180. *VITA SUPRINITY® Technical and scientific documentation*, Vita Zahnfabrik, V. Zahnfabrik, Editor. 2014: Bad Säckingen, Germany.
181. S. Krüger, J.D., C. Ritzberger, W. Höland, *Nucleation kinetics of lithium metasilicate in ZrO₂-bearing lithium disilicate glasses for dental application*. International Journal of Applied Glass Science. **4**(no. 1): p. 9-19.
182. *IPS e.max® CAD Scientific Documentation*. 2011, Ivoclar Vivadent. p. 7.
183. Lawson, N.C. and J.O. Burgess, *Gloss and Stain Resistance of Ceramic-Polymer CAD/CAM Restorative Blocks*. J Esthet Restor Dent, 2016. **28 Suppl 1**: p. S40-5.
184. Kurklu, D., et al., *Porcelain thickness and cement shade effects on the colour and translucency of porcelain veneering materials*. J Dent, 2013. **41**(11): p. 1043-50.
185. Chaiyabutr, Y., et al., *Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2011. **105**(2): p. 83-90.
186. Dikicier, S., et al., *Effect of varying core thicknesses and artificial aging on the color difference of different all-ceramic materials*. Acta Odontol Scand, 2014. **72**(8): p. 623-9.
187. Lee, Y.K., *Influence of filler on the difference between the transmitted and reflected colors of experimental resin composites*. Dent Mater, 2008. **24**(9): p. 1243-7.
188. Ferracane, J.L., *Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks*. Dent Mater, 2006. **22**(3): p. 211-22.
189. Gasparik, C., et al., *Influence of light source and clinical experience on shade matching*. Clujul Med, 2014. **87**(1): p. 30-3.
190. Eldiwany, M., K.H. Friedl, and J.M. Powers, *Color stability of light-cured and post-cured composites*. Am J Dent, 1995. **8**(4): p. 179-81.
191. Lee, Y.K. and J.M. Powers, *Color and optical properties of resin-based composites for bleached teeth after polymerization and accelerated aging*. Am J Dent, 2001. **14**(6): p. 349-54.
192. Taira, M., M. Okazaki, and J. Takahashi, *Studies on optical properties of two commercial visible-light-cured composite resins by diffuse reflectance measurements*. J Oral Rehabil, 1999. **26**(4): p. 329-37.
193. Shintani, H., T. Inoue, and M. Yamaki, *Analysis of camphorquinone in visible light-cured composite resins*. Dent Mater, 1985. **1**(4): p. 124-6.
194. Shin, D.H. and H.R. Rawls, *Degree of conversion and color stability of the light curing resin with new photoinitiator systems*. Dent Mater, 2009. **25**(8): p. 1030-8.
195. Janda, R., et al., *Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation*. Eur J Oral Sci, 2004. **112**(3): p. 280-5.
196. Schulze, K.A., et al., *Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging*. Dent Mater, 2003. **19**(7): p. 612-9.
197. Buchalla, W., et al., *The effect of water storage and light exposure on the color and translucency of a hybrid and a microfilled composite*. J Prosthet Dent, 2002. **87**(3): p. 264-70.
198. Halvorson, R.H., R.L. Erickson, and C.L. Davidson, *Energy dependent polymerization of resin-based composite*. Dent Mater, 2002. **18**(6): p. 463-9.

199. Pilo R. , C.H.S., *Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites*. Dent Mater, 1992. **8**(299-304).
200. Eliades G.C. , V.G.J., Caputo A.A, *Degree of double bond conversion in light-cured composites*. Dent Mater, 1987. **3**: p. 19-25.



8. ÖZGEÇMİŞ

1989 yılında İstanbul'da doğdum. İlk öğrenimime Hamdullah Suphi Tanrıöver İlkokulu'nda başlayıp, Orta öğrenimimi de Avrupa Koleji'nde tamamladım. Lise eğitimi Üsküdar Amerikan Lisesi'nde tamamladıktan sonra 2008 yılında Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde başladığım üniversite eğitimimi 2013 yılında tamamladım. 2014 yılında Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi bölümünde uzmanlık eğitimime başladım. Halen aynı anabilim dalında uzmanlık öğrencisi olarak görev yapmaktayım.

