



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

**DOKTORA
TEZİ**

**TAM SERAMİK RESTORASYONLARDA FARKLI SİMAN
RENGİNİN RENK ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

MUSTAFA SOLMAZGÜL

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

HAZİRAN 2020



**TAM SERAMİK RESTORASYONLARDA FARKLI SİMAN RENGİNİN
RENK ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Mustafa SOLMAZGÜL

**DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

HAZİRAN 2020

Doktora eğitimime birlikte başladığım, ani bir şekilde aramızdan ayrılan
saygıdeğer hocam Prof. Dr. Yavuz BURGAZ'a ithaf olunur.

Mustafa SOLMAZGÜL tarafından hazırlanan “TAM SERAMİK RESTORASYONLARDA FARKLI SİMAN RENGİNİN RENK ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ” adlı tez çalışmasında aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Arife DOĞAN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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

Başkan: Prof. Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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

Üye: Prof. Dr. H. Betül KALIPCILAR

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

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

Üye: Prof. Dr. Özgül KARACAER

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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

Üye: Prof. Dr. Semih BERKSUN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

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

Üye: Doç. Dr. N. Volkan ASAR

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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

Tez Savunma Tarihi:/...../.....

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

Prof. Dr. Mustafa ASLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

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

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

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

.

Mustafa SOLMAZGÜL

25/06/2020

TAM SERAMİK RESTORASYONLARDA FARKLI SİMAN RENGİNİN RENK ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

(Doktora Tezi)

Mustafa SOLMAZGÜL

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Haziran 2020

ÖZET

Bu çalışma, bir hibrit seramik (Vita Enamic), bir hibrit nanoseramik (Cerasmart) ve bir rezin nanoseramik (Lava Ultimate) materyale üç farklı renkte (A1, Transludent, Bleach XL) adeziv rezin siman uygulama ve UV hızlandırılmış yapay yaşlandırma işlemi sonrası oluşan renk stabilitesini değerlendirmek için yapıldı. Tam seramik materyallerden toplam 90 adet örnek 12x14x1 mm boyutlarında hazırlanarak farklı siman renklerine ve yaşlandırma işlemine göre ayrıldı ve 9 deney grubu oluşturuldu (n=10). Örneklerin yüzeylerini standardize edebilmek için 600, 800, 1200 grid silikon karbit zımparalar kullanıldı. Firma önerileri doğrultusunda bir yüzeye polisaj işlemi uygulandı. Örneklerin L*, a* ve b* değerleri kolorimetre cihazı kullanılarak ölçüldü. Siman uygulamadan önce polisaj yapılmayan yüzeye kumlama işlemi uygulandı. A1, Transludent, Bleach XL siman 0,2 mm kalınlığında uygulandıktan sonra L*, a* ve b* değerleri tekrar ölçülerek kaydedildi. Aynı işlem UV hızlandırılmış yapay yaşlandırma işlemi sonrası yinelendi. Renk değişim değerleri CIEDE2000 renk ölçüm formülü kullanılarak hesaplandı. Grup içi karşılaştırmalarda eşleştirilmiş t testi, gruplar arası karşılaştırmalarda ise tek yönlü ANOVA testi kullanıldı ve $P < 0,05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi. $\Delta E_{00} > 2,25$ klinik olarak kabul edilemez; $1,30 < \Delta E_{00} < 2,25$ aralığındaki renk değişimi gözle fark edilebilir, ancak klinik olarak kabul edilebilir olarak değerlendirildi. Her üç materyal için de Bleach XL siman uygulaması sonrası renk değişim değerinin klinik olarak kabul edilemez seviyede olduğu; diğer simanlarla oluşan renk değişiminin gözle fark edilebilir, ancak klinik olarak kabul edilebilir seviyede olduğu tespit edildi. Yaşlandırma işlemi sonrası Vita Enamic materyal için Bleach XL uygulama sonrası; Cerasmart ve Lava Ultimate materyaller için ise her üç siman uygulama sonrası renk değişim değerlerinin klinik olarak kabul edilemez olduğu belirlendi.

Bilim Kodu : 1050

Anahtar Kelimeler : Tam seramik, rezin siman, renk, yaşlandırma

Sayfa Adedi : 85

Danışman : Prof. Dr. Arife DOĞAN

EFFECT OF DIFFERENT CEMENT SHADE ON ALL CERAMIC RESTORATIONS

(Ph. D. Thesis)

Mustafa SOLMAZGUL

GAZI UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

June 2020

ABSTRACT

This study was conducted to evaluate the color stability of one hybrid ceramic (Vita Enamic), one hybrid nanoceramic (Cerasmart), and one resin nanoceramic (Lava Ultimate) after application of adhesive resin cements in three different colors (A1, Translucent, Bleach XL), and also UV accelerated artificial aging. For this purpose, a total of 90 all-ceramic specimens (12x14x1 mm in dimensions) were prepared, and divided to different cement colors and aging procedures applied, thus 9 experimental groups were established (n=10). The surfaces of the specimens were standardized using 600, 800, and 1200 grit silicon carbide abrasive papers, and one surface of them was manually polished according to manufacturers' recommendations. The L*, a* and b* values were measured by a colorimeter and the values were recorded. The unpolished surfaces of the specimens were air-borne particle abraded, and A1, Translucent, and Bleach XL resin cements were applied in 0.2 mm thickness. Then, specimens were subjected to UV accelerated artificial aging procedure. The L*, a* and b* values were measured again after resin cement applications and aging procedures. The color change values were calculated using CIEDE2000 color difference formula. Data were analyzed using paired t test and one-way analysis of variances (ANOVA). P values smaller than 0.05 were interpreted as statistically significant. The ΔE_{00} values higher than 2.25 were considered as clinically unacceptable, and the ΔE_{00} values between 1.30 and 2.25 were considered as visually perceptible, but clinically acceptable. For all the materials, the color changes were determined as clinically unacceptable after applying Bleach XL resin cement; however, the color differences were determined as perceptible, but clinically acceptable after applying the other colors of resin cements. After artificial aging, while the color difference was found to be clinically unacceptable in Bleach XL cement group for Vita Enamic, however, Cerasmart and Lava Ultimate materials these values were determined to be clinically unacceptable in all resin cement groups tested.

Science Code : 1050

Key Words : All ceramic, resin cement. shade, aging

Page Number : 85

Advisor : Prof. Dr. Arife DOĞAN

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca ve tez çalışmalarım sırasında bilgi, deneyim ve sabrıyla bana yol gösteren, mesleki tecrübelerinden çokça yararlandığım ve birlikte çalışmaktan gurur duyduğum danışman hocam Prof. Dr. Arife DOĞAN'a,

Mesleki ve bilimsel anlamda katkılarından dolayı başta Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Cemal AYDIN ve Doç. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR olmak üzere Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalındaki öğretim üyelerine ve tez jürimde bulunan saygıdeğer hocalarıma,

Doktora eğitimim boyunca tanımaktan çok mutlu olduğum ve birlikte çalışmaktan keyif aldığım dostlarım Anıl ALGÜR, Sertaç BAYRAK, Fatih ERKUN, İrem KARADAĞ, Anıl GERÇEK, Senem ÜNVER UYSAL, Gheyath Munadhıl AZEEZ, Halil BAKIÇ, Meral BAĞKUR ve Metleb NADİROV başta olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma,

Hayatımın her anında yanımda olan, sonsuz sevgi, sabır ve emekle desteğini esirgemeyen başta babam Osman Nuri SOLMAZGÜL ve annem Sevim SOLMAZGÜL olmak üzere güzel aileme,

Her zaman yanımda olan, sabır, anlayış ve özverisini benden esirgemeyen yol arkadaşım Ezgi Kardelen ALTUNAL'a,

03/2018-20 nolu proje desteğiyle tez çalışmama destek sağlayan Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.2. Dental Seramiklerin Yapısı	3
2.2.1. Kristalin olmayan seramikler	4
2.2.2. Kristalin seramikler.....	5
2.3. Dental Seramiklerin Kompozisyonu	5
2.4. Dental Seramiklerin Özellikleri	7
2.5. Dental Seramiklerin Sınıflaması	8
2.5.1. Cam matriks seramikler	11
2.5.2. Polikristalin seramikler	12
2.5.3. Resin matriks seramikler	13
2.6. Dental Simanlar.....	15
2.6.1. Siman sınıflaması.....	16
2.6.2. Modern daimi yapıştırma ajanları	16
2.7. Renk ve Işık.....	22
2.7.1. Munsell renk sistemi	23

	Sayfa
2.7.2. CIELAB renk sistemi.....	23
2.7.3. Işık ve renk ile ilgili temel kavramlar	25
2.7.4. Diş hekimliğinde renk analiz yöntemleri	26
2.8. Hızlandırılmış Yapay Yaşlandırma.....	31
3. MATERYAL VE METOT	33
3.1. Örneklerin Hazırlanması	33
3.2. Örneklerle Yüzey Bitirme İşlemlerinin Uygulanması	36
3.3. Örneklerin Yüzey Temizliği	36
3.4. Siman Uygulamadan Önce İlk Renk Parametrelerinin Ölçümlerinin Yapılması.....	37
3.5. Rezin Simanın Örnek Yüzeylerine Uygulanması	38
3.6. Siman Uygulanan Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması	40
3.7. Hızlandırılmış Yapay Yaşlandırma İşlemi	41
3.8. Hızlandırılmış Yapay Yaşlandırma İşlemi Sonrası Renk Ölçümü	41
3.9. İstatiksel Değerlendirme	42
4. BULGULAR	45
4.1. Vita Enamic Seramik Örneklerle Ait Renk Değişim Verileri.....	45
4.2. Cerasmart Seramik Örneklerle Ait Renk Değişim Verileri.....	48
4.3. Lava Ultimate Seramik Örneklerle Ait Renk Değişim Verileri.....	52
4.4. Aynı Renk Siman Uygulanan Seramik Gruplarında Elde Edilen Renk Değişim Değerlerinin (ΔE_1) Karşılaştırması.....	55
4.5. Aynı Renk Siman Uygulanan Seramik Gruplarında Yaşlandırma İşlemi Sonrasında Elde Edilen Renk Değişim Değerlerinin (ΔE_2) Karşılaştırması.....	57
5. TARTIŞMA	61
6. SONUÇLAR.....	71
KAYNAKLAR	73
ÖZGEÇMİŞ	85

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Dental porselenlerin kompozisyonu	6
Çizelge 2.2. Gracis ve arkadaşlarının yapmış oldukları seramik sınıflaması	10
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	34
Çizelge 3.2. Renk değişim değerlerinin klinik olarak değerlendirmesi.....	42
Çizelge 4.1. Vita Enamic seramik örneklerin siman uygulama öncesi (L_0, a_0, b_0), siman uygulama sonrası (L_1, a_1, b_1) ve yaşlandırma işlemi sonrasındaki (L_2, a_2, b_2) renk parametreleri ve renk değişimleri ($\Delta E_1, \Delta E_2$)	46
Çizelge 4.2. Vita Enamic seramik materyaline farklı simanlar uygulanması sonrasında elde edilen ΔE_1 değerleri	47
Çizelge 4.3. Farklı siman uygulanan Vita Enamic seramik örneklerin yaşlandırma işlemi sonrasında elde edilen ΔE_2 değerleri.....	47
Çizelge 4.4. A1 siman uygulanan Vita Enamic materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerleri...	47
Çizelge 4.5. Bleach XL siman uygulanan Vita Enamic materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerleri	48
Çizelge 4.6. Transludent siman uygulanan Vita Enamic materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerleri	48
Çizelge 4.7. Cerasmart seramik örneklerin siman uygulama öncesi (L_0, a_0, b_0), siman uygulama sonrası (L_1, a_1, b_1) ve yaşlandırma işlemi sonrasındaki (L_2, a_2, b_2) renk parametreleri ve renk değişimleri ($\Delta E_1, \Delta E_2$)	50
Çizelge 4.8. Cerasmart seramik materyaline farklı simanlar uygulanması sonrasında elde edilen ΔE_1 değerleri	50
Çizelge 4.9. Farklı simanlar uygulanan Cerasmart seramik örneklerin yaşlandırma işlemi sonrasında elde edilen ΔE_2 değerleri.....	51
Çizelge 4.10. A1 siman uygulanan Cerasmart materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerleri.....	51
Çizelge 4.11. Bleach XL siman uygulanan Cerasmart materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerleri	51
Çizelge 4.12. Transludent renk siman uygulanan Cerasmart materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerleri	52

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.13. Lava Ultimate seramik örneklerin siman uygulama öncesi (L_0 , a_0 , b_0), siman uygulama sonrası (L_1 , a_1 , b_1) ve yaşlandırma işlemi sonrasındaki (L_2 , a_2 , b_2) renk parametreleri ve renk değişimleri (ΔE_1 , ΔE_2).....	53
Çizelge 4.14. Lava Ultimate seramik materyaline farklı simanlar uygulanması sonrasında elde edilen ΔE_1 değerleri	54
Çizelge 4.15. Farklı simanlar uygulanan Lava Ultimate seramik örneklerin yaşlandırma işlemi sonrasında elde edilen ΔE_2 değerleri	54
Çizelge 4.16. A1 siman uygulanan Lava Ultimate materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerleri	54
Çizelge 4.17. Bleach XL siman uygulanan Lava Ultimate materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerleri	55
Çizelge 4.18. Transludent siman uygulanan Lava Ultimate materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerleri	55
Çizelge 4.19. A1 siman uygulanan Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate seramik örneklerin ΔE_1 değerleri	56
Çizelge 4.20. Bleach XL siman uygulanan Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate seramik örneklerin ΔE_1 değerleri	56
Çizelge 4.21. Transludent siman uygulanan Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate seramik örneklerin ΔE_1 değerleri	57
Çizelge 4.22. A1 siman uygulanan Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate materyallerin ΔE_2 değerleri	58
Çizelge 4.23. Bleach XL siman uygulanan Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate materyallerin ΔE_2 değerleri	58
Çizelge 4.24. Transludent siman uygulanan Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate materyallerin ΔE_2 değerleri	59

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Silikon-oksijen ağ yapısı (Si-O)	4
Şekil 2.2. SiO ₄ (tetrahedral ağ)	5
Şekil 2.3. Munsell renk sistemi.....	23

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Hassas kesit alma cihazı	35
Resim 3.2. Zımparalama ve parlatma cihazı	35
Resim 3.3. Vita Enamic teknik polisaj kiti, Cerasmart polisaj patı, Lava Ultimate yüzey bitirme kiti.....	36
Resim 3.4. Ultrasonik temizleme aleti.....	37
Resim 3.5. Renk ölçüm cihazı	37
Resim 3.6. Kumlama cihazı.....	38
Resim 3.7. 3D Printer yazıcıdan hazırlanan kalıp	38
Resim 3.8. Örneklere Monobond S uygulanması.....	39
Resim 3.9. Karıştırılan simanın seramik yüzeye taşınması ve 2 kg’lık ağırlık uygulaması.....	39
Resim 3.10. Işık cihazı.....	40
Resim 3.11. Örnek kalınlığının dijital kumpas ile kontrol edilmesi	40
Resim 3.12. Örneklerin metal taşıyıcılar vasıtasıyla yapay yaşlandırma cihazına yerleştirilmesi	41

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
>	Büyüktür
<	Küçüktür
%	Yüzde
Δa	Kırmızı-yeşil renk miktarı
Δb	Sarı-mavi renk miktarı
ΔC	Chroma farkı
ΔH	Hue farkı
ΔE^*	Doğal dişteki renk değişikliğinin sayısal değeri
ΔE_1	Siman uygulaması sonrası oluşan renk değişim değeri
ΔE_2	Yaşlandırma işlemi sonrası oluşan renk değişim değeri
ΔL	Lightness parlaklık farkı
°	Derece
°C	Santigrat derece
Al_2O_3	Alüminyum oksit
$Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot H_2O$	Kaolin
B_2O_3	Bor oksit
CaO	Kalsiyum oksit
dk	Dakika
$K_2Al_2Si_6O_{16}$	Potasyum feldspar
K_2O	Potasyum oksit
$K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$	Potasyum alüminyum silikat
La_2O_3	Lantanum oksit
Li_2SiO_3	Lityum metasilikat
MgO	Magnezyum oksit

Simgeler	Açıklamalar
mm	Milimetre
Na₂OAl₂O₃6SiO₂	Sodyum alüminyum silikat
nm	Nanometre
Na₂O	Sodyum oksit
O⁻	Oksijen
Si⁺⁴	Silisyum
SiO₂	Silisyum oksit
SiO₄	Silisyum tetraoksit
sn	Saniye
Y₂O₃	İtiryum oksit
Zr⁺⁴	Zirkonyum katyon
Zr₂O	Zirkonyum oksit

Kısaltmalar	Açıklamalar
3Y-TZP	%3 mol itriya ile stabilize zirkonya polikristalin
Bis-GMA	Bisfenol glisidil metakrilat
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim)
CEREC	CEramicREConstruction
CIE	Commision Internationale de l'Eclairage (Uluslararası Aydınlatma Komisyonu)
FSZ	Tamamen stabilize edilmiş zirkonya
GPa	Gigapaskal
HEMA	Hidroksietil metakrilat
LED	Light Emitting Diode (Işık yayan diyot)
MDP	10-Metakriloksidisildihidrojen fosfat
MPa	Megapaskal
PSZ	Partially Stabilized Zirconia (Yarı stabilize zirkonya)

Kısaltmalar	Açıklamalar
K_C	Chroma için dokular, arka planlar, ayırmalar vb. gibi farklı görüntüleme parametrelerine göre ayarlanacak parametrik faktörler
K_H	Hue için dokular, arka planlar, ayırmalar vb. gibi farklı görüntüleme parametrelerine göre ayarlanacak parametrik faktörler
K_L	Lightness için dokular, arka planlar, ayırmalar vb. gibi farklı görüntüleme parametrelerine göre ayarlanacak parametrik faktörler
R_T	Rotasyon fonksiyonu
S_C	Chroma için ağırlıklandırma işlevi
S_H	Hue için ağırlıklandırma işlevi
S_L	Lightness için ağırlıklandırma işlevi
TEG-DMA	Trietilenglikol dimetakrilat
UDMA	Uretan dimetakrilat
Y-TZP	Yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum polikristalin

1. GİRİŞ

Restoratif diş hekimliğinin esas amaçlarından birisi kaybedilen diş yapısını, doğal dişe benzer yapı ve fiziksel özellikler gösteren materyaller ile yeniden düzenlemektir. Tam seramik restorasyonların kullanım alanları, doğal dişlerin translusensi özelliğini taklit edebilmeleri ve estetik görünimleri nedeniyle her geçen gün artmaktadır. Seramik materyallerin ağızda tat değişimine sebep olmamaları, plak akümülyasyonunun az olması, biyoyumlu olmaları, marjinal adaptasyonlarının iyi olması, renk stabilitesi, yüksek aşınma dirençleri ve düşük ısı iletkenlikleri de tercih edilmelerinde önemli kriterler olmuştur. Tam seramik materyaller inley, onley, laminate, tam kuron, endokuronlar, post kore, konvansiyonel köprülerde ve implant sistemlerinde kullanılabilir.

Estetik beklentinin artmasıyla birlikte CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim) teknolojisiyle hazırlanan birçok tam seramik sistem geliştirilmiştir. Hibrit seramikler, seramik materyallerin dayanıklılık ve renk stabilitesi, kompozit rezinlerin ise düşük aşınma ve iyi bükülme dayanımı özelliklerini göstermek üzere üretilmiştir. Diş dokusunda daha az preparasyon yapılarak restorasyon yapılmasına olanak sağlayan hibrit seramiklerin tamiri kolaydır ve adeziv rezin simanlarla kimyasal olarak uyumludur.

Tam seramiklerin simantasyonu için kullanılan adeziv rezin simanların ışıkla sertleşen, kimyasal yolla sertleşen ve hem ışık hem de kimyasal yolla (dual-cure) sertleşen tipleri bulunmaktadır. Dual-cure rezin simanlar kimyasal sertleşme reaksiyonlarının yavaş olması ve ışığın yeterince ulaşmadığı düşünülen durumlarda polimerizasyonun sağlanabilmesi açısından avantajlıdır. Tam seramik materyallerin yüksek translusensi özelliği göstermesi doğal diş görünümü elde etmeyi sağlarken, restorasyonun renk seçimini de zorlaştırabilmektedir. Preparasyonu yapılan dişin ve kullanılan adeziv simanın rengi, restorasyonun görünümünü etkilediğinden ideal bir restorasyon hazırlanabilmesi için dişin rengi, kullanılan seramik materyal ve adeziv simanın rengi dikkatli bir şekilde değerlendirilmelidir. Transludent rezin simanlar restorasyonun final rengine parlaklığı artırıp, yoğunluğunu azaltırken; opak renkte rezin simanlar ise parlaklık, ton ve yoğunluğu arttırmaktadır. Renk çalışmalarında uzun dönem etkileri gözlemlemek amacıyla bazı testler uygulanmaktadır. Hızlandırılmış yapay yaşlandırma işlemi bir materyalin kullanım sürecinde maruz kalacağı dış etkenleri taklit ederek materyale etkilerini tahmin etmeye olanak sağlayan bir test yöntemidir.

Objelerin renk parametrelerini tanımlamak amacıyla Munsell renk sistemi, CIE renk sistemi, CIE LAB renk sistemi kullanılmaktadır. CIE LAB renk sisteminde parlaklık, ton ve yoğunluk L^* (dikey eksen; siyah ve beyaz arasındaki parlaklık), a^* (yatay eksen; kırmızı ve yeşil arasındaki yoğunluk) ve b^* (yatay eksen; sarı-mavi arasındaki yoğunluk) ile gösterilmektedir. Bu üç koordinatın kesişim yeri o rengin değerini verir. Bu sistemin avantajı renk farklılıklarını birim olarak ifade edebilmesidir. Kolorimetre, spektrofometre, spektrodadyometre ve dijital kamera gibi farklı tip ölçüm cihazları bulunmaktadır. Kolorimetreler ışığın görünür spektrumunun kırmızı, mavi ve yeşil alanda filtreleyerek ölçüm yapar.

Bu tez çalışmasında, üç farklı rezin matriks seramik materyale üç farklı renkte adeziv rezin siman uygulama ve UV hızlandırılmış yapay yaşlandırma işlemi sonrası renk değişimi değerlendirildi. Çalışmamızda bir hibrit seramik olan Vita Enamic, bir hibrit nanoseramik olan Cerasmart ve bir rezin nanoseramik olan Lava Ultimate seramik materyallere aynı marka adeziv rezin simanın üç farklı rengi (A1, Translulent, Bleach XL) uygulanarak meydana gelen renk değişimi ve yaşlandırma işlemi sonrası meydana gelen renk değişiminin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

Diş hekimliğinde, seramikler çürümüş, hasar görmüş veya kaybedilmiş dişlerin onarımı için kullanılan materyallerin dört esas sınıfından birini oluşturur. Diğer materyaller metaller, polimerler ve kompozitlerdir.

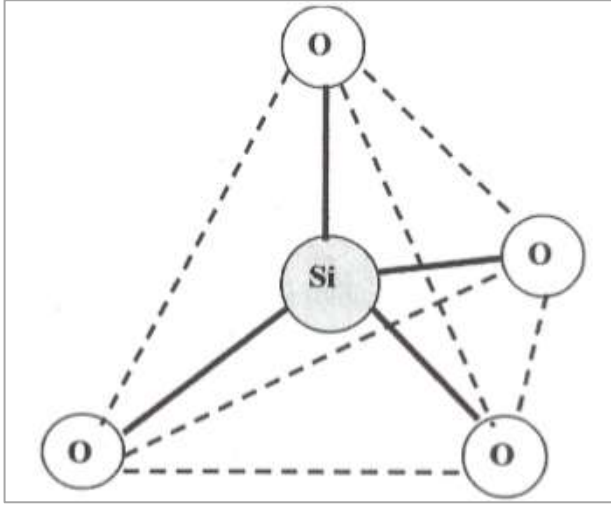
Dental seramikler esas olarak alüminyum, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, zirkonyum ve titanyum gibi bir veya daha fazla metalik ya da yarı metalik elementlerle oksijen bileşiklerini ihtiva eden metalik olmayan inorganik yapılar olarak bilinir. Porselen terimi ise, uygun oranlanan ve yüksek ısıda fırınlanan kaolin, kuartz ve feldspat karışımıyla oluşturulan seramik materyallerin spesifik yapısal sınıfıdır. Porselen, esas olarak fırınlanan ve glaze uygulanan beyaz, translusent seramiktir. Seramikler, biyouyumlu ve kimyasal inert materyallerdir. Diş hekimliğinde seramikler, yapay protez dişlerin üretiminde, post materyali olarak, kuron ve köprü restorasyonlarda, implant sistemlerde abutment olarak ve metal alt yapıların üzerini kaplamak amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır [1,2].

2.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Seramikler ya kristal ya da amorf katılar olarak görünebilir, dolayısıyla genel olarak kristalin olmayan (amorf katı veya camlar) ve kristalin seramikler olarak sınıflandırılabilir. Dental seramiklerin mekanik ve optik özellikleri esas olarak mevcut kristal fazın yapısına ve miktarına bağlıdır. İçeriğindeki camsı fazın artması seramiklerin translusensini artırırken, oluşabilecek çatlakların yayılmasına karşı direnci azaltmaktadır. Öte yandan, kristal fazın daha yoğun olması mekanik olarak daha dirençli bir yapı oluştururken, estetik özelliklerin azalmasına neden olur [1,3]. Geleneksel veya feldspatik porselenler, genellikle kristalin olmayan seramiklerdir. Bu geleneksel porselenler, düşük stres altında bile kırılmaya yatkın çok zayıf ve kırılabilir materyallerdir. Dental seramik teknolojisindeki son gelişmeler, alümina, zirkonya ve hidroksi apatit gibi uygun katkıları ile kristalin porselenlerin gelişmesini sağlamıştır [1,4].

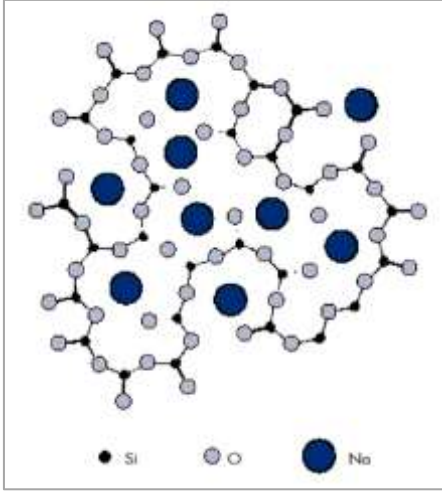
2.2.1. Kristalin olmayan seramikler

Bunlar, amorf camsı fazda kristalin minerallerin (feldspat, silika ve alumina) bir karışımıdır. Dental porselenlerin cam-şekillendirici matriksi, geniş oksijen atomlarının matriks ve silikon gibi daha küçük metal atomların oksijen atomları arasındaki boşluklara yerleşimiyle bir tetrahedral geometri şekillendiren bir silisyum ve dört oksijen atomu birleşimiyle oluşan silikon-oksijen (Si-O) ağ yapısıdır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Silikon-oksijen ağ yapısı (Si-O) [5]

Böylece her silika birimi, dört oksijen atomuyla (O) çevrelenen tek bir silikon atomundan (Si) oluşur. Bu cam yapıdaki kovalent ve iyonik karaktere sahip atomik bağlar hem yapıya stabilite sağlar, hem de silika ünitelerinin birbirleriyle bağlanarak zincir oluşturmalarını sağlar. Böyle bağlanmış silikat birim zincirleri, camda devamlılık gösteren SiO_4 (tetrahedral ağ) şekillendirir (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. SiO_4 (tetrahedral ağ) [5]

Güçlü atomik bağlara sahip olan ve serbest elektron içermeyen bu kararlı yapı, cam matrikse mükemmel termal ve optik özellikler ve translusensi sağlar; bununla birlikte bu güçlü çift bağlar düşük gerilim stres uygulamalarında bile kırılmaya neden olabilen cam matriks kırılgenliğini artırır [6-8].

2.2.2. Kristalin seramikler

Seramikler, kristal cam kompozit şekillendirmek üzere cam matrikse alumina ve lōsit gibi kristalin doldurucular ilavesiyle güçlendirilir. 1965 yılında McLean ve Hughes, genelde “Aluminöz porselenler” olarak adlandırılan ve porselen jaket kuronlar için kullanılan güçlendirilmiş porselenlerin ilk jenerasyonunu tanıtmışlardır [6]. Silikon karbid gibi kovalent kristaller çok serttir ve çok yüksek erime noktasına sahiptirler.

2.3. Dental Seramiklerin Kompozisyonu

Dental seramikler esas olarak kristalin mineraller ve cam matriksten oluşur. Üretim sırasında materyaller camsı kütle şekillendirmek üzere yüksek sıcaklıkta ısıtılır ve daha sonra camsı kütlemin küçük parçacıklara kırılmasını sağlamak üzere suya bastırılarak hızlıca soğutulur. Sonuç ürüne *frit* denir. Bu proses, istenen partikül boyut dağılımı elde edilinceye değin birkaç kez tekrarlanır. Fritleme işlemi dental restorasyon yapımında kullanılan sıcaklığın çok daha üstünde oluşturulduğundan, bu materyaller dental laboratuvarında kullanılmadan önce ham materyaller arasında pek çok kimyasal reaksiyon oluşur. Bir dental seramiğin tipik

kompozisyonu Çizelge 2.1’de verilmiştir; bununla birlikte gerçek kompozisyonlar üreticiler arasında farklılık sunar ve önerilen kullanıma göre değişebilir.

Çizelge 2.1. Dental porselenlerin kompozisyonu [9]

	Düşük ısı porselen (%)	Orta ısı porselen (%)
Silikon dioksit	69.4	64.2
Borik asit	7.5	2.8
Kalsiyum oksit	1.9	-
Potasyum oksit	8.3	8.2
Sodyum oksit	4.8	1.9
Alüminyum oksit	8.1	19.0
Lityum oksit	-	2.1
Magnezyum oksit	-	0.5
Fosforöz pentoksit	-	0.7

Feldspat cam matriksin şekillenmesinden sorumludur; en düşük erime sıcaklığına sahip ve fırınlamada ilk eriyen bileşendir. Feldspatın ana yapısı silikon dioksit olup, $\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{Si}_2\text{O}$ (soda alüminyum silikat veya albit) ve $\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{Si}_2\text{O}$ (potasyum alüminyum silikat veya ortho clase) formunda bulunur [9]. Günümüzde mevcut porselenlerin çoğu, fırınlanan restorasyonun translusensini artırdığı için potasyum alüminyum silikat içerir. Bu feldspat 1250°C 'den 1500°C 'ye ısıtıldığında cam şekillendirmek üzere kuartz ve kaolinle kaynaşır. Öte yandan albit, füzyon sıcaklığını düşürür ve bu pirolastik akışa neden olur. Porselen translusensini etkilemediği için bu tip feldspatik porselen, üreticiler için çekici olmamıştır [10].

Kuartz, çevresinde diğer materyallerin eridiği refraktör (erimez) iskelet şekillendirir [9]. Yüksek füzyon sıcaklığına sahiptir ve porselenin fırınlama sıcaklığında aynı kaldığından iskelet teşkil eder; pişirme sonucu meydana gelebilecek büzülmeleri önler. Kuartz, aynı zamanda porselen restorasyonda doldurucu olarak da işlev görür [1,6,7].

Kaolin, genellikle alümina içeren volkanik kayalardan elde edilen bir tip kil materyalidir. Yapışkan bir yapıya sahip olmasından dolayı, ham porselen su ile karıştırıldığında partikülleri bir arada tutan bağlayıcılık sağlar. Kaolin, aynı zamanda porselen restorasyonun opasitesini de artırır, dolayısıyla dental porselenler sınırlı miktarda kaolin katılımıyla formüle edilir.

Dental porselen yapısında bu üç ana madde dışında farklı oranlarda cam modifiye ediciler, akışkanlar, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya floresans özelliği geliştiren çeşitli ajanlar bulunabilir [1,7]. Bazı metalik yapılar üretim aşamasında *frit* işlemi sırasında porselen rengi oluşturmak üzere yapıya eklenir (indiyum sarı; krom-kalay pembe; demir oksit siyah ve kobalt tuzları mavi renk için).

2.4. Dental Seramiklerin Özellikleri

Dental seramikler, oral kavite içerisinde kimyasal bir reaksiyona neden olmamaktadır ve yumuşak dokularla biyouyumludur. Estetik bir materyal olmasının yanı sıra oldukça dayanıklı materyallerdir. Porselen yapının dayanıklılığı, yüzey yapısına, bileşimindeki maddelere ve içerisinde bulunan boşlukların dağılımına bağlıdır. Kristal fazın termal genleşme katsayısı, miktarı, yapısı, partikül büyüklüğü porselenin mekanik ve optik özelliklerini etkilemektedir [11]. Dental seramikler baskı kuvvetlerine karşı dirençli iken, çekme ve makaslama kuvvetlerine karşı oldukça zayıftır [1,3,12]. Bu durum seramiklerin kırılabilirliğini artırmaktadır. Klinik olarak sabit protetik restorasyonların oklüzal temas noktalarında, temas noktalarının altında kalan simantasyon yüzeylerinde, kuron ve konnektör kenarlarında başlayan mikroçatlaklar seramik restorasyonlarda kırıklara neden olabilmektedir [13-17].

Yorulma dayanımı, dental seramik restorasyonların dayanıklılığı ve uzun ömürlü olmasında önemli bir rol oynamaktadır. Sürekli bir stres etkenine maruz kalan materyalde nem döngüsüyle beraber mikro çatlaklar oluşmaktadır. Materyalin yapısındaki fissürlerden sızan sıvılar yapı içerisindeki koheziv bağların yıkılmasına ve zamanla büyüyen mikroçatlaklar kırılmalara neden olabilir [18-20].

Seramik restorasyonların simantasyonunda, cam iyonomer simanlar ve rezin simanlar sıklıkla tercih edilmektedir. Seramik yüzeylere uygulanan mekanik ve kimyasal işlemler yapıştırıcı ajanın bağlantısını artırabilir, ancak aşırı yapılan yüzey işlemleri mikroçatlaklara neden olmaktadır [21].

Seramiklerin termal genleşme katsayıları doğal dişe yakındır. Yüzeyleri oldukça sert olduğundan karşıtında bulunan doğal ya da yapay dişte aşınmaya neden olabilir. Fırınlama işlemi sırasında yapı içerisindeki suyun buharlaşmasıyla beraber %30-40 oranında hacimsel

küçülme meydana gelir. Bu büzülme miktarının kontrolü, seramik restorasyonun yapısal bütünlüğünün korunması açısından önemlidir [1].

2.5. Dental Seramiklerin Sınıflaması

Diş hekimliğinde kullanılan seramik sınıflaması iletişim ve eğitim açısından önemlidir. İdeal bir sınıflama, diş hekimine materyali nerede (anterior bölge/posterior bölge) ve hangi tip restorasyonda kullanacağı (full kuron, parsiyel kuron, köprü), nasıl simante edileceği konusunda yararlı bilgiler sağlamaktadır. Uygulama alanları, üretim teknikleri, fırınlama sıcaklıkları, mikro yapı ve kompozisyon gibi faktörlere odaklanan farklı sınıflamalar yapılmıştır [3,10,22-24].

Uygulama alanlarına göre

- Metal destekli seramik kuron ve köprülerde kullanılan seramikler
- Tam seramik kuron ve köprülerde kullanılan seramikler
- Hareketli protezlerde yapay dişlerin yapımında kullanılan seramikler
- Endodontik postlar
- İmplant dayanakları

Üretim tekniklerine göre

- Dökülebilir seramikler
- Isı ve basınç altında şekillendirilen seramikler
- Sinterleme yapılan seramikler
- Slip-casting (cam infiltre) seramikler
- CAD-CAM ile elde edilen seramikler

Fırınlama sıcaklıklarına göre seramikler

- Yüksek ısı seramikleri (1290°C-1370°C)
- Orta ısı seramikleri (1090°C-1260°C)
- Düşük ısı seramikleri (870°C -1065°C)
- Ultra düşük ısı seramikleri (<870°C)

Mikro yapılarına göre

- Cam içeriği yüksek seramikler (esas olarak silika)
- Cam bazlı dolduruculu sistemler
- Kristalin bazlı cam dolduruculu sistemler
- Polikristalin seramikler

Bu mevcut sınıflamalar, yeni üretilen materyallerin herhangi bir sınıfa kolayca dahil edilmesine izin vermemektedir. Buna bağlı olarak, Gracis ve arkadaşları²⁵ daha güncel ve kapsamlı yeni bir sınıflama önermişlerdir. Buna göre seramikler 3 ana grup altında toplanabilir (Çizelge 2.2).

1. Cam-matriks seramikler: Metalik olmayan inorganik cam faz içeren seramik materyallerdir. Bunlar, doğal feldspatik seramikler; sentetik seramikler ve cam infiltre seramiklerdir
2. Polikristalin seramikler: Cam faz içermeyen metalik olmayan yapılardır. Bu grup için alumina; stabilize zirkonya; zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya örnek verilebilir.
3. Rezin-matriks seramikler: Porselen, cam, seramik ve cam seramik gibi baskın olarak inorganik erimez bileşikler içeren yapılardır. Rezin nanoseramikler; rezin polimer ağ içerisindeki cam seramikler ve rezin polimer ağ içerisindeki zirkonya silika seramiklerden oluşur.

Çizelge 2.2. Gracis ve arkadaşlarının yapmış oldukları seramik sınıflaması [25]

Cam Matriks Seramikler	Feldspatik Seramikler		IPS Empress Esthetic	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
			IPS Empress CAD	
			IPS Classic	
			Vitadur	VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
			Vita VMK 68	
			Vitablocs	
	Lösit bazlı seramikler		IPS d.Singn	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
			Vita VM7	VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
			Vita VM9	
			Vita VM13	
			Noritake EX-3	Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japonya
			Cerabien	
	Sentetik Seramikler		Cerabien ZR	
			3G HS	Pentron Ceramics Inc California, ABD
		Lityum disilikat ve türevleri	IPS Emax CAD	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
			IPS Emax Press	
			Obsidian	
			Suprinity	VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
			Celtra Duo	Dentsply Sirona Restorative, DE, ABD
			Florapatit bazlı seramikler	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
			IPS emax ceram	
			Zir Press	
	Cam İnfiltrat Seramikler	Alumina	In-Ceram Alumina	VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
		Alumina ve magnezyum	In-Ceram Spinell	
		Alümina ve zirkonya	In-Ceram Zirconia	
Polikristalin Seramikler	Alumina		Procera AllCeram	Nobel Biocare Services AG, Zürich, İsviçre
	Stabilize Zirkonya		Nobel Procera Zirconia	Nobel Biocare Services AG, Zürich, İsviçre
			Lava/Lava Plus	3M ESPE, Seefeld, Almanya
			In-Ceram YZ	VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
			Zirkon	DCS, Allschwill, İsviçre
			Katana Zirconia ML	Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japonya
			Cercon HT	Degudent, Frankfurt, Almanya
			Prettau Zirconia	Zirkonzahn, Gais, İtalya
			IPS e-max ZirCAD	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Rezin Matriks Seramikler	Rezin Nano Seramik		Lava Ultimate	3M ESPE, Seefeld, Almanya
	Rezin Polimer Ağ İçerisindeki Cam Seramikler		Vita Enamic	VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
	Rezin Polimer Ağ İçerisindeki Zirkonya-Silika Seramikler		Shofu Block HC	Shofu, Kyoto, Japonya
			MZ 100 Block	3M ESPE, Seefeld, Almanya
			Paradigm MZ-100 Blocks	

2.5.1. Cam matriks seramikler

Feldspatik seramikler

Bu geleneksel seramik grubu, kil/kaolin (hidroksi aluminosilika), kuartz (silika) ve sodyum ve potasyum aluminosilika karışımı ile oluşan feldspattan üretilmektedir. Potasyum feldspat, miktara bağlı olarak restorasyonun iç kuvvetini artırmanın yanı sıra porseleni metal alt yapılar ile uygun termal genleşme katsayısına getiren lösit kristallerden oluşmaktadır [3,24,26]. Feldspatik seramikler, seramik alt yapıların ve metal alaşımların veneer materyali olarak, ayrıca full kuronlarda estetik bir materyal olarak da kullanılabilir [25].

Sentetik seramikler

Üretici firmalara göre içerikleri farklılık gösteren sentetik seramikler, genel olarak potasyum oksit, alüminyum oksit, silikon dioksit ve sodyum oksitten oluşur. Cam fazlar, metallerle ısıl genleşme uyumu ve dayanımı artırmak üzere apatit kristalleri ve lösit ile kombine edilir. Ayrıca, tam seramik alt yapılara veneer materyali olarak kullanım için alt yapının ısıl genleşme katsayısıyla uygun üretilir [25].

Gelişmiş mekanik özellikler ve bir alt yapı materyali olarak kullanım için kristal faz takviyeli feldspatik porselenler de mevcuttur. Lösit bazlı; lityum disilikat ve türevleri ve florapatit bazlı olarak da üretilmişlerdir. Son yıllarda, lityum silikatla güçlendirilmiş zirkonlar da kullanıma sunulmuştur [25].

Cam infiltre seramikler

İlk cam infiltre seramik olan In-ceram alümina 1989 yılında slip-casting tekniğiyle üretilmiştir. Refraktör die üzerine alüminyum oksit tozu hamur şeklinde sinterlenir, ısıtılır ve poröz yapıda alüminyum oksit iskeleti oluşturulur. Lantum camı bu poröz yapıya infiltre edilerek daha dayanıklı bir yapı oluşur. Opasiteden dolayı porselen veneer tabakalaması gerekmektedir. Üreticiye bağlı olarak içerikleri Al_2O_3 (82%), La_2O_3 (12%), SiO_2 (4.5%), CaO (0.8%), ve diğer oksitler (0.7%) şeklindedir. In-ceram Spinell, 1994 senesinde sentetik olarak üretilen magnezyum alüminat kora cam infiltre edilmesiyle üretilmiştir. In-ceram zirkonya ise, In-ceram alüminanın alüminyum oksit içerisine kısmen stabilize edilmiş

zirkonyum oksit eklenmesiyle üretilmiştir. CAD-CAM tekniğiyle üretilen lityum disilikat ve zirkonyanın artmasıyla beraber bu seramik sınıfının kullanımı azalmıştır [25].

2.5.2. Polikristalin seramikler

Polikristalin seramikler içerisinde kırılma dayanımını artıran, fakat düşük translusensiye sahip ince tanecikli kristalin yapı bulunmaktadır. Polikristalin seramiklerin içerisinde cam fazın yokluğu, hidroflorik asitle pürüzlendirmeyi zorlaştırmakta ve daha yüksek sıcaklıkta fırınlanmaya neden olmaktadır [25].

Alümina

1990'ların ortalarında Nobel Biocare tarafından yüksek saflıkta Al_2O_3 (%99,5) içeren, çok yüksek sertliğe (17-20 GPa) ve nispeten yüksek dayanıma sahip bu materyal CAD-CAM sistemlerde kullanılmak üzere üretilmiştir. Dental seramikler arasında en yüksek elastiklik modulusuna sahip (300 GPa) bu materyalin kırılma dayanımı fazladır [23,27,28].

Stabilize zirkonya

Saf zirkonya üç allotropik formda bulunur. Oda ısısında monoklinik formda olan saf zirkonyum, 1170°C'ye kadar ısıtıldığında tetragonal forma dönüşür ve sıcaklık 2370°C'yi aştığında kübik form oluşur [29,30]. Monoklinik fazdan tetragonal faza geçişinde makaslama gerilimi ve %4'lük hacim artışı meydana gelmektedir. Bu hacim artışı çatlakları kapatarak, materyalin kırılma dayanımını artırır. Bu faz dönüşümleri sırasında meydana gelen ısı ve hacim değişikliği ile stabil olmayan saf zirkonyum, itriyum, magnezyum, kalsiyum ve seryum gibi oksitler eklenerek tamamen veya kısmen stabilize edilmektedir [31]. Tamamen stabilize edilmiş zirkonya (FSZ), kısmen stabilize edilmiş zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak mikroyapılarına göre bir zirkonya seramik sınıflaması önerilmiştir. Tamamen stabilize edilmiş zirkonya (FSZ) kübik formdadır ve %8 mol'den fazla itriyum oksit içerir. Kısmen stabilize edilmiş zirkonya, kübik matrikste çok küçük boyuttaki tetragonal veya monoklinik partiküllerden oluşmaktadır. Tetragonal zirkonya polikristalleri ise yaygın olarak itriya veya seriya ile stabilize edilmiş monolitik materyallerdir [32]. Dental zirkonlar, tetragonal zirkonya polikristalleri formundadır ve

yüksek kırılma dayanımı ve kuvvet dayanımı nedeniyle en yaygın olarak itriyumla stabilize edilmiş (Y-TZP) şeklindedir [25].

Zirkonya seramikler, seramikle veneerlenecek alt yapı materyali olarak kullanılabildiği gibi monolitik restorasyonlar üretmek için de kullanılabilir. Dentinden mineye değişen renkleri taklit etmek için farklı renkte CAD-CAM blokları üretilmektedir. Ayrıca, translusensisi yüksek materyaller olarak da üretilmektedir [25].

Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

Zirkonya tetragonal fazdayken kısmen stabil kalabilmektedir. Daha stabil bir hale getirmek amacıyla orta derecede tokluk gösteren alümina ile mikro veya nano ölçekte birleşimler uygulanır. Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya ve zirkonya ile güçlendirilmiş alüminalar bu şekilde üretilmiştir [33,34]. Alüminaya stabilize olmayan zirkonya ilavesinin, çatlak başlangıcı ve ikinci faz arasındaki tetragonal ile monoklinik faz geçişi sırasında meydana gelen etkileşimlerden dolayı, alüminanın kırılma tokluğunu artırdığını ifade edilmiştir [35,36]. En son teknoloji, sinterlemeden önce alümina mikro partiküllerine zirkonya nano parçacıklarının uygulanmasıdır [37,38]. Bu materyalin Y-TZP'ye kıyasla düşük sıcaklıkta bozunmasına karşı direnç, daha yüksek kuvvet ve kırılma dayanımı, iki kat fazla yorulma dayanımı gibi avantajları vardır [39-41]. Alümina ve zirkonya parçalarına camın infiltre edilmesiyle hasara daha dayanıklı estetik materyaller elde edilebilir [42].

2.5.3. Rezin matriks seramikler

Rezin matriks seramikler, organik bir matriks içerisinde yüksek oranda seramik doldurucu bulunduran materyallerdir. Rezin matriksler, geleneksel seramiklere göre dentin elastiklik modulusuna daha yakın olmaları, cam matriks seramikler (ör, lityum disilikat ailesinden sentetik seramikler) ya da polikristalin seramiklere göre daha kolay milleden ve uyumlamanın yapılabilmesi ve kompozit rezin ile tamirlerinin mümkün olması gibi avantajlara sahiplerdir. Rezin matriks seramiklerin içerikleri oldukça farklılık gösterir ve CAD-CAM ile kullanılmak üzere özel olarak formüle edilmişlerdir. İnorganik içeriklerine göre alt gruplara ayrılmaktadır [25].

Rezin nanoseramikler

Rezin nanoseramikler, ağırlıkça %80 nanoseramik partikülle takviye edilen sertleştirilmiş rezin matriks içermektedir. Bu yüksek nanoseramik içerik, ayırık silika nanopartiküller, zirkonya nanopartiküller ve zirkonya-silika nanopartiküllerinin kombinasyonu ile doldurucu parçalar arasındaki boşlukların azaltılmasıyla sağlanır [25]. Yüksek ısı uygulanarak üretildiği için tekrar fırınlamaya ihtiyaç duyulmamaktadır. Uretan dimetakrilattan (UDMA) oluşan matriks, ısı ile polimerize edilir. UDMA, bis-glisidil metakrilata (Bis-GMA) göre daha fazla çift bağ içerdiğinden, ışık ile polimerizasyonunda daha yüksek bir polimerizasyon aktivitesi göstermektedir. Öte yandan, Bis-GMA, UDMA'ya göre daha fazla su absorbe eder ve daha fazla çözünür [43,44]. Düşük elastiklik modulusuna sahip olması kuron içerisinde elastik deformasyona neden olurken, oluşan stresin adeziv tabakaya iletilmesiyle restorasyonun desimante olmasına neden olduğu bildirilmiştir. Bundan dolayı, üretici firma tam kuron yapımında kullanımını önermemiştir; inley, onley ve veneerleme materyali olarak kullanılmaktadır [45].

Rezin polimer ağ içerisindeki cam seramikler

Bu tip bir materyal olarak üretilen Vita Enamic, yapısında felspatik seramik ağ (ağırlıkça %86, hacimce %75) ve polimer ağ (ağırlıkça %14, hacimce %25) şeklinde iki ağ yapısı bulundurur. Seramik kısmın içeriğinde 58%-63% SiO₂; 20%-23% Al₂O₃; 9%-11% Na₂O; 4%-6% K₂O; 0.5%-2% B₂O₃; 1%'den az Zr₂O ve CaO vardır. Polimer ağı UDMA ve trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) oluşur ve hibrit seramik olarak da adlandırılır [25]. Çiğneme kuvvetlerini absorbe edebilmelerinden dolayı, lityum disilikatlar gibi implant üstü posterior kuronlarda ve anterior/posterior kuronlarda, inley, onley ve veneer restorasyonlarda kullanılabilmektedir [46,47].

Kompozitin en iyi özelliklerini ve seramiklerin yüksek dayanımını bir araya getiren diğer bir materyal (Cerasmart), homojen ve eşit dağıtılmış nanoseramik ağ yapısına sahiptir. Simantasyondan sonra yüksek dayanım ve iyi marjinal uyuma sahip olduğu belirtilmektedir. Kolayca millenebilir ve esnektir. Ağırlığının %71'ini oluşturan doldurucu partiküller silika ve baryum içermektedir. Kuron, inley, onley ve veneer restorasyonlarda kullanılır [48,49].

Rezin polimer ağı içerisindeki zirkonya-silika seramikler

Farklı miktarlarda organik matriks ve doldurucu içeren seramiklerdir. Ağırlıkça %60'tan fazla inorganik içeriğe sahiptir. Silika tozu, TEGDMA, UDMA, zirkonyum silikat ve silika pigmentleri gibi maddeler içeren hibrit bir yapıdır [25].

2.6. Dental Simanlar

Dental simanlar diş hekimliğinde kaide materyali, geçici dolgu malzemesi ve yapıştırıcı ajan olarak kullanılır. Ortodontik, endodontik ve protetik tedaviler gibi uygulama alanları için farklı tipte simanlar mevcuttur [50].

Simanlar kaide materyali olarak kullanıldığında, pulpayı elektriksel, termal ve kimyasal etkilere karşı korur [50,51]. Geçici dolgu malzemesi olarak, dişi bir sonraki klinik seansa kadar dış etkilere karşı korur. Protetik tedavide prepare edilmiş diş için hazırlanan restorasyonları uygulamada yapıştırma ajanı olarak kullanılır. Yapıştırma ajanları, fiziksel özellikleri ve restorasyonun planlanan ömrüne bağlı olarak geçici veya daimi amaçlı olabilir. Tüm tedaviler için uygulanabilir tek bir siman türü yoktur ve ideal bir simanın özellikleri hala araştırılmaktadır [51,52]. Yirminci yüzyılın başlarından 1970'lere kadar çinko fosfat, çinko oksit ojenol ve silika fosfat simanlar kullanılmış, daha sonra polikarboksilat siman, cam iyonomer siman, rezin siman ve rezin modifiye cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir [53].

İdeal bir simanın karşılaması gereken özellikler aşağıda sıralanmıştır [51-54]:

1. Canlı diş dokularına iyi adapte olmalı; tahriş edecek toksik madde içermemeli ve antikaryojenik özellikte olmalıdır.
2. Ağız içindeki sıvılar içinde düşük çözünürlük göstermelidir.
3. Restorasyon ile diş arasındaki en küçük detaylara bile ulaşabilmek için düşük viskozite ve film kalınlığına sahip olmalıdır.
4. Yapışkan gıdaların etkisiyle oluşan çiğneme kuvvetlerine ve çekme kuvvetlerine karşı dayanıklı olmalıdır.
5. Yeterli ışık şeffaflığına sahip olmalıdır.
6. Pulpayı termal etkilere karşı korumak için yeterli ısı yalıtımı sağlamalıdır.

7. Yeterli çalışma süresi vermeli ve manipulasyonu kolay olmalıdır.
8. Sert diş dokularına bağlanabilmelidir.
9. Uzun bir raf ömrüne sahip olmalıdır.

2.6.1. Siman sınıflaması

Simanlar genellikle toz ve likit halinde bulunur. Likit, asit özellikte iken; toz, baz özelliği taşır ve bunların karışmasıyla bir asit-baz reaksiyonu oluşur. Asit-baz reaksiyonuyla oluşan bu simanlar, asit-baz simanları (AB simanlar) olarak adlandırılır [52].

Craig⁵⁵ simanları temel bileşenlerine göre çinko fosfat; çinko silikofosfat; çinko oksit ojenol; çinko poliakrilat; cam iyonomer ve rezin simanlar olarak sınıflamıştır. O'Brien⁵³ ise simanları matriks yapısına göre fosfat; fenolat; polikarboksilat; rezin modifiye cam iyonomer ve rezin simanlar olarak gruplandırmıştır. Öte yandan, simanlar, Donovan⁵⁶ tarafından geleneksel (çinko fosfat, polikarboksilat, cam iyonomer) ve modern (rezin modifiye cam iyonomer, rezin simanlar) olarak belirlenmiştir.

2.6.2. Modern daimi yapıştırma ajanları

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar

1970'lerden günümüze kadar diş hekimliğinde yapıştırma ajanı olarak kullanılan cam iyonomer simanların olumlu özelliklerine karşın, bazı dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacıyla içeriklerine rezin ilave edilerek rezin modifiye cam iyonomerler geliştirilmiştir [51,52]. İçerikleri üretici firmaya göre değişmekle birlikte, genel olarak %80 cam iyonomer ve %20 rezinden oluşmaktadır. Likit olan hidroksi etil metakrilat (HEMA) kısmı, ışık ile polimerize olurken, metakrilat grupları [etil glisidil metakrilat (EGMA), glisidil metakrilat (GMA), Bis-GMA, vb], tartarik asit, poliakrilik asit ve su ile polimerize edilir. Toz kısmı ise, fluoro aminosilikat cam partikülleri içerir. Geleneksel cam iyonomer siman ile kompozit rezin arasında bulunan rezin modifiye cam iyonomer siman, hibrit bir materyaldir [51].

Siman içinde metakrilat kısmın polimerizasyonu ışıkla ya da kimyasal olarak başlayabilir [53]. Dual-cure materyalde HEMA'nın polimerizasyonu ışık ile başlar ve kimyasal olarak asit-baz reaksiyonu yavaş bir şekilde devam eder; bu durum materyali daha güçlü ve dayanıklı hale getirir. Üçlü kürlenene (tri-cure) materyallerde HEMA için bir gösterge vardır

ve HEMA'nın polimerizasyonu kimyasal olarak başlar. Dual-cure simanlara kıyasla üçlü kürlenene simanların rezinin ekstra kimyasal polimerizasyonu ve ışığın ulaşamadığı yerlerde polimerizasyonun oluşabilmesi gibi avantajları vardır [54-57]. Siman setlerinde asit-baz reaksiyonuyla oluşan iyonik matriks ve rezin matriks olarak iki tip matriks vardır [57]. Bu simanlar çinko fosfat siman, polikarboksilat siman ve bazı cam iyonomer simanlardan daha fazla gerilme dayanımına sahipken, kompozit rezinlerden daha az gerilme dayanımına sahiptir (çinko fosfat siman 9.3 MPa; polikarboksilat siman 10.8 MPa; cam iyonomer siman 17.3 MPa; rezin modifiye cam iyonomer siman 29.4 MPa; kompozit rezin siman 45.1 MPa) [58]. Mine ve dentine tutunmaları, flor salgılamaları cam iyonomer ile benzerdir. Yapışkan özellikleri polialenoik asit içindeki karboksil gruplarından gelir. Bu nedenle diş ve restorasyon arasında bağlayıcı (bonding) ajana ihtiyaç yoktur [53,54-57].

Rezin modifiye cam iyonomer siman uygulamasından önce poliakrilik asit şartlandırıcı uygulaması, diş yüzeyinin ıslanabilirliğini artırmasının yanı sıra hidrojen bağı oluşumunu da artırır [59]. Cam iyonomer simanlara göre daha iyi kırılma dayanımı ve daha iyi estetik özelliklere sahiptir [50,59]; polimerizasyon sırasında su ile kontaminasyona karşı daha dirençlidir ve düşük çözünürlük seviyesine sahiptir. Çoklu bonding adımları gerekli olmadığından, karıştırma ve kullanım kolaylığı, düşük film kalınlığı gibi avantajları söz konusudur. Rezin iyonomer simanların simantasyonundan sonra siman artıklarının marjinlerden temizlenmesi gerekir [52,54].

Bu simanlar metal, metal porselen, kuron, köprü simantasyonunda, kompozit dolgular altında amalgam, kompozit, cam iyonomer kor alt yapıların desteklenmesinde kullanılabilir. Rezin modifiye cam iyonomerler piyasada likit-toz şeklinde ve otomiks kapsül olarak bulunur [53,54].

Poliasit modifiye kompozit rezin simanlar

Geleneksel cam iyonomer simanlara rezin ilave edilmesi yeni bir tür simanın gelişmesine öncülük etmiştir. Poliasit modifiye edilmiş kompozit rezinler (kompomer) 1990'ların sonunda kompozit rezin ve cam iyonomer karışımı olarak tanıtılmıştır [52]. Kompomerlerin fiziksel özellikleri kompozit rezinlere yakındır [59]. Kimyasal reaksiyon cam iyonomerlere benzer olarak önce ışık polimerizasyonu ile başlatılır ve sonrasında asit-baz reaksiyonu ile devam eder. Kompomerlerde tuz matriksi ve hidrojel bulunmadığından florür salınımı daha

kısıtlıdır. Asit-etching işlemi olmadan tek bağlayıcı ajanla dişin sert dokusuna tutunur ve diş dokularına florür salgılar [57]. Sıkıştırma ve bükülme direnci rezin modifiye cam iyonomerlerden daha yüksek, kompozit rezinlerden daha düşüktür. Kompomerlerin adezyonu bağlayıcı uygulaması gerektirir. Kompomer setlerindeki bağlayıcı sistemler çoğunlukla primer ve adezivin tek şişede birleştirildiği tek fazlı bağlayıcı sistemlerdir [51,52].

Rezin simanlar

Rezin simanlar, rezin matriks ve inorganik doldurucu parçalar içeren bir tür kompozit bileşiklerdir. Rezin matriks ve doldurucu parçalar arasındaki bağ, uzun zincirli molekül olan silanlar tarafından sağlanır. Bu rezin simanların yapısal olarak organik faz, inorganik faz ve ara faz olmak üzere üç fazdan oluştuğu anlamına gelir. Doldurucu yapısının düşüklüğü ve viskozitesi nedeniyle restoratif kompozitlerden farklılık gösterir [57]. Rezin simanların büyük kısmında %20 ile %80 arasında değişen cam veya silika parçacıkları bulunur. Silika parçacıkları karışımın mekanik özelliklerini artırır; simanın basınç ve çekme kuvvetlerine karşı daha dayanıklı olmasını ve daha düşük çözünme özelliği göstermesini sağlar. Kompozit rezin simanlar doldurucunun boyutuna göre mikro doldurucular (yaklaşık 0.04 µm) ve hibrit kompozitler (yaklaşık 0.7-1.7 µm) olmak üzere iki gruba ayrılır [60]. *In vitro* araştırmalar mikro doldurucu içeren kompozit rezin simanların hibrit olanlara kıyasla aşınmaya karşı daha dirençli olduğunu göstermiştir [61]. Rezin simanların biyolojik uyum ve fiziksel özellikleri, içeriklerindeki farklı polimerlerle inorganik doldurucuların niteliğine, miktarına ve rezinin sertleşme mekanizmasına bağlıdır [61].

Rezin simanların kimyasal olarak polimerize olan, ışıkla polimerize olan ve hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan (dual cure) farklı renk ve opaklıklarda tipleri mevcuttur [54].

Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar

Kimyasal olarak sertleşen rezin simanlar çift pat sistemi veya toz-likit şeklinde üretilmiştir. Polimerizasyon iki bileşenin karıştırılmasıyla başlar. Çift pat sisteminde tüplerden birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğerinde ise polimerizasyonu hızlandıran üçüncül amin vardır. Bu simanların kullanım alanları, tutuculuğu zayıf metal restorasyonlar, endodontik postlar ve ışık ünitesinin ulaşamayacağı kalın veya opak (zirkonyum oksit

içeren) olan tam seramik ve kompozit restorasyonlardır. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların karıştırılmaya başlanmasıyla polimerizasyon reaksiyonu gerçekleştiği için, çalışma süreleri kısadır. Ayrıca geniş renk seçeneği ve translusensi sunmazlar [62].

Işıkla polimerize olan rezin simanlar

Işıkla polimerize olan rezin simanlarda tek pat sistemi bulunur. Bu simanlar, başlatıcı aktivatör olarak ışığa duyarlı amin türevi olan kamforokinon ve hızlandırıcı olarak alifatik amin içerir. Çalışma zamanlarının uzun olması, renk stabilizasyonlarının iyi olması, geniş bir renk seçeneğine sahip olmaları gibi avantajları vardır [63]. Bu simanların laminate veneer gibi kalınlığın ışık geçirgenliğine izin verdiği restorasyonlarda kullanılması önerilmekte; ışığın ulaşamayacağı bölgelerde ve restorasyonlarda kullanılması önerilmemektedir [64,65].

Dual polimerize olan rezin simanlar

Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan bu rezin simanlar, günümüzde yaygın kullanılmaktadır. Çift pat veya toz-likit şeklinde üretilmiş rezin esaslı yapıştırma materyalleridir. Işıkla polimerizasyon başlatıcısı olarak kamforokinon ve kimyasal aktivatör olarak peroksit amin içerirler. Bu simanlarda sertleşme ışıkla başlayıp kimyasal olarak devam etmektedir. Dual cure rezin simanlar restorasyon kalınlığının 1.5-2 mm'den daha fazla kalınlıkta olduğu, restorasyon materyalinin opak olması nedeniyle yalnızca bir miktar ışığın nüfuz etmesine izin verdiği durumlarda kullanılır [63].

Belirtilen üç farklı rezin simanın bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada, dual polimerize olan rezin simanın mine ile olan bağlantısının, ışık ile polimerize olanlara göre daha iyi olduğu belirtilmiştir [66]. Dual polimerize olan rezin simanlarda ışıkla polimerizasyon, kimyasal polimerizasyona göre daha hızlı gerçekleşir. Siman karıştırıldıktan sonra hemen ışıkla polimerize edildiğinde, siman viskozitesi hızla artar ve kimyasal polimerizasyon için gerekli olan peroksit-amin birleşmesi azalır. Bu durum polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesine engel olur [66,67]. Klinik olarak mümkün olan en son evrede ışık kaynağının kullanılması önerilmektedir [68,69].

Adeziv sistemler

Rezinin mineye bağlanması, hidroksiapatit kristallerine ve asidik mine prizmalarına mikromekanik kenetlenmesiyle sağlanır. Dentine bağlantısı biraz daha karmaşıktır; hidrofilik monomerlerin pürüzlendirilmiş dentinin kısmen demineralize apatit yapısına nüfuz etmesiyle elde edilir. Dolayısıyla, rezinin hibrit katmana veya rezin difüzyon bölgesine mikromekanik kenetlenmesi yoluyla bağlantı gerçekleşir [54]. Dentin yüzeyi, poröz, ıslak, düşük yüzey enerjili ve biyolojik açıdan duyarlıdır. Bu özellikler de göz önüne alındığında, gereksiz madde kaybını önlemek ve mikrosızıntı riskini azaltmak ve bağlantıyı arttırmak için adeziv sistemler (dentin bağlayıcıları) geliştirilmiştir [70]. Resin bazlı simanlar adeziv sistemlerine göre etch&rinse (asitle ve yıka), self-etch (kendinden asitli) ve self-adeziv (kendinden adezivli) resin simanlar olarak sınıflandırılırlar [71,72]. Etch&rinse ve self-etch adeziv resinler yapıştırma öncesinde çoklu aşamalar gerektirirler, fakat, ‘self-adeziv’ olarak tanımlanan günümüz simanları ayrı asitleme, priming ve bonding aşamalarını gerektirmezler [64,72].

Asitle ve yıka (etch&rinse) adeziv sistemler

Bu simanlar klinik olarak en uzun ömürlü ve en güvenilir sistem olmakla birlikte uygulama tekniği açısından en karmaşık resin simanlardır. Diş yüzeyine sırasıyla asit, primer ve bonding ajanları üç aşamalı şekilde uygulanabildiği gibi, ayrıca asitle pürüzlendirdikten sonra primer ve bonding ajanlarının tek şişe içerisinde olduğu 2 aşamalı şekilde de uygulanabilir [65]. Genellikle %30-40 oranında fosforik asit içeren asit (conditioner-şartlandırıcı) mine yüzeyine 30 sn; dentin yüzeyine 15 sn süreyle uygulanır. Böylece, smear tabakası ve dentin tübüllerindeki smear tıkaçları uzaklaştırılarak intertübüler dentin 5-10 µm derinliğinde demineralize edilir ve dentindeki Tip 1 kollajen açığa çıkar. Asit suyla yıkanarak uzaklaştırılır ve diş yüzeyi adezivin çözücü özelliğine göre dikkatli bir şekilde kurutulur ya da nemli bırakılır [73,74]. Hidrofilik primer resinler genellikle aseton, etanol veya su içinde çözünmüş monomerdır. Hibrit tabakasını ve intratübüler resin sarkıtlarını oluşturmak üzere demineralize intertübüler dentine penetre olurlar. Adeziv resinle kopolimerizasyon için hidrofobik özellik gösterirken, açığa çıkan kollajen fibriller için ise hidrofilik özellik gösterirler; hidrofobik resinle hidrofilik dentin arasında adezyon kurucu ajan gibi davranırlar. Kompozit resin ile hibrit tabakası arasındaki bağlantıyı adeziv ajan veya bonding sağlar. Yapılan birçok araştırmada, 3 aşamalı asitlenip yıkanan simanlar

mükemmel bağlanma kuvveti göstermiştir [75,76]. Bununla birlikte, uygulamanın çoklu aşama ve teknik hassasiyet gerektirmesi nedeniyle tükürük eliminasyonunun sağlanması zorlaşmakta, ayrıca bağlanma dayanımının azalmaması için üretici firmanın belirttiği sürelerde uygulanması gerekmektedir [72]. Bu simanlar dual veya ışıkla polimerize tipte olabilirler [77]. İki aşamalı olarak asitlenen ve yıkanan sistemler üç aşamalı olanlara göre dentine daha az penetre olurlar [78].

Kendinden asitli (self-etch rezin) adeziv sistemler

Kendinden asitli rezin siman sistemlerde asitleme ve yıkama işlemi gerekmemektedir. İki veya tek aşamalı şekilde uygulanabilir. İki aşamalı kendinden asitli adeziv sistemlerde, kendinden asitli primer içeren hidrofilik solüsyon ve hidrofobik adeziv rezin olmak üzere iki şişe mevcuttur. İlk şişede bulunan solüsyon diş yüzeyine sürüldüğünde, asitle pürüzlendirme ve yüzey koşullarının değiştirilmesi işlemleri aynı anda gerçekleşir [78,79]. İkinci şişedeki bonding veya adeziv rezin, hibrit tabakası ve rezin bazlı yapıştırıcı siman arasında bağlantıyı sağlar. Kendinden asitli primerlerle uyumlu rezin simanların üretilme amaçları, uygulayıcı tarafından oluşabilecek teknik hataları elimine etmek ve hasta başında geçirilen süreyi kısaltmaktır [61].

Tek aşamalı uygulanan sistemlerin ise kendi içerisinde karıştırma gerektiren ve karıştırma gerektirmeyen iki farklı uygulama şekli mevcuttur. Karıştırma gerektiren sistemde iki şişe birbirine karıştırılarak diş yüzeyine uygulanırken, karıştırma gerektirmeyen tek basamaklı kendinden asitli adeziv sistemlerde solüsyon doğrudan diş yüzeyine uygulanır. Kendinden asitli simanların uygulanmasıyla birlikte post operatif hassasiyetin azaldığı bildirilmiştir [80]. Tek aşamalı uygulanan rezin siman sistemleri, uygulama süresinin azalması ve teknik becerinin daha kolay olması nedeniyle diş hekimleri tarafından tercih edilse de yapılan çalışmalar asitlenen ve yıkanan simanlara göre bağlanma dayanımının zayıf olduğuna işaret etmektedir [81].

Kendinden adezivli (self-adeziv) adeziv sistemler

Rezin simanların en yeni sınıfı self adeziv simanlardır. Self adeziv simanlar, hem ışık hem de kimyasal polimerize edildiklerinden dentine bağlanmada etkindirler. Tam seramik kuronlar, laminate veneerler, porselen inley ve onleylerin simantasyonunda estetik olarak

kullanılabilirler. Mine ve dentine bağlantı için ara aşamaların uygulanmasını gerektirmezler. Adeziv simantasyon uygulamasındaki teknik, uygulama hassasiyet ve süresini kısaltmaktadır. Bu simanlar, self adeziv özelliğini oluşturan asidik adeziv monomerler ve diakrilat veya akrilik monomerler içerirler. Bu sistem asitlenen ve yıkanan sistemlerle karşılaştırıldığında, dentinle ara bağlantı oluştururken dentin smear tabakasını uzaklaştırmazlar [82]. İlaveten, post operatif hassasiyetin çok az olması ve teknik duyarlılık gerektirmemesi nedeniyle tercih edilmektedirler, ancak adezyon etkileri uzun dönem klinik çalışmalarla henüz kanıtlanmamıştır [63].

2.7. Renk ve Işık

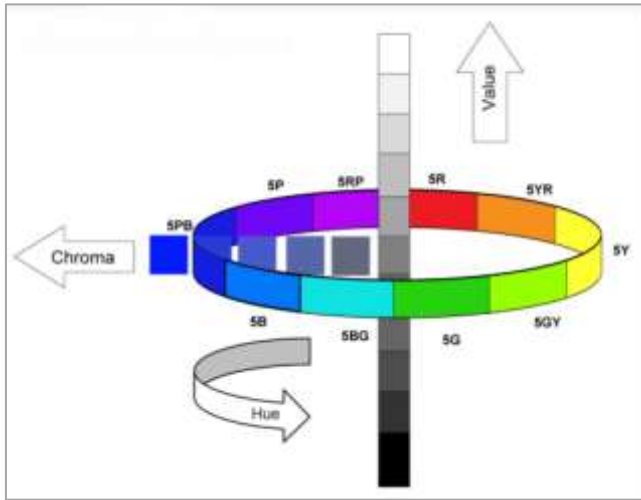
Bitişik dişlerin renk ve konturlarını kopyalamak üzere sabit restorasyonların renk ve translusensinin planlandığı ve elde edildiği prosesin anlaşılması, estetik restorasyon sağlamak için önemlidir. Özellikle renk seçim sürecindeki hatalar hekim ve teknisyenler için problem ve hasta için düş kırıklığına ve tatminsizliğe yol açabilir. Dolayısıyla, sabit restorasyonların estetiği ve insan algısının renk seçim süreciyle ilişkili olarak, renk ve ışık ilkelerinin ortaya konması yararlı olacaktır.

Işık, nanometrelerle ifade edilen dalga boylarından oluşan görünebilir elektromanyetik bir enerjidir. Prizma içerisinden geçirilen beyaz ışık hüzmesi dalga boylarına ayrılır. İnsan gözünde bulunan renk reseptörleri (çubuklar ve koniler) bu dalga boylarının 360-780 nm aralığında olanlarını algılayabilmektedir. Renk ise, görünür ışığın çeşitli dalga boylarının yansımaları ve absorbe edilmesi sonucu meydana gelir. Bir cisim kendi rengini yansıtırken, diğer tüm renkleri absorbe etmektedir. Bununla birlikte, beyaz renk ışığın tüm dalga boylarını yansıtırken, siyah renk ışığın tüm dalga boylarını absorbe etmektedir [83].

Renk, ilk kez 1611 yılında Sigfried Forsius tarafından üç temel nitelikte tanımlanmıştır. Günümüzde renk niteliklerini tanımlayan birçok sistem mevcuttur. Bunlardan en güvenilir, geçerli ve kullanımı pratik olanları Munsell renk sistemi ve Uluslararası Aydınlatma Komisyonunun (CIE, Commission Internationale de l'Eclairage) CIELAB renk sistemidir [84,85].

2.7.1. Munsell renk sistemi

1905 yılında Albert H. Munsell, rengi ton (hue), yoğunluk (chroma) ve parlaklık değeri (value) olmak üzere üç boyutta tanımlamış ve bunları sırasıyla H, C ve V harfleriyle sembolize etmiştir [83,86]. Ana renk (H), rengi tanıtan ve diğer renklerden ayıran özelliğidir. Bir nesnenin ana rengi sarı, kırmızı, yeşil veya benzeri bir renk olabilir. Spektrumun görünür ranjındaki dalga boyunun yeri, rengin tonunu belirler. Dalga boyu kısaldıkça, hue, spektrumun mor kısmına daha yakın olur; dalga boyu uzadıkça, hue, kırmızı kısmına daha yaklaşır. Munsell renk sisteminde hue, bir tekerlek çevresinde düzenlenir. Renk yoğunluğu (C), rengin pigmente doygunluk derecesini ifade eder ve aynı tondaki güçlü bir rengi zayıf bir renkten ayıran özelliktir. Munsell renk sisteminde belirli bir ana rengin yoğunluğu, tekerleğin orta merkezinden dışa doğru gittikçe artar. Öte yandan, value niteliği (V), bir rengin göreceli açıklık veya koyuluğu veya objenin parlaklığı olarak tanımlanır. Herhangi bir objeden yansıyan ve/veya geçen ışık enerjisi miktarının doğrudan sonucudur. Value, aydınlatma skalası üzerinde 0 ile 10 arasında değerlendirilir. Saf siyah 0 değerine tekabül ederken; saf beyaz ise, skalada 10 değerine karşılık gelir. Value değeri arttıkça rengin açıklığı artar [83] (Şekil 3).



Şekil 2.3. Munsell renk sistemi [83]

2.7.2. CIELAB renk sistemi

Günümüz dış hekimliğinde renk araştırmaları için en sık kullanılan bu sistem ilk kez 1931 yılında CIE tarafından tristimulus değerleri kırmızı (X), yeşil (Y) ve mavi (Z) şeklinde ifade edilmiştir. 1976 yılında CIE, CIE L*a*b* sistemini geliştirmiş ve daha belirleyici bir renk

tanımlaması yapmıştır. Bu sistem, renk farkı (ΔE^*) kavramları ve aydınlatma düzenleri hakkında bilgi verir [83]. CIE $L^*a^*b^*$ sisteminde ΔE^* , renk seçimi algısında standart bir parametredir. Bununla birlikte yalnızca CIELAB renk uzayı dikkate alınarak L^* koordinatı value değerini, yani, rengin parlaklığını; a^* kırmızı-yeşil renk değerini; b^* sarı-mavi renk değerini ifade etmektedir. L^* değeri rengin akromatik karakterini ifade ederken; a^* ve b^* değerleri kromatik karakteri tanımlamaktadır. Bu sistemde tranlusens, opalesans, floresans ve yüzey dokusu gibi özellikler göz ardı edilir [87].

ΔE^* değerinin hesaplanmasında aşağıdaki formül kullanılmaktadır:

$$\Delta E^* = [(L^*_1 - L^*_0)^2 + (a^*_1 - a^*_0)^2 + (b^*_1 - b^*_0)^2]^{1/2}$$

Burada L^* değeri parlaklık, siyah/beyaz özelliklerini ifade ederken, a^* ve b^* değerleri siyah beyaz olmayan özelliklerini ifade etmektedir.

Birkaç araştırma, yakın zamanda CIE tarafından önerilen CIEDE2000 (ΔE_{00}) renk farkı formülünün hem renk farkının algılanabilirliği, hem de kabul edilebilirliği açısından CIELAB formülüne göre daha yüksek bir uyum derecesi sağlayan özel düzeltmeler içerdiğini göstermiştir [88,89].

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

Bu formül, ΔL (lightness parlaklık farkı); ΔC (chroma farkı); ΔH (hue farkı); R_T mavi bölgedeki chroma ve hue farklılıkları arasındaki etkileşimi hesaba katan fonksiyondur. S_L , S_C , S_H sırasıyla lightness, chroma ve hue bileşikleri için ağırlıklandırma (istatistiksel verileri, önem ya da güvenilirliklerini vurgulamak üzere önem ya da güvenilirlikleri ile orantılı katsayılarla çarpma) işlevlerdir. Bu fonksiyonlar için hesaplanan değerler, CIE $L^*a^*b^*$ renk uzayında dikkate alınan örnek çiftinin pozisyonlarına göre değişir. K_L , K_C , K_H değerleri sırasıyla lightness, chroma, hue bileşenleri için dokular, arka planlar, ayırmalar vb. gibi farklı görüntüleme koşullarına göre ayarlanacak parametrik faktörlerdir [89].

2.7.3. Işık ve renk ile ilgili temel kavramlar

Işık geçirgenliği (translusensi)

Işığın geçişine izin veren translusensi, opasite (ışığın tamamen yansıtan) ve transparanlık (ışığı tamamen geçiren) arasında kalan, ne ışığı tamamen geçiren ne de tamamen yansıtan bir durumdur. Translusensi, bir nesneye gelen ışık demetinin kısmen yansıması, dağılması ve içinden geçmesiyle oluşan bir optik özelliktir. Nesneden geçen ışık miktarı arttıkça translusensi artar [90]. Ayrıca, ışığın yüzey üzerinde dağılmasını sağlayarak bir malzemenin şeffaf görünmesini sağlar [87,91]. Translusensi estetiğin sağlanmasındaki ana etkenlerden biridir, bu nedenle materyal seçiminde önemli bir parametredir [87,92]. Transludentlik arttıkça yansıyan ışık miktarı azaldığı için value değeri azalmaktadır. Minenin translusentliği, ışığın dalga boyuna, yüzey özelliklerine ve ışığın geliş açısına göre değişkenlik gösterir [93].

Opasite

Opasite, görünür ışığın kısa dalga boylarının, görünür ışık dalga boyu veya daha küçük boyuttaki partiküller üzerinde dağılmasıyla oluşur; bir nesneye yansıtılan renkte mavimsi bir görünüm ve iletilen renkte turuncu/kahverengi bir görünüm verir. Diş minesinin insizal kenarı opasite nedeniyle yansıtılan ışıktaki mavimsi görünür. Diş minesine bu özelliği yapısındaki hidroksi apatit kristalleri verir [94,95]. Restoratif materyallerin matriksi içerisine ışığı kırma özelliği olan maddeler eklenerek doğal dişin opasite özelliği taklit edilir [93,95].

Estetik restoratif materyallerin translusensi ve opasite değerlendirmesinde translusensi parametresi TP, kontrast oranı (CR) gibi parametrelerin incelendiği birçok çalışma mevcuttur [96-98]. Son zamanlarda birkaç çalışma, bu parametrelerden bazılarını karşılaştırıp aralarındaki olası ilişkileri değerlendirmiştir [87,98,99], ancak, hala estetik restoratif materyallerin translusensini ölçmek için belirli bir standart veya metod konusunda fikir birliği yoktur [87].

Floresanslık

Fizikçi Sir George Gabriel Stokes floresans terimini 1852'de literatürde ilk kez kullanmıştır. Bir nesneye gelen ışığın kısa dalga boylarının emilip uzun dalga boylarının yansıtılması, floresans özellik olarak tanımlanır [100]. Floresans özellikli nesne aldığından daha fazla görünür ışık yaydığı için, floresans özelliği olmayan nesneden daha parlak görünür. Benedict 1928'de yaptığı deneylerle ultraviyole (UV) ışıkla aydınlatıldığında diş sert dokularının floresansının elde edilebileceğini göstermiştir [101]. Doğal dişte dentinin floresans özelliği organik içeriğinin fazla olması nedeniyle mineye göre daha fazladır [102].

Metamerizm

Renk ölçümünün temel bir psikofiziksel özelliği olan metamerizm, bir nesnenin renginin ışık kaynağına bağlı olarak farklı görünmesidir. İki renk örneği farklı ışık kaynakları altında aynı renkte görünüyorsa, görsel olarak eşleşen bu renklere *metamerler* denir. Farklı spektral güç dağılımına sahip ışık kaynakları, nesneler arasında görsel farkların ortaya çıkmasına neden olabilir. Bu nedenle, diş hekimliği alanında renk belirlenirken ışık kaynakları dikkatli seçilmelidir [102].

Kontrast

Kontrast, bir nesnenin rengi ve parlaklığı arasındaki farkı ifade eder. Yüksek kontrasta sahip olan nesneler, düşük kontrasta sahip olanlara göre daha kolay fark edilir. Kontrastın orta seviyede olması rengin daha net görünmesini sağlarken, aşırı kontrast rengin parlaklaşmasına neden olur ve rengin algılanmasını zorlaştırır. Diş rengi seçilirken aydınlatma, ortamın ışığından daha az parlak olmalıdır [102].

2.7.4. Diş hekimliğinde renk analiz yöntemleri

Diş hekimliğinde renk analizi yapılırken görsel yöntemler kullanılabildiği gibi, çeşitli cihazların kullanımıyla da yapılabilmektedir.

Görsel renk analizi

Renk algılanması, aydınlatma şartları, gözlemciye bağlı olan yaş, cinsiyet, duygu durumu, duyu reseptörlerinin yorgunluğu ve mesleki tecrübe gibi faktörlere bağlıdır [103].

Görsel ölçüm, dişlerle porselen renk skalaları arasında yapılır [104]. Subjektif bir yöntem olan görsel ölçüm sık kullanılmasına karşın, güvenilir olmayan tutarsız sonuçlar verebilmektedir. Diş hekimleri arasında ve aynı hastada günün farklı saatleri arasında seçilen renkte farklılıkların söz konusu olması, belirli bir standardının olmaması, skalalarda yer alan renklerin doğal diş renklerinin hepsini kapsamaması ve elde edilen renklerin CIE renk sistemine aktarılamaması gibi dezavantajları söz konusudur [93,105].

Görsel renk analizi ile renk seçimi yapılırken belirli adımların izlenmesi mükemmel renk uyumunu sağlamasa da yapılacak olan hataları en aza indirir. Birlikte çalışılan teknisyenin kullandığı porselene uygun renk skalasının kullanılmasıyla daha iyi sonuçlar elde edilebilir. Renk seçimi sırasında hasta dik oturtulmalı ve hastanın ağzı hekimin göz seviyesinde konumlanmalı; hekim hasta ile ışık kaynağı arasında durmalı ve hasta ruj sürmüştü veya aşırı makyaj yapmışsa silinmeli ya da maskelenmelidir. Dişler lekeli ve temiz olmalıdır. Ağız içi yumuşak dokuların renk algısına etkisini engellemek için gri bir arka planla izolasyon sağlanmalı, dil ekarte edilmelidir [10].

Renk seçimi, diş preparasyonuna başlamadan önce yapılmalıdır, çünkü bu işlem sonrası dişlerde dehidratasyondan dolayı renk değişimi olabilir. Ayrıca, mine, amalgam dolgu, siman vb.nin aşındırılması sırasında meydana gelecek olan renkleşmeler de yanıltıcı olabilmektedir [85].

Renk seçilirken, skala dişlerle aynı seviyede tutulur. Gözler kısılarak göze giren ışık miktarı azaltılır ve ilk olarak value (parlaklık) değeri belirlenir. Daha sonra hue (ana renk) ve chroma (doygunluk) değerleri belirlenir. Diş renginin insizalden servikale değişmesinden dolayı dişin orta üçlünün rengi tespit edilmeye çalışılır. Renk seçimi yapılırken iki renk arasında kararsız kaldığı durumlarda, skalanın diş etine yakın kısmı kullanılarak, dişin diş etine yakın kısmının rengi belirlenir. Renk seçimi yapılırken 5 saniyeden daha uzun süre diş bakıldığı durumda, gözün yorulmasından kaynaklı yanılmayı önlemek amacıyla gri bir

zemine bakmak gerekir. Kanin dişi daha baskın renk tonuna sahip olduğundan renk tonu seçiminde bir zorluk yaşanır, kanin dişi referans alınabilir [85].

İlk renk skalası 1933 yılında Clarck tarafından tanıtılmış, sonraki yıllarda birçok skala piyasaya sürülmüştür. 1950’li yıllarda ‘Vitapan Classical’ (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ile önemli bir aşama kaydedilmiştir. Vitapan Classical skalasında farklı renk tonlarına (hue) sahip 4 farklı (A, B, C ve D) grup ve bu grupların içerisinde farklı renk yoğunluklarına (chroma) sahip 16 farklı renk bulunmaktadır. Günümüzde en sık kullanılan bu skalada renkler A1, A2, A3, A3.5, A4 kırmızı-kahverengi; B1, B2, B3, B4 kırmızı-sarı; C1, C2, C3, C4 gri ve D2, D3, D4 kırmızı-gri şeklinde dağılımdadır [106].

1990’lı yılların sonlarında ‘Toothguide 3D-Master’ (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) skalası piyasaya sunulmuştur. 3D Master renk skalasında parlaklık (value) değerlerine göre 5 ayrı gruba ayrılmış toplam 26 adet renk seçeneği bulunmaktadır. Value değerleri 1’den 5’e kadar en açıktan koyuya doğru gruplandırılmıştır. Renk tonu kodlaması için L harfi daha sarı renk tonu; R harfi daha kırmızı renk tonunu; M harfi sarı veya kırmızı tonlarının ortasını ifade etmektedir. Kodlamadaki harften sonra gelen rakam (1, 1.5, 2, 2.5, 3) renk yoğunluğunu (chroma) belirtmektedir [106].

Toothguide 3D-Master skalası Vitapan Classical ile karşılaştırıldığında, daha geniş renk seçeneğiyle doğal diş rengine daha uyumlu olduğu görülürken, kullanımı renk tonu, renk yoğunluğu bilgisi ve tecrübesi gerektirmesi nedeniyle hekimler için daha zor olmaktadır [107].

Renk ölçüm cihazları ile analiz

Renk seçiminde renk ölçüm cihazlarının kullanımı, görsel renk ölçümlerine göre daha nesnel olması, hızlı sonuç vermesi, belirli bir standardizasyonun olması ve rakamsal olarak ifade edilebilmesi gibi avantajlara sahiptir. Günümüzde renk ölçümü için spektrofotometreler, spektrodymetreler, kolorimetreler, digital kamera ve görüntüleme sistemleri gibi cihazlar kullanılmaktadır [108].

Spektrofotometreler

Spektrofotometreler genel olarak renk eşleştirmelerinde kullanılabildiği gibi, diş hekimliğinde renk ölçümünde de sıkça kullanılan doğru ve kullanışlı aletlerdir [109]. Temel olarak çalışma ilkesi, cisimden yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının ölçülmesi şeklindedir. Bir nesneden yansıtılan ışık enerjisi miktarını görünür spektrum boyunca 1-25 nm aralıklarla ölçmektedir [110]. Bir spektrofotometre, yapısında bir optik radyasyon kaynağı, bir ışık dağıtma aracı, ölçüm için bir optik sistem, bir dedektör ve ışığı analiz edilebilen bir sinyale dönüştürme aracı içerir. Spektrofotometrelerden elde edilen veriler manipüle edilerek, teknisyen ve hekimin anlayabileceği şekilde dental renk klavuzlarına göre eşdeğer renk tonuna dönüştürülür. Metamerizmi de ayırt edebilmektedir [111]. Görsel renk ölçümleriyle yapılan renk tespitlerine göre doğruluk oranında spektrofotometrelerde %33 oranında bir artış gözlenmiş ve vakaların %93,3'ünde daha nesnel sonuçlar elde edilmiştir [112].

Vita Easyshade Compact (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) renk analizi sürecine yardımcı olabilmek için yeterli renk bilgisi sunan, taşınabilir, küçük, kablosuz, düşük maliyetli, pille çalışan ve temas tipi spektrofotometredir. Bu sistemde yalnız diş modu, diş bölgesi modu (servikal, orta, insizal bölgelere ayırarak ölçümün yapıldığı), restorasyon renk doğrulama modu (value, chroma, hue karşılaştırması) ve renk sekme modu (uygulama/eğitim) gibi farklı ölçüm modları mevcuttur. Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master skalalarına göre renk ölçüm sonucu vermektedir [113].

Crystaleye (Olympos, Tokyo, Japon) geleneksel bir spektrofotometrenin faydalı yanlarını dijital fotoğrafçılıkla birleştirmektedir. Optik ve görüntü işleme teknolojisinin gelişmesiyle birlikte bu ürün geleneksel spektrofotometreye göre doğal diş rengini daha doğru ve basit bir şekilde ifade eder. Elde edilen veriler bilgisayar ortamına aktarılabilir. Doğal dişin farklı bölgelerindeki renkleri tespit edilerek dental teknisyenin daha estetik bir sonuca ulaşmasında yardımcı olur. Crystaleye tarafından üretilen dijital görüntüde 7 bantlı bir LED ışık kaynağı kullanılmaktadır. Bu nedenle geleneksel sistemlerden daha kesin bir renk gösterimi sunmaktadır [114].

Shade X (X-Rite, Grandville, Michigan), kablosuz ve spot ölçüm yapan prob çapı 3 mm olan bir spektrofotometredir. Dentin (daha opak) ve insizal bölge (daha translusent)

ölçümleri için iki farklı dataya sahip olup, piyasada bulunan renk skalalarına uyumludur [113].

Konica Minolta CM 3600A (Konica Minolta Sensing, Inc., Tokyo, Japan), plastik, boya, seramik gibi alanlarda kullanılan endüstriyel örneklerin renk farklılıklarını ölçebilen bir spektrofotometredir. 360-740 nm arasındaki dalga boyunda, 10 nm aralıklarla ölçümler yapılır. Cihazın 4, 8, 25 mm çaplarında üç ayrı tablası bulunmaktadır. Elde edilen ölçümler bir yazılım ile (Spectra Magic Windows 2000/XP/Vista, ABD) sanal ortama aktararak CIELAB değerleri elde edilir. Ölçümler bilgisayara kaydedilerek ikinci ölçümler sonucu renk farklılıkları hesaplanabilir. Bu program ile H (Hue), C (Chroma), L (Lightness), a,b değerleri ve bu değerlerin sonraki ölçümlerdeki değerleri arasındaki farklar (ΔE , Δa , Δb , ΔH , ΔC) hesaplanabilir. Üretici firma, %99,7 doğrulukta ve %99,4 tekrar edilebilirlik oranında ölçüm yapıldığını bildirmiştir [115].

Kolorimetreler

Kolorimetreler, ışığın görünür spektrumunun kırmızı, yeşil, mavi alanlarında filtreler ve tristimulus (x,y,z renk koordinat) değerlerini ölçer. Kolorimetrelerin dedektöründe insan gözündeki kon tipi hücrelere benzeyen filtreler bulunmaktadır. Spektrofotometrelerden daha az hassas olan kolorimetrelerin filtreleri eskidikçe hassasiyetleri azalır [116]. 1980'li yıllarda renk tespiti amacıyla ilk renk ölçüm aleti olan 'Chromascan' (Sterngold, Stamford, Conn) üretilmiştir. Uygulanması pratik olmayan bu cihazın renk hassasiyeti de yetersiz bulunmuştur. 'Shade Eye NCC (Natural Color Concept) Chroma Meter' (Shofu Dental) modern tristimulus kolorimetrelerde ikinci kuşaktır. Ksenon flaş ile aydınlatma yapan bu cihazın probu 3 mm çapındadır. Aktivasyon tuşuna basıldığında diş ile kontakt halindeki probtan ışık gönderilir. Yüzeyden yansıyan ışık probun merkezine, buradan da dedektöre yönlendirilir. Bu cihazlar düz yüzeylerde renk analizi yapabilir. Ayrıca, metamerizmi ayırt edebilecek hassasiyete sahip değillerdir [85].

Dijital kamera ve görüntüleme sistemleri

Dijital kameraların diş hekimliğinde renk seçiminde kullanımı, popülerliğini artırmıştır. En önemli avantajı bir noktanın değil de dişin bir bütün olarak renk dağılımının izlenebilmesidir. Ancak, fotoğraf makinesi renk değerlerinin belirlenmesinde tek başına

yeterli değildir. Klinikte elde edilen fotoğraf, makinanın bağlı olduğu bilgisayara aktarılır ve değerler bilgisayarda analiz edilir. Fotoğraf makinaları kırmızı, yeşil, mavi renk bilgilerini kullanarak renkli görüntü elde etmektedir. Red, Green, Blue (RGB) renk modeli, geniş bir renk dizisini oluşturabilmek için kırmızı, yeşil ve mavi ışığın çeşitli şekillerde birleştirildiği ilave bir modeldir. RGB değerlerinin CIE değerlerine çevrilmesi gerekmektedir. Bu olaya *kamera karakterizasyonu* adı verilmektedir [117].

ClearMatch (Smart Technology, Hood River, OR), yüksek çözünürlüklü dijital görüntüler kullanan ve tüm dış üzerindeki renkleri bilinen referans renklerle karşılaştıran bir yazılım sistemidir [117].

Spektroradyometreler

Spektroradyometreler, objenin elektromanyetik alanlardaki kendilerine özgü ışınım (radiance) ve parlaklık (irradiance) gibi radyometrik değerlerin ölçümünü yapmaktadır. Bu yansımaya değerleri objeye renk, parlaklık ve görüntü gibi özelliklerini veren kimyasal yapısından kaynaklanır. Görünür ışık spektrumunun üzerinde 5, 10 ve 20 nm aralıklarında ölçülür [118].

Endüstri, tıp, doğa olayları gibi birçok alanda kullanılan spektroradyometreler, diş hekimliği alanında diş renginin ve seramik kor yapının translusensliğinin belirlenmesinde kullanılır [119].

2.8. Hızlandırılmış Yapay Yaşlandırma

Yapay yaşlandırma işlemi, çeşitli materyallerin kullanım süresi boyunca maruz kaldığı dış etkenlerin yapacağı etkiyi farklı mekanikler kullanarak daha kısa sürede tahmin etmeye olanak sağlayan bir test yöntemidir. Bu testin uygulandığı cihaz, güneş ışığı, nem ve yağmurun sebep olduğu hasarı taklit etmektedir. Bu cihaz, aylar ya da yıllar boyunca oluşabilecek hasarı birkaç gün veya haftada meydana getirir. Üretici firmaların önerilerine göre 300 saatlik yapay yaşlandırma işlemi ağız ortamında 1 yıla karşılık gelmektedir. Cihaz içerisindeki örnekler, önceden belirlenmiş nem, ısı, su püskürtmesi ve UV ışınlarının etkisinde kalmaktadır. Test cihazında güneş ışığının etkisini taklit etmek amacıyla 295 nm

ile 365 nm aralığındaki dalga boyuna sahip UV floresan lambalar kullanılmaktadır [120,121].

Test cihazı, nemin etkisini taklit edebilmek amacıyla yoğuşma mekanizmasını esas alır. Cihazın tabanındaki su haznesi ısıtılarak elde edilen buhar, test ortamını %100 nemde ve yüksek sıcaklıkta tutmaktadır. Su spreyi mekanizması ile örneklerde termal şok etkisi oluşturulmaktadır. Cihaz 7 gün 24 saat otomatik çalışabilmektedir [121].

Bu tez çalışmasında üç farklı rezin matriks seramik materyale üç farklı renkte adeziv rezin siman uygulama ve UV hızlandırılmış yapay yaşlandırması sonrası meydana gelen renk değişiminin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

3. MATERİYAL VE METOT

Bu *in vitro* araştırma, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 03/2018-20 nolu proje desteğiyle, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı ve Karayolları Genel Müdürlüğü Fizik Laboratuvarında gerçekleştirildi.

Çalışmada, 1 hibrit seramik (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Almanya), 1 hibrit nanoseramik (Cerasmart, GC, Tokyo, Japonya) ve 1 rezin nanoseramik (Lava Ultimate, 3M ESPE, St. Paul, MN, Amerika Bileşik Devletleri) CAD/CAM materyallerinde farklı renkte rezin siman uygulaması (A1, Bleach XL, Transludent) (Variolink N Professional Set, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) ve UV hızlandırılmış yapay yaşlandırma işleminin renk değişimine etkisi incelendi. Çalışmada kullanılan materyaller Çizelge 3.1’de verildi. Çalışmada 9 deney grubu aşağıda belirtildiği şekilde oluşturuldu (n=10).

Grup 1: Vita Enamic hibrit seramik + A1 rezin siman

Grup 2: Vita Enamic hibrit seramik + Bleach XL rezin siman

Grup 3: Vita Enamic hibrit seramik + Transludent rezin siman

Grup 4: Cerasmart hibrit nanoseramik + A1 rezin siman

Grup 5: Cerasmart hibrit nanoseramik + Bleach XL rezin siman

Grup 6: Cerasmart hibrit nanoseramik + Transludent rezin siman

Grup 7: Lava Ultimate rezin nanoseramik + A1 rezin siman

Grup 8: Lava Ultimate rezin nanoseramik + Bleach XL rezin siman

Grup 9: Lava Ultimate rezin nanoseramik + Transludent rezin siman

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Örneklerin elde edilmesi amacıyla seramik materyallerine ait bloklar, dakikada 3000 devir ile su soğutması altında hassas kesit alma cihazı (Metkon Micracut 201, Bursa, Türkiye) kullanılarak hazırlandı (Resim 3.1).

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Ticari isim	Renk	Üretici firma	İçerik	Üretim no
Hibrit seramik	Vita Enamic	1M2-HT	VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya	Polimer infiltre-seramik ağ yapısı (UDMA, TEGDMA), ağırlıkça %86 seramik (SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O ve diğer oksitler)	78110
Hibrit nanoseramik	Cerasmart	A1-HT	GC, Tokyo, Japonya	UDMA, DMA, Bis-MEPP, cam bazlı silika+silika (20 ve 300 nm) (ağırlıkça %71 silika ve cam nanopartikülleri)	1804031
Rezin nanoseramik	Lava Ultimate	A1-HT	3M ESPE, St. Paul, MN, Amerika Birleşik Devletleri	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA silika (ağırlıkça %80 silika ve zirkonya nanopartikülleri)	
Bitirme ve polisaj diski	Vita Enamic Technical Polishing Kit		VITA Zahnfabrik, Almanya	Silikon karbid, elmas	E73400
Bitirme ve polisaj patı	GC Diapolisher Paste		GC, Tokyo, Japonya	Elmas	
Bitirme ve polisaj diski	Luster for Lava Ultimate		3M ESPE, St. Paul, MN, Amerika Birleşik Devletleri	Elmas emdirilmiş silikon	
Rezin Siman	Variolink N Professional Set		Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein	Monomer, Bis-GMA, UDMA, TEGDMA İnorganik doldurucular: Baryum camı, itterbiyum triflorür, Ba-Al-florürsilikatcamı, sferoik oksit, stabilizatör, pigment	X50668 X44559

UDMA: Uretan dimetakrilat; TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat; DMA: Dodesil dimetakrilat; Bis-MEPP: 2.2-Bis (4-Metakriloksi-poli-etoksifenil) propan; Bis-EMA; Bisfenol polietilen glikol dieter dimetakrilat; Bis-GMA: Bisfenol glisidil metakrilat.



Resim 3.1. Hassas kesit alma cihazı

Elde edilen her örneğin bir yüzeyi 600, 800 ve 1200 gridlik silikon karbid zımparalar kullanılarak zımparalama ve parlatma cihazında (Metkon Gripo 2V, Bursa, Türkiye) cilalandı (Resim 3.2).



Resim 3.2. Zımparalama ve parlatma cihazı

Her bir örneğin boyutları 12x14x1 mm olacak şekilde standardize edildi. Dijital kumpas kullanılarak örnek boyutları ölçüldü.

3.2. Örneklere Yüzey Bitirme İşlemlerinin Uygulanması

Vita Enamic seramik örneklerin bir yüzeyine üretici firmanın önerisi doğrultusunda Vita Enamic teknik polisaj kiti (Vita Zahnfabrik, Almanya) ile önce pembe renkli pre-polisaj enstrümanı kullanılarak 10.000 rpm’de; daha sonra beyaz renkli high-gloss polisaj enstrümanı kullanılarak 8.000 rpm’de polisaj işlemi uygulandı. Cerasmart örneklere üretici firmanın önerisi doğrultusunda polisaj patı (Gradia Diapolisher, GC, Tokyo, Japonya) kullanılarak 10.000 rpm’de polisaj işlemi uygulandı. Lava Ultimate örneklere üretici firmanın önerdiği yüzey bitirme kiti ile (Luster for Lava Ultimate, Meisinger, 3M ESPE, St. Paul, MN, Amerika Bileşik Devletleri) 10.000 rpm’de polisaj işlemi uygulandı (Resim 3.3). Diğer yüzeye polisaj uygulanmadı.



Resim 3.3. Vita Enamic teknik polisaj kiti, Cerasmart polisaj patı, Lava Ultimate yüzey bitirme kiti

Tüm polisaj işlemleri aynı kişi tarafından düşük hızlı döner el aleti ile (Kavo Ewl 4990; Kavo Dental GmbH, Almanya) uygulandı. Her bir tam seramik materyalden 30 adet olmak üzere toplam 90 adet örnek elde edildi.

3.3. Örneklerin Yüzey Temizliği

Polisaj işlemi sonrasında ilk renk ölçümü yapılmadan önce tüm örnekler, üzerinde artık madde kalmaması için distile su ile ultrasonik temizleyicide 10 dk bekletildi (Resim 3.4).



Resim 3.4. Ultrasonik temizleme aleti

3.4. Siman Uygulamadan Önce İlk Renk Parametrelerinin Ölçümlerinin Yapılması

Örneklerin cilalanmış yüzeylerine ait renk parametrelerinin ölçümleri, renk ölçüm cihazı (Konica Minolta CR-321, Minolta, Osaka, Japonya) ile yapıldı (Resim 3.5).



Resim 3.5. Renk ölçüm cihazı

Bu ölçüm cihazı, renk parametrelerini $L^*a^*b^*$, XYZ veya LHC değerleri şeklinde verebilen kolorimetrik bir ölçüm cihazıdır. 45 derece çevresel aydınlatma ve 0 derece görüş açısına sahip cihaz 3 mm ölçüm alanına sahiptir. Ölçümler, çevre koşullarını standart hale getirebilmek ve ortam ışığının ölçüm hatası oluşturmaması için nötral gri renkte, üst kısmında gün ışığını taklit edebilmek amacıyla floresan lamba (Activa 172 Sylvania, Almanya) bulunan CIE D65 standart aydınlatmasına uygun bir renk ölçüm kutusu içerisinde yapıldı. Her grubun ölçümünden önce beyaz renkli kalibrasyon plağı kullanılarak kalibrasyon işlemi yapıldı. Her örneğin beyaz zemin üzerindeki L_o^* , a_o^* ve b_o^* değerleri 3 kez ölçüldü ve ortalaması alındı. Tüm ölçümler aynı araştırmacı tarafından yapıldı ve kaydedildi.

3.5. Rezin Simanın Örnek Yüzeylerine Uygulanması

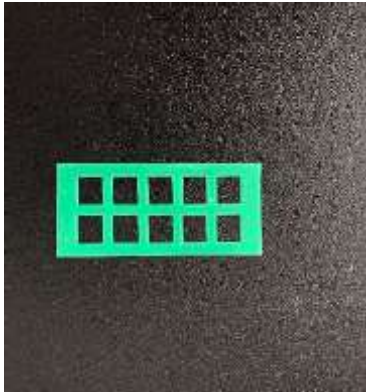
Siman uygulaması öncesinde her bir örneğin polisaj yapılmayan yüzeyine firmaların önerisi doğrultusunda $50\mu\text{m}$ Al_2O_3 kullanılarak 1 bar basınç altında 10 mm uzaklıktan 15 sn süresince kumlama işlemi uygulandı (Resim 3.6).



Resim 3.6. Kumlama cihazı

Kumlama işlemi sonrasında tüm örnekler üzerinde artık madde kalmaması için distile su ile ultrasonik temizleyicide her bir örnek 10 dk bekletildi.

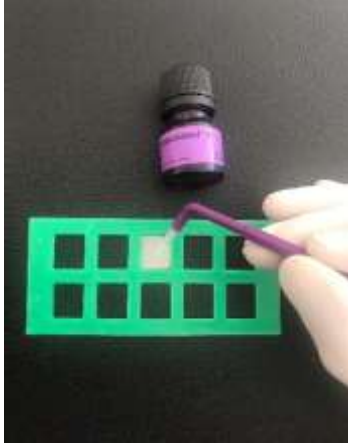
Uygulanacak olan 0,2 mm kalınlıktaki simanın standardizasyonunu sağlamak amacıyla 1,2 mm kalınlığında 3D Printer yazıcıdan bir çeşit biyoplastik olan polilaktik asit (PLA) (Natureworks Blair, Nebreska, Amerika Birleşik Devletleri) hammaddesi ile üretilen kalıp hazırlandı (Resim 3.7).



Resim 3.7. 3D Printer yazıcıdan hazırlanan kalıp

Dual-cure rezin siman uygulamadan önce örneklerin kumlama yapılan yüzeyine Monobond S (Variolink N Professional Set, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bir fırça

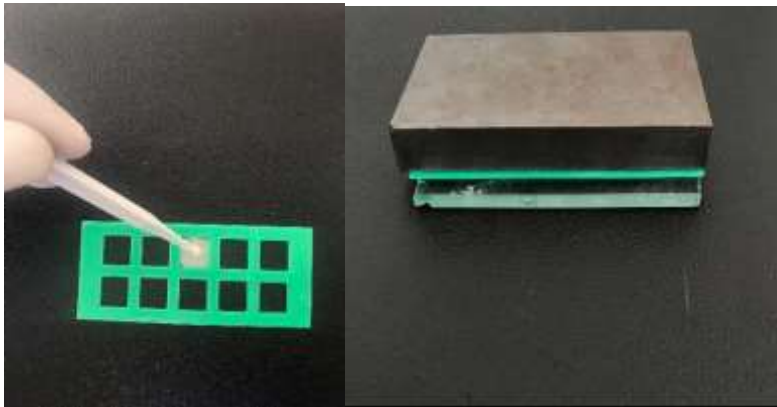
yardımıyla uygulandı. 60 sn süre bekledikten sonra hava yardımıyla uygulanan silan kurutuldu (Resim 3.8).



Resim 3.8. Örnekler Monobond S uygulanması

Örnekler sırasıyla hazır kalıbın içerisine yerleştirildi ve dual cure polimerize olan rezin siman üretici firmanın talimatları doğrultusunda eşit miktarda baz (A1, Bleach XL, Transludent) ve katalizör (Transparant ve düşük viskozite) (Variolink N Professional Set, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) karıştırma kağıdı üzerinde plastik bir spatül ile 10 sn süresince hızlı bir şekilde karıştırıldı.

Karıştırılan siman seramik yüzeye taşındı ve simanın cama yapışmamasını sağlamak amacıyla şeffaf bir bant uygulandı. Şeffaf bant üzerine siman camı parmak basıncıyla bastırıldı, sonrasında 2 kg'lık ağırlık 2 dk boyunca uygulandı (Resim 3.9).



Resim 3.9. Karıştırılan simanın seramik yüzeye taşınması ve 2 kg'lık ağırlık uygulaması

Siman artıkları temizlendikten sonra LED ışık cihazıyla (BA Optima 10, B.A. Int Ltd, Northampton, İngiltere) ışık, üretici firmanın talimatları doğrultusunda 20 sn süresince uygulandı (Resim 3.10).



Resim 3.10. Işık cihazı

Örnekler kalıptan uzaklaştırıldı ve örnek kalınlığı dijital kumpas (Powertectools, Zhejiang, Çin) ile kontrol edildi. Işığa maruz kalmamaları için örnekler, ışık geçirmez kaplarda saklandı.



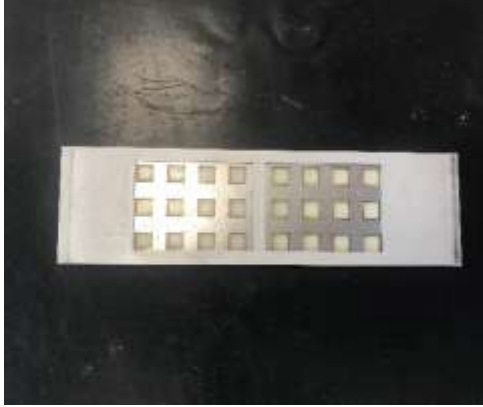
Resim 3.11. Örnek kalınlığının dijital kumpas ile kontrol edilmesi

3.6. Siman Uygulanan Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması

Siman uygulanan örneklerin renk ölçümü aynı cihaz ile yapıldı. Ölçümler sırasında standardizasyonu sağlamak amacıyla her grubun ölçümünden önce kolorimetrenin kalibrasyonu yapıldı. Beyaz zemin üzerinde L_1^* , a_1^* ve b_1^* değerleri olarak aynı kişi tarafından 3'er kez ölçüldü ve kaydedildi.

3.7. Hızlandırılmış Yapay Yaşlandırma İşlemi

Yapay yaşlandırma işlemi, hızlandırılmış yapay yaşlandırma cihazıyla (BGD 856 UV Light Accelerated Weathering Tester, Bluged Laboratory Instruments Co Ltd., Guangzhou, Çin) yapıldı. Tüm örnekler hazırlanan özel metal kalıplara yerleştirildi ve metal taşıyıcılar kullanılarak parlak yüzeyleri ışığa maruz kalacak şekilde cihaza konuldu (Resim 3.12).



Resim 3.12. Örneklerin metal taşıyıcılar vasıtasıyla yapay yaşlandırma cihazına yerleştirilmesi

Örnekler cihaz içerisinde %90 nem oranında, 120 dk periyotlarda 18 dk distile su püskürtmesi, $60^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ 'de 8 saatlik ışıma ve $50^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ 'de 4 saatlik yoğunlaştırma döngüsüyle 300 saat süresince yaşlandırma işlemi uygulandı. Örneklerle 300 saat sonunda 150 KJ/m^2 radiant enerji uygulanmış oldu. Bu çalışmada kullanılan yaşlandırma cihazı üreticileri 300 saatlik yaşlandırma uygulamasının yaklaşık olarak 1 yıllık klinik etkiye denk geldiğini bildirmişlerdir [122]. Örnekler ışık geçirmez kaplar içerisinde oda sıcaklığında 24 saat bekletildi.

3.8. Hızlandırılmış Yapay Yaşlandırma İşlemi Sonrası Renk Ölçümü

Hızlandırılmış yapay yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerin renk ölçümü aynı cihaz kullanılarak yapıldı. Ölçümler sırasında standardizasyonu sağlamak amacıyla her grubun ölçümünden önce kolorimetrenin kalibrasyonu yapıldı. Beyaz zemin üzerinde L_2^* , a_2^* ve b_2^* değerleri olarak aynı kişi tarafından 3'er kez ölçüldü ve kaydedildi.

Seramik örneklerde yapılan işlemler sonrası renk değişim değerleri CIEDE2000 formülü kullanılarak hesaplandı [89].

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

ΔL : Lightness parlaklık farkı

ΔC : Chroma farkı

ΔH : Hue farkı

R_T (rotasyon fonksiyonu): Mavi bölgedeki chroma ve hue farklılıkları arasındaki etkileşimi hesaba katar.

S_L, S_C, S_H : Sırasıyla lightness, chroma ve hue bileşikleri için ağırlıklandırma işlevleri L^*, a^*, b^* koordinat sistemindeki varyasyonu düzenler.

K_L, K_C, K_H : Sırasıyla lightness, chroma, hue bileşikleri için dokular, arka planlar, ayırmalar vb. gibi farklı görüntüleme parametrelerine göre ayarlanacak parametrik faktörler deneysel koşulları düzeltir. (Bu çalışmada =1)

ΔE_{00} formülüne göre renk değişim değerlerinin klinik olarak değerlendirilmesi Çizelge 3.2'de gösterildi [123].

Çizelge 3.2. Renk değişim değerlerinin (ΔE_{00}) klinik olarak değerlendirmesi [123]

ΔE_{00}	Klinik Olarak Değerlendirilmesi
0-1,30	Gözle fark edilemez, klinik olarak kabul edilebilir.
1,30-2,25	Gözle fark edilebilir, klinik olarak kabul edilebilir.
>2,25	Klinik olarak kabul edilemez.

3.9. İstatiksel Değerlendirme

Bu çalışmada elde edilen veriler SPSS 21 paket programı (SPSS v20.0; IBM SPSS Inc. Chicago, ABD) aracılığı ile analiz edildi. Verilerin normal dağılımı olup olmadığı Shapiro-

Wilk's testi ile belirlendi. Verilerin normal dağılımından dolayı grup içi karşılaştırmalarda eşleştirilmiş gruplarda t testi, gruplar arası karşılaştırmalarda ise tek yönlü ANOVA testleri kullanıldı. Anlamlılık seviyesi olarak 0,05 kullanıldı ve $P < 0,05$ olması durumunda anlamlı farklılığın olduğu, $P > 0,05$ olması durumunda ise anlamlı farklılığın olmadığı belirtildi.

4. BULGULAR

4.1. Vita Enamic Seramik Örneklerle Ait Renk Değişim Verileri

Vita Enamic seramik örneklerin siman uygulamadan önce (L_0, a_0, b_0), siman uygulandıktan sonra (L_1, a_1, b_1) ve yaşlandırma işlemi sonrası (L_2, a_2, b_2) elde edilen renk parametreleri ve renk değişimleri (ΔE_1 ve ΔE_2) Çizelge 4.1’de gösterildi.

Vita Enamic seramik materyaline farklı siman renklerinin uygulanması sonrasında elde edilen renk değişim değerlerine (ΔE_1) ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.2’de gösterildi. Sonuçlara göre Vita Enamic seramik materyaline A1 siman uygulaması sonrası elde edilen ortalama ΔE_1 değeri 1,51 ($\pm 0,45$); Bleach XL siman uygulaması sonrası elde edilen ortalama ΔE_1 değeri 4,89 ($\pm 0,67$) ve Transludent siman uygulaması sonrası elde edilen ortalama ΔE_1 değeri 1,27 ($\pm 0,39$)’dir. Tek yönlü ANOVA testi sonucuna göre Vita Enamic materyale uygulanan Bleach XL simana ait ΔE_1 değerinin diğer simanlara göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir ($P < 0,05$). A1 ve Transludent siman uygulandığında bulunan ΔE_1 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($P > 0,05$). Vita Enamic materyal için A1 siman uygulandığında elde edilen renk değişimi gözle fark edilebilir olmasına rağmen klinik olarak kabul edilebilir seviyededir ($1,30 < \Delta E_{00} < 2,25$). Transludent siman uygulandığında elde edilen renk değişimi gözle fark edilebilir seviyenin altındadır (1,27) ancak eşik değere yakındır. Bleach XL siman uygulaması sonrası elde edilen renk değişimi klinik olarak kabul edilemez ($\Delta E_{00} > 2,25$) seviyededir.

Farklı simanlar uygulanan Vita Enamic seramik örneklerin yaşlandırma işlemi sonrasında elde edilen ΔE_2 değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.3’de gösterildi. Buna göre A1 siman uygulanan Vita Enamic materyalin yaşlandırma işlemi sonrası elde edilen ortalama ΔE_2 değeri 2,01 ($\pm 0,58$); Bleach XL siman uygulanan materyallerin ortalama ΔE_2 değeri 2,37 ($\pm 0,45$) ve Transludent siman uygulanan materyallerin ortalama ΔE_2 değeri 2,20 ($\pm 0,30$)’dir. İstatistiksel analiz sonuçlarına göre Vita Enamic materyallerde ΔE_2 değerlerinde siman grupları arasında anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($P > 0,05$). Vita Enamic materyale uygulanan A1 ve Transludent simanda yaşlandırma işlemi sonrası renk değişimi gözle fark edilebilir olmasına rağmen klinik olarak kabul edilebilir seviyededir ($1,30 < \Delta E_{00} < 2,25$). Bleach XL simanda yaşlandırma işlemi sonrası elde edilen renk değişimi klinik olarak kabul edilemez seviyededir ($\Delta E_{00} > 2,25$).

A1 siman uygulanan Vita Enamic materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.4'te gösterildi. Sonuçlara göre A1 siman uygulanan Vita Enamic materyallerin ortalama ΔE_1 değeri 1,51 ($\pm 0,45$); ΔE_2 değeri 2,01 ($\pm 0,58$)'dir. Eşleştirilmiş t testi analizi sonucuna göre A1 siman uygulanan Vita Enamic materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerleri arasında anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($P > 0,05$).

Çizelge 4.1. Vita Enamic seramik örneklerin siman uygulama öncesi (L_0 , a_0 , b_0), siman uygulama sonrası (L_1 , a_1 , b_1) ve yaşlandırma işlemi sonrasındaki (L_2 , a_2 , b_2) renk parametreleri ve renk değişimleri (ΔE_1 , ΔE_2)

		Siman uygulaması öncesi			Siman uygulaması sonrası			Yaşlandırma işlemi sonrası			Renk değişimi	
Siman Rengi	Örnek	L_0	a_0	b_0	L_1	a_1	b_1	L_2	a_2	b_2	ΔE_1	ΔE_2
A1	1	54,34	-4,25	6,94	52,80	-4,61	6,36	51,44	-4,51	7,71	1,63	1,71
	2	55,37	-4,33	6,99	53,15	-4,68	5,80	50,73	-4,47	7,86	2,38	2,90
	3	54,20	-4,30	6,90	53,42	-4,70	6,19	51,73	-4,54	7,70	1,08	2,05
	4	55,55	-4,48	6,84	54,26	-4,00	7,01	52,20	-4,50	7,84	1,36	2,14
	5	54,55	-4,30	7,00	53,74	-4,72	6,19	53,16	-4,72	7,93	1,15	1,44
	6	54,78	-4,40	7,13	53,59	-4,71	6,21	52,07	-4,59	7,76	1,42	1,92
	7	54,62	-4,37	7,04	52,90	-4,79	5,87	52,09	-4,80	7,12	1,99	1,25
	8	54,92	-4,45	6,96	53,31	-4,70	5,75	52,06	-4,55	6,50	1,85	1,38
	9	54,85	-4,31	6,82	54,09	-4,74	6,27	51,51	-4,50	7,76	1,01	2,80
	10	54,78	-4,24	7,31	54,06	-4,61	6,29	51,70	-4,45	7,32	1,18	2,45
Bleach XL	1	53,81	-4,27	7,04	60,43	-5,23	7,39	57,18	-5,11	9,35	6,17	3,26
	2	54,78	-4,36	7,11	60,14	-5,22	7,18	57,94	-5,30	9,18	4,98	2,44
	3	53,80	-4,25	6,90	58,86	-5,05	7,41	56,78	-5,09	8,98	4,78	2,21
	4	54,22	-4,28	7,02	59,07	-5,03	7,35	56,68	-5,02	9,03	4,55	2,50
	5	54,34	-4,19	7,04	59,49	-5,16	7,47	56,47	-5,06	8,82	4,86	2,92
	6	54,64	-4,31	6,96	60,06	-5,2	7,54	58,03	-5,18	8,99	5,05	2,10
	7	54,55	-4,29	7,13	58,28	-4,95	6,64	57,10	-5,26	8,87	3,57	1,95
	8	54,28	-4,32	7,01	60,09	-5,17	6,72	58,79	-5,51	8,59	5,42	1,80
	9	53,86	-4,26	6,87	59,21	-5,18	6,87	57,24	-5,20	8,18	5,05	2,03
	10	54,35	-4,22	7,05	58,93	-5,20	6,84	56,56	-5,16	8,39	4,38	2,45
Transludent	1	53,88	-4,28	6,93	53,89	-4,76	6,19	52,73	-4,61	8,04	0,87	1,84
	2	54,77	-4,32	6,99	54,56	-4,81	6,00	52,50	-4,84	7,32	1,04	2,23
	3	55,62	-4,38	7,02	54,60	-4,81	6,09	52,82	-4,74	7,31	1,34	1,96
	4	54,59	-4,35	6,86	54,91	-4,79	5,85	52,50	-4,73	7,14	1,05	2,53
	5	55,51	-4,37	6,81	54,55	-4,79	5,79	53,04	-4,76	7,32	1,35	1,88
	6	54,37	-4,15	6,71	54,76	-4,75	5,78	52,27	-4,84	7,23	1,15	2,65
	7	56,08	-4,36	6,89	55,17	-5,03	4,66	53,26	-5,2	6,86	2,21	2,50
	8	53,05	-4,23	6,98	53,66	-4,67	5,44	52,34	-4,66	7,31	1,50	1,94
	9	54,29	-4,30	6,85	54,72	-4,87	5,73	52,64	-4,87	7,27	1,24	2,33
	10	54,41	-4,40	6,61	53,94	-4,77	5,89	52,27	-4,68	7,65	0,88	2,13

Çizelge 4.2. Vita Enamic seramik materyaline farklı simanlar uygulanması sonrasında elde edilen ΔE_1 değerleri

Siman	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	F	p
A1	1,51 $\pm$ 0,45 ^b	1,01	2,38	151,9	0,0001
Bleach XL	4,89 $\pm$ 0,67 ^a	3,57	6,17		
Transludent	1,27 $\pm$ 0,39 ^b	0,87	2,21		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n=10

Çizelge 4.3. Farklı siman uygulanan Vita Enamic seramik örneklerin yaşlandırma işlemi sonrasında elde edilen ΔE_2 değerleri

Siman	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	F	p
A1	2,01 $\pm$ 0,58 ^a	1,25	2,90	1,55	0,229
Bleach XL	2,37 $\pm$ 0,45 ^a	1,80	3,26		
Transludent	2,20 $\pm$ 0,30 ^a	1,84	2,65		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n=10

Çizelge 4.4. A1 siman uygulanan Vita Enamic materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerleri

	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	t	p
ΔE_1	1,51 $\pm$ 0,45 ^a	1,01	2,38	-2,06	0,069
ΔE_2	2,01 $\pm$ 0,58 ^a	1,25	2,90		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n=10

Bleach XL siman uygulanan Vita Enamic materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.5'te gösterildi. Bulgulara göre Bleach XL siman uygulanan Vita Enamic örneklerin ortalama ΔE_1 değeri 4,89 ($\pm$ 0,67); ΔE_2 değeri 2,37 ($\pm$ 0,45)'dir. Eşleştirilmiş t testi analizi sonucuna göre Bleach XL siman uygulanan Vita Enamic seramik örneklerde ΔE_2 değerlerinin ΔE_1 değerlerine göre anlamlı derecede düşük olduğu görülmektedir ($P < 0,05$).

Çizelge 4.5. Bleach XL siman uygulanan Vita Enamic materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerleri

	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	t	p
ΔE_1	4,89 $\pm$ 0,67 ^a	3,57	6,57	12,7	0,001
ΔE_2	2,37 $\pm$ 0,45 ^b	1,80	3,26		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n=10

Transludent siman uygulanan Vita Enamic materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.6’da gösterildi. Buna göre Transludent siman uygulanan Vita Enamic materyallerin ortalama ΔE_1 değeri 1,27 ($\pm$ 0,39); ΔE_2 değeri 2,20 ($\pm$ 0,30)’dir. Eşleştirilmiş t testi analizi sonucuna göre Transludent siman uygulanan Vita Enamic seramik örneklerde ΔE_2 değerlerinin ΔE_1 değerlerine göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir ($P < 0,05$).

Çizelge 4.6. Transludent siman uygulanan Vita Enamic materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerleri

	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	t	p
ΔE_1	1,27 $\pm$ 0,39 ^b	0,87	2,21	-6,76	0,001
ΔE_2	2,20 $\pm$ 0,30 ^a	1,84	2,65		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n=10

4.2. Cerasmart Seramik Örneklerle Ait Renk Değişim Verileri

Cerasmart seramik örneklerin siman uygulamadan önce (L_0, a_0, b_0), siman uyguladıktan sonra (L_1, a_1, b_1) ve yaşlandırma işlemi sonrasındaki (L_2, a_2, b_2) renk parametreleri ve renk değişimleri ($\Delta E_1, \Delta E_2$) Çizelge 4.7’de gösterildi.

Cerasmart seramik materyaline farklı siman renklerinin uygulanması sonrasında elde edilen renk değişim değerlerine (ΔE_1) ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.8’de gösterildi. Bu sonuçlara göre Cerasmart seramik materyaline A1 siman uygulaması sonrası elde edilen ortalama ΔE_1 değeri 1,25 ($\pm$ 0,44); Bleach XL siman uygulaması sonrası elde edilen ortalama ΔE_1 değeri 5,36 ($\pm$ 0,69) ve Transludent siman uygulaması sonrası elde edilen ortalama ΔE_1 değeri 1,59 ($\pm$ 0,48)’dur. Tek yönlü ANOVA testine göre Cerasmart materyaline uygulanan Bleach XL simana ait ΔE_1 değerinin diğer renklere göre anlamlı derecede yüksek olduğu

görülmektedir ($P < 0,05$). A1 ve Transludent siman uygulandıktan sonra elde edilen ΔE_1 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($P > 0,05$). Cerasmart materyal için A1 siman uygulandığında elde edilen renk değişimi gözle fark edilebilir seviyenin altındadır (1,25) ancak eşik değere yakındır. Transludent siman uygulandığında elde edilen renk değişimi gözle fark edilebilir, ancak klinik olarak kabul edilebilir seviyededir ($1,30 < \Delta E_{00} < 2,25$). Bleach XL siman uygulaması sonrası elde edilen renk değişimi klinik olarak kabul edilemez ($\Delta E_{00} > 2,25$) seviyededir.

Farklı simanlar uygulanan Cerasmart seramik örneklerin yaşlandırma işlemi sonrasında elde edilen ΔE_2 değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.9'da gösterildi. Buna göre A1 siman uygulanan Cerasmart materyalin yaşlandırma işlemi sonrası elde edilen ortalama ΔE_2 değeri 6,19 ($\pm 0,27$); Bleach XL siman uygulanan materyallerin ortalama ΔE_2 değeri 6,40 ($\pm 0,17$) ve Transludent siman uygulanan materyallerin ortalama ΔE_2 değeri 6,74 ($\pm 0,39$)'tür. İstatistiksel analiz sonuçlarına göre Cerasmart materyallerde ΔE_2 değerinin A1 siman grubunda diğer siman gruplarına göre anlamlı derecede düşük olduğu görülmektedir ($P < 0,05$). Cerasmart materyale uygulanan her üç simanda da yaşlandırma işlemi sonrası renk değişim değeri klinik olarak kabul edilemez ($\Delta E_{00} > 2,25$) seviyededir.

A1 siman uygulanan Cerasmart materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.10'da gösterildi. Sonuçlara göre A1 siman uygulanan Cerasmart materyallerin ortalama ΔE_1 değeri 1,25 ($\pm 0,44$); ΔE_2 değeri 6,19 ($\pm 0,27$)'dur. Eşleştirilmiş t testi analizi sonucuna göre A1 siman uygulanan Cerasmart seramik örneklerde ΔE_2 değerlerinin ΔE_1 değerlerine göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir ($P < 0,05$).

Bleach XL siman uygulanan Cerasmart materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.11'de gösterildi. Buna göre Bleach XL siman uygulanan Cerasmart materyallerin ortalama ΔE_1 değeri 5,36 ($\pm 0,69$); ΔE_2 değeri 6,40 ($\pm 0,17$)'dır. Eşleştirilmiş t testi analizi sonucuna göre Bleach XL siman uygulanan Cerasmart seramik örneklerde ΔE_2 değerlerinin ΔE_1 değerlerine göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir ($P < 0,05$).

Transludent siman uygulanan Cerasmart materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.12'de gösterildi. Bulgulara göre Transludent siman uygulanan Cerasmart materyallerin ortalama ΔE_1 değeri 1,59 ($\pm 0,48$); ΔE_2 değeri 6,74 ($\pm 0,39$)'tür. Eşleştirilmiş t testi analizi sonucuna göre Transludent siman uygulanan

Cerasmart seramik örneklerde ΔE_2 değerlerinin ΔE_1 değerlerine göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir ($P < 0,05$).

Çizelge 4.7. Cerasmart seramik örneklerin siman uygulama öncesi (L_0 , a_0 , b_0), siman uygulama sonrası (L_1 , a_1 , b_1) ve yaşlandırma işlemi sonrasındaki (L_2 , a_2 , b_2) renk parametreleri ve renk değişimleri (ΔE_1 , ΔE_2)

Siman Rengi	Örnek	Siman uygulaması öncesi			Siman uygulaması sonrası			Yaşlandırma işlemi sonrası			Renk değişimi	
		L_0	a_0	b_0	L_1	a_1	b_1	L_2	a_2	b_2	ΔE_1	ΔE_2
A1	1	53,33	-4,94	3,44	53,20	-4,58	2,59	52,01	-6,73	11,06	0,80	6,55
	2	51,67	-4,72	3,31	52,53	-4,73	2,41	51,71	-6,69	11,03	1,14	6,59
	3	52,45	-4,82	3,35	53,58	-4,67	2,59	53,03	-6,69	10,69	1,27	6,21
	4	53,42	-4,95	3,62	52,18	-4,69	2,60	52,31	-6,74	10,00	1,49	5,75
	5	52,10	-4,90	3,46	53,37	-4,69	2,56	52,49	-6,61	10,02	1,46	5,83
	6	54,07	-4,65	3,30	52,94	-4,62	2,37	53,01	-6,69	10,15	1,35	6,04
	7	54,31	-4,95	3,00	53,74	-4,69	2,54	52,68	-4,71	10,60	0,71	6,29
	8	50,93	-4,73	3,80	52,76	-4,69	2,49	52,15	-6,70	10,62	2,12	6,25
	9	52,55	-4,88	3,31	53,77	-4,63	2,43	52,78	-6,69	10,55	1,41	6,31
	10	53,27	-4,79	3,35	53,47	-4,65	2,62	52,23	-6,40	10,46	0,65	6,10
Bleach XL	1	52,46	-4,93	3,28	58,55	-4,78	3,49	56,99	-6,89	12,34	5,72	6,64
	2	52,61	-4,88	3,47	58,04	-4,83	3,11	56,16	-6,91	11,25	5,12	6,35
	3	53,82	-4,99	3,02	59,14	-4,81	3,15	57,00	-6,71	11,25	4,93	6,36
	4	52,47	-4,82	3,31	58,02	-4,78	3,06	57,01	-6,74	11,14	5,24	6,14
	5	53,42	-4,98	3,37	59,24	-4,95	3,49	57,72	-6,99	11,71	5,40	6,23
	6	52,69	-4,88	3,32	58,42	-4,65	3,06	56,82	-6,59	11,41	5,39	6,41
	7	53,92	-5,00	3,49	58,24	-4,85	3,25	55,85	-6,80	11,68	4,03	6,62
	8	52,35	-4,86	3,22	59,63	-4,92	3,33	57,91	-6,98	11,45	6,79	6,24
	9	51,75	-4,83	3,53	57,33	-4,84	3,54	55,8	-6,96	12,32	5,32	6,58
	10	52,43	-4,91	3,38	58,43	-4,80	3,17	57,94	-6,97	11,64	5,64	6,33
Transludent	1	53,40	-4,91	3,12	54,64	-4,64	2,50	52,56	-6,70	10,92	1,32	6,72
	2	52,55	-4,97	3,16	54,73	-4,74	2,41	52,58	-6,61	11,55	2,21	7,16
	3	52,58	-4,75	3,40	54,25	-4,67	2,26	53,11	-6,85	10,47	1,88	6,43
	4	53,66	-4,96	3,14	54,72	-4,60	1,99	52,39	-6,90	10,76	1,44	7,13
	5	54,62	-4,88	3,20	55,21	-4,77	2,21	52,75	-6,94	10,48	1,01	6,80
	6	53,10	-4,98	3,33	55,20	-4,65	2,34	52,01	-6,80	10,76	2,20	7,15
	7	53,20	-4,91	3,22	53,89	-4,76	1,74	51,97	-6,87	10,49	1,43	7,02
	8	51,80	-4,78	3,31	53,58	-4,69	1,89	51,59	-6,78	9,97	2,12	6,61
	9	53,52	-4,96	3,20	53,36	-4,66	2,08	52,32	-6,73	10,19	1,00	6,37
	10	54,79	-4,97	3,11	53,55	-4,74	3,20	53,53	-6,50	11,22	1,22	5,99

Çizelge 4.8. Cerasmart seramik materyaline farklı simanlar uygulanması sonrasında elde edilen ΔE_1 değerleri

	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	F	p
A1	1,25 $\pm$ 0,44 ^b	0,65	2,12	173,6	0,0001
Bleach XL	5,36 $\pm$ 0,69 ^a	4,03	6,79		
Translulent	1,59 $\pm$ 0,48 ^b	1,00	2,21		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n = 10

Çizelge 4.9. Farklı simanlar uygulanan Cerasmart seramik örneklerin yaşlandırma işlemi sonrasında elde edilen ΔE_2 değerleri

Siman	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	F	p
A1	6,19 $\pm$ 0,27 ^a	5,75	6,59	8,9	0,001
Bleach XL	6,40 $\pm$ 0,17 ^a	6,14	6,64		
Translulent	6,74 $\pm$ 0,39 ^a	5,99	7,16		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n=10

Çizelge 4.10. A1 siman uygulanan Cerasmart materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerleri

	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	t	p
ΔE_1	1,25 $\pm$ 0,44 ^b	0,65	2,12	-26,7	0,0001
ΔE_2	6,19 $\pm$ 0,27 ^a	5,75	6,59		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n=10

Çizelge 4.11. Bleach XL siman uygulanan Cerasmart materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerleri

	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	t	p
ΔE_1	5,36 $\pm$ 0,69 ^b	4,03	6,79	-4,27	0,002
ΔE_2	6,40 $\pm$ 0,17 ^a	6,14	6,64		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n=10

Çizelge 4.12. Transludent renk siman uygulanan Cerasmart materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler

	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	t	p
ΔE_1	1,59 $\pm$ 0,48 ^b	1,00	2,21	-34,3	0,001
ΔE_2	6,74 $\pm$ 0,39 ^a	5,99	7,16		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n=10

4.3. Lava Ultimate Seramik Örneklerle Ait Renk Değişim Verileri

Lava Ultimate seramik örneklerin siman uygulamadan önce (L_o , a_o , b_o), siman uyguladıktan sonra (L_1 , a_1 , b_1) ve yaşlandırma işlemi sonrasında (L_2 , a_2 , b_2) elde edilen renk parametreleri ve renk değişimleri (ΔE_1 , ΔE_2) Çizelge 4.13’de gösterildi.

Lava Ultimate seramik materyaline farklı siman renklerinin uygulanması sonrasında elde edilen renk değişim değerlerine (ΔE_1) ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.14’te gösterildi. Bu sonuçlara göre Lava Ultimate seramik materyaline A1 siman uygulaması sonrası elde edilen ortalama ΔE_1 değeri 1,52 ($\pm 0,56$); Bleach XL siman uygulaması sonrası elde edilen ortalama ΔE_1 değeri 4,18 ($\pm 0,76$) ve Transludent siman uygulaması sonrası elde edilen ortalama ΔE_1 değeri 1,53 ($\pm 0,39$)’dür. İstatistik analiz sonuçlarına göre Lava Ultimate materyaline uygulanan Bleach XL simana ait ΔE_1 değerinin diğer simanlara göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir ($P < 0,05$). A1 ve Transludent siman uygulandıktan sonra elde edilen ΔE_1 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($P > 0,05$). Lava Ultimate materyal için A1 ve Transludent siman uygulandığında elde edilen renk değişimi gözle fark edilebilir ancak klinik olarak kabul edilebilir seviyede iken ($1,30 < \Delta E_{00} < 2,25$), Bleach XL siman uygulaması sonrası elde edilen renk değişimi klinik olarak kabul edilemez ($\Delta E_{00} > 2,25$) seviyededir.

Farklı simanlar uygulanan Lava Ultimate seramik örneklerin yaşlandırma işlemi sonrasında elde edilen ΔE_2 değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.15’te gösterildi. Bu verilere göre A1 siman uygulanan Lava Ultimate materyallerin yaşlandırma işlemi sonrası elde edilen ortalama ΔE_2 değeri 6,97 ($\pm 0,34$); Bleach XL siman uygulanan materyallerin ortalama ΔE_2 değeri 7,00 ($\pm 0,30$) ve Transludent siman uygulanan materyallerin ortalama ΔE_2 değeri 7,85 ($\pm 0,21$)’dir. İstatistiksel analiz sonuçlarına göre Lava Ultimate materyallerde ΔE_2 değerinin Transludent siman grubunda diğer siman gruplarına göre anlamlı derecede yüksek

olduğu görülmektedir ($P < 0,05$). Lava Ultimate materyale uygulanan her üç simanda da yaşlandırma işlemi sonrası renk değişim değeri klinik olarak kabul edilemez ($\Delta E_{00} > 2,25$) seviyesindedir.

A1 siman uygulanan Lava Ultimate materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.16'da gösterildi. Buna göre A1 siman uygulanan Lava Ultimate materyallerin ortalama ΔE_1 değeri $1,52 (\pm 0,56)$, ΔE_2 değeri $6,97 (\pm 0,34)$ 'dir. Eşleştirilmiş t testi analizi sonucuna göre A1 siman uygulanan Lava Ultimate materyallerde ΔE_2 değerlerinin ΔE_1 değerlerine göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir ($P < 0,05$).

Çizelge 4.13. Lava Ultimate seramik örneklerin siman uygulama öncesi (L_0, a_0, b_0), siman uygulama sonrası (L_1, a_1, b_1) ve yaşlandırma işlemi sonrasındaki (L_2, a_2, b_2) renk parametreleri ve renk değişimleri ($\Delta E_1, \Delta E_2$)

		Siman Uygulaması Öncesi			Siman Uygulaması Sonrası			Yaşlandırma Sonrası			Renk Değişimi	
Siman Rengi	Örnek	L_0	a_0	b_0	L_1	a_1	b_1	L_2	a_2	b_2	ΔE_1	ΔE_2
A1	1	53,78	-4,89	-1,61	54,93	-4,64	-1,40	51,09	-5,97	5,38	1,14	7,02
	2	54,89	-4,92	-0,96	55,10	-4,73	-1,34	52,07	-6,18	6,43	0,46	7,28
	3	56,42	-4,70	-0,58	55,09	-4,72	-1,89	52,41	-6,44	5,84	1,71	7,26
	4	53,24	-4,83	-1,91	55,32	-4,82	-1,62	52,70	-6,07	5,19	2,00	6,47
	5	53,94	-4,65	-2,15	55,67	-4,70	-1,86	53,36	-6,34	5,31	1,66	6,73
	6	53,87	-4,67	-1,93	55,94	-4,66	-2,07	52,71	-6,24	5,32	1,96	7,24
	7	53,53	-4,57	-1,66	54,78	-4,69	-2,07	51,24	-5,95	4,60	1,25	6,87
	8	53,96	-4,72	-1,87	55,89	-4,81	-2,03	51,90	-6,11	4,44	1,83	6,94
	9	53,46	-4,79	-1,71	55,80	-4,70	-1,68	53,30	-5,91	6,52	2,23	7,42
	10	54,25	-4,63	-1,74	55,10	-4,78	-2,10	51,71	-6,04	4,08	0,88	6,46
Bleach XL	1	54,15	-4,75	-1,06	58,64	-4,89	-0,76	55,16	-6,35	6,96	4,17	7,24
	2	54,38	-4,80	-1,11	59,14	-5,12	-0,51	55,11	-6,43	6,73	4,43	7,10
	3	54,54	-4,92	-1,16	58,31	-4,95	-0,64	55,22	-6,38	7,02	3,52	7,02
	4	54,78	-4,63	-1,55	58,54	-5,11	-0,20	55,24	-6,36	6,62	3,72	6,46
	5	55,30	-4,74	-1,12	60,68	-5,02	0,01	56,30	-6,41	7,27	4,98	7,17
	6	54,55	-4,83	-1,36	59,07	-5,02	-0,77	56,41	-6,42	6,98	4,20	6,93
	7	54,64	-4,70	-1,59	60,38	-4,87	-0,26	56,53	-6,47	7,28	5,38	7,18
	8	54,60	-4,76	-1,35	58,70	-5,02	-0,49	55,40	-6,57	7,54	3,87	7,32
	9	53,81	-4,92	-1,36	58,79	-5,09	-0,46	56,10	-6,24	6,70	4,69	6,47
	10	55,80	-4,84	-0,55	58,81	-5,05	-0,44	56,39	-6,51	7,66	2,76	7,04
Transludent	1	54,64	-4,72	-1,68	55,82	-4,78	-2,56	52,94	-6,50	5,26	1,35	7,49
	2	54,46	-4,78	-1,62	55,57	-4,78	-2,26	51,72	-6,23	5,67	1,19	7,88
	3	53,97	-4,68	-1,76	56,38	-4,77	-1,92	52,46	-6,32	6,20	2,28	7,98
	4	54,19	-4,87	-1,25	55,32	-5,00	-1,82	52,98	-6,62	6,38	1,19	7,42
	5	54,58	-4,74	-1,26	56,45	-4,87	-1,95	52,42	-6,46	6,18	1,86	8,04
	6	54,01	-4,48	-1,64	55,08	-4,81	-2,48	52,07	-6,48	5,92	1,30	7,92
	7	54,49	-4,62	-1,64	56,43	-4,81	-2,06	53,13	-6,50	6,42	1,87	7,99
	8	54,46	-4,59	-1,44	55,66	-4,87	-2,18	52,26	-6,60	6,07	1,33	7,91
	9	55,34	-4,75	-1,62	56,34	-4,83	-2,33	53,78	-6,53	6,39	1,13	7,95
	10	54,78	-4,76	-1,49	56,58	-4,96	-1,82	52,66	-6,56	6,16	1,72	7,85

Çizelge 4.14. Lava Ultimate seramik materyaline farklı simanlar uygulanması sonrasında elde edilen ΔE_1 değerleri

Siman	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	F	p
A1	1,52 $\pm$ 0,56 ^b	0,46	2,23	68,9	0,0001
Bleach XL	4,18 $\pm$ 0,76 ^a	2,76	5,38		
Translulent	1,53 $\pm$ 0,39 ^b	1,13	2,28		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n=10

Çizelge 4.15. Farklı simanlar uygulanan Lava Ultimate seramik örneklerin yaşlandırma işlemi sonrasında elde edilen ΔE_2 değerleri

Siman	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	F	p
A1	6,97 $\pm$ 0,34 ^b	6,46	7,42	29,5	0,0001
Bleach XL	7,00 $\pm$ 0,30 ^b	6,46	7,32		
Translulent	7,85 $\pm$ 0,21 ^a	7,43	8,04		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n=10

Çizelge 4.16. A1 siman uygulanan Lava Ultimate materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerleri

	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	t	p
ΔE_1	1,52 $\pm$ 0,56 ^b	0,46	2,23	-27,8	0,0001
ΔE_2	6,97 $\pm$ 0,34 ^a	6,46	7,42		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n=10

Bleach XL siman uygulanan Lava Ultimate materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.17’de gösterildi. Bu sonuçlara göre Bleach XL siman uygulanan Lava Ultimate materyallerin ortalama ΔE_1 değeri 4,18 ($\pm$ 0,76); ΔE_2 değeri 7,00 ($\pm$ 0,30)’dir. Eşleştirilmiş t testi analizi sonucuna göre Bleach XL siman uygulanan Lava Ultimate materyallerde ΔE_2 değerlerinin ΔE_1 değerlerine göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir ($P < 0,05$).

Çizelge 4.17. Bleach XL siman uygulanan Lava Ultimate materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerleri

	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	t	p
ΔE_1	4,18 $\pm$ 0,76 ^b	2,76	5,38	-11,3	0,0001
ΔE_2	7,00 $\pm$ 0,30 ^a	6,46	7,32		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n=10

Transludent siman uygulanan Lava Ultimate materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.18’de gösterildi. Bu verilere göre Transludent siman uygulanan Lava Ultimate materyallerin ortalama ΔE_1 değeri 1,53 ($\pm$ 0,39); ΔE_2 değeri 7,85 ($\pm$ 0,21)’dir. Eşleştirilmiş t testi analizi sonucuna göre Transludent siman uygulanan Lava Ultimate materyallerde ΔE_2 değerlerinin ΔE_1 değerlerine göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir ($P < 0,05$).

Çizelge 4.18. Transludent siman uygulanan Lava Ultimate materyallerde ΔE_1 ve ΔE_2 değerleri

	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	t	p
ΔE_1	1,53 $\pm$ 0,39 ^b	1,13	2,28	-57,4	0,0001
ΔE_2	7,85 $\pm$ 0,21 ^a	7,42	8,04		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n=10

4.4. Aynı Renk Siman Uygulanan Seramik Gruplarında Elde Edilen Renk Değişim Değerlerinin (ΔE_1) Karşılaştırması

A1 siman uygulanan Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate seramik örneklerin ΔE_1 değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.19’da gösterildi. Verilere göre A1 siman uygulanan Vita Enamic materyallerin ortalama ΔE_1 değeri 1,51 ($\pm$ 0,45); Cerasmart materyallerin ortalama ΔE_1 değeri 1,25 ($\pm$ 0,44) ve Lava Ultimate materyallerin ortalama ΔE_1 değeri 1,52 ($\pm$ 0,56)’dir. İstatistik analiz sonuçlarına göre A1 siman uygulanan Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate seramik örneklerin ΔE_1 değerlerinde gruplar arasında anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($P > 0,05$). Renk değişim değeri Vita Enamic ve Lava Ultimate seramik örneklerde gözle fark edilebilir ancak klinik olarak kabul edilebilir seviyede iken ($1,30 < \Delta E_{00} < 2,25$), Cerasmart örneklerde gözle fark edilebilir seviyenin altındadır (1,25) ancak eşik değere yakındır.

Çizelge 4.19. A1 siman uygulanan Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate seramik örneklerin ΔE_1 değerleri

	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	F	p
Vita Enamic	1,51 $\pm$ 0,45 ^a	1,01	2,38	1,01	0,379
ΔE_1 Cerasmart	1,25 $\pm$ 0,44 ^a	0,65	2,12		
Lava Ultimate	1,53 $\pm$ 0,56 ^a	0,46	2,23		
Toplam	1,42 $\pm$ 0,49	0,46	2,38		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n=10

Bleach XL siman uygulanan Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate seramik örneklerin ΔE_1 değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.20’de gösterildi. Buna göre Bleach XL siman uygulanan Vita Enamic materyallerin ortalama ΔE_1 değeri 4,89 ($\pm$ 0,67); Cerasmart materyallerin ortalama ΔE_1 değeri 5,36 ($\pm$ 0,69) ve Lava Ultimate materyallerin ortalama ΔE_1 değeri 4,18 ($\pm$ 0,76)’dir. İstatistik analiz sonuçlarına göre Bleach XL siman uygulanan Cerasmart seramik örneklerin ΔE_1 değerlerinin Vita Enamic ve Lava Ultimate seramik örneklere göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir ($P < 0,05$). Renk değişim değerleri üç materyal içinde klinik olarak kabul edilemez ($\Delta E_{00} > 2,25$) seviyededir.

Çizelge 4.20. Bleach XL siman uygulanan Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate seramik örneklerin ΔE_1 değerleri

	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	F	p
Vita Enamic	4,89 $\pm$ 0,67 ^a	3,57	6,17	7,08	0,003
ΔE_1 Cerasmart	5,36 $\pm$ 0,69 ^a	4,03	6,79		
Lava Ultimate	4,18 $\pm$ 0,76 ^a	2,76	5,38		
Toplam	4,81 $\pm$ 0,84	2,76	6,79		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n=10

Transludent siman uygulanan Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate seramik örneklerin ΔE_1 değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.21’de gösterildi. Sonuçlara göre Transludent siman uygulanan Vita Enamic materyallerin ortalama ΔE_1 değeri 1,27 ($\pm$ 0,39), Cerasmart materyallerin ortalama ΔE_1 değeri 1,59 ($\pm$ 0,48), Lava Ultimate materyallerin ortalama ΔE_1 değeri 1,53 ($\pm$ 0,39)’dür. İstatistik analiz sonuçlarına göre Transludent siman

uygulanan Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate seramik örneklerin ΔE_1 değerlerinde gruplar arasında anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($P > 0,05$). Renk değişim değeri Vita Enamic seramik örneklerde gözle fark edilebilir seviyenin altındadır (1,27) ancak eşik değere yakındır. Cerasmart ve Lava Ultimate seramik örneklerde renk değişimi gözle fark edilebilir ancak klinik olarak kabul edilebilir seviyededir ($1,30 < \Delta E_{00} < 2,25$) seviyededir.

Çizelge 4.21. Transludent siman uygulanan Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate seramik örneklerin ΔE_1 değerleri

	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	F	p
Vita Enamic	1,27 $\pm$ 0,39 ^a	0,87	2,21	1,6	0,214
ΔE_1 Cerasmart	1,59 $\pm$ 0,48 ^a	1,00	2,21		
Lava Ultimate	1,53 $\pm$ 0,39 ^a	1,13	2,28		
Toplam	1,46 $\pm$ 0,43	0,87	2,28		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n=10

4.5. Aynı Renk Siman Uygulanan Seramik Gruplarında Yaşlandırma İşlemi Sonrasında Elde Edilen Renk Değişim Değerlerinin (ΔE_2) Karşılaştırması

A1 siman uygulanan Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate materyallerin ΔE_2 değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.22’de gösterildi. Bu değerlere göre A1 siman uygulanan Vita Enamic materyallerin ortalama ΔE_2 değeri 2,01 ($\pm 0,58$); Cerasmart materyallerin ortalama ΔE_2 değeri 6,19 ($\pm 0,27$) ve Lava Ultimate materyallerin ortalama ΔE_2 değeri 6,97 ($\pm 0,34$)’dir. İstatistik analiz sonuçlarına göre A1 siman uygulanan seramik örneklerin ΔE_2 değerlerinin Cerasmart ve Lava Ultimate seramik örneklere göre anlamlı derecede düşük olduğu görülmektedir ($P < 0,05$). A1 siman uygulanan materyallerin yaşlandırma işlemi sonrası renk değişim değerleri Vita Enamic için gözle fark edilebilir ancak klinik olarak kabul edilebilir ($1,30 < \Delta E_{00} < 2,25$) seviyede iken, Cerasmart ve Lava Ultimate materyallerde ise klinik olarak kabul edilemez ($\Delta E_{00} > 2,25$) seviyededir.

Bleach XL siman uygulanan Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate materyallerin ΔE_2 değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.23’te gösterildi. Bu sonuçlara göre Bleach XL siman uygulanan Vita Enamic materyallerin ortalama ΔE_2 değeri 2,37 ($\pm 0,45$); Cerasmart materyallerin ortalama ΔE_2 değeri 6,40 ($\pm 0,17$) ve Lava Ultimate materyallerin

ortalama ΔE_2 değeri 7,00 ($\pm 0,30$)'dir. İstatiksel analiz sonuçlarına göre Bleach XL siman uygulanan Vita Enamic materyallerin ΔE_2 değerinin en düşük, Lava Ultimate materyallerin ΔE_2 değerinin en yüksek olduğu görülmektedir ($P < 0,05$). Bleach XL siman uygulanan materyallerin yaşlandırma işlemi sonrası renk değişim değerleri klinik olarak kabul edilemez ($\Delta E_{00} > 2,25$) seviyededir.

Çizelge 4.22. A1 siman uygulanan Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate materyallerin ΔE_2 değerleri

	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	F	P
Vita Enamic	2,01 $\pm$ 0,58 ^b	1,25	2,90	406,3	0,0001
ΔE_2 Cerasmart	6,19 $\pm$ 0,27 ^a	5,75	6,59		
Lava Ultimate	6,97 $\pm$ 0,34 ^a	6,46	7,42		
Toplam	5,06 $\pm$ 2,25	1,25	7,42		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n=10

Çizelge 4.23. Bleach XL siman uygulanan Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate materyallerin ΔE_2 değerleri

	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	F	P
Vita Enamic	2,37 $\pm$ 0,45 ^c	1,80	3,26	585,8	0,0001
ΔE_2 Cerasmart	6,40 $\pm$ 0,17 ^b	6,14	6,64		
Lava Ultimate	7,00 $\pm$ 0,30 ^a	6,46	7,32		
Toplam	5,25 $\pm$ 2,11	1,80	7,32		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n=10

Transludent siman uygulanan Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate materyallerin ΔE_2 değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.24'te gösterildi. Bu verilere göre Transludent siman uygulanan Vita Enamic materyallerin ortalama ΔE_2 değeri 2,20 ($\pm 0,30$); Cerasmart materyallerin ortalama ΔE_2 değeri 6,74 ($\pm 0,39$) ve Lava Ultimate materyallerin ortalama ΔE_2 değeri 7,85 ($\pm 0,21$)'dir. İstatiksel analiz sonuçlarına göre Transludent siman uygulanan Vita Enamic materyallerin ΔE_2 değerinin en düşük, Lava Ultimate materyallerin ΔE_2 değerinin en yüksek olduğu görülmektedir ($P < 0,05$). Transludent siman uygulanan materyallerin yaşlandırma işlemi sonrası renk değişim değerleri Vita Enamic için gözle fark

edilebilir ancak klinik olarak kabul edilebilir ($1,30 < \Delta E_{00} < 2,25$) seviyede iken, Cerasmart ve Lava Ultimate materyallerde ise klinik olarak kabul edilemez ($\Delta E_{00} > 2,25$) seviyededir.

Çizelge 4.24. Transludent siman uygulanan Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate materyallerin ΔE_2 değerleri

	Ortalama $\pm$ SS	En düşük değer	En yüksek değer	F	p
Vita Enamic	2,20 $\pm$ 0,30 ^c	1,84	2,65	933,3	0,0001
ΔE_2 Cerasmart	6,74 $\pm$ 0,39 ^b	5,99	7,16		
Lava Ultimate	7,85 $\pm$ 0,21 ^a	7,42	8,04		
Toplam	5,60 $\pm$ 2,50	1,84	8,04		

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. n=10

5. TARTIŞMA

Restoratif diş hekimliğinde klinisyenlerin amacı, kaybedilen diş yapılarının benzerini hastaya sunmaktır. Restorasyonların morfolojisi, yüzey yapısı ve fonksiyonuna özel dikkatin yanı sıra, kalan diş dokuları ve restorasyonun rengi arasındaki uyum son derece önemlidir [124]. Porselen veneerler anterior bölgede daha iyi estetik araştıran hastalar için ilgi çekici bir tedavi seçeneği olmuştur. Hastalar, bu tip restorasyonları öncelikle tercih eder, çünkü diğer tedavi seçeneklerine göre diş yapısının minimal invaziv preparasyonunu gerektirir. Ayrıca, porselen materyallerin biyoyum ve translusensisi, sağlıklı marjin oluşturma ve yanı sıra üstün estetik de sağlar [125].

Kalan diş dokuları ve yapılarını korumayı amaçlayan tedavi stratejileriyle birlikte hastaların giderek artan estetik beklentileri, CAD/CAM teknolojisiyle üretilen bazı metal desteksiz dental materyallerin geliştirilmesini güdülemiştir [43,126]. Metal desteksiz restoratif materyallerin iki esas sınıfı, seramikler ve rezin-esaslı kompozitlerdir. Seçim kriteri olarak, materyallerin optik ve mekanik özellikleri önem kazanır. CAD/CAM teknik, manuel olarak polimerize edilen konvansiyonel rezinlere oranla iyileştirilmiş mekanik özellikler, yüksek aşınma direnci, daha düşük polimerizasyon büzülmesi, düşük renklenme ve daha iyi biyoyumları ile polimerik materyallerden endüstriyel olarak üretilir [124,127]. Intraoral tarayıcılar, hekimlerin dental restorasyon yapımı için CAD/CAM sistemiyle elde edilen datayı işlemesi ve ölçüde intraoral koşulları dijitize etmesine olanak sağlar. Genellikle, bu restorasyonlar anatomik tam konturlarıyla CAD/CAM materyallerin millenmesiyle oluşturulur ve aynı seansta simante edilebilir. Bu tip materyaller, koltuk başı üretim için farklı renklerde ve doğal dişin simulasyonu için doğal görünümlü farklı renk tonlarında üretilmiştir [128].

Rezin-matriks seramikler, spesifik olarak CAD/CAM için formüle edilmiş ve seramik partiküllerle doldurulmuş organik matriksli materyallerdir. Teorik olarak seramiklerin genel tanımının ‘uygun özellikler kazanmak üzere yüksek ısıda fırınlanarak işlenen non-metalik inorganik yapılar’ olduğu dikkate alınır, organik matriks varlığı nedeniyle rezin-matriks seramik materyaller, çoğu araştırmacı tarafından seramik sınıflamasına dâhil edilmemiştir. Tanımına ilişkin çelişkiler olsa da, rezin-matriks seramik materyallerin geliştirilmesindeki rasyonel, geleneksel seramiklere oranla dentinin elastiklik modulusunu daha yakın simule eden materyal elde etme; cam seramiklerden daha kolay millenebilir ve işlenebilir materyal

geliştirme; kompozit rezinle modifikasyon ve tamiri kolaylaştırmaya yöneliktir [25]. Böylece, dental laboratuvarlarda oluşturulan indirekt kompozit rezinlere oranla daha yüksek polimer dönüşüm derecesi (%85) ve daha yüksek volüm fraksiyonunda doldurucu sağlayan, mekanik özellikleri önemli ölçüde iyileştirilmiş materyaller kullanıma sunulmuştur [129].

Son yıllarda üretilen monolitik, millenebilir hibrit materyallerin yeni jenerasyonları, kompozit materyaller ve cam seramiklerin uygun özelliklerini kombine eder ve nispeten yüksek bükülme dayanımı, yüksek direnç modülüsü ve düşük bükülme modülüsüne sahiptirler [49] ve sözü geçen iki farklı grup materyallerin bazı dezavantajlarının üstesinden gelerek, seramiklere alternatif çözüm sunarlar [130]. CAD/CAM sistemlerin daha kolay ve hızlı yolla klinikte uygun restorasyonlar oluşturmadaki üstünlüğü bildirilse de [126], hibrit materyallerin uzun süreli klinik performansları hala yeterince ortaya konmamıştır [49]. Bu nedenle, çalışmamızda günümüzde kliniklerde sıklıkla kullanılan Vita Enamic, Lava Ultimate ve Cerasmart hibrit materyallerin renk stabilitesinde farklı tonda siman kullanımı ve yaşlandırmanın etkisi değerlendirildi.

Seramik restorasyonların sonuç rengi, materyalin translusensi, opalesensi, yüzey yapısı ve yüzey özellikleri; porselenin tipi; alttaki rezin yapıştırma ajanının renk ve kalınlığı ve translusensinden etkilenebilir [125]. Daha opak tonların kullanımına kıyasla translusent porselen tonların sonuç renginin kor tonuyla daha fazla etkilendiği bildirilmiştir [131]. Diş hekimliğinde seramik materyallerin rengi, genellikle Vita klasik ve Vita 3D-Master gibi farklı diş renk sistemleri ile belirlenir. Bu çalışmada kullanılan materyallerden Vita Enamic, Vita 3D-Master renk sistemine göre 1M2, Lava Ultimate ve Cerasmart ise Vita klasik renk sistemine göre A1 rengindedir. Bu açık tonlar, genelde klinikte en çok kullanılan tonlar olup, translusent özellikleri, yapıştırma ajanı olarak kullanılan rezin siman tonların da etkisini değerlendirmeyi mümkün kılar.

Porselen veneer kalınlığı 0.3-1.5 mm arası bildirilmiştir [132-134]. Veneer kalınlığının azalması ile ışık geçişi önemli ölçüde artar. Bazı çalışmalar, alttaki simanın yanı sıra, translusent feldspatik porselen kalınlığındaki değişikliklerin restorasyonun sonuç renk tonunu önemli ölçüde etkilediğine işaret etmektedir [135-137]. Pires ve arkadaşları [138], 1.5 mm üstü kalınlıkta seramik restorasyonun alttaki yapı veya siman renginden bağımsız olduğunu göstermiştir. Seramik materyalin renk ve kalınlığı rezin yapıştırma ajanlarının polimerizasyon derecesini etkileyebildiğinden ve optimal polimerizasyonun uzun süreli

renk stabilitesi yönünden önemi de [139] dikkate alınarak, bu çalışmada 1.0 mm kalınlıkta standardize örnekler hazırlandı.

Rezin simanlar, konvansiyonel yapıştırma ajanlarına kıyasla artmış mekanik, fiziksel ve adeziv özellik gösterdiklerinden sabit protezlerin simantasyonunda giderek artan uygulamaya sahiptir. Bu simanlar, tam seramik restorasyonların kırılma direncinde artışın yanı sıra, yeterli stabilite ve optimal estetik sonuç sağlar [62]. Bugün, daha iyi renk stabilitelerinden dolayı ışıkla kürlenene resin simanlar tipik olarak anterior restorasyonlar için önerilmektedir. Dual kürlenme veya kimyasal kürlenene resin simanların aktivasyonu sırasında amin akseleratörler ve inhibitör grupların oksidasyonu renk değişimine neden olabilir [140]. Mamafih, bu simanlar işlemleri komplike kılan teknik-duyarlı materyallerdir; simantasyon işlemi zaman alıcı ve hatalara duyarlıdır. İşlemleri basitleştirmek adına self-etching ve self-adesiv resin simanlar üretilmiştir [62, 125].

Günümüzde resin yapıştırma simanları uygun estetik elde etmek üzere seramik veneerler için uygun siman tonunu klinisyenin seçmesine izin vermek ve sonuç renk uyumunu artırmak için farklı tonlarda üretilmiştir. Bazı araştırma sonuçları, bu resin simanların alttaki diş rengi, simanlar ve seramik restorasyonların özel kombinasyonları ile algılanabilir renk farklılıkları oluşturabildiğini doğrulamıştır [141,142]. Resin simanın matriks ve doldurucu kompozisyon farklılıkları da sonuç rengi etkileyebilir [125]. Yeni formülasyon ve polimerizasyon tekniklerindeki gelişmelerle resin simanların klinik ömrünün artması ve renk stabilitelerinin iyileştirilmiş olması umulabilir, ancak bu materyallerin renk değişimindeki etkisi ince seramik veneerler altında çok araştırılmamıştır [139].

Önceki çalışmalarda bazı resin simanların optik etkileri araştırılmış, fakat seramik veneerler altındaki siman filminin klinik olarak uygun olmayan kalınlıkları test edilmiştir [143-145]. Turgut ve Bağış [140] seramik kalınlığının ve resin siman renginin lüsit içerikli seramikten üretilen laminate veneerlerin sonuç rengine etkisini incelemişler; resin siman renginin ve seramik kalınlığının sonuç rengi etkilediğini ve seramik kalınlığı azaldıkça renk değişiminin arttığını bildirmişlerdir. En fazla renk değişimi Variolink-3 veneer siman kullanımında oluşmuş, opak renkte porselen kullanıldığında Variolink II’de en az renk değişiminin olduğu bulunmuştur. Diğer çalışma verileri de seramik restorasyonların sonuç renginin simanın renginden etkilenebileceğine [145-148] ve aynı zamanda farklı markalara ait aynı renk siman kullanımının yanı sıra, aynı markaya ait farklı renkteki siman materyallerin de

seramik rengini etkileyebildiğine işaret etmektedir [123]. Bu nedenle, tez çalışmamızda, bitişik dişlerle uyumlu klinik kabul edilebilir restorasyonlar sağlamak üzere dual polimerize rezin simana ait üç farklı renk (A1, Bleach XL ve translucent) test edildi; yapıştırıcı ajanın renk değişimine etkisini aşırı abartıdan kaçınmak adına klinik koşullara uygun şekilde siman kalınlığı 0.2 mm olarak standardize edildi.

Dişler ve dental restorasyonların renk stabilitesi dental restorasyonların uzun süreli estetiği için ön koşullardan birisidir. Dental materyaller yapım ve yerleştirim sırasında ve sonrasında renk değişimi gösterebilir. Yerleştirim sonrası renklenme, yaşlanma ve boyanma sonucu oluşabilir [113]. Renk değişimi ekstrinsik veya intrinsik olabilir. Intrinsik boyalar daha derin katmanlara ulaşır ve materyallerde daimi renk değişimi oluşturur. Eksojen faktörler materyallerin yüzey özellikleri, su emme, diyet ve oral hijyen olabilirken; endojenik faktörler matriks, doldurucu, polimer kompozisyonu ve yanı sıra polimerizasyon süresi olabilir [127].

Çoğu renk çalışması, oral çevreyi daha iyi simule etmek için ışık ve nem siklusları ile UV radyasyonu kombine eden hızlandırılmış yaşlandırma işlemi kullanmıştır. Ertan ve Şahin [149], hızlandırılmış yapay yaşlandırma işlemlerinde, materyallerde meydana gelen renk değişiminin ilk 100 ve 300 saat arasında oluştuğuna işaret etmişler ve literatürde 300 saatlik yapay yaşlandırma işleminin 1 yıllık klinik kullanıma eşit olduğu belirtilmiştir [150]. Bazı polimerler UV ışığı absorbe edebilecek moleküler bağlar içermektedir ve UV radyasyonun, restoratif materyalde başlatıcı sistem, aktivator ve rezinin kendi yapısındaki kimyasal bozunmayla renk değişimine neden olabildiği ifade edilmiştir [151,152]. Çalışmamızda nispeten yeni rezin-matriks seramik materyallerin uzun süreli estetik performansı hakkında bilgi edinmek üzere, simantasyon sonrası tüm örnekler 300 saatlik yaşlandırma işlemine tabi tutuldular.

Diş ve restoratif materyallerin renk ölçümlerine ilişkin enstrüman ve sistemlere ilişkin araştırmalar giderek artmaktadır [113]. Renk ölçümleri için dijital cihaz kullanımının görsel renk belirleme tekniklerine göre %94 ölçüm doğruluğunu artırabildiği önceki çalışmalarla gösterilmiştir [123]. Spektrofotometreler, tüm görünebilir dalga boylarında yansıyan ışığın yoğunluk ölçümüyle rengi belirlerken, kolorimetreler kırmızı yeşil ve mavi filtrelerle filtrelenen ışık yoğunluğunu (RGB absorbance stimulasyonu) ölçer [113]. Referans model olarak CIEDE2000 kullanımı CIE tarafından önerilen en yeni ve daha uygulanabilir formül

olarak sunulmuştur [153]. Lee [154], rezin kompozitlerin renk aralıklarının pratikte birbiri yerine kullanılabilir CIELAB veya CIEDE2000 formülü ile ölçülebileceğini belirtmiştir, ancak, CIEDE 2000 formülünün dental seramiklerde renk farkının algılanabilirlik ve klinik kabul edilebilirlik değerlendirmesi için daha uyumlu olduğu ifade edilmektedir [130]. Değerlendirilen iki materyal arasında renk farkının görsel toleransı yönünden dental literatürde farklı algılanabilirlik eşik değerleri (ΔE_{00} = 1.28; 1.30 ve 1.25 birim) ve klinik kabul edilebilirlik eşik değerleri (ΔE_{00} = 2.24; 2.25 ve 2.23 birim) sunulmuştur [123,155,156]. Algılanabilirlik insan gözüyle belirlenebilen en küçük renk farkı olarak tanımlanır; %50:50 algılanabilirlik eşik değeri, gözlemcilerin %50'sinin restorasyon ve bitişik diş arasındaki renk farkını ayırt edeceği, diğer %50'sinin etmeyeceği anlamındadır. Klinik kabul edilebilirlik ise, klinik koşullar altında normal gözlemcilerin %50'si tarafından kabul edilebilir renk farkıdır ve %50:50 kabul edilebilirlik eşik değere karşılık gelir [126]. Bu çalışmada simantasyon sonrası ve yaşlandırma sonrası seramik materyallerdeki renk değişimleri, kolorimetre ile örnekler standardize beyaz zeminde konumlandırılarak 3-D renk ölçüm sistemiyle yapıldı: CIEDE 2000 formülüyle elde edilen algılanabilirlik sınırı ΔE_{00} = 1.30; klinik kabul edilebilirlik sınırı ise ΔE_{00} =2.25 birim olarak esas alındı [123].

Sonuçlar kullanılan rezin matriks seramik materyal tiplerine göre değerlendirildiğinde, Vita Enamic diğerlerine oranla daha renk stabil bulundu. A1 renk siman uygulandığında her bir seramik materyal için elde edilen renk değişim değerlerinin klinik kabul edilebilirlik sınırında olduğu gözlemlendi (ΔE_{00} <2.25), ancak Vita Enamic ve Lava Ultimate için ΔE_{00} , algılanabilirlik düzeyi üstündeydi (ΔE_{00} >1.30). Bleach XL uygulama sonrası ΔE_{00} değerleri her üç seramik materyal için klinik kabul edilebilir sınırların üstündeyken (ΔE_{00} >2.25); translusent siman uygulama sonrası renk değişimi Vita Enamic için önemsizken, diğer iki materyaldeki renk değişimi klinik kabul edilebilir, ancak algılanabilir düzeydeydi (ΔE_{00} >1.30).

A1 siman uygulama sonrası hızlandırılmış yaşlandırmaya tabi tutulduğunda Vita Enamic materyalin renk değişimi klinik kabul edilebilir sınırı aşmazken (ΔE_{00} <2.25), diğer iki materyaldeki değişim klinik kabul edilemez boyuttaydı (ΔE_{00} >2.25). Bleach XL uygulanarak yaşlandırılan Vita Enamic materyal renk değişim değeri daha az olsa da her üç seramik materyal için renk değişimi klinik kabul edilemez boyuta vardı (ΔE_{00} >2.25). Translusent siman sonrası yaşlandırmada ise, Vita Enamic renk değişimi klinik kabul edilebilir (ΔE_{00} <2.25), ancak diğer iki materyal için klinik kabul edilemez boyutta saptandı

($\Delta E_{00} > 2.25$). Üç seramik materyal arasında genel olarak en fazla renk değişimi gösteren materyal Lava Ultimate oldu.

Materyaller tek tek değerlendirildiğinde, farklı simanlarla yapıştırıldığında Vita Enamic materyale Bleach XL siman uygulaması, klinik kabul edilemez renk farkına neden olurken ($4,89 \pm 0,67$), A1 simanla algılanabilir ($1,51 \pm 0,45$); translusent simanla ise algılanamayacak renk değişimi oluştu ($1,27 \pm 0,39$). Yaşlandırma sonrası, üç siman grubu arasında elde edilen ΔE_{00} değerleri istatistiksel olarak farklı olmamakla birlikte, sadece Bleach XL uygulanan örneklerin renk değişimi klinik kabul edilemez boyutta saptandı ($2,37 \pm 0,45$).

Cerasmartla ilgili veriler, simantasyon sonrası A1 rezin siman örnek grubunun algılanamaz ($1,25 \pm 0,44$); translusent siman grubunun algılanabilir ($1,59 \pm 0,48$) ve Bleach XL grubunun klinik kabul edilemez ΔE_{00} değerlerini gösterdi ($5,36 \pm 0,69$). Yaşlandırma sonrası üç farklı siman grupları arasında istatistiksel farklılık olmaksızın, test edilen tüm örneklerin klinik kabul edilebilirlik sınırının çok üstünde renk değişimi gözlemlendi.

Lava Ultimate materyal için Bleach XL simanla yapıştırma, ΔE_{00} değerlerinde önemli artışa neden olarak kabul edilemez bulundu ($4,18 \pm 0,76$), diğer iki siman grubu için veriler klinik kabul edilebilir, ancak aynı zamanda algılanabilir renk farklılığı oluşturdu. Yaşlandırma sonrası her üç siman grubu da klinik kabul edilebilirliğin çok üstünde renk farkı gösterdi, ancak translusent siman uygulanan örneklerde oluşan farklılık diğer iki gruba oranla daha yüksek bulundu.

Aynı materyal için uygulanan rezin simanların farklı tonlarına bağlı olarak ortaya çıkan renk değişimi, simanlardaki bileşenlerin opasite farkından dolayı oluşmuş olabilir. Materyal içindeki inorganik doldurucular materyalin kütlesinden farklı kırılma indeksli bir faz gösterir; bu da ışığın saçılma karakterinde değişime ve farklı translusensi ve dolayısıyla farklı renk değerine neden olur. Ayrıca kroma derecesi de optik özellikleri etkiler; düşük kroma değerleri daha translusentdir, ancak bu tonların bazıları kromada yeterince farklı olmayabilir ve önemsiz fark yaratır [125].

Elde edilen veriler, deney materyal ve koşullarının farklılığı dolayısıyla doğrudan kıyaslama yapmayı mümkün kılmasa da önceki çalışma bulgularıyla uyumludur. Aqiahtani ve arkadaşları [125], A2 rengindeki lōsit içerikli, lityum disilikat ve floroapatit cam silika

içeren seramik materyallerinde farklı renkte siman uygulaması sonrası renk miktarlarındaki değişimi değerlendirdikleri çalışmalarında translusent simanda renk değişimi miktarının en az olduğunu, oysa beyaz-opak simanda ise renk değişimi miktarının en fazla olduğunu belirtmişlerdir. Turgut ve arkadaşları [139], 0,5 mm ve 1 mm kalınlığındaki lityum disilikat örneklerde, üç farklı markaya ait farklı renklerdeki (beyaz-opak ve translusent) simanların ve ultraviyole yaşlandırma işleminin translusensiye etkisini değerlendirmişler; 0,5 ve 1 mm kalınlığındaki lityum disilikat örneklerde beyaz-opak renkteki simanın translusensi miktarını etkilediğini belirtmişlerdir, ancak, 1 mm kalınlığındaki örneklerde translusent siman, değerlendirilen restoratif materyallerin translusensi özelliğini etkilememiş, ancak yaşlandırma sonrasında opasite artmıştır. Öztürk ve arkadaşları [157] ise, siman renginin lösitle güçlendirilmiş ve lityum disilikat seramiklerin opasitesinde önemli etkisinin olduğunu belirtmişler ve daha az opasiteye sahip simanların daha iyi sonuç verdiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda daha opak yapıdaki Bleach XL siman uygulama sonrası her üç materyal için de sonuç renk değişiminin kabul edilemez sınırlar üstünde ΔE_{00} değerlere neden olduğu dikkate alındığında, klinik uygulamalarda ince veneerlere opak renkli siman uygulamanın, rezin-matriks seramiklerde renk değişimine sebep olarak materyallerin optik özelliklerini etkileyebileceği sonucuna varılabilir.

Çalışma sonuçları değerlendirildiğinde simantasyon sonrasında materyaller arasında anlamlı bir farklılık bulunmamasına rağmen yaşlandırma sonrasında üç materyal arasında Lava Ultimate renk değişiminin en fazla olduğu materyal olarak tespit edildi. Vita Enamic ise rengi en stabil materyal olarak bulundu. Bu rezin-matriks seramik materyallerin yapıları arasında gözlenen farklılıklar, materyallerin farklı kompozisyon ve değişen oranlarda matriks ve doldurucu komponent içerikleriyle açıklanabilir. Materyal içerisinde renk değişimine karşı dirençli olan faz seramik yapıdır; Vita Enamic materyalde ağırlıkça %86 olan seramik yapının %23'ü Al_2O_3 'ten oluşur ve polimer yapının ağırlık oranı %14 olup, bunun %33'ünü TEGDMA ve %66'sını UDMA oluşturmaktadır. Öte yandan Lava Ultimate ağırlıkça %80 ve Cerasmart ise ağırlıkça %71 oranında seramik bölüm içermektedir. Cerasmart oldukça çapraz-bağlı rezin matriksinde uniform nano partiküller içerir [129,148]. En fazla renk değişiminin gözlemlendiği Lava Ultimate materyalin seramik fazı, dağınık ve kümelenmiş partikül formunda zirkonya ve silika nanodolduruculardan; polimer faz ise direkt kompozitteki aynı tip dolduruculardan oluşan nanofill kompoziten oluşur; polimer oranı Vita Enamic materyalden daha yüksektir. Lava Ultimate içeriğindeki 5-20 nm boyutunda dağınık ve kümelenmiş ve münferit nanopartikül doldurucu partiküllerin çapı,

kısa dalga boylu ışıktan daha küçüktür [130]. Görünür ışık dalga boyundan daha küçük çaplı partiküller daha az ışığın saçılma ve absorbansına neden olduklarından [129], bu partiküller daha yüksek translusensiye sahiptir.

Doldurucu partiküllerin farklı özelliklerine ilaveten, Lava Ultimate matriks kompozisyonu diğer iki materyalin kompozisyonlarındaki UDMA ve TEGDMA'ya ilaveten bis-GMA ve bis-EMA içerir [127]. Bis-GMA içeriğinin iki önemli dezavantajının yüksek viskozite ve renk stabilitesizliği olduğu bilinmektedir; -OH grupların viskozitesini düşürmek için yapıya eklenen UDMA ve TEGDMA çapraz bağlanmayı artırarak materyalin mekanikliğini bir ölçüde düzeltse de bu materyalin renk stabilitesizliği hala çözülememiştir.

Yaşlandırma sonrası renk değişimi değerleri karşılaştırıldığında Vita Enamic tüm yüzey işlemi gruplarında, Lava Ultimate ve Cerasmart'a oranla daha az renk değişimi göstermiştir. Bu materyal, diğerlerinden farklı olarak üretilen bir polimer-infiltrate seramik network yapıdadır ve rezin doğasından kaynaklanan polimerizasyon büzülme sorunu hem yüksek sıcaklık hem de yüksek basınç içeren yeni bir polimerizasyon tekniği ile çözülmüştür. Endüstriyel işlemde standart koşullarda uygulanan yüksek sıcaklık zincir mobilitesini ve dolayısıyla polimerleşmeyi artırırken, yüksek basınç büzülmeyi önlemekte, defekt sayı ve boyutunu azaltmaktadır [43].

Rezin-matriks seramik materyaller derin katmanlarında gıda renklendiricilerin birikimiyle oluşan estetik bozulma ile oldukça yüksek renk değişimine neden olabilen su emme özelliğindedir [158]. Yaşlandırma sonrası gözlenen renk değişimleri polimer yapının su emmesine bağlı olarak hidrolitik degradasyon sonucu olabilir. Kompozit doldurucu/rezin ara yüzüne penetre olan su absorbe edildiğinde matriks/silan/doldurucu degradasyonu oluşur; bu durum doldurucu partikül retansiyonunu azaltarak silanın hidrolizine neden olabilir [159]. Çalışmamızda test edilen materyaller arasında Lava Ultimate polimer oran ve yapısına bağlı olarak, diğer iki materyale oranla yaşlandırmayla daha fazla su emme ve sonucunda renk değiştirmiş olabilir. Bu ayrıca değerlendirilmesi gereken bir konudur.

Yaşlandırmaya ilişkin verilerimiz, önceki çalışma bulgularıyla örtüşmektedir. Acar ve arkadaşları [155] kahve ile termal siklus uyguladıkları hibrit seramik (Vita Enamic), rezin nano seramik (Lava Ultimate), nano kompozit rezin (Filtek Supreme) ve lityum disilikat (IPS e.max CAD) seramik materyallerinde meydana gelen renk değişimini inceledikleri

çalışmalarında, rezin nano seramik ve nano kompozit rezinlerde meydana gelen renk değişiminin klinik olarak kabul edilemeyeceğini ve Vita Enamic renk değişiminin ise algılanabilir olduğunu, lityum disilikat seramikte ise gözle görülür bir renk değişimi olmadığını belirtmişlerdir.

Lawson ve Burgess [130], farklı seramik materyalleri (kompozit, feldspatik porselen, rezin nano-seramik, rezin infiltre seramik ve lityum disilikat) 1 yıla denk gelecek şekilde 12 gün boyunca renklendirici solüsyonda bekletmiş ve materyallere ait parlaklık miktarını ve renklenmeye karşı direnci değerlendirmişlerdir. Polisajlanmış yüzeylerde parlaklık miktarı daha fazla ve renklenmenin daha az olduğuna işaret edilmiştir. Aynı çalışmada materyallere ait renklenme miktarları değerlendirildiğinde en az renklenmenin lityum silikat örneklerde meydana geldiği belirlenmiş olup, en fazla renk değişiminin ise polisajlanmamış rezin-nano seramikte (Lava Ultimate için $\Delta E_{00}=2,76\pm 1,19$) olduğu ifade edilmiştir. Polisajlı rezin nanoseramik örneklerde ise bu değer, $\Delta E_{00}=1,51\pm 0,51$ 'e düşmüştür. Vita Enamic renk değişimi miktarı ise polisajlı örnekler için $\Delta E_{00}=0,83\pm 0,41$ olarak bildirilmiştir.

Al Harbi ve arkadaşları ise [124], rezin matriks seramikleri farklı renklendirici solüsyonlarda (distile su, kırmızı şarap, çay, kahve ve yapay tükürük) bekletmişler ve meydana gelen renk değişimi miktarlarını değerlendirmişlerdir. Resin matriks CAD/CAM blokların, metakrilat bazlı direkt kompozitlerden daha yüksek renk stabilitesine sahip olduklarını ve renk değiştirmeye olan dirençlerinin feldspatik seramiklerle kıyaslanabilir olduğunu bildirmişlerdir.

Glaze uygulama seramik restorasyonlar için en popüler yüzey bitim işlemidir ve çatlak/boşluk içermediği sürece ve uygun yapıldığında seramiklerde su emme fenomeni olası değildir. Ancak, endüstriyel olarak yüksek sıcaklık ve basınç altında hazırlanan rezin-seramik hibrit materyallere glaze uygulamak mümkün değildir [160]. Ayrıca ne tamamen seramik ne de tamamen kompozit olmadıklarından bu materyaller için konvansiyonel cila materyali mevcut değildir. Bu çalışmada seramik materyallerin yüzey standardizasyonunu sağlamak açısından tek tip mekanik parlatma yüzey bitirme işlemi, manuel olarak uygulanmıştır. Oysa yüzey bitim işlemi, renklenmede plak akümülyasyonu, diyet, yüzey bozunması gibi ekstrinsik faktörlerin ve su emmeye bağlı intrinsik faktörlerin minimize edilmesinde son derece önemlidir. Bu anlamda test edilen materyaller için glaze uygulanmış

seramik benzeri yüzey oluşturma dikkate alınması gereken bir etkileyici parametredir ve ayrı bir araştırma konusudur.

Bir diğer parametre olarak, renk ölçümü sırasında hem yüzeyin gerçek rengi ve hem de ölçüm yapılan yüzey altındaki ışıklandırma koşulları da renk değişimini etkileyebilir. Literatürde renk algısında siyah zeminin etkisi tartışmalı konudur; çalışmamızda da kullandığımız gibi beyaz zemin standart olarak yaygın ölçüde kullanılmıştır. Alharbi ve ark, [124] olası renk değişimlerinin beyaz zemin kullanıldığında siyah zemindekine oranla daha yüksek olduğunu gözlemişler, bu durumun özellikle dış duvarlarıyla çevrelenen restorasyonlarda daha çarpıcı olacağına dikkat çekmişlerdir. Buna bağlı olarak, çalışmamız sonuçları farklı zemin kullanıldığında değerlerde farklılık gösterebilir. İlaveten, her üç materyal için sadece tek bir seramik kalınlığı renk değişimi için test edilmiştir, dolayısıyla seramik restorasyonların uzun dönem klinik başarısını etkileyecek olası yüzey yapısının yanı sıra translusensi, floresans gibi diğer optik özellikleri de araştırılmalıdır.

6. SONUÇLAR

Tam seramik restorasyonlara uygulanan farklı renkte siman uygulama sonrası ve UV hızlandırılmış yapay yaşlandırmaya bağlı meydana gelebilecek renk değişiminin değerlendirildiği bu çalışma sınırları içerisinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Tam seramik restorasyonların farklı renkte rezin simanlarla simantasyonunun ve UV hızlandırılmış yapay yaşlandırma işleminin sonuç rengi üzerinde etkili olduğu tespit edildi.
2. A1 siman uygulaması sonrası Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate seramik örneklerde meydana gelen renk değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($P > 0,05$); oluşan renk değişimlerinin klinik olarak kabul edilebilir seviyede olduğu tespit edildi ($\Delta E_{00} < 2,25$).
3. A1 siman uygulanan Vita Enamic seramik örneklerin yaşlandırma sonrası meydana gelen renk değişiminin Cerasmart ve Lava Ultimate örneklere göre anlamlı derecede düşük olduğu tespit edildi ($P < 0,05$); bu renk değişimi Vita Enamic için klinik olarak kabul edilebilir seviyede iken ($\Delta E_{00} < 2,25$); diğer iki materyal için klinik olarak kabul edilemez seviyede olduğu tespit edildi ($\Delta E_{00} > 2,25$).
4. Bleach XL siman uygulaması sonrası Cerasmart seramik örneklerde meydana gelen renk değişiminin Vita Enamic ve Lava Ultimate örneklere göre anlamlı derecede yüksek olduğu tespit edildi ($P < 0,05$); oluşan renk değişimleri klinik olarak kabul edilebilir seviyenin üstünde tespit edildi ($\Delta E_{00} > 2,25$).
5. Bleach XL siman uygulanan örneklerin yaşlandırma işlemi sonrasında meydana gelen renk değişiminin Vita Enamic örneklerde diğer iki gruba göre anlamlı derecede düşük olduğu, Cerasmart örneklerin ise Lava Ultimate örneklere göre anlamlı derecede düşük olduğu tespit edildi ($P < 0,05$); bu renk değişimlerinin her üç materyal için de klinik olarak kabul edilemez seviyede olduğu tespit edildi ($\Delta E_{00} > 2,25$).
6. Translulent siman uygulaması sonrası Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate seramik örneklerde meydana gelen renk değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark

bulunmadı ($P > 0,05$); oluşan renk değişimlerinin klinik olarak kabul edilebilir seviyede olduğu tespit edildi ($\Delta E_{00} < 2,25$).

7. Translulent siman uygulanan örneklerin yaşlandırma işlemi sonrasında meydana gelen renk değişiminin Vita Enamic örneklerde diğer iki gruba göre anlamlı derecede düşük olduğu, Cerasmart örneklerin ise Lava Ultimate örneklere göre anlamlı derecede düşük olduğu tespit edildi ($P < 0,05$); bu renk değişimlerinin her üç materyal içinde klinik olarak kabul edilemez seviyede olduğu tespit edildi ($\Delta E_{00} > 2,25$).

KAYNAKLAR

1. Alla, R. K. (2013). *Dental Materials Science* (first edition). New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers Pvt Limited, 333-354.
2. Denry, I. and Holloway, J. (2010). Ceramics for dental applications: A review. *Materials*, 3(1), 351-368.
3. Sakaguchi, R. L., Powers, J. M. (2007). *Craig's Restorative Dental Materials* (twelve edition). St. Louis: Mosby, 443-464.
4. Shenoy, A. and Shenoy, N. (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry*, 13(4), 195-203.
5. Babu, P. J., Alla, R. K., Alluri, V. R., Datla, S. R., Konakanchi, A. (2015). Dental ceramics: Part I—An overview of composition, structure and properties. *American Journal of Materials Engineering Technology*, 3(1), 13-18.
6. Mclean, J. W. (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *British Dental Journal*, 119, 251-267.
7. McLean, J. W. (1967). The alumina reinforced porcelain jacket crown. *The Journal of The American Dental Association*, 75(3), 621-628.
8. Van Noort R. (1994). *Introduction to Dental Materials* (first edition). St. Louis: Mosby, 201-214.
9. Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., (1979). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics* (fourth edition). Chicago: Quintessence Publishing Co., 281-309.
10. Anusavice, K. J. (2010) *Phillip's Science of Dental Materials* (eleventh edition). New Delhi: Elsevier, A division of Reed Elsevier India Pvt Ltd, 655-720.
11. Denry, I. L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology Medicine*, 7(2), 134-143.
12. Vallittu, P. (2012). *Non-metallic Biomaterials for Tooth Repair and Replacement*. (first edition) Philadelphia, USA; Woodhead Publishing Limited, 125-160.
13. Malament, K. A. and Socransky, S. S. (2001). Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: Effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 511-519.
14. Esquivel-Upshaw, J. F., Young, H., Jones, J., Yang, M. and Anusavice, K. J. (2008). Four-year clinical performance of a lithia disilicate—based core ceramic for posterior fixed partial dentures. *International Journal of Prosthodontics*, 21(2), 155-160.
15. Sax, C. (2011). 10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks. *International Journal of Computerized Dentistry*, 14, 183-202.

16. Kern, M., Sasse, M. and Wolfart, S. (2012). Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *The Journal of The American Dental Association*, 143(3), 234-240.
17. Schmitter, M., Mussotter, K., Rammelsberg, P., Gabbert, O. and Ohlmann, B. (2012). Clinical performance of long-span zirconia frameworks for fixed dental prostheses: 5-year results. *Journal of Oral Rehabilitation*, 39(7), 552-557.
18. Morena, R., Beaudreau, G. M., Lockwood, P. E., Evans, A. L. and Fairhurst, C. W. (1986). Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *Journal of Dental Research*, 65(7), 993-997.
19. Zhang, Y., Lawn, B. R., Rekow, E. D. and Thompson, V. P. (2004). Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 71(2), 381-386.
20. Bhowmick, S., Zhang, Y. and Lawn, B. R. (2005). Competing fracture modes in brittle materials subject to concentrated cyclic loading in liquid environments: Bilayer structures. *Journal of Materials Research*, 20(10), 2792-2800.
21. Santos Jr, G. C., Santos, M. J. M. C. and Rizkalla, A. S. (2009). Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *Journal of The Canadian Dental Association*, 75(5), 379-384.
22. Helvey, G. A. (2014). Classifying dental ceramics: Numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 35(1), 38-43.
23. Guess, P. C., Schultheis, S., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Ferencz, J. L. and Silva, N. R. (2011). All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dental Clinics*, 55(2), 333-352.
24. William, J., O'Brien, W. I. (2008). *Dental Materials and Their Selection*. (fourth edition). Chicago: Quintessence Publishing Co., 624-658.
25. Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R. and Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227-235.
26. Claus, H. (1980). The structural bases of dental porcelain. *Dental Labor*, 28(10), 1-8.
27. Scherrer, S. S., Quinn, G. D. and Quinn, J. B. (2008). Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dental Materials*, 24(8), 1107-1113.
28. Kim, B., Zhang, Y., Pines, M. and Thompson, V. P. (2007). Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal of Dental Research*, 86(2), 142-146.
29. Green, D. J., Hannink, R. H. and Swain, M.V. (1989). *Transformation Toughening of Ceramics* (first edition). Boca Raton, Florida: CRC Press, 14-44.

30. Garvie, R. C., Hannink, R. H. and Pascoe, R. T. (1975). Ceramic steel? *Nature*, 258(5537), 703.
31. Piconi, C. and Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
32. Chevalier, J., Gremillard, L., Virkar, A. V., Clarke, D. R. (2009). The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. *Journal of The American Ceramic Society*, 92(9), 1901-1920.
33. Chevalier, J., Grandjean, S., Kuntz, M. and Pezzotti, G. (2009). On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, 30(29), 5279-5282.
34. Roualdes, O., Duclos, M. E., Gutknecht, D., Frappart, L., Chevalier, J. and Hartmann, D. J. (2010). *In vitro* and *in vivo* evaluation of an alumina–zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, 31(8), 2043-2054.
35. Claussen, N. (1976). Fracture toughness of Al_2O_3 with an unstabilized ZrO_2 dispersed phase. *Journal of the American Ceramic Society*, 59(1-2), 49-51.
36. Abi, C. B., Emrullahog, O. F. and Said, G. (2013). Microstructure and mechanical properties of MgO-stabilized ZrO_2 – Al_2O_3 dental composites. *Journal of The Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 18, 123-131.
37. Kern, F. and Palmero, P. (2013). Microstructure and mechanical properties of alumina 5 vol% zirconia nanocomposites prepared by powder coating and powder mixing routes. *Ceramics International*, 39(1), 673-682.
38. Naglieri, V., Palmero, P., Montanaro, L. and Chevalier, J. (2013). Elaboration of alumina-zirconia composites: Role of the zirconia content on the microstructure and mechanical properties. *Materials*, 6(5), 2090-2102.
39. Tanaka, K., Tamura, J., Kawanabe, K., Nawa, M., Oka, M., Uchida, M. and Nakamura, T. (2002). Ce-TZP/ Al_2O_3 nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *Journal of Biomedical Materials Research*, 63(3), 262-270.
40. Ban, S. (2008). Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review*, 44(1), 3-21.
41. Takano, T., Tasaka, A., Yoshinari, M. and Sakurai, K. (2012). Fatigue strength of Ce-TZP/ Al_2O_3 nanocomposite with different surfaces. *Journal of Dental Research*, 91(8), 800-804.
42. Zhang, Y., Sun, M. J. and Zhang, D. (2012). Designing functionally graded materials with superior load-bearing properties. *Acta Biomaterialia*, 8(3), 1101-1108.
43. Mainjot, A. K., Dupont, N. M., Oudkerk, J. C., Dewael, T. Y., Sadoun, M. J. (2016). From artisanal to CAD-CAM blocks: State of the art of indirect composites. *Journal of Dental Research*, 95(5), 487-495.

44. Magne, P., Schlichting, L. H., Maia, H. P. and Baratieri, L. N. (2010). *In vitro* fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(3), 149-157.
45. Sideridou, I., Tserki, V. and Papanastasiou, G. (2002). Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 23(8), 1819-1829.
46. Belli, R., Geinzer, E., Muschweck, A., Petschelt, A. and Lohbauer, U. (2014). Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dental Materials*, 30(4), 424-432.
47. Stawarczyk, B., Liebermann, A., Eichberger, M. and Güth, J. F. (2016). Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of The Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 55, 1-11.
48. Albero, A., Pascual, A., Camps, I. and Grau-Benitez, M. (2015). Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 7(4), 495-500.
49. Schepke, U., Meijer, H. J., Vermeulen, K. M., Raghoobar, G. M. and Cune, M. S. (2016). Clinical bonding of resin nano ceramic restorations to zirconia abutments: A case series within a randomized clinical trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 18(5), 984-992.
50. McCabe, J. F. and Walls, A. W. G. (2008). *Applied Dental Materials* (ninth edition). Oxford: Blackwell Publishing, 257-288.
51. Önal, B. (2004). *Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları* (1.Baskı). İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 1-145.
52. Hill, E. E. (2007). Dental cements for definitive luting: A review and practical clinical considerations. *Dental Clinics of North America*, 51, 643-658.
53. O'Brien, W. J. (2002) *Dental Materials and Their Selection* (third edition). Lllinois: Quintessence Publishing, 132-154.
54. Diaz-Arnold, A. M., Vargas, M. A. and Haselton, D. R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(2), 135-141.
55. Craig, R. G. and Powers, J. M. (1989). *Restorative Dental Materials* (eighth edition). St Louis: Mosby, 189-225.
56. Donovan, T. E. and Cho, G. C. (1999). Contemporary evaluation of dental cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 20(3), 197-219.
57. Zaimoğlu, A. and Can, G. (2004). *Sabit Protezler*. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 239-267.
58. White, S. N. and Yu, Z. (1993). Compressive and diametral tensile strengths of current adhesive luting agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 69(6), 568-572.

59. Smith, D. C. (1998). Development of glass-ionomer cement systems. *Biomaterials*, 19(6), 467-478.
60. Shinkai, K., Suzuki, S. and Katoh, Y. (2001). Effect of filler size on wear resistance of resin cement. *Odontology*, 89(1), 41-44.
61. Christensen, G. J. (2007). Should resin cements be used for every cementation? *The Journal of The American Dental Association*, 138(6), 817-819.
62. Vrochari, A. D., Eliades, G., Hellwig, E. and Wrbas, K. T. (2009). Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin. *Dental Materials*, 25(9):1104-1108.
63. Simon, J. F., and Darnell, L. A. (2012). Considerations for proper selection of dental cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 33(1), 28-30.
64. Carville, R. and Quinn, F. (2008). The selection of adhesive systems for resin-based luting agents. *Journal of The Irish Dental Association*, 54(5), 218-222.
65. Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P. and Vanherle, G. (2000). Porcelain veneers: A review of the literature. *Journal of Dentistry*, 28(3), 163-177.
66. Kılıçarslan, M. A. and Zaimoğlu, A. (1999). Shear bond strength of porcelain laminate veneers which bonded resin cements on enamel and dentine. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 5(2), 99-105.
67. Quance, S. C., Shortall, A. C., Harrington, E. and Lumley, P. J. (2001). Effect of exposure intensity and post-cure temperature storage on hardness of contemporary photo-activated composites. *Journal of Dentistry*, 29(8), 553-560.
68. White, S. N., Furuichi, R. and Kyomen, S. M. (1995). Microleakage through dentin after crown cementation. *Journal of Endodontics*, 21(1), 9-12.
69. Hasegawa, E. A., Boyer, D. B. and Chan, D. C. (1991). Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(2), 187-192.
70. Cocco, A. R., da Rosa, W. L. D. O., da Silva, A. F., Lund, R. G. and Piva, E. (2015). A systematic review about antibacterial monomers used in dental adhesive systems: Current status and further prospects. *Dental Materials*, 31(11), 1345-1362.
71. Stamatacos, C., Simon, J. F. (2013). Cementation of indirect restorations: An overview of resin cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 34(1), 42-44.
72. Burgess, J. O., Ghuman, T., Cakir, D., Swift Jr, E. J. (2010). Self-adhesive resin cements. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(6), 412-419.
73. Reis, A. F., Oliveira, M. T., Giannini, M., De, M. G. and Rueggeberg, F. A. (2003). The effect of organic solvents on one-bottle adhesives' bond strength to enamel and dentin. *Operative Dentistry*, 28(6), 700-706.

74. Tay, F. R., Gwinnett, J. A. and Wei, S. H. (1997). The overwet phenomenon in two-component acetone-based primers containing aryl amine and carboxylic acid monomers. *Dental Materials*, 13(2), 118-127.
75. Swift, J. E. and Bayne, S. C. (1997). Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. *American Journal of Dentistry*, 10(4), 184-188.
76. Salz, U. and Bock, T. (2010). Adhesion performance of new hydrolytically stable one-component self-etching enamel/dentin adhesives. *Journal of Adhesive Dentistry*, 12(1), 7-10.
77. De Munck, J., Vargas, M., Iracki, J., Van Landuyt, K., Poitevin, A., Lambrechts, P. and Van Meerbeek, B. (2005). One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Operative Dentistry*, 30(1), 39-49.
78. Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A. and Van Meerbeek, B. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28(26), 3757-3785.
79. Fjeld, M. and Øgaard, B. (2006). Scanning electron microscopic evaluation of enamel surfaces exposed to 3 orthodontic bonding systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(5), 575-581.
80. Sensat, M. L., Brackett, W. W., Meinberg, T. A. and Beatty, M. W. (2002). Clinical evaluation of two adhesive composite cements for the suppression of dentinal cold sensitivity. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 50-53.
81. Cekic, I., Ergun, G., Lassila, L. V. and Vallittu, P. K. (2007). Ceramic-dentin bonding: effect of adhesive systems and light-curing units. *Journal of Adhesive Dentistry*, 9(1), 17-23.
82. Ferracane, J. L., Stansbury, J. W. and Burke, F. J. T. (2011). Self-adhesive resin cements—chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 38(4), 295-314.
83. Wee, A. G. (2006) Description of color, color replication process and esthetics. *Contemporary Fixed Prosthodontics*, 4(2), 709-739.
84. Sproull, R. C. (1973). Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 29(5), 556-566.
85. Brewer, J. D., Wee, A. and Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 341-358.
86. O'brien, W. J., Groh, C. L. and Boenke, K. M. (1990). A new, small-color-difference equation for dental shades. *Journal of Dental Research*, 69(11), 1762-1764.
87. Nogueira, A. D. and Della Bona, A. (2013). The effect of a coupling medium on color and translucency of CAD–CAM ceramics. *Journal of Dentistry*, 41, 18-23.
88. Commission Internationale del'Eclairage. (2004). *CIE Technical Report: Colorimetry*. CIEPub. No.15, third edition. Vienna: CIE CentralBureau, 1-82.

89. Luo, M.R., Cui, G. and Rigg, B. (2001). The development of the CIE2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Research Application*, 26(5), 340–345.
90. Baldissara, P., Llukacej, A., Ciocca, L., Valandro, F. L. and Scotti, R. (2010). Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(1), 6-12.
91. Awad, D., Stawarczyk, B., Liebermann, A. and Ilie, N. (2015). Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(6), 534-540.
92. Vichi, A., Sedda, M., Fabian Fonzar, R., Carrabba, M. and Ferrari, M. (2016). Comparison of contrast ratio, translucency parameter, and flexural strength of traditional and “augmented translucency” zirconia for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28, 32-39.
93. Yu, B. and Lee, Y. K. (2013). Comparison of stabilities in translucency, fluorescence and opalescence of direct and indirect composite resins. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 8(2), 214-225.
94. Lee, Y. K., Lu, H. and Powers, J. M. (2005). Measurement of opalescence of resin composites. *Dental Materials*, 21(11), 1068-1074.
95. Cho, M. S., Yu, B. and Lee, Y. K. (2009). Opalescence of all-ceramic core and veneer materials. *Dental Materials*, 25(6), 695-702.
96. Brodbelt, R. H. W., O'brien, W. J. and Fan, P. L. (1980). Translucency of dental porcelains. *Journal of Dental Research*, 59(1), 70-75.
97. Johnston, W. M., Ma, T. and Kienle, B. H. (1995). Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *International Journal of Prosthodontics*, 8(1), 79-86.
98. Barizon, K. T., Bergeron, C., Vargas, M. A., Qian, F., Cobb, D. S., Gratton, D. G. and Geraldeli, S. (2013). Ceramic materials for porcelain veneers. Part I: Correlation between translucency parameters and contrast ratio. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(5), 397-401.
99. Spink, L. S., Rungruanganut, P., Megremis, S. and Kelly, J. R. (2013). Comparison of an absolute and surrogate measure of relative translucency in dental ceramics. *Dental Materials*, 29(6), 702-707.
100. Mc Laren, E. A. (1997). Luminescent veneers. *Journal of Esthetic Dentistry*, 9(1), 3-12.
101. Berns, R. S., Billmeyer, F. W. and Saltzman, M. (2000). *Billmeyer and Saltzman's Principles of Color Technology* (third edition). New York: Wiley, 1-259.
102. Meller, C. and Klein, C. (2012). Fluorescence properties of commercial composite resin restorative materials in dentistry. *Dental Materials Journal*, 31(6), 916-923.

103. Stephen, J. C., Alessandro, D. and Adam, M. (2004). *Fundamentals of color: Shade matching and communication in esthetic dentistry*. Chicago: Quintessence, 28-30.
104. Chen, H., Huang, J., Dong, X., Qian, J., He, J., Qu, X. and Lu, E. (2012). A systematic review of visual and instrumental measurements for tooth shade matching. *Quintessence International*, 43(8), 649-659.
105. Keyf, F., Uzun, G. and Altunsoy, S. (2009). Choice of color in dentistry. *Hacettepe Dis Hekimligi Fakultesi Dergisi*, 33(4), 52-58.
106. Kurt, M., Turhan Bal, B. and Bal, C. (2016). Güncel renk ölçüm yöntemleri: Sistematik derleme. *Türkiye Klinikleri Dis Hekimligi Bilimleri Dergisi*, 22(2), 130-146.
107. Paravina, R. D. (2009). Performance assessment of dental shade guides. *Journal of Dentistry*, 37, 15-20.
108. Okubo, S. R., Kanawati, A., Richards, M. W. and Childress, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(6), 642-648.
109. Paul, S. J., Peter, A., Rodoni, L. and Pietrobon, N. (2004). Conventional visual vs. spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: A clinical comparison. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 24(3), 222-231.
110. Khurana, R., Tredwin, C. J., Weisbloom, M. and Moles, D. R. (2007). A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British Dental Journal*, 203(12), 675-680.
111. Lagouvardos, P. E., Fougia, A. G., Diamantopoulou, S. A. and Polyzois, G. L. (2009). Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(1), 40-45.
112. Paul, S., Peter, A., Pietrobon, N. and Hämmerle, C. H. F. (2002). Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of Dental Research*, 81(8), 578-582.
113. Chu, S. J., Trushkowsky, R. D. and Paravina, R. D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, 38, e2-e16.
114. Da Silva, J. D., Park, S. E., Weber, H. P. and Ishikawa-Nagai, S. (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(5), 361-368.
115. İnternet: Konica Minolta. Precise Color Communication. Online education. 2015. Web: <https://www5.konicaminolta.eu/tr/oelcuem-cihazlari/ueruenler/renk-oelcuemue/spektrofotometre-masauetue/cm-3600a/tanitim.html>, Son Erişim Tarihi: 08.04.2019

116. Kim-Pusateri, S., Brewer, J. D., Davis, E. L. and Wee, A. G. (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(3), 193-199.
117. Ivan, R. and Rade, P. (2009). Color measuring instruments. *Acta Stomatologica Naissi*, 25: 925-932.
118. Blaes, J. (2002). Today's technology improves the shade-matching problems of yesterday. *Journal Indiana Dental Association*, 81(4), 17-19.
119. Yamamoto, M. (1992). The value conversion system and a new concept for expressing the shades of natural teeth. *Quintessence of Dental Technology*, 19(1), 2-9.
120. Schneider, L. F. J., Pfeifer, C. S., Consani, S., Prahl, S. A. and Ferracane, J. L. (2008). Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. *Dental Materials*, 24(9), 1169-1177.
121. Q-U-V Accelerated Weathering Tester Kullanım Klavuzu. (2017). Cleveland. U.S.A.: The Q panel Company, 1-31.
122. Garcia, L. D. F. (2013). Effect of artificial accelerated aging on the optical properties and monomeric conversion of composites used after expiration date. *General Dentistry*, 61(7), 1-5.
123. Dede, D. Ö., Ceylan, G. and Yilmaz, B. (2017). Effect of brand and shade of resin cements on the final color of lithium disilicate ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(4), 539-544.
124. Alharbi, A., Ardu, S., Bortolotto, T. and Krejci, I. (2017). Stain susceptibility of composite and ceramic CAD/CAM blocks versus direct resin composites with different resinous matrices. *Odontology*, 105(2), 162-169.
125. Alqahtani, M. Q., Aljuraiss, R. M. and Alshaafi, M. M. (2012). The effects of different shades of resin luting cement on the color of ceramic veneers. *Dental Materials Journal*, 31(3), 354-361.
126. Pop-Ciutrla, I. S., Dudea, D., Eugenia Badea, M., Moldovan, M., Cîmpean, S. I. and Ghinea, R. (2016). Shade correspondence, color, and translucency differences between human dentine and a CAD/CAM hybrid ceramic system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28, 46-55.
127. Liebermann, A., Vehling, D., Eichberger, M. and Stawarczyk, B. (2019). Impact of storage media and temperature on color stability of tooth-colored CAD/CAM materials for final restorations. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 17(4), 1-7.
128. Mühlemann, S., Bernini, J. M., Sener, B., Hämmerle, C. H. and Özcan, M. (2019). Effect of aging on stained monolithic resin-ceramic CAD/CAM materials: Quantitative and qualitative analysis of surface roughness. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), 563-571.

129. Goujat, A., Abouelleil, H., Colon, P., Jeannin, C., Pradelle, N., Seux, D. and Grosgeat, B. (2018). Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 384-389.
130. Lawson, N. C. and Burgess, J. O. (2016). Gloss and stain resistance of ceramic-polymer CAD/CAM restorative blocks. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28, 40-45.
131. Kürklü, D., Azer, S. S., Yilmaz, B. and Johnston, W. M. (2013). Porcelain thickness and cement shade effects on the colour and translucency of porcelain veneering materials. *Journal of Dentistry*, 41(11), 1043-1050.
132. Garber, D. (1993). Porcelain laminate veneers: ten years later Part I: Tooth preparation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 5(2), 57-62.
133. Magne, P., Kwon, K. R., Belser, U. C., Hodges, J. S. and Douglas, W. H. (1999). Crack propensity of porcelain laminate veneers: A simulated operator evaluation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(3), 327-334.
134. Strassler, H. E. (2007). Minimally invasive porcelain veneers: Indications for a conservative esthetic dentistry treatment modality. *General Dentistry*, 55(7), 686-94.
135. Peixoto, R. T., Paulinelli, V. M. F., Sander, H. H., Lanza, M. D., Cury, L. A. and Poletto, L. T. A. (2007). Light transmission through porcelain. *Dental Materials*, 23(11), 1363-1368.
136. Dozić, A., Kleverlaan, C. J., Meegdes, M., van der Zel, J. and Feilzer, A. J. (2003). The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(6), 563-570.
137. Vichi, A., Ferrari, M. and Davidson, C. L. (2000). Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(4), 412-417.
138. Pires, L. A., Novais, P. M. R., Araújo, V. D. and Pegoraro, L. F. (2017). Effects of the type and thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(1), 144-149.
139. Turgut, S., Bagis, B., Turkaslan, S. S. and Bagis, Y. H. (2014). Effect of ultraviolet aging on translucency of resin-cemented ceramic veneers: An *in vitro* study. *Journal of Prosthodontics*, 23(1), 39-44.
140. Turgut, S. and Bagis, B. (2013). Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: An *in vitro* study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(3), 179-186.
141. Chang, J., Da Silva, J. D., Sakai, M., Kristiansen, J. and Ishikawa-Nagai, S. (2009). The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, 37(12), 937-943.

142. Xing, W. Z., Wang, Y. N. and Chen, X. D. (2007). Effect of the shade and thickness of luting agent on the color of Solidex resin. *West China Journal of Stomatology*, 25(2), 153-155.
143. Koishi, Y., Tanoue, N., Atsuta, M. and Matsumura, H. (2002). Influence of visible-light exposure on colour stability of current dual-curable luting composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(4), 387-393.
144. Tanoue, N., Koishi, Y., Atsuta, M. and Matsumura, H. (2003). Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(10), 1015-1021.
145. Lu, H. and Powers, J. M. (2004). Color stability of resin cements after accelerated aging. *American Journal of Dentistry*, 17(5), 354-358.
146. Turgut, S. and Bagis, B. (2011). Colour stability of laminate veneers: An *in vitro* study. *Journal of Dentistry*, 39, 57-64.
147. Imirzalioglu, P., Karacaer, O., Yilmaz, B. and Ozmen MS I. (2010). Color stability of denture acrylic resins and a soft lining material against tea, coffee, and nicotine. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 19(2), 118-124.
148. Kilinc, E., Antonson, S. A., Hardigan, P. C. and Kesercioglu, A. (2011). Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *Journal of Dentistry*, 39, 30-36.
149. Ertan, A. A. and Şahin, E. (2005). Colour stability of low fusing porcelains: An *in vitro* study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(5), 358-361.
150. Heydecke, G., Zhang, F. and Razzoog, M. E. (2001). *In vitro* color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 551-557.
151. Ferracane, J. L. (2006). Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials*, 22(3), 211-222.
152. Cruvinel, D. R., Garcia, L. F. R., Consani, S. and Pires-de F. D. C. P. (2010). Composites associated with pulp-protection material: Color-stability analysis after accelerated artificial aging. *European Journal of Dentistry*, 4(1), 6-11.
153. Arocha, M. A., Basilio, J., Llopis, J., Di Bella, E., Roig, M., Ardu, S. and Mayoral, J. R. (2014). Colour stainability of indirect CAD-CAM processed composites vs. conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions. *Journal of Dentistry*, 42(7), 831-838.
154. Lee, Y. K. (2005). Comparison of CIELAB ΔE^* and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites. *Dental Materials*, 21(7), 678-682.

155. Acar, O., Yilmaz, B., Altintas, S. H., Chandrasekaran, I. and Johnston, W. M. (2016). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 71-75.
156. Ghinea, R., Pérez, M. M., Herrera, L. J., Rivas, M. J., Yebra, A. and Paravina, R. D. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry*, 38(2), 57-64.
157. Öztürk, E., Chiang, Y. C., Coşgun, E., Bolay, Ş., Hickel, R. and Ilie, N. (2013). Effect of resin shades on opacity of ceramic veneers and polymerization efficiency through ceramics. *Journal of Dentistry*, 41, e8-e14.
158. Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M. and Arksornnukit, M. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal*, 33(5), 705-710.
159. Karaokutan, I., Yilmaz Savas, T., Aykent, F. and Ozdere, E. (2016). Color stability of CAD/CAM fabricated inlays after accelerated artificial aging. *Journal of Prosthodontics*, 25(6), 472-477.
160. Sagsoz, O., Demirci, T., Demirci, G., Sagsoz, N. P. and Yildiz, M. (2016). The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(6), 417-422.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : Solmazgül, Mustafa
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 17.09.1989, Malatya
Medeni hali : Bekar
Telefon : 05322057697
e-mail : mstfslmzgl@gmail.com



Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet yılı
Yüksek Lisans	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	Devam Ediyor
Lisans	Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği	2013
Lise	Akçadağ Anadolu Öğretmen Lisesi	2007

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

Solmazgül, M., Dogan, A. (2019). İmplant destekli overdenture protezlerde kullanılan hassas tutucular. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, doi: 10.17567/ataunidfd.649191.



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR...

