

K.K.T.C.
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

CAD-CAM MONOLİTİK RESTORASYONLARIN
TRANSLUSENSİLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI VE
SİMAN RENGİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Diş Hek. Burcu GÜNAL

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI

DOKTORA TEZİ

LEFKOŞA

2018

K.K.T.C.
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

CAD-CAM MONOLİTİK RESTORASYONLARIN
TRANSLUSENSİLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI VE SİMAN
RENGİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Diş Hek. Burcu GÜNAL

Protetik Diş Tedavisi Programı
DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY

LEFKOŞA
2018

YDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne;

Bu çalışma jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:

Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY

Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Danışman:

Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY

Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye:

Prof. Dr. Arzu ATAY

Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye:

Prof. Dr. Oğuz OZAN

Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye:

Doç. Dr. Yurdanur UÇAR

Çukurova Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye:

Doç. Dr. Sevcan KURTULMUŞ YILMAZ

Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

ONAY:

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Lisansüstü Eğitim – Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. K. H. Hüsnü Can BAŞER
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü
1988

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bana her konuda destek olan, mesleğe ve hayata dair engin bilgilerini ve kıymetli tecrübelerini benden esirgemeyen, danışman hocam olduğu için kendimi her zaman şanslı hissettiğim, bana bir babadan farksız davranan, tez çalışmam süresince tavsiyeleri ve olumlu eleştirileri ile beni yönlendiren saygıdeğer hocam Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY'a sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Doktora eğitimim süresince önemli katkılarından dolayı değerli hocalarım Prof. Dr. A. Nehir ÖZDEN'e, Prof. Dr. Arzu ATAY'a ve Doç. Dr. Yurdanur UÇAR'a çok teşekkür ederim. Doktora eğitimim ve tez çalışmam süresince tecrübelerini benimle paylaşan, kendisinden çok şey öğrendiğim Prof. Dr. Oğuz OZAN'a ve doktora tezimin şekillendirilmesi ve gerçekleştirilmesinde değerli bilgi ve tecrübeleri ile destek olup yol gösteren, disiplini, çalışması ve başarıları ile örnek aldığım manevi ablam, sevgili hocam Doç. Dr. Sevcan KURTULMUŞ-YILMAZ'a teşekkür ederim.

Doktora eğitimim süresince beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm çalışma arkadaşlarıma yardımları ve anlayışları için teşekkür ederim.

Her konuda olduğu gibi tez çalışmam süresince yanımda yer alıp beni cesaretlendiren meslektaşlarım Merve TEKE ve Begüm TUNUSOYLU'ya dostlukları ve destekleri için teşekkür ederim.

Hayatım boyunca aldığım tüm kararlarda destek olup, bana olan inançlarını hiçbir zaman kaybetmeyen ve bugün bu noktada olmamı sağlayan canım aileme en içten teşekkürlerimi sunarım.

Tez hazırlama sürecinde; desteğini esirgemeyen, sonsuz sabır ve anlayış gösterip sevgisi ile en büyük desteği sağlayan eşim Mohamad ABDULJALIL'e tüm kalbimle teşekkür ederim.

Bu tez Yakın Doğu Üniversitesi Centre of Excellence tarafından desteklenmiştir (Proje No: CE093-2016).

ÖZET

Günel, B. CAD-CAM Monolitik Restorasyonların Translusensilerinin Karşılaştırılması ve Siman Renginin Etkisinin İncelenmesi. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2018.

Diş hekimliğinde, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) teknolojisinin sürekli olarak gelişmesi ve artan estetik gereksinimler sonucu çeşitli estetik restoratif materyaller geliştirilmektedir. Başarılı bir dental estetik restorasyonun sağlanabilmesi için kullanılan restoratif materyalin tipi, kalınlığı, translusensi ve siman rengi dikkat edilmesi gereken önemli kriterlerdir. Bu tez çalışmasının amacı; farklı kimyasal kompozisyonlara ve kalınlıklara sahip monolitik restorasyonların translusensi özelliklerinin karşılaştırılması ve farklı renk tonlarına sahip rezin simanın monolitik restorasyonlar üzerindeki optik özelliklere ve sonuç renge olan etkisinin değerlendirilmesidir.

Bu çalışmada; A2 renk tonuna sahip VITA Enamic, GC Cerasmart, LAVA Ultimate, VITA Mark II, IPS e.max CAD, VITA Suprinity ve Prettau Anterior olmak üzere 7 farklı monolitik restoratif materyalden, 0,5 mm ve 1,0 mm kalınlığında ve her bir grupta 15 örnek yer alacak şekilde toplamda 210 adet dikdörtgen şeklinde (12 x 14 mm) örnek hazırlanmıştır. Dental spektrofotometre cihazı kullanılarak örneklerin renk ve translusensi ölçümleri gerçekleştirilmiştir. 0,1 mm kalınlığında hazırlananan, A1, A3O, B0.5 ve TR renk tonlarına sahip RelyX Ultimate rezin siman örneklerin, monolitik örnekler ile optik bağlantısının sağlanmasından sonra ikinci renk ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Renk ölçümleri CIE L*a*b* renk sistemine göre kaydedilmiş ve renk farklılıkları (ΔE) hesaplanmıştır. Verilerin istatistiksel analizleri; tek yönlü varyans analizi, Tukey çoklu karşılaştırma testi, bağımsız örneklem t-testi ve eşleştirilmiş örneklem t-testi kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

0,5 mm kalınlıktaki monolitik gruplarda en yüksek translusensi değerini GC Cerasmart gösterirken, Prettau Anterior en düşük translusensi değerini göstermiştir. Translusensi değerleri en yüksekten düşüğe; GC Cerasmart > Lava Ultimate, VITA Mark II > IPS e.max CAD > VITA Enamic > VITA Suprinity > Prettau Anterior olarak sıralanmıştır. 1,0 mm kalınlıktaki gruplarda ise GC Cerasmart ve Lava Ultimate grupları en yüksek translusensi değerlerini gösterirken, Prettau Anterior en düşük translusensi değerini göstermiştir. Translusensi değerleri en yüksekten düşüğe; GC Cerasmart,

Lava Ultimate $\geq$ VITA Mark II $>$ IPS e.max CAD $>$ VITA Suprinity, VITA Enamic $>$ Prettau Anterior olarak sıralanmıştır.

0,5 mm kalınlıktaki monolitik gruplarda A1 ve A3O rezin siman uygulaması L^* değerini genel olarak azaltırken, B0.5 ve TR gruplarında L^* değeri değişkenlik göstermiştir. 1,0 mm kalınlıktaki gruplarda ise A3O, B0.5 ve TR rezin siman uygulanan Prettau Anterior grubu hariç tüm rezin simanlar L^* değerini azaltmıştır. A3O rezin siman uygulanan her iki kalınlıktaki monolitik gruplarda a^* ve b^* değerlerinde genel olarak artış gözlenirken, TR rezin siman uygulanan gruplarda ise genel olarak azalma görülmüştür. Ayrıca A1 rezin siman uygulanan her iki kalınlıktaki monolitik gruplarda b^* değerlerinde genel olarak artış gözlenmiştir.

Her iki kalınlıktaki monolitik gruplarda genel olarak en yüksek renk farklılığı A3O rezin siman uygulanan gruplarda gözlenirken, en düşük renk farklılığı B0.5 rezin siman uygulanan gruplarda gözlenmiştir. 0,5 mm kalınlıktaki monolitik restorasyonlarda A3O rezin siman uygulanması sonucu tüm gruplarda klinik olarak kabul edilebilir renk farklılığı eşik değerinin üzerinde ($\Delta E > 2.7$) bir sonuç gözlenirken, 1,0 mm kalınlıktaki monolitik restorasyonlarda A3O rezin siman uygulanması sonucu VITA Mark II ($\Delta E = 4.49$), GC Cerasmart ($\Delta E = 3.93$), Lava Ultimate ($\Delta E = 3.50$) ve IPS e.max CAD ($\Delta E = 3.23$) gruplarında klinik olarak kabul edilebilir eşik değerinin üzerinde bir renk farklılığı saptanmıştır. Özellikle anterior bölgede estetik restorasyonların elde edilebilmesi ve doğal dentisyon ile renk uyumunun sağlanabilmesi için farklı optik özelliklere sahip monolitik restorasyonların dikkatlice seçilmesi ve restorasyonların sonuç rengini etkileyen yapıştırma simanlarının klinik olarak kullanımından önce test edilmesi önerilmektedir.

Anahtar kelimeler: Estetik, monolitik materyal, translusensi, rezin siman, renk farkı

Destekleyen kurum: Yakın Doğu Üniversitesi Centre of Excellence (Proje No: CE093-2016)

ABSTRACT

Günel, B. Comparison of the Translucency of CAD-CAM Monolithic Restorations and Investigation of the Effect of Resin Cement Color. Near East University Institute of Health Sciences, Prosthetic Dentistry, PhD Thesis, Nicosia, 2018.

As a consequence of increasing esthetic demands, several esthetic restorative materials have been developed and are used in dental practice through continuous advancements in the CAD-CAM technology. In order to achieve a successful dental esthetic restoration some factors including material type, thickness, translucency and cement color should be considered. The aim of this study is to compare the translucency properties of monolithic restorative materials with different chemical compositions and thicknesses and to evaluate the optical properties of resin cement with different shades and their effects on the final color of monolithic restorations.

Totally, 210 rectangular-shaped, A2 shade specimens (12x14 mm) were fabricated from VITA Enamic, GC Cerasmart, LAVA Ultimate, VITA Mark II, IPS e.max CAD, VITA Suprinity ve Prettau Anterior blocks and polished to thicknesses of 0.5 ± 0.01 and 1.0 ± 0.01 mm ($n = 15$ each material). A dental spectrophotometer (VITA Easyshade Compact) was used to calculate the translucency and color coordinates of all tested materials. A1, A3O, B0.5 and TR shades of RelyX Ultimate resin cement (15x0,1mm) samples were prepared and optically connected to the monolithic samples then the second color measurements were performed. The color values of all samples were recorded according to the CIE L * a * b * color system and color differences (ΔE) were calculated. Data were statistically analyzed with one-way analysis of variance, Tukey multiple comparison test, independent samples t-test and paired samples t-test.

In the 0,5-mm thickness group, GC Cerasmart and Prettau Anterior had the highest and lowest TP values, respectively. Translucency values were ranking in descending order as given below: GC Cerasmart> Lava Ultimate, VITA Mark II> IPS e.max CAD> VITA Enamic> VITA Suprinity> Prettau Anterior. In the 1,0-mm thickness group, GC Cerasmart and Lava Ultimate had the highest TP values, whereas, Prettau Anterior had the lowest TP value. Ranking from the highest to the lowest translucency values were; GC Cerasmart, Lava Ultimate $\geq$ VITA Mark II > IPS e.max CAD > VITA Suprinity, VITA Enamic > Prettau Anterior.

The use of A1 and A3O resin cements generally decreased the L^* value, while the use of B0.5 and TR resin cements showed varied L^* values in the 0,5 mm-thickness monolithic groups. In the 1,0-mm thickness monolithic groups, all resin cements decreased L^* value except A3O, B0.5 and TR resin cement used in Prettau Anterior group. Generally, a^* and b^* values were increased when using A3O resin cement, while these values were decreased when using TR resin cement in both thicknesses monolithic groups. In addition, b^* values were generally increased when using A1 resin cement in both thicknesses monolithic groups.

Generally, in both thicknesses of monolithic groups, the highest color differences were observed in the use of A3O resin cement, while the lowest color differences were observed in the use of B0.5 resin cement. When A3O resin cement was applied in monolithic restorations with 0,5 mm thickness, the color differences were higher than the clinically acceptable color difference threshold ($\Delta E > 2.7$) in all groups, while the application of A3O resin cement in VITA Mark II ($\Delta E = 4,49$), GC Cerasmart ($\Delta E = 3,93$), Lava Ultimate ($\Delta E = 3,50$) and IPS e.max CAD ($\Delta E = 3,23$) groups in 1,0 mm thickness showed clinically unacceptable color differences. In order to obtain esthetic restorations and provide shade matching with natural dentition especially for anterior teeth, monolithic materials should be carefully chosen due to their different optical properties and it is suggested that the resin cements should be tested before clinical application because of its effect on the final color of restorations.

Key Words: Esthetic, monolithic material, translucency, resin cement, color difference

Supported By: Near East University, Centre of Excellence (Grant No:CE093-2016)

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	vi
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	x
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xv
ŞEKİLLER DİZİNİ	xix
TABLolar DİZİNİ	xxiii
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental Seramikler	4
2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi	4
2.1.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı	7
2.1.3. Dental Seramiklerin Genel Özellikleri	9
2.1.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	11
2.1.4.1. Üretim Tekniklerine Göre Tam Seramiklerin Sınıflandırılması	15
2.1.4.1.1. Geleneksel Olarak Sinterlenen Seramikler	15
2.1.4.1.2. Dökülebilir Cam Seramikler	17

2.1.4.1.3. Refraktör day üzerinde hazırlanan, cam infiltre seramikler	19
2.1.4.1.4. Isı ve Basınç Altında Preslenebilir Seramikler	20
2.1.4.1.5. CAD-CAM ve Kopya-Freze Sistemi ile Üretilen Seramikler	24
2.2. CAD-CAM Sistemi ile Üretilen Monolitik Restorasyonlar	32
2.2.1. Feldspatik Seramikler	32
2.2.2. Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler	33
2.2.3. Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler	34
2.2.4. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler	37
2.2.5. Rezin-Seramik Hibrid Materyaller	38
2.2.5.1. Dağınık Dolduruculu İndirekt Kompozit Materyaller	40
2.2.5.2. Polimer İnfiltre Seramik (PICN) Materyaller	43
2.2.6. Polimetil Metakrilat (PMMA)	47
2.2.7. Polieter Eter Keton (PEEK)	48
2.2.8. Zirkonya Seramikler	49
2.3. Diş Hekimliğinde Işık ve Renk	51
2.3.1. Işık ve Renk ile İlgili Kavramlar	53
2.3.2. Renk Sistemleri	57
2.3.3. Dişlerin Optik Özellikleri	66
2.3.4. Renk Ölçüm Yöntemleri	68
2.3.4.1. Görsel Ölçüm	68
2.3.4.2. Renk Ölçüm Cihazları	76

2.4. Rezin Simanlar	88
2.4.1. Rezin Simanların Kompozisyonu	89
2.4.2. Rezin Simanların Sınıflandırılması	91
2.4.2.1. Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Rezin Simanlar	91
2.4.2.2. Diş Yüzeyi Üzerine Uygulanan Adeziv Sistemlere Göre Rezin Simanlar	94
2.4.3. Rezin Siman - Restorasyon Bağlantısı	100
3. GEREÇ VE YÖNTEM	103
3.1. Monolitik Örneklerin Hazırlanması	106
3.1.1. VITA Enamic, GC Cerasmart, LAVA Ultimate, VITA Mark II, IPS e.max CAD ve VITA Suprinity Örneklerin Preparasyonu	106
3.1.2. IPS e.max CAD ve VITA Suprinity Örneklerin Kristalizasyonu	108
3.1.3. Prettau Anterior Örneklerin Preparasyonu ve Sinterlenmesi	110
3.1.4. Elde Edilen Monolitik Örneklerle Yüzey Bitirme İşlemi Uygulanması	112
3.2. Renk Ölçüm Kutusunun Hazırlanması	113
3.3. Monolitik Örneklerin İlk Renk Ölçümlerinin Yapılması ve Translusensi Parametresinin Hesaplanması	114
3.4. Rezin Siman Örneklerin Hazırlanması	115
3.5. İkinci Renk Ölçümlerinin Gerçekleştirilmesi	120
3.6. Renk farklılığının (ΔE) Hesaplanması	122
3.7. İstatistiksel Analiz	122

3.7.1. Translusensi Verilerinin Analizi	123
3.7.2. Renk ölçüm Verilerinin Analizi	123
4. BULGULAR	124
4.1. Translusensi Bulguları	124
4.1.1. Translusensi Parametresi Yöntemi Bulguları	124
4.1.2. Materyal Kalınlığının TP Değerine Etkisi	126
4.2. Monolitik Sistemlere Rezin Siman Uygulamasından Önce ve Sonrasındaki Renk Değerlerine Ait Bulgular	127
4.2.1. L* Değerine Ait Bulgular	127
4.2.2. a* Değerine Ait Bulgular	133
4.2.3. b* Değerine Ait Bulgular	139
4.3. Monolitik Sistemlerde Rezin Siman Uygulaması Sonrası Meydana Gelen Renk Farklılıklarına (ΔE) Ait Bulgular	145
4.3.1. ΔE sonuçlarının değerlendirilmesi	147
4.3.2. ΔE Değerlerinin Karşılaştırılması	149
4.3.2.1. Her Monolitik Sistem İçin Rezin Siman Grupları Arasındaki ΔE Değerlerinin Karşılaştırılması	149
4.3.2.2. Her Rezin Siman Materyali İçin Monolitik Sistem Grupları Arasındaki ΔE Değerlerinin Karşılaştırılması	158
4.3.3.3. Monolitik Materyal Kalınlığının ΔE değerine olan etkisi	167
5. TARTIŞMA	175
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	199

KAYNAKLAR	202
ARAŞTIRMACIYA AİT YAYINLAR	234

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

°C	Santigrat derece
%	Yüzde
<	Küçüktür
>	Büyüktür
ΔE	Renk değişim miktarı
μm	Mikrometre
°K	Kelvin derece
10-MDP	10-metakriloiloksitezil dihidrojen fosfat
3Y-TZP	%3 mol itriya ile kısmi stabilize zirkonya polikristalin
4-META	4-metakriloksietil-trimellitik anhidrid
a*	CIE renk sistemi kırmızı-yeşil koordinatı
ADA	Amerikan Diş Hekimliği Birliği (<i>American Dental Association</i>)
Al ₂ O ₃	Alümina, alüminyum oksit
B	Siyah zemin
b*	CIE renk sistemi sarı-mavi koordinatı
B ₂ O ₃	Bor oksit
BaO	Baryum oksit
Bis-EMA	Etoksillenmiş bisfenol dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol glisidil metakrilat

Bis-MEPP	2,2-bis (4-metakriloksi-polietoksifenil) propan
CAD-CAM	Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim
CaO	Kalsiyum oksit
CeO ₂	Serya, seryum oksit
Ce-TZP/A	Serya ile stabilize alümina/zirkonya nanokompozit
CIE	Commission Internationale de l'Eclairage
CRI	Renk sunum indeksi
dk	Dakika
DMA	Dodesil dimetakrilat
HEMA	2 hidroksi etil metakrilat
HF	Hidroflorik asit
IDS	Uluslararası Dental Show (<i>International Dental Show</i>)
K ₂ Mg ₅ SiO ₂ OF ₄	Tetrasilisik flormika
K ₂ O	Potasyum oksit
K ₂ OAl ₂ O ₂ 6SiO ₂	Potasyum alüminyum silikat, ortoklas
KAlSi ₂ O ₆	Lösit
KO	Kontrast oran
L*	CIE renk sistemi renk değeri koordinatı
La ₂ O ₃	Lantan oksit
LED	Light emitting diode (ışık yayan diyot)
Li ₂ O	Lityum oksit

Li_2SiO_3	Lityum metasilikat
Li_2SiO_5	Lityum disilikat
M.Ö.	Milattan önce
MAC-10	Karbonik monomer
Mg_2SiO_4	Forsterit
MgO	Magnezya, magnezyum oksit
Mg-PSZ	Magnezya ile kısmi stabilize zirkonya
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
MRP	Mikro partikül doldurucu ile güçlendirilmiş poliakrilik
n	Kırılma indisi
Na_2O	Sodyum oksit
$\text{Na}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\cdot 6\text{SiO}_2$	Soda alüminyum silikat, albit
Ort	Ortalama
P_2O_5	Fosfor pentaoksit
PEEK	Polieter eter keton
PENTA-P	Dipentaeritrol pentaakrilol dihidrojen fosfat
pH	Hidrojen gücü (<i>power of hydrogen</i>)
PICN	Polimer infiltre seramik ağı
PJK	Porselen jaket kron
PMMA	Polimetil metakrilat

PP	Polipropilen
psi	Libre/inç ² (<i>pound per square inch</i>)
PSZ	Kısmen stabilize zirkonya
QLF	Kantitatif ışıkla indüklenen flüoresans
RNC	Rezin nanoseramik
rpm	devir/dakika
SiO ₂	Silika, silisyum oksit
sn	Saniye
Ss	Standart sapma
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TiO ₂	Titanyum dioksit
TP	Translusensi parametresi
TZP	Tetragonal zirkonya polikristalin
UDMA	Üretan dimetakrilat
UV	Ultraviyole
W	Beyaz zemin
Y ₂ O ₃	İtriya, itriyum oksit
ZLS	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat
ZnO	Çinko oksit
ZrO ₂	Zirkonya, zirkonyum oksit

ŞEKİLLER

	Sayfa
2.1. Elektromanyetik enerji spektrumu	52
2.2. Munsell'in renk tonu çarkı	59
2.3. Renk değeri ve kroma	60
2.4. Munsell renk ağacı ve sistemi	61
2.5. Munsell renk ağacı ve sistemi	61
2.6. CIE L*a*b* renk sistemi	62
2.7. CIE aydınlatma ve görüntüleme geometrileri	77
3.1. Monolitik CAD-CAM bloklar	106
3.2. <i>Microcut</i> kullanılarak örneklerin prepare edilmesi	107
3.3. Örnek kalınlıklarının dijital kumpas ile kontrol edilmesi	107
3.4. Preparasyonu tamamlanmış monolitik örnekler	107
3.5. IPS e.max CAD örneklerin kristalizasyon öncesi ve sonrasındaki görüntüsü	109
3.6. VITA Suprinity örneklerin kristalizasyon öncesi ve sonrasındaki görüntüsü	110
3.7. Örneklerin CAM ile konumların belirlenmesi ve freze edilmesi	111
3.8. Örneklerin renklendirme kiti ile boyanarak kızılötesi lamba altında kurutulması	111
3.9. Sinterleme fırınında sinterlenen Prettau Anterior örnekler	111

3.10. Yüzey aşındırma ve parlatma cihazı kullanılarak örneklerin parlatılması	112
3.11. Örneklerin ultrasonik temizleme cihazında temizlenmesi	113
3.12. Hazırlanan monolitik örnekler	113
3.13. Örneklerin sırasıyla kutularına yerleştirilmesi	113
3.14. Renk ölçüm kutusu	114
3.15. Örneklerin sırasıyla siyah (A), beyaz (B) ve gri (C) zemin Üzerinde renk ölçümlerinin yapılması	115
3.16. A1, A3O, B0.5 ve TR renklerdeki rezin simanlar	117
3.17. Dökümden hazırlanan panç (A) ile PP film tabaka üzerinde dikdörtgenler oluşturulması (B) ve bistüri yardımıyla uzaklaştırılması (C)	118
3.18. Yeterli miktardaki rezin simanın plastik spatül yardımıyla karıştırılması	118
3.19. Dental enjektör yardımıyla simanın boşluklara uygulanması	118
3.20. Siman uygulanmış filmin üzerinin 2. cam plaka ile kapatılması (A) ve üzerine 0.75 kg paslanmaz çelik ağırlık yerleştirilmesi (B)	119
3.21. LED ışık cihazı ile örneklerin dijital ışıkla polimerize edilmesi	119
3.22. Örnek kalınlığının dijital kumpas ile kontrol edilmesi	119
3.23. Örneklerin numaralandırılarak ayrı ayrı kaplara konulması	119
3.24. Cargille optik jel kullanılarak monolitik örnek ile siman arasındaki optik bağlantının sağlanması	121

3.25.	İkinci renk ölçümünün gerçekleştirilmesi	121
3.26.	A) Bistüri yardımıyla siman ve monolitik örneğin ayrılması B) %75 alkole batırılmış spanç yardımı ile örneklerin temizlenmesi C) Örneklerin distile su ile yıkanmasının ardından basınçlı hava ile kurutulması.	122
4.1.	0,5 mm ve 1,0 mm kalınlıktaki materyallerin TP değerleri arasındaki ilişki	126
4.2.	A3O rezin siman uygulanan 0,5 mm kalınlığındaki monolitik gruplarda oluşan klinik olarak kabul edilemez seviyedeki ΔE değerleri	147
4.3.	A3O rezin siman uygulanan 1,0 mm kalınlığındaki monolitik gruplarda oluşan klinik olarak kabul edilemez seviyedeki ΔE değerleri	148
4.4.	A1 rezin siman uygulaması sonucu monolitik gruplarda oluşan ortalama ΔE ve SS değerleri	161
4.5.	A3O rezin siman uygulaması sonucu monolitik gruplarda oluşan ortalama ΔE ve SS değerleri	163
4.6.	B0.5 rezin siman uygulaması sonucu monolitik gruplarda oluşan ortalama ΔE ve SS değerleri	165
4.7.	TR rezin siman uygulaması sonucu monolitik gruplarda oluşan ortalama ΔE ve SS değerleri	167
4.8.	VITA Enamic grubunda materyal kalınlığına bağlı oluşan ortalama ΔE değerleri	170
4.9.	GC Cerasmart grubunda materyal kalınlığına bağlı oluşan	171

ortalama ΔE değerleri

- | | | |
|-------|---|-----|
| 4.10. | LAVA Ultimate grubunda materyal kalınlığına bağlı oluşan ortalama ΔE değerleri | 171 |
| 4.11. | VITA Mark II grubunda materyal kalınlığına bağlı oluşan ortalama ΔE değerleri | 172 |
| 4.12. | IPS e.max CAD grubunda materyal kalınlığına bağlı oluşan ortalama ΔE değerleri | 172 |
| 4.13. | VITA Suprinity grubunda materyal kalınlığına bağlı oluşan ortalama ΔE değerleri | 173 |
| 4.14. | Prettau Anterior grubunda materyal kalınlığına bağlı oluşan ortalama ΔE değerleri | 174 |

TABLOLAR

	Sayfa
2.1. Üretim tekniklerine göre tam seramiklerin sınıflandırılması ve ticari örnekler	14
2.2. Farklı translusensi seviyelerindeki IPS e.max CAD bloklarının yapım teknikleri ve endikasyonları	36
2.3. Rezin-seramik hibrid materyaller	46
2.4. Monolitik zirkonya bloklar ve üretici firmaları	51
2.5. Çeşitli renk belirleme sistemleri	58
2.6. Algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik renk farkı (ΔE^*) eşik değeri ile ilgili çalışmalar	64
2.7. Çeşitli renk ölçüm cihaz ve yazılımları	78
2.8. Polimerizasyon mekanizmasına göre rezin simanların sınıflandırılması	91
2.9. Dış yüzeyi üzerine uygulanan adeziv sistemlere göre rezin simanların sınıflandırılması	95
3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	105
3.2. IPS e.max CAD'in kristalizasyon özellikleri	108
3.3. VITA Suprinity'in kristalizasyon özellikleri	109
4.1. 0,5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama TP değerleri	124
4.2. 1,0 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama TP değerleri	125
4.3. Materyal kalınlıklarının TP değerine olan etkisi	127

4.4.	0,5 mm kalınlığındaki monolitik grupların rezin siman uygulamasından önce (L_0^*) ve sonraki (L_1^*) ortalama L^* değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları	128
4.5.	1,0 mm kalınlığındaki monolitik grupların rezin siman uygulamasından önce (L_0^*) ve sonraki (L_1^*) ortalama L^* değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları	131
4.6.	0,5 mm kalınlığındaki monolitik grupların rezin siman uygulamasından önce (a_0^*) ve sonraki (a_1^*) ortalama a^* değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları	134
4.7.	1,0 mm kalınlığındaki monolitik grupların rezin siman uygulamasından önce (a_0^*) ve sonraki (a_1^*) ortalama a^* değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları	137
4.8.	0,5 mm kalınlığındaki monolitik grupların rezin siman uygulamasından önce (b_0^*) ve sonraki (b_1^*) ortalama b^* değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları	140
4.9.	1,0 mm kalınlığındaki monolitik grupların rezin siman uygulamasından önce (b_0^*) ve sonraki (b_1^*) ortalama b^* değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları	143
4.10.	0,5 mm kalınlıktaki monolitik gruplara rezin siman uygulaması sonucu meydana gelen ortalama ΔE değerleri.	146
4.11.	1,0 mm kalınlıktaki monolitik gruplara rezin siman uygulaması sonucu meydana gelen ortalama ΔE değerleri.	146
4.12.	0,5 mm kalınlıktaki VITA Enamic grubuna rezin siman uygulanması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması	149

4.13.	1,0 mm kalınlıktaki VITA Enamic grubuna rezin siman uygulanması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması	150
4.14.	0,5 mm kalınlıktaki GC Cerasmart grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması	150
4.15.	1,0 mm kalınlıktaki GC Cerasmart grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması	151
4.16.	0,5 mm kalınlıktaki LAVA Ultimate grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması.	152
4.17.	1,0 mm kalınlıktaki LAVA Ultimate grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması	152
4.18.	0,5 mm kalınlıktaki VITA Mark II grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması.	153
4.19.	1,0 mm kalınlıktaki VITA Mark II grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması	154
4.20.	0,5 mm kalınlıktaki IPS e.max CAD grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması	154
4.21.	1,0 mm kalınlıktaki IPS e.max CAD grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası	155

	farklılıkların karşılaştırılması	
4.22.	0,5 mm kalınlıktaki VITA Suprinity grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması	156
4.23.	1,0 mm kalınlıktaki VITA Suprinity grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması	157
4.24.	0,5 mm kalınlıktaki Prettau Anterior grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması	158
4.25.	1,0 mm kalınlıktaki Prettau Anterior grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması	158
4.26.	A1 rezin simanın monolitik sistemlere uygulanması sonucu oluşan ortalama ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması	160
4.27.	A3O rezin simanın monolitik sistemlere uygulanması sonucu oluşan ortalama ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması	162
4.28.	B0.5 rezin simanın monolitik sistemlere uygulanması sonucu oluşan ortalama ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması	164
4.29.	TR rezin simanın monolitik sistemlere uygulanması sonucu oluşan ortalama ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması	166

4.30. Materyal kalınlığına bağılı ortalama ΔE değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları	168
--	-----

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) teknolojisi, yüksek dayanıklılığa sahip materyallerin üretim süresini azaltmak, restorasyonların doğal görünümünü iyileştirmek ve teknisyene bağlı hataların ortadan kaldırılabilmesi için geliştirilmiştir. CAD-CAM sisteminde kullanılan fabrikasyon bloklar, geleneksel yöntemde kullanılan materyallere göre minimal kusur içermektedir ve daha homojen bir yapıya sahiptir (Li ve diğerleri, 2014; Sagsoz ve diğerleri, 2016). CAD-CAM teknolojisinin sürekli gelişmesi ile birlikte artan estetik gereksinimler sonucu, büyük çeşitlilikte estetik restoratif materyaller geliştirilmekte ve dental pratikte kullanılmaktadır (Raptis ve diğerleri, 2006; Sannino ve diğerleri, 2015). Tek bir materyal ile kayıp diş dokusunu yerine koyan monolitik (anatomik veya tam kontur) restorasyonlar bu restorasyon türlerinden biridir. Monolitik restorasyonlar ile üretim tekniği kolaylaşmakta ve *veneering* işlemi gerekli olmadığı için materyal farklılığından kaynaklanabilen problemler elimine edilmektedir (Reich, 2015).

Feldspatik seramikler, cam içeriği sayesinde sahip olduğu estetik özellikleri nedeniyle anterior dişlerin restorasyonunda tercih edilmektedir. Ancak cam seramiklerin kırılma eğilimi nedeniyle, mekanik dayanıklılığını geliştirebilmek için yapısı içerisine lösit, lityum disilikat gibi çeşitli doldurucu partiküller eklenmiştir (Datla ve diğerleri, 2015; Denry ve Kelly, 2014; Reich, 2015). Son yıllarda restorasyonların estetik ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla yeni monolitik restorasyonlar geliştirilmektedir (Awad ve diğerleri, 2015; Reich, 2015). Cam seramik alanında yeni nesil bir materyal olarak geliştirilen zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS), zirkonyanın (polikristalin seramik) üstün mekanik özellikleri ile cam seramiklerin estetik görünümünü birleştirmek için geliştirilmiştir (Reich, 2015; Traini ve diğerleri,

2016). Monolitik zirkonya restorasyonlar ise, zirkonya altyapılı tam seramik restorasyonlarda en sık görülen *veneer chipping* sorununu ortadan kaldırmak amacıyla alternatif bir materyal olarak geliştirilmiştir. Zirkonya seramiklerin estetik özelliklerinin geliştirilebilmesi amacıyla; üretim methodunda, sinterleme sıcaklığında ve renklendirilmesinde çeşitli modifikasyonlar uygulanmaktadır (Malkondu ve diğerleri, 2016b; Tuncel ve diğerleri, 2016; Vichi ve diğerleri, 2016).

Cam seramik ve polikristalin seramiklerden farklı olarak organik matriksi yüksek oranda seramik doldurucu partikülü içeren rezin-seramik hibrid materyaller, seramik materyalinin sahip olduğu dayanıklılık ve renk stabilitesi ile kompozit materyalinin sahip olduğu geliştirilmiş bükülme ve düşük aşındırma özelliğini birleştirmek için geliştirilmiştir. Yüksek kırılma direnci, artan frezeleme zarar toleransı ve hızlı frezelenmesi rezin-seramik hibrid materyallerinin bazı avantajları arasında yer almaktadır. Üstelik bu restoratif materyaller kolayca işlenebilmekte, parlatılabilmekte, onarılabilmekte veya modifiye edilebilmektedir (Gracis ve diğerleri, 2015; Kurtulmus-Yılmaz ve diğerleri, 2018; Sannino ve diğerleri, 2015).

Doğal estetik görünümünün sağlanabilmesi için, restoratif materyalin optik özelliklerinin doğal diş yapısına benzer olması gerekmektedir (Kurtulmus-Yılmaz ve Ulusoy, 2014). Diş yapısının ışığı yansıtma, dağıtma, iletme ve absorbe etme gibi sahip olduğu kompleks optik karakterleri nedeniyle estetik restorasyonlarda başarının sağlanması zor bir süreçtir (Nogueira ve Della Bona, 2013). Estetik restorasyonlarda başarının sağlanması için bazı temel prensiplerin ve restoratif materyallerin optik karakterlerinin iyi bilinmesi gerekmektedir (Bagis ve Turgut, 2013; Vichi ve diğerleri, 2011).

Translüsensi, estetiğin sağlanmasında temel faktörlerden biri olarak yer almakta olup materyal seçiminde dikkat edilmesi gereken önemli bir optik

özelliktir (Tuncel ve diğerleri, 2016; Vichi ve diğerleri, 2016). Restoratif materyallerin translusensi özelliklerinin, materyal yapısı (Barizon ve diğerleri, 2014; Della Bona ve diğerleri, 2014; Vichi ve diğerleri, 2014; Volpato ve diğerleri, 2009) ve kalınlığından (Barizon ve diğerleri, 2014; Kürklü ve diğerleri, 2013; Sulaiman ve diğerleri, 2015; Vichi ve diğerleri, 2014; Wang ve diğerleri, 2013) önemli ölçüde etkilendiği bilinmektedir. Başarılı bir dental estetik restorasyonun sağlanabilmesi için kullanılan restoratif materyalin özelliklerinin yanısıra alttaki diş dokusu ve yapıştırma simanının rengi dikkat edilmesi gereken önemli kriterlerdir (Pires ve diğerleri, 2017).

Rezin simanların; diş ile restorasyon arasında güçlü bir bağlantı sağlaması, estetik özellikleri, ağız sıvılarında düşük çözünürlüğü, üstün mekanik özellikleri nedeniyle yapıştırma simanı olarak kullanımı oldukça yaygındır (Dede ve diğerleri, 2017a; Kilinc ve diğerleri, 2011). İncelenen çalışmalarda restoratif materyallerin final renginin rezin siman rengine bağlı olarak da değişebildiği belirtilmiştir (de Azevedo Cubas ve diğerleri, 2011; Dede ve diğerleri, 2017a). Özellikle daha translusent özelliğe sahip ince kalınlıklardaki restoratif materyallerde rezin siman renginin seçimine dikkat edilmelidir.

Bu tez çalışmasında; 0,5 ve 1,0 mm kalınlıklarındaki monolitik restorasyonların, estetiğin sağlanabilmesinde temel faktörlerden biri olarak yer alan translusensi özelliklerinin birbirleri ile karşılaştırılması ve farklı tonlara sahip yapıştırma simanının monolitik restorasyonların sonuç rengine olan etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmanın hipotezlerine göre ise; materyal kompozisyonu ve kalınlığının translusensi özelliğini etkileyeceği ve farklı renk tonlarına sahip yapıştırma simanının sonuç rengi etkileyerek, simanın rengine ve monolitik restorasyon çeşidine göre farklılıklar göstereceğidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi

İnsanoğlu ihtiyaçlarını karşılayabilmek için, eski taş devrinin bitiminden (M.Ö. 10.000) bu yana seramik ve seramik benzeri eşyaları kullanmaktadır. Orta çağ döneminin (M.Ö. 10.000 – 5.500) usta ve sanatçıları, dental seramiklerde kullanılan feldspar, mika, kuartz gibi mineralleri içeren doğal kayaları şekillendirerek eşya ve eserler oluşturmuştur. Doğal minerallerin diş renkli olmaması nedeniyle, uygarlıklar diş taklit edebilmek için çeşitli materyaller kullanmıştır. M.Ö. 700 yılında Etrüskler; altın tel ya da bant yardımıyla kemik, fildişi, insan diş ve hayvan dişini (muhtemelen inek, boğa) yapay diş olarak kullanmıştır. Yıllarca su aygırları ve fillerden alınan kemik ve dişler, yapay diş materyali olarak kullanılmıştır (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.424).

Pierre Fauchard 1723 yılında yazdığı '*Le Chirurgien Dentiste*' isimli kitabında, metal protez altyapının kaplanabileceğini belirtmiştir. Fauchard, porselenin diş ve dişeti dokularının rengini taklit edebileceğini öngörerek, diş hekimliğinde kullanılma potansiyelinin olduğunu düşünmüştür (Kelly ve diğerleri, 1996; Tatal ve diğerleri, 2015). 1774 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından üretilen 'mineral hamur diş' materyali geliştirilerek, 1789 yılında Fransız diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant ve Duchateau tarafından üretilen, ilk porselen diş materyali olarak patent almıştır (Korkmaz, 2014). Bu materyallerin estetik ve mekanik özellikleri protetik diş hekimliğinde büyük avantaj sağlamıştır. Ancak fırınlanmış bu dişlerin protez kaide materyaline bağlanmasının etkili bir yolu bulunamadığı için, bireysel diş üretmek için kullanılamamıştır (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.424; Kırmalı, 2014).

1808 yılında İtalyan diş hekimi Giuseppangelo Fonzi, platinyum pin ya da iskelet yardımıyla sabitlenen ‘terrometalik’ olarak isimlendirdiği porselen dişleri geliştirmesi sonucu, protetik diş hekimliğinde büyük gelişme sağlanmıştır (Kelly ve diğerleri, 1996; Pollington ve Noort, 2009). Fransız bir diş hekimi olan Planteau 1817 yılında Amerika’ya porselen dişleri tanıtmış ve 1822 yılında sanatçı Peale tarafından bu dişler için fırınlama işlemi geliştirilmiştir. 1825 yılında Stockton tarafından bu dişlerin ticari üretimi başlatılmıştır. Bireysel seramik restorasyonlar ilk kez, 1837 yılında Murphy tarafından kaydedilmiştir. 1844 yılında Stocktonun yeğeni, porselen dişlerin tasarımı ve seri üretimini geliştirmek amacıyla S.S. White şirketini kurmuştur (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.424; Tatal ve diğerleri, 2015).

1838 yılından Elias Wildman geliştirdiği formülasyonlardan 1949 yılında vakumlu fırınlamanın kullanılmasına kadar olan zamandaki gelişmeler boyunca, dental porselenlerin renk ve translusensi özellikleri geliştirilmiştir (Tatal ve diğerleri, 2015).

1882 yılında Herbst, porselen olmayan cam inleyleri tanıtmıştır. 1885 yılında Logan, porselen kronlar ile postlar arasında karşılaşılan retansiyon problemini çözmek için, platinyum post ile porselen kronu kaynaştırarak *Ricmond* kronu geliştirmiştir. Bu sistem ile 79 yıl önce Fonzi’nin platinyum pinli porselen dişleri üretmesinden sonra metal-porselen sisteminde ikinci büyük gelişme yaşanmıştır (Pollington ve Noort, 2009). 1886 yılında platin yaprak üzerine porselen işleyerek, ilk feldspatik inley ve kronları tanıtan Charles Land, 1889 yılında jaket kron patentini almıştır. 1950 yıllarında porselen formülasyonuna lösit eklenmesi ile termal genleşme katsayısı yükseltilerek altın alaşımlarla bağlantı oluşturularak kron ve köprüler yapılmıştır (Kelly ve diğerleri, 1996; Tatal ve diğerleri, 2015; Wildgoose ve diğerleri, 2004).

1965 yılında McLean ve Hughes, porselen içerisindeki çatlakların yayılmasını engellemek için, altyapısı %40-50 oranında alümina kristalleri (Al_2O_3) ile güçlendirilen porselen jaket kronları (PJK) geliştirmiştir. Kırılma direnci, geleneksel PJK'lere göre yaklaşık 2 kat daha fazla olmasına rağmen, kullanımı anterior kronlar ile sınırlı kalmıştır. Platinyum matriks kullanılarak seramiğin kırılma direnci arttırılmış, ancak ışık geçişi miktarının azalması nedeniyle estetik avantajı negatif yönde etkilenmiştir (Krishna ve diğerleri, 2009; Pollington ve Noort, 2009; Wildgoose ve diğerleri, 2004). 1966 yılında ilk ticari porselen olan VITAdur (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) dental markete girmiştir (McLean ve Odont, 2001).

1900'lü yılların başında alümina porselen kronların tanıtılması, 1960'lı yıllarda dayanıklı metal destekli seramik üretimi için tekniklerin oluşturulması, seramik kompozisyonundaki gelişmeler ve tam seramik kronlarda altyapı tekniklerinin geliştirilmesi sonucunda, daha doğru ve kırılmaya dayanıklı tam seramik materyallerinden yapılan kron üretme kabiliyeti büyük ölçüde artmıştır (Krishna ve diğerleri, 2009).

1984 yılında Adair ve Grossman, camın kontrollü kristalleşmesiyle dökülebilir cam seramik kron sistemi olan Dicor'u (Dentsply International Inc., Pensilvenya, Amerika) tanıtarak, tam seramik sistemlerin gelişmesine katkıda bulunmuştur (Kırmalı, 2014; McLean ve Odont, 2001). 1980'li yılların başında, Dr. Wernar H.Mörmann ve Dr. Marco Brandestini inley üretimi için iki boyutlu yazılım kapasitesine sahip bilgisayar destekli seramik rekonstrüksiyonu (CEREC) konseptini gerçekleştirmiştir. 1985 yılında CEREC 1 (Sirona, Bensheim, Almanya) sistemi tanıtılmış ve ilk hasta başında inley üretimi gerçekleştirilmiştir. Yazılımların geliştirilmesiyle birlikte seramik onley ve veneer üretimi sağlanmıştır. 1994 yılında parsiyel ve tam kronlar ile altyapı üretimine olanak sağlayan CEREC 2 tanıtılmıştır. 2000 yılında üç üyeli

köprü altyapı üretimine olanak sağlayan, iki boyutlu CEREC 3 sistemi geliştirilmiştir. 2005 yılında prepare edilmiş dışın 3 boyutlu sanal görüntüsünü sağlayan CEREC 3D sistemi dental piyasaya sunulmuştur (Krishna ve diğerleri, 2009).

1990'lı yılların başında dayanıklılık ve marjinal adaptasyonu sağlamak amacıyla, hacimce yaklaşık %35 oranında lösit içeren preslenebilir cam seramik materyali olan IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) dental piyasaya sunulmuştur. 1990'lı yılların sonunda, kırılmaya karşı daha dayanıklı hacimce yaklaşık %70 oranında lityum disilikat kristali içeren preslenebilir cam seramik materyali olan IPS Empress II geliştirilmiştir (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.426).

İlk CAD-CAM dental altyapı materyali olan Procera All Ceram (Noble Biocare), saf alümina kor materyali içermektedir. In-Ceram Zirconia kadar güçlü olan sistem, daha estetik sonuçlar vermektedir. Ancak posterior köprülerde kullanımı tavsiye edilmemektedir. Cercon (Dentsply), Lava (3M ESPE), Procera Forte (Noble Biocare) gibi zirkonya kor içeren altyapı sistemlerinin bükülme dayanıklılığı 900-1100 MPa arasında değişmektedir ve çok üyeli posterior köprülerde altyapı materyali olarak kullanılmaktadır (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.423; Krishna ve diğerleri, 2009).

Yenilikçi metotlarla üretilen gelişmiş seramik sistemler, tam seramik protezlerde ilgi uyandırarak ilerlemesini hızlandırmıştır.

2.1.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı

Seramik kelimesi orjinini, Yunanca yanmış madde anlamına gelen 'Keramos' sözcüğünden almıştır (Datla ve diğerleri, 2015; McCabe ve Walls, 2008, s.89; Pollington ve Noort, 2009). Seramik materyali, temel olarak metal olmayan oksijen elementi ile alüminyum, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum gibi bir veya

birden fazla metal ya da yarı metalik element içeren inorganik bir bileşiktir (Anusavice ve diğerleri, 2013, s. 421; Babu ve diğerleri, 2015). Geniş atomlu oksijen elementi matriks gibi işlev görerek, küçük metal ya da yarı metal atomları sarması sonucu kovalent ya da iyonik karakterdeki güçlü kimyasal bağlar oluşmaktadır. Oluşan bağlar seramik materyaline sertlik, stabilite, ısıya ve kimyasal ajanlara karşı direnç gibi özellikler kazandırırken, düşük ısı ve elektrik geçirgenliği ile kırılabilirlik gibi istenmeyen bir durumu da oluşturmaktadır. Seramik materyalinin özelliği, üretiminde kullanılan bileşenlerinin türüne ve miktarına göre değişebilmektedir. (Can ve diğerleri, 2014, s.253; Pilathadka ve Vahalova, 2007; Powers ve Wataha, 2013, s.188).

Dental seramiğin temel yapısı, belirli oranlarda bulunan feldspar, kuartz ve kaolinden oluşmaktadır (McCabe ve Walls, 2008, s.89; Sakaguchi ve Powers, 2012, s.254; Zaimoğlu ve Can, 2011, s.139).

Ana yapıyı oluşturan feldspar, potasyum alüminyum silikat/ ortoklas ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve soda alüminyum silikat/ albit'in ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) karışımı olup, seramiğe doğal bir translusensi vermektedir. Feldspar en düşük erime sıcaklığına sahip bileşen olup, fırınlama sırasında kuartz ve kaolin komponentlerini sararak bütünlüğü sağlamaktadır (Can ve diğerleri, 2014, s.251; McCabe ve Walls, 2008, s.89).

Matriks içerisinde doldurucu görevi gören kuartz, silika (SiO_2) yapısında bulunmaktadır. Fırınlama işlemi sonucunda oluşabilecek büzülmeleri önleyerek kitleye dayanıklılık sağlamaktadır. Çok yüksek erime sıcaklığına sahip olması ile fırınlama sırasında seramik restorasyonun şeklini sürdürmesine yardımcı olmaktadır (Can ve diğerleri, 2014, s.252; Zaimoğlu ve Can, 2011, s.143).

Çin kili olarak adlandırılan kaolin, bir alümina silikat hidratı olup ısıya karşı oldukça dayanıklıdır. Opak olması nedeniyle dental seramik materyali

içerisinde çok az miktarda kullanılmaktadır. Adeziv özelliği sayesinde bağlayıcı olarak görev yapan kaolin, ayrıca seramik hamuruna elastikiyet kazandırarak elde işlenebilirliğini kolaylaştırmaktadır (McCabe ve Walls, 2008, s.89; Zaimoğlu ve Can, 2011, s.143).

Dental seramiğin temel yapısına ek olarak, erime ve sinterleme sıcaklığı, termal genleşme katsayısı, renk ve çözünürlük gibi özelliklerini kontrol etmek için; yapısı içerisinde pigmentler, opaklaştırıcılar, cam modifiye ediciler, akışkanlar, ara oksitler bulunabilmektedir (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.429; Babu ve diğerleri, 2015).

2.1.3. Dental Seramiklerin Genel Özellikleri

Diş hekimliğinde seramik; çürük, hasarlı ya da eksik diş dokusunun onarılması için kullanılan dört ana materyalden (kompozit, polimer, metal ve seramik) biri olarak yer almaktadır. Dental seramikler yapısal dayanıklılığı, oral yumuşak dokularla mükemmel biyouyumluluğu, kimyasal inertliği, üstün estetik özellikleri, ısıya karşı dayanıklı doğası ile karakterizedir. Seramiğin dayanıklılığını; bileşimi, yüzey yapısı ve yapısı içerisinde bulunan boşluklar etkilemektedir. Kristalin fazın doğası, miktarı, partikül büyüklüğü, dağılımı ve kırılma indisi seramik materyallerinin fiziksel, mekanik ve optik özelliklerini etkilemektedir. Uygun estetik ve mekanik özelliklerin sağlanabilmesi için kristalin ve cam faz optimize edilmelidir (Datla ve diğerleri, 2015).

Cam yapıdan oluşan dental seramik materyali, gerilme stresine maruz kaldığında yüzeyindeki çatlaklar ilerlemeye başlayarak gövde boyunca yayılırken, baskı stresleri ise seramik üzerindeki çatlakları durdurma yönünde etki etmektedir. Bu nedenle, dental seramikler baskı kuvvetlerine karşı yüksek direnç gösterirken, gerilme ve makaslama kuvvetleri altında zayıftır. Bu durum seramiğin kırılma bir yapıya sahip olmasına ve yüksek gerilme stresi

altında kırılmaya maruz kalabilmesine neden olmaktadır. Oklüzal yüzeydeki temas bölgesinden, temas bölgesinin altındaki simantasyon yüzeylerinden, kron marjından ve köprü konnektörlerinden başlayan tam seramik yapısındaki mikroçatlaklar, restorasyonda kırıklara neden olabilmektedir (Babu ve diğerleri, 2015; Korkmaz, 2014). Dental seramiğin bu eksikliğini üstesinden gelebilmek için seramik yapısı temel olarak iki şekilde güçlendirilmektedir. İlk olarak kırılma materyallerin güçlendirilmesi; materyal yüzeyinde rezidüel baskı stresleri oluşturularak ve materyal boyunca çatlak yayılımının kristalin fazın dağılımı ve sertleştirme dönüşümü ile engellenerek sağlanmaktadır. Diğer seramik yapısını güçlendirme tekniği ise; stres konsantrasyonu ve gerilme stresini minimize etmek için komponentlerin tasarlanmasıdır (Datla ve diğerleri, 2015; Usha ve diğerleri, 2014).

Yorulma direnci dental seramiklerin dayanıklılığı ve uzun ömürlülüğünde önemli bir rol oynamaktadır. Seramiğin yorulma direncini nem varlığında gelişen mikroçatlaklar ve sürekli maruz kalınan stresler etkilemektedir (Babu ve diğerleri, 2015).

Dental seramiklerin yüzey sertliği oldukça fazla olması nedeniyle karşıt doğal ya da yapay dişleri aşındırabilmektedir. Seramikler termal olarak iyi bir yalıtkan materyal olup, termal genişleme katsayısı doğal dişe oldukça yakındır. Fırınlama sırasında seramik yapı içerisindeki suyun uzaklaşmasına eşlik eden bağlayıcılarla birlikte hacimsel olarak yaklaşık %30-40 oranında bir büzülme oluşmaktadır. Seramiğin kondenzasyonu ve fırınlama tekniğinin hassas kontrolü ile sinterleme sırasında oluşan büzülmenin kompanse edilebilmesi, restorasyonlarda yapısal bütünlüğün sağlanması açısından önemlidir (Babu ve diğerleri, 2015).

Dental seramik restorasyonun doğal diş ile olan bağlantısı, restorasyonun dayanıklılığında ve uzun ömürlülüğünde diğer bir önemli etken olup, yapıştırma ajanı ve simantasyon tekniği bu başarıyı etkilemektedir. Seramik restorasyonların simantasyonunda yaygın olarak cam iyonomer ve rezin simanlar kullanılmaktadır. Seramik yüzeyinin yapıştırma ajanı ile yeterli bağlantısını sağlamak için, mekanik (kumlama, elmas frez, zımpara disk, laser) ve/veya kimyasal yöntemlerle (asit) seramik yüzeyi pürüzlendirilmektedir. Kimyasal bir yöntem olan silan uygulamasıyla seramik yapısı içerisinde yer alan silika grupları ile rezin siman içerisinde yer alan akrilik grupları arasında kimyasal bir bağlantı kurulmaktadır. Dental seramiklerin adeziv rezin simanlar ile bağlantı dayanıklılığını artırmak için mekanik ve kimyasal yüzey işlemlerinin kombine olarak uygulanması önerilmektedir (Babu ve diğerleri, 2015).

2.1.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler kullanım yerlerine, fırınlama sıcaklıklarına, ışık geçirgenliklerine, kırılma dirençlerine, içeriklerine ve üretim teknikleri gibi parametrelere göre sınıflandırılabilir:

Kullanım yerlerine göre (Sakaguchi ve Powers, 2012, s.255)

- Kron, veneer, post-kor, inley-onley ve sabit parsiyel protez yapımında kullanılan seramikler
- Dental implant sisteminde kullanılan seramikler
- Hareketli proteze ait yapay dişlerde kullanılan seramikler
- Ortodontik braketlerin yapımında kullanılan seramikler

Fırınlama sıcaklıklarına göre (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.426; Babu ve diğerleri, 2015)

- Yüksek ısı seramikleri (>1300°C)

- Orta ısı seramikleri (1101°C - 1300°C)
- Düşük ısı seramikleri (850°C - 1100°C)
- Çok düşük ısı seramikleri (< 850°C)

Işık geçirgenliklerine göre (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.426; Buğurman Yalım ve Türker, 2012)

- Opak yapıya sahip seramikler
- Transludent yapıya sahip seramikler
- Transparan yapıya sahip seramikler

Kırılma dirençlerine göre (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.426)

- Düşük kırılma direncine sahip seramikler
- Orta kırılma direncine sahip seramikler
- Yüksek kırılma direncine sahip seramikler

İçeriklerine göre (Powers ve Wataha, 2013, s.191)

- Camsı seramikler
- Cam esaslı partikül dolduruculu seramikler
 - Lössit ile güçlendirilmiş cam seramikler
 - Florapatit ile güçlendirilmiş cam seramikler
- Kristalin esaslı cam dolduruculu seramikler
 - Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler
 - Cam dolduruculu alümina esaslı seramikler
 - Cam dolduruculu magnezyum ve alümina esaslı seramikler
 - Cam dolduruculu zirkonya ve alümina esaslı seramikler
- Polikristalin seramikler
 - Alümina
 - Zirkonya

Gracis ve diğerkleri (2015), içeriklerine göre seramik ve seramik benzeri restoratif materyaller için yeni bir sınıflama yapmıştır:

- Cam-matriks seramikler
 - Feldspatik
 - Sentetik
 - ✓ Lösit bazlı
 - ✓ Lityum disilikat ve türevleri
 - ✓ Florapatit bazlı
 - Cam-infiltrre
 - ✓ Alümina
 - ✓ Alümina ve magnezyum
 - ✓ Alümina ve zirkonya
- Polikristalin seramikler
 - Alümina
 - Stabilize zirkonya
 - Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
 - Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya
- Rezin-matriks seramikler
 - Rezin nanoseraik
 - Rezin matriks içerisine interpenetre cam seramik
 - Rezin matriks içerisine interpenetre zirkonya-silika seramik

Üretim tekniklerine göre (Datla ve diğerkleri, 2015)

- Geleneksel sinterlenen seramikler
- Dökülebilir cam seramikler
- Refraktör day üzerinde hazırlanan, cam infiltrre seramikler
- Isı ve basınç altında şekillendirilen, preslenebilir seramikler
- CAD-CAM ve kopya-freze sistemi ile üretilen seramikler

Tablo 2.1. Üretim tekniklerine göre tam seramiklerin sınıflandırılması ve ticari örnekler.

Sinterlenen seramikler	Dökülebilir cam seramikler	Refraktör day ile hazırlanan, cam infiltre seramikler	Preslenebilir seramikler	İşlenebilir seramikler	
				CAD-CAM	Kopya-freze
*Lösit ile güçlendirilmiş feldspatik seramikler (Optec HSP) *Alümina esaslı seramikler (Hi-Ceram) *Magnezya esaslı s. *Zirkonya esaslı s. (Mirage II) *Hidrotermal s. (Duceram LFC, Duceragold)	*Mika esaslı (Dicor) *Hidroksiapatit esaslı (Cerapearl) *Lityum esaslı (OCC Olympus)	*Alümina ile güçlendirilmiş (In-Ceram Alumina) *Alümina ve magnezya ile güçlendirilmiş (In-Ceram Spinell) *Alümina ve zirkonya ile güçlendirilmiş (In-Ceram Zirconia)	*Lösit esaslı (IPS Empress, Empress Esthetic, Optec OPC) *Lityum disilikat esaslı (IPS Empress II, IPS e.max Press, OPC 3G) *Florapatit esaslı (IPS e.max ZirPress)	*Cam seramikler -Feldspatik (VITA Mark II) -Mika bazlı (Dicor MGC) - Lösit ile güçlendirilmiş (Empress CAD) -Lityum disilikat ile güçlendirilmiş (e.max CAD) -Cam infiltre alümina ve zirkonya (In-Ceram Alumina, Spinel, Zirconia) *Polikristalin alümina ve zirkonya seramikler -Alümina esaslı (Procera AllCeram) -Stabilize zirkonya esaslı: İttriya ile (LAVA) Magnezya ile (Denzir-M) Serya ile (Ce-TZP)	*Zirkonzahn *Ceramill *Celay

2.1.4.1. Üretim Tekniklerine Göre Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

Tam seramik restorasyonların üretim tekniklerine göre ayrıntılı olarak sınıflandırılması Tablo 2.1.'de gösterilmektedir.

2.1.4.1.1. Geleneksel Olarak Sinterlenen Seramikler

Sinterizasyon, seramik partiküllerinin yüksek sıcaklık altında ısı yoluyla birleştirilerek daha dayanıklı ve kararlı bir yapı haline getirilmesi işlemidir. Sinterleme işlemi, seramik restorasyonların final özelliklerinden sorumlu olan fiziksel-kimyasal reaksiyonları başlatmaktadır. Sinterleme sıcaklığı, zamanı ve erime viskozitesinden etkilenen yapı içerisindeki porözite miktarı, sinterlemenin son aşamasında azalmaktadır (Datla ve diğerleri, 2015).

Lösit ile Güçlendirilmiş Feldspatik Seramikler

Geleneksel feldspatik porselenlere hacimsel olarak yaklaşık %45 oranında potasyum alümina silikat yapısındaki tetragonal lösit kristalleri eklenerek elde edilmiştir. Optec HSP (Jeneric, Pentron INC., Amerika), dental piyasada bulunan lösit ile güçlendirilmiş feldspatik porselen tipidir. Materyal yapısındaki artan lösit kristalleri, yüksek basma ve makaslama direnci ile yüksek termal kontraksiyon katsayısı sağlamaktadır (Tutal ve diğerleri, 2015; Usha ve diğerleri, 2014).

Seramik yapı içerisindeki lösit kristallerinin camı matrikse göre daha yüksek termal kontraksiyon katsayısına sahip olması özelliği ile fırınlama sonrası soğuma esnasında, lösit kristallerinin etrafında baskı stresleri oluşmaktadır. Bu stresler çatlak deflektörü gibi davranarak, çatlamanın yayılmasına karşı zayıf camı fazın direncini arttırarak kırık oluşumunu önlemeye yardımcı olmaktadır (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.441). Optec HSP kullanılarak yapılan tam seramik restorasyonlarda, kor altyapı gereksinimine ihtiyaç duyulmamaktadır (Rosenblum ve Schulman, 1997).

Lösit kristallerinin sahip olduğu düşük kırılma indisi, kristalin içeriği fazla olsa bile seramik materyaline translusent özellik sağlamaktadır. Bükülme dayanımlarının yaklaşık olarak 160-300 MPa arasında olduğu ve başlıca endikasyonlarının; inley, onley, veneer ve kron (düşük stres alanlarında) restorasyonu olduğu belirtilmektedir (Datla ve diğerleri, 2015; Usha ve diğerleri, 2014).

Alümina Esaslı Seramikler

1965 yılında McLean ve Hughes ilk kez, %40-50 oranında alümina ile güçlendirilmiş seramikleri tanıtmıştır. 1972 yılında Southan ve Jorgensen refraktör day materyalini geliştirmiş ve bu yöntem kullanılarak geliştirilen ilk sistem Hi-Ceram sistemi olmuştur. Hacimsel olarak %75 oranında alümina içeren Hi-Ceram (VITA-Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kor materyalinin, geleneksel seramiklere göre %25 daha sert olduğu ve bükülme direncinin yaklaşık olarak 155 MPa olduğu belirtilmiştir (Bayındır ve Uzun, 2007; Yavuzylmaz ve diğerleri, 2005). Materyalin dayanıklılığı ile birlikte opasitesinin de artması, altyapı olarak kullanımına izin vermiştir. Day materyali, kor yapısı ve veneer seramiğinin termal genleşme katsayılarının birbirine eşit olması, Hi-Ceram kor materyalinin fırınlanmasına izin vererek restorasyonun direkt day üzerinde oluşturulmasını sağlamaktadır. Kullanımı kron restorasyonların yapımı ile sınırlı kalmıştır (Buğurman-Yalım ve Türker, 2012; Tatal ve diğerleri, 2015).

Magnezya Esaslı Seramikler

1984 yılında O'Brien tarafından kor materyali olarak kullanılan yüksek termal ekspansiyona sahip seramikler tanımlanmıştır. Magnezyum oksit (MgO , magnezya) kristalleri (%40-60) ile silika cam partiküllerinin 1100-1150°C'de kimyasal reaksiyonu sonucu meydana gelen forsterit kristalleri (Mg_2SiO_4), seramik kor yapının dayanıklılığında sorumludur. Magnezya ile

güçlendirilmiş seramiklerin bükülme direnci arttırılmıştır ve termal genleşme katsayısı feldspatik porselene oldukça yakındır (Datla ve diğerleri, 2015; Usha ve diğerleri, 2014).

Zirkonya Esaslı Seramikler

Geleneksel feldspatik porselene, zirkonya polikristalin materyali eklenerek yapının dayanıklılığı arttırılmıştır. Mirage II (Chameleon Dental, Kansas, Amerika), dental piyasada bulunan zirkonya ile güçlendirilmiş feldspatik seramik kor materyalidir (Usha ve diğerleri, 2014; Yavuzylmaz ve diğerleri, 2005).

Hidrotermal Seramikler

Hidrotermal seramikler, cam matriks içerisinde hidroksil grupları içermektedir ve düşük erime sıcaklığına sahiptir. Yapı içerisindeki hidroksil iyonlarının değişim mekanizması, seramiğin mekanik dayanıklılığını arttırmıştır. Duceram LFC ve lösit içeren Duceragold (DeguDent, Hanau, Almanya) olmak üzere temel olarak iki tip hidrotermal seramik bulunmaktadır. Amorf florin cam içerisinde hidroksil iyonları içeren Duceram LFC, 660°C'de fırınlanabilmektedir ve seramik inley, onley ve veneer yapımında kullanılabilmektedir. Hidrotermal seramikler tamir edilebilme özelliğine sahiptir ve bükülme dayanıklılığı yaklaşık olarak 110 MPa'dır. Temel dezavantajının restorasyonun yapımı için özel day gerektirmesi olduğu belirtilmiştir (Rosenblum ve Schulman, 1997; Usha ve diğerleri, 2014).

2.1.4.1.2. Dökülebilir Cam Seramikler

Mika Esaslı

Ticari olarak ilk geliştirilen dökülebilir cam seramik materyali olan Dicor, hacimsel olarak %55 tetrasilisik flormika kristalleri ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$) içermektedir (Kelly, 2004; Kelly ve diğerleri, 1996). Restorasyon, kayıp mum

tekniki kullanılarak üretilmektedir. Model üzerinde hazirlanan mum modelaj fosfat bağlı r vetmana alınmaktadır. Mumun uzaklaştırılmasının ardından, eritilmiş cam seramik ingot 1380 C’de santrifüj tekniği ile dökülmektedir. Elde edilen cam yapının, 1075 C’de 6 saat boyunca ısıtılarak kontrollü kristalizasyonu sağlanmaktadır ve bu işlem seraming (*ceramming*) olarak isimlendirilmektedir (Datla ve diğerleri, 2015; Shenoy ve Shenoy, 2010). Seraming tekniği materyalin dayanıklılığını ve sertliğini arttırarak, çiğneme kuvvetleri altında çatlak ilerlemesini önlemeye yardımcı olmaktadır. Dicor’un bükülme dayanıklılığı yaklaşık olarak 110-172 MPa’dır. Fiziksel  zelliklerinin yetersiz olması nedeniyle kullanımı veneer, inley ve anterior bölgede kron restorasyonu ile sınırlı kalmıştır (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.447). Düşük gerilme direnci ve ileri derecedeki ışık geçirgenliği nedeniyle popülerliğini sürdürememiştir (Başbuğ ve Gözneli, 2012; Pollington ve Noort, 2009).

Hidroksiapatit Esaslı

1985 yılında, Hobo ve Iwata tarafından doğal diş yapısını taklit etmek için sentetik hidroksiapatitin ideal restoratif materyal olacağı düşüncesiyle geliştirilen Cerapearl (Kyocera, San Diego, Amerika), dökümü yapılabilen apatit bir cam seramiktir (Bayındır ve Uzun, 2007; Buğurman-Yalım ve Türker, 2012). 1460 C’de santrifüj tekniği ile seramik dökülerek elde edilen cam yapı, tekrar ısıl işleme tabi tutularak 870 C’de kontrollü kristalizasyonu sağlanarak, oksiapatit kristalleri oluşmaktadır. Kristalin faz olarak oksiapatit içeren yapısı, nem varlığında hidroksiapatite dönüşmektedir. Biyouyumlu bir materyal olan Cerapearl, klinik olarak kron ve inley endikasyonuna sahiptir (Usha ve diğerleri, 2014). Bükülme dayanıklılığının yaklaşık olarak 150 MPa olduğu ve ışık kırma indeksi, yoğunluğu ve termal iletkenliğinin doğal mine yapısına benzer olduğu belirtilmiştir (Buğurman Yalım ve Türker, 2012; Tatal ve diğerleri, 2015).

Lityum Esaslı

OCC Olympus (Olympus Co., Tokyo, Japonya) lityum esaslı, mika ve beta spodümen kristallerine sahip, dökülebilir bir cam seramik materyalidir (Saint-Jean, 2013, s.264).

2.1.4.1.3. Refraktör day üzerinde hazırlanan, cam infiltre seramikler

Bu grupta yer alan seramikler *slip-casting* ve cam infiltre edilmesi ile üretilmektedir. *Slip-casting* tekniğinde, seramik süspansiyonu fırça yardımıyla refraktör day üzerine sürülerek şekillendirilmektedir ve day materyali sahip olduğu gözenekli yapı sayesinde, seramik içerisindeki suyu absorbe ederek kondenzasyona yardımcı olmaktadır (Kelly ve diğerleri, 1996; Sakaguchi ve Powers, 2012, s.261). Refraktör day üzerindeki seramik yapı 120°C’de 2 saat ısıtıldıktan sonra, 1120°C’de 10 saat süreyle fırınlanarak kısmen sinterlenmiş altyapı elde edilmektedir (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.449). Fırınlama sırasında refraktör day materyali seramik yapıya göre daha fazla büzülme göstererek, yapının day üzerinden kolayca ayrılmasını sağlamaktadır. Sinterleme sonucu elde edilen oldukça pöröz seramik altyapıdaki pörözitelerin elimine edilmesi ve dayanıklılığın arttırılması için, altyapı 1100°C’de 4 saat boyunca lantanyum oksit cam ile infiltre edilmektedir. Restorasyon veneer seramiği olan feldspatik porselen ile tamamlanmaktadır. Bu üretim yöntemi, teknik açıdan hassasiyet gerektirmektedir (Datla ve diğerleri, 2015; Guess ve diğerleri, 2011; Saint-Jean, 2013, s.269).

Cam infiltre seramiklerin kor yapısına göre; alümina, spinel ve zirkonya olmak üzere 3 farklı tipi mevcuttur:

Alümina ile Güçlendirilmiş Cam İnfiltre Seramikler

1989 yılında, hacimce yaklaşık olarak %85 oranında sinterlenmiş alümina içeren ilk yüksek dayanıklı alümina kor sistemi olan In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) tanıtılmıştır. Yarı opak

bir yapıya sahip olan sistemin bükülme dayanıklılığı yaklaşık 450 MPa olarak belirtilmektedir. Esas endikasyonu, tek üye kronlar olmasıyla birlikte 3 üye anterior köprülerde de kullanılabilir (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.427; Krishna ve diğerleri, 2009; Pollington ve Noort, 2009).

Alümina ve Magnezya ile Güçlendirilmiş Cam İnfiltrasyon Seramikler

1994 yılında VITA Zahnfabrik tarafından, daha estetik ve translusent bir materyal geliştirmek için alümina ve magnezya kristalleri içeren (spinel, $MgAl_2O_4$) In-Ceram Spinel sistemi tanıtılmıştır. In-Ceram Alumina'ya göre, spinel kristallerinin daha düşük kırılma indisine sahip olma özelliği ile translusensi artırılmış, ancak bükülme dayanıklılığının (350 MPa) azalması nedeniyle kullanımı anterior kronlar ile sınırlı kalmıştır (Kırmalı, 2014; McCabe ve Walls, 2008, s.93; Sener ve Türker, 2009).

Alümina ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Cam İnfiltrasyon Seramikler

In-Ceram Alumina'nın mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla, seramik kor yapısı içerisine %35 kısmen stabilize edilmiş zirkonya eklenerek In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) üretilmiştir. Alümina ve zirkonya kristalleri içeren kor yapının bükülme dayanıklılığı yaklaşık 700 MPa'dır. Posterior kron ve 3 üyeli köprülerde kullanılan sistem, opak yapısı nedeniyle anterior restorasyonlarda tercih edilmemektedir (Guess ve diğerleri, 2011; Kırmalı, 2014; Shenoy ve Shenoy, 2010).

Her 3 sistem de *slip-casting* tekniği ile üretilebilmelerinin yanı sıra geliştirilen bloklar sayesinde CAD-CAM sistemi ile de üretilebilmektedir (Pollington ve Noort, 2009; Saint-Jean, 2013, s.269).

2.1.4.1.4. Isı ve Basınç Altında Preslenebilir Seramikler

İngotlar şeklinde bulunan preslenebilir seramikler, kayıp mum tekniği ile oluşturulan boşluğa yüksek ısı altında basınçla preslenerek

uygulanmaktadır. Bu üretim tekniği, yoğunluğun ve mekanik özelliğin artmasına bağlı olarak; porözite, geniş partikül büyümesi ve sekonder kristalizasyonu önlemeye yardımcı olmaktadır (Datla ve diğerleri, 2015; Usha ve diğerleri, 2014).

Lösit Esaslı Preslenebilir Seramikler

1990 yılında dental piyasaya sunulan IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), hacimce yaklaşık olarak %35-45 oranında lösit kristalin faz içermektedir. Mum modelasyonu yapılan restorasyon, alümina pistonlu özel bir kalıpta fosfat bağlı rövetmana alınmaktadır ve kayıp mum tekniği ile negatif boşluk oluşturulmaktadır. Seramik ingot 1150/1180°C'de vakum altında negatif boşluğa preslenmektedir. Final restorasyon, boyama teknikleri ya da tabakalama tekniği kullanılarak tamamlanmaktadır (Buğurman-Yalım ve Türker, 2012; Coşkun ve Yaluğ, 2002; Rosenblum ve Schulman, 1997).

Yapının güçlendirilme mekanizması; sıcak presleme tekniği ile lösit kristallerinin yapı içerisinde homojen olarak dağılması, üretim sıcaklığında stabil tetragonal fazın oluşması ve lösit kristalleri ve cam faz arasındaki termal ekspansiyon katsayısına bağlı olarak kristaller etrafında oluşan baskı stresleri ile açıklanmaktadır (Datla ve diğerleri, 2015; Pollington ve Noort, 2009; Usha ve diğerleri, 2014). Ek fırınlamaların ilave lösit kristalizasyonu sağlayarak, bükülme direncini önemli derecede geliştirdiği belirtilmiştir (Dong ve diğerleri, 1992).

1-5 µm boyutunda lösit kristallerine sahip olan IPS Empress'in bükülme dayanıklılığı yaklaşık 112 MPa olarak belirtilmiştir. Doğal dişe yakın ışık geçirgenliğine sahip sistemin endikasyonları arasında; inley, onley, veneer ve tek üye kronlar yer almaktadır (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.447; Guess ve diğerleri, 2011; Pollington ve Noort, 2009). Yapı içerisindeki porözite miktarının yaklaşık olarak %9 olduğu belirtilmiştir (Datla ve diğerleri, 2015).

2004 yılında Ivoclar Vivadent tarafından, Empress Esthetic dental piyasaya sunulmuştur. Empress sistemi gibi l sitle güçlendirilmiş preslenebilir bir cam seramik mateyali olan Empress Esthetic, daha homojen bir yapıya sahiptir. İçerdiği daha küçük boyutlardaki kristal partikülleri, estetik özelliğini arttırmaktadır. B   lme direnci yaklaşık 160 MPa olarak belirtilmiştir (Buğurman-Yalım ve Türker, 2012; Pollington ve Noort, 2009).

Farklı firmalar tarafından; Optec OPC (Jeneric, Pentron), Cerpress SL (Leach and Dillon), Finesse All-Ceramic (Dentsply Ceramco), Matchpress (Matchmaker), Cergo (Degussa) ve Evopress (Wegold) gibi çeşitli l s t esaslı preslenebilir seramikler dental piyasaya sunulmuştur (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.447; Buğurman-Yalım ve Türker, 2012; Kelly, 2004; Rosenblum ve Schulman, 1997).

Lityum Disilikat Esaslı Preslenebilir Seramikler

1998 yılında Ivoclar Vivadent, hacimce yaklaşık olarak %70 oranında lityum disilikat içeren IPS Empress 2 preslenebilir cam seramik sistemini geliştirmiştir. Çok yönlü olarak dağılmış ve birbirine kilitlenmi  lityum disilikat kristalleri ve kristaller ile cam faz arasındaki termal ekspansiyon katsayısına bağlı olarak kristaller etrafında oluşan baskı stresleri, seramik altyapıyı güçlendirmektedir (Datla ve diğerleri, 2015; Usha ve diğerleri, 2014). IPS Empress sistemine göre daha düşük bir sıcaklıkta (920 C 'de) preslenmektedir ve final restorasyon tabakalama tekniği ile gerçekleştirilmektedir (Buğurman-Yalım ve Türker, 2012; Guess ve diğerleri, 2011) .

IPS Empress 2 kor seramiğinin termal genleşme katsayısı, IPS Empress'e göre daha düşüktür ve normal feldspatik cam seramik, lityum disilikat altyapı üzerinde sinterlenememektedir. Bu yüzden termal genleşme katsayısı uyumlu, apatit kristalleri içeren cam seramik materyali (IPS Eris ya

da IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent) ile *veneering* işlemi uygulanmaktadır. Oldukça küçük olan apatit kristalleri, doğal diş minesine benzer şekilde ışık saçılmasını sağlamaktadır (Krishna ve diğerleri, 2009). Pörözite miktarının yaklaşık olarak %1 olduğu belirtilmiştir (Datla ve diğerleri, 2015).

IPS Empress'e göre neredeyse 3 kat daha fazla olan (350 MPa) bükülme dayanımına sahip olan IPS Empress 2 sistemi; inley, onley, veneer, anterior/posterior kron ve ikinci premolara kadar uzanan 3 üyeli köprü yapımına olanak sağlamaktadır (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.448; Pollington ve Noort, 2009).

2005 yılında, IPS Empress 2'nin daha gelişmiş versiyonu olan IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) dental piyasaya sunulmuştur. Farklı fırınlama tekniği ile materyalin fiziksel özellikleri ve translusensi geliştirilmiştir (Guess ve diğerleri, 2011). Mikroyapısı, cam matriks içerisine gömülü iğne şekilli lityum disilikat kristalleri ile karakterizedir. Yaklaşık bükülme dayanımı 440 MPa olan IPS e.max Press; inley, onley, veneer, anterior/posterior kron ve ikinci premolara kadar uzanan 3 üyeli köprü yapımında kullanılmaktadır (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.448). Restorasyonun estetik başarısının sağlanabilmesi için seramik ingotlar, farklı renk ve opasitelerde tasarlanmıştır. Veneerleme porseleni olarak IPS e.max Ceram kullanılmaktadır (Guess ve diğerleri, 2011; Usha ve diğerleri, 2014).

Jeneric, Pentron tarafından geliştirilen OPC 3G, lityum disilikat ile güçlendirilmiş preslenebilir bir cam seramik ürünüdür (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.447; Krishna ve diğerleri, 2009).

Florapatit Esaslı Preslenebilir Seramikler

Zirkonya altyapılı tam seramik restorasyonların optik özelliklerinin doğal diş benzer hale getirilmesi amacıyla geliştirilen IPS e.max ZirPress, florapatit esaslı cam seramik materyalidir. Farklı renk ve opasitelerde

tasarlanan IPS e.max ZirPress sisteminde final restorasyon, boyama teknikleri ya da tabakalama tekniği kullanılarak tamamlanmaktadır (Datla ve diğerleri, 2015; Sakaguchi ve Powers, 2012, s.254).

2.1.4.1.5. CAD-CAM ve Kopya-Freze Sistemi ile Üretilen Seramikler

1980'li yılların ortasında CAD-CAM sisteminin restoratif diş hekimliğine girmesiyle birlikte önemli bir teknolojik gelişme yaşanmıştır. Geleneksel yöntemlerle üretilen seramiklerin teknik hassasiyet gerektirmesi, zaman alıcı olması ve çeşitli değişkenlere bağlı olarak öngörülememesi nedeniyle CAD-CAM'in diş hekimleri ve laboratuvar için iyi bir alternatif olabileceği düşünülmektedir (Bhat ve diğerleri, 2016).

CAD-CAM sistemi üç ana bileşenden oluşmaktadır. Birinci bileşen intraoral ya da ekstraoral tarama yaparak, yüzey geometrisini bilgisayar tarafından işlenebilen dijital bilgilere dönüştüren dijitalizasyon cihazı/tarayıcısıdır. İkinci bileşen olan CAD yazılımı, üretilecek olan restorasyonun bilgisayar ortamında üç boyutlu olarak tasarımını ve planlanmasını sağlayan veri tabanıdır. Üçüncü bileşen olan CAM ise tasarlanan restorasyonun frezleme cihazı ile elde edilmesini sağlayan üretim teknolojisidir (Beuer ve diğerleri, 2008).

Mevcut gelişmiş CAD-CAM sistemleri üretim tekniklerine göre üç gruba ayrılmaktadır (Baroudi ve Ibraheem, 2015; Beuer ve diğerleri, 2008; Kanat-Ertürk ve diğerleri, 2015):

- Ofis sistemi: Hekim hasta başında intraoral tarama sonucu elde edilen dijital model üzerinde tasarımı gerçekleştirerek, restorasyonu klinikte oluşturmaktadır. Bu sistemin en büyük avantajı restorasyonun tek seansta hastaya uygulanabilmesidir. ED4 (D4D Technologies, Richardson, Texas) ve CEREC (Sirona Dental, Bensheim, Almanya) sistemi, ofis sistemleri arasında yer

almaktadır (Fasbinder, 2013). Ayrıca CS3500, CS3600 & CS3000 (CeraStream Dental, Rochester, Amerika), myCrown Scan & myCrown Mill (Fona Dental, Bratislava, Slovakya), PlanScan, Emerald & PlanMill (Planmeca, Helsinki, Finlandiya) sistemleri, üretici firmaları tarafından International Dental Show (IDS)'da ofis sistemleri olarak tanıtılmıştır (Zaruba ve Mehl, 2017).

- Laboratuvar sistemi: Fiziksel olarak alınan ölçü ya da ölçüden elde edilen model, laboratuvar ortamında dijital olarak taranmakta ve restorasyon CAD-CAM sistemi ile hazırlanmaktadır. Cerec inLab (Sirona Dental, Bensheim, Almanya), Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya), Cercon (Degudent, Hanau, Almanya), DCS Preci-Fit (Popp Dental Laboratory, Greendale, Amerika), Zeno Tec (Wieland Dental, Pforzheim, Almanya) bu grupta yer alan CAD-CAM sistemleri arasındadır (Çelik ve diğerleri, 2013; Tokgöz-Çetindağ ve Meşe, 2016).
- Merkezi üretim: Modelin laboratuvarda taranmasından sonra restorasyon tasarlanmaktadır ve elde edilen veriler internet aracılığıyla üretim merkezine gönderilmektedir. Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) ve LAVA (3M ESPE, Seefeld, Almanya) bu grupta yer alan CAD-CAM sistemleri arasındadır (Kanat-Ertürk ve diğerleri, 2015).

Hasta başında restorasyon üretimine olanak sağlayan CAD-CAM materyalleri arasında; seramikler, kompozit rezinler ve rezin-seramik hibrid materyaller yer almaktadır (Baroudi ve Ibraheem, 2015).

Laboratuvarda üretilen lityum disilikat cam seramik ya da zirkonya gibi seramik materyallerinin üretimi monolitik olarak gerçekleştirilebileceği gibi alt yapı üretimi de gerçekleştirilmektedir. Elde edilen altyapı seramiği;

manuel olarak tabakalama, ısı ile presleme (press-on) ya da veneer seramiğinin CAD-CAM tekniği ile elde edilmesinden sonra bağlantısı sağlanarak (CAD-on) restorasyon tamamlanmaktadır (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.455).

Li ve diğerleri (2014) CAD-CAM sisteminde kullanılan seramik materyallerini aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır:

- CAD-CAM cam seramik materyalleri
 - CAD-CAM ile uyumlu feldspatik seramikler
 - CAD-CAM ile uyumlu mika esaslı seramikler
 - CAD-CAM ile uyumlu lösit ile güçlendirilmiş seramikler
 - CAD-CAM ile uyumlu lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler
 - CAD-CAM ile uyumlu cam infiltre alümina ve zirkonya seramikler
- CAD-CAM alümina ve zirkonya polikristalin seramik materyalleri
 - Alümina esaslı polikristalin seramikler
 - Stabilize zirkonya esaslı polikristalin seramikler
 - ✓ İttriya ile kısmi stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri
 - ✓ Magnezya ile kısmi stabilize zirkonya
 - ✓ Serya ile stabilize alümina/zirkonya nanokompozit

Camsı matriks faz içermeyen alümina ve zirkonya polikristalin seramikleri daha düzenli ve yoğun bir kristal yapısına sahiptir. Yoğun kristal örgü yapısı çatlak ilerlemesini azaltarak, materyale üstün mekanik özellikler sağlamaktadır. Materyal sertliğinin artmasıyla birlikte iyi uyuma sahip protezlerin üretimi pratik olarak ancak CAD-CAM sistemleri kullanılarak gerçekleştirilmektedir (Li ve diğerleri, 2014).

Polikristalin seramiklerde camsı fazın bulunmaması nedeniyle hidroflorik asit ile yüzeyin pürüzlendirilmesi zorlaşmakta ve uzun süreli pürüzlendirme ya da yüksek sıcaklık gerekmektedir (Gracis ve diğerleri, 2015). Camsı seramiklere göre nispeten daha opak bir yapıya sahip olan polikristalin seramiklerin, tam seramik restorasyonlarda gerekli estetik sonucun sağlanabilmesi amacıyla alt yapı materyali olarak kullanımı önerilmektedir (Kelly ve Benetti, 2011).

Alümina Esaslı Polikristalin Seramikler

1993 yılında tanıtılan Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), %99.9 oranında yüksek saflıkta alümina kristalleri içeren ilk polikristalin seramiğidir (Li ve diğerleri, 2014). Anterior ve posterior kronlarda kullanılabilen altyapı materyali yaklaşık olarak 600 MPa bükülme dayanıklılığına sahiptir. Ölçüden elde edilen model, özel mekanik tarama cihazı ile tarandıktan sonra preparasyonun üç boyutlu dijital görüntüsü elde edilmektedir ve veriler üretim merkezine gönderilmektedir. Sinterleme sonucu oluşan büzülmeyi telafi edebilmek amacıyla, model %20 oranında daha büyük olarak hazırlanmaktadır ve alümina tozları üzerine preslenmektedir. Sinterleme sonucu istenilen boyutta elde edilen altyapı, termal genleşme katsayısı uyumlu olan estetik porselen ile veneerlenerek restorasyon tamamlanmaktadır. Seramik yüzeyi silika kaplı alümina partikülleri ile kumlanarak rezin bağlantısı için gerekli mikromekanik retansiyon sağlanmaktadır (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.450; Krishna ve diğerleri, 2009).

Alümina seramiklerin diğer tam seramik restorasyonlara göre elastisite modülünün daha yüksek olması nedeniyle kırıklara karşı olan eğilimi ve dönüşüm sertleşmesi özelliğine sahip stabilize zirkonya gibi geliştirilmiş mekanik özelliklere sahip materyallerin tanıtılması, kullanımının azalmasına

neden olmuştur (Gracis ve diğerleri, 2015). Turkom-Cera (Turkom-Ceramic, Kuala Lumpur, Malezya) dental piyasada yer alan bir diğer alümina esaslı seramik sistemidir (Buğurman Yalım ve Türker, 2012).

Stabilize Zirkonya Esaslı Polikristalin Seramikler

Alaşım oluşturmamış halde iken polimorfik bir seramik materyali olan zirkonya, oda sıcaklığından 1170°C'ye kadar monoklinik fazda, 1170°C'den 2370°C'ye kadar tetragonal fazda ve 2370°C'de kübik faza geçmektedir (Chen ve diğerleri, 2016; Miyazaki ve diğerleri, 2013). Serya (CeO_2), magnezya (MgO) veya itriya (Y_2O_3) gibi stabilize edici oksitlerin ilavesi ile oda sıcaklığında ana fazı kübik kristallerin minör fazı ise monoklinik ve tetragonal kristallerin oluşturduğu, çok fazlı kısmen stabilize zirkonya (PSZ) üretimi sağlanmaktadır. Sadece tetragonal kristallerden oluşan monofazik bir materyalden de oluşabilmektedir ve tetragonal zirkonya polikristalin (TZP) olarak adlandırılmaktadır (Li ve diğerleri, 2014).

Metastabil bir faz olan tetragonal faz, materyal yüzeyindeki çatlak gibi mekanik uyaranlara yanıt olarak monoklinik faza dönüşebilir. Çatlak ucunda oluşan stres dönüşümü tetiklemektedir. Çatlak bölgesindeki tetragonal – monoklinik faz dönüşümü sonucu, monoklinik fazdaki kristallerin daha büyük olmasına bağlı olarak materyalde %4'lük bir hacim artışı oluşmaktadır. Hacimsel artış, çatlak alanında sıkıştırıcı stresler oluşturmaktadır ve dönüşüm sırasında enerji dağılımını sağlamaktadır. 'Dönüşüm sertleşmesi' olarak adlandırılan bu mekanizma, kırık ilerlemesini önlemektedir ve zirkonyaya üstün mekanik özellikler sağlamaktadır (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016; Anusavice ve diğerleri, 2013, s.452; Kelly, 2004). Zirkonya materyali, yüksek kırılma tokluğuna (9-10 MPa m⁻¹) ve yaklaşık alüminanın iki katı bükülme direncine (900-1200 MPa) sahiptir. Bu karakteristik özellikler materyalin posterior sabit köprü protezinde kullanımını ve kor kalınlığının

azalabilmesini sağlamaktadır (Bhat ve diğerleri, 2016; Malkondu ve diğerleri, 2016b). Ancak, çatlak yayılımı tamamen önlenememektedir ve yüksek stres altında kırılma riski bulunmaktadır (Daou, 2014; Li ve diğerleri, 2014).

Zirkonyanın mekanik özelliklerini etkileyen bir diğer faktör ise tanecik boyutudur. Belirli bir tanecik boyutunun üzerinde materyal daha az stabildir ve tetragonal – monoklinik faz dönüşümüne daha duyarlıdır. Tanecik boyutu azaldıkça ($< 1\mu\text{m}$) faz dönüşümü eğilimi de azalmaktadır. Ancak tanecik boyutu $0.2\mu\text{m}$ altında olduğunda faz dönüşümü olması engellenmektedir ve kırılma dayanıklılığının azalmasına yol açmaktadır. Yüksek sinterleme sıcaklıkları ve daha uzun sinterleme süreleri tanecik boyutlarının artışına neden olmaktadır (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016; Denry ve Kelly, 2008).

Su varlığında ve nispeten düşük sıcaklıklarda zirkonya yüzeyinde metastabil tetragonal fazın monoklinik faza spontan bir şekilde dönüşmesi ve ilerlemesi fenomenine ‘düşük ısı degradasyonu’ adı verilmektedir. Yavaş bir dönüşüm olan bu fenomende, zirkonya yüzeyindeki izole taneciklerdeki faz dönüşümü hacimde bir artışa neden olmaktadır ve çevresindeki taneciklere stres oluşturarak mikroçatlağa neden olmaktadır. Mikroçatlak suyun penetre olmasına izin vermektedir ve süreç ilerlemektedir. Sonuç olarak dayanıklılıkta belirgin bir azalma meydana gelmektedir. Dayanıklılıktaki bu azalma; stabilizatör konsantrasyonu ve dağılımı, tanecik boyutu ve rezidüel stres varlığı ile ilişkilidir ve çeşitli zirkonya seramiklerde farklılık göstermektedir ve (Daou, 2014; Kelly ve Denry, 2008; Li ve diğerleri, 2014).

Zirkonya restorasyonlar, CAD-CAM sistemi kullanılarak ya yarı sinterlenmiş blokların yumuşak freze tekniği kullanılarak işlenmesinin ardından yüksek sıcaklıkta sinterlenmesi ile ya da tam sinterlenmiş blokların sert freze tekniği kullanılarak işlenmesi ile üretilmektedir (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016; Daou, 2014). Tam sinterlenmiş zirkonya bloklarda sinterlenmeye

bağlı büzülme oluşmamaktadır. Ancak yüksek sertlikleri nedeniyle işlenmeleri zorlaşmakta olup frezlerin aşınmasına neden olmaktadır ve seramik materyalinin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Bona ve diğerleri, 2015). Everest ZH (Kavo), Denzir (Cadesthetics AB), Digizon (Digident GmbH), DC Zirkon (DCS Dental AG) piyasada bulunan tam sinterlenmiş bloklar arasında yer almaktadır (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016; Anusavice ve diğerleri, 2013, s.455).

Yarı sinterlenmiş (ön sinterleme yapılmış) zirkon bloklar, CAD-CAM ile şekillendirilmesinin ardından sinterleme sonucu nihai mekanik özelliklerine ulaşmaktadır. Sinterlemeye bağlı oluşan büzülme CAD sisteminde restorasyonun daha büyük oranlarda tasarlanması ile kompanse edilmektedir (Bona ve diğerleri, 2015). Everest ZS (Kavo), Procera AllZircon (Nobel Biocare), Lava (3M ESPE), Cercon Smart Zirconia (Dentsply) piyasada bulunan yarı sinterlenmiş bloklar arasında yer almaktadır (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016; Anusavice ve diğerleri, 2013, s.455; Denry ve Kelly, 2008).

İttriya ile kısmi stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri

%3 mol itriya içeren (3Y-TZP) zirkonya, 1990'lı yılların başından beri diş hekimliğinde ortodontik braket, endodontik post, kron, köprü, implant ve implant abutment materyali olarak kullanılmaktadır (Bhat ve diğerleri, 2016). Doğal zirkonya, mat beyaz bir renge sahiptir. Zirkonyanın sahip olduğu opasite nedeniyle, renklenmiş dişlerin ya da metal post kor gibi altyapıların maskelenmesinde kullanışlı olduğu ve estetik bölgedeki kullanımının sınırlı olduğu belirtilmektedir. Renklendirilmiş zirkonya altyapıların geliştirilmesiyle birlikte günümüzde klinik olarak daha kabul edilebilir renk uyumu sağlanabilmektedir (Li ve diğerleri, 2014).

Magnezya ile kısmi stabilize zirkonya

Mg-PSZ olarak kısaltılan magnezya ile kısmi stabilize zirkonya, kübik matriks içerisinde tetragonal kristalleri içeren iki fazlı bir seramik materyalidir. Materyal yapısındaki rezidüel pöröziteler nedeniyle yüksek aşınma oranına sahiptir. Materyal magnezya ile stabilize edilmesine rağmen Mg-PSZ öncüllerinin saf olarak arındırılmasındaki zorluklar, materyalin nemli ortamda tetragonal fazdaki stabilitesinin azalmasına ve veneer uygulanmasından sonra 3Y-TZP'ye kıyasla daha düşük mekanik özelliklere sahip olmasına neden olmaktadır (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016; Denry ve Kelly, 2008; Li ve diğerleri, 2014). Yaygın olarak kullanılmamakta olan bu materyale örnek olarak Denzir-M™ (Dentronic AB, Skelleftea, İsveç) verilebilir (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.451).

Serya ile stabilize alümina/zirkonya nanokompozit (Ce-TZP/A)

Ce-TZP düşük ısı degradasyonuna karşı dirençlidir, fakat düşük bükülme direncine sahiptir. Nano ölçekli alüminanın matriks yapı içerisindeki homojen yayılımı, materyalin kırılma dayanıklılığını etkilemeksizin bükülme direncini arttırmaktadır (Li ve diğerleri, 2014; Miyazaki ve diğerleri, 2013). Prospektif olgu serisinin ilk sonuçları Ce-TZP/A (Nanozir, Griesheim, Almanya) altyapı materyalinin posterior sabit protezler için güvenilir olduğunu göstermektedir (Philipp ve diğerleri, 2010).

Kopya Freze Sistemleri

Kopya freze sisteminde, prepare edilmiş dişin daylı modeli elde edildikten sonra model üzerinde sisteme ait mum, kompozit gibi materyallerle manuel olarak modelaj yapılmaktadır. Modelajı yapılmış modelin tarayıcı ile taranmasının ardından, porselen blok frezeleme ünitesinde kazınmaktadır (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.457; Datla ve diğerleri, 2015; Sener ve Türker, 2009). Zirkonzahn (Zirkonzahn GmbH, İtalya), Ceramill (AmannGirrbach

GmbH, Avusturya) ve Celay (Mikrona Technologies, İsviçre) sistemleri kopya freze sistemlerine örnek olarak verilebilmektedir.

2.2. CAD-CAM Sistemi ile Üretilen Monolitik Restorasyonlar

2.2.1. Feldspatik Seramikler

1985 yılında CAD-CAM sistemi kullanılarak üretilen ilk inley seramik blok, ince grenli felspatik seramik materyali olan VITA Mark I (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) olmuştur (Li ve diğerleri, 2014).

1991 yılında CEREC 1 sistemi için geliştirilen VITA Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) materyali, Mark I'e göre daha ince partikül büyüklüğüne (4 μ m) sahiptir ve dayanıklılığı arttırılmıştır. Bükülme dayanıklılığı 100-160 MPa olarak belirtilmiştir (Rosenblum ve Schulman, 1997; Santos ve diğerleri, 2013). Monokromatik yapıya sahip sistemde VITA Classical ve 3D Master renk skalalarına ait renk tonları bulunmaktadır (Conrad ve diğerleri, 2007; Santos ve diğerleri, 2013).

Mark II bloğunun sahip olduğu monokromatik yapı geliştirilerek, ikinci jenerasyon VITAblocks olarak da bilinen VITAblocks Triluxe ve Triluxe forte polikromatik bloklar üretilmiştir. 2003 yılında üretilen Triluxe bloğu 3 farklı yoğunlukta renk tabakasına sahipken, 2007 yılında üretilen Triluxe forte bloğu 4 farklı yoğunlukta renk tabakasına sahiptir. 2010 yılında geliştirilen VITAblocks RealLife feldspar seramiği ise doğal dentisyonda bulunan dentin ile mine kenarları arasındaki kavisli renk yoğunluğu değişimini taklit edebilen, 3 boyutlu (3D) polikromatik blok yapısına sahiptir (Bhat ve diğerleri, 2016; Fasbinder, 2010). Polikromatik bloklar, farklı renk doygunluğu ve translusensiye sahip olma özellikleri sayesinde, doğal dişin optik özelliklerini taklit edebilmektedir (Conrad ve diğerleri, 2007; Turgut ve Bağış, 2015).

2007 yılında geliştirilen CEREC Blocs (Sirona Dental, Bensheim, Almanya), kimyasal yapı bakımından Mark II'ye benzemektedir. VITA

Classical renk skalası ile uyumlu renk skalasına sahip feldspatik CEREC bloklarının; translusent (T), orta (M) ve opak (O) olmak üzere farklı renk doygunluklarına sahip translusensi seçenekleri mevcuttur (Fasbinder, 2012; Sirona Dental, 2011). Monokromatik renk yapısına sahip olan CEREC Bloc C geliştirilerek, 3 farklı renk tabakasına sahip polikromatik yapıdaki CEREC Bloc C PC üretilmiştir (Fasbinder, 2010; Turgut ve Bağış, 2015).

Feldspatik seramikler, cam faz içerikleri sayesinde seramik yüzeyleri hidroflorik asit ile pürüzlendirilebilmektedir ve rezin siman ile mikromekanik retansiyon sağlanabilmektedir (Conrad ve diğerleri, 2007; Reich, 2015). Estetik bir yapıya sahip olan feldspatik seramik bloklar; inley, onley, veneer ve anterior/posterior tek kron restorasyonlarında uygulanabilmektedir (Li ve diğerleri, 2014; Tokgöz-Çetindağ ve Meşe, 2016). Ayrıca CEREC Blocs, VITAblocks Mark II ve Triluxe forte, oksit seramikten (inCoris ZI, In-Ceram YZ) üretilen kron ve köprü seramik alt yapılarının veneerlenmesi için geliştirilen büyük bir bloğa sahiptir. Seramiğin blok boyutu, 4 üyeli köprü yapımına kadar olanak sağlamaktadır. CAD-CAM sistemi ile üretilen altyapı ve veneer seramikleri rezin siman kullanılarak birbirine bağlanmaktadır (Sirona Dental, 2011; VITA Zahnfabrik, 2015). Final restorasyon mekanik parlatma ya da boyama ile monolitik olarak tamamlanabileceği gibi VITA VM9 porseleni kullanılarak parsiyel olarak veneerlenebilmektedir (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.458; Giordano, 2006; Santos ve diğerleri, 2013).

2.2.2. Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

1998 yılında Ivoclar Vivadent tarafından tanıtılan IPS Pro CAD, lösit kristalleri ($KAlSi_3O_6$) ile güçlendirilmiş ilk CAD-CAM bloğudur. 2006 yılında geliştirilen IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) materyali, hacimce yaklaşık olarak % 35-45 oranında lösit içermektedir ve 1-5 μm boyutundaki ince partikül yapısı mekanik dayanıklılığına yardımcı

olmaktadır. Bükülme direnci yaklaşık olarak 160 MPa olarak belirtilmiştir (Li ve diğerleri, 2014; Turgut ve Bağış, 2015).

Seramik kompozisyonunu ağırlıkça; %63 SiO₂, %17 Al₂O₃, %11.2 K₂O, %4.6 Na₂O, %1.6 CeO₂, diğer oksitler ve seramik pigmentleri (< %1 CaO, BaO, B₂O₃, TiO₂) oluşturmaktadır (Reich, 2015). Sistemin farklı ışık geçirgenliğine sahip olmak üzere; yüksek translusensi (HT) ve düşük translusensi (LT) blok seçenekleri mevcuttur. HT bloklar daha çok inley, onley, veneer gibi daha küçük restorasyonlarda tercih edilirken, LT bloklar veneer, parsiyel kron, kron gibi daha büyük restorasyonlarda kullanımı önerilmektedir. Empress CAD bloğunun sahip olduğu monokromatik yapı geliştirilerek, polikromatik yapıya sahip olan Empress CAD Multi bloğu üretilmiştir (Bhat ve diğerleri, 2016). Final restorasyon mekanik parlatma ya da boyama ile monolitik olarak bitirilebileceği gibi IPS Empress Esthetic Veneer seramiği kullanılarak da tamamlanabilmektedir (Fasbinder, 2010).

2006 yılında, 3M ESPE tarafından %30 lösit ile güçlendirilmiş cam seramik olan Paradigm C dental piyasaya tanıtılmıştır. 6 farklı klasik renk tonuna sahip sistemde, polikromatik blok bulunmamaktadır (Fasbinder, 2010; Sannino ve diğerleri, 2015).

2.2.3. Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

2006 yılında CAD-CAM sistemi için geliştirilen IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) lityum disilikat kristali (Li₂SiO₅) içeren bir cam seramik materyalidir. Lityum disilikat materyalinin freze edilmesinin zor ve materyalin kırılgan olmasından dolayı, CAD-CAM sisteminde kullanılmak üzere hazırlanan bloklar parsiyel olarak kristalize edilmektedir. Cam seramiğin mikroyapısı ve kompozisyonuna bağlı olarak mavi-mor renkli olarak bulunan bu bloklar, hacimce yaklaşık olarak %40 oranında lityum metasilikat kristalleri içermektedir ve bükülme dayanıklılığı 130-160 MPa

olarak belirtilmektedir. Bloğun freze edilmesinden sonra seramik fırınında kristalizasyon işlemi gerçekleştirilirken, aynı zamanda glaze işlemi de gerçekleştirilebilmektedir. Kristalizasyon sonrası seçilen renk ve translusensiye dönüşen restorasyon, hacimce yaklaşık %70 oranında ve ortalama 1,5 μm büyüklüğünde lityum disilikat kristalleri içermektedir. Restorasyonun final bükülme dayanıklılığı 360-450 MPa olarak belirtilmiştir (Bhat ve diğerleri, 2016).

Seramik kompozisyonunu ağırlıkça; %57–80 SiO_2 , % 11–19 Li_2O , %0–13 K_2O , %0–11 P_2O_5 , %0–8 ZrO_2 , %0–8 ZnO ve %0-10 diğer oksitler ve seramik pigmentleri oluşturmaktadır. Endikasyonları arasında; inley, onley, lamina, anterior/posterior kron, abutment, implant üstü abutment/kron ve 2. premolara uzanan 3 üyeli köprü yer almaktadır. Ayrıca IPS e.max ZirCAD'ten üretilen zirkonya altyapılı uzun köprülerde veneer seramiği olarak da kullanılabilir (IPS e.max CAD-on tekniği). Özel olarak geliştirilen cam seramik ile frezlenen iki ayrı seramik yapı arasındaki bağlantı, IPS e.max CAD'in kristalizasyonu ile eş zamanlı olarak gerçekleşmektedir (Bhat ve diğerleri, 2016; Ivoclar Vivadent, 2011).

IPS e.max CAD blokların klinik gereksinimlere ve restorasyon yapım tekniğine göre kullanılmak üzere; yüksek derecede translusensi (HT), orta derecede translusensi (MT), düşük derecede translusensi (LT) ve orta derecede opasite (MO) gösteren 4 farklı derecede opasite/translusensi seçeneği mevcuttur (Tablo 2.2). Orta derecede translusensiye sahip yeni MT bloklar, Value blokların yerini almıştır. Orta derecedeki opasiteleri sayesinde hafif renklenmiş dişlerin kronlanmasında kullanılabilen MO bloklarda final restorasyon, IPS e.max Ceram seramiği ile tabakalama tekniği kullanılarak tamamlanmaktadır. Translusensi bloklarda ise final restorasyon boyama ya da cut back tekniği kullanılarak tamamlanabilmektedir. Ayrıca opalesans efekt

gerektiren ince veneer restorasyonlarda kullanılabilmesi için iki farklı opalesans değerine sahip (Opal 1, Opal 2) IPS e.max CAD Impulse (I) geliştirilmiştir (Bhat ve diğerleri, 2016).

IPS e.max CAD Abutment Solutions, tek diş implant destekli hibrit yapıların (hibrid abutment ve kron) üretimi için tasarlanmıştır. MO ve LT translusensi seçeneklerine ve çeşitli renk tonlarında bloklara sahiptir (Bhat ve diğerleri, 2016).

Tablo 2.2. Farklı translusensi seviyelerindeki IPS e.max CAD bloklarının yapım teknikleri ve endikasyonları.

Blok	Yapım Tekniği					Endikasyon								
	Mekanik Parlatma	Boyama	Cut-back	Tabakalama	CAD-on	İnce veneer ¹	Veneer	İnley-Onley	Parsiyel kron	Anterior-posterior kron	3 üyeli köprü	Çok üyeli köprü	Hibrit abutment	Hibrit abutment kron
HT	✓	✓	✓			✓	✓	✓	✓					
					✓					✓	✓	✓		
MT	✓	✓	✓			✓	✓		✓	✓				
LT	✓	✓	✓				✓		✓	✓	✓ ²		✓	✓
M0				✓						✓ ³			✓	
I	✓	✓	✓			✓	✓							

¹Cut-back tekniği kullanılmamalıdır

²İkinci premolara kadar uzanan

³İkinci premolara kadar

2.2.4. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler

Zirkonyanın sahip olduğu pozitif mekanik özellikler ile cam seramiklerin estetik özelliklerini birleştirmek amacıyla 2013 yılında geliştirilen zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler (ZLS), cam seramiklere yeni bir jenerasyon olarak üretilmiştir (Traini ve diğerleri, 2016). Cam seramik matriks içerisine ağırlıkça yaklaşık olarak %10 oranında zirkonya infiltre edilmiştir. VITA Zahnfabrik tarafından geliştirtirilen Suprinity ve Dentsply tarafından geliştirilen Celtra olmak üzere, dental piyasada iki farklı üretici firmaya ait ZLS materyali bulunmaktadır (Denry ve Kelly, 2014; Reich, 2015).

Bal görünümlü rengi ile karakterize olan Suprinity, lityum metasilikat kristalleri içeren prekristalize fazda frezelenmektedir. Kristalize edilmesinden sonra materyal yapısı içerisinde lityum disilikat kristalleri de oluşmaktadır (Denry ve Kelly, 2014). Materyalin sahip olduğu yaklaşık 120 MPa olan başlangıçtaki bükülme dayanıklılığı, kristalize edilmesinden sonra yaklaşık olarak 420 MPa'ya ulaşmaktadır. Seramik kompozisyonunu ağırlıkça; %56-64 SiO₂, %15-21 Li₂O, %8-12 ZrO₂, %0.1 La₂O₃, % >10 diğer oksitler ve % <10 seramik pigmentleri oluşturmaktadır (Reich, 2015).

VITA Classical ve 3D Master renk skalasına ait renklere sahip blokların T (transludent) ve HT (yüksek transludent) translusensi seçeneği bulunmaktadır. Kristalizasyon fırınlamasından sonra elde edilen restorasyonun fazla transludent olması durumunda, ikinci bir kristalizasyon fırınlaması ile opasitesinin arttırılabileceği belirtilmiştir. T bloklar ayrıca cut-back tekniği kullanılarak VITA VM 11 veneer porseleni ile tamamlanabilmektedir. Final restorasyon mekanik parlatma ya da boyama teknikleri ile bitirilebilmektedir. Glaze fırınlaması, kristalizasyon fırınlaması ile birlikte kombine olarak tek bir fırınlama olarak yapılabileceği gibi ayrı ikinci bir fırınlama olarak da uygulanabilmektedir. Üretici firma,

restorasyonun Al_2O_3 ya da abraziv partiküller kullanarak kumlanılmaması gerektiğini belirtmiştir. (VITA Zahnfabrik, 2016a).

VITA Suprinity Implant Solutions (IS) bloğu, tek diş implant destekli restorasyonların üretimi için geliştirilmiştir (VITA Zahnfabrik, 2016a).

Dentsply ZLS materyalini, preslenerek üretilen ingot şeklindeki Celtra Press ve CAD-CAM tekniği ile üretilen blok şeklindeki Celtra Duo olarak dental piyasaya sunmuştur. Diş renkli blok yapısına sahip olan Celtra Duo kristalize fazda millenmektedir. LT ve HT olmak üzere iki farklı translusensi seçeneği mevcuttur. Restorasyon mekanik parlatma ya da boyama teknikleri ile tamamlanabilmektedir. Şekillenen restorasyonun yaklaşık 210 MPa olan bükülme dayanıklılığının, glaze fırınlamasından sonra 370 MPa'ya ulaştığı belirtilmektedir (Dentsply, 2016)

Diş adeziv sistemlerle ile bağlanan ZLS restorasyonlar, hidroflorik asit ile pürüzlendirilmelidir. Endikasyonları arasında veneer, inley, onley, kron, bireysel abutment yer almaktadır (Reich, 2015).

2.2.5. Rezin-Seramik Hibrid Materyaller

Son yıllarda CAD-CAM teknolojisinin hızla gelişmesi ve artan estetik gereksinimlerle birlikte, cam-matriks ve polikristalin seramiklerden farklı olarak, organik matriksi yüksek derecede seramik partikülleri ile doldurulmuş seramik benzeri materyaller geliştirilmiştir (Gracis ve diğerleri, 2015).

Rezin-seramik hibrid materyaller, geleneksel seramiklere göre; dentinin elastisite modülüne daha yakın olabilmesi, frezlenmesinin ve üretiminin daha kolay olabilmesi, kompozit rezin ile modifikasyonunun ya da tamirinin kolaylaştırılabilmesi amacıyla üretilmiştir (Gracis ve diğerleri, 2015; Sannino ve diğerleri, 2015). Üretici firmalar, seramiklerin dayanıklılık ve renk stabilitesi gibi olumlu özellikleri ile kompozitlerin düşük aşındırıcılık ve

geliştirilmiş eğilme direnci gibi özelliklerini kombine eden yeni formülasyonlar geliştirmektedir (Awada ve Nathanson, 2015).

Bu materyaller; çift-ağ yapıları materyaller, seramik-esaslı interpenetre-faz kompozitler, polimer-infiltrasyon seramik ağı (PICN), hibrid seramik, rezin nanoseramik gibi çeşitli isimler altında seramik benzeri ya da kompozit materyaller olarak listelenmektedir (Denry ve Kelly, 2014; Gracis ve diğerleri, 2015; Mainjot ve diğerleri, 2016).

Gracis ve diğerleri (2015), ADA'nın (Amerikan Diş Hekimliği Birliği) Dental Prosedürler ve Terminoloji 2013 versiyonundaki kılavuzunda porselen/seramik terimini "predominant olarak inorganik refrakter bileşikler içeren; preslenen, fırınlanan, parlatılan ya da frezlenebilen materyaller" olarak tanımlamasına bağlı olarak, bu materyallerin daha az baskın olan organik fazına (polimer) bakılmaksızın predominant (> %50 ağırlıkça) refrakter inorganik içerikleri nedeniyle, rezin-matriks seramik grubu içerisinde yer aldıklarını belirtmiştir. Gracis ve diğerleri (2015), rezin-matriks seramikleri inorganik kompozisyonlarına göre; rezin nanoseramik (Lava Ultimate), rezin matriks içerisine interpenetre cam seramik (VITA Enamic) ve rezin matriks içerisine interpenetre zirkonya-silika seramik (Shofu block HC, Paradigm MZ 100) olmak üzere sınıflandırmıştır.

Mainjot ve diğerleri (2016), bu materyallerin temel özelliklerini ayıran ve etkileyen en önemli karakteristiklerin; mikroyapısı, polimerizasyon tekniği, rezin matriks kompozisyonu ve doldurucu içeriği, büyüklüğü ve hacmi olduğunu belirtmiştir (Tablo 2.3.). Sınıflandırmayı ise CAD-CAM kompozit blokları olarak mikroyapılarına göre; dağınık dolduruculu materyaller ve PICN materyaller şeklinde yapmıştır.

2.2.5.1. Dağınık Dolduruculu İndirekt Kompozit Materyaller

Paradigm MZ100

Paradigm Z100 direkt kompozit materyalinin fabrike olarak polimerize edilmesi sonucu, 2000 yılında üretilen Paradigm MZ100 (3M ESPE, St. Paul, Amerika), ilk ticari CAD-CAM indirekt kompozit bloğu olmuştur (Ruse ve Sadoun, 2014; Sannino ve diğerleri, 2015). Materyal kompozisyonunu; bisfenol glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) rezin matriks içerisinde yer alan ağırlıkça %85 oranında zirkonya-silika doldurucuları oluşturmaktadır (Bhat ve diğerleri, 2016; Santos ve diğerleri, 2013).

Fotopolimerize bir blok olan Paradigm MZ100; A1, A2, A3, A3.5, B3 ve mine (daha translusent) renk seçeneklerine sahiptir ve endikasyonları arasında; inley, onley, veneer ve kron restorasyonları yer almaktadır. Işıkla sertleşen kompozit rezin ile modifiye edilebilen final restorasyon, mekanik parlatma ile tamamlanmaktadır (Bhat ve diğerleri, 2016; Mainjot ve diğerleri, 2016).

Lava Ultimate

Rezin nanoseramik (RNC) olarak adlandırılan Lava Ultimate (3M ESPE, St. Paul, Amerika) bloğu, 2012 yılında geliştirilmiştir (Sannino ve diğerleri, 2014). Rezin matriks içerisinde yaklaşık olarak ağırlıkça %80 oranında zirkonya-silika nanoseramik partikül doldurucuları içermektedir. Nanoseramik partikül yapısını; 20 nm çapında silika nanopartikülleri, 4-11 nm çapında zirkonya nanopartikülleri ve zirkonya/silika nanokümeleri oluşturmaktadır (Bhat ve diğerleri, 2016; Gracis ve diğerleri, 2015).

Rezin matriks yapısını; Bis-GMA, üretan dimetakrilat (UDMA), etoksillenmiş bisfenol dimetakrilat (Bis-EMA) ve TEGDMA oluşturmaktadır (Egilmez ve diğerleri, 2017; Goujat ve diğerleri, 2018; Yoshihara ve diğerleri,

2017). Matriks yapısının ana bileşeni olan UDMA, yüksek ısı (HT) ile polimerize olmaktadır ve Bis-GMA'ya göre daha yüksek derecede dönüşüm, çapraz bağlanma ve polimerizasyon reaktivitesi (ışıkla) ile daha düşük derecede su çektiği ve çözünürlük gösterdiği belirtilmiştir. Bis-GMA'nın tersine viskoziteyi azaltmak için seyreltici olarak kullanılan TEGDMA eklenmesini gerektirmez. Aslında TEGDMA, Bis-GMA ile karıştırıldığında daha yüksek çift bağ yoğunluğuna sahip olup, dönüşüm derecesini ve çapraz bağlanmayı arttırmaktadır. Ancak daha fazla polimerizasyon büzülmesine neden olmaktadır (Mainjot ve diğerleri, 2016). Spesifik ısı işlem ve nanoteknoloji kullanılarak üretilen materyalin endikasyonları arasında inley, onley ve veneer restorasyonları yer almaktadır (3M ESPE, 2015).

Yaklaşık 200 MPa bükülme direncine sahip olan materyalin, HT ve LT translusensi seçenekleri bulunmaktadır ve Vitapan Classical renk skalasına göre yedi farklı (A1, A2, A3, A3.5, B1, C2, D2) ve beyaz (bleach) renk seçeneği mevcuttur. Üretici firma adeziv simantasyondan önce restorasyona, HF ya da fosforik asit ile asitleme işlemi yapılmamasını belirtmiştir. Al_2O_3 partikülleri ($\leq 50 \mu m$) ile 2 bar (30 psi) basınç altında dikkatli bir şekilde kumlama yapılması ve silan işleminin uygulanması tavsiye edilmektedir. Işıkla sertleşen kompozit rezin ile modifiye edilebilen ve pit ve fissürler için boyama yapılabilen final restorasyon, mekanik parlatma ile tamamlanmaktadır (3M ESPE, 2015; Reich, 2015).

GC Cerasmart

Fleksible rezin nanoseraamik olarak adlandırılan GC Cerasmart (GC Corporation, Tokyo, Japonya) bloğu, rezin matriks içerisinde yaklaşık olarak ağırlıkça %71 oranında silika ve baryum cam nanoseraamik partikül doldurucuları içermektedir. Rezin matriks yapısını; 2,2-bis (4-metakriloksi-polietoksifenil) propan (Bis-MEPP), UDMA ve dodesil dimetakrilat (DMA)

oluşturmaktadır (Stawarczyk ve diğerleri, 2016b; Yoshihara ve diğerleri, 2017).

Klinik gereksinimlere göre HT ve LT ışık geçirgenliğine sahip blokların, Vitapan Classical renk skalasında yer alan beş farklı (A1, A2, A3, A3.5, B1) ve beyaz (bleach) renk seçeneği bulunmaktadır. Endikasyonları arasında; inley, onley, veneer, kron ve implant destekli kron yer almaktadır (GC Corporation, 2014). Restorasyona simantasyondan önce, Al_2O_3 partikülleri (25-50 μm) ile 1.5 bar basınç altında dikkatli bir şekilde kumlama yapılmaktadır ya da HF asit (%5) ile 60 saniye boyunca asitleme yapılmasının ardından silan uygulanmaktadır (GC Corporation, 2014; Reich, 2015).

Işıkla sertleşen kompozit rezin ile modifiye edilebilen final restorasyon, mekanik parlatma ile tamamlanmaktadır. Ayrıca, OPTIGLAZE color (GC Corporation) nano dolduruculu glaze ve boyama kiti ile yüzey karakteristikleri ve parlatma yapılabilmektedir (GC Corporation, 2014).

Shofu Block HC

Seramik esaslı CAD-CAM restoratif materyali olan Shofu Block HC (Shofu Inc., Kyoto, Japonya), UDMA ve TEGDMA içeren rezin matriks içerisinde yaklaşık olarak ağırlıkça %61 oranında silika tozu ve zirkonyum silikat nanoseramik partikül doldurucuları bulunmaktadır (Mainjot ve diğerleri, 2016; Stawarczyk ve diğerleri, 2016b; Yoshihara ve diğerleri, 2017).

Blok ve disk şeklinde üretilen Shofu Block HC'nin, HT ve LT olmak üzere iki farklı translusensi seçeneği bulunmaktadır. Vitapan Classical renk skalasında yer alan beş farklı (A1, A2, A3, A3.5, B3), W2 ve Enamel (59 (insizal) ve OC (oklüzal)) renk tonları bulunmaktadır. Ayrıca, kromatik opak dentin ve translucent mine tabakasını taklit edebilmek için iki tabakalı polikromatik bloğa sahip olan Shofu Block HC 2L geliştirilmiştir. Yaklaşık bükülme dayanıklılığı 190 MPa olan materyalin endikasyonları arasında; inley, onley,

veneer, kron ve implant destekli kron yer almaktadır. Restorasyonun adeziv yüzeyine, Al_2O_3 partikülleri (50 μm) ile 10 saniye boyunca 2-3 bar basınç altında dikkatli bir şekilde kumlama yapılmaktadır ve HF asitin gerekli olmadığı belirtilmiştir. Işıkla sertleşen kompozit rezin ile modifiye edilebilen final restorasyon, mekanik parlatma ile tamamlanmaktadır (Shofu Dental Corporation, t.y.).

2.2.5.2. Polimer İnfiltre Seramik (PICN) Materyaller

1997 yılında cam-infiltre seramiklerden esinlenen R. Giordano, polimer infiltre seramik materyali elde etmek için camın polimer ile yer değiştirmesi fikri ile patent almıştır. Polimer infiltre seramik materyaller (PICN); çift-ağ yapılı materyaller, seramik-esaslı interpenetre faz materyaller ya da interpenetre-faz seramik-rezin kompozitler olarak da sıklıkla adlandırılmaktadır (Mainjot ve diğerleri, 2016).

2013 yılında VITA Zahnfabrik tarafından ‘ilk hibrid seramik’ olarak tanıtılan VITA Enamic, polimer infiltre seramik materyalidir. Çift ağ yapısı ile karakterize olan materyalin; ağırlıkça %86’sını ve hacimce %75’ini feldspatik seramik ağ yapısı oluştururken, ağırlıkça %14’ünü ve hacimce %25’ini UDMA (ağırlıkça %33) ve TEGDMA (ağırlıkça %66) içeren polimer ağ yapısı oluşturmaktadır (Bhat ve diğerleri, 2016; Reich, 2015; Sannino ve diğerleri, 2015). Bükülme dayanıklılığının 150-210 MPa arasında olduğu belirtilmiştir (G. Arnetzl ve G.V. Arnetzl, 2015).

Kompozisyonu nedeniyle iyi kenar stabilitesine sahip olan Enamic materyali ile, diğer CAD-CAM seramiklerinden daha ince kenarlara sahip restorasyon elde edilebilmektedir. Bu özellik, minimal invaziv ya da preparasyon yapılmayan restorasyonlar için kullanımını mümkün kılmaktadır. Materyalin sahip olduğu seramik ağ yapısı nedeniyle yüzeyi,

adeziv simantasyon için hidroflorik asit ile pürüzlendirilebilmektedir ve silan uygulaması yapılabilir (Reich, 2015).

Blok ve disk şeklinde üretilen Enamic'in endikasyonları arasında; inley, onley, veneer, kron ve tek diş implant destekli üstyapı restorasyonları yer almaktadır (Bhat ve diğerleri, 2016; Reich, 2015). VITA Enamic Implant Solutions (IS) bloğu, tek diş implant destekli hibrit yapıların (hibrid abutment ve kron) üretimini için tasarlanmıştır. Materyalin klinik gereksinimlere göre; T ve HT olmak üzere iki farklı translusensi alternatifi ve VITA 3D-Master renk skalasına göre on farklı renk seçeneği bulunmaktadır. Ayrıca servikalden insizale altı farklı ince renk gradyanına sahip olan, Enamic multiColor bloğu geliştirilmiştir. Polikromatik bloğun, sadece HT translusensi ve beş farklı renk seçeneği mevcuttur. Final restorasyon; mekanik parlatma, boyama (ışık cihazı ile polimerize edilerek) ya da VITA VM LC kompozit materyali (akışkan/pat) ile tabakalama tekniği kullanılarak tamamlanmaktadır (VITA Zahnfabrik, 2017).

Presinterize cam seramik iskelet yapı içerisine monomer infiltrasyonu sonucu elde edilen PICN, dağınık doldurucu kompozit materyallerden oldukça farklılık göstermektedir. Bu işlem sayesinde daha yüksek hacimde doldurucu içeriği elde edilerek materyalin mekanik özellikleri geliştirilmektedir (Ruse ve Sadoun, 2014). Seramik ağ yapısı birbirine bağlı (dağılmanın aksine) partiküllerin üç boyutlu iskelet yapısını oluşturarak, gelen stresleri her yönde daha etkili bir şekilde dağıtabilmesine ve kırılmaya karşı direnç kazanmasına yardımcı olmaktadır. Dağınık doldurucu kompozit materyalleri, dentinden daha düşük elastikiyet modülü gösterirken, PICN'in mikroyapısı materyale, mine ile dentin arasında değişen bir elastisite modülü sağlamaktadır (Mainjot, 2016; Mainjot ve diğerleri, 2016).

PICN, yüksek ısı (HT) ve basınç (HP) polimerizasyonu ile üretilmektedir. HT materyal yapısındaki zincirlerin hareketliliğini ve basınçla azalan polimerizasyonu arttırken, HP büzülme kompanse etmektedir ve defektlerin sayı ve boyutunu azaltmaktadır (Mainjot ve diğerleri, 2016).

Ruse ve Sadoun (2014), HT/HP ile polimerize olan blokların fotopolimerize olan bloklara göre; bükülme direncinin, Weibull modülünün, sertliğinin ve yoğunluğunun önemli derecede geliştirildiğini ve monomer salınımının azaltıldığını belirtmiştir. Araştırmacılar; dental rezin kompozitlerde yeni bir araştırma alanı açan HT/HP polimerizasyon tekniğinin, hala başlangıç aşamasında olduğunu ve ilerleyen zamanlarda yüksek performanslı yeni rezin kompozit CAD-CAM bloklarının geliştirilebileceğini belirtmiştir. Bununla birlikte, beklenen özelliklerin seramiklerin özelliklerini aşamayacağını ve tedavide kullanılacak olan restoratif materyale karar verilmeden önce, materyallerin avantaj ve dezavantajlarının dikkatli bir şekilde değerlendirilmesi gerektiğini vurgulamıştır.

Tablo 2.3. Rezin-seramik hibrid materyaller.

Materyal	Mikroyapı	Polimerizasyon yöntemi	Matriks Kompozisyonu	Doldurucu Kompozisyonu	Doldurucu Ağırlık Yüzdesi	Endikasyon
Paradigm MZ100	Dağınık dolduruculu kompozit rezin	Işık	Bis-GMA TEGDMA	Silika Zirkonya	85%	İnley/Onley Veneer Kron
Lava Ultimate	Dağınık dolduruculu kompozit rezin	HT	Bis-GMA UDMA Bis-EMA TEGDMA	Silika Zirkonya Silika-Zirkonya kümeleri	80%	İnley/Onley Veneer
GC Cerasmart	Dağınık dolduruculu kompozit rezin	HT	Bis-MEPP UDMA DMA	Silika Baryum cam	71%	İnley/Onley Veneer Kron İmplant destekli kron
Shofu Block HC	Dağınık dolduruculu kompozit rezin	HT	UDMA TEGDMA	Silika tozu Zirkonyum silikat	61%	İnley/Onley Veneer Kron İmplant destekli kron
VITA Enamic	Polimer infiltre seramik	HT/HP	UDMA TEGDMA	Cam seramik ağ yapısı	86%	İnley/Onley Veneer Kron İmplant Destekli abutment/kron

2.2.6. Polimetil Metakrilat (PMMA)

Geleneksel olarak polimerize olan geçici materyallere alternatif olarak CAD-CAM ile üretilen polimer materyalleri geliştirilmiştir. Bu yüksek yoğunluklu polimerler, kontrollü ve standardize edilmiş endüstriyel şartlar altında optimize edilmiş sıcaklık ve basınç kullanılarak üretilmektedir. Bu durum CAD-CAM ile üretilen geçici restorasyonların daha homojen olmasını ve yüksek mekanik dayanıklılığını sağlayarak, ağız içerisinde uzun süreli kullanımına olanak sağlamaktadır (Güth ve diğerleri, 2013; Peñate ve diğerleri, 2015). Blok ve disk formunda bulunan polimetil metakrilat materyalleri (PMMA), genellikle uzun süreli geçici restorasyonların üretiminde kullanılmaktadır (Reich, 2015).

VITA Zahnfabrik tarafından geliştirilen VITA CAD-Temp, 40 ve 55 mm olarak genişletilmiş blok boyutlarına sahip, yüksek derecede çapraz bağlanmış mikro dolduruculu bir akrilat polimeridir. İnorganik mikro partikül doldurucu ile güçlendirilmiş poliakrilik (MRP) materyal, uzun süreli (üç yıla kadar) geçici kron ve iki üyeye kadar gövde içeren köprü restorasyonlar için kullanılmaktadır (Sannino ve diğerleri, 2015; VITA Zahnfabrik, 2016b). VITA CAD-Temp Implant Solutions (IS) bloğu, geçici implant destekli restorasyonların üretimi için geliştirilmiştir (VITA Zahnfabrik, t.y.). VITA CAD-Temp, dört farklı (0M1, 1M2, 2M2 ve 3M2) renk tonuna sahip monokromatik blok ve estetiğin daha ön planda olduğu olgular için dört farklı renk tabakasına sahip polikromatik blok seçenekleri bulunmaktadır (Fasbinder, 2012). Estetik görünümün geliştirilmesi amacıyla restorasyon, ışıkla sertleşen VITA VM LC kompozit materyali ile kişiselleştirilebilmektedir. Simantasyondan önce geçici restorasyonun iç yüzeyi, Al_2O_3 ile kumlanarak (50-100 μm ve 1-2 bar basınç) ya da elmas frez ile pürüzlendirilebilmektedir (VITA Zahnfabrik, 2016b).

Ivoclar Vivadent tarafından üretilen Telio CAD, çapraz bağlı bir PMMA bloğu olup, uzun süreli (bir yıla kadar) geçici kron, iki üyeye kadar gövde içeren köprü ve implant destekli restorasyonlar ile TME problemleri ve oklüzal ayarlamaları düzenlemek için terepatik restorasyonlar olarak kullanılmaktadır. Telio CAD Abutment Solutions bloğu, geçici implant destekli restorasyonlar için üretilmiştir. Telio CAD bloğu altı farklı (BL3, A1, A2, A3, A3.5 ve B1) renk seçeneğine sahiptir. Estetik görünümünün geliştirilmesi amacıyla restorasyon, ışıkla sertleşen Telio Lab LC kompozit materyali ile kişiselleştirilebilmektedir (Ivoclar Vivadent, t.y.; Sannino ve diğerleri, 2015).

Ayrıca dental piyasada; Zenotec PMMA (Wieland Dental, Almanya), Cercon Base PMMA (Degudent, Almanya), Artbloc Temp (Merz Dental GmbH, Almanya), Polycon ae (Straumann, İsviçre), New Outline CAD (Anaxdent, Almanya) gibi farklı firmalar tarafından üretilen PMMA blokları bulunmaktadır (Güth ve diğerleri, 2013).

2.2.7. Polieter Eter Keton (PEEK)

Uzun yıllardır ortopedide kullanılan sentetik bir biyomateryal olan polieter eter keton (PEEK); diş renkli, aromatik, yarı kristal, termoplastik polimerik bir malzemedir (Najeeb ve diğerleri, 2016). Nispeten yeni bir materyali temsil eden PEEK üzerinde yapılan son yıllardaki araştırmalar, yeterli mekanik stabilite sağlayabildiğini ve geleneksel veneering materyallerine bağlanabildiğini göstererek restoratif alanda kullanılabilmesi için temel gereklilikleri yerine getirdiğini göstermiştir (Stawarczyk ve diğerleri, 2014; Stawarczyk ve diğerleri, 2016c).

Mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu nedeniyle sabit ve hareketli protez alanında umut verici bir alternatif olarak görülen PEEK'in sahip olduğu düşük translusensi ve grimsi, kar-beyaz rengi nedeniyle monolitik

restorasyon olarak kullanımı molar bölge ile sınırlandırılmaktadır (Reich, 2015; Stawarczyk ve diğerleri, 2016c).

2.2.8. Zirkonya Seramikler

Zirkonya altyapılı sabit köprü restorasyonların muhtemel fizyolojik okluzal kuvvetlere dayanabileceği gösterilmesine rağmen, bruksizimin neden olduğu oklüzal yükleme ve yetersiz altyapı kalınlığı en sık konnektör bölgesinde oluşan katstrofik kırıklara neden olmaktadır (Att ve diğerleri, 2007). Bununla birlikte en sık görülen klinik başarısızlık, zirkonya altyapı üzerine uygulanan veneer seramiğinde meydana gelen koheziv kırıklara (*chipping*) bağlı olarak oluşmaktadır (Li ve diğerleri, 2014; Malkondu ve diğerleri, 2016b).

Zirkonya veneer seramiği kırılma oranları, restorasyonların tamamlamasından 2-3 yıl sonra tek üye kronlarda % 2-9, 1-5 yıl sonra posterior sabit protezlerde % 36'ya kadar ve implant destekli restorasyonlarda %54'e kadar yükseldiği belirtilmiştir (Guess ve diğerleri, 2011). Koheziv başarısızlığa katkıda bulunan faktörler olarak; veneer seramiği materyalinin zirkonyaya göre daha düşük kırılma ve esneme direncine sahip olması, veneerleme işlemine bağlı oluşan stres ve distorsiyonlar, desteklenmeyen veneer porseleni ve altyapı-veneer konfigürasyonu, zirkonya altyapı - veneer seramiği arasındaki termal genleşme katsayıları arasındaki farktan ve ısı işlem sonrası hızlı soğuma hızlarından kaynaklanan rezidüel stresler belirtilmektedir (Daou, 2014; Li ve diğerleri, 2014). Ayrıca oklüzal yük miktarı, oklüzal kontak alanlarının konumu ve boyutu ve porselen kalınlığının da başarıda rol oynadığı belirtilmiştir (Malkondu ve diğerleri, 2016b).

Zirkonya altyapılı restorasyonlarda veneering başarısızlığını önlemek için CAD-on, press-on, çift veneerleme tekniği gibi çeşitli teknikler geliştirilmiştir. Son zamanlarda zirkonya altyapı – veneer seramiği

başarısızlığını önlemek için yukarıda bahsi geçen metodlara alternatif olarak monolitik zirkonya restorasyonlar kullanılmaya başlanmıştır (Malkondu ve diğerleri, 2016a; Shahmiri ve diğerleri, 2018). Ancak zirkonyanın diğer tam seramiklere göre translusensinin düşük olması, monolitik kron yapımında kullanımını estetik açıdan sınırlandırmaktadır. Bu yüzden zirkonyanın tanecik boyutlarında, stabilizatör elementlerin miktarında ve sinterleme parametrelerinde yapılan değişikliklerle daha translusent zirkonya bloklar üretilmiştir (Malkondu ve diğerleri, 2016b; Reich, 2015).

Monolitik zirkonya restorasyonlarda renklendirilme, ya sinterleme işlemi öncesi renklendirme solüsyonları ile ya da önceden renklendirilmiş zirkonya bloklar kullanılarak sağlanmaktadır. Sinterleme sonrası restorasyon mekanik parlatma ya da glaze seramiği uygulanıp fırınlanarak tamamlanabilmektedir (Denry ve Kelly, 2014; Reich, 2015). Final restorasyon geleneksel veya rezin simanlarla simante edilebilmektedir (Awad ve diğerleri, 2017).

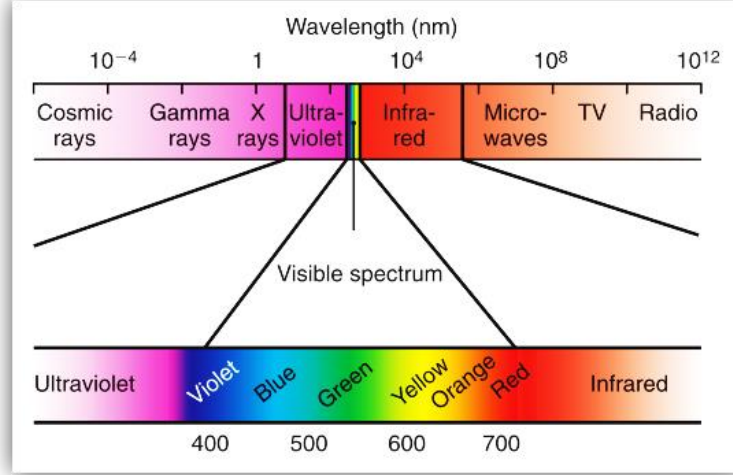
Tablo 2.4. Monolitik zirkonya bloklar ve üretici firmaları (Reich, 2015; Shahmiri ve diğerleri, 2018).

Blok adı	Üretici Firma
Prettau Anterior	Zirkonzahn, Taufers, İtalya
Prettau Zirconia	Zirkonzahn, Taufers, İtalya
Katana	Kuraray Noritake Inc, Japonya
Zenostar	Wieland ve Ivoclar Vivadedent, Almanya
BruxZir	Glidewell Laboratories, Amerika
GC Initial ZR Disc	GC Europe, Belçika
DD Bio ZX	Dental Direkt GmbH, Almanya
Ceramill ZI	Amann Girbach, Avusturya
inCoris TZI	Sirona Dental, Almanya
VITA YZ HT	VITA Zahnfabrik, Almanya
Zirlux	Henry Schein, Amerika
LAVA Esthetic	3M ESPE, Amerika
LAVA Plus HT	3M ESPE, Amerika
NobelProcera	Nobel Biocare, İsviçre
NexxZr T	Sagemax, Amerika

2.3. Dış Hekimliğinde Işık ve Renk

Işık, dalga boyu nanometre cinsinden ölçülen görülebilir elektromanyetik enerji olarak tanımlanmaktadır ve rengin var olabilmesi için gereklidir. İnsan gözü elektromanyetik spektrumun sadece 380 – 750 nm dalga boyu aralığı olan kısıtlı bir alana karşı duyarlıdır. Ultraviyole, x ve gama ışınları elektromanyetik spektrumda daha kısa dalga boylarına sahipken;

kızılötesi radyasyon, mikrodalga ve televizyon ve radyo iletim dalgaları daha uzun dalga boylarına sahiptir (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.627) (Şekil 2.1.).



Şekil 2.1. Elektromanyetik enerji spektrumu (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.627).

Psikofiziksel bir algı olan renk ise görme sisteminde nesnelerden yansıyan ışığa yanıt olarak ortaya çıkmaktadır (Paravina ve Powers, 2004, s.3). Cisimden yansıyan ışık, gözde bulunan retina tabakasındaki fotoreseptörlerdeki görme pigmentleri tarafından absorbe edilmektedir ve sinir uyarılarına dönüştürülerek beyindeki görme korteksine iletilmektedir. Görme korteksinde sinyaller işlenerek rengin psikofiziksel algısı sağlanmaktadır (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.35; Paravina ve Powers, 2004, s.7). Belli bir renk olarak algılanan obje, spektrumdaki diğer tüm renklere karşılık gelen ışık dalgalarını absorbe ederken yalnızca kendi rengini yansıtır. Örneğin mavi ve yeşil ışığı absorbe eden ve kırmızı ışığı yansıtan bir obje kırmızı olarak görünmektedir (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.627). Beyaz bir cisim gelen ışık dalgalarını tamamen yansıtırken, siyah bir cisim gelen ışık dalgalarını tamamen absorbe etmektedir (Keyf ve diğerleri, 2009).

2.3.1. Işık ve Renk ile İlgili Kavramlar

Pigmentasyon

Kompozit rezinler, protez akrilikleri, silikon maksillofasial materyaller, dental seramikler gibi metalik olmayan materyallere renkli pigmentler eklenmektedir. Algılanan renk, pigmentler tarafından spesifik ışık dalga boylarının absorbe edilmesi ve diğer dalga boylarının yansıtılması sonucu ile ilişkili olmaktadır. Pigmentlerin karıştırılması renklerin çıkartılması işlemini içermektedir. Örneğin mavi ve mor rengi absorbe eden kadmiyum sülfür ve kırmızı, turuncu ve sarıyı absorbe eden *ultramarin* pigmentinin karıştırılmasıyla yansıyan tek renk olan, yeşil rengi gözlemlenmektedir. Restoratif materyalleri diş dokusu ile eşleştirmek için, beyaz temel materyalin içerisine sarı ve grinin çeşitli tonları eklenmektedir ve bazen mavi ve yeşil pigmentler de ilave edilmektedir. Pembe dişeti dokuları ile eşleştirme için, kırmızı ve beyazın çeşitli tonları kullanılmaktadır ve bazen yeşil veya mavi pigmentler eklenmektedir. Restoratif materyallerin renkleri uygun translusensi ile birleştirildiğinde, çevreleyen diş dokusuna yakından uyum sağlayabilmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012, s.57).

Metamerizm

Belli bir aydınlatma koşulu altında aynı görünen fakat farklı spektral yansıma özelliklerine sahip iki cisim "metamer", bu fenomen ise "metamerizm" olarak adlandırılmaktadır. Örneğin aynı sarı gibi görünen iki nesne ışığı farklı şekilde absorbe edebilir ve yansıtabilir. Sarı cisimler normalde sarı ışığı yansıtır, ancak bazıları sarı ışığı absorbe ederek turuncu ve yeşil ışığı yansıtabilir. Gözlemci, turuncu ve yeşil birleşimini sarı olarak gözlemlemektedir. Ancak aydınlatma koşulları değiştiğinde metamer özelliğine sahip cisimler aynı renkte görünmemektedir. Örneğin operatör ışığı altında aynı görünen iki cisim, gün ışığı altında farklı görünebilmektedir. Diş

hekimi, gün ışığı ve floresan ışığı gibi farklı aydınlatma koşullarında renk seçimini kontrol ederek metamerizm problemlerinin önüne geçebilmektedir (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.38; Freedman, 2012, s.144; Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s. 631).

Opasite

Bir cismin rengi yalnızca pigment veya renklendirici ajanların renk ve yoğunluğuyla değil, aynı zamanda cismin sahip olduğu opasite ve saydamlık ile de değiştirilebilmektedir. Opasite materyalin ışık geçişini önleyen bir özelliğidir. Güneş ışığı gibi beyaz bir ışık kaynağı altında spektrumun tüm renkleri obje tarafından eşit yoğunlukta yansıtılıyorsa, obje beyaz olarak görünmektedir. Spektruma ait tüm renkler eşit derecede absorbe ediliyorsa, obje siyah olarak görünmektedir. Opak bir materyal ışığın bir kısmını absorbe edebilir ve geri kalanını yansıtmaktadır (Paravina ve Powers, 2004, s.39; Sakaguchi ve Powers, 2012, s.58).

Saydamlık (Transparanlık)

Materyalin içinden ışık geçişine ve arkasındaki bir objenin görülebilmesine izin verme özelliğidir (Paravina ve Powers, 2004, s.39; Sakaguchi ve Powers, 2012, s.58). Transparan materyaller translusensi skalasının en sonunda yer almaktadır ve bütün ışığı absorbe etmeden içerisinden iletmektedir (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.35).

Yarı saydamlık (Translusensi)

Translusensi opasite ile transparanlık arasındaki bir derece olup ışık geçişine izin verir ayrıca ışığın dağılmasını sağlayarak altındaki objenin görülmemesini sağlamaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012, s.58). Objeden büyük miktarda ışık geçişi, materyalin daha translusent olduğunu göstermektedir (Awad ve diğerleri, 2015; Nogueira ve Della Bona, 2013).

Translusensi materyalin daha doğal görünmesini sağlayarak estetiğin sağlanmasında temel faktörlerden biri olarak yer almaktadır ve materyal seçiminde önemlidir (Kursoglu ve diğerleri, 2015; Tuncel ve diğerleri, 2016; Vichi ve diğerleri, 2016). Dental restoratif materyallerin translusenslerinin değerlendirilmesi genellikle kontrast oran (KO) ya da translusensi parametresi (TP) ölçümü ile yapılmaktadır (Barizon ve diğerleri, 2013; Sulaiman ve diğerleri, 2015; Vichi ve diğerleri, 2014).

KO, bir cismin siyah (B) ve beyaz (W) zemin üzerindeki spektral yansıma değerinin Formül 2.1. kullanılarak hesaplanmasıyla belirlenmektedir (Tuncel ve diğerleri, 2016; Vichi ve diğerleri, 2014). KO değeri 0 ile 1 arasında değişiklik gösterip, opak materyaller için 1'e doğru yaklaşırken, transparan materyaller için 0'a doğru yaklaşmaktadır (Vichi ve diğerleri, 2014; Vichi ve diğerleri, 2016).

$$KO = \frac{Y_B}{Y_W} \quad (2.1.)$$

TP ise, aynı örneğin siyah (B) ve beyaz (W) zemin üzerindeki renk farkının Formül 2.2. kullanılarak hesaplanması ile belirlenmektedir (Johnston ve diğerleri, 1995). TP değeri 0 ile 100 arasında değişiklik göstermektedir. TP değerinin 0 olması materyalin tamamen opak olduğunu gösterirken, 100 olması tamamen transparan olduğunu gösterir. TP değeri arttıkça materyal daha translusent olmaktadır (Bagis ve Turgut, 2013; Hernandes ve diğerleri, 2016; Kurtulmus-Yilmaz ve Ulusoy, 2014).

$$TP = \sqrt{(L_B^* - L_W^*)^2 + (a_B^* - a_W^*)^2 + (b_B^* - b_W^*)^2} \quad (2.2.)$$

Floresans özellik

Doğal diş yapısı, insan gözünün göremeyeceği kadar kısa ışık dalga boylarını absorbe etmektedir. 300-400 nm arasındaki bu dalga boyları "yakın ultraviyole ışınım" olarak adlandırılmaktadır. Doğal güneş ışığı, flaş lambaları, belirli tipteki buhar lambaları ve dekoratif aydınlatmada kullanılan morötesi ışıklar önemli miktarda ultraviyole ışınım içeren kaynaklardır. Diş yapısının absorbe edilen radyant enerjiyi, daha uzun dalga boylarındaki ışığa dönüştürmesi ve ışık kaynağı haline gelmesi fenomeni "floresans" olarak adlandırılmaktadır. Yayılan ışık, spektrumun 400-450 nm aralığında yer alan polikromatik (en yoğun mavi) bir ışıktır. (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.38; Sakaguchi ve Powers, 2012, s.57). Teorik olarak uygulanan dental restorasyonun doğal diştten farklı bir floresans özelliğine sahip olması durumunda uyumsuzluklar ortaya çıkabilmektedir ancak pratik uygulamada renk uyumu açısından belirgin bir rolü olmadığı belirtilmiştir (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.631).

Opalesans özellik

Opal efekt olarak da bilinen opalesans özelliği, bir materyalin kısa dalga boyuna sahip ışık yayması fenomenidir. Materyal içerisindeki görünür ışık spektrumundan daha küçük dalga boyuna ve daha yüksek kırılma indisine sahip partiküllerin varlığı ışık yayılmasına neden olmaktadır (Paravina ve Powers, 2004, s.44). Materyal iletilen ışık altında turuncu-kahverengi bir görünüm sergilerken, yansıyan ışık altında ise mavimsi bir görünüm vermektedir (Bhat ve diğerleri, 2011; Sakaguchi ve Powers, 2012, s.58; Vichi ve diğerleri, 2011). Doğal dişlerdeki minenin insizal kenarı, opalesans özelliği ile yansıyan ışıktta mavimsi görülmektedir (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.631). Metamerizm sorunları ve diğer estetik problemleri önleyerek dişin doğal görünümünü sağlayabilmek için, restoratif

materyallerin opalesans özelliklerine dikkat edilmelidir (Yu ve Lee, 2009; Yu ve Lee, 2013).

Renk Körlüğü

Renk körlüğü (renk görüş defekti), erkek nüfusunun yaklaşık %8'ini etkilerken, kadın nüfusunun daha azını etkilemektedir. Renk tonu hassasiyetinin tamamen eksik olması "akromatizm" olarak adlandırılmaktadır. "Dikromatizm" ise yalnızca iki ana renk tonuna duyarlılığı ifade etmektedir ve kırmızı veya yeşil renk algılanamamaktadır. Retinal konilerdeki üç temel pigmentten birinin eksikliği veya anormallliği olan üç tona duyarlılık ise "anormal trikromatizm" olarak isimlendirilmektedir. Diş hekimleri renk algılamalarını test ettirmelidir ve herhangi bir eksiklik tespit edilirse, diş tonlarını seçerken yardım istemelidir (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.631).

2.3.2. Renk Sistemleri

Renk objektif ve sübjektif fenomenleri kapsayan kompleks bir kavramdır (Sakaguchi ve Powers, 2012, s.54). 1611 yılında Sigried Forsius tarafından rengin üç boyutlu bir kavram olarak tanımlanmasından itibaren, bu boyutları tanımlamak için çok sayıda yaklaşım ve sistem geliştirilmiştir (Sproull, 2001). Tablo 2.5.'de bu nitelikleri tanımlamak için geliştirilen çeşitli renk sistemleri belirtilmektedir. Daha görsel olarak tanımlayıcı olan Munsell Renk Sistemi ve daha kantitatif olarak tanımlayıcı olan *Commission Internationale de l'Eclairage* L*a*b* (CIELAB) renk sistemleri en çok kullanılan sistemlerdir (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.624; Turgut ve Bağış, 2012).

Tablo 2.5. Çeşitli renk belirleme sistemleri (Paravina ve Powers, 2004, s.18).

Sene	Sistem	Kurucu
1905	Munsell Sistemi	Munsell
1916	Ostwald Sistemi	Ostwald
1931	CIE XYZ Sistemi	Commission Internationale de l'Eclairage (CIE)
1947	OSA-UCS	Optical Society of America
1955	DIN sistemi	Richter
1962	Coloroid Renk Sistemi	Nemcsics
1968	Natural Renk Sistemi (NCS)	Hard and Sivik
1976	CIE L*a*b* (CIELAB) Sistemi	CIE

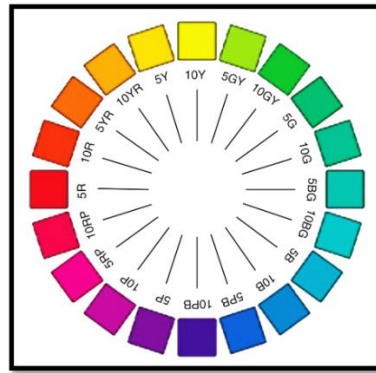
Munsell Renk Sistemi

1905 yılında Amerikalı bir sanatçı olan Albert H. Munsell tarafından rengin üç benzersiz yönü etrafında toplanan Munsell renk sistemi geliştirilmiştir (Freedman, 2012, s.135). Dünya çapında bilinirliği, tutarlılığı, esnekliği, kullanım kolaylığı gibi çeşitli nedenlerle popülerliğini sürdüren Munsell renk sistemi, rengi görsel olarak tanımlamaktadır. En eski renk belirleme sistemi olan Munsell renk sisteminin çeşitli versiyonları geliştirilmiştir (Paravina ve Powers, 2004, s.19; Sproull, 2001). Bu sistemde renkler uzaysal olarak silindiriksel koordinatlarla gösterilmektedir ve rengin üç boyutu hue (H), value (V) ve chroma (C) olarak tanımlanmaktadır (Freedman, 2012, s.135; Paravina ve Powers, 2004, s.19; Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.624).

Renk tonu (Hue)

Rengin belli bir çeşidi olarak tanımlanan renk tonu, bir rengi diğer renk gruplarından ayırmayı sağlayan özelliktir. Cismin renk tonu kırmızı, yeşil, sarı gibi herhangi bir renk olabilir ve gözlemlenen cisimden yansıyan ya da

iletileen ışığın dalga boyu ile saptanmaktadır. Dalga boyunun görünür ışık spektrumundaki yeri renk tonunu belirlemektedir. Dalga boyu uzadıkça renk tonu spektrumun kırmızı kısmına yakın olurken, dalga boyu kısalдықça spektrumun mor bölümüne yaklaşmaktadır. Munsell renk sisteminde renk tonu bir silindir etrafında sıralanmaktadır (Şekil 2.2). Her renk tonu birbirinden eşit derecede uzaklıktaki 10 bölüm halinde alt kısımlara ayrılmaktadır (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.624; Sproull, 2001).



Şekil 2.2. Munsell'in renk tonu çarkı (Freedman, 2012, s.136).

Renk değeri (Value)

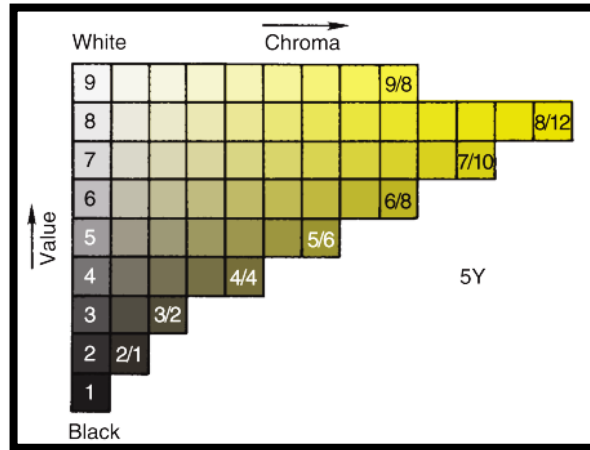
Gri skala olarak da bilinen renk değeri, objenin parlaklık değeri ya da bir rengin göreceli olarak açıklık-koyuluk derecesi olarak tanımlanmaktadır. Cismin parlaklığı, cisimden yansıyan ya da iletilen ışık enerjisi miktarı ile direkt ilişkilidir (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.36; Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.624). Silindirin ortasından geçen dikey eksen üzerinde değerlendirilen renk değeri skalası, 0 (saf siyah) ile 10 (saf beyaz) arasında numaralandırılmaktadır. 0 ile 10 arasında yer alan gri tonları farklı parlaklıklar oluşturmaktadır. Daha fazla miktarda gri içeren koyu renkler daha düşük renk değerine sahipken, daha az miktarda gri içeren açık renkler ise daha yüksek renk değerlerine sahip olmaktadır (Keyf ve diğerleri, 2009; Sproull, 2001) (Şekil 2.3.).

Renk yoğunluğu (Kroma - *Chroma*)

Güçlü bir rengin zayıf bir renkten ayırt edilebilmesini sağlayan kroma özelliği, bir renk tonunun yoğunluğu olarak tanımlanmaktadır (Şekil 2.3.). Bir rengin içerisine gri ilave edilmesi kromayı azaltırken teorik olarak renk tonunu etkilemeyecektir. İlave edilen grinin renk değerine bağlı olarak orijinal rengin renk değeri etkilenmektedir (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.624; Sproull, 2001).

Orijinal rengin;

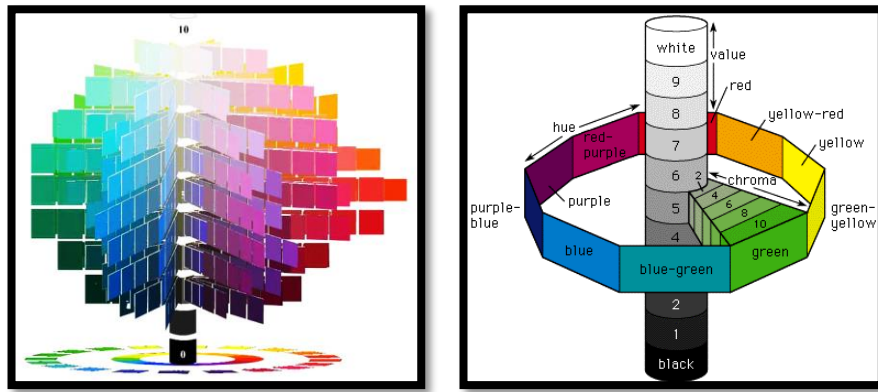
- renk değerinden daha yüksek değere sahip bir gri ekleniyorsa, sonuç rengin renk tonu değişmeyecek, renk değeri artarken kroması azalacaktır.
- Aynı renk değerine sahip bir gri ilave ediliyorsa, sadece kroma etkilenerek azalacaktır.
- Daha düşük renk değerine sahip bir gri ilave ediliyorsa, kroma ve renk değeri azalacaktır (Sproull, 2001).



Şekil 2.3. Renk değeri ve kroma (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.625).

Munsell renk sisteminde, renklerin üç boyutlu organizasyonunun temsili bir renk ağacında sunulmuştur. İçi dolu bir küre veya silindir karakteristiklerine sahip düzensiz üç boyutlu figürün merkezinde renksiz

veya akromatik eksen bulunmaktadır. En üst bölümünde saf beyaz, en alt kısmında ise saf siyah renk yer almaktadır. Renk tonları bu eksen etrafında düzenlenmekte ve her renk tonu kendi içerisinde renk değerine ve kromasına göre ölçekler halinde sıralanmaktadır. Silindirin üst kısmında açık renkler yer alırken, alt kısmına doğru koyu renkler yer almaktadır. Renkler silindirin periferinde en saftır ve merkeze doğru yaklaştıkça grileşmektedir (Sarıkaya ve Güler, 2009; Sproull, 2001) (Şekil 2.4 ve 2.5.).



Şekil 2.4. ve 2.5. Munsell renk ağacı ve sistemi (Encyclopedia Britannica Inc., t.y.).

CIE L*a*b* Renk Sistemi

1931 yılında renk ve görünüm gibi alanlarda standardizasyonu sağlayabilmek amacıyla CIE (*Commission Internationale de l'Eclairage* veya *International Commission on Illumination*), standart bir ışık kaynağı altında, standart bir gözlemci tarafından objenin rengine insan görme sisteminin yanıtını temsil eden tristumulus değerlerini CIE XYZ olarak açıklamıştır (Joiner, 2004).

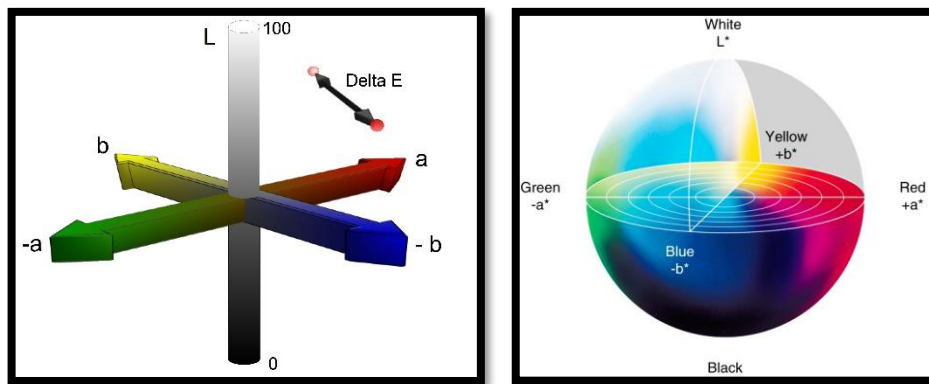
1976 yılında CIE daha belirleyici bir renk tanımlaması yaparak L*a*b* renk uzayını geliştirmiştir (Şekil 2.6.). Munsell sisteminin aksine, CIE Lab renk uzayının düzenli bir yapıya sahip olması ve renk aralıklarının eşit mesafede

olması nedeniyle klinik olarak yorumlanabilmektedir ve renk farklılıkları tanımlanabilmektedir.

L^* koordinatı rengin akromatik özelliğini tanımlamaktadır. Rengin açıklığı/koyluğu, parlaklığı, siyah/beyaz karakterini temsil eden L^* koordinatı Munsell sistemindeki renk değerine (*value*) benzemektedir (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.625). L^* değeri, 0 (mükemmel siyah renk) ile 100 (mükemmel beyaz renk) arasında değişen bir skala üzerinde ölçeklendirilmektedir (Joiner, 2004; Sarıkaya ve Güler, 2009).

Bir rengin kromatik özellikleri Munsell sisteminde renk tonu ve kroma tarafından ifade edilirken, CIELab sisteminde a^* ve b^* koordinatları ile gösterilmektedir. a^* koordinatı Munsell renk alanındaki kırmızı - yeşil eksene karşılık gelmektedir. Pozitif a^* değeri ağırlıklı olarak kırmızı renk ile ilişkili iken, a^* değerinin negatif olması rengin daha çok yeşil ile ilişkili olduğunu göstermektedir. b^* koordinatı Munsell renk alanındaki sarı - mavi eksene karşılık gelmektedir. Pozitif b^* değeri ağırlıklı olarak sarı renk ile ilişkili iken, b^* değerinin negatif olması rengin daha çok mavi ile ilişkili olduğunu göstermektedir (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.626).

a^* ve b^* koordinatları nötr renkler için (beyaz, gri) sıfıra yaklaşmakta iken daha yoğun ve doymuş renklerde değerler artmaktadır (Joiner, 2004).



Şekil 2.6. CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemi (Turgut ve Bağış, 2012).

CIELab sisteminin en büyük avantajı görsel algı ve klinik önemi ile ilişkilendirilebilecek renk farklılıklarını birimsel olarak ifade edebilmesidir (Joiner, 2004). Renk değişim farklılığı ΔE ile sembolize edilmektedir ve Formül 2.3. kullanılarak hesaplanmaktadır. Formül içerisinde yer alan ΔL^* , Δa^* ve Δb^* değerleri, iki ölçüm arasındaki L^* , a^* ve b^* parametreleri arasındaki değer farkıdır (Ghinea ve diğerleri, 2010).

$$\Delta E^* = \sqrt{(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2} \quad (2.3.)$$

ΔE^* değeri arttıkça, renk farkı daha büyük olmakta ve gözlemci tarafından daha iyi algılanabilmektedir. Görsel olarak algılanabilir renk farkı büyüklüğünü ve dental estetikte kabul edilemez renk değişimi oluşturan büyüklüğü dikkate almadan sadece iki cisim arasındaki renk farkının tanımlanması, klinik açıdan küçük bir öneme sahip olmasına neden olmaktadır (Khashayar ve diğerleri, 2014). Algılanabilir renk farkı, gözlemciler tarafından tespit edilebilen en küçük renk farkı olarak tanımlanmaktadır. Gözlemcilerin %50'sinde görsel olarak saptanabilen renk farkı %50:50 algılanabilirlik (*perceptibility*) eşik değerine karşılık gelmektedir. Benzer şekilde gözlemcilerin %50'sinde kabul edilebilir renk farkı ise %50:50 kabul edilebilirlik (*acceptability*) eşik değerine karşılık gelmektedir (Della Bona ve diğerleri, 2015; Ghinea ve diğerleri, 2010). ΔE^* sonuçlarının değerlendirilebilmesi için çeşitli materyaller üzerinde birçok çalışma yapılarak renk farkının algılanabilir ve kabul edilebilir eşik değerleri saptanmaya çalışılmıştır (Tablo 2.6.).

Tablo 2.6. Algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik renk farkı (ΔE^*) eşik değeri ile ilgili çalışmalar.

Algılanabilir renk farkı eşik değeri ile ilgili çalışmalar		
Çalışmacı	ΔE^* eşik değeri	Çalışma tipi
Kuehni ve Marcus, 1979	1.0	in vitro
Seghi ve diğerleri, 1989	2.0	in vitro
Douglas ve diğerleri, 2007	2.6	in vivo
Ghinea ve diğerleri, 2010	1.74	in vitro
Paravina ve diğerleri, 2015	1.2	in vitro
Kabul edilebilir renk farkı eşik değeri ile ilgili çalışmalar		
Ruyter ve diğerleri, 1987	3.3	in vitro
Johnston ve Kao, 1989	3.7	in vivo
O'Brien ve diğerleri, 1990	2.0	in vitro
Ragain, 2000	2.6	in vitro
Douglas ve diğerleri, 2007	5.6	in vivo
Da Silva ve diğerleri, 2008	2.7	in vivo
Ghinea ve diğerleri, 2010	3.48	in vitro
Paravina ve diğerleri, 2015	2.7	in vitro

Dental renk çalışmalarının büyük çoğunluğunda, CIELab renk uzayı ve ΔE^*_{ab} kullanılarak renk ve renk farkı değerleri nicelleştirilmektedir. CIE, CIELab sistemindeki hesaplanan ve algılanan renk farkları arasındaki doğrulamayı geliştirmek amacıyla CMC, CIE94 ve CIEDE2000 (ΔE_{00}) olmak üzere 3 farklı renk farkı formülünü geliştirmiştir (Ghinea ve diğerleri, 2010).

Formül 2.4. kullanılarak hesaplanan CIEDE2000, renk tonu ve kroma konseptlerini kullanmaktadır.

$$\Delta E_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C}\right)^2 \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)^2} \quad (2.4.)$$

Formülde yer alan $\Delta L'$, $\Delta C'$ ve $\Delta H'$ ifadeleri sırasıyla iki farklı ölçüm arasındaki parlaklık, kroma ve renk tonu farklarını belirtmektedir. S_L , S_C ve S_H parlaklık, kroma ve renk tonu için kullanılan ağırlıklandırma fonksiyonları olup, ölçümlerin L' , a' ve b' koordinatlarındaki renk farklılığının konumundaki varyasyonlar için toplam renk farkını ayarlamaktadır (Della Bona ve diğerleri, 2015; Pecho ve diğerleri, 2017). Rotasyon fonksiyonu olarak bilinen R_T ise, mavi bölgedeki kroma ve renk tonu arasındaki etkileşimi açıklamaktadır. K_L , K_C ve K_H sırasıyla parlaklık, kroma ve renk tonu için kullanılan parametrik faktörlerdir. Deneysel koşulları düzeltmek için kullanılan parametrik faktörler, CIEDE2000 (1:1:1) renk farkı formülü için '1' olarak alınmaktadır (Pecho ve diğerleri, 2016a; Pecho ve diğerleri, 2017).

Bununla birlikte K_L değerinin '2' olarak alındığı CIEDE2000 (2:1:1) renk farkı formülünü kullanarak; dental seramiklerin kabul edilebilirlik renk eşik değeri ve görsel ve renk ölçüm cihazları arasındaki renk uyumunun karşılaştırılan çalışmalarda, görsel gözlemlerle daha iyi ilişkili olan renk farklılıkları ile sonuçlandığı belirtilmiştir (Pecho ve diğerleri, 2016a; Pecho ve diğerleri, 2016b; Pecho ve diğerleri, 2017; Perez Mdel ve diğerleri, 2011).

Ghinea ve diğeri (2010), ΔE_{00} renk farkı formülasyonu için algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerini sırasıyla 1.25 ve 2.23 olarak belirtirken, Paravina ve diğeri (2015) ise sırasıyla 0.8 ve 1.8 olarak belirtmiştir.

2.3.3. Dişlerin Optik Özellikleri

Dişlerin renk ve görünümü; aydınlatma koşulları, translusensi, opasite, ışık saçılması, parlaklık gibi birçok faktör tarafından oluşturulan bir fenomendir. Dişlerin optik özelliklerinin tam olarak anlaşılabilmesi için, dental dokuların internal ve eksternal morfolojisi ve ışığa karşı olan cevaplarının bilinmesi gerekmektedir (Dozic ve diğeri, 2004; Paravina ve Powers, 2004, s.53). Dental restorasyonlarda doğal diş şekli ve yüzeyini oluşturmak nispeten kolay olmasına rağmen, internal morfoloji ile restorasyonun rengi arasındaki ilişkiyi taklit edebilmek kolay olmamaktadır (Dozic ve diğeri, 2004).

Yeni süren bir dişteki mine tabakası; daha yüksek oranda organik bileşen içermesi, mineralizasyonun daha az olması ve mine kristalleri arasındaki boşluğun daha fazla olması nedeniyle oldukça opaktır. Zaman içerisinde minenin yüzeyel tabakası aşındıkça, açığa çıkan alttaki mine yüzeyinin opak görüntüsü de azalmaktadır. (Fondriest, 2003)

Dentin yapısı içerisinde bulunan dentin tübülleri ve mine yapısı içerisindeki hidroksiapatit kristalleri ışık saçılımına önemli derecede katkıda bulunmaktadır (Joiner, 2004; Pustina-Krasniqi ve diğeri, 2017). Farklı hastalara ait dişlerin mine tabakası çıkarılarak renk ölçümleri yapılan in vitro bir çalışmada, sonuçlar normal diş renkleri ile güçlü bir korelasyon göstermiştir. Bu çalışmanın sonucunda diş renginin esas olarak dentin rengi tarafından belirlendiği, minenin mavi dalga boyu aralığındaki ışınların saçılması yoluyla minör bir rol oynadığı doğrulanmıştır (ten Bosch ve Coops,

1995). Price ve diğerleri (2000) ise, mine ve dentin kalınlığının ışık geçişini etkileyerek diş rengi üzerinde etkisi olduğunu belirtmiştir. Zijp ve diğerleri (1995), gün ışığı altında insan diş minesinin ışığı yansıttığında soluk mavi, iletmediğinde ise soluk sarı olarak görüldüğünü belirtmiştir.

Genç bireylerde mine tabakasının kalınlığı dentini maskeleyerek renk yoğunluğunu azaltmaktadır. Mine kalınlığı insizal bölgeden servikal bölgeye doğru azalmaktadır. Dişin servikal bölgesinde mine tabakasının ince olması nedeniyle, dentinin diş rengi üzerindeki etkisi bu bölgede orta üçlü bölgesine göre daha fazla olmaktadır. Servikal bölgedeki renk orta üçlü bölgesindeki renge göre daha iyi farkedebilirken, kesici kenarlar arka plan rengini iletmektedir. Bir başka deyişle dişin renk yoğunluğu servikal bölgede en fazladır ve insizal bölgeye doğru azalmaktadır (Dozic ve diğerleri, 2004).

Doğal dişlerin renk tonları, sarı ile sarı-turuncu renk aralığında olma eğilimindedir. Bir ark içerisindeki dişler farklı renk tonlarına sahip olabilmektedir. Anterior dişler arasında kanin diş en kırmızı ve santral diş lateral dişe göre daha kırmızıdır. Ayrıca anterior dişlerde servikal bölgenin renk tonu, orta ve insizal bölgeye göre her zaman daha kırmızıdır. Zaman içerisinde mine tabakasının kalınlığının ve opaklığının azalmasına bağlı olarak yaşlı dişler daha kırmızı olmaktadır (Fondriest, 2003).

Dişin renk değerini esas olarak mine tabakasının özelliği belirlemektedir. Minenin yüzeyel tabakasının aşınmasıyla birlikte; translusensi artmakta, dentin daha görülebilir hale gelmekte ve dentinin sahip olduğu renk yoğunluğu renk değerini daha fazla etkilemektedir. Dişin renk değeri en yüksek orta üçlü bölgesinde bulunurken, en düşük servikal bölgede yer almaktadır. Anterior bölgede renk değeri, kanin dişlerden santral dişlere doğru artmaktadır (Fondriest, 2003).

Translusensi özelliğinin en fazla lateral dişlerde gözlenmesi nedeniyle, opalesans en belirgin bu dişlerde gözlenmektedir. Mamelonlar ve interproksimal temas bölgelerinde kırmızı ve sarı dalga boylarını yansıtacak opak dentin tabakası bulunmadığı için, en çok opalesans özelliği bu bölgelerde görünmektedir. Kanin dişleri çok az translusensi özelliği göstermektedir (Fondriest, 2003).

2.3.4. Renk Ölçüm Yöntemleri

Dental restoratif materyal ve diş renginin ölçümü, dental araştırmalar ve klinik uygulamalarda önemli bir yere sahiptir. Diş hekimliğinde renk ölçümü; görsel ya da enstrümental (cihaz) renk analizi kullanılarak yapılmaktadır (Okubo ve diğerleri, 1998; Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.626).

2.3.4.1. Görsel Ölçüm

Görsel renk ölçümü, diş hekimliğinde renk ve translusensinin değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemdir. Subjektif bir yöntem olan görsel renk ölçümünde, diş rengini eşleştirmek için ticari olarak üretilen renk skalaları kullanılmaktadır (Pecho ve diğerleri, 2016a). Ancak bu yöntemin doğrulukla uygulanmasının zor olduğu ve çoğu zaman güvenilir olmayan ve tutarsız sonuçlar verdiği belirtilmiştir (Kurt ve diğerleri, 2016; Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.626). Yine de doğala yakın ve başarılı bir restorasyonun komşu dişlerle birebir aynı renk ve translusensiye sahip olmasını gerektirmemesi nedeniyle, görsel renk ölçümü sıklıkla kullanılmaktadır (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.626).

Görsel renk ölçümü, gözlemcinin radyant enerji uyarana olan psikolojik ve fizyolojik cevaplarına bağlıdır. Objenin rengi; objenin fiziksel özelliklerinden, objenin maruz kaldığı ışığın niteliğinden ve gözlemcinin subjektif değerlendirmesi olmak üzere üç ana faktörden etkilenmektedir. Diş hekimi, görsel renk eşleştirmesinin sonucunu etkileyen üç ana faktörü

anlayarak, görsel değerlendirmenin doğruluğunu ve güvenilirliğini artırabilmektedir (Kurt ve diğerleri, 2016; Okubo ve diğerleri, 1998, Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.626).

Işık Kaynağı

Diş ve renk skalalarının görsel olarak eşleştirildiği ortamdaki ışık kaynağının kalitesi ve miktarı önemlidir. Görsel renk seçiminde ışık kaynağı seçilirken, uygun renk sıcaklığı, spektral enerji dağılımı ve renk sunum indeksi (CRI) dikkate alınmalıdır. Dental renk ölçümü işlemi için ideal ışık kaynağının, 5500°K renk sıcaklığı özelliğine sahip olması gerekmektedir. Belirli bir ışık kaynağının, spesifik standart bir ışık kaynağı ile kıyaslandığında rengi ne kadar iyi sunabildiğini gösteren CRI indeksi değeri, 1 ile 100 arasında derecelendirilmektedir. Renk ölçümü sırasında, ışık kaynağının CRI değerinin 90'ın üzerinde olması önerilmektedir (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.627).

Başlangıçta renk seçiminde gün ışığının renk seçimi için ideal ışık kaynağı olduğu düşünülse de değişken renk karakteristikleri göz önüne alındığında kullanımı önerilmemektedir. Gün ışığı rengi, hava açıkken maviye gün batımında ise kırmızı-turuncuya doğru değişmektedir. Ayrıca havanın bulutlu olması da ışık yoğunluğunu etkilemektedir. Görsel renk seçimi için ideal ışık kaynağı gözlemcinin rengi doğru ve rahat bir şekilde değerlendirmesini sağlayan ışık kaynağıdır (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.627).

Dental restorasyonlarda renk eşleştirilmesi yapılırken ışık kalitesi ve yoğunluğu kontrol edilmelidir. Objeyi aydınlatan farklı ışık kaynakları, her bir görünür dalga boylarını değişen miktarda içermeleri nedeniyle objenin renk algısını etkilemektedir (Joiner, 2004). Akkor lamba, floresan lamba ve güneşin ışık spektrumları birbirinden farklı olduğu için, bir ışık koşulunda yapılan renk eşleştirmesi başka bir aydınlatma koşulunda uyuşmayabilir.

Mümkün olduğu sürece renk seçimi hasta faaliyetlerinin çoğunun gerçekleşeceği koşullarda yapılmalıdır (Sakaguchi ve Powers, 2012, s.57). Akkor ve floresan lamba diş hekimliği kliniğinde en yaygın olarak kullanılan ışık kaynakları olmalarına rağmen, renk ölçümü için ideal ışık kaynağı değildir. Akkor lamba nispeten daha yüksek konsantrasyonda sarı ışık dalgaları yayarken, floresan lamba nispeten daha yüksek konsantrasyonda mavi ışık dalgaları yaymaktadır. Görsel renk ölçümü için çeşitli firmalar tarafından üretilmiş, *color-corrected* (rengi düzeltilmiş) floresan lambaların kullanımı önerilmektedir (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.627).

Dental klinikteki ortam ışığının uygun yoğunluğu, diş hekimi için özellikle kontrast bakımından görsel konfor sağlamaktadır. Dental klinik için 2000 - 3200 lux ve dental laboratuvar için 28 lux ışık yoğunluğu önerilmektedir. Dental klinikteki ortam aydınlatması renk ölçümü açısından ideal kalite ve nicelikte değilse, yardımcı aydınlatma kullanılması tavsiye edilmektedir. Yardımcı ışık kaynağı, çevre ışığının etkisinin üstesinden gelecek yoğunlukta olmalıdır. Ancak çok fazla ışık yoğunluğun küçük renk farklılıklarının algılanmasına izin vermemesi nedeniyle, yoğunluk oranının 3:1'i geçmemesi önerilmektedir. Demetron Shade Light (Kerr Corp.) ve Shade Wand (Authentic Products, Inc.) dental piyasada bulunan yardımcı ışık kaynaklarına örnek olarak verilebilir (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.628).

Dental ünit ışıklarının çok parlak olması ve göz yorgunluğuna sebep olması nedeniyle renk ölçümü, ünit ışığı kapalıyken gerçekleştirilmelidir (Fondriest, 2003).

Gözlemci

Gözlemci doğru renk değerlendirmesinde veya renk alımında çok önemli bir rol almaktadır. Genellikle bayanlar renkleri veya renk tonlarını erkeklerden daha iyi görmekteyken, erkekler dişlerin renk değerini veya

griliğini kadınlardan daha iyi görmektedir. Her iki cinsiyetten de daha küçük yaştaki bireyler, yaşlı bireylere göre renkleri daha iyi görmektedir ve birçok birey renk körlüğünden etkilenmektedir. Yorgunluk, doğru bir şekilde renk seçimi kabiliyetini etkileyebilmektedir ve günün erken saatlerinde yapılan renk seçiminin, uzun ve zorlu bir çalışma gününün sonunda yapılan seçimden daha doğru olduğu belirtilmektedir. Ayrıca çeşitli ilaçlar renkleri doğru bir şekilde görme kabiliyetini etkilemektedir. Üstelik gözler illüzyonlar aracılığıyla yanıltılabilir. Optik illüzyonlar ve kontrast efektler, genellikle bir rengin gerçek doğasını gizleme eğilimindedir (Freedman, 2012, s.139).

Çevresel Etkenler

Renk ölçümü için kullanılan direkt veya ortam ışığı, yapının aydınlanmasından önce etraftaki yüzeylerden saçılmakta ve yansımaktadır. Hekim, hasta ve yardımcı personelin kıyafetlerinin rengi, kliniğin rengi ve hasta önlüğünün rengi; hastanın dışından ve renk skalalarından algılanan rengi etkileyebilmektedir. Renk seçimi sırasında gerekli aydınlatma özelliğini sürdürebilmek için ortamın renk yoğunluğu dikkatlice kontrol edilmelidir. Yardımcı personel kıyafeti, hasta önlüğü, duvarlar ve renk seçimi ortamının pastel ya da nötral gri tonlar olan 4 ya da daha az Munsell kroma değerine sahip olması önerilmektedir. Dolaplar gibi etraftaki diğer yansıtıcılar en az 7 Munsell renk değerine sahip olmalı ve 4'ten fazla olmayan Munsell kroma değeri sunmalıdır (Freedman, 2012, s.139; Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.628).

Renk Skalaları

1933 yılında Clark tarafından ilk renk skalasının geliştirilmesiyle birlikte, ilerleyen yıllarda çeşitli renk skalaları dental piyasaya sunulmuştur. Seramik sistemlerin rengini ölçmek için 1956 yılında VITA Zahnfabrik tarafından, ilk büyük yayıma sahip renk skalası geliştirilmiş ve bir takım

küçük modifikasyonlarla hala diş hekimleri tarafından klasik olarak kullanılan bazı görsel parametreler tanıtılmıştır. 'VITAPAN Classical' olarak adlandırılan bu renk skalası, yaygın olarak kabul edilen bir referans oluşturmuş ve günümüze kadar neredeyse hiç değişikliğe uğramamıştır (Vichi ve diğerleri, 2011). VITAPAN Classical renk skalası, 4 farklı renk tonu (A,B,C ve D) grubu içerisinde yer alan toplam 16 renkten oluşmaktadır. Her grup içerisinde, renk değeri ve kroma bir sayı ile tanımlanmaktadır. Sayı değeri büyüdükçe, renk değeri azalmakta ve kroma artmaktadır. Direkt ya da indirekt restorasyonlar için geliştirilen kompozit ve seramik restorasyonların çoğu VITAPAN Classical renk skalası ile uyumludur (Hassel ve diğerleri, 2016). Dünya çapında yayılmış olan VITAPAN Classical renk skalasının avantajı kullanım kolaylığına sahip olmasıdır. Ancak renk skalası, CIELab renk uzayında yer alan renk dağılımı için eksik kalmaktadır (Vichi ve diğerleri, 2011).

Bir diğer popüler renk skalası, Ivoclar Vivadent tarafından geliştirilen Chromascop Renk skalasıdır. VITAPAN Classical renk skalasına benzer şekilde, 5 farklı renk tonu grubu içerisinde artan kroma ve azalan renk değerine göre düzenlenen toplam 20 renkten oluşmaktadır (Vichi ve diğerleri, 2011).

Renk seçimini geliştirebilmek, daha geniş bir renk aralığı sağlayabilmek ve renklerin daha sistematik sıralanması için, 1998 yılında VITA 3D-Master (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) renk skalası geliştirilmiştir (Hassel ve diğerleri, 2016). CIELab renk sistemi, dental renk skalasına ilk kez 3D-Master renk skalası ile dahil edilmiştir. Renk skalası, doğal ve sistemik sıralanmış 26 renk ve sonradan dahil edilmiş beyazlatılmış dişler için 3 renk olmak üzere toplam 29 renkten oluşmaktadır. Renkler 2 ya da 3 grup halinde 6 dizi (0, 1, 2, 3, 4 ve 5) oluşturacak şekilde sıralanmıştır. İlk olarak mevcut

olmayan '0' grubu, daha sonra beyazlatılmış dişlerin renk seçimi için eklenmiştir. Bu rakamsal değerler, her grup içerisinde sabit olan renk değerinin derecesini belirtmektedir. Kroma dikey yönde sıralanırken, renk tonu yatay yönde düzenlenmiştir. Kroma her bir renk değeri grubu içerisinde farklı derecelerde (1, 1.5, 2, 2.5, 3) ifade edilmektedir ve kroma değeri arttıkça rakamsal değer de artmaktadır. Renk tonu, M, R ve L harfleri ile ifade edilmekte olup; R harfi daha kırmızımsı renk tonu için, L harfi daha sarımsı renk tonu için ve M harfi ise kırmızı veya sarı tonlarının ortası için kullanılmaktadır (Vichi ve diğerleri, 2011). Renk seçilimi yapılırken sırasıyla parlaklık, kroma ve renk tonu seçilmelidir. 2007 yılında diş beyazlatma işlemi için tek bir adımda renk değeri seviyesinin belirlenebilmesi için VITA Bleachguide 3D-MASTER renk skalası tanıtılmıştır (Hassel ve diğerleri, 2016; Vichi ve diğerleri, 2011).

Yetersiz renk bilgisi ve tecrübeye sahip hekim için 3D Master renk skalasını kullanmak zor olmaktadır. Klinisyenler için renk seçiminin kolaylaştırılabilmesi amacıyla, 2008 yılında üretici firma tarafından 3D Master renk skalasındaki renklerin farklı bir sıralama ile düzenlenmesiyle, 'Linearguide 3D-Master' renk skalası tanıtılmıştır. Renk seçimi iki aşamadan oluşmaktadır. İlk olarak doğrusal olarak düzenlenmiş 6 farklı renk değeri içeren 6 dizi arasından uygun renk değeri seçilmektedir. Renk değerinin seçilmesinin ardından, farklı ton ve kromaya sahip doğrusal olarak düzenlenmiş dizi içerisinde renk seçimi yapılmaktadır (Vichi ve diğerleri, 2011).

Görsel Renk Seçimi Sırasında Dikkat Edilmesi Gereken Noktalar

Kullanılan renk skalası sistemine bakılmaksızın aşağıdaki prensiplere uyulmalıdır (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.637; Keyf ve diğerleri, 2009; Turgut ve Bağış, 2012):

- Renk seçimi uygun aydınlatma ve çevresel ortamda yapılmalıdır.
- Hasta üzerindeki parlak renkli kıyafetler gibi renk seçimini etkileyen faktörler elimine edilmeli ve ruj sürülmüşse uzaklaştırılmalıdır.
- Renk seçimi yapılacak dişler temiz olmalı, gerekirse üzerindeki lekeler uzaklaştırılmalıdır.
- Renk seçimi tedaviye başlamadan önce ilk seansta yapılmalıdır. Özellikle *rubber dam* kullanılarak dişler kurutulduğunda, dişin renk değeri artmaktadır.
- Engellenmeyen ağız içi bir renk seçimi alanı sağlamak için yanak retraktörleri kullanılmalıdır.
- Diş hekimi, çeşitli renk skalalarını kullanarak renk tonu seçeneklerini genişletebilir veya diş renginin iki renk tonu arasında olabileceğini belirtebilir. Teknisyenden, seçilen tonların arasında bir renk tonu elde etmek için eşit miktarda porselen karıştırılması istenmelidir.
- Retinanın renge en duyarlı kısmının kullanılabilmesi amacıyla hasta ağzı, hekimin göz hizasında konumlandırılmalı ve görüş mesafesi yaklaşık 25 cm (10 inç) olmalıdır.
- Diş ve renk skalası farklı yüzey özelliklerine sahipse, her iki yüzeyin ıslatılması farklılıkların ortadan kaldırılmasına yardımcı olmaktadır.

- Renk seçimi 5 saniyeden kısa sürede hızlıca yapılmalıdır. Renk skalası eşleştirme yapılacak dışın yanında tutularak doğru eşleştirme için gerekli olan aynı zemin sağlanmış olmaktadır. Hekim özellikle çok parlak fiberoptik aydınlatma kullanılıyorsa göz yorgunluğunun farkında olmalıdır.
- Dış hekiminin renk seçiminden hemen önce nötr bir gri yüzeye odaklanması, retina içerisinde yer alan tüm renk sensörlerini dengeleyerek, gözlerini dinlendirmesini sağlamaktadır.
- Uygun renk tonunun seçilebilmesi amacıyla zorluk yaşandığında, dominant renk tonunun en yüksek kromasına sahip olan kanin dış ile karşılaştırılması önerilmektedir.
- Dış hekimi uygun bir renk değeri seçebilmesi amacıyla, gözlerini kısarak gelen ışık miktarını azaltması sonucu gözün açık-koyu rengi algılamasını kolaylaştırmalıdır.
- Renk skalasında yer alan uygun renk sayısı azaltılmalı ve olabildiğince hızlı bir şekilde yaklaşık üç renge indirilmelidir. Ardından, en iyi eşleşen renk tonundan bir veya iki tanesi yeniden seçilmelidir.
- Renk seçimi, diğer seanslarda doğrulanmalı ve mümkünse, yardımcı bir personel tarafından onaylanmalıdır. Ayrıca, renk seçiminin farklı aydınlatmalar altında doğrulanması önerilmektedir.
- Kesin bir seçim yapılamıyorsa, renk skalasından düşük kroması ve yüksek renk değeri olan bir renk çubuğu seçilmelidir. Çünkü dışsal etkenler kromayı arttırıp, renk değerini azaltabilmektedir.

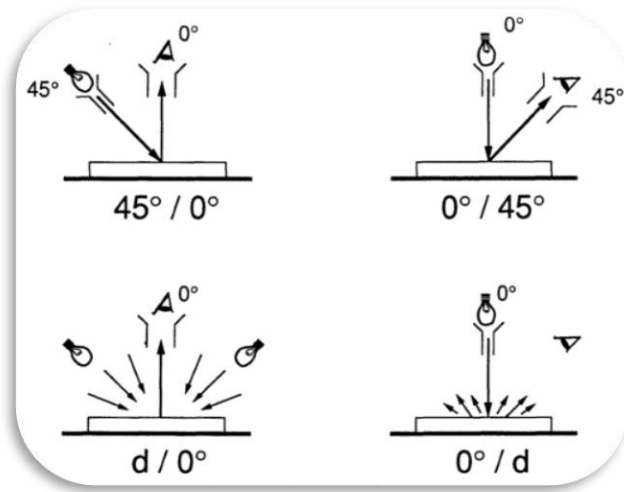
2.3.4.2. Renk Ölçüm Cihazları

Diş renginin görsel olarak belirlenmesi; göz yorgunluğu, deneyim, cinsiyet, renk eksikliği gibi gözlemciyle ilgili birçok faktöre bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Gözlemciler arasında değişkenlik gösteren renk algısı ayrıca aynı gözlemci için de zaman içerisinde dalgalanmalar göstermektedir. Dental renk ölçüm cihazlarının en büyük avantajı görsel renk seçimine bağlı kusur ve tutarsızlıkları azaltmasıdır (Freedman, 2012, s.145; Pecho ve diğerleri, 2016a). Cihaz kullanılarak yapılan renk ölçümleri objektif olmakta, sayısal rakamlara dönüştürülebilmekte ve sonuçlar daha hızlı elde edilebilmektedir (Kurt ve diğerleri, 2016; Okubo ve diğerleri, 1998; Ristic ve Paravina, 2009). Çeşitli renk ölçüm cihaz ve yazılımları Tablo 2.7.'de belirtilmektedir.

Renk ölçüm cihaz ve sistemleri; görsel eşik değerlerinin değerlendirilmesi, görsel ve cihazla yapılan ölçümlerin karşılaştırılması, renk uyumluluğu ve stabilite, diş beyazlatma çalışmaları ve doğal diş ve dental materyaller arasındaki renk etkileşimi gibi dental araştırmalarda giderek fazla kullanılmaktadır (Joiner ve Luo, 2017).

CIE renk ölçümü sistemlerinde, doğruluğu ve hassasiyeti sağlayabilmek amacıyla bazı standartlar tanımlamıştır. CIE yansıtıcı örneklerin renk ölçümü için, dört aydınlatma ve görüntüleme geometrisinden birinin kullanılmasını önermektedir: (1) 45/Normal (45/0) , (2) Normal/45 (0/45), (3) Diffüz/Normal (d/0) ve (4) Normal/Diffüz (0/d). İlk sayı veya harf aydınlatma açısını, "/" simgesinden sonra gelen ikinci sayı ya da harf ise izleme açısını ifade etmektedir. Örnek, düzlem normaline göre 45° açı ile duran bir ışık tarafından aydınlatılıyor ve detektör örneği üstünden görüntülüyorsa bu geometri 45/0 olarak tanımlanırken; ışık kaynağı ve detektör yer değiştirirse bu geometri 0/45 olarak tanımlanmaktadır. Eğer

örnek üstünden aydınlatılmakta ve toplayıcı olarak 180° boyunca bütün saçınımı toplamak amacıyla entegre-küre kullanılmaktaysa bu geometri 0/D olarak ifade edilirken; küre ışık kaynağı olarak kullanılırsa ve örnek üstünden görüntülenirse D/0 olarak ifade edilmektedir (Johnston, 2009; Paravina ve Powers, 2004, s.21) (Şekil 2.7.). Seghi (1990), farklı cihaz ölçüm geometrilerinin dental seramiklerin renk ölçümü üzerindeki etkilerini incelemiş ve sonuçların cihaz ölçüm geometrisinin tasarımından bağımsız olarak yüksek derecede korelasyon gösterdiğini belirtmiştir.



Şekil 2.7. CIE aydınlatma ve görüntüleme geometrileri (Seghi, 1990).

Transludent obje ile aydınlatma ve sensörü arasında bir açıklık bulunan renk ölçüm cihazlarının, ölçümler yapılırken kenar kaybı (*edge loss*) sergilediği gösterilmiştir. *Edge loss*, renk ölçümü sırasında transludent bir objeden saçılan ışığın aradaki açıklıktan uzağa dağılarak sensöre geri dönmemesi fenomenidir. Gölgelemeye neden olmayacak bir harici ışık kaynağı ve temassız renk ölçüm cihazı kullanımı ile önlenebileceği belirtilmiştir (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.638).

Hassasiyet ve doğruluk, renk ölçümünün iki ayrı yönüdür. Hassasiyet (*precision*), ölçüm yönteminin zaman içerisindeki tekrarlanabilirliğini

(*repeatability*) ya da tüm ölçüm işleminin yeniden üretilebilirliğini (*reproducibility*) içermektedir. Doğruluk (*accuracy*) ise, yöntemin doğru bir renk eşleşmesi sağlama yeteneğini göstermektedir (Chen ve diğerleri, 2012).

Tablo 2.7. Çeşitli renk ölçüm cihaz ve yazılımları.

Cihaz	Üretici Firma	Cihaz tipi
ShadeEye NCC	Shofu Dental GmbH, Ratingen, Almanya	Kolorimetre
ShadeScan	Cynovad, Montreal, Kanada	Görüntüleme Kolorimetresi
ShadeVision (2001)	X-Rite, Grand Rapids, Amerika	Görüntüleme Kolorimetresi
VITA Easyshade, VITA Easyshade Compact, VITA Easyshade Advance, VITA Easyshade V	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	Spektrofotometre
Shade-X	X-Rite, Grand Rapids, Amerika	Spektrofotometre
SpectroShade Micro	MHT Optic Research, Niederhasli, İsviçre	Görüntüleme Spektrofotometresi
Crystaleye (2008)	Olympus, Tokyo, Japonya	Görüntüleme Spektrofotometresi
SpectraScan PR serisi	PhotoResearch Inc., Syracuse, Amerika	Spektroradyometre
Minolta CS1000 (1997), Minolta CS2000 (2008), Minolta CS2000A	Konica Minolta Inc., Osaka, Japonya	Spektroradyometre
Ikam	Metalor Technologies, Marin, İsviçre	Dijital kamera kullanan yazılım sistemi
ClearMatch	Smart Technology, Oregon, Amerika	Dijital kamera kullanan yazılım sistemi
ShadeWave	ShadeWave, Washington, Amerika	Dijital kamera kullanan yazılım sistemi

Kolorimetre

Kolorimetre matematiksel manüpilasyon olmaksızın doğrudan renk koordinat spesifikasyonlarını sağlamaktadır. Cisimden yansıyan ışığın görünür ışık spektrumunun kırmızı, yeşil ve mavi alanlarına filtreleyerek (gözdeki renk reseptörlerinin yanıtını taklit ederek) tristimulus değerlerini (CIE XYZ) ölçmektedir (Chu ve diğerleri, 2010). Kolorimetre, bir ışık kaynağı ve CIE renk eşleme fonksiyonlarına yakın bir eşleşmeye ya da bunların lineer bir kombinasyonuna sahip olmak için tasarlanmış üç filtreden oluşan bir dedektör içermektedir (Joiner ve Luo, 2017; Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.638).

1980'li yılların başında tanıtılan Chromascan (Sterngold, Stamford, Amerika) kolorimetre, diş hekimliğinde renk değerlendirmesi için ilk özel olarak tasarlanmış cihazdır. Fakat kullanıcı ara yüzeyindeki zorluk ve dataların doğruluğundaki kısıtlılık nedeniyle minimal başarı elde edilmiştir (Ristic ve Paravina, 2009).

ShadeScan (Cynovad, Montreal, Kanada), anlık, doğru ve tutarlı renk ölçümü sağlamak için yenilikçi dijital sanal görüş teknolojisini, kolorimetrik analiz ile kombine eden ilk sistemdir. Dişin görüntüsü, kablolu bir optik cihaz tarafından alınmasından sonra LCD ekranında görüntülenmektedir. ShadeScan'deki yazılım dişin renk haritasını oluşturmaktadır. Restorasyonun optimum karakterizasyonunu sağlamak için farklı çözünürlükler kullanılarak translusent ve opak alanlar belirlenmektedir (Freedman, 2012, s.147).

ShadeEye NCC (Shofu Dental GmbH, Ratingen, Almanya), ikinci nesil dental tristimulus kolorimetresidir. 0/0 ölçüm geometrisini kullanan cihaz, ksenon flaş ışık kaynağına sahiptir. Mobil ve kablosuz bir görüntüleme kolorimetresi olan ShadeEye NCC, diş rengini dijital olarak analiz ettikten sonra verileri kızılötesi sinyaller aracılığıyla anında ana üniteye iletmektedir.

Ana ünitadaki yazılım, taranan verileri Shofu Dental'e ait Vintage Halo porselen sistemiyle uyumlu olarak hesaplamaktadır. Ayrıca sistem, yazılımların yenilenmesiyle birlikte diğer renk skalaları için de uyumlu renk bilgileri içermektedir (Freedman, 2012, s.147).

ShadeVision (X-Rite, Grand Rapids, Amerika), restore edilecek dişin ve çevreleyen dişlerin renklerini özel görüntüleme yazılımı ile analiz eden taşınabilir bir görüntüleme kolorimetresidir. Cihazın koni şekilli kablosuz sensörü, ölçüm yapılacak diş üzerinde konumlandırılarak görüntü alınmaktadır ve ardından başlangıç yerine yerleştirilmektedir. Ana ünitadaki yazılım en uygun rengi seçmektedir ve kolorimetrik veriler internet aracılığıyla kolayca iletilebilmektedir. Diş görüntüsü; gingival, orta ve insizal üçlü olmak üzere üç ayrı veri tabanı kullanılarak sağlanmaktadır. Sistem, üretim sırasında renk üretiminin sanal olarak denenmesini sağlamaktadır (Chu ve diğerleri, 2010; Freedman, 2012, s.148).

Kolorimetre; kullanımının kolay olması, benzer renge sahip örnekler arasındaki küçük renk farklılıklarını tesbit etme ve ölçme hassasiyetine sahip olması ve fiyatının daha uygun olması avantajları ile dental araştırmalarda kullanılmaktadır (Joiner ve Luo, 2017). Bununla birlikte kolorimetre düz yüzeyleri ölçmek için tasarlanmıştır. Ancak diş yüzeyi genellikle düz değildir. Ayrıca filtrelerin kısa sürede eskimesi ölçümün doğruluğunu etkileyebilmektedir (Chu ve diğerleri, 2010; Ristic ve Paravina, 2009).

Spektrofotometre

Diş hekimliğinde renk ölçümleri için en doğru ve kullanışlı cihazlar arasında yer alan spektrofotometre, görünür ışık spektrumu üzerindeki 1-25 nm dalga boyu aralığındaki objeden yansıyan ışık enerjisi miktarını ölçmektedir (Chu ve diğerleri, 2010; Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.638). Ölçülen spektral yansıma, renk koordinatlarına (CIEXYZ, CIELab, CIELCH)

ve çeşitli diş renk skalası değerlerine dönüştürülebilmektedir (Joiner ve Luo, 2017). Spektrofotometre sabit bir ışık kaynağı ve genellikle dedektör ve örnek yüzeyi arasında bir açıklığa sahip olması ile spektoradyometreden farklılık göstermektedir (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.638).

Hem spektrofotometreler hem de kolorimetreler, ölçümü yapılacak dişin etrafını standardize ederek ortam ışığını elimine etmeye eğilimli oldukları için, renk seçimi herhangi bir klinisyen tarafından pencereden gelen herhangi bir aydınlatma altında yapılabilmektedir. Dolayısıyla, renk seçiminin dijital olarak ölçülmesi çok daha kolay, çok daha pratik ve değişken bir ortamdaki çıplak göz ve renk skalası kullanılarak yapılan renk seçiminden çok daha doğru olmaktadır (Freedman, 2012, s.139).

Bazı spektrofotometre sistemlerinde translusensi ve yansıtma özellikleri de belirlenmektedir. Bazı sistemlerde ise, iki ölçüm arasındaki renk farkını sağlamak için tedavi öncesinde ve sonrasında alınan renk görüntüleri üzerinde daha kararlı bir analiz yapılabilmektedir. Bu durum özellikle diş beyazlatma prosedürleri için yararlı olmakadır (Freedman, 2012, s.139). Klinik uygulamalar için farklı tasarım, yazılım ve veri çıkışına sahip ticari spektrofotometreler bulunmaktadır.

2002 yılında tanıtılan VITA Easyshade, hızlı ve doğru renk seçimi için tasarlanmış bir spektrofotometre olup, Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master renk skalalarına göre ölçüm sonucu vermektedir (Freedman, 2012, s.145). 2008 yılında dental piyasaya giren VITA Easyshade Compact, renk analizi sürecine yardımcı olabilecek yeterli renk bilgisi sağlayan, kablosuz, küçük, taşınabilir, düşük maliyetli, pille çalışan kontakt tipi spektrofotometredir. Tek diş modu, diş alanı modu (servikal, orta ve insizal), restorasyon renk doğrulama modu (renk tonu, renk değeri ve kroma karşılaştırılması) ve renk skalası modu (uygulama/eğitim modu) olmak üzere

ölçümden hemen önce seçilen çeşitli ölçüm modları bulunmaktadır (Chu ve diğerleri, 2010). Renk ölçümü, Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master renk skalalarını temel alarak sonuç vermektedir. Üretici firma, renk ölçümünün cihazın sahip olduğu LED ışık kaynağı teknolojisi ile ortam aydınlatma koşullarından bağımsız olacağını belirtmektedir. Cihaz ünitesi yapılan son 25 ölçümü hafızasında depolayabilme özelliğine sahiptir (Freedman, 2012, s.146). 2013 yılında üretilen VITA Easyshade Advance 4.0'da, optimum renk belirlenmesinin daha kolay olması amacıyla otomatik ölçüm aktivasyonu için yeni fonksiyonlar eklenmiştir. 2015 yılında ise VITA Easyshade V dental piyasaya tanıtılmıştır.

Shade-X (X-Rite, Grand Rapids, Amerika), 3 mm prob çapına sahip kompakt ve kablosuz spot ölçüm spektrofotometresidir ve popüler renk skalalarının çoğunluğu ile uyumludur. Shade-X, dentin (daha opak) ve insizal diş bölgelerindeki (daha yarı saydam) renk ile uyum göstermesi için iki veri tabanına sahiptir (Chu ve diğerleri, 2010).

SpectroShade Micro (MHT Optic Research, Niederhasli, İsviçre), dijital kamera ve LED spektrofotometre kombinasyonunu kullanan bir görüntüleme spektrofotometresidir. Dijital kamera optik fiberler aracılığıyla tamamen işlevsel spektrofotometreye bağlanmaktadır. Çok odaklı çift ışıklandırma mekanizması ile dişi aydınlatmakta ve kolorimetrik değerlere ek olarak yüzey translusensi ve yansıtma özelliğinin belirlenmesi mümkün olmaktadır (Freedman, 2012, s.147). Analitik yazılımın bulunduğu dahili bir hafızaya sahiptir. Renk ölçümü sırasında, LCD dokunmatik ekranda gösterilen diş pozisyonlandırma rehberlik sistemi kullanılmaktadır. Görüntüler ve spektral veriler dahili belleğe kaydedilebilir ve bir bilgisayara aktarılabilir (Chu ve diğerleri, 2010).

Crystaleye (Olympus, Tokyo, Japonya), geleneksel bir spektrofotometrenin faydalarını dijital fotoğrafçılık ile birleştiren bir görüntüleme spektrofotometresidir. Geleneksel spektrofotometre ile karşılaştırıldığında bu cihaz, optik ve görüntü işleme teknolojisinin geliştirilmesi sayesinde uygulayıcıya diş tonunu ve rengini daha doğru ve basit bir şekilde eşleştirmeyi sağlamaktadır. Bu sistemin faydası, bilgisayar veri tabanındaki "sanal renk seçenekleri" çapraz olarak referanslanabilmekte ve teknisyene doğru renk seçeneklerini görselleştirme yeteneği kazandırmak için eşleştirilecek doğal diş görüntüsü üzerine görsel olarak eklenebilmektedir. 7 şerit LED ışık kaynağı kullanan Crystaleye ile üretilen dijital görüntü, dijital kameralarla kullanılan geleneksel sistemlere göre daha kesin bir renk tanımlanmasıyla sonuçlanmaktadır. Ayrıca üretilen görüntü, ağız boşluğunun içinden alınması dolayısıyla tutarsızlıklara neden olabilecek harici ışıktan korunmuş olmaktadır (Chu ve diğeleri, 2010).

Bazı çalışmalarda çeşitli cihazların doğruluk ve tekrarlanabilirliği in vivo ve in vitro olarak karşılaştırılmıştır. Kim-Pusateri ve diğeleri (2009), gerçekleştirdikleri in vitro çalışmada SpectroShade ve VITA Easysshade spektrofotometrelerinin tekrarlanabilirliğinin sırasıyla % 96.9 ve % 96.4 olduğunu ve doğruluklarının % 80.2 ve % 92.6 olduğunu belirtmiştir. Khurana ve diğeleri (2007) yaptıkları klinik çalışmada, Spectroshade renk cihazının tekrarlanabilirliğinin (% 82.7) VITA Easysshade ve kolorimetre cihazına göre daha yüksek olduğunu rapor etmiştir. Maksiller ve mandibular dişlerin rengini ölçen bir klinik çalışmada, SpectroShade ve VITA Easysshade spektrofotometrelerinin CIELab değerleri arasında istatistiksel açıdan önemli bir farklılık olmaksızın mükemmel tekrarlanabilirlik sonuçları gösterdiği belirtilmiştir (Khurana ve diğeleri, 2007). Bu nedenle çeşitli spektrofotometreler, dental araştırma alanlarında geniş uygulama ve başarı

bulmuştur. Bununla birlikte, cihazların tekrarlanabilirlik derecesinin ortam aydınlatıcısı ve arka plan tarafından etkilenebilmesi nedeniyle kullanılırken dikkat edilmelidir. İn vivo ölçüm sırasında oluşabilen optik lensin sislenmesi, yanlış ölçüme neden olmaktadır (Joiner ve Luo, 2017).

Spektroradyometre

Spektroradyometre, görünür spektrum boyunca objeden yayılan veya yansıyan ışınım (*radiance*) ve parlaklık (*irradiance*) gibi radyometrik değerleri ölçmektedir. Kolorimetrik değerler, *radiance* ve *irradiance* birimleri için sırasıyla parlaklık (*luminance*) ve aydınlık (*illuminance*) ile ifade edilmektedir ve renk koordinatlarına (CIEXYZ, CIELab ve CIECLH) dönüştürülebilmektedir (Joiner ve Luo, 2017).

Spektroradyometre, sabit bir ışık kaynağı içermez ve *non-contact* (temassız) bir ölçüm cihazıdır. Geleneksel kontakt renk ölçümlerinde, translusent materyaller *edge loss* etkisine maruz kalabilmektedir. Dental translusent materyaller için *edge loss* etkisi, eksternal ışık kaynağı kullanan ve materyal yüzeyine aralık ekleme ihtiyacı olmayan temassız bir renk ölçüm cihazı olan spektroradyometre ile önlenmektedir (Joiner ve Luo, 2017).

SpectraScan PR serisi (PhotoResearch Inc., Syracuse, Amerika) Minolta CS-1000, CS-2000, CS-2000A (Konica Minolta, Inc., Osaka, Japonya) dental piyasada bulunan spektroradyometrelere örnek olarak verilebilir. Ekstrakte edilmiş doğal dişlerin renklerini ve beyaz nokta lezyonlarını ölçmek için SpectraScan PR serisi kullanılan iki in vitro çalışmada, ölçümler 45/0 görüntüleme geometrisinde D65 aydınlatıcısı bulunan görüntüleme kabini içerisinde gerçekleştirilmiştir (Kim ve diğerleri, 2013; Martin-de Las Heras ve diğerleri, 2003). İn vivo çalışmalarda, spektroradyometrelerin diş rengini ölçmek için 45/0 görüntüleme geometrisini sağlayabilmek için genellikle, fiber optik kablolu ksenon ışık kaynakları (Gozalo-Diaz ve diğerleri, 2007;

Hasegawa ve diğçerleri, 2000), filtreler içeren dört adet 100 watt ampul ı ı ı (Reno ve diğçerleri, 2001) gibi spesifik ışık kaynakları kullanılmaktadır.

Spektroradyometre kullanarak di  rengini ölçmenin avantajları, büyük ölçüde temassız ölçüm yaklaşımıyla ilişkilidir (Joiner ve Luo, 2017). Bazı araştırmalar, spektroradyometre temelli renk ölçümünün diğ  temas ölçüm cihazlarına kıyasla dental materyallerin insan renk algılamasına daha yakın olduğunu göstermiştir (Lim ve diğçerleri, 2010a; Lim ve diğçerleri, 2010b). Bununla birlikte, diğ  renk ölçüm cihazlarını kullanmak yerine spektroradyometreleri kullanarak di  rengi ölçümleri yapan daha az yayınlanmış çalışma bulunmaktadır. Bu durumun sebepleri arasında; spektroradyometrenin nispeten daha yüksek maliyete sahip olması ve ölçüm için dikkatli aydınlatma/izleme koşulları ayarlama ihtiyaçlarının olabileceği belirtilmektedir (Joiner ve Luo, 2017).

Dijital Kamera

Temas içermeyen renk ölçüm yöntemlerinden bir diğ eri de dijital görüntüleme yöntemidir. Dijital kameralar, görüntüyü ışık algılayıcı bir materyal üzerine kaydetmektedir ve her piksel için kırmızı, yeşil ve mavi (RGB) değerler tarafından temsil edilen görüntüleri olu tırmaktadır. Di  hekimliğinde renk e le tirilmesi çalışmalarında dijital görüntülemenin kullanılması konusunda giderek artan bir ilgi oluşmaktadır (Joiner ve Luo, 2017).

Bu yaklaşımın avantajları arasında; tüm di  yüzeyini değerlendirme yeteneği, temassız ölçüm gerçekleştirilmesi, translusensi ve yüzey kurvat r nden kaynaklanan sistematik hataların en aza indirilebilmesi, daha sonraki bir tarihte analiz edilebilecek ve yeniden incelenebilecek kalıcı bir görüntü veri tabanı sağlaması, hızlı ve basit bir eğitim ve uygulama olması ve bir klinisyene ihtiyaç duyulmaması yer almaktadır (Joiner ve Luo, 2017).

Renk ölçümü için geliştirilen tipik bir dental görüntüleme sistemi, dijital bir kamera ve ışık kaynağından oluşmaktadır. Tek lens refleks kameralar (SLR) uygun kalibrasyon protokolleriyle kombine edildiğinde, dental renk ölçümü için kullanılma potansiyeli göstermiştir. Endüstriyel kameralar (3CCD), görüntüyle birlikte video aktarımını da sağlamaktadır. Temassız renk ölçüm tekniği kullanılması nedeniyle, görüntüleme açısının yanı sıra kullanılan ışık kaynağı türü de önemlidir. Kullanılan genel ışık kaynakları arasında; D55 ya da D65 gün ışığı lambaları, UV floresan tüpleri olan dört halojen lamba ve halka ışık kaynakları yer almaktadır. Polarizör filtreleri, sıklıkla daha doğru renk ölçümü sağlayabilmek için dış yüzeyindeki speküler yansımanın çıkarılması için kullanılmaktadır. Kameranin RGB değerleri cihaza bağlı olması nedeniyle sensörün spektral duyarlılığı ile ilişkili olmaktadır. Görüntü sonrası analiz için, RGB değerleri matematiksel modelleme yoluyla cihazdan bağımsız renk sistemlerine (CIE XYZ, CIELab gibi) dönüştürülmektedir (Joiner ve Luo, 2017).

Çeşitli dental renk çalışmalarında, RGB değerlerini çıkarmak ve bunları $L^*a^*b^*$ veya $L^*c^*h^*$ değerlerine dönüştürmek için Adobe Photoshop (Adobe Systems Inc., ABD) programındaki işlevler ya da renk ve görüntüleme üreticileri tarafından onaylanan sabit katsayı içeren standart RGB renk modeli kullanılmıştır (Caglar ve diğerleri, 2010; Smith ve diğerleri, 2008; Tam ve Lee, 2012). Dijital kameralar kullanılarak dış renk ölçümü gerçekleştirilirken, en küçük kareler polinom regresyonuna dayanan daha doğru matematiksel modeller kullanımı önerilmiştir (Hong ve diğerleri, 2001; Wee ve diğerleri, 2006). Ayrıca, dental renk eşleştirmesinde dış renk bilgilerinin doğru renk değerlerine çevrilmesinin sağlanması amacıyla regresyon modelleri ve renk seçme programları geliştirilmiştir (Joiner ve Luo, 2017).

Doğal dişlerin renk, şekil ve konturlarını doğru bir şekilde kaydetmek ve klinisyen ile teknisyen arasındaki iletişimi sağlamak için geliştirilen Ikam renk analiz sistemi (Metalor Technologies, Marin, İsviçre), dijital fotoğraf teknolojisi ile renk analiz yazılımını bir araya getirmektedir. Klinisyen, her spesifik olgu için *coarse* (baskın renk), *medium* ve *fine* (ayrıntılı analiz) olmak üzere gereken ayrıntı düzeyini seçmektedir. Seçilen görüntü düzeyi, teknisyene doğal görünümlü bir restorasyon oluşturmak için gerekli tüm bilgileri sağlayan bir diş renk haritası oluşturmaktadır (Freedman, 2012, s.148; Ristic ve Paravina, 2009).

ClearMatch (Smart Technology, Oregon, Amerika), yüksek çözünürlüklü dijital görüntüleri kullanarak diş üzerindeki renkleri bilinen referans tonlarıyla karşılaştıran bir yazılım sistemidir. ClearMatch, renk ölçüm cihazlarıyla ilgili yazılıma benzer şekilde renk skalalarının veri tabanını içermektedir (Chu ve diğerleri, 2010).

ShadeWave (ShadeWave, Washington, Amerika) yazılım sistemi, dijital görüntüdeki referansları matematiksel olarak düzenleyerek kalibrasyonu sağlamaktadır ve karşılık gelen renk sekmesine ait renk kılavuzları kütüphanesine sahiptir. Renk kılavuzları sadece dişler ile ilişkili değildir, aynı zamanda gingiva için de renk kılavuzu bulunmaktadır. Dijital kamera ile dişin rengi, translusensi ve renk değeri belirlenmektedir (Rosenstiel ve diğerleri, 2016, s.638).

Dijital görüntüleme; uygun obje-kamera mesafesi, kamera ayarları ve aydınlatma ile kullanıldığında, dişhekimliğindeki kolorimetrelere alternatif olarak tavsiye edilmektedir. Dijital görüntüleme, dışsal lekelenmeler gibi diğer görünüm özelliklerini ölçmek için de kullanılabilir. Kantitatif ışıkla indüklenen flüoresans (QLF) ile diş üzerindeki boyanma ve leke çıkarılması nicel olarak belirlenebilmektedir (Joiner ve Luo, 2017).

2.4. Rezin Simanlar

Geçmişten günümüze kadar çinko-fosfat, çinko-oksit ojenol, silikat, polikarboksilat, cam iyonmer ve rezin siman olmak üzere birçok farklı yapıya sahip siman diş hekimliğinde farklı amaçlarla kullanılmıştır (O'Brien, 2002, s.133; Pameijer, 2012). Teknolojinin ilerlemesi ve Bis-GMA ve başka metakrilatların simanlara ilave edilmesi sonucu adeziv rezin simanlar geliştirilmiştir. 1970'li yıllara kadar çinko-fosfat, çinko-oksit ojenol ve silikat simanlar tercih edilmiş, fakat materyallerin bağlantı güçlerinin zayıf kalması, diş-restorasyon ara yüzeyinde bakteri tutulumu gibi nedenlerden dolayı yeni materyaller geliştirilmiştir (Ramaraju DV ve diğerleri, 2014; Tuncer, 2017).

Yüksek çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli olan ve adezyon özelliği bulunmayan çinkofosfat siman; ağız sıvılarında çözünmekte, retansiyon kaybı ve yüksek mikrosızıntı özelliği göstermektedir. Diş dokusuna bağlanabilen polikarboksilat simanlar, çinkofosfat simana oranla deformasyona dirençsiz olması nedeniyle yüksek çiğneme basıncına sahip alanlarda kullanımından kaçınılmaktadır. Bakteriostatik özellik gösteren, diş dokularına bağlanan ve kolay uygulanan cam iyonmer simanlar, neme karşı duyarlılık göstermektedir ve çözünürlüğü yüksektir. Mevcut yapıştırma siman materyalleri incelendiğinde ideal bir siman materyalinin olmadığı görülmüşle birlikte, her simanın belirli endikasyonlarda kullanımının daha uygun olduğu belirtilmektedir (Manso ve diğerleri, 2011; Ramaraju ve diğerleri, 2014; Tuncer, 2017; Uludamar ve diğerleri, 2011).

Rezin simanlar, düşük film kalınlığını ve uygun çalışma ve sertleşme sürelerini mümkün kılabilmek için doldurucu dağılımı ve başlatıcı içeriği düzenlenmiş düşük viskoziteli kompozit materyallerdir. Rezin simanlar; inleylerden sabit köprü restorasyonların simantasyonuna, prefabrik postlar ve ortodontik enstrümanların simantasyonuna kadar geniş bir uygulama

yelpazesine sahiptir. Düşük dayanıklılıktaki seramik restorasyonlar ve indirekt kompozit restorasyonların simantasyonu için gerekli olan rezin simanlar, özellikle ek retansiyonun gerekli olduğu döküm restorasyonlar için de kullanılabilmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012, s.342).

Günümüz diş hekimliğindeki artan estetik gereksinimler ve teknolojiye bağlı olarak çeşitli estetik dental restoratif materyaller geliştirilmekte ve bu duruma paralel olarak rezin simanların diş hekimliği uygulamalarındaki önemi giderek artmaktadır. Düşük çözünürlüğe sahip olması, yüksek dayanıklılık ve adezyon özelliği göstermesi ve estetik özellikleri nedeniyle sıklıkla tercih edilen rezin simanlar, teknik hassasiyet gerektirmeleri nedeniyle uygulama alanları kısıtlanmaktadır. Ayrıca oksijen varlığında polimerizasyonun inhibe olması, reaksiyona girmeyen monomerlerin pulpada irritasyona neden olabilmesi, diğer siman türlerine göre film kalınlığının fazla olması ve pahalı olması gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Pameijer, 2012; Tuncer, 2017). Resin simanların farklı türleri geliştirilerek, sahip olduğu dezavantajlar elimine edilmeye çalışılmaktadır (Bunek ve Swift, 2014).

2.4.1. Resin Simanların Kompozisyonu

Kompozit resin esaslı simanların yapısı; organik polimer matriks faz, inorganik faz ve ara faz olmak üzere üç ayrı fazdan oluşmaktadır. Resin simanların sahip olduğu termal ve kimyasal stabilite, sertlik, dayanıklılık ve elastisite gibi özellikleri, bu üç ayrı fazı oluşturan komponentler ve bu komponentlerin mikroyapısı tarafından belirlenmektedir (Tuncer, 2017; Zaimoğlu ve Can, 2011, s.262).

Organik polimer matriks faz

Organik matris, dimetakrilat monomerlerini ve oligomerlerini içermektedir. Genellikle Bis-GMA içeren matriks fazına, günümüzde Bis-

GMA'nın su emiliminin fazla olması nedeniyle iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan UDMA molekülü eklenmektedir. Bis-GMA, UDMA ve Bis-EMA gibi fazın büyük bir kısmını oluşturan yüksek moleküler ağırlıklı moleküller, nispeten düşük hacimsel büzülme ile yüksek derecede dönüşüm elde etmek için genellikle etilen glikol dimetakrillerden (DEGDMA ve TEGDMA) türetilmiş daha küçük moleküllerle kombine edilmektedir. Bu sayede yüksek viskoziteye sahip Bis-GMA ve UDMA moleküllerinin viskozitesi azaltılmaktadır. Simanın dentine olan adezyonunu güçlendirmek için yapı içerisine 2 hidroksi etil metakrilat (HEMA), 4-metakriloksietil-trimellitik anhidrid (4-META) ve 10-metakriloiloksizetil dihidrojen fosfat (10-MDP) gibi monomerler eklenebilmektedir (Dikiciler, 2016; Sakaguchi ve Powers, 2012, s.342; Tuncer, 2017).

İnorganik faz

İnorganik faz; kuartz, borosilikat cam, zirkonyum, baryum, stronsiyum, iterbiyum, baryum alüminyum silikat, lityum alüminyum silikat gibi ortalama boyutu 0,5 µm ile 8,0 µm arasında değişen çeşitli büyüklük ve şekildeki inorganik doldurucu partiküllerden oluşmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012, s.343). İnorganik doldurucu partiküllerin şekli, büyüklüğü ve miktarı simanın fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilemektedir. Partikül miktarı arttıkça rezin simanın mekanik özellikleri olumlu yönde etkilenirken, artan viskozite siman kalınlığının artmasına neden olmaktadır (Tuncer, 2017).

Ara faz

Organik polimer matriks faz ile inorganik faz arasındaki adezyonu silan bağlayıcı ajanlar ile sağlayan fazdır. Silan bağlama ajanları simanın fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmekle birlikte, rezin-patikül ara yüzeyinde su geçişine engel olarak hidrolitik dengeyi sağlaması sonucu,

simanın çözörlüğünü ve su emilimini azaltmaktadır (Tuncer, 2017; Zaimoğlu ve Can, 2011, s.262).

2.4.2. Rezin Simanların Sınıflandırılması

Rezin simanlar polimerizasyon mekanizmasına göre ya da simantasyon işlemi öncesi dış yüzeyi üzerine uygulanan adeziv sistemlere göre sınıflandırılabilir (Stamatacos ve Simon, 2013; Türk ve diğerleri, 2014).

2.4.2.1. Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Rezin Simanlar

Rezin simanlar polimerizasyon mekanizmalarına göre; kimyasal olarak polimerize, ışık ile polimerize ve kimyasal ve ışık (*dual*) ile polimerize olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır (Burgess ve diğerleri, 2010; Dikiciler, 2016; Lad ve diğerleri, 2014) (Tablo 2.8.).

Tablo 2.8. Polimerizasyon mekanizmasına göre rezin simanların sınıflandırılması.

Polimerizasyon Mekanizması	Rezin Siman	Üretici Firma
Kimyasal olarak	Panavia F2.0 opak	Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya
	Panavia 21	
	C&B	Bisco, Schaumburg, IL, Amerika
Işık ile	Variolink Veneer	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
	RelyX Veneer	3M ESPE, St.Paul, MN, Amerika
	NX3 Light-cured	Kerr Corporation, Orange, CA, Amerika
	Choice 2 Veneer	Bisco, Schaumburg, IL, Amerika
Dual	Variolink II,	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
	RelyX ARC,	3M ESPE, St.Paul, MN, Amerika
	RelyX Unicem	
	Panavia F2.0	Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya
	NX3 Nexus	Kerr Corporation, Orange, CA, Amerika
	Maxcem	

Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar (*chemical cure*)

Bu türdeki simanlar toz-likit ya da çift pat sisteminden oluşmaktadır. Toz-likit formunda bulunan sistemde; toz içerisinde borosilikat ya da silika cam ile polimer ve peroksit başlatıcı bulunurken, likit kısmı ise tersiyer amin hızlandırıcı içeren Bis-GMA ve başka dimetakrilat monomerlerinden oluşmaktadır. Baz ve katalizör formunda olan çift pat sisteminde, her iki pat içerisinde doldurucu ve organik monomer bulunmaktadır. Katalizör patı polimerizasyonu başlatan benzoil oksit içerirken, baz patı polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin içermektedir (Zaimoğlu ve Can, 2011, s.263).

Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar; renk seçeneğinin oldukça az olması, çalışma süresinin kısıtlı ve polimerizasyon süresinin uzun olması ve içerdiği tersiyer aromatik aminlerin kimyasal değişikliğe uğraması sonucu amin renklenmesi oluşması gibi dezantajlara sahiptir. Bu simanlar; yetersiz retansiyona sahip metal destekli sabit protezlerde, kanal içersine yerleştirilen postlarda ve ışık geçişine izin vermeyen kalınlık ya da opaklıktaki (zirkonya) seramik restorasyonlarda tercih edilmektedir. Panavia F2.0 opak renk, Panavia 21 ve C&B dental piyasada bulunan bu tip simanlara örnek olarak verilebilmektedir. (Dikiciler, 2016; Stamatacos ve Simon, 2013; Türk ve diğerleri, 2014).

Işık ile polimerize olan rezin simanlar (*light cure*)

Tek pat sistemi olarak üretilen ışık ile polimerize olan rezin simanların içerisinde, reaksiyon başlatıcı olarak ışık varlığında aktive olan kamforokinon ve hızlandırıcı olarak alifatik amin bulunmaktadır. Işık ile polimerize olan rezin simanlar, görünür ışığın geçişine izin veren, kalınlığı 1.5 mm'yi aşmayan translusent yapıdaki ince kompozit ya da seramik laminate veneer restorasyonların yapıştırılmasında tercih edilmektedir. Kimyasal veya dual olarak polimerize olan rezin siman sistemlerinde oluşabilen tersiyer amin

renklenmesi nedeniyle laminate veneer restorasyonlarında, ışık ile sertleşen rezin siman kullanımı önerilmektedir (Stamatacos ve Simon, 2013; Türk ve diğerleri, 2014; Zaimoğlu ve Can, 2011, s.263).

Işık ile polimerize olan rezin simanların çalışma süresinin uzun olması, farklı renk ve opasite seçeneklerine sahip olması, renk stabilitelerinin iyi olması gibi birçok avantajlarının bulunmasıyla birlikte polimerizasyon esnasında bir miktar büzülme oluşmaktadır (Manso ve diğerleri, 2011; Simon ve Darnell, 2012). Variolink Veneer, RelyX Veneer, NX3 Light-cured ve Choice 2 dental piyasada bulunan bu tip simanlara örnek olarak verilebilmektedir (Stamatacos ve Simon, 2013; Türk ve diğerleri, 2014).

Kimyasal ve ışık ile polimerize olan rezin simanlar (*dual cure*)

Kimyasal olarak ve ışık ile polimerize olan simanların olumlu özelliklerini birleştirmek için geliştirilen dual rezin simanlar, sadece ışık gücü ile polimerizasyonun tamamlanamayacağı kalınlıktaki restorasyonların yapıştırılmasında ya da restoratif materyalin bir miktar ışık geçişine izin verecek kadar translusensiye sahip olduğu durumlarda kullanılmaktadır (De Souza ve diğerleri, 2015). İki farklı polimerizasyonla sertleşen dual rezin simanların baz yapısı içerisinde kamforokinon ve katalizör yapısı içerisinde ise amin/peroksit komponentleri bulunmaktadır. Simanın yapısı içerisinde hem tersiyer hem de alifatik aminler yer almaktadır (Manso ve diğerleri, 2011; Uludamar ve diğerleri, 2011; Zaimoğlu ve Can, 2011, s.264).

Bu tip rezin simanlarda kimyasal polimerizasyona göre ışık ile polimerizasyon reaksiyonu, çok daha hızlı gerçekleşmektedir. Siman karıştırılma sonrasında hemen ışık ile polimerize edilirse, siman viskozitesi hızla yükselmektedir ve yoğunluğun artması nedeniyle kimyasal polimerizasyon reaksiyonunu gerçekleştiren peroksit-amin sistemi birbirini bulamayarak devre dışı kalmaktadır. Dolayısıyla polimerizasyon tam olarak

gerçekleşmemekte ve yetersiz polimerizasyona bağlı olarak siman sertliği azalarak, restorasyonun başarısına etki ettiği belirtilmektedir. Bu sebeple ışık kaynağının mümkün olan en son evrede uygulanması gerektiği önerilmektedir (Türk ve diğerleri, 2014).

Uzun raf ömrüne sahip *dual* rezin simanlar kontrollü polimerizasyon ve rahat çalışma imkanı sağlamaktadır. Karıştırılması esnasında daha az hava kabarcığı oluşan *dual* rezin simanların, fiziksel özellikleri iyidir. Fakat uygun şekilde ışık aktivasyonu yapılmazsa, ışık ile aktive olan rezin simanlara göre monomer dönüşüm derecesi düşmektedir ve dolayısıyla siman sertliği azalmakta, sıkışma, esneme ve dayanıklılığı düşmekte, çözünürlüğü artmakta ve dentine bağlanma gücü azalmaktadır (Tuncer, 2017).

Variolink II, RelyX ARC, RelyX Unicem, Panavia F2.0, NX3 Nexus ve Maxcem dental piyasada bulunan bu tip simanlara örnek olarak verilebilmektedir (Dikiciler, 2016; Manso ve diğerleri, 2011; Stamatacos ve Simon, 2013).

2.4.2.2. Diş Yüzeyi Üzerine Uygulanan Adeziv Sistemlere Göre Rezin Simanlar

Rezin simanlar diş yüzeyi üzerine uygulanan adeziv sistemlere göre; *etch&rinse* (asitlenen ve yıkanan), *self-etch* (kendinden asitli) ve *self-adeziv* (kendinden adezivli) rezin simanlar olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır (Burgess ve diğerleri, 2010) (Tablo 2.9.).

Diş dokusu ya da kor materyali ile adeziv rezin siman arasındaki bağlanma, genellikle *self-adeziv* rezin siman kullanılarak ya da adeziv ajan/sistem kullanılmasıyla mümkün hale gelmektedir. Adeziv sistem olarak *etch&rinse (total etch)* ya da *self-etch* sistemi kullanılmaktadır (De Souza ve diğerleri, 2015).

Tablo 2.9. Diş yüzeyi üzerine uygulanan adeziv sistemlere göre rezin simanların sınıflandırılması.

Adeziv Sistem	Rezin Siman	Üretici Firma
<i>Etch&rinse (total etch)</i>	RelyX Veneer	3M ESPE, St.Paul, MN, Amerika
	RelyX ARC	
	Variolink II	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
	Choice 2	Bisco, Schaumburg, IL, Amerika
	Calibra	Dentsply Caulk, Milford, DE, Amerika
	NX3 Nexus	Kerr Corporation, Orange, CA, Amerika
<i>Self-etch</i>	Multilink Automix	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
	RelyX Ultimate	3M ESPE, St.Paul, MN, Amerika
	Panavia 21	Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya
	Panavia F2.0	
	Panavia V5	
	Clearfil Esthetic Cement Ex	
<i>Self-adeziv</i>	Clearfil SA	Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya
	Maxcem Elite	Kerr Corporation, Orange, CA, Amerika
	Bifix SE	Voco GmbH, Cuxhaven, Almanya
	RelyX Unicem	3M ESPE, St.Paul, MN, Amerika
	RelyX Unicem 2	
	SmartCem 2	Dentsply Caulk, Milford, DE, Amerika
	G-CEM LinkAce	GC Corporation, Tokyo, Japonya
	G-CEM Capsule	
	BisCem	Bisco, Schaumburg, IL, Amerika
	iCem	Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya
	Monocem	Shofu Dental Corp., San Marcos, CA, Amerika
	Speed Cem	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
	Multilink Speed	
	Multilink Sprint	

***Etch&rinse* adeziv sistemlerle kullanılan simanlar**

Etch&rinse adeziv sistemlerle kullanılan simanlar, asit ile pürüzlendir-yıka ilkesini kullanan, uzun ömürlü ve güvenilir olmalarıyla birlikte komplekstir ve teknik hassasiyet gerektirmektedir. Polimerizasyon mekanizmaları ışıkla ya da dual olarak gerçekleşmektedir (Burgess ve diğerleri, 2010). Bu gruptaki simanlar dış yüzeyi üzerine uygulanan adeziv sistemin aşamasına göre; asit, primer ve adeziv ajanın sırasıyla uygulandığı üç basamaklı sistemler ve asit uygulamasının ardından tek bir şişede bulunan primer ve adezivin uygulandığı iki basamaklı sistemler olarak ikiye ayrılmaktadır (Stamatacos ve Simon, 2013; Tuncer, 2017). Üç basamaklı sistemler, dış dokusu ile restoratif materyal arasındaki marjinal adaptasyon açısından hala altın standart olarak kabul edilmektedir (Stamatacos ve Simon, 2013; Weiser ve Behr, 2015).

Primer yapısı içerisinde hidrofilik özellik gösteren monomerler bulunurken, adeziv yapısı içerisinde ise hidrofobik özellik sergileyen monomerler bulunmaktadır. Asit ile pürüzlendirme sonucu, mine dokusunda bulunan prizmatik ve interprizmatik kristaller uzaklaşarak mikropöröziteler oluştururken, dentin yapısındaki yüzeyel hidroksiapatit kristalleri demineralize olmaktadır ve smear tabakası uzaklaşarak kollajen ağ fibrilleri ortaya çıkmaktadır (Ozer ve Blatz, 2013). Birkaç defa uygulanması gerekebilen primer, demineralize intertübüler dentinde hibrit tabakasını oluşturmak ve intratübüler rezin uzantılarını oluşturmak için dentin üzerine penetre olmaktadır. Kollajen fibriller için hidrofilik, adeziv rezin ile kopolimerizasyon için hidrofobik özellik gösteren primerler, adezyon kurucu ajan gibi davranmaktadır. Adeziv ajanın hibrit tabaka ile rezin siman arasında köprü işlevi görmesi sonucu, rezin siman mikromekanik kenetlenme ile bağlantı sağlamaktadır (Tuncer, 2017; Türk ve diğerleri, 2014).

Üç aşamalı *etch&rinse* adeziv sistem ile kullanılan rezin simanlar, çoklu aşamaya sahip olması ve teknik hassasiyet gerektirmesi nedeniyle her basamağın üretici firmanın önerdiği süre doğrultusunda uygulanması ve işlem süresince tükürük kontaminasyonuna engel olunması gerekmektedir. Bu sistemin neme karşı duyarlı olması nedeniyle özellikle dentin nemine dikkat edilmesi gerekmektedir. Kollajen fibriller arasında fazla nem olması durumunda rezin penetre olamamakta ya da dentin dokusunun aşırı kuru olması durumunda rezin kollajeni yeterli derecede saramaması sonucu bağlantı zayıflamaktadır. Ayrıca dentin dokusunun fazla kuru ya da ıslak bırakılması sonucu operasyon sonrası hassasiyete neden olabileceği belirtilmektedir (Ozer ve Blatz, 2013; Tuncer, 2017; Türk ve diğerleri, 2014).

İki aşamalı *etch&rinse* adeziv sistem ile kullanılan rezin simanların aşamaları kısalsa da dentin dokusuna penetre olup tabaka oluşturabilmesi için birkaç kat uygulanması gerekmektedir. RelyX Veneer, RelyX ARC, Variolink II, Choice 2, Calibra ve NX3 Nexus dental piyasada bulunan bu tip simanlara örnek olarak verilebilmektedir (Burgess ve diğerleri, 2010; Christensen, 2010; Stamatacos ve Simon, 2013).

***Self-etch* adeziv sistemlerle kullanılan simanlar**

Self-etch adeziv sisteminde, primer yapısı içerisine 10-MDP, 4-META, PENTA-P (dipentaeritrol pentaakrilol dihidrojen fosfat), HEMA-P ve MAC-10 (karbonik monomer) asidik monomerleri ilave edilerek, asit ve primer uygulama basamakları tek bir aşama şekline getirilmiştir. Bu gruptaki adeziv sistemler uygulama basamaklarına ve sahip oldukları asiditelerine göre sınıflandırılmaktadır. Uygulama basamaklarına göre; mine ve dentin dokusunun eş zamanlı pürüzlendirilip primer uygulanmasını sağlayan asidik primerin ve adeziv ajanın uygulandığı iki basamaklı sistemler ve üç aşamanın bir araya getirilmesi amacıyla geliştirilen tek basamaklı sistemler olarak ikiye

ayrılmaktadır. Sahip oldukları asiditelerine göre ise kuvvetli ($\text{pH} \leq 1$), orta kuvvetli ($\text{pH} \sim 1.5$), hafif ($\text{pH} \geq 2$) ve çok hafif asidik ($\text{pH} = 2.5$) olarak alt gruplara ayrılmaktadır (Giannini ve diğerleri, 2015; Tuncer, 2017).

Yıkılarak uzaklaştırılma işlemi olmadan uygulanan asidik primer, intertübüler dentin dokusu ile hibrit tabakası oluşturmaktayken, adeziv ajan ise rezin siman ve hibrit tabakası arasında köprü oluşturmaktadır (Türk ve diğerleri, 2014). *Self-etch* adeziv sistemi ile kullanılan simanların uygulanmasıyla birlikte operasyon sonrası hassasiyetin azaldığı belirtilmektedir (Christensen, 2007; Türk ve diğerleri, 2014).

Kendinden asitli adeziv sistemlerde, kullanılan materyalin tipi, uygulama tekniği ve oda sıcaklığı gibi birçok değişkenin adezivin performansını etkilediği belirtilmekte ve uygulama öncesinde şişenin çalkalanması gerektiği bildirilmektedir. Multilink, RelyX Ultimate, Panavia 21, Panavia F2.0 ve Clearfil Esthetic Cement Ex dental piyasada bulunan bu tip simanlara örnek olarak verilebilmektedir (Burgess ve diğerleri, 2010; Türk ve diğerleri, 2014).

Self-adeziv rezin simanlar

Rezin simanların en yeni grubu olan *self-adeziv* rezin simanlar, cam iyonomer simanların avantajları (adezyon, flor salınımı) ile rezin simanların karşılaştırılabilir mekanik özelliklerini birleştirerek basit bir prosedür ile uygulanmasını sağlamak için geliştirilmiştir (Sakaguchi ve Powers, 2012, s.344). *Dual* olarak polimerize olan siman yapısı içerisinde mine ve dentin dokusunu aynı anda demineralize ederek infiltrasyonu sağlayan, ortofosforik asit grupları içeren multifonksiyonel monomerler bulunmaktadır. Ayrıca bu monomerler hidroksiapatit ile reaksiyona girerek kimyasal bağ ve mikromekanik retansiyon oluşmaktadır (Burgess ve diğerleri, 2010; Tuncer, 2017). Asidik monomerler ile alkali dolduruculu moleküllerin ve dentin

dokusundaki hidroksiapatitin reaksiyonu sonucu pH değeri 1'den 6'ya yükselmektedir ve nötralizasyon sonucu oluşan suyun simanın başlangıç hidrofilik özelliğine etki ederek nem toleransına katkı sağladığı ve bağlantıyı arttırdığı belirtilmektedir (Manso ve Carvalho, 2017; Uludamar ve diğerleri, 2011). Özellikle kök kanalı gibi dentin nemindeki değişimin kontrol edilmesinin zor olduğu alanlarda geleneksel rezin simanlarda dentin bağlantısı tehlikeye girerken, *self*-adeziv rezin simanlar bu durumu tolere edebilmektedir (Tuncer, 2017).

Estetik ve mekanik özelliği, diş dokusuna bağlanma gücü ve boyutsal stabilitesi diğer rezin simanlar ile benzerlik gösteren *self*-adeziv rezin simanların en büyük avantajı tek aşama ile uygulanarak teknik hassasiyetin azaltılmasıdır. Simantasyon öncesi diş yüzeyi üzerine herhangi bir ajan uygulanmasına gerek olmayan bu sistemde, smear tabakası kaldırılmadığı için operasyon sonrası hassasiyet ihtimali oldukça azalmaktadır (Manso ve diğerleri, 2011; Zaimoğlu ve Can, 2011, s.276). Ancak yapısı içerisinde yer alan asidik monomerler, dönüşüm derecesini negatif yönde etkileyerek materyalin mekanik ve fiziksel özelliklerini etkilemektedir (De Souza ve diğerleri, 2015).

Self-adeziv rezin simanların yapısı içerisinde yer alan fonksiyonel asidik monomerlerin geleneksel asit ile pürüzlendirmeye göre daha zayıf olması sebebiyle, mine dokusunu daha az demineralize etmektedir. Bu yüzden *self*-adeziv rezin simanların mine dokusuna olan bağlantısı dentin dokusuna olan bağlantısına göre daha zayıf olmaktadır. Mine dokusuna uygulanan asitle pürüzlendirme ile bağlantı dayanıklılığının arttırılabileceği belirtilmektedir. Ancak dentin dokusuna asit uygulanması, *self*-adeziv rezin simanın kollajen fibril ağ yapısına yetersiz infiltre olmasına neden olarak bağlanma gücünü zayıflatabilmektedir. Bu nedenle mine dokusunun selektif

pürüzlendirilmesi önerilmektedir (Burgess ve diğerleri, 2010; Stamatacos ve Simon, 2013; Türk ve diğerleri, 2014).

Clearfil SA, Maxcem Elite, Bifix SE, RelyX Unicem, Unicem 2, SmartCem 2, G-CEM, BisCem, iCem, Monocem, Speed Cem ve Multilink Sprint dental piyasada bulunan bu tip simanlara örnek olarak verilebilmektedir (Manso ve Carvalho, 2017; Weiser ve Behr, 2015).

2.4.3. Rezin Siman - Restorasyon Bağlantısı

Uygun rezin siman materyali seçiminde, indirekt restorasyonun ağız içerisindeki konumu ve kalınlığı ile ilişkili olan siman materyalinin polimerizasyon mekanizmasına ve dış yüzeyi üzerine olan bağlantı mekanizmasına dikkat edilirken, siman-restorasyon bağlantısının öneminin de unutulmaması gerektiği belirtilmektedir. Rezin simanın seramik yüzeyi ile sıkı bir şekilde bağlantısı, mikromekanik olarak yüzeyin kilitlenmesine ve seramik yüzeyinin aktive edilmesine bağlı olarak kimyasal bağlantı kurulabilmesine bağlı olmaktadır. Simantasyon işlemi öncesinde siman-seramik bağlantısının sağlanabilmesi amacıyla, seramik materyalinin kompozisyonuna ve dayanıklılığına bağlı olarak restorasyon iç yüzeyine asit ya da lazer ile pürüzlendirme, alüminyum oksit ile kumlama ve tribokimyasal silika kaplama gibi çeşitli yüzey işlemleri yapılmaktadır (Dikiciler, 2016; Manso ve diğerleri, 2011; Stamatacos ve Simon, 2013; Türk ve diğerleri, 2014).

Feldspatik, lösit ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam-seramik materyalleri için etkili bir yöntem olan hidroflorik (HF) asit ile pürüzlendirmede, asitin seramik yapısı içerisinde yer alan cam matriksi çözmesi sonucu kristaller çevresinde andırkatlar oluşturarak temiz ve artmış bir yüzey alanı ile mikromekanik retansiyon sağlanmaktadır (Burgess ve diğerleri, 2010; Türk ve diğerleri, 2014). Feldspatik ve lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerin iç yüzeyi, %5-10'luk konsantre HF asit ile yaklaşık 60 sn

boyunca pürüzlendirilirken; lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerde ise %5'lik HF asit ile yaklaşık 20 sn süresince pürüzlendirilmesi gerektiği belirtilmektedir. Seramik yüzeyinin asit ile pürüzlendirilmesinden sonra, siman ile seramik materyali arasındaki kimyasal ilişkiyi sağlayabilmek ve ıslanabilirliği arttırmak amacıyla silan uygulanmaktadır. Raf ömrü kısa ve nem kontaminasyonuna karşı hassas olan silan, kumlama ile pürüzlendirilen cam infiltre alümina seramiklere uygulandığında kimyasal bağlantı oluşturmazken yüzeyin ıslatılmasına yardımcı olmaktadır (Dikiciler, 2016; Türk ve diğerleri, 2014).

Cam infiltre alümina, yoğun sinterize alümina ve zirkonya seramikler yapısı içerisinde silika bulunmaması nedeniyle, yüzey pürüzlendirme işleminde asit uygulaması etkili bir yöntem olmayıp siman ile seramik arasında iyi bir bağlantı sağlayabilmek için, seramik yüzeyi alüminyum oksit partikülleri ile kumlanarak pürüzlendirilmektedir. 10-MDP monomerinin fosfat ester grubu ile alümina ve zirkonya seramik yüzeyindeki pasif hidroksil grubu arasındaki kimyasal bağlantı nedeniyle Panavia F2.0 gibi 10-MDP içeren rezin simanların kullanımı önerilmektedir. Kullanılacak olan rezin siman 10-MDP monomeri içermiyorsa, seramik yüzeyindeki bağlantıyı arttırmak için 10-MDP monomeri içeren seramik primerinin (AZ Primer, Shofu, Kyoto, Japonya; Clearfil Ceramic Primer, Kuraray Dental, Tokyo, Japonya) uygulanması önerilmektedir (Bunek ve Swift, 2014).

Alümina ve zirkonya seramiklerde önerilen tribokimyasal silika (Cojet/Rocatec, 3M ESPE) yönteminde ise, silanlardan faydalanan rezin simanla kimyasal bağlantı oluşturabilmek amacıyla seramik yüzeyi silika ile modifiye edilmiş alüminyum oksit tozlarıyla kumlanmaktadır. Kumlama sonucundaki çarpma hızı ile silikanın seramik yüzeyindeki 15 µm derinliğe yerleşmesi sonucu oluşan silika ile modifiye seramik yüzeyi sayesinde, silan

(Espe-Sil, 3M ESPE) ile kimyasal bağlantı kurulabilmektedir. *Self*-adeziv rezin simanların fosfat metakrilat monomer içermesi nedeniyle zirkonya seramik yüzeyi üzerine işlem uygulanmadan yeterli bağlantı sağlayabildiği belirtilmiştir (Burgess ve diğerleri, 2010; Manso ve diğerleri, 2011; Türk ve diğerleri, 2014).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması; Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Başkent Üniversitesi Adana Dr. Turgut Noyan Uygulama ve Araştırma Merkezi Diş Protez Laboratuvarı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı kliniği ve laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Monolitik CAD-CAM materyallerin translusensi ve rezin siman renginin restorasyonların sonuç rengi üzerindeki etkisinin incelendiği araştırmamızda, 7 farklı CAD-CAM monolitik materyali kullanılmıştır. Çalışmamızda lityum disilikat cam seramik içeren IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), zirkonya eklenmiş lityum disilikat cam seramik içeren VITA Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), feldspatik seramik içeren VITA Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), hibrid seramik içeren VITA Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), rezin nanoseramik içeren Lava Ultimate (3M ESPE, St.Paul MN, USA) ve GC Cerasmart (GC Dental Products Corp., Aichi, Japonya) ve zirkonya seramik içeren Prettau Anterior (ZirkonZahn, Taufers, İtalya) sistemlerinin her birinden 0,5 mm ve 1,0 mm kalınlıkta olmak üzere, her bir grupta 15 örnek yer alacak şekilde toplam 210 adet monolitik restorasyon örneği hazırlanmıştır.

Yapıştırma simanının, monolitik restorasyonların sonuç rengi üzerindeki etkilerinin incelenmesi için 4 farklı renk tonuna sahip *dual cure* adeziv rezin siman (RelyX Ultimate, 3M ESPE, St.Paul MN, Amerika) materyali kullanılmıştır. A1, A3O, B0.5 ve TR tonlarındaki her bir renk grubu için 15, toplamda ise 60 adet siman örneği elde edilmiştir. Siman örnekleri

Üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 0,1 mm kalınlığında hazırlanmıştır.

Bu tez çalışmasında, translusensi ve renk ölçümlerinin gerçekleştirilmesi amacı ile dental spektrofotometre cihazı (VITA Easyshade Compact, VitaZahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kullanılmıştır. İlk spektrofotometrik ölçümler, monolitik restorasyon örnekleri ile siman örnekleri arasında bağlantı kurulmadan önce gerçekleştirilerek veriler kaydedilmiştir. Daha sonra ise monolitik restorasyon grubuna ait örneklerin (n=15) alt yüzeyine 1,52 kırılma indisli optik sıvı uygulanarak, bir siman renk grubuna ait örnekler (n=15) ile geçici optik bağlantısı sağlanmıştır. Tüm monolitik grupların altına, siman grubuna ait tüm renklerdeki örnekler aynı şekilde sırasıyla bağlanarak ikinci renk ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Elde edilen veriler istatistiksel açıdan değerlendirilmiştir. Bu tez çalışmasında kullanılan materyaller, üretici firmalar, materyal tipi ve renk zellikleri Tablo 3.1.'de gösterilmektedir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller.

Materyal	Marka	Üretici Firma	Materyal Tipi	Renk
Monolitik Materyal	VITA Enamic	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	Hibrid seramik	2M2-T
	GC Cerasmart	GC Dental Products Corp., Aichi, Japonya	Rezin nanoseramik	A ₂ /LT
	LAVA Ultimate	3M ESPE, St.Paul MN, USA	Rezin nanoseramik	A ₂ /LT
	VITA Mark II	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	Feldspatik seramik	2M2C I
	IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	Lityum disilikat cam seramik	A ₂ /LT
	VITA Suprinity	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	Zirkonya eklenmiş lityum silikat cam seramik	2M2-T
	Prettau Anterior	ZirkonZahn, Taufers, İtalya	Zirkonya seramik	A ₂
Yapıştırma Siman Materyali	RelyX Ultimate	3M ESPE, St.Paul MN, USA	<i>Dual-cure</i> rezin siman	A1
				A3O
				B0.5
				TR
Kırılma İndisi Materyali	Cargille Optical Gel	Cargille Lab, Cedar Grove, NJ, ABD	Kırılma indisi solüsyonu (n=1,52)	Renksiz

3.1. Monolitik Örneklerin Hazırlanması

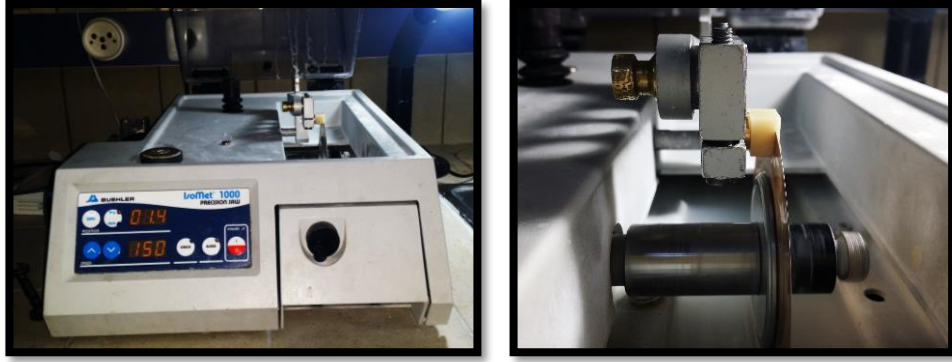
Örneklerin boyutları 12 mm x 14 mm olacak dikdörtgen şeklinde; kalınlıkları ise klinik uygulamalara uygun şekilde 0,5 mm ve 1,0 mm olarak belirlenmiştir.

3.1.1. VITA Enamic, GC Cerasmart, LAVA Ultimate, VITA Mark II, IPS e.max CAD ve VITA Suprinity Örneklerin Preparasyonu

Şekil 3.1.'de belirtilen monolitik CAD-CAM blokların preparasyonu için, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan *microcut* hassas kesim cihazı (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, Amerika) kullanılmıştır. Su soğutması altında çalışan cihazın hızı 150 rpm'e ayarlanarak, 0,3 mm kalınlığa sahip elmas separe (15 LC Diamond Wafering Blade, Buehler, Lake Bluff, IL, Amerika) aracılığıyla bloklar prepare edilmiştir (Şekil 3.2.).

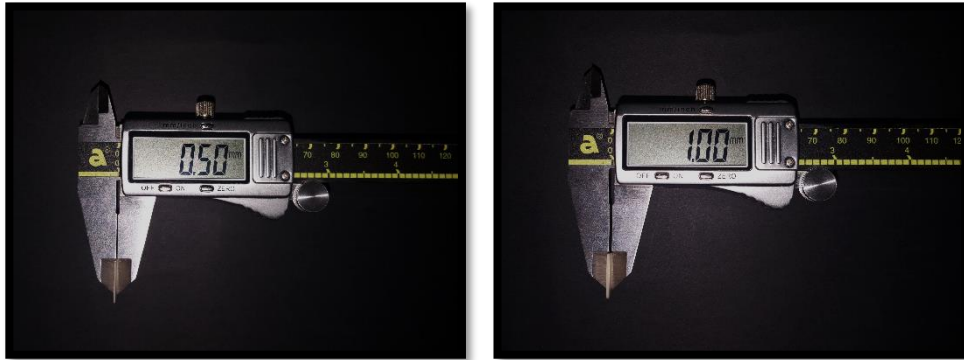


Şekil 3.1. Monolitik CAD-CAM bloklar.



Şekil 3.2. Microcut kullanılarak örneklerin prepare edilmesi.

Örneklerin kalınlığı, doğruluğu $\pm 0,01$ mm olan dijital kumpas (Digimatic Caliper, Sichuan Rongfeng Co. LTD, Çin) ile üç farklı noktadan kontrol edilmiştir (Şekil 3.3.). Her bir monolitik grup için 0,5 mm ve 1,0 mm kalınlığında olmak üzere toplamda 30 örnek elde edilmiştir (Şekil 3.4.).



Şekil 3.3. Örnek kalınlıklarının dijital kumpas ile kontrol edilmesi.



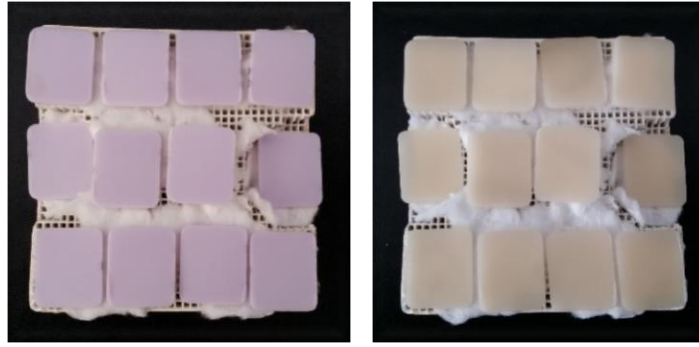
Şekil 3.4. Preparasyonu tamamlanmış monolitik örnekler.

3.1.2. IPS e.max CAD ve VITA Suprinity Örneklerin Kristalizasyonu

Prekristalize IPS e.max CAD ve VITA Suprinity CAD-CAM bloklarının preparasyonundan sonra elde edilen örneklerin kristalizasyon işlemi, Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Klinik Laboratuvarı'nda bulunan porselen fırınında (Programat EP 5000, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) gerçekleştirilmiştir. Kristalizasyon işlemine başlamadan önce porselen fırını, kalibrasyon çubuğu (Automatic Temperature Checking Set ATK2, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) ile otomatik kalibrasyon programında kalibre edilmiştir. Prekristalize IPS e.max CAD örnekler, porselen taşıma tablasına dizildikten sonra porselen fırınına yerleştirilerek, Tablo 3.2.'de belirtilen üretici firmanın önerdiği sıcaklık ve süre doğrultusunda kristalize edilmiştir. Kristalize olan örnekler soğutulmaya bırakılmıştır (Şekil 3.5).

Tablo 3.2. IPS e.max CAD'in kristalizasyon özellikleri (B: başlangıç sıcaklığı, S: kurutma süresi, $t \uparrow$: fırının sıcaklığı 1 dk'daki yükseltme miktarı, T: kristalizasyon sıcaklığı, H: kristalizasyon sıcaklığında bekleme süresi, V: vakumlama sıcaklığı, L: uzun süreli soğuma sıcaklığı, $t \downarrow$: fırının sıcaklığı 1 dk'daki azaltma miktarı).

B (°C)	S (dk)	$t \uparrow$ (°C/dk)	T ₁ (°C)	H ₁ (dk)	$t \uparrow$ (°C/dk)	T ₂ (°C)	H ₂ (dk)	V ₁ 1 ¹ , 1 ² (°C)	V ₂ 1 ¹ , 1 ² (°C)	L (°C)	$t \downarrow$ (°C/dk)
403	6	90	820	0:10	30	840	7	550/ 1022	820/ 1508	700	0

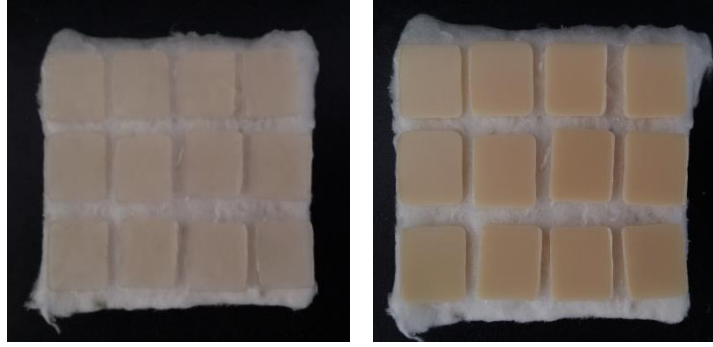


Şekil 3.5. IPS e.max CAD örneklerin kristalizasyon öncesi ve sonrasındaki görüntüsü.

Aynı şekilde prekristalize VITA Suprinity örnekler porselen fırınına yerleştirilerek, Tablo 3.3.'de belirtilen üretici firmanın önerdiği sıcaklık ve süre doğrultusunda kristalize edilmiştir (Şekil 3.6.).

Tablo 3.3. VITA Suprinity'in kristalizasyon özellikleri (B: başlangıç sıcaklığı, S: kurutma süresi, $t \uparrow$: fırının sıcaklığı 1 dk'daki yükseltme miktarı, T: kristalizasyon sıcaklığı, H: kristalizasyon sıcaklığında bekleme süresi, V: vakumlama sıcaklığı, L: uzun süreli soğuma sıcaklığı, $t \downarrow$: fırının sıcaklığı 1 dk'daki azaltma miktarı).

B (°C)	S (dk)	$t \uparrow$ (°C/dk)	T ₁ (°C)	H ₁ (dk)	V ₁ (°C)	V ₂ (°C)	L (°C)	$t \downarrow$ (°C/dk)
400	4	55	840	8:00	410	839	680	0

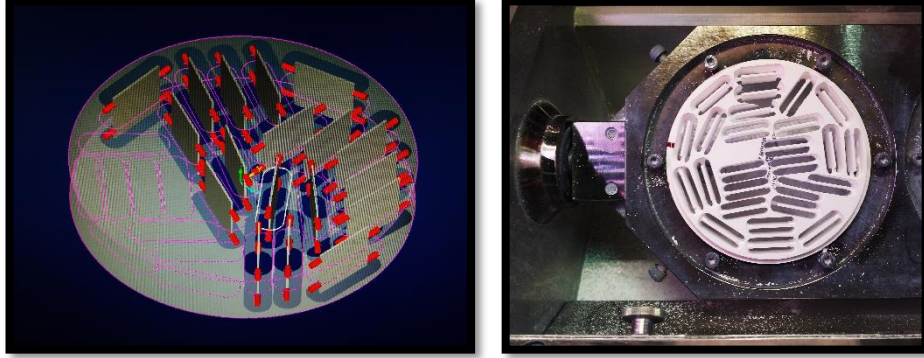


Şekil 3.6. VITA Suprinity örneklerin kristalizasyon öncesi ve sonrasındaki görüntüsü.

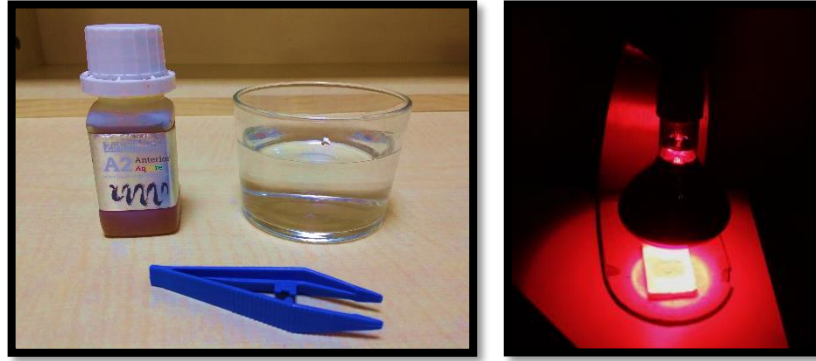
3.1.3. Prettau Anterior Örneklerin Preparasyonu ve Sinterlenmesi

Prettau Anterior bloğun preparasyonu ve sinterlenmesi, Başkent Üniversitesi Adana Dr. Turgut Noyan Uygulama ve Araştırma Merkezi Diş Protez Laboratuvarı'nda yapılmıştır. Prettau Anterior blok, sinterleme boyunca materyal kontraksiyonunun kompanze edilebilmesi için üretici firmanın bildirdiği veriler girilerek CAM yazılımı (CORiTEC iCAM V5, imes-icore, Eiterfeld, Almanya) ile blok içerisindeki konumları tasarlanmış ve 5 akslı frezleme cihazı (CORiTEC 550i, imes-icore) ile freze edilmiştir (Şekil 3.7.). Blok üzerindeki prepare edilmiş tijli örnekler dikkatlice ince grenli elmas frez ve separe yardımıyla ayrılarak düzeltilmiştir. Örnekler sırasıyla üretici firmanın önerisi doğrultusunda, plastik bir presel yardımıyla A2 rengindeki renklendirme sıvısında (Colour Liquid Aquarell, Zirkonzahn, Gais, İtalya) 1 sn bekletilip çıkartıldıktan sonra, su içerisine 1-2 sn daldırılıp çıkartılmıştır. Örnek üzerindeki su artıkları kurutma kağıdı ile kurulanmış ve kurutma ışığı altında 40 dk kurutulmuştur (Şekil 3.8.). Sinterleme işlemi, üretici firmanın önerisi doğrultusunda sinterleme fırınında (HT-S Speed, Mihm-Vogt, Almanya) 20°C'den 1500°C'ye kadar 3 saat, 1500°C'de 2 saat olmak üzere toplam 5 saat sürmüştür. Sinterlenen örnekler soğutulmaya bırakılmıştır (Şekil 3.9.). Örneklerin kalınlığı dijital kumpas yardımıyla 3 farklı noktadan

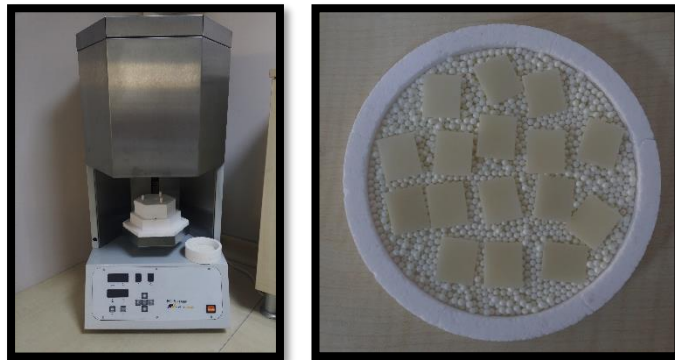
kontrol edilmiştir. Prettau Anterior bloktan $12 \times 14 \times 0,5$ mm ve $12 \times 14 \times 1,0$ mm boyutlarında olmak üzere toplam 30 örnek elde edilmiştir.



Şekil 3.7. Örneklerin CAM ile konumlarının belirlenmesi ve freze edilmesi.



Şekil 3.8. Örneklerin renklendirme kiti ile boyanarak kızılötesi lamba altında kurutulması.



Şekil 3.9. Sinterleme fırınında sinterlenen Prettau Anterior örnekler.

3.1.4. Elde Edilen Monolitik Örnekler Yüzey Bitirme İşlemi Uygulanması

Elde edilen bütün örneklerin yüzey bitirme işlemi için, 100 devir/dk hızına sahip yüzey aşındırma ve parlatma cihazı (Gripo 2V; Metkon Instruments Ltd, Bursa, Türkiye) kullanılmıştır. Örneklerin her iki yüzeyi de sırasıyla 600-, 800-, 1200- ve 2000-grit silikon karbid kağıtlar (Siawat WA, İsviçre) yardımı ile 15 sn boyunca parmak basıncı uygulanarak parlatılmıştır (Şekil 3.10.). Dijital kumpas (Digimatic calliper, Mitutoyo Corp., Tokyo, Japonya) yardımı ile örneklerin üç farklı noktadan ölçümü yapılarak final kalınlığı $0,5 \pm 0,01$ ve $1,0 \pm 0,01$ mm belirlenmiştir.

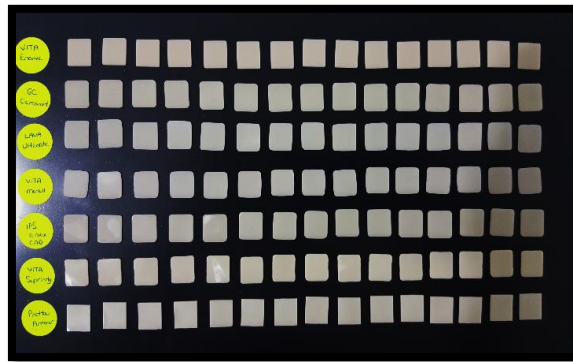


Şekil 3.10. Yüzey aşındırma ve parlatma cihazı kullanılarak örneklerin parlatılması.

Bütün örnekler, ölçümlere başlamadan önce ultrasonik olarak distile suda 10 dakika temizlenmiş (Biosonic Ultrasonic Cleaner UC1-110, Coltene Whaledent, Amerika) ve basınçlı hava ile kurutulmuştur (Şekil 3.11.). Bütün monolitik örneklerin hazırlanmasının ardından (Şekil 3.12.), her gruba ait 0,5 ve 1,0 mm kalınlıktaki örnekler sırasıyla kutulara yerleştirilmiştir (Şekil 3.13.).



Şekil 3.11. Örneklerin ultrasonik temizleme cihazında temizlenmesi.



Şekil 3.12. Hazırlanan monolitik örnekler.



Şekil 3.13. Örneklerin sırasıyla kutularına yerleştirilmesi.

3.2. Renk Ölçüm Kutusunun Hazırlanması

Renk ölçümü esnasında ortam koşullarının standardizasyonun sağlanabilmesi ve ortamdaki ışığın ölçüm sırasında hataya neden olmaması amacıyla bütün renk ölçümleri; içi nötral gri fon kartonu ile kaplanmış, üst kısmında gün ışığını taklit edebilen 6500°K'lık flouresan lamba (D65) içeren,

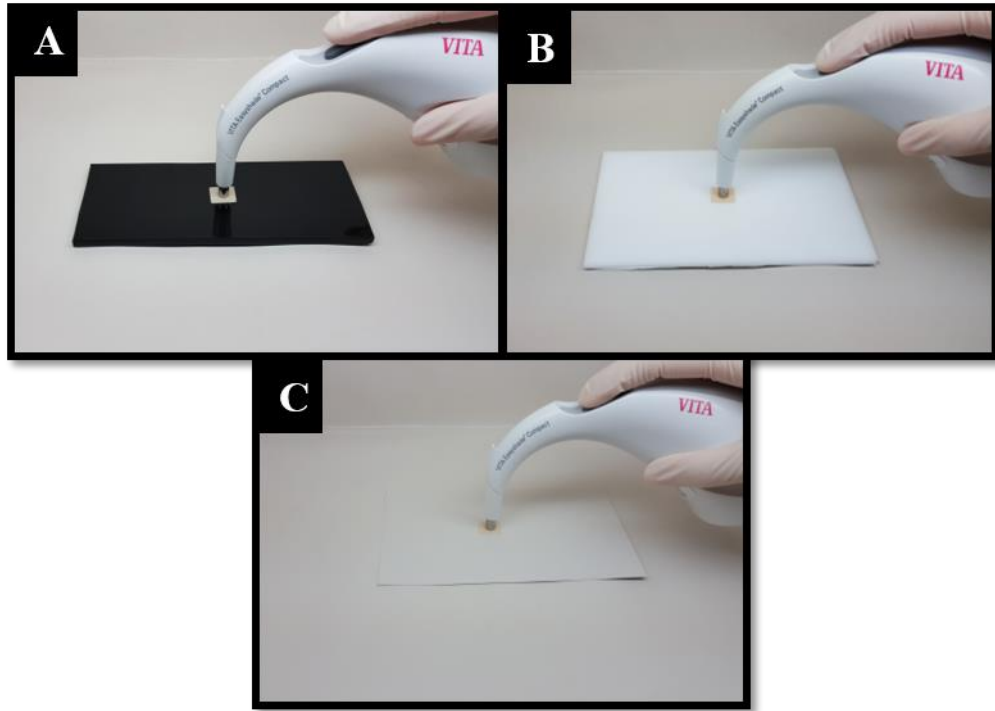
35 cm x 35 cm x 70 cm boyutlarında hazırlanan renk ölçüm kutusu içerisinde gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.14.).



Şekil 3.14. Renk ölçüm kutusu.

3.3. Monolitik Örneklerin İlk Renk Ölçümlerinin Yapılması ve Transluserensi Parametresinin Hesaplanması

Bütün renk ölçümleri; renk ölçüm kutusu içerisinde ve klinik spektrofotometrenin (VITA Easyshade Compact, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) 'toothsingle- tek ölçüm' modu seçilerek gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.14). Ölçüme başlamadan önce spektrofotometre, üretici talimatları doğrultusunda kalibre edilmiş ve her üç ölçümden sonra tekrar kalibre edilmiştir. Spektrofotometre örnek yüzeyinin tam ortasından ölçüm yapılacak şekilde konumlandırılmıştır. Ölçümler sırasıyla; siyah, beyaz ve nötral gri zemin üzerinde yapılmıştır (Şekil 3.15). Örnekler kutularından sırasına göre alınmış ve ölçümlerin her zeminde 3 kere tekrarlanarak ortalamasının alınmasından sonra, tekrar kutusuna yerleştirilmiştir. Bütün örneklerin renk değerleri *Commission Internationale de l'Eclairage* (CIE) $L^*a^*b^*$ sistemine göre, siyah (B) zemin için L_b^* , a_b^* ve b_b^* , beyaz (W) zemin için L_w^* , a_w^* ve b_w^* ve nötral gri zemin için L_o^* , a_o^* ve b_o^* olarak kaydedilmiştir.



Şekil 3.15. Örneklerin sırasıyla siyah (A), beyaz (B) ve gri (C) zemin üzerinde renk ölçümlerinin yapılması.

TP değeri, aynı örneğin spektrofotometre ile elde edilen siyah (B) ve beyaz (W) zemin üzerindeki L^* , a^* ve b^* değerlerinin Formül 2.2.'de kullanılarak hesaplanması sonucu belirlenmiştir (Johnston ve diğerleri, 1995).

$$TP = \sqrt{(L_B^* - L_W^*)^2 + (a_B^* - a_W^*)^2 + (b_B^* - b_W^*)^2} \quad (2.2.)$$

Hesaplamalar için Microsoft Office Excel 2016 (Microsoft Corporation, Amerika) programı kullanılmıştır.

3.4. Rezin Siman Örneklerin Hazırlanması

Rezin siman örneklerin elde edilmesinde *dual-cure* adeziv rezin siman olan RelyX Ultimate Clicker yapıştırma simanı kullanılmıştır. A1, A3O, B0.5 ve TR olmak üzere 4 farklı renk tonuna sahip olan RelyX Ultimate'in tüm

renkleri çalışmada tercih edilmiştir (Şekil 3.16). Baz ve katalizör patlarından oluşan siman materyalinin inorganik doldurucu oranı hacimce yaklaşık olarak %43 ve gren boyutu yaklaşık olarak 13 μm 'dir. Baz patı içerisinde, metakrilat monomerleri, radyopak silanlanmış doldurucular, aktivatör komponentler, stabilizatörler ve reolojik katkı maddeleri yer almaktadır. Katalizör patı ise, metakrilat monomerleri, radyopak alkalın (temel) doldurucular, aktivatör komponentler, stabilizatörler, reolojik katkı maddeleri, pigmentler, floresan boya ve Scotchbond Universal adezivi için ışıksız ortam polimerizasyon aktivatörü içermektedir.

Monolitik örneklerin altına uygulanacak olan rezin siman örneklerin boyut ve kalınlıklarının standardizasyonunun sağlanabilmesi amacıyla; 12 x 14 mm genişliğinde, dökümden elde edilmiş metal bir panç hazırlanmıştır. Bu panç sayesinde 0,1 mm kalınlığındaki kristal poşet dosyadan elde edilen polipropilen (PP) film üzerinde 12 x 14 mm boyutlarında dikdörtgenler oluşturulmuş ve bistüri yardımıyla dikdörtgen parçalar PP levhadan uzaklaştırılmıştır (Şekil 3.17).

Rezin simanın *clicker* özelliği sayesinde, baz ve katalizörü eşit oranda ve yeterli miktarda materyal karıştırma kağıdına konulmuş ve 20 saniye boyunca, plastik bir spatül yardımı ile homojen bir renk elde edilinceye kadar karıştırılmıştır (Şekil 3.18). Hazırlanan rezin simandaki hava kabarcığı oluşumunu önleyebilmek amacıyla, karışım hızlı bir şekilde dental enjektöre aktarılmış ve siman kalınlığının standardizasyonu için iki cam plaka arasına yerleştirilen PP film tabaka üzerindeki dikdörtgen boşluklara uygun miktarlarda sıkılmıştır (Şekil 3.19.). Rezin simanın cam plakalara yapışmaması için, cam plakaların PP filme bakan yüzeyleri polyester film tabaka ile kaplanmıştır. Simanın boşluklara uygulanmasını takiben üstteki cam plaka kapatılarak, üzerine 0.75 kg paslanmaz çelik standart ağırlık yerleştirilmiştir

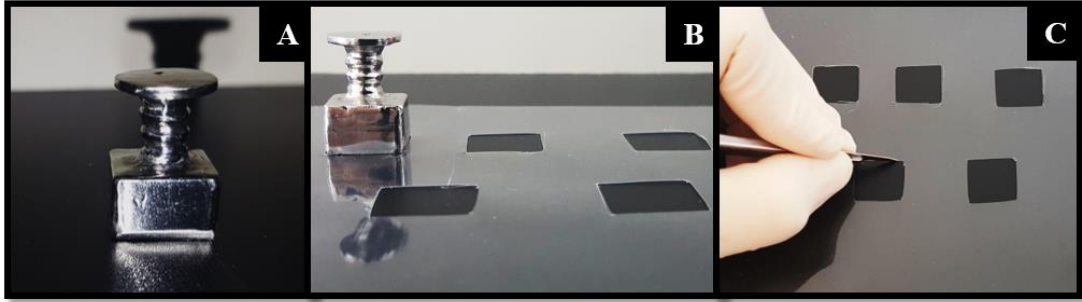
(Şekil 3.20). 2 dakika süreyle simanın kimyasal olarak sertleşmesi beklendikten sonra ağırlık uzaklaştırılmış ve örnekler sırasıyla, üst ve alt yüzeylerinden 40 saniye boyunca LED ışık kaynağı (LED Light Curing Device, Guangdong, Çin) kullanılarak, ışıkla polimerizasyon işlemi tamamlanmıştır (Perroni et al, 2016) (Şekil 3.21.). Cam plakaların dikkatlice ayrılmasından sonra PP film tabaka içerisindeki örnekler parmak basıncıyla dikkatlice uzaklaştırılmıştır. Elde edilen örneklerin kalınlığı ($0,1 \text{ mm} \pm 0,01$) 3 farklı noktadan dijital kumpas ile kontrol edilmiştir (Şekil 3.22.).

Elde edilen siman örneklerin; yüzey yapısı, renk ve kalınlık açısından değerlendirilmesinden sonra, her renk grubu için en uygun 15 örnek (A1 (açık sarı), A3O (sarı opak), B0.5 (beyaz) ve TR (transludent)) olmak üzere, toplamda 60 adet RelyX Ultimate rezin siman örnek seçilmiştir. Renk ölçümlerine başlamadan önce seçilen örnekler distile su içeren ışık geçirmez bir kaba yerleştirilmiş ve 37°C 'deki inkübatör içerisinde 24 saat boyunca bekletilmiştir.

Bütün rezin siman örneklerin hazırlanmasının ardından, her gruba ait örnekler sırasıyla numaralandırılarak ayrı ayrı kutulara yerleştirilmiştir (Şekil 3.23.).



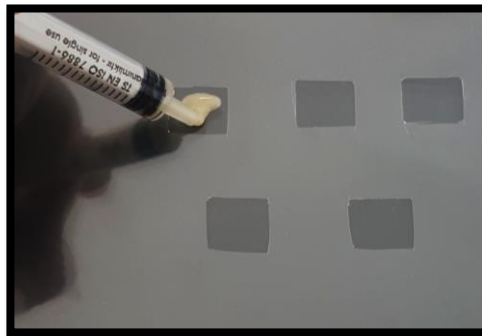
Şekil 3.16. A1, A3O, B0.5 ve TR renklerdeki rezin simanlar.



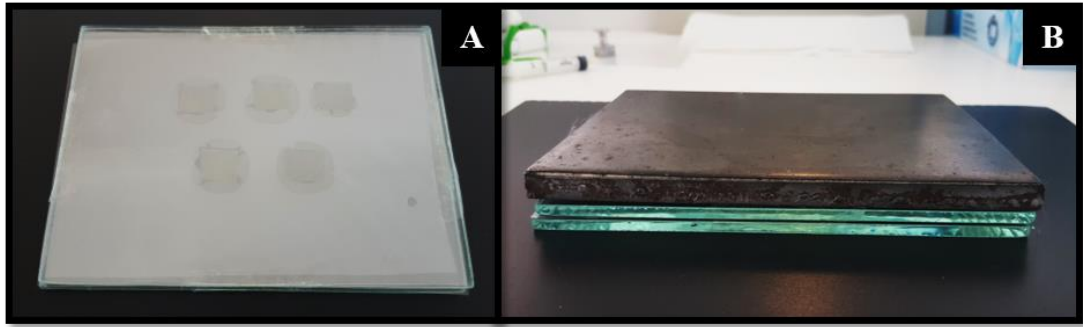
Şekil 3.17. Dökümden hazırlanan panç (A) ile PP film tabaka üzerinde dikdörtgenler oluşturulması (B) ve bistüri yardımıyla uzaklaştırılması (C).



Şekil 3.18. Yeterli miktardaki resin simanın plastik spatül yardımıyla karıştırılması.



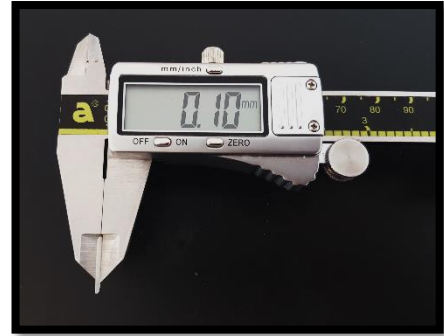
Şekil 3.19. Dental enjektör yardımıyla simanın boşluklara uygulanması.



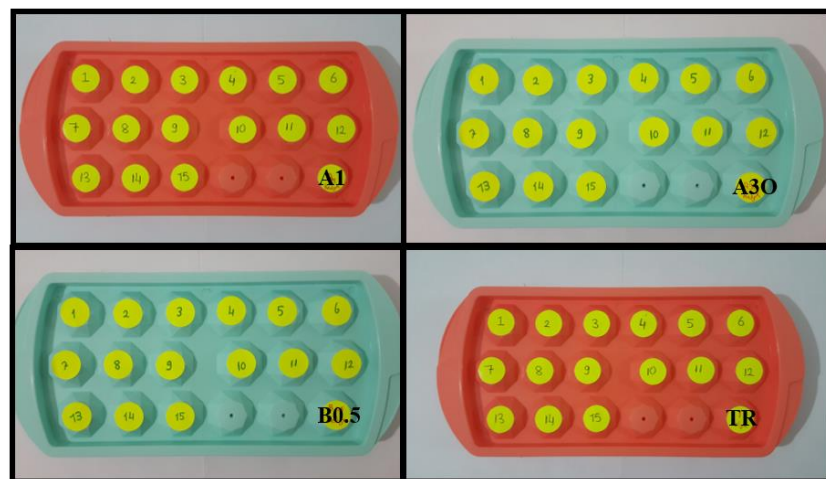
Şekil 3.20. Siman uygulanmış filmin üzerinin 2. cam plaka ile kapatılması (A) ve üzerine 0.75 kg paslanmaz çelik ağırlık yerleştirilmesi (B).



Şekil 3.21. LED ışık cihazı ile örneklerin dijital ışıkla polimerize edilmesi.



Şekil 3.22. Örnek kalınlığının dijital kumpas ile kontrol edilmesi.



Şekil 3.23. Örneklerin numaralandırılarak ayrı ayrı kaplara konulması.

3.5. İkinci Renk Ölçümlerinin Gerçekleştirilmesi

Siman ve monolitik örneklerin renk ölçümü sırasında optik bağlantının sağlanabilmesi için, 1,52 kırılma indisine sahip solüsyon (Cargille Optical Gel, Cargille Lab, Cedar Grove, NJ, Amerika) kullanılmıştır. Solüsyonun kırılma indisinin sabit kalabilmesi amacıyla; ölçümler 25°C oda sıcaklığında yapılmış ve solüsyonun buharlaşmasını önlemek amacıyla kullanımından hemen sonra bulunduğu cam kutunun kapağı kapatılmıştır.

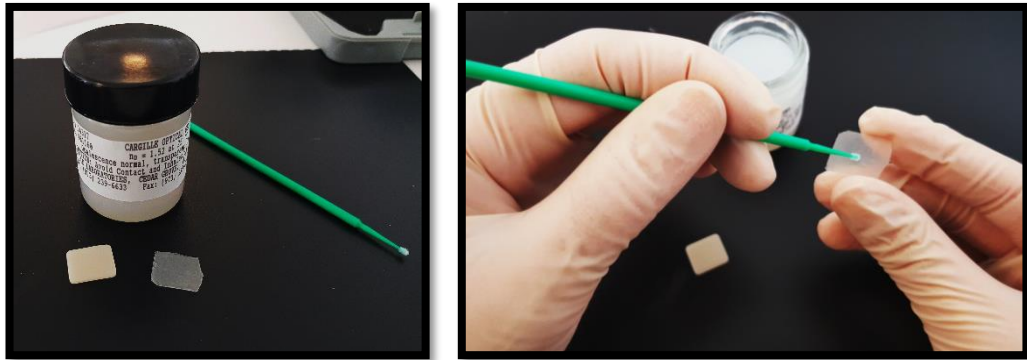
İlk siman grubundaki birinci örnek kutusundan alınarak üzerine bond fırçası yardımıyla optik jel sürülmüş ve 0,5 mm kalınlıktaki VITA Enamic grubundaki birinci monolitik örnek ile optik bağlantısı sağlanmıştır (Şekil 3.24). Ölçüme başlamadan önce spektrofotometre, üretici talimatları doğrultusunda kalibre edilmiş ve her üç ölçümden sonra tekrar kalibre edilmiştir. Siman yüzeyi altta kalacak şekilde örnek renk ölçüm kutusu içerisindeki nötral gri zemin üzerine yerleştirilmiştir. Spektrofotometre örnek yüzeyinin tam ortasından ölçüm yapılacak şekilde konumlandırılmış ve ölçümün 3 kere tekrarlanarak ortalamasının alınmasını takiben, bütün örneklerin renk değerleri CIE $L^*a^*b^*$ sistemine göre, L_1^* , a_1^* ve b_1^* olarak kaydedilmiştir (Şekil 3.25).

Simanlı monolitik örneğin renk ölçümü tamamlandıktan sonra siman örnekten ince bir bistüri yardımıyla dikkatlice uzaklaştırılmıştır. Siman ve monolitik örneklerin üzerindeki optik jel kalıntıları spanç yardımıyla %75'lik alkol ile temizlenmiştir. Örnekler daha sonra distile su ile yıkanmış ve hava ile kurutulmuştur (Chen ve diğerleri, 2015) (Şekil 3.26.). Monolitik örnek kutusuna yerleştirildikten sonra, diğer 13 monolitik gruptaki birinci örnekler sırasıyla alınarak, renk ölçümü işlemleri aynı şekilde tekrarlanmıştır.

Bir rezin siman örneğin her bir monolitik örnekle 3 kez, toplamda ise 42 kez renk ölçümü yapılmıştır. İlk siman örneğin bütün monolitik örneklerle

renk ölçümü işlemi tamamlandıktan sonra kutusuna yerleştirilmiş ve diğer kalan 14 siman örneğin sırasıyla aynı prosedürde renk ölçümleri gerçekleştirilmiştir. İlk siman grubu için renk ölçümü işlemlerinin bitirilmesinden sonra, 2., 3. ve 4. siman grubu için de aynı işlemler tekrarlanarak ikinci renk ölçümleri tamamlanmıştır.

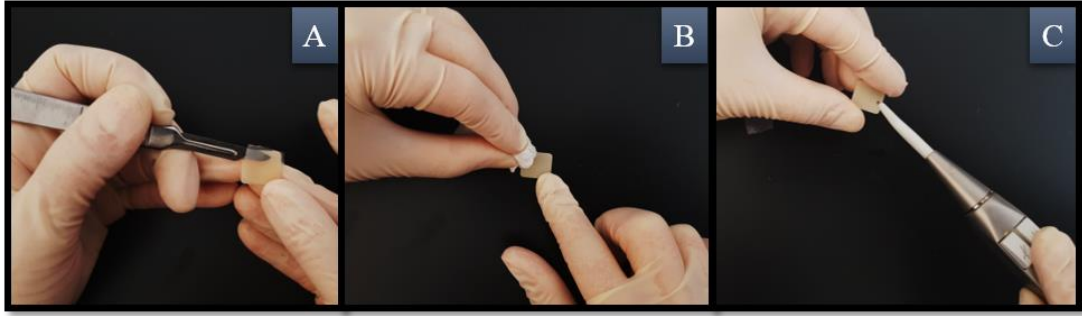
Elde edilen değerler ile 4 farklı renkte siman uygulanan farklı kalınlıktaki monolitik örnekler için oluşan renk farklılıkları (ΔE) hesaplanmıştır.



Şekil 3.24. Cargille optik jel kullanılarak monolitik örnek ile siman arasındaki optik bağlantının sağlanması.



Şekil 3.25. İkinci renk ölçümünün gerçekleştirilmesi.



Şekil 3.26. A) Bistüri yardımıyla siman ve monolitik örneğin ayrılması. B) %75 alkole batırılmış spanç yardımı ile örneklerin temizlenmesi. C) Örneklerin distile su ile yıkanmasının ardından basınçlı hava ile kurutulması.

3.6. Renk farklılığının (ΔE) Hesaplanması

Monolitik örnekler üzerine rezin siman uygulanması sonucu oluşan muhtemel renk farklarını (ΔE) değerlendirebilmek amacıyla, Formül 2.3. kullanılarak ΔE değerleri hesaplanmıştır.

$$\Delta E^* = \sqrt{(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2} \quad (2.3.)$$

Hesaplamalar için Microsoft Office Excel 2016 (Microsoft Corporation, Amerika) programı kullanılmıştır.

3.7. İstatistiksel Analiz

Elde edilen verilerin normal dağılıma uyup uymadığı Kolmogorow-Smirnow test ile test edilmiş ve varyansların homojenliği Levene's test ile kontrol edilmiştir. Veriler normal dağılıma uyduğu için, analizlerde parametrik testler kullanılmıştır. Çalışmadaki tüm analizler %95 güven aralığında yapılmıştır ve $p < 0,05$ değeri, istatistiksel önemi göstermektedir.

İstatistiksel analiz için SPSS 22.0 paket programı (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) kullanılmıştır.

3.7.1. Translusensi Verilerinin Analizi

Elde edilen verilerin istatistiksel analizi için tek yönlü varyans analizi (*one-way ANOVA*) uygulanmış ve gruplar arasında anlamlı fark çıktığında, çoklu karşılaştırma Tukey testi ile tüm gruplar arasında çiftli karşılaştırma yapılarak materyal tipinin etkisine bakılmıştır. Materyal kalınlığının etkisini karşılaştırmak için, bağımsız örneklem t-testi (*independent samples t-test*) uygulanmıştır.

3.7.2. Renk ölçüm Verilerinin Analizi

Yapılan birinci ve ikinci renk ölçümleri sonunda elde edilen L^* , a^* ve b^* değerlerine ait verilerin analizi, eşleştirilmiş örneklem t-testi (*paired-samples t test*) kullanılarak değerlendirilmiştir. Materyal tipi ve siman tonunun kendi içerisinde ΔE değerine olan etkisi için tek yönlü varyans analizi uygulanmış ve gruplar arası farklılıkların değerlendirilmesinde Tukey testi kullanılmıştır. Materyal kalınlığının ΔE değerine olan etkisi ise, bağımsız örneklem t-testi ile incelenmiştir.

4.BULGULAR

4.1. Translusensi Bulguları

Çalışmada kullanılan 2 farklı kalınlıktaki, 7 farklı monolitik gruba ait örneklerin translusensi bulguları, translusensi parametresi (TP) yöntemi kullanılarak elde edilmiştir.

4.1.1. Translusensi Parametresi Yöntemi Bulguları

0,5 mm ve 1,0 mm kalınlıktaki 7 farklı monolitik sisteme ait ortalama TP değerleri, standart sapmaları (SS) ve istatistiksel analiz sonuçları, sırasıyla Tablo 4.1. ve 4.2.' de gösterilmektedir. 0 ile 100 arasında değişen TP değeri arttıkça, materyal daha translusens olmaktadır (Şekil 4.1.).

Tablo 4.1. 0,5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama TP değerleri.

Monolitik materyal	Ort.	Ss.	Tukey
VITA Enamic	24,95	0,71	a
GC Cerasmart	31,16	0,85	b
Lava Ultimate	29,84	0,64	c
VITA Mark II	29,20	0,71	c
IPS e.max CAD	27,51	0,94	d
VITA Suprinity	23,30	0,72	e
Prettau Anterior	16,06	0,43	f

*Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,05$).

0,5 mm kalınlıktaki test edilen materyallerin TP değerleri; 16,06 ile 31,16 arasında değişkenlik göstermiştir. En yüksek TP değerini GC Cerasmart gösterirken (31,16), en düşük TP değerini Prettau Anterior (16,06) göstermiştir (Tablo 4.1.). Lava Ultimate ile VITA Mark II grubu arasındaki fark hariç ($p =$

0,263), bütün materyallerin TP değerleri birbirinden istatistiksel açıdan önemli derecede farklıdır ($p < 0,05$). Çoklu karşılaştırma testi sonucuna göre 0,5 mm kalınlıktaki gruplar arasında translusensi sıralaması; GC Cerasmart > Lava Ultimate, VITA Mark II > IPS e.max CAD > VITA Enamic > VITA Suprinity > Prettau Anterior şeklindedir.

Tablo 4.2. 1,0 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama TP değerleri.

Monolitik materyal	Ort.	Ss.	Tukey
VITA Enamic	14,15	0,26	d
GC Cerasmart	18,64	0,60	a
Lava Ultimate	17,93	0,62	a,b
VITA Mark II	17,62	0,35	b
IPS e.max CAD	16,13	0,33	c
VITA Suprinity	14,26	0,52	d
Prettau Anterior	9,72	0,15	e

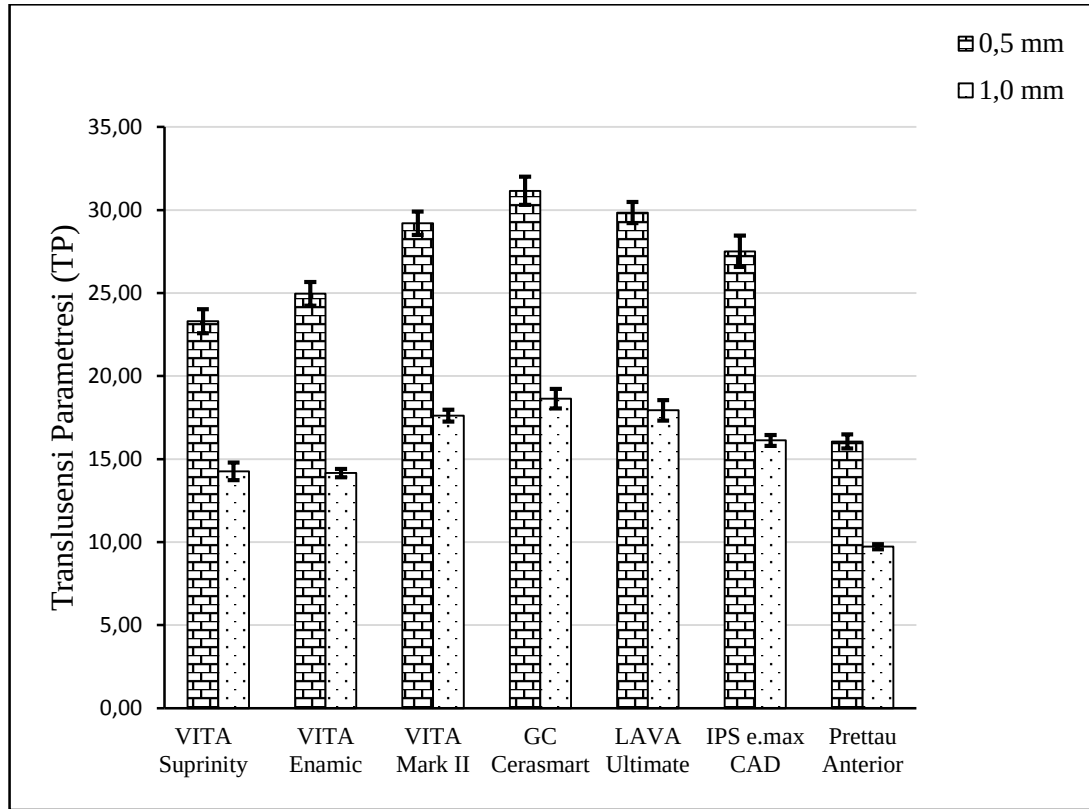
*Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,05$).

1,0 mm kalınlıktaki test edilen materyallerin TP değerleri; 9,72 ile 18,64 arasında değişkenlik göstermiştir. En yüksek TP değerini GC Cerasmart (18,64) ve Lava Ultimate (17,93) gösterirken, en düşük TP değerini Prettau Anterior (9,72) göstermiştir (Tablo 4.2.).

Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucuna göre;

- VITA Enamic ile VITA Suprinity ($p=1,000$),
- GC Cerasmart ile Lava Ultimate ($p=0,074$) ve
- Lava Ultimate ile VITA Mark II ($p=0,893$) grupları arasındaki farklar hariç, bütün materyallerin TP değerleri birbirinden istatistiksel açıdan önemli derecede farklıdır ($p < 0,05$).

İstatistiksel analiz sonucuna göre, 1,0 mm kalınlıktaki gruplar arasında translusensi sıralaması; GC Cerasmart, Lava Ultimate $\geq$ VITA Mark II > IPS e.max CAD > VITA Suprinity, VITA Enamic > Prettau Anterior şeklindedir.



Şekil 4.1. 0,5 mm ve 1,0 mm kalınlıktaki materyallerin TP değerleri arasındaki ilişki.

4.1.2. Materyal Kalınlığının TP Değerine Etkisi

Test edilen materyallerdeki 0,5 ve 1,0 mm kalınlığın TP değerine olan etkisi, bağımsız örneklem t testi ile değerlendirilmiştir. Bağımsız örneklem t-testi sonucuna göre; test edilen bütün materyallerde kalınlığın değişmesi, TP değerine istatistiksel açıdan önemli derecede etki etmiştir. Kalınlık arttıkça, bütün gruplarda TP değeri anlamlı bir azalma göstermiştir (Tablo 4.3.)

Tablo 4.3. Materyal kalınlıklarının TP değerine olan etkisi.

Monolitik materyal	Kalınlık (mm)	Ort.	Ss.	t	p
VITA Enamic	0,5	25,95	0,71	55,239	0,000*
	1,0	14,15	0,26		
GC Cerasmart	0,5	31,16	0,85	46,824	0,000*
	1,0	18,64	0,60		
Lava Ultimate	0,5	29,84	0,64	52,016	0,000*
	1,0	17,93	0,62		
VITA Mark II	0,5	29,20	0,71	56,864	0,000*
	1,0	17,62	0,35		
IPS e.max CAD	0,5	27,51	0,94	44,211	0,000*
	1,0	16,13	0,33		
VITA Suprinity	0,5	23,30	0,72	39,258	0,000*
	1,0	14,26	0,52		
Prettau Anterior	0,5	16,06	0,43	53,810	0,000*
	1,0	9,72	0,15		

*İstatistiksel açıdan anlamlı farklılığı gösterir ($p < 0,05$).

4.2. Monolitik Sistemlere Rezin Siman Uygulamasından Önce ve Sonrasındaki Renk Değerlerine Ait Bulgular

Çalışmada kullanılan 0,5 ve 1,0 mm kalınlıktaki 7 farklı monolitik sisteme ait örneklerin, rezin siman uygulamasından önce ve 4 farklı renk tonuna sahip rezin siman uygulamasından sonra gerçekleştirilen spektrofotometrik ölçümler sonucu elde edilen L^* , a^* ve b^* değerleri arasındaki istatistiksel farklılıklar, eşleştirilmiş örneklem t-testi kullanılarak değerlendirilmiştir.

4.2.1. L^* Değerine Ait Bulgular

0,5 mm ve 1,0 mm kalınlığındaki materyallerin rezin siman uygulamasından önce ve sonraki ortalama L^* değerleri, SS'ları ve p değerleri sırasıyla Tablo 4.4. ve 4.5.'de belirtilmiştir.

Tablo 4.4. 0,5 mm kalınlığındaki monolitik grupların rezin siman uygulamasından önce (L_0^*) ve sonraki (L_1^*) ortalama L^* değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları.

Monolitik materyal	Siman tonu	Simansız (L_0^*)		Simanlı (L_1^*)		p değeri
		Ort.	Ss.	Ort.	Ss.	
VITA Enamic	A1	89,48	0,53	90,14	0,54	0,002*
	A3O			88,39	0,38	0,000*
	B0.5			90,24	0,36	0,000*
	TR			90,38	0,38	0,000*
GC Cerasmart	A1	95,47	0,45	94,12	0,55	0,000*
	A3O			92,81	0,44	0,000*
	B0.5			94,41	0,37	0,000*
	TR			93,84	0,30	0,000*
LAVA Ultimate	A1	94,12	0,25	93,34	0,51	0,000*
	A3O			92,08	0,27	0,000*
	B0.5			93,57	0,48	0,004*
	TR			93,45	0,40	0,000*
VITA Mark II	A1	96,26	0,47	95,46	0,58	0,000*
	A3O			94,06	0,43	0,000*
	B0.5			95,32	0,32	0,000*
	TR			95,06	0,45	0,000*
IPS e.max CAD	A1	93,14	0,72	92,66	0,81	0,013*
	A3O			92,08	0,69	0,000*
	B0.5			93,45	0,68	0,041*
	TR			92,98	0,86	0,436
VITA Suprinity	A1	85,45	1,14	86,35	1,30	0,001*
	A3O			85,20	1,15	0,009*
	B0.5			86,52	1,03	0,000*
	TR			86,20	1,42	0,037*
Prettau Anterior	A1	90,69	1,22	90,33	1,10	0,040*
	A3O			91,33	1,10	0,000*
	B0.5			92,57	0,91	0,000*
	TR			92,02	0,89	0,000*

*İstatistiksel açıdan anlamlı farklılığı gösterir ($p < 0,05$).

0,5 mm kalınlığındaki monolitik gruplara rezin siman örnekler uygulanmadan önceki ve sonraki L_1^* değeri karşılaştırıldığında:

- VITA Enamic grubu için; en yüksek L_1^* değeri 90,38 ile TR rezin simanda gözlenirken, en düşük L_1^* değeri 88,39 ile A3O rezin simanda saptanmıştır. A3O rezin siman uygulanan grupta L_1^* değeri azalırken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda L_1^* değeri artmıştır.
- GC Cerasmart grubu için; en yüksek L_1^* değeri 94,41 ile B0.5 rezin simanda gözlenirken, en düşük L_1^* değeri 92,81 ile A3O rezin simanda saptanmıştır. Bütün rezin siman uygulanan gruplarda L_1^* değeri azalmıştır.
- LAVA Ultimate grubu için; en yüksek L_1^* değeri 93,57 ile B0.5 rezin simanda gözlenirken, en düşük L_1^* değeri 92,08 ile A3O rezin simanda saptanmıştır. Bütün rezin siman uygulanan gruplarda L_1^* değeri azalmıştır.
- VITA Mark II grubu için; en yüksek L_1^* değeri 95,46 ile A1 rezin simanda gözlenirken, en düşük L_1^* değeri 94,06 ile A3O rezin simanda saptanmıştır. Bütün rezin siman uygulanan gruplarda L_1^* değeri azalmıştır.
- IPS e.max CAD grubu için; en yüksek L_1^* değeri 93,45 ile B0.5 rezin simanda gözlenirken, en düşük L_1^* değeri 92,08 ile A3O rezin simanda saptanmıştır. B0.5 rezin siman uygulanan grupta L_1^* değeri artarken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda L_1^* değeri azalmıştır.
- VITA Suprinity grubu için; en yüksek L_1^* değeri 86,52 ile B0.5 rezin simanda gözlenirken, en düşük L_1^* değeri 85,20 ile A3O rezin simanda saptanmıştır. A3O rezin siman uygulanan grupta L_1^*

değeri azalırken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda L_1^* değeri artmıştır.

- Prettau Anterior grubu için; en yüksek L_1^* değeri 92,57 ile B0.5 rezin simanda gözlenirken, en düşük L_1^* değeri 90,33 ile A1 rezin simanda saptanmıştır. A1 rezin siman uygulanan grupta L_1^* değeri azalırken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda L_1^* değeri artmıştır.

0,5 mm kalınlıktaki monolitik grupların rezin siman uygulaması öncesi ve sonrasındaki ortalama L^* değerleri incelendiğinde; IPS e.max CAD grubundaki TR rezin siman uygulanan grup hariç ($p= 0,436$), diğer tüm gruplardaki değerler istatistiksel açıdan önemli derecede farklılık göstermiştir ($p< 0,05$).

Tablo 4.5. 1,0 mm kalınlığındaki monolitik grupların rezin siman uygulamasından önce (L_0^*) ve sonraki (L_1^*) ortalama L^* değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları.

Monolitik materyal	Siman tonu	Simansız (L_0^*)		Simanlı (L_1^*)		p değeri
		Ort.	Ss.	Ort.	Ss.	
VITA Enamic	A1	86,70	0,31	85,05	0,30	0,000*
	A3O			86,23	0,42	0,001*
	B0.5			86,08	0,72	0,005*
	TR			85,34	0,55	0,000*
GC Cerasmart	A1	92,20	0,53	89,88	0,56	0,000*
	A3O			91,43	0,47	0,000*
	B0.5			91,14	0,35	0,000*
	TR			90,07	0,44	0,000*
LAVA Ultimate	A1	90,98	0,31	89,14	0,36	0,000*
	A3O			90,26	0,40	0,000*
	B0.5			90,06	0,39	0,000*
	TR			89,29	0,51	0,000*
VITA Mark II	A1	95,23	0,38	92,89	0,56	0,000*
	A3O			94,49	0,62	0,000*
	B0.5			94,12	0,55	0,000*
	TR			93,18	0,43	0,000*
IPS e.max CAD	A1	90,83	0,45	88,99	0,42	0,000*
	A3O			90,32	0,48	0,000*
	B0.5			90,06	0,47	0,000*
	TR			88,94	0,46	0,000*
VITA Suprinity	A1	81,55	0,76	80,31	0,60	0,000*
	A3O			81,36	0,69	0,048*
	B0.5			80,89	0,87	0,000*
	TR			80,25	0,76	0,000*
Prettau Anterior	A1	85,73	0,66	85,03	0,75	0,001*
	A3O			86,29	0,68	0,012*
	B0.5			86,61	0,73	0,003*
	TR			85,96	0,83	0,402

*İstatistiksel açıdan anlamlı farklılığı gösterir ($p<0,05$).

1,0 mm kalınlığındaki monolitik gruplara rezin siman örnekler uygulanmadan önceki ve sonraki L_1^* değerleri karşılaştırıldığında:

- VITA Enamic grubu için; en yüksek L_1^* değeri 86,23 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük L_1^* değeri 85,05 ile A1 rezin simanda saptanmıştır. Bütün rezin siman uygulanan gruplarda L_1^* değeri azalmıştır.
- GC Cerasmart grubu için; en yüksek L_1^* değeri 91,43 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük L_1^* değeri 89,88 ile A1 rezin simanda saptanmıştır. Bütün rezin siman uygulanan gruplarda L_1^* değeri azalmıştır.
- LAVA Ultimate grubu için; en yüksek L_1^* değeri 90,26 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük L_1^* değeri 89,14 ile A1 rezin simanda saptanmıştır. Bütün rezin siman uygulanan gruplarda L_1^* değeri azalmıştır.
- VITA Mark II grubu için; en yüksek L_1^* değeri 94,49 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük L_1^* değeri 92,89 ile A1 rezin simanda saptanmıştır. Bütün rezin siman uygulanan gruplarda L_1^* değeri azalmıştır.
- IPS e.max CAD grubu için; en yüksek L_1^* değeri 90,32 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük L_1^* değeri 88,94 ile TR rezin simanda saptanmıştır. Bütün rezin siman uygulanan gruplarda L_1^* değeri azalmıştır.
- VITA Suprinity grubu için; en yüksek L_1^* değeri 81,36 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük L_1^* değeri 80,25 ile TR rezin simanda saptanmıştır. Bütün rezin siman uygulanan gruplarda L_1^* değeri azalmıştır.

- Prettau Anterior grubu için; en yüksek L_1^* değeri 86,61 ile B0.5 rezin simanda gözlenirken, en düşük L_1^* değeri 85,03 ile A1 rezin simanda saptanmıştır. A1 rezin siman uygulanan grupta L_1^* değeri azalırken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda L_1^* değeri artmıştır.

1,0 mm kalınlıktaki monolitik grupların rezin siman uygulaması öncesi ve sonrasındaki ortalama L^* değerleri incelendiğinde; Prettau Anterior grubundaki TR rezin siman uygulanan grup hariç ($p= 0,402$), diğer tüm gruplardaki değerler istatistiksel açıdan önemli derecede farklılık göstermiştir ($p< 0,05$).

4.2.2. a^* Değerine Ait Bulgular

0,5 mm ve 1,0 mm kalınlığındaki materyallerin rezin siman uygulamasından önce ve sonraki ortalama a^* değerleri, SS'ları ve p değerleri sırasıyla Tablo 4.6. ve 4.7.'de belirtilmiştir.

Tablo 4.6. 0,5 mm kalınlığındaki monolitik grupların rezin siman uygulamasından önce (a_0^*) ve sonraki (a_1^*) ortalama a^* değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları.

Monolitik materyal	Siman tonu	Simansız (a_0^*)		Simanlı (a_1^*)		p değeri
		Ort.	Ss.	Ort.	Ss.	
VITA Enamic	A1	1,64	0,09	1,37	0,10	0,000*
	A3O			2,15	0,12	0,000*
	B0.5			1,55	0,09	0,004*
	TR			0,92	0,11	0,000*
GC Cerasmart	A1	-1,34	0,06	-1,50	0,11	0,001*
	A3O			-1,16	0,13	0,000*
	B0.5			-1,35	0,05	0,758
	TR			-1,84	0,08	0,000*
LAVA Ultimate	A1	-1,46	0,14	-2,00	1,33	0,129
	A3O			-1,24	0,16	0,000*
	B0.5			-1,52	0,09	0,087
	TR			-2,05	0,09	0,000*
VITA Mark II	A1	-1,04	0,09	-1,20	0,07	0,000*
	A3O			-1,15	0,09	0,000*
	B0.5			-0,95	0,08	0,000*
	TR			-1,44	0,07	0,000*
IPS e.max CAD	A1	-1,09	0,14	-1,30	0,14	0,000*
	A3O			-0,88	0,23	0,000*
	B0.5			-1,01	0,24	0,137
	TR			-1,58	0,15	0,000*
VITA Suprinity	A1	3,23	1,06	2,66	1,08	0,000*
	A3O			4,13	1,15	0,000*
	B0.5			2,97	0,98	0,003*
	TR			2,15	0,97	0,000*
Prettau Anterior	A1	-0,48	1,00	-0,58	0,96	0,000*
	A3O			-0,53	1,10	0,078
	B0.5			-0,47	0,97	0,699
	TR			-0,75	0,97	0,000*

* İstatistiksel açıdan anlamlı farklılığı gösterir ($p < 0,05$).

0,5 mm kalınlığındaki monolitik gruplara rezin siman örnekler uygulanmadan önceki ve sonraki a_1^* değerleri karşılaştırlıldığında:

- VITA Enamic grubu için; en yüksek a_1^* değeri 2,15 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük a_1^* değeri 0,92 ile TR rezin simanda saptanmıştır. A3O rezin siman uygulanan grupta a_1^* değeri artarken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda a_1^* değeri azalmıştır.
- GC Cerasmart grubu için; en yüksek a_1^* değeri -1,16 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük a_1^* değeri -1,84 ile TR rezin simanda saptanmıştır. A3O rezin siman uygulanan grupta a_1^* değeri artarken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda a_1^* değeri azalmıştır.
- LAVA Ultimate grubu için; en yüksek a_1^* değeri -1,24 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük a_1^* değeri -2,05 ile TR rezin simanda saptanmıştır. A3O rezin siman uygulanan grupta a_1^* değeri artarken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda a_1^* değeri azalmıştır.
- VITA Mark II grubu için; en yüksek a_1^* değeri -0,95 ile B0.5 rezin simanda gözlenirken, en düşük a_1^* değeri -1,44 ile TR rezin simanda saptanmıştır. B0.5 rezin siman uygulanan grupta a_1^* değeri artarken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda a_1^* değeri azalmıştır.
- IPS e.max CAD grubu için; en yüksek a_1^* değeri -0,88 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük a_1^* değeri -1,58 ile TR rezin simanda saptanmıştır. A3O ve B0.5 rezin siman uygulanan gruplarda a_1^* değeri artarken, A1 ve TR rezin siman uygulanan gruplarda a_1^* değeri azalmıştır.

- VITA Suprinity grubu için; en yüksek a_1^* değeri 4,13 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük a_1^* değeri 2,15 ile TR rezin simanda saptanmıştır. A3O rezin siman uygulanan grupta a_1^* değeri artarken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda a_1^* değeri azalmıştır.
- Prettau Anterior grubu için; en yüksek a_1^* değeri -0,47 ile B0.5 rezin simanda gözlenirken, en düşük a_1^* değeri -0,75 ile TR rezin simanda saptanmıştır. B0.5 rezin siman uygulanan grupta a_1^* değeri artarken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda a_1^* değeri azalmıştır.

0,5 mm kalınlıktaki monolitik grupların rezin siman uygulaması öncesi ve sonrasındaki ortalama a^* değerleri incelendiğinde; GC Cerasmart grubundaki B0.5 rezin siman uygulanan grubu ($p= 0,758$), LAVA Ultimate grubundaki A1 rezin siman uygulanan ($p= 0,129$) ve B0.5 rezin siman uygulanan grubu ($p= 0,087$), IPS e.max CAD grubundaki B0.5 rezin siman uygulanan grubu ($p= 0,137$), Prettau Anterior grubundaki A3O rezin siman uygulanan ($p= 0,078$) ve B0.5 rezin siman uygulanan grubu ($p= 0,699$) dışında, diğer tüm gruplardaki değerler istatistiksel açıdan önemli derecede farklılık göstermiştir ($p< 0,05$).

Tablo 4.7. 1,0 mm kalınlığındaki monolitik grupların rezin siman uygulamasından önce (a_0^*) ve sonraki (a_1^*) ortalama a^* değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları.

Monolitik materyal	Siman tonu	Simansız (a_0^*)		Simanlı (a_1^*)		p değeri
		Ort.	Ss.	Ort.	Ss.	
VITA Enamic	A1	3,62	0,10	3,50	0,13	0,000*
	A3O			4,02	0,10	0,000*
	B0.5			3,43	0,15	0,001*
	TR			3,15	0,10	0,000*
GC Cerasmart	A1	-0,90	0,11	-0,77	0,09	0,000*
	A3O			-0,53	0,10	0,000*
	B0.5			-0,81	0,08	0,004*
	TR			-1,08	0,07	0,000*
LAVA Ultimate	A1	-1,02	0,10	-0,86	0,07	0,000*
	A3O			-0,52	0,07	0,000*
	B0.5			-0,94	0,07	0,012*
	TR			-1,28	0,05	0,000*
VITA Mark II	A1	-0,80	0,05	-0,79	0,04	0,885
	A3O			-0,76	0,04	0,004*
	B0.5			-0,81	0,06	0,494
	TR			-1,06	0,05	0,000*
IPS e.max CAD	A1	-0,23	0,07	-0,10	0,06	0,000*
	A3O			0,19	0,07	0,000*
	B0.5			-0,13	0,08	0,000*
	TR			-0,41	0,07	0,000*
VITA Suprinity	A1	7,63	0,77	7,21	0,72	0,000*
	A3O			8,14	0,82	0,000*
	B0.5			7,29	0,85	0,000*
	TR			6,80	0,80	0,000*
Prettau Anterior	A1	-0,35	0,17	-0,28	0,17	0,000*
	A3O			-0,25	0,16	0,000*
	B0.5			-0,28	0,17	0,023*
	TR			-0,42	0,18	0,042*

* İstatistiksel açıdan anlamlı farklılığı gösterir ($p < 0,05$).

1,0 mm kalınlığındaki monolitik gruplara rezin siman örnekler uygulanmadan önceki ve sonraki a_1^* değerleri karşılaştırıldığında:

- VITA Enamic grubu için; en yüksek a_1^* değeri 4,02 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük a_1^* değeri 3,15 ile TR rezin simanda saptanmıştır. A3O rezin siman uygulanan grupta a_1^* değeri artarken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda a_1^* değeri azalmıştır.
- GC Cerasmart grubu için; en yüksek a_1^* değeri -0,53 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük a_1^* değeri -1,08 ile TR rezin simanda saptanmıştır. TR rezin siman uygulanan grupta a_1^* değeri azalırken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda a_1^* değeri artmıştır.
- LAVA Ultimate grubu için; en yüksek a_1^* değeri -0,52 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük a_1^* değeri -1,28 ile TR rezin simanda saptanmıştır. TR rezin siman uygulanan grupta a_1^* değeri azalırken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda a_1^* değeri artmıştır.
- VITA Mark II grubu için; en yüksek a_1^* değeri -0,76 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük a_1^* değeri -1,06 ile TR rezin simanda saptanmıştır. B0.5 ve TR rezin siman uygulanan gruplarda a_1^* değeri azalırken, A1 ve A3O rezin siman uygulanan gruplarda a_1^* değeri artmıştır.
- IPS e.max CAD grubu için; en yüksek a_1^* değeri 0,19 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük a_1^* değeri -0,41 ile TR rezin simanda saptanmıştır. TR rezin siman uygulanan grupta a_1^* değeri azalırken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda a_1^* değeri artmıştır.
- VITA Suprinity grubu için; en yüksek a_1^* değeri 8,14 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük a_1^* değeri 6,80 ile TR rezin simanda saptanmıştır. A3O rezin siman uygulanan grupta a_1^* değeri

artarken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda a_1^* değeri azalmıştır.

- Prettau Anterior grubu için; en yüksek a_1^* değeri -0,25 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük a_1^* değeri -0,42 ile TR rezin simanda saptanmıştır. TR rezin siman uygulanan grupta a_1^* değeri azalırken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda a_1^* değeri artmıştır.

1,0 mm kalınlıktaki monolitik grupların rezin siman uygulaması öncesi ve sonrasındaki ortalama a^* değerleri incelendiğinde; VITA Mark II grubundaki A1 rezin siman uygulanan ($p=0,885$) ve B0.5 ($p=0,494$) rezin siman uygulanan gruplar arasındaki farklar hariç, diğer tüm gruplardaki değerler istatistiksel açıdan önemli derecede farklılık göstermiştir ($p<0,05$).

4.2.3. b^* Değerine Ait Bulgular

0,5 mm ve 1,0 mm kalınlığındaki materyallerin rezin siman uygulamasından önce ve sonraki ortalama b^* değerleri, SS'ları ve p değerleri sırasıyla Tablo 4.8. ve 4.9.'da belirtilmiştir.

Tablo 4.8. 0,5 mm kalınlıktaki monolitik grupların rezin siman uygulamasından önce (b_0^*) ve sonraki (b_1^*) ortalama b^* değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları.

Monolitik materyal	Siman tonu	Simansız (b_0^*)		Simanlı (b_1^*)		p değeri
		Ort.	Ss.	Ort.	Ss.	
VITA Enamic	A1	23,80	0,58	24,40	0,55	0,000*
	A3O			30,14	0,58	0,000*
	B0.5			24,40	0,55	0,000*
	TR			22,70	0,62	0,000*
GC Cerasmart	A1	16,30	0,50	17,37	0,48	0,000*
	A3O			24,14	0,70	0,000*
	B0.5			17,32	0,53	0,000*
	TR			15,62	0,50	0,000*
LAVA Ultimate	A1	18,42	0,47	18,94	0,32	0,000*
	A3O			25,49	0,88	0,000*
	B0.5			18,89	0,41	0,002*
	TR			17,12	0,39	0,000*
VITA Mark II	A1	10,86	0,29	12,51	0,30	0,000*
	A3O			18,97	0,68	0,000*
	B0.5			12,22	0,43	0,000*
	TR			10,63	0,47	0,110
IPS e.max CAD	A1	17,33	2,59	18,23	2,22	0,000*
	A3O			23,33	2,43	0,000*
	B0.5			17,96	2,34	0,001*
	TR			16,53	2,37	0,000*
VITA Suprinity	A1	45,94	3,03	45,42	3,25	0,009*
	A3O			49,94	3,12	0,000*
	B0.5			45,97	3,01	0,903
	TR			44,25	3,10	0,000*
Prettau Anterior	A1	17,78	3,98	18,66	3,68	0,000*
	A3O			22,05	3,87	0,000*
	B0.5			18,49	3,94	0,000*
	TR			17,80	3,80	0,891

*İstatistiksel açıdan anlamlı farklılığı gösterir ($p<0,05$).

0,5 mm kalınlığındaki monolitik gruplara rezin siman örnekler uygulanmadan önceki ve sonraki b_1^* değerleri karşılaştırıldığında:

- VITA Enamic grubu için; en yüksek b_1^* değeri 30,14 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük b_1^* değeri 22,70 ile TR rezin simanda saptanmıştır. TR rezin siman uygulanan grupta b_1^* değeri azalırken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda b_1^* değeri artmıştır.
- GC Cerasmart grubu için; en yüksek b_1^* değeri 24,14 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük b_1^* değeri 15,62 ile TR rezin simanda saptanmıştır. TR rezin siman uygulanan grupta b_1^* değeri azalırken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda b_1^* değeri artmıştır.
- LAVA Ultimate grubu için; en yüksek b_1^* değeri 25,49 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük b_1^* değeri 17,12 ile TR rezin simanda saptanmıştır. TR rezin siman uygulanan grupta b_1^* değeri azalırken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda b_1^* değeri artmıştır.
- VITA Mark II grubu için; en yüksek b_1^* değeri 18,97 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük b_1^* değeri 10,63 ile TR rezin simanda saptanmıştır. TR rezin siman uygulanan grupta b_1^* değeri azalırken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda b_1^* değeri artmıştır.
- IPS e.max CAD grubu için; en yüksek b_1^* değeri 23,33 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük b_1^* değeri 16,53 ile TR rezin simanda saptanmıştır. TR rezin siman uygulanan grupta b_1^* değeri azalırken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda b_1^* değeri artmıştır.
- VITA Suprinity grubu için; en yüksek b_1^* değeri 49,94 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük b_1^* değeri 44,25 ile TR rezin simanda saptanmıştır. A1 ve TR rezin siman uygulanan gruplarda b_1^* değeri azalırken, A3O ve B0.5 rezin siman uygulanan gruplarda b_1^* değeri artmıştır.

- Prettau Anterior grubu için; en yüksek b_1^* değeri 22,05 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük b_1^* değeri 17,80 ile TR rezin simanda saptanmıştır. Rezin siman uygulanan tüm gruplarda b_1^* değeri artmıştır.

0,5 mm kalınlıktaki monolitik grupların rezin siman uygulaması öncesi ve sonrasındaki ortalama b^* değerleri incelendiğinde; VITA Mark II grubundaki TR rezin siman uygulanan grubu ($p= 0,110$), VITA Suprinity grubundaki B0.5 rezin siman uygulanan grubu ($p= 0,903$) ve Prettau Anterior grubundaki TR rezin siman uygulanan grubu ($p= 0,891$) dışında, diğer tüm gruplardaki değerler istatistiksel açıdan önemli derecede farklılık göstermiştir ($p< 0,05$).

Tablo 4.9. 1,0 mm kalınlığındaki monolitik grupların rezin siman uygulamasından önce (b_0^*) ve sonraki (b_1^*) ortalama b^* değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları.

Monolitik sistem	Siman tonu	Simansız (b_0^*)		Simanlı (b_1^*)		P Değeri
		Ort.	Ss.	Ort.	Ss.	
VITA Enamic	A1	32,08	0,39	31,64	0,33	0,000*
	A3O			34,41	0,43	0,000*
	B0.5			31,72	0,50	0,016*
	TR			30,94	0,46	0,000*
GC Cerasmart	A1	23,71	0,20	23,80	0,21	0,161
	A3O			27,52	0,40	0,000*
	B0.5			23,88	0,17	0,035*
	TR			22,89	0,20	0,000*
LAVA Ultimate	A1	25,51	0,40	25,57	0,34	0,351
	A3O			28,89	0,29	0,000*
	B0.5			25,39	0,26	0,123
	TR			24,50	0,44	0,000*
VITA Mark II	A1	15,79	0,26	16,62	0,21	0,000*
	A3O			20,20	0,44	0,000*
	B0.5			16,44	0,31	0,000*
	TR			15,69	0,26	0,160
IPS e.max CAD	A1	22,84	0,24	23,00	0,30	0,024*
	A3O			25,97	0,27	0,000*
	B0.5			23,13	0,20	0,000*
	TR			22,20	0,30	0,000*
VITA Suprinity	A1	55,55	1,93	54,27	1,84	0,000*
	A3O			56,16	1,98	0,013*
	B0.5			54,64	2,15	0,003*
	TR			53,83	2,08	0,000*
Prettau Anterior	A1	20,39	0,60	20,62	0,60	0,000*
	A3O			22,24	0,77	0,000*
	B0.5			20,59	0,69	0,027*
	TR			20,27	0,67	0,250

*İstatistiksel açıdan anlamlı farklılığı gösterir ($p<0,05$).

1,0 mm kalınlığındaki monolitik gruplara rezin siman örnekler uygulanmadan önceki ve sonraki b_1^* değerleri karşılaştırıldığında:

- VITA Enamic grubu için; en yüksek b_1^* değeri 34,41 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük b_1^* değeri 30,94 ile TR rezin simanda saptanmıştır. A3O rezin siman uygulanan grupta b_1^* değeri artarken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda b_1^* değeri azalmıştır.
- GC Cerasmart grubu için; en yüksek b_1^* değeri 27,52 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük b_1^* değeri 22,89 ile TR rezin simanda saptanmıştır. TR rezin siman uygulanan grupta b_1^* değeri azalırken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda b_1^* değeri artmıştır.
- LAVA Ultimate grubu için; en yüksek b_1^* değeri 28,89 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük b_1^* değeri 24,50 ile TR rezin simanda saptanmıştır. A1 ve A3O rezin siman uygulanan gruplarda b_1^* değeri artarken, B0.5 ve TR rezin siman uygulanan gruplarda b_1^* değeri azalmıştır.
- VITA Mark II grubu için; en yüksek b_1^* değeri 20,20 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük b_1^* değeri 15,69 ile TR rezin simanda saptanmıştır. TR rezin siman uygulanan grupta b_1^* değeri azalırken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda b_1^* değeri artmıştır.
- IPS e.max CAD grubu için; en yüksek b_1^* değeri 25,97 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük b_1^* değeri 22,20 ile TR rezin simanda saptanmıştır. TR rezin siman uygulanan grupta b_1^* değeri azalırken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda b_1^* değeri artmıştır.
- VITA Suprinity grubu için; en yüksek b_1^* değeri 56,16 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük b_1^* değeri 53,83 ile TR rezin simanda saptanmıştır., A3O rezin siman uygulanan grupta b_1^* değeri

artarken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda b_1^* değeri azalmıştır.

- Prettau Anterior grubu için; en yüksek b_1^* değeri 22,24 ile A3O rezin simanda gözlenirken, en düşük b_1^* değeri 20,27 ile TR rezin simanda saptanmıştır. TR rezin siman uygulanan grupta b_1^* değeri azalırken, diğer rezin siman uygulanan gruplarda b_1^* değeri artmıştır.

1,0 mm kalınlıktaki monolitik grupların rezin siman uygulaması öncesi ve sonrasındaki ortalama b^* değerleri incelendiğinde; GC Cerasmart grubundaki A1 rezin siman uygulanan grubu ($p= 0,161$), LAVA Ultimate grubundaki A1 rezin siman uygulanan grubu ($p= 0,351$) ve B0.5 rezin siman uygulanan grubu ($p= 0,123$), VITA Mark II grubundaki TR rezin siman uygulanan grubu ($p= 0,160$) ve Prettau Anterior grubundaki TR rezin siman uygulanan grubu ($p= 0,250$) dışında, diğer tüm gruplardaki değerler istatistiksel açıdan önemli derecede farklılık göstermiştir ($p< 0,05$).

4.3. Monolitik Sistemlerde Rezin Siman Uygulaması Sonrası Meydana Gelen Renk Farklılıklarına (ΔE) Ait Bulgular

4 farklı tona sahip rezin siman uygulaması sonrasında, 0,5 ve 1,0 mm kalınlıktaki 7 farklı monolitik sistemde meydana gelen renk farklılıklarının ortalamaları ve SS'ları sırasıyla Tablo 4.10 ve Tablo 4.11'de belirtilmektedir.

Tablo 4.10. 0,5 mm kalınlıktaki monolitik gruplara rezin siman uygulaması sonucu meydana gelen ortalama ΔE değerleri.

Monolitik materyal	Rezin Siman							
	A1		A30		B0.5		TR	
	Ort.	Ss.	Ort.	Ss.	Ort.	Ss.	Ort.	Ss.
VITA Enamic	1,08	0,40	6,46	0,66	1,07	0,45	1,75	0,42
GC Cerasmart	1,80	0,53	8,29	0,57	1,53	0,29	1,86	0,42
LAVA Ultimate	1,30	1,19	7,37	0,73	0,95	0,48	1,66	0,50
VITA Mark II	1,89	0,41	8,42	0,62	1,70	0,44	1,40	0,37
IPS e.max CAD	1,21	0,48	6,11	0,90	1,00	0,33	1,25	0,34
VITA Suprinity	1,54	0,57	4,12	0,86	1,38	0,54	2,47	0,85
Prettau Anterior	1,10	0,44	4,35	0,43	2,04	0,61	1,47	0,65

Tablo 4.11. 1,0 mm kalınlıktaki monolitik gruplara rezin siman uygulaması sonucu meydana gelen ortalama ΔE değerleri.

Monolitik materyal	Rezin Siman							
	A1		A30		B0.5		TR	
	Ort.	Ss.	Ort.	Ss.	Ort.	Ss.	Ort.	Ss.
VITA Enamic	1,71	0,22	2,45	0,28	1,00	0,54	1,86	0,52
GC Cerasmart	2,35	0,48	3,93	0,40	1,16	0,36	2,30	0,71
LAVA Ultimate	1,86	0,37	3,50	0,31	1,00	0,38	2,01	0,60
VITA Mark II	2,50	0,34	4,49	0,63	1,40	0,48	2,08	0,56
IPS e.max CAD	1,88	0,37	3,23	0,34	0,89	0,27	2,03	0,48
VITA Suprinity	1,91	0,64	1,09	0,54	1,49	0,61	2,42	0,71
Prettau Anterior	0,92	0,42	2,07	0,61	1,18	0,61	0,99	0,56

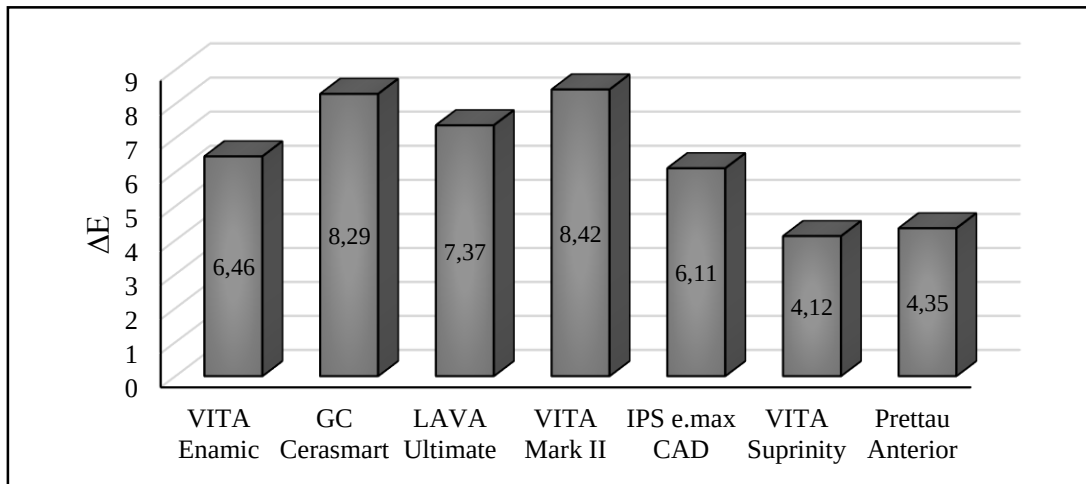
4.3.1. ΔE sonuçlarının değerlendirilmesi

Monolitik restorasyonlara rezin siman uygulaması sonucu oluşan renk farklılıkları, Paravina ve diğerleri'nin (2015) belirttiği algılanabilirlik ($\Delta E=1,2$) ve kabul edilebilirlik ($\Delta E=2,7$) renk farkı eşik değerlerine göre değerlendirilmiştir.

0,5 mm kalınlığındaki monolitik restorasyonlara rezin siman uygulaması sonucu oluşan klinik olarak kabul edilebilirlik eşik değeri altında olan algılanabilir seviyedeki renk farklılıkları ($1,2 < \Delta E < 2,7$);

- VITA Enamic ($\Delta E=1,08$) ve Prettau Anterior ($\Delta E=1,10$) grupları hariç A1 rezin siman uygulanan tüm gruplarda,
- B0.5 rezin siman uygulanan GC Cerasmart ($\Delta E=1,53$) VITA Mark II ($\Delta E=1,70$), VITA Suprinity ($\Delta E=1,38$) ve Prettau Anterior ($\Delta E=2,04$) gruplarında ve
- TR rezin siman uygulanan tüm gruplarda tespit edilmiştir.

Klinik olarak kabul edilemez seviyedeki renk farklılıkları ($\Delta E > 2,7$) ise; A3O rezin siman uygulanan tüm monolitik gruplarda gözlenmiş (Şekil 4.3.), diğer rezin simanların uygulanması sonucu bu seviyede bir renk farklılığı tespit edilmemiştir.

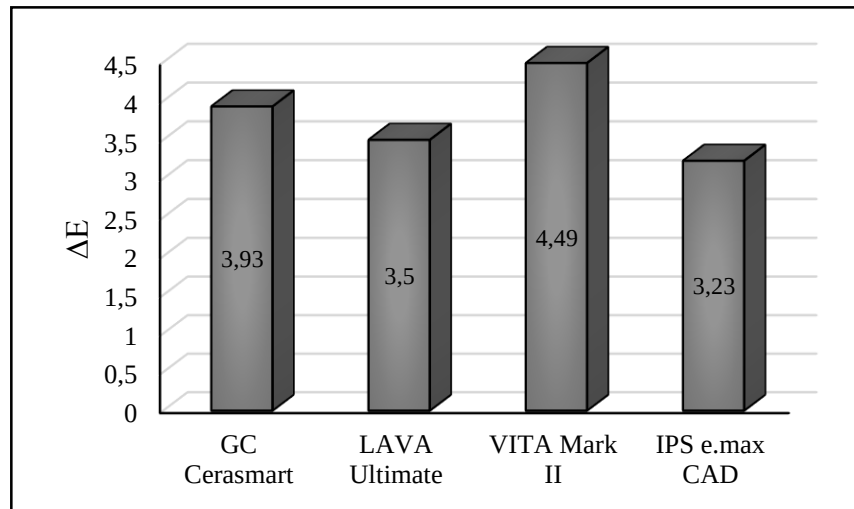


Şekil 4.2. A3O rezin siman uygulanan 0,5 mm kalınlığındaki monolitik gruplarda oluşan klinik olarak kabul edilemez seviyedeki ΔE değerleri.

1,0 mm kalınlığındaki monolitik restorasyonlara rezin siman uygulaması sonucu oluşan klinik olarak kabul edilebilirlik eşik değeri altında olan algılanabilir seviyedeki renk farklılıkları ($1,2 < \Delta E < 2,7$);

- Prettau Anterior grubu hariç ($\Delta E=0,92$) A1 rezin siman uygulanan tüm gruplarda,
- A3O rezin siman uygulanan VITA Enamic ($\Delta E=2,45$) ve Prettau Anterior ($\Delta E=2,07$) gruplarında,
- B0.5 rezin siman uygulanan VITA Mark II ($\Delta E=1,40$) ve VITA Suprinity ($\Delta E=1,49$) gruplarında ve
- Prettau Anterior grubu hariç ($\Delta E=0,99$) TR rezin siman uygulanan tüm gruplarda tespit edilmiştir.

Klinik olarak kabul edilemez seviyedeki renk farklılıkları ($\Delta E > 2,7$) ise; sadece A3O rezin siman uygulanan GC Cerasmart ($\Delta E=3,93$), Lava Ultimate ($\Delta E=3,50$), VITA Mark II ($\Delta E=4,49$) ve IPS e.max CAD ($\Delta E=3,23$) gruplarında tespit edilmiştir.



şekil 4.3. A3O rezin siman uygulanan 1,0 mm kalınlığındaki monolitik gruplarda oluşan klinik olarak kabul edilemez seviyedeki ΔE değerleri.

4.3.2. ΔE Değerlerinin Karşılaştırılması

4.3.2.1. Her Monolitik Sistem İçin Rezin Siman Grupları Arasındaki ΔE Değerlerinin Karşılaştırılması

0,5 mm ve 1,0 mm kalınlıktaki her bir monolitik sistem için 4 farklı tona sahip rezin simanın oluşturduğu ΔE değerlerinin analizi tek yönlü varyans analizi ile yapılmış ve gruplar arasındaki farklılıklar Tukey testi ile değerlendirilmiştir.

VITA Enamic Grubu'nda oluşan ΔE değerlerinin karşılaştırılması

0,5 mm ve 1,0 mm kalınlıktaki VITA Enamic grubuna 4 farklı tona sahip rezin siman uygulanması sonucu meydana gelen ortalama renk farklılık değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları sırasıyla Tablo 4.12. ve 4.13.'de gösterilmektedir.

Tablo 4.12. 0,5 mm kalınlıktaki VITA Enamic grubuna rezin siman uygulanması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması.

VITA Enamic (0,5 mm)	A1	A3O	B0.5	TR
ΔE	1,08	6,46	1,07	1,75
Tukey	c	a	c	b

* Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,05$).

0,5 mm kalınlığındaki VITA Enamic grubuna rezin siman uygulanması sonucu; en fazla renk değişimi A3O ($\Delta E=6,46$) rezin siman uygulanan grupta gözlenirken, en az renk değişimi A1 ($\Delta E=1,08$) ve B0.5 ($\Delta E=1,07$) rezin siman uygulanan gruplarda gözlenmiştir. A1 ve B0.5 rezin siman grubu arasındaki fark hariç ($p=1,000$), diğer rezin siman gruplarının oluşturduğu renk

değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$).

Tablo 4.13. 1,0 mm kalınlıktaki VITA Enamic grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması.

VITA Enamic (1,0 mm)	A1	A3O	B0.5	TR
ΔE	1,71	2,45	1,00	1,86
Tukey	b	a	c	b

* Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık vardır ($p<0,05$).

1,0 mm kalınlığındaki VITA Enamic grubuna rezin siman uygulanması sonucu; en fazla renk değişimi A3O ($\Delta E=2,45$) rezin siman uygulanan grupta gözlenirken, en az renk değişimi B0.5 ($\Delta E=1,00$) rezin siman uygulanan grupta gözlenmiştir. A1 ve TR rezin siman grubu arasındaki fark hariç ($p=0,737$), diğer rezin siman gruplarının oluşturduğu renk değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$).

GC Cerasmart Grubu'nda oluşan ΔE değerlerinin karşılaştırılması

0,5 mm ve 1,0 mm kalınlıktaki GC Cerasmart grubuna 4 farklı tona sahip rezin siman uygulanması sonucu meydana gelen ortalama renk farklılık değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları sırasıyla Tablo 4.14. ve 4.15.'de gösterilmektedir.

Tablo 4.14. 0,5 mm kalınlıktaki GC Cerasmart grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması.

GC Cerasmart (0,5 mm)	A1	A3O	B0.5	TR
ΔE	1,80	8,29	1,53	1,86
Tukey	b	a	b	b

* Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,05$).

0,5 mm kalınlığındaki GC Cerasmart grubuna rezin siman uygulanması sonucu; en fazla renk değişimi A3O ($\Delta E=8,29$) rezin siman uygulanan grupta gözlenmiştir. Resin siman gruplarının uygulanması sonucu oluşan ΔE değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirilmesi sonucu:

- A1 ve B0.5 rezin siman grubu arasında ($p=0,397$),
- A1 ve TR rezin siman grubu arasında ($p=0,983$) ve
- B0.5 ve TR rezin siman grubu arasındaki fark hariç ($p=0,221$), diğer rezin siman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p < 0,05$).

Tablo 4.15. 1,0 mm kalınlıktaki GC Cerasmart grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması.

GC Cerasmart (1,0 mm)	A1	A3O	B0.5	TR
ΔE	2,35	3,93	1,16	2,30
Tukey	b	a	c	b

* Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,05$).

1,0 mm kalınlığındaki GC Cerasmart grubuna rezin siman uygulanması sonucu; en fazla renk değişimi A3O ($\Delta E=3,93$) rezin siman uygulanan grupta

gözlenirken, en az renk değişimi B0.5 ($\Delta E=1,16$) rezin siman uygulanan grupta gözlenmiştir. A1 ve TR rezin siman grubu arasındaki fark hariç ($p=0,994$), diğer rezin siman gruplarının oluşturduğu renk değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$).

LAVA Ultimate Grubu'nda oluşan ΔE değerlerinin karşılaştırılması

0,5 mm ve 1,0 mm kalınlıktaki LAVA Ultimate grubuna 4 farklı tona sahip rezin siman uygulanması sonucu meydana gelen ortalama renk farklılık değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları sırasıyla Tablo 4.16. ve 4.17.'de gösterilmektedir.

Tablo 4.16. 0,5 mm kalınlıktaki LAVA Ultimate grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması.

LAVA Ultimate (0,5 mm)	A1	A3O	B0.5	TR
ΔE	1,30	7,37	0,95	1,66
Tukey	b	a	b	b

* Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık vardır ($p<0,05$).

0,5 mm kalınlığındaki LAVA Ultimate grubuna rezin siman uygulanması sonucu; en fazla renk değişimi A3O ($\Delta E=7,37$) rezin siman uygulanan grupta gözlenmiştir. Resin siman gruplarının uygulanması sonucu oluşan ΔE değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirilmesi sonucu:

- A1 ve B0.5 rezin siman grubu arasında ($p=0,597$),
- A1 ve TR rezin siman grubu arasında ($p=0,599$) ve
- B0.5 ve TR rezin siman grubu arasındaki fark hariç ($p=0,071$), diğer rezin siman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$).

Tablo 4.17. 1,0 mm kalınlıktaki LAVA Ultimate grubuna rezin siman uygulanması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması.

LAVA Ultimate (1,0 mm)	A1	A3O	B0.5	TR
ΔE	1,86	3,50	1,00	2,01
Tukey	b	a	c	b

* Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,05$).

1,0 mm kalınlığındaki LAVA Ultimate grubuna rezin siman uygulanması sonucu; en fazla renk değişimi A3O ($\Delta E=3,50$) rezin siman uygulanan grupta gözlenirken, en az renk değişimi B0.5 ($\Delta E=1,00$) rezin siman uygulanan grupta gözlenmiştir. A1 ve TR rezin siman grubu arasındaki fark hariç ($p=0,781$), diğer rezin siman gruplarının oluşturduğu renk değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p < 0,05$).

VITA Mark II Grubu'nda oluşan ΔE değerlerinin karşılaştırılması

0,5 mm ve 1,0 mm kalınlıktaki VITA Mark II grubuna 4 farklı tona sahip rezin siman uygulanması sonucu meydana gelen ortalama renk farklılık değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları sırasıyla Tablo 4.18. ve 4.19.'da gösterilmektedir.

Tablo 4.18. 0,5 mm kalınlıktaki VITA Mark II grubuna rezin siman uygulanması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması.

VITA Mark II (0,5 mm)	A1	A3O	B0.5	TR
ΔE	1,89	8,42	1,70	1,40
Tukey	b	a	b,c	c

* Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,05$).

0,5 mm kalınlığındaki VITA Mark II grubuna rezin siman uygulanması sonucu; en fazla renk değişimi A3O ($\Delta E=6,46$) rezin siman uygulanan grupta gözlenmiştir. A1 ve B0.5 rezin siman grubu arasındaki fark ($p=0,690$) ve B0.5 ve TR rezin siman grubu arasındaki fark hariç ($p=0,306$), diğer rezin siman gruplarının oluşturduğu renk değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$).

Tablo 4.19. 1,0 mm kalınlıktaki VITA Mark II grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması.

VITA Mark II (1,0 mm)	A1	A3O	B0.5	TR
ΔE	2,50	4,49	1,40	2,08
Tukey	b	a	c	b

* Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık vardır ($p<0,05$).

1,0 mm kalınlığındaki VITA Mark II grubuna rezin siman uygulanması sonucu; en fazla renk değişimi A3O ($\Delta E=4,49$) rezin siman uygulanan grupta gözlenirken, en az renk değişimi B0.5 ($\Delta E=1,40$) rezin siman uygulanan grupta gözlenmiştir. A1 ve TR rezin siman grubu arasındaki fark hariç ($p=0,130$), diğer rezin siman gruplarının oluşturduğu renk değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$).

IPS e.max CAD Grubu'nda oluşan ΔE değerlerinin karşılaştırılması

0,5 mm ve 1,0 mm kalınlıktaki IPS e.max CAD grubuna 4 farklı tona sahip rezin siman uygulanması sonucu meydana gelen ortalama renk farklılık değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları sırasıyla Tablo 4.20. ve 4.21.'de gösterilmektedir.

Tablo 4.20. 0,5 mm kalınlıktaki IPS e.max CAD grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması.

IPS e.max CAD (0,5 mm)	A1	A3O	B0.5	TR
ΔE	1,21	6,11	1,00	1,25
Tukey	b	a	b	b

* Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,05$).

0,5 mm kalınlığındaki IPS e.max CAD grubuna rezin siman uygulanması sonucu; en fazla renk değişimi A3O ($\Delta E=6,11$) rezin siman uygulanan grupta gözlenmiştir. Resin siman gruplarının uygulanması sonucu oluşan ΔE değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirilmesi sonucu:

- A1 ve B0.5 rezin siman grubu arasında ($p=0,737$),
- A1 ve TR rezin siman grubu arasında ($p=0,997$) ve
- B0.5 ve TR rezin siman grubu arasındaki fark hariç ($p=0,607$), diğer rezin siman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p < 0,05$).

Tablo 4.21. 1,0 mm kalınlıktaki IPS e.max CAD grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması.

IPS e.max CAD (1,0 mm)	A1	A3O	B0.5	TR
ΔE	1,88	3,23	0,89	2,03
Tukey	b	a	c	b

* Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,05$).

1,0 mm kalınlığındaki IPS e.max CAD grubuna rezin siman uygulanması sonucu; en fazla renk değişimi A3O ($\Delta E=3,23$) rezin siman uygulanan grupta gözlenirken, en az renk değişimi B0.5 ($\Delta E=1,00$) rezin siman uygulanan grupta gözlenmiştir. A1 ve TR rezin siman grubu arasındaki fark hariç ($p=0,653$), diğer rezin siman gruplarının oluşturduğu renk değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$).

VITA Suprinity Grubu'nda oluşan ΔE değerlerinin karşılaştırılması

0,5 mm ve 1,0 mm kalınlıktaki VITA Suprinity grubuna 4 farklı tona sahip rezin siman uygulanması sonucu meydana gelen ortalama renk farklılık değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları sırasıyla Tablo 4.22. ve 4.23.'de gösterilmektedir.

Tablo 4.22. 0,5 mm kalınlıktaki VITA Suprinity grubuna rezin siman uygulanması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması.

VITA Suprinity (0,5 mm)	A1	A3O	B0.5	TR
ΔE	1,54	4,12	1,38	2,47
Tukey	c	a	c	b

* Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık vardır ($p<0,05$).

0,5 mm kalınlığındaki VITA Suprinity grubuna rezin siman uygulanması sonucu; en fazla renk değişimi A3O ($\Delta E=4,12$) rezin siman uygulanan grupta gözlenirken, en az renk değişimi A1 ($\Delta E=1,54$) ve B0.5 ($\Delta E=1,38$) rezin siman uygulanan gruplarda gözlenmiştir. A1 ve B0.5 rezin siman grubu arasındaki fark hariç ($p=0,936$), diğer rezin siman gruplarının

oluşturduğu renk değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$).

Tablo 4.23. 1,0 mm kalınlıktaki VITA Suprinity grubuna rezin siman uygulanması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması.

VITA Suprinity (1,0 mm)	A1	A3O	B0.5	TR
ΔE	1,91	1,09	1,49	2,42
Tukey	a,b	c	b,c	a

* Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık vardır ($p<0,05$).

1,0 mm kalınlığındaki VITA Suprinity grubuna rezin siman uygulanması sonucu; ΔE değerleri 1,09 ile 2,42 arasında değişiklik göstermiştir. ΔE değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirilmesi sonucu:

- A1 ve B0.5 rezin siman grubu arasında ($p=0,274$),
- A1 ve TR rezin siman grubu arasında ($p=0,121$) ve
- A3O ve B05 rezin siman grubu arasındaki fark hariç ($p=0,305$), diğer rezin siman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$).

Prettau Anterior Grubu'nda oluşan ΔE değerlerinin karşılaştırılması

0,5 mm ve 1,0 mm kalınlıktaki Prettau Anterior grubuna 4 farklı tona sahip rezin siman uygulanması sonucu meydana gelen ortalama renk farklılık değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları sırasıyla Tablo 4.24. ve 4.25.'de gösterilmektedir.

Tablo 4.24. 0,5 mm kalınlıktaki Prettau Anterior grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması.

Prettau Anterior (0,5 mm)	A1	A3O	B0.5	TR
ΔE	1,10	4,35	2,04	1,47
Tukey	c	a	b	c

* Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,05$).

0,5 mm kalınlığındaki Prettau Anterior grubuna rezin siman uygulanması sonucu; en fazla renk değişimi A3O ($\Delta E=4,35$) rezin siman uygulanan grupta gözlenirken, en az renk değişimi A1 ($\Delta E=1,10$) ve TR ($\Delta E=1,47$) rezin siman uygulanan gruplarda gözlenmiştir. A1 ve TR rezin siman grubu arasındaki fark hariç ($p=0,270$), diğer rezin siman gruplarının oluşturduğu renk değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p < 0,05$).

Tablo 4.25. 1,0 mm kalınlıktaki Prettau Anterior grubuna rezin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması.

Prettau Anterior (1,0 mm)	A1	A3O	B0.5	TR
ΔE	0,92	2,07	1,18	0,99
Tukey	b	a	b	b

* Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,05$).

1,0 mm kalınlığındaki Prettau Anterior grubuna rezin siman uygulanması sonucu; en fazla renk değişimi A3O ($\Delta E=2,07$) rezin siman uygulanan grupta gözlenmiştir. Resin siman gruplarının uygulanması sonucu

oluşan ΔE değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirilmesi sonucu:

- A1 ve B0.5 rezin siman grubu arasında ($p=0,561$),
- A1 ve TR rezin siman grubu arasında ($p=0,985$) ve
- B0.5 ve TR rezin siman grubu arasındaki fark hariç ($p=0,772$), diğer rezin siman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$).

4.3.2.2. Her Rezin Siman Materyali İçin Monolitik Sistem Grupları Arasındaki ΔE Değerlerinin Karşılaştırılması

4 farklı tona sahip rezin siman uygulamasının, 0,5 mm ve 1,0 mm kalınlıktaki 7 farklı monolitik sistem üzerinde oluşturduğu ΔE değerlerinin analizi tek yönlü varyans analizi ile yapılmış ve gruplar arasındaki farklılıklar Tukey testi ile değerlendirilmiştir.

A1 Rengi Rezin Siman Uygulaması Sonucu Oluşan ΔE Değerlerinin Karşılaştırılması

A1 rengi rezin siman uygulaması sonucu, 0,5 ve 1,0 mm kalınlıktaki 7 farklı monolitik sistemde oluşan ortalama ΔE değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları Tablo 4.26. ve Şekil 4.4.'de belirtilmektedir.

Tablo 4.26. A1 rezin simanın monolitik sistemlere uygulanması sonucu oluşan ortalama ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması.

Monolitik materyal	Kalınlık (mm)	A1 Siman		Kalınlık (mm)	A1 Siman	
		ΔE	Tukey		ΔE	Tukey
VITA Enamic	0,5	1,08	b	1,0	1,71	c
GC Cerasmart		1,80	a		2,35	a,b
LAVA Ultimate		1,30	a,b		1,86	c
VITA Mark II		1,89	a		2,50	a
IPS e.max CAD		1,21	a,b		1,88	c
VITA Suprinity		1,54	a,b		1,91	b,c
Prettau Anterior		1,10	b		0,92	d

* Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,05$).

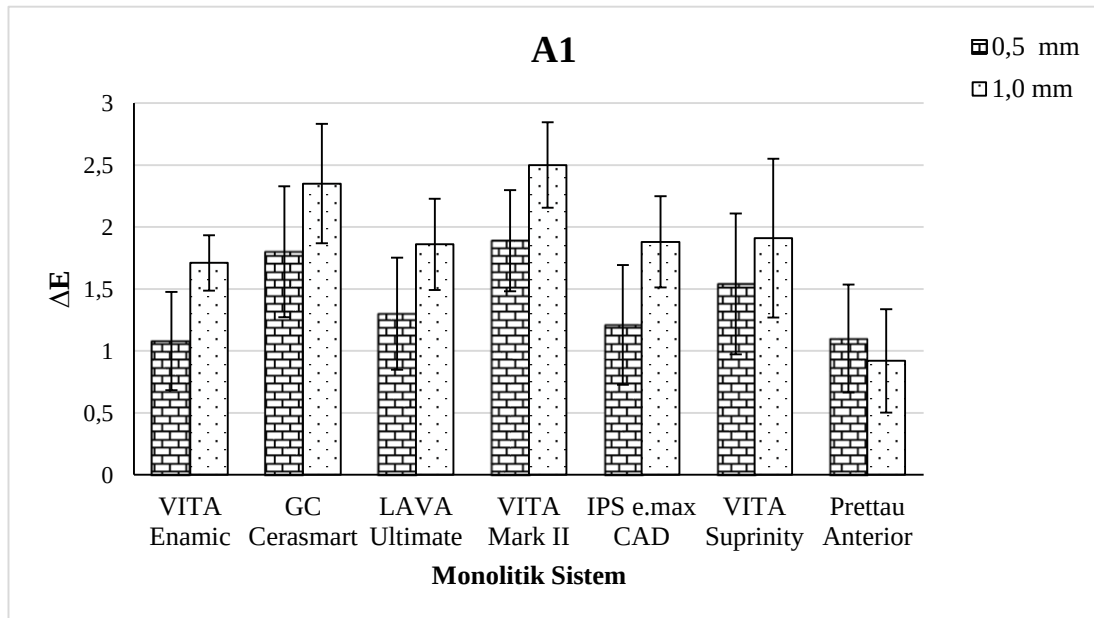
0,5 mm kalınlıktaki monolitik sistemlere A1 rengi rezin siman uygulanması sonucu oluşan renk değişimleri karşılaştırıldığında:

- VITA Enamic ile GC Cerasmart arasında ($p=0,035$),
- VITA Enamic ile VITA Mark II arasında ($p=0,011$),
- GC Cerasmart ile Prettau Anterior arasında ($p=0,047$) ve
- VITA Mark II ile Prettau Anterior arasında ($p=0,015$) istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık olduğu, diğer monolitik gruplar arasındaki renk değişimlerinde ise önemli bir farklılık olmadığı saptanmıştır ($p > 0,05$).

1,0 mm kalınlıktaki monolitik sistemlere A1 rengi rezin siman uygulanması sonucu oluşan renk değişimleri karşılaştırıldığında:

- VITA Enamic ile GC Cerasmart arasında ($p=0,001$),
- VITA Enamic ile VITA Mark II arasında ($p=0,000$),
- VITA Enamic ile Prettau Anterior arasında ($p=0,000$),

- GC Cerasmart ile LAVA Ultimate arasında ($p=0,037$),
- GC Cerasmart ile IPS e.max CAD arasında ($p=0,045$),
- GC Cerasmart ile Prettau Anterior arasında ($p=0,000$),
- LAVA Ultimate ile VITA Mark II arasında ($p=0,002$),
- LAVA Ultimate ile Prettau Anterior arasında ($p=0,000$),
- VITA Mark II ile IPS e.max CAD arasında ($p=0,002$),
- VITA Mark II ile VITA Suprinity arasında ($p=0,004$),
- VITA Mark II ile Prettau Anterior arasında ($p=0,000$),
- IPS e.max CAD ile Prettau Anterior arasında ($p=0,000$) ve
- VITA Suprinity ile Prettau Anterior arasında ($p=0,000$) istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık olduğu, diğer monolitik gruplar arasındaki renk değişimlerinde ise önemli bir farklılık olmadığı saptanmıştır ($p>0,05$).



Şekil 4.4. A1 rezin siman uygulaması sonucu monolitik gruplarda oluşan ortalama ΔE ve SS değerleri.

A3O Rengi Rezin Siman Uygulaması Sonucu Oluşan ΔE Değerlerinin Karşılaştırılması

A3O rengi rezin siman uygulaması sonucu, 0,5 ve 1,0 mm kalınlıktaki 7 farklı monolitik sistemde oluşan ortalama ΔE değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları Tablo 4.27. ve Şekil 4.5.'de belirtilmektedir.

Tablo 4.27. A3O rezin simanın monolitik sistemlere uygulanması sonucu oluşan ortalama ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması.

Monolitik materyal	Kalınlık (mm)	A3O Siman		Kalınlık (mm)	A3O Siman	
		ΔE	Tukey		ΔE	Tukey
VITA Enamic	0,5	6,46	c	1,0	2,45	d
GC Cerasmart		8,29	a		3,93	b
LAVA Ultimate		7,37	b		3,50	b,c
VITA Mark II		8,42	a		4,49	a
IPS e.max CAD		6,11	c		3,23	c
VITA Suprinity		4,12	d		1,09	e
Prettau Anterior		4,35	d		2,07	d

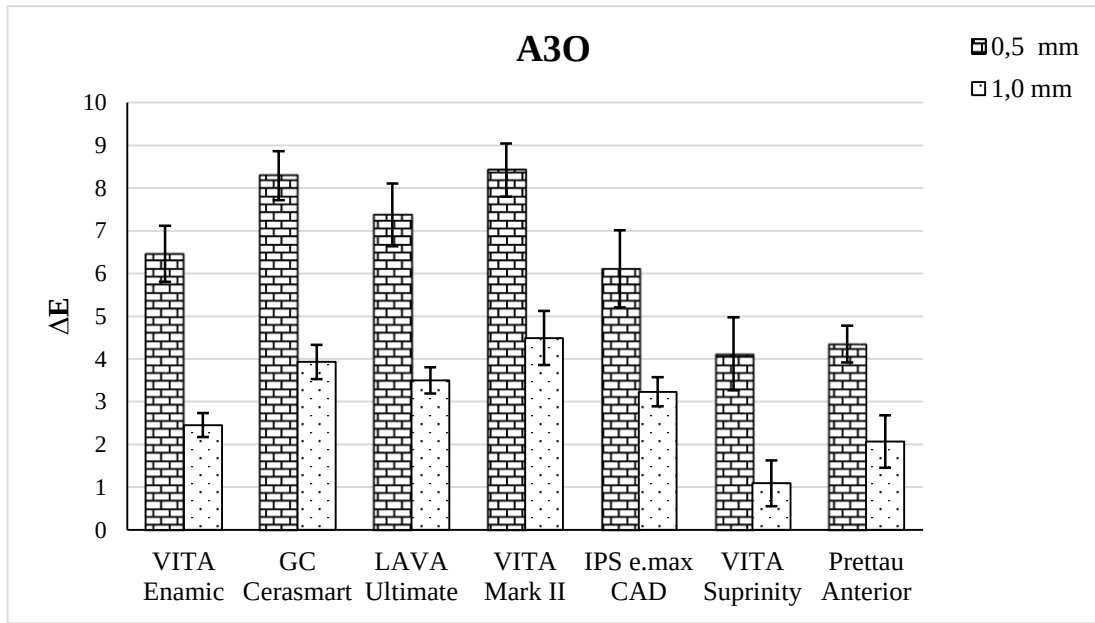
* Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,05$).

0,5 mm kalınlıktaki monolitik sistemlere A3O rengi rezin siman uygulanması sonucu oluşan renk değişimleri karşılaştırıldığında:

- VITA Enamic ile IPS e.max CAD arasında ($p=0,815$),
- GC Cerasmart ile VITA Mark II arasında ($p=0,999$) ve
- VITA Suprinity ile Prettau Anterior arasındaki fark hariç ($p=0,971$), diğer monolitik gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p < 0,05$).

1,0 mm kalınlıktaki monolitik sistemlere A3O rengi rezin siman uygulanması sonucu oluşan renk değişimleri karşılaştırıldığında:

- VITA Enamic ile Prettau Anterior arasında ($p=0,300$),
- GC Cerasmart ile LAVA Ultimate arasında ($p=0,158$) ve
- LAVA Ultimate ile IPS e.max CAD arasındaki fark hariç ($p=0,671$), diğer monolitik gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$).



Şekil 4.5. A3O rezin siman uygulaması sonucu monolitik gruplarda oluşan ortalama ΔE ve SS değerleri.

B0.5 Rengi Rezin Siman Uygulaması Sonucu Oluşan ΔE Değerlerinin Karşılaştırılması

B05 rengi rezin siman uygulaması sonucu, 0,5 ve 1,0 mm kalınlıktaki 7 farklı monolitik sistemde oluşan ortalama ΔE değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları Tablo 4.28. ve Şekil 4.6.'da belirtilmektedir.

Tablo 4.28. B0.5 rezin simanın monolitik sistemlere uygulanması sonucu oluşan ortalama ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması.

Monolitik materyal	Kalınlık (mm)	B0.5 Siman		Kalınlık (mm)	B0.5 Siman	
		ΔE	Tukey		ΔE	Tukey
VITA Enamic	0,5	1,07	c,d	1,0	1,00	a,b
GC Cerasmart		1,53	b,c		1,16	a,b
LAVA Ultimate		0,95	d		1,00	a,b
VITA Mark II		1,70	a,b		1,40	a,b
IPS e.max CAD		1,00	d		0,89	b
VITA Suprinity		1,38	b,c,d		1,49	a
Prettau Anterior		2,04	a		1,18	a,b

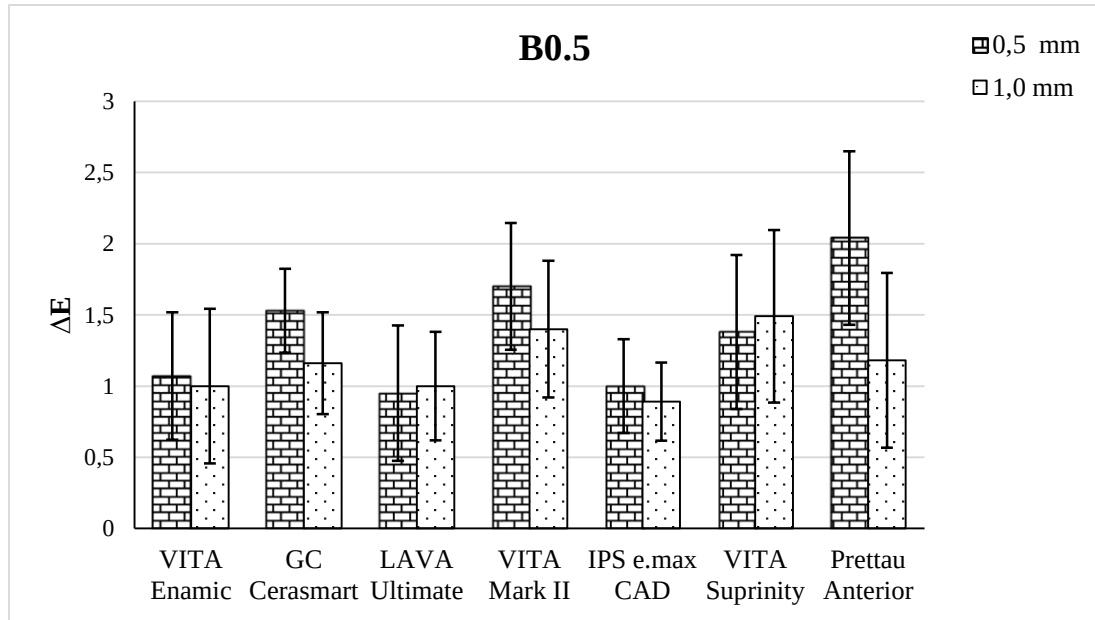
* Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,05$).

0,5 mm kalınlıktaki monolitik sistemlere B0.5 rengi rezin siman uygulanması sonucu oluşan renk değişimleri karşılaştırıldığında:

- VITA Enamic ile VITA Mark II arasında ($p=0,005$),
- VITA Enamic ile Prettau Anterior arasında ($p=0,000$),
- GC Cerasmart ile LAVA Ultimate arasında ($p=0,013$),
- GC Cerasmart ile IPS e.max CAD arasında ($p=0,032$),
- GC Cerasmart ile Prettau Anterior arasında ($p=0,045$),
- LAVA Ultimate ile VITA Mark II arasında ($p=0,000$),
- LAVA Ultimate ile Prettau Anterior arasında ($p=0,000$),
- VITA Mark II ile IPS e.max CAD arasında ($p=0,001$),
- IPS e.max CAD ile Prettau Anterior arasında ($p=0,000$) ve
- VITA Suprinity ile Prettau Anterior arasında ($p=0,003$) istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık olduğu, diğer monolitik gruplar

arasındaki renk değişimlerinde ise önemli bir farklılık olmadığı saptanmıştır ($p>0,05$).

1,0 mm kalınlıktaki monolitik sistemlere B0.5 rengi rezin siman uygulanması sonucu oluşan renk değişimleri karşılaştırıldığında; sadece IPS e.max CAD ile Prettau Anterior arasında ($p=0,014$) anlamlı bir farklılık olduğu saptanmış, diğer monolitik gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p>0,05$).



Şekil 4.6. B0.5 rezin siman uygulaması sonucu monolitik gruplarda oluşan ortalama ΔE ve SS değerleri.

TR Rengi Rezin Siman Uygulaması Sonucu Oluşan ΔE Değerlerinin Karşılaştırılması

TR rengi rezin siman uygulaması sonucu, 0,5 ve 1,0 mm kalınlıktaki 7 farklı monolitik sistemde oluşan ortalama ΔE değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları Tablo 4.29 ve Şekil 4.7.'de belirtilmektedir.

Tablo 4.29. TR rezin simanın monolitik sistemlere uygulanması sonucu oluşan ortalama ΔE değerleri ve gruplar arası farklılıkların karşılaştırılması.

Monolitik materyal	Kalınlık (mm)	TR Siman		Kalınlık (mm)	TR Siman	
		ΔE	Tukey		ΔE	Tukey
VITA Enamic	0,5	1,75	b,c	1,0	1,86	a
GC Cerasmart		1,86	b		2,30	a
LAVA Ultimate		1,66	b,c		2,01	a
VITA Mark II		1,40	b,c		2,08	a
IPS e.max CAD		1,25	c		2,03	a
VITA Suprinity		2,47	a		2,42	a
Prettau Anterior		1,47	b,c		0,99	b

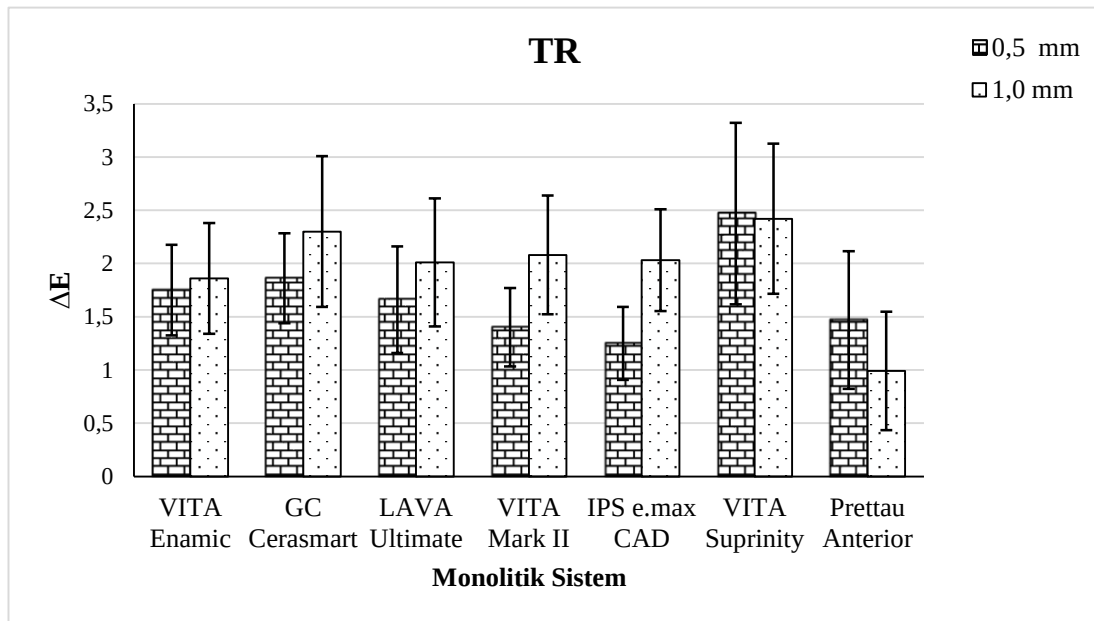
* Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,05$).

0,5 mm kalınlıktaki monolitik sistemlere TR rengi rezin siman uygulanması sonucu oluşan renk değişimleri karşılaştırıldığında:

- VITA Enamic ile VITA Suprinity arasında ($p=0,006$),
- GC Cerasmart ile IPS e.max CAD arasında ($p=0,037$),
- GC Cerasmart ile VITA Suprinity arasında ($p=0,037$),
- LAVA Ultimate ile VITA Suprinity arasında ($p=0,001$),
- VITA Mark II ile VITA Suprinity arasında ($p=0,000$),
- IPS e.max CAD ile VITA Suprinity arasında ($p=0,000$) ve
- VITA Suprinity ile Prettau Anterior arasında ($p=0,000$) istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık olduğu, diğer monolitik gruplar arasındaki renk değişimlerinde ise önemli bir farklılık olmadığı saptanmıştır ($p > 0,05$).

1,0 mm kalınlıktaki monolitik sistemlere TR rengi rezin siman uygulanması sonucu oluşan renk değişimleri karşılaştırıldığında:

- VITA Enamic ile Prettau Anterior arasında ($p=0,002$),
- GC Cerasmart ile Prettau Anterior arasında ($p=0,000$),
- LAVA Ultimate ile Prettau Anterior arasında ($p=0,000$),
- VITA Mark II ile Prettau Anterior arasında ($p=0,000$),
- IPS e.max CAD ile Prettau Anterior arasında ($p=0,000$) ve
- VITA Suprinity ile Prettau Anterior arasında ($p=0,000$) istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık olduğu, diğer monolitik gruplar arasındaki renk değişimlerinde ise önemli bir farklılık olmadığı saptanmıştır ($p>0,05$).



Şekil 4.7. TR rezin siman uygulaması sonucu monolitik gruplarda oluşan ortalama ΔE ve SS değerleri.

4.3.3.3. Monolitik Materyal Kalınlığının ΔE değerine olan etkisi

Monolitik materyal kalınlığının, 4 farklı rezin siman uygulaması sonucu oluşan renk değişimine etkisini incelemek için bağımsız örneklem t-testi uygulanmıştır. Materyal kalınlığına bağlı olarak ortalama ΔE değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları Tablo 4.30.'de belirtilmektedir.

Tablo 4.30. Materyal kalınlığına bağlı ortalama ΔE değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları.

Monolitik materyal	Kalınlık (mm)	Siman tonu	Ort.	Ss.	t	p
VITA Enamic	0.5	A1	1,08	0,40	-5,342	0,000*
	1.0		1,71	0,22		
	0.5	A3O	6,46	0,66	21,804	0,000*
	1.0		2,45	0,28		
	0.5	B0.5	1,07	0,45	0,395	0,696
	1.0		1,00	0,54		
	0.5	TR	1,75	0,42	-0,665	0,512
	1.0		1,86	0,52		
GC Cerasmart	0.5	A1	1,80	0,53	-2,962	0,006*
	1.0		2,35	0,48		
	0.5	A3O	8,29	0,57	24,112	0,000*
	1.0		3,93	0,40		
	0.5	B0.5	1,53	0,29	3,119	0,004*
	1.0		1,16	0,36		
	0.5	TR	1,86	0,42	-2,051	0,050
	1.0		2,30	0,71		
LAVA Ultimate	0.5	A1	1,30	1,19	-1,741	0,093
	1.0		1,86	0,37		
	0.5	A3O	7,37	0,73	18,823	0,000*
	1.0		3,50	0,31		
	0.5	B0.5	0,95	0,48	-0,352	0,728
	1.0		1,00	0,38		
	0.5	TR	1,66	0,50	-1,746	0,092
	1.0		2,01	0,60		
VITA Mark II	0.5	A1	1,89	0,41	-4,397	0,000*
	1.0		2,50	0,34		
	0.5	A3O	8,42	0,62	17,120	0,000*
	1.0		4,49	0,63		
	0.5	B0.5	1,70	0,44	1,807	0,081
	1.0		1,40	0,48		
	0.5	TR	1,40	0,37	-3,945	0,000*
	1.0		2,08	0,56		

Tablo 4.30. (Devam) Materyal kalınlığına bağlı ortalama ΔE değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları.

Monolitik materyal	Kalınlık (mm)	Siman tonu	Ort.	Ss.	t	p
IPS e.max CAD	0.5	A1	1,21	0,48	-4,248	0,000*
	1.0		1,88	0,37		
	0.5	A3O	6,11	0,90	11,545	0,000*
	1.0		3,23	0,34		
	0.5	B0.5	1,00	0,33	1,021	0,316
	1.0		0,89	0,27		
	0.5	TR	1,25	0,34	-5,135	0,000*
	1.0		2,03	0,48		
VITA Suprinity	0.5	A1	1,54	0,57	-1,673	0,105
	1.0		1,91	0,64		
	0.5	A3O	4,12	0,86	11,606	0,000*
	1.0		1,09	0,54		
	0.5	B0.5	1,38	0,54	-0,516	0,610
	1.0		1,49	0,61		
	0.5	TR	2,47	0,85	0,175	0,862
	1.0		2,42	0,71		
Prettau Anterior	0.5	A1	1,10	0,44	1,196	0,242
	1.0		0,92	0,42		
	0.5	A3O	4,35	0,43	11,783	0,000*
	1.0		2,07	0,61		
	0.5	B0.5	2,04	0,61	3,847	0,001*
	1.0		1,18	0,61		
	0.5	TR	1,47	0,65	2,162	0,039*
	1.0		0,99	0,56		

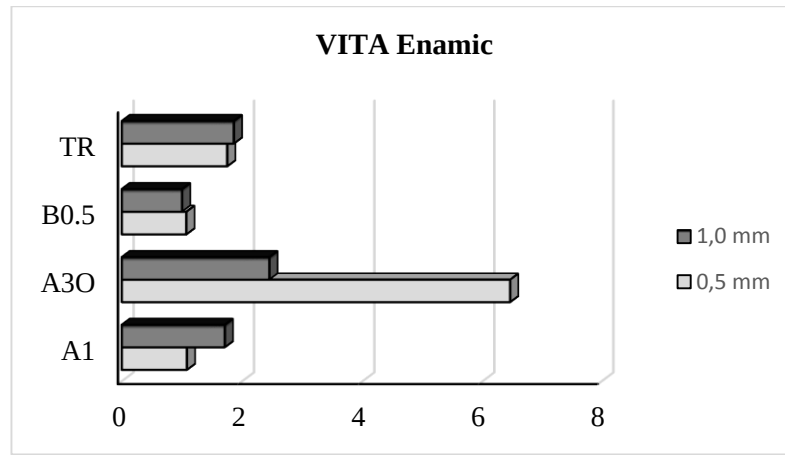
*İstatistiksel açıdan anlamlı farklılığı gösterir ($p < 0,05$).

Genel olarak materyal kalınlığı arttıkça A1 (Prettau Anterior grubu hariç) ve TR (VITA Suprinity ve Prettau Anterior grupları hariç) rezin siman uygulanan gruplarda ΔE değeri artış gösterirken, A3O ve B0.5 (LAVA Ultimate ve Vita Suprinity grupları hariç) rezin siman uygulanan gruplarda ΔE değeri azalma göstermiştir. Kalınlık değişimine bağlı olarak A3O rezin

siman uygulanan bütün gruplarda istatistiksel açıdan önemli bir farklılık tespit edilmiştir ($p<0,05$).

VITA Enamic Grubu için Kalınlığın ΔE 'ye Olan Etkisi

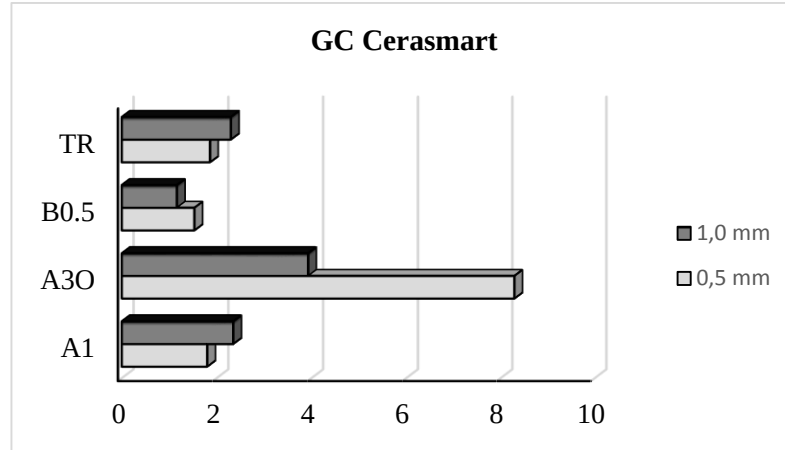
VITA Enamic grubunda materyal kalınlığının artmasına bağlı olarak; A1 rezin siman uygulanan grupta istatistiksel olarak önemli bir artış gözlenirken, A3O rezin siman uygulanan grupta önemli bir azalış tespit edilmiştir ($p<0,05$). B0.5 ve TR rezin siman gruplarında ise anlamlı derecede bir farklılık görülmemiştir ($p>0,05$) (Şekil 4.8.).



Şekil 4.8. VITA Enamic grubunda materyal kalınlığına bağlı oluşan ortalama ΔE değerleri.

GC Cerasmart Grubu için Kalınlığın ΔE 'ye Olan Etkisi

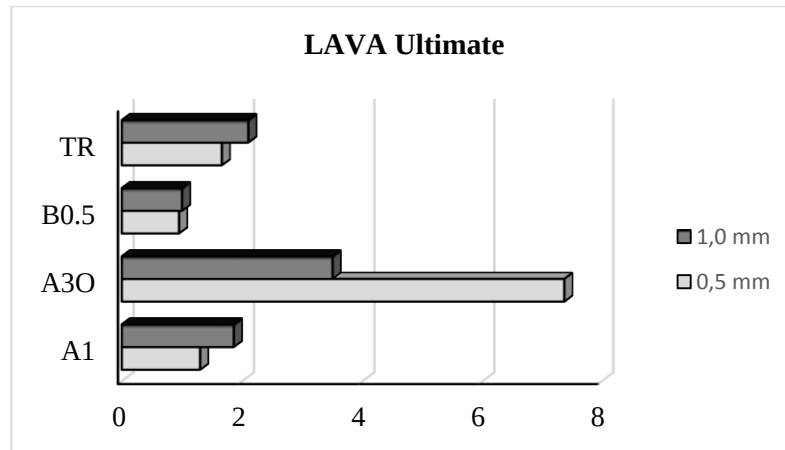
GC Cerasmart grubunda materyal kalınlığının artmasına bağlı olarak; A1 rezin siman uygulanan grupta istatistiksel olarak önemli bir artış gözlenirken, A3O ve B0.5 rezin siman uygulanan gruplarda önemli bir azalma tespit edilmiştir ($p<0,05$). TR rezin siman grubunda ise anlamlı derecede bir farklılık görülmemiştir ($p>0,05$) (Şekil 4.9.).



Şekil 4.9. GC Cerasmart grubunda materyal kalınlığına bağlı oluşan ortalama ΔE değerleri.

LAVA Ultimate Grubu için Kalınlığın ΔE 'ye Olan Etkisi

LAVA Ultimate grubunda materyal kalınlığının artmasına bağlı olarak; sadece A3O rezin siman uygulanan grupta istatistiksel açıdan anlamlı bir azalma tespit edilmiş ($p < 0,05$), diğer rezin siman gruplarında anlamlı derecede bir farklılık saptanmamıştır ($p > 0,05$) (Şekil 4.10.).

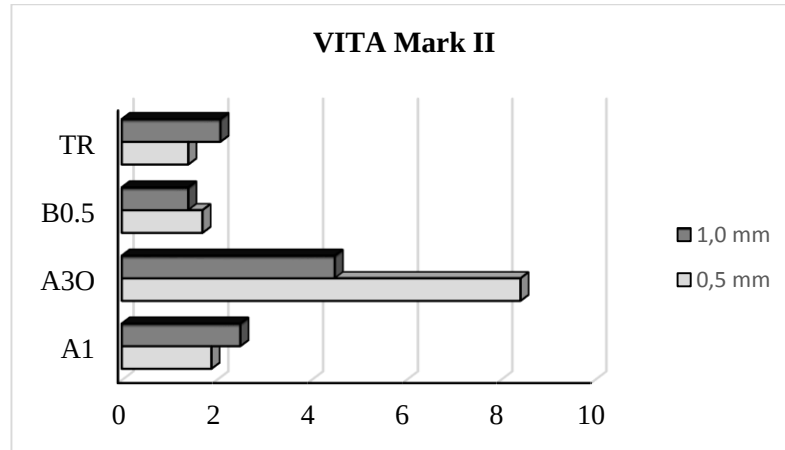


Şekil 4.10. LAVA Ultimate grubunda materyal kalınlığına bağlı oluşan ortalama ΔE değerleri.

VITA Mark II Grubu için Kalınlığın ΔE 'ye Olan Etkisi

VITA Mark II grubunda materyal kalınlığının artmasına bağlı olarak; A1 ve TR rezin siman uygulanan gruplarda istatistiksel olarak önemli bir artış

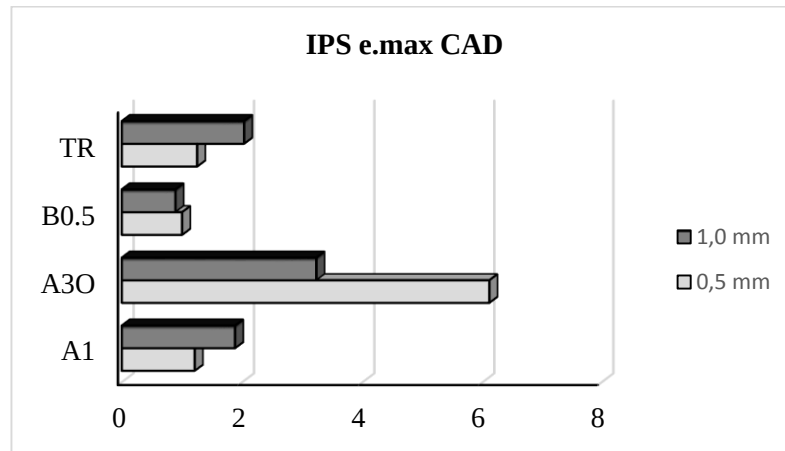
gözlenirken, A3O rezin siman uygulanan grupta önemli bir azalma tespit edilmiştir ($p<0,05$). B0.5 rezin siman grubunda ise anlamlı derecede bir farklılık görülmemiştir ($p>0,05$) (Şekil 4.11.).



Şekil 4.11. VITA Mark II grubunda materyal kalınlığına bağlı oluşan ortalama ΔE değerleri.

IPS e.max CAD Grubu için Kalınlığın ΔE 'ye Olan Etkisi

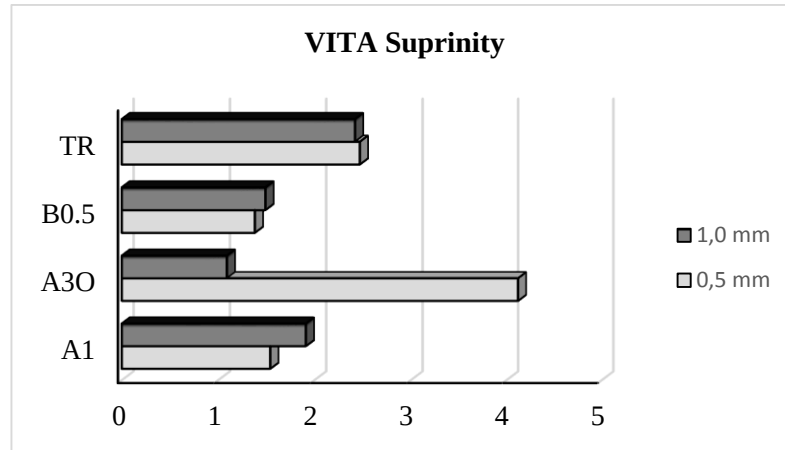
IPS e.max CAD grubunda materyal kalınlığının artmasına bağlı olarak; A1 ve TR rezin siman uygulanan gruplarda istatistiksel olarak önemli bir artış gözlenirken, A3O rezin siman uygulanan grupta önemli bir azalma tespit edilmiştir ($p<0,05$). B0.5 rezin siman grubunda ise anlamlı derecede bir farklılık görülmemiştir ($p>0,05$) (Şekil 4.12.).



Şekil 4.12. IPS e.max CAD grubunda materyal kalınlığına bağlı oluşan ortalama ΔE değerleri.

VITA Suprinity Grubu için Kalınlığın ΔE 'ye Olan Etkisi

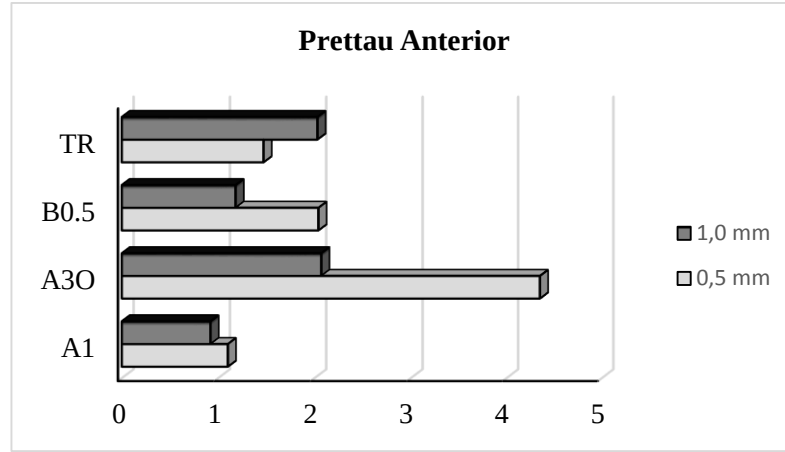
VITA Suprinity grubunda materyal kalınlığının artmasına bağlı olarak; sadece A3O rezin siman uygulanan grupta istatistiksel açıdan anlamlı bir azalma tespit edilmiş ($p < 0,05$), diğer rezin siman gruplarında anlamlı derecede bir farklılık saptanmamıştır ($p > 0,05$) (Şekil 4.13.).



Şekil 4.13. VITA Suprinity grubunda materyal kalınlığına bağlı oluşan ortalama ΔE değerleri.

Prettau Anterior Grubu için Kalınlığın ΔE 'ye Olan Etkisi

Prettau Anterior grubunda materyal kalınlığının artmasına bağlı olarak; A3O, B0.5 ve TR rezin siman uygulanan gruplarda istatistiksel açıdan önemli bir azalma tespit edilmiş ($p < 0,05$), A1 rezin siman uygulanan grupta ise anlamlı derecede bir farklılık görülmemiştir ($p > 0,05$) (Şekil 4.14.).



Şekil 4.14. Prettau Anterior grubunda materyal kalınlığına bağlı oluşan ortalama ΔE değerleri.

5. TARTIŞMA

Farklı monolitik restoratif materyallerin sahip olduğu kompozisyon ve kalınlığın translusensi özelliği üzerindeki etkisinin ve farklı renk tonlarına sahip yapıştırma simanının, monolitik restorasyonların sonuç rengi üzerindeki etkilerinin incelendiği bu çalışmada; materyal kalınlığının translusensi özelliğini etkileyeceği yönündeki hipotezi kabul edilirken, diğer hipotezler elde edilen veriler doğrultusunda kısmen kabul edilmiştir.

Son yıllarda dijital bilgisayar teknolojisinin hızlı gelişimi sayesinde, diş hekimliğinde CAD-CAM sistemlerinin kullanımının çarpıcı bir biçimde arttığı görülmektedir. Diş hekimliğinde geleneksel manüel üretim yönteminin zaman alıcı olması, teknik hassasiyet gerektirmesi ve çeşitli değişkenlere bağlı olarak öngörülememesi nedeniyle yüksek kalitede dental restorasyonların üretilmesi için hassas, verimli, doğru ve hatasız bir araç olarak CAD-CAM yaklaşımı ortaya çıkmıştır (Li ve diğerleri, 2014; Sagsoz ve diğerleri, 2016; Sannino ve diğerleri, 2015). CAD-CAM sistemi için endüstriyel olarak kontrollü bir şekilde üretilen standartlaştırılmış bloklar minimal kusur içermektedir ve daha homojen bir yapıya sahip olmaktadır (Kurtulmus-Yilmaz ve diğerleri, 2018; Li ve diğerleri, 2014; Turgut ve Bağış, 2015).

Günümüzde CAD-CAM uygulamaları için, estetik restoratif materyallerin çeşitliliği hızla artmakta ve geliştirilmektedir (Raptis ve diğerleri, 2006; Sannino ve diğerleri, 2015). Bu restorasyon türlerinden biri olan monolitik restorasyonlar tek bir materyal ile kayıp diş dokusunu yerine koyarak üretim tekniğini kolaylaştırmakta ve *veneering* işlemi gerekli olmadığı için materyal farklılığından kaynaklanabilen problemleri elimine etmektedir (Reich, 2015). Bu tez çalışmasında, klinik uygulamalarda sıklıkla tercih edilen; cam seramik, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik, rezin nanoseramik, hibrid seramik,

zirkonya polikristalin seramik olmak üzere farklı kimyasal kompozisyonlara sahip olan CAD-CAM monolitik restoratif materyaller kullanılmıştır. Bu sayede farklı kompozisyonlara sahip restoratif materyallerin translusensi özelliklerinin değerlendirilmesi ve farklı renk tonlarına sahip rezin simanın farklı kompozisyonlara sahip monolitik restorasyonların rengi üzerinde oluşturdukları etkilerin kıyaslanma olanağı sağlanmıştır.

Farklı restoratif materyallerin optik özelliklerini karşılaştırılan çeşitli çalışmalarda, materyal rengi olarak araştırmacılar tarafından genellikle A2 rengi tercih edilmiştir (Awad ve diğerleri, 2015; Stawarczyk ve diğerleri, 2016a). Ancak restoratif materyallerin renkleri, dental piyasaya VITA classical ve VITA 3D-Master gibi farklı diş renk sistemlerine göre sunulmaktadır. Bu tez çalışmasında, VITA Suprinity, Enamic ve Mark II materyallerinin sahip olduğu VITA 3D-Master rengi (2M2), VITA Classical rengine (A2) dönüştürülmüştür.

Çoğu monolitik CAD-CAM restorasyon bloğu, düşük translusensi (LT) ve yüksek translusensi (HT) gibi farklı translusensi derecelerine sahiptir. Bu tez çalışmasında, önceki araştırmalara (Awad ve diğerleri, 2015; Stawarczyk ve diğerleri, 2016a) benzer şekilde restoratif materyallerin LT blokları tercih edilmiştir.

Dental restoratif materyallerin optik özellikleri ile ilgili yapılan çalışmalarda, yerini tuttuğu doğal dokularla direkt ilişkisinin estetik sonuçlar açısından fayda sağladığı belirtilmektedir. Literatürde dental restoratif materyallerin translusensini inceleyen birçok çalışma bulunmaktadır (Awad ve diğerleri, 2015; Bagis ve Turgut, 2013; Della Bona ve diğerleri, 2014; Kurtulmus-Yılmaz ve Ulusoy, 2014; Tuncel ve diğerleri, 2016; Vichi ve diğerleri, 2014). Dental restoratif materyallerin translusensi özelliklerinin; materyal kompozisyonu (Barizon ve diğerleri, 2014; Della Bona ve diğerleri,

2014; Vichi ve diğerleri, 2014; Volpato ve diğerleri, 2009) ve kalınlığından (Barizon ve diğerleri, 2014; Kürklü ve diğerleri, 2013; Sulaiman ve diğerleri, 2015; Vichi ve diğerleri, 2014; Volpato ve diğerleri, 2009; Wang ve diğerleri, 2013) önemli derecede etkilendiği bilinmektedir. Ayrıca çeşitli çalışmalarda; materyal rengi (Barizon ve diğerleri, 2014; Kurtulmus-Yilmaz ve Ulusoy, 2014; Turgut ve Bagis, 2013), üretim tekniği (Della Bona ve diğerleri, 2014; Kursoglu ve diğerleri, 2015), yapıştırma ajanı (Chang ve diğerleri, 2009; Hernandez ve diğerleri, 2016; Kürklü ve diğerleri, 2013; Perroni ve diğerleri, 2016; Turgut ve Bagis, 2013), zemin materyali (Chang ve diğerleri, 2009; Niu ve diğerleri, 2013), yüzey dokusu (Coşkun Akar ve diğerleri, 2014; Turgut ve diğerleri, 2014) ve aydınlatma (Ahn ve Lee, 2008; Volpato ve diğerleri, 2009) gibi dental restoratif materyallerin translusensini etkileyebilecek olan faktörler incelenmiştir.

Dental restoratif materyallerin translusenslerinin değerlendirilmesinde; direkt transmisyon (ışığın yön ya da özellik olarak değişime uğramadan geçmesi), total transmisyon (direkt geçen ve dağılan ışığın kombinasyonu) ya da spektral yansımaya (gelen ışığın pörözite gibi bir ara yüzeyden yansımaya) olmak üzere üç geleneksel yöntem kullanılmaktadır (Lee, 2015; Lim ve diğerleri, 2010a). Dental restoratif materyallerin translusensinin değerlendirilmesinde, sıklıkla kontrast oran (KO) ve translusensi parametresi (TP) yöntemleri kullanılarak spektral yansımaya belirlenmektedir (Barizon ve diğerleri, 2013; Lee, 2016a; Sulaiman ve diğerleri, 2015; Vichi ve diğerleri, 2014). Literatürde dişlerin ve restoratif materyallerin translusensini değerlendirmek amaçlı KO (Chen ve diğerleri, 2008; Chu ve diğerleri, 2007; Della Bona ve diğerleri, 2014; Heffernan ve diğerleri, 2002a; Heffernan ve diğerleri 2002b; Ilie ve Hickel, 2008; Shono ve Al Nahedh, 2012; Skyllouriotis ve diğerleri, 2017; Tuncel ve diğerleri, 2016; Vichi ve diğerleri, 2014) ya da TP (Bahgat ve diğerleri, 2015; Barizon ve diğerleri, 2014; Basso ve

diğerleri, 2017; Bayindir ve Ozbayram, 2018; Della Bona ve diğerleri, 2014; Harada ve diğerleri, 2015; Kim ve diğerleri, 2016a; Kursoglu ve diğerleri, 2015; Kurtulmus-Yilmaz ve Ulusoy, 2014; Pecho ve diğerleri, 2012; Pop-Ciutrla ve diğerleri, 2016b; Sen ve Us, 2017; Shamseddine ve Majzoub, 2017; Şoim ve diğerleri, 2018; Sulaiman ve diğerleri, 2015; Turgut ve diğerleri, 2014; Wang ve diğerleri, 2013) yöntemi kullanan birçok çalışma bulunmaktadır. Bu tez çalışmasında, TP değerleri kullanılarak spektral yansıma değerlendirilmiştir. Bir materyalin siyah ve beyaz zemin üzerindeki yansıyan renk farkı olarak tanımlanan TP, translusensi ile insan görsel algısını ilişkilendirmek için geliştirilmiştir (Nogueira ve Della Bona, 2013). TP yöntemi, ilk kez Johnston ve diğerleri (1995) tarafından tanıtılmıştır. Diş hekimliğinde, translusensi ölçümlerinde TP kullanımı tartışma konusu olmasına rağmen (Spink ve diğerleri, 2013), hala günümüzde yerleşmiş iyi bir parametre olarak temsil edilmektedir (Vichi ve diğerleri, 2016).

Diş hekimliğinde cihaz kullanılarak yapılan renk ölçümü; daha iyi doğruluk ve objektif olması, sonuçların standardize edilmesi ve renk parametrelerini matematiksel olarak ifade etmesi nedeniyle rengin nicelleştirilmesi için gereklidir (Chen ve diğerleri, 2015; Dede ve diğerleri, 2017a; Kürklü ve diğerleri, 2013; Turgut ve Bagis, 2013). Renk ölçümü için kullanılan cihazlar arasında kolorimetreler, spektrofotometreler, spektoradyometreler ve dijital kameralar yer almaktadır (Joiner ve Luo, 2017; Kurt ve diğerleri, 2016; Ristic ve Paravina, 2009). Renk parametrelerinin saptanması ve translusensi ve renk farkının hesaplanması için, daha önceki çalışmalarda olduğu gibi bu tez çalışmasında da dental spektrofotometre cihazı (VITA Easyshade, Compact) kullanılmıştır (Kurtulmus-Yilmaz ve Ulusoy, 2014; Perroni ve diğerleri, 2016; Pop-Ciutrla ve diğerleri, 2016a; Skyllouriotis ve diğerleri, 2017; Tuncel ve diğerleri, 2016). Ancak

spektrofometrede küçük pencere boyutu nedeniyle ışık yansıma olmadan kenarlara dağıldığında *edge loss* etkisi oluşabilmekte ve bu etki renk koordinatlarının doğruluğunu etkileyebilmektedir. Alternatif bir renk ölçüm cihazı olan spektoradyometrede ise, dış ışık kaynağı, spektoradyometre ve örnek arasında açıklık olmadığı için *edge loss* etkisi önlenebilmektedir (Bolt ve diğerleri, 1994; Lim ve diğerleri, 2010a; Pop-Ciutrla ve diğerleri, 2016b). Lim ve diğerleri (2010a), spektoradyometre ve spektrofotometre kullanarak seramik materyallerinin TP değerlerini karşılaştırarak; değerlerin önemli derecede farklı fakat oldukça ilişkili olduğunu belirtmiş ve spektoradyometrenin klinik translusensiyi temsil etmede daha iyi olabileceğini önermiştir. İleriki araştırmalarda, bu tez çalışmasında test edilen materyallerin translusensi ve renk farkı, spektoradyometre cihazı kullanılarak da değerlendirilebilir.

Dayanıklılık ve estetik, uygun restoratif materyalin seçiminde ana parametreler olarak kabul edilmektedir. Materyalin mekanik ve optik özelliklerini etkileyen direkt faktörler arasında; kristalin fazın miktarı, şekli, doğası, homojenitesi, partikül büyüklüğü, dağılımı, kırılma indisleri ve porözite gibi unsurlar yer almaktadır (Bahgat ve diğerleri, 2015; Della Bona ve diğerleri, 2014; Sulaiman ve diğerleri, 2015). Bütün seramik materyaller yapısı içerisinde çeşitli miktarlarda lityum disilikat, florapatit ya da lösit gibi farklı kristalin materyalleri içermektedir (Bagis ve Turgut, 2013). Kristalin içeriğinin artması materyalin daha dayanıklı olmasını sağlamasıyla birlikte genellikle daha büyük opasiteyle sonuçlanmaktadır. Genel kural olarak dayanıklılık ve estetik arasında ters bir orantı bulunmaktadır (Dede ve diğerleri, 2017a; Pop-Ciutrla ve diğerleri, 2016a; Vichi ve diğerleri, 2014).

Lityum disilikat esaslı cam seramik materyali olan IPS e.max CAD ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$), yaklaşık olarak %65 oranında kristalin yapı içermekte ve bükülme

direnci 360 ± 60 MPa olarak belirtilirken, feldspatik cam seramik materyali olan VITA Mark II (KAlSi_3O_8) ise yaklaşık olarak %30 oranında kristalin yapı içermekte ve bükülme direnci 154 ± 15 MPa olarak belirtilmektedir (Della Bona ve diğerleri, 2014; Li ve diğerleri, 2014). Barizon ve diğerlerinin (2014), VITA Mark II ve IPS e.max CAD materyalinin de bulunduğu 9 çeşit porselen veneer materyalinin TP değerlerini in-vitro çalışmada, VITA Mark II en yüksek TP değerini göstermiştir. Vichi ve diğerleri (2014), 0,5 ve 1,0 mm kalınlıktaki Cerec CAD-CAM materyallerinin translusensilerini, KO yöntemi kullanarak değerlendirmiştir. VITA Mark II materyali, her iki kalınlıkta IPS e.max CAD materyaline göre daha yüksek translusensi değeri göstermiştir. Benzer şekilde bu tez çalışmasında da, her iki kalınlıkta IPS e.max CAD materyalinin translusensi değeri VITA Mark II materyalinden önemli derecede daha düşük olarak tespit edilmiştir. Çalışmanın sonuçları, kristalin miktarının translusensiye etki ettiğini doğrulamaktadır.

Rezin seramik hibrid restoratif materyaller grubu içerisinde yer alan LAVA Ultimate ağırlıkça yaklaşık olarak %80 oranında zirkonya-silika nanoseramik partikül doldurucuları içerirken, GC Cerasmart %71 oranında silika ve baryum cam nanoseramik partikül doldurucuları içermekte ve VITA Enamic materyalinin ise ağırlıkça %86'sını feldspatik seramik ağ yapısı oluşturmaktadır (Bhat ve diğerleri, 2016; Egilmez ve diğerleri, 2017; Goujat ve diğerleri, 2018; Mainjot ve diğerleri, 2016; Yoshihara ve diğerleri, 2017). Literatürdeki incelenen çalışmalarda rezin esaslı restorasyonların ışık geçişine etki eden faktörler arasında; materyal kalınlığı, rezin matriks kompozisyonu, doldurucu partiküllerinin tipi, içeriği, miktarı ve büyüklüğü, kırılma indisi ve polimerizasyon yöntemi olduğu rapor edilmiştir (Arikawa ve diğerleri, 2007; Egilmez ve diğerleri, 2018; Lehtinen ve diğerleri, 2008; Nakajima ve diğerleri, 2012). Azzopardi ve diğerleri (2009), rezin matriks kompozisyonunun

kompozit rezinlerin translusensi özelliği üzerindeki etkisini değerlendirmiştir. Doldurucu içermeyen Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA rezin matriks yapısına sahip materyallerin ışık geçirgenlikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken; silika doldurucu eklenmesi sonucu en yüksek ışık geçirgenliği değerinin Bis-GMA içeren kompozit rezin materyalinde gözlendiği rapor edilmiştir. Fujita ve diğerleri (2005) ise, rezin matriks ile silika doldurucu partikülleri arasındaki kırılma indisi farkının azaltılmasının, materyalin ışık geçirgenlik özelliğini arttırdığını bildirmiştir. Bu tez çalışmasında, VITA Enamic grubunun rezin seramik hibrid materyaller arasında daha düşük translusensi özelliği göstermesinin; inorganik doldurucu içeriğinin fazla olması, Al_2O_3 içeriği (ağırlıkça yaklaşık %23), diğer rezin-seramik materyallerdeki doldurucu partiküllerin rezin matriks içerisinde dağılmasının aksine bu materyalde seramiğin üç boyutlu iskelet ağ yapısı oluşturarak polimer ağı ile birbirine penetre olması, Bis-GMA içermeyen polimer matriks kompozisyonu ve sahip olduğu kırılma indisi ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir.

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik materyali olan VITA Suprinity, lityum-metasilikat (Li_2SiO_3) cam seramik ve yaklaşık %10 oranında zirkonyum dioksit (ZrO_2) içermektedir. Prekristalize aşamada iken millenen materyal, kristalizasyon sonrası ince grenli mikroyapıya dönüşmekte ve bükülme direnci 420 MPa olarak belirtilmektedir (Reich, 2015). Sen ve Us (2017), 1,2 mm kalınlığındaki LAVA Ultimate, VITA Enamic, VITA Mark II, VITA Suprinity ve IPS e.max CAD olmak üzere 5 farklı monolitik restoratif materyalin translusensi özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmada; en yüksek TP değerlerinin sırasıyla VITA Suprinity, LAVA Ultimate ve VITA Mark II materyallerinde saptandığı ve aralarında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık olmadığı belirtilmiştir. VITA Suprinity materyalinin IPS e.max

CAD materyaline göre daha yüksek TP değeri göstermesinin nedeninin tanecik boyutu ve kristalin yapısı arasındaki farklılıklar ile ilişkili olabileceği belirtilmiştir.

Benzer şekilde Bahgat ve diğerleri (2015), 1,0 mm kalınlıktaki IPS e.max CAD ile VITA Suprinity materyali için TP değerlerini karşılaştırmış ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat materyalinin istatistiksel açıdan anlamlı derecede daha translusent olduğunu belirtmiştir. Elde edilen sonucun, lityum disilikat cam seramik materyalinin iğne şekilli daha büyük kristalin yapısına (1,5 μm) sahip olmasına, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik materyalinin ise daha homojenöz kristalin yapısı ve ince kristal büyüklüğüne (0,5 μm) sahip olmasına bağlı olabileceğini belirtmiştir. Ancak bu tez çalışmasında, VITA Suprinity materyali IPS e.max CAD materyaline göre istatistiksel açıdan önemli derecede daha düşük translusensi göstermiştir. Çalışmadan elde edilen bu sonucun, prekristalize aşamadayken IPS e.max CAD materyalinin cam içeriğinin (%57-80) VITA Suprinity materyaline göre (%56-64) daha yüksek oranda olması ve kristalizasyondan sonra bu özelliğin değişmemesinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Ayrıca bu sonucun, VITA Suprinity materyalinde zirkonya doldurucu kullanılmasıyla da ilişkili olabileceği düşünülmektedir. Çalışmalar arasındaki bu farklılığın farklı renk ölçüm cihazları kullanılması ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir.

Monolitik zirkonya restorasyonlar, zirkonya altyapılı tam seramik restorasyonlarda sık karşılaşılan veneer seramik *chipping* probleminin önlenmesi amacıyla geliştirilmişlerdir. Ancak zirkonya materyalinin diğer tam seramik restorasyonlara göre translusensinin düşük olması, monolitik restorasyon yapımında kullanımını estetik açıdan sınırlandırmaktadır (Malkondu ve diğerleri, 2016a; Reich, 2015). Anterior bölgedeki estetik

görünümünün geliştirilebilmesi amacıyla, daha yüksek translusensiye sahip yeni zirkonya materyalleri geliştirilmiştir. Zirkonya seramiklerin daha yüksek translusensi özellikleri; alümina içeriğinin azaltılması, yoğunluğunun arttırılması, gren boyutunun küçültülmesi ve kübik zirkon eklenmesi gibi mikroyapısındaki modifikasyonlarla sağlanmaktadır (Camposilvan ve diğerleri, 2018; Silva ve diğerleri, 2017). Yeni ve oldukça biyouyumlu bir monolitik zirkonya materyali olan Prettau Anterior'un 670 MPa bükülme direncine sahip olduğu belirtilmektedir (Reich, 2015). Sulaiman ve diğerleri (2015), monolitik restorasyonlarda kullanılan farklı markalardaki zirkonya materyallerinin optik özelliklerini değerlendirmiş ve Prettau Anterior'un diğer monolitik zirkonya materyallerinden daha translusent olduğunu rapor etmiştir. Bu sebeple bu tez çalışmasında zirkonya materyali olarak Prettau Anterior tercih edilmiştir.

Harada ve diğerleri (2016), monolitik zirkonya restorasyonlarda kullanılan beş farklı zirkonya materyalinin translusensini değerlendirmiş ve IPS e.max CAD materyali ile karşılaştırmıştır. Prettau Anterior, Katana ST ve Katana UT materyalleri diğer zirkonya materyallerinden daha fazla translusensiye ve IPS e.max CAD materyalinden daha az translusensiye sahip olduğu belirtilmiştir. Bu tez çalışmasında da benzer şekilde, IPS e.max CAD materyali Prettau Anterior materyaline göre daha fazla translusensi özelliği göstermiştir. Prettau Anterior materyalinin üretici firması, materyalin yüksek translusensi özelliğinden dolayı anterior diş bölgesinde kullanımı için ideal olduğunu ve bu nedenle lityum disilikat için ideal bir alternatif sunduğu belirtmektedir. Ancak Harada ve diğerleri (2016) ve bu tez çalışmasının sonuçlarına göre; zirkonya materyalinin lityum disilikate göre daha önemli derecede düşük translusensi özelliği göstermesi nedeniyle estetik açıdan ideal

bir alternatif olamayacağı ve alttaki diş dokusunun renklendiği olgularda rengin maskelenmesi için kullanılabileceği düşünülmektedir.

Estetik restoratif materyal seçilirken kalan diş dokusunun veya kor materyalinin rengine dikkat edilmesi gerektiği belirtilmiştir (Barizon ve diğerleri, 2014; Mizrahi, 2008). Mine dokusunun restore edildiği ve alttaki diş dokusunun renklenmediği ince restorasyonlar için, mine dokusunun sahip olduğu yüksek translusensi özelliğinin sağlanabilmesi amacıyla yüksek derecede translusent özellik gösteren restoratif materyaller tercih edilmektedir. Mine ile birlikte dentin dokusunun restore edildiği ve alttaki diş dokusunun renklenmediği olgularda, restorasyona daha canlı bir görünüm sağlamaya yardımcı olması nedeniyle translusent restoratif materyaller tercih edilmektedir. Alttaki diş dokusunun renklendiği durumlarda ise rengin maskelenebilmesi için yeterli opasiteye sahip restoratif materyallerin kullanımı önerilmektedir (Sadaqah, 2014; Santos ve diğerleri, 2016; Spear ve Holloway, 2008).

Arka plan renginin maskelenmesinin, restoratif materyallerin translusensi özelliğiyle birlikte opalesans özelliğinden de etkilendiği belirtilmiştir (Lee ve diğerleri, 2005). Lee ve diğerleri (2006), estetik restoratif materyallerin translusensi değerleri benzer aralıkta olduğu zaman materyallerin opalesans özelliklerinin maskeleme efektini etkilediğini belirtmiştir. Cho ve diğerleri (2009), genellikle yüksek derecede opalesant restoratif materyallerin maskeleme etkisini geliştirdiğinin kabul edildiğini belirtmiştir. Lee (2016b) doğal diş ve dental estetik restoratif materyallerin opalesansını incelediği derlemede; veneer restorasyonu üretiminde, fazla diş dokusu uzaklaştırılmasına gerek kalmadan ve opak görünüme neden olmadan maskeleme kabiliyetinin oluşturulabilmesi için yüksek derecede

opalesans özelliğe sahip restoratif materyal kullanımının önerildiğini belirtmiştir.

Yu ve diğerleri (2009), 1,0 mm kalınlığındaki doğal dişin mine ve dentin dokusu için TP değerlerini sırasıyla 18,7 ve 16,4 olarak rapor etmiş ve bu değerlerin dişin ölçüm alanı ve ölçüm yöntemine bağlı olarak değişiklik gösterebileceğini belirtmiştir. Pecho ve diğerleri (2012), insan ve sığır dentinlerinden elde edilen TP değerlerini 0,5 mm kalınlıktaki zirkonyum sistemlerinden elde edilen değerlerle karşılaştırmış ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadığını belirtmiştir. Yu ve diğerleri (2009) ve Pecho ve diğerleri (2012) tarafından kullanılan ölçüm yöntemleri, bu tez çalışmasında kullanılan ölçüm yönteminden farklı olması nedeniyle, çalışmaların bulgularını direkt olarak ilişkilendirmek zordur. Bu nedenle, bu çalışmada kullanılan malzemeler ile insan dişinin optik özellikleri arasındaki ilişki daha sonra yapılacak olan çalışmada incelenecektir.

Literatürde restoratif materyallerin kalınlığının translusensi üzerindeki etkisini değerlendiren birçok çalışma bulunmaktadır. Barizon ve diğerleri (2014) tarafından, materyal rengi ve kalınlığının porselen veneer materyallerinin translusensileri üzerindeki etkisi incelenmiş ve kalınlık azaldıkça TP değerinin arttığı rapor edilmiştir. Ayrıca translusensiye en büyük etkiyi, kalınlığın yaptığı belirtilmiştir. Vichi ve diğerleri (2014), 0,5 ve 1,0 mm kalınlıktaki Cerec CAD-CAM materyallerinin translusensisini değerlendirerek, kalınlık arttıkça KO değerlerinin de artış göstererek translusensiyi etkilediğini belirtmiştir. Wang ve diğerleri (2013) tarafından, farklı kalınlıklardaki cam seramik ve zirkonya seramiklerin TP değerleri incelenmiş ve TP ile kalınlık arasında istatistiksel açıdan önemli derecede ilişki olduğu belirtilmiştir. Bu tez çalışmasında da benzer şekilde, tüm gruplarda kalınlık miktarının azalması sonucu, translusensi değerleri önemli derecede

artış göstermiştir. Bu tez çalışmasında restoratif materyal kalınlığı olarak 0,5 ve 1,0 mm kalınlık tercih edilmesinin nedeni, bütün test edilen materyallerin ortak endikasyonunun laminate veneer restorasyonu olması ve laminate veneer restorasyonlarında materyal kalınlığının genellikle 0,5 ile 1,0 mm arasında değişkenlik göstermesidir (Begum ve diğerleri, 2014; Çömlekoğlu ve diğerleri, 2016; Turgut ve Bagis, 2013).

Yüzey dokusu, dental restorasyonların optik özelliklerini değiştirebilmektedir (Awad ve diğerleri, 2015; Kim ve diğerleri, 2016a; Turgut ve diğerleri, 2014). Pürüzlü bir yüzey dağınık ışık yansımasıyla ilişkili olabilirken, pürüzsüz bir yüzey daha fazla speküler yansıma sergileyebilmektedir. Bununla birlikte, ışığın farklı yüzey dokuları ile etkileşimi kompleks bir fenomendir (Kim ve diğerleri, 2016a). Awad ve diğerleri (2015), yüzey pürüzlülüğünün monolitik CAD-CAM materyallerinin sahip olduğu translusensi özelliklerini önemli ölçüde etkilediğini belirtmiştir. Kim ve diğerleri (2016a), mekanik parlatma ve *glaze* gibi yüzey işlemleriyle birlikte renklendirme uygulanmasının monolitik zirkonya restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü etkilediğini belirtirken, translusensi özelliği üzerinde çok az etkiye sahip olduğunu belirtmiştir. Lee ve diğerleri (2016) ise, renklendirilmiş zirkonya kronların renk görünümlerinin, yüzey bitirme işlemlerinden ve rezin siman uygulamasından önemli derecede etkilendiğini belirtmiştir.

Seramik materyallerin yüzeyi mekanik olarak ya da *glaze* işlemi ile parlatılabilirken; rezin-seramik hibrid materyallerin rezin içerikleri nedeniyle seramik fırınında *glaze* işleminin gerçekleştirilmesi mümkün olmamakta ve materyal yüzeyi sadece mekanik olarak parlatılabilmekte veya ışıkla polimerize olan kaplama ajanları ile boyanmaktadır (Sagsoz ve diğerleri, 2016). Farklı yüzey işlemlerinin restoratif materyalin yüzeyindeki ışığın

yansımalarını etkileyerek TP değerini etkileyebilmesi ihtimali nedeniyle, bu tez çalışmasında standardizasyonu sağlayabilmek amacıyla bütün materyaller için mekanik parlatma tekniği kullanılmıştır.

Restoratif materyallerin translusensi özelliği, ışığın geçişine izin vererek restorasyonun estetik özelliğini geliştirmekle birlikte sonuç rengin arka plan renginden daha fazla etkilenmesine sebep olarak, renk uyumu işlemini karmaşık hale getirmektedir (Chen ve diğerleri, 2015; Dede ve diğerleri, 2017a). Bu yüzden; alttaki diş dokusu, *abutment* ve yapıştırma siman rengi restoratif materyallerin final rengine etki edebilmektedir (Azer ve diğerleri, 2006; Chaiyabutr ve diğerleri, 2011; Chang ve diğerleri, 2009; Chen ve diğerleri, 2015; de Azevedo Cubas ve diğerleri, 2011; Dede ve diğerleri, 2017a; Dede ve diğerleri, 2013; Kürklü ve diğerleri, 2013; Turgut ve Bagis, 2013; Vichi ve diğerleri, 2000).

Rezin simanlar; ağız sıvılarında düşük çözünürlüğü, geliştirilmiş mekanik özellikleri, diş dokusu ve restoratif materyal arasında güçlü bağlantı sağlaması, uygun estetik özellikleri ve biyouyumululuğu gibi avantajları nedeniyle tam seramik restorasyonların simantasyonunda tercih edilmektedir (Dede ve diğerleri, 2017a; Kilinc ve diğerleri, 2011; Magalhães ve diğerleri, 2014). Rezin simanlar, estetik restorasyonların final renginin ayarlanabilmesi için farklı renk seçeneklerine sahip olmakla birlikte restoratif materyallerin simantasyonunda zorluklara neden olabilmektedir (Dede ve diğerleri, 2017a). Arka planda yer alan diş dokusu renginin ve restorasyon kalınlığının optimum olduğu durumlarda, siman rengi ile ilgili etkilerin minimal seviyede olabileceği belirtilmiştir. Ancak, restorasyon kalınlığının 1.5 mm'den az olması ya da arka planda yer alan koyu renkli diş veya *abutment* varlığında rezin simanın renginin etkili hale gelerek, rengin maskelenmesi ve istenmeyen sonuçların önlenmesi amacıyla restorasyonu modifiye edebilmesi

gerekmektedir (Chaiyabutr ve diğerleri, 2011; Chang ve diğerleri, 2009; Dede ve diğerleri, 2017a; Vichi ve diğerleri, 2000). Bu tez çalışmasında A1, A3O, B0.5 ve TR renk tonlarına sahip rezin siman kullanılması ile farklı renk tonlarının, 0,5 ve 1,0 mm kalınlığındaki monolitik restorasyonların sonuç rengine olan etkilerinin değerlendirilmesi sağlanmıştır.

Literatürde arka plan renginin dental restoratif materyallerin görünümünü üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla gerçekleştirilmiş çeşitli çalışmalar bulunmaktadır. Azer ve diğerleri (2006) ve Alghazzawi ve diğerleri'nin (2012) gerçekleştirdikleri in vitro çalışmalarda, arka plan renginin restorasyonun sonuç rengini etkilemediği belirtilirken; incelenen diğer çalışmalarda ise (Azer ve diğerleri, (2011); Al Ben Ali ve diğerleri (2014); Dede ve diğerleri, 2017b) arka plan renginin restorasyonun sonuç rengini etkilediği belirtilmiştir. Çalışmalar arasında fikir birliğinin bulunmadığı görülmektedir. Çalışmalardan elde edilen sonuçların birbirlerinden farklılık göstermesinin; kullanılan restoratif materyalin kompozisyonuna, kalınlığına ve rengine, arka plan materyaline, siman materyaline ve renk ölçümü yapılan cihaza bağlı farklılıklar gibi deneysel tasarımlarla ilişkili olabileceği düşünülmektedir.

Beyaz, siyah ve gri gibi renkler, renk tonuna sahip olmadığı için nötral renkler olarak tanımlanmaktadır (Shokry ve diğerleri, 2006). Bu tez çalışmasında arka plan renginin ölçümler üzerindeki etkisini en az düzeye indirebilmek için (Shokry ve diğerleri, 2006), bütün renk ölçümleri aynı standart nötral gri arka plan üzerinde (Chen ve diğerleri, 2015; Kürklü ve diğerleri, 2013) gerçekleştirilmiş ve bu yaklaşım ile restoratif materyallerin sonuç renkleri değerlendirilirken sadece siman renginin etkisi üzerine odaklanılması sağlanmıştır.

Bir ortamdan diğer ortama geçerken ışık ışınının bükülmesinin bir ölçüsü olan kırılma indisi (n), diş gibi biyolojik dokulardaki ışığın yayılımında önemli bir parametre olarak belirtilmektedir. Kırılma indisi materyalleri iç yansımayı azaltarak ışık geçişini arttırmaları nedeniyle, diş hekimliği araştırmalarında optik bağlantı aracı olarak kullanılabilir (Ceylan ve diğerleri, 2013; Hariri ve diğerleri, 2013). Çeşitli araştırmalarda bazı dental biyolojik dokular ve materyallerin kırılma indisleri incelenmiş ve çoğu dental seramik materyalinin kırılma indisinin diş dokusuna çok yakın değer gösterdiği belirtilmiştir (Hariri ve diğerleri, 2013; Ota ve diğerleri, 2012). Hariri ve diğerleri (2013), mine dokusunun kırılma indisi değerinin 1,52 ile 1,63 arasında; dentin dokusu için 1,43 ile 1,57 arasında değiştiğini belirtmiştir.

Literatürde distile su (Barizon ve diğerleri, 2013; Kim ve diğerleri, 2016a; Kim ve diğerleri, 2016b; Volpato ve diğerleri, 2009), süzkroz çözeltisi (Acar ve diğerleri, 2016; Pecho ve diğerleri, 2016c; Pop-Ciutrla ve diğerleri, 2016a; Şoim ve diğerleri, 2018), immersiyon yağı (Sari ve diğerleri, 2018) ve optik sıvı (Ahn ve Lee, 2008; Cho ve diğerleri, 2009; Dede ve diğerleri, 2017a; Lim ve diğerleri, 2010a) gibi ajanlar kullanılarak materyal ile siman ve/veya zemin arasında optik bağlantı sağlayan çeşitli dental renk çalışmaları bulunmaktadır. Bu tez çalışmasında optik bağlantının sağlanabilmesi amacıyla, kırılma indisi değeri ($n=1,52$) dental dokuların kırılma indisi değerine benzerlik gösteren optik sıvı (Cargille Optical Gel) tercih edilmiştir. Bu tez çalışmasında optik bağlantı kullanılması sayesinde, 840 adet monolitik örnek yerine 210 adet monolitik örnek ve 840 adet siman örneği yerine 60 adet siman örneği hazırlanarak, standart örnekler kullanılması sonucu ekonomik kazanç ve zaman tasarrufu elde edilmiştir.

Literatürde restoratif materyallerin translusensi ve rengini inceleyen araştırmalarda 0,1 mm siman kalınlığı kullanan birçok çalışma bulunmaktadır

(Alqahtani ve diğçerleri, 2012; Chang ve diğçerleri, 2009; Chen ve diğçerleri, 2015; Niu ve diğçerleri, 2013; Perroni ve diğçerleri, 2016; Turgut ve diğçerleri, 2014; Turgut ve Bagis, 2011; Xing ve diğçerleri, 2010). Benzer şekilde bu tez çalışmasında da 0,1 mm siman kalınlığı tercih edilmiştir.

Renk parametreleri genellikle rengin 3 boyutlu olarak uzayda tanımlanmasını sağlayan *International Commission on Illumination* $L^*a^*b^*$ (CIELab) renk uzay sistemi ile kaydedilmektedir (Dede ve diğçerleri, 2017a). Rengin açıklık-koyuluk ya da siyah-beyaz karakterini gösteren L^* koordinatı, Munsell sistemindeki *value* değeri ile ilişkili olup 0 (saf siyah) ile 100 (saf beyaz) arasında değişmektedir. L^* değeri arttıkça renk açılarak saf beyaza yaklaşıırken, azaldıkça renk koyulaşarak saf siyaha yaklaşmaktadır. a^* ve b^* renk koordinatları Munsell sistemindeki *hue* ve kroma ile ilişkili olmaktadır. a^* koordinatı, bir cismin kırmızı-yeşil karakterini göstermekte ve değçer arttıkça renk kırmızıya yaklaşıırken, azaldıkça renk yeşile yaklaşmaktadır. b^* koordinatı, bir cismin sarı-mavi karakterini göstermekte ve değçer arttıkça renk sarıya yaklaşıırken, azaldıkça renk maviye yaklaşmaktadır. a^* ve b^* koordinatları nötr renkler için (beyaz, gri) sıfıra yaklaşmakta iken daha yoğun ve doymuş renklerde değçerler artmaktadır (Rosenstiel ve diğçerleri, 2016, s.626).

Siman uygulamasının, dental restoratif materyallerin CIE $L^*a^*b^*$ renk değçerleri üzerindeki etkisinin şekli, büyüklüğü ve yönünün yüksek oranda siman materyalini oluşturan kompozisyona bağılı olduğı belirtilmiştir (Johnston ve Reisbick, 1997). Rezin kompozit materyallerinin rengini ve optik özelliklerini oluşturan faktörler arasında; resin matriks kompozisyonu, doldurucu kompozisyonu, partikül boyutu ve içeriğı, pigmentler, inhibitör ve aktivatör gibi diğçer kimyasal materyaller yer almaktadır. Farklı renklerdeki resin kompozitlerin sahip olduğı ışıık geçirgenlik karakteristiklerindeki

farklılıklar restorasyonun klinik görünümünü etkileyebilmektedir (Lee, 2008; Ota ve diğerleri, 2012). Ota ve diğerleri (2012), rezin kompozit materyallerinin farklı kırılma indislerine sahip matriks ve doldurucu partiküller içerdiğini ve bu durumun materyallerin optik özellikleri üzerinde önemli bir etkisi olduğunu belirtmiştir.

Turgut ve Bagis (2013), RelyX Veneer (A1, A3, opak, translusent), Variolink Veneer (+3, 0, -3), Maxcem Elite (A1, A3, opak, translusent) ve Variolink II (opak, translusent) olmak üzere 2 farklı markadaki dual ve 2 farklı markadaki ışıkla polimerize olan rezin simanların, 0,5 ve 1,0 mm kalınlıktaki A1, A3, opak ve translusent renkteki IPS Empress Esthetic veneer restorasyonların final renk değerlerine ve renk değişimine olan etkisini incelemiştir. Bu nedenle bu çalışma iki kısımda değerlendirilmiştir. Araştırmacılar ilk kısımda, farklı renklerdeki bütün rezin simanların porselenlerin final renk değerlerini etkilediğini ancak bu etkilerin birbirinden farklılık gösterdiğini rapor etmiştir.

Benzer şekilde bu tez çalışmasında da; farklı renk tonlarına sahip rezin siman uygulanması sonucu monolitik restorasyonların $L^*a^*b^*$ değerleri genel olarak istatistiksel açıdan önemli derecede değişiklik göstererek ($p<0,05$) restoratif materyallerin optik özelliklerini etkilemiş ve oluşturdukları etkilerin birbirinden farklılık göstermesi nedeniyle ortak bir yön belirlenememiştir. 0,5 mm kalınlıktaki monolitik gruplarda A1 ve A3O rezin siman uygulaması L^* değerini genel olarak azaltırken, B0.5 ve TR gruplarında L^* değeri değişkenlik göstermiştir. 1,0 mm kalınlıktaki gruplarda ise A3O, B0.5 ve TR rezin siman uygulanan Prettau Anterior grubu hariç tüm rezin simanlar restorasyonların L^* değerini azaltmıştır. 0,5 mm kalınlıktaki monolitik restorasyonlarda A1 ve A3O renkteki simanların uygulanması, genel olarak monolitik restorasyonların renk değerinin azalarak daha koyu görünmesine neden

olabilirken; 1,0 mm kalınlıktaki monolitik restorasyonlarda A3O, B0.5 ve TR rezin siman uygulanan Prettau Anterior grubu hariç (daha açık görünüm) tüm renkteki simanların restorasyonların daha koyu görünmesine neden olabileceği belirtilebilir.

Farklı renklerdeki rezin siman uygulamasının a^* ve b^* değerlerine olan etkisine bakıldığında ise, A3O rezin siman uygulanan her iki kalınlıktaki monolitik gruplarda a^* ve b^* değerlerinde genel olarak artış gözlenirken, TR rezin siman uygulanan gruplarda ise genel olarak azalma görülmüştür. Ayrıca A1 rezin siman uygulanan her iki kalınlıktaki monolitik gruplarda b^* değerlerinde genel olarak artış gözlenmiştir. A3O rezin siman uygulanan monolitik restorasyonların daha kırmızı ve sarı görünmesine, TR rezin siman uygulanan monolitik restorasyonların daha yeşil ve mavi görünmesine ve A1 rezin siman uygulanan monolitik restorasyonların daha sarı görünmesine neden olabileceği belirtilebilir. Bu tez çalışmasının sonuçlarında; rezin siman tonlarının 0,5 ve 1,0 mm kalınlığındaki farklı monolitik restorasyonların final rengini hangi yönde etkileyeceği hakkında bilgi vererek, diş hekimine simantasyon öncesinde renk seçimine yardımcı olması amaçlanmıştır.

Dental rezinlerin polimerizasyonu ve yaşlandırılması sonrası renk ve renk parametrelerindeki değişiklikleri üzerine yapılan birçok çalışmada önemli renk değişiklikleri olduğu ve bu değişiklik büyüklüğünün, kompozit rezin markaları ve kompozisyonları arasında farklılık gösterebileceği belirtilmiştir (Çelik ve diğerleri, 2011; Johnston ve Reisbick, 1997; Kim ve Lee, 2007; Sidhu ve diğerleri, 2006). Polimerizasyondan sonra rezin kompozitlerin renk değişimi, karakteristik kroma geçişlerini ortaya çıkarmıştır. Genellikle, ışıkla sertleşen rezin kompozitlerin polimerize edilmesinin ardından b^* değeri renk alanının mavi bölgesine doğru kaydığından, sarı renkte algılanan bir düşüş ile sonuçlanmakta; ve rezin kompozitler daha açık ya da translusent

hale gelmektedir. Renk değeriindeki değışiklikler, kromadaki değışikliklerden daha büyük olmaktadır (Çelik ve diğeri, 2011).

Sidhu ve diğeri (2006), kompozit rezinlerin polimerizasyonları sonrasında ortaya çıkan renk değışimlerinin, yapı içerisinde yer alan kamfrokinon gibi foto aktivatörlerin polimerizasyon sonrası azalması ile ilişkili olabileceğini açıklamıştır. Rodrigues ve diğeri (2017), rezin simanın renk stabilitesi değışikliğinin genellikle polimerizasyon sırasında reaksiyona girmemiş polimer matrisinin bozunması ve dış faktörlerle ilişkili olması nedeniyle simantasyon işlemi sırasında rezin simanın optimum polimerizasyonunun sağlanması gerektiğini belirtmiştir. Bu tez çalışmasında; rezin siman materyallerinin polimerize edilmesi sonrasında ortaya çıkabilecek renk değışikliklerinin elimine edilebilmesi ve sadece sonuç renk karakterlerinin değerlendirilebilmesi amacıyla, rezin siman örnekler distile su içeren ışık geçirmez bir kaba yerleştirilmiş ve polimerizasyon süreçleri tamamlanana kadar 37°C'deki inkübatör içerisinde 24 saat boyunca bekletilmiştir (Almeida ve diğeri, 2015; Chen ve diğeri, 2015; Dede ve diğeri, 2013; Kilinc ve diğeri, 2011; Kürklü ve diğeri, 2013).

Cihaz ölçümleri ile insan gözü tarafından algılanamayan küçük renk farklılıkları saptanabilmektedir. Algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değeri, renk ölçüm sonuçlarının yorumlanmasında oldukça yararlı olmaktadır. Dış hekimliğinde renk algılanabilirliği ve kabul edilebilirliği ile ilgili farklı eşik değeri rapor edilmiştir. Literatürdeki çeşitli araştırmalarda algılanabilirlik renk farkı (ΔE) eşik değeri; 1,0 (Kuehni ve Marcus, 1979), 2,0 (Seghi ve diğeri, 1989), 2,6 (Douglas ve diğeri, 2007), 1,74 (Ghinea ve diğeri, 2010) ve 1,2 (Paravina ve diğeri, 2015) olarak belirtilmiştir. Kabul edilebilir renk farkı (ΔE) eşik değeri ise; 3,3 (Ruyter ve diğeri, 1987), 3,7 (Johnston ve Kao, 1989), 2,0 (O'Brien ve diğeri, 1990), 2,6 (Ragain, 2000), 5,6

(Douglas ve diğerleri, 2007), 2,7 (Da Silva ve diğerleri, 2008; Paravina ve diğerleri, 2015) ve 3,48 (Ghinea ve diğerleri, 2010) olarak belirtilmiştir. Ayrıca Ghinea ve diğerleri (2010), ΔE_{00} renk farkı formülü için algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerlerini sırasıyla 1,30 ve 2,25 olarak belirtirken; Paravina ve diğerleri (2015) ise sırasıyla 0,8 ve 1,8 olarak belirtmiştir. Çalışmalardaki gözlemci sayısı, renk ölçümü koşulları ve yöntemi, görsel olarak gözlemlenen alan ile cihaz tarafından ölçülen alan arasındaki uyumsuzluklar ve kontakt tipi renk ölçümleriyle ilgili bazı yetersizlikler nedeniyle; bu tez çalışmasında monolitik restorasyonlara rezin siman uygulaması sonucu oluşan renk farklılıkları, Paravina ve diğerleri'nin (2015) belirttiği algılanabilirlik ($\Delta E=1,2$) ve kabul edilebilirlik ($\Delta E=2,7$) renk farkı eşik değerlerine göre değerlendirilmiştir.

Azer ve diğerleri (2006), 2 farklı renkteki (A3 ve transparan) rezin simanın (Variolik II) ve 4 farklı renkteki (A3, B3, C3, D3) kompozit rezin (Tetric Ceram) zemin materyalinin, 1,0 mm kalınlıktaki ve A2 rengindeki seramik örneklerin (IPS Empress) sonuç rengi üzerindeki etkisini incelemiştir. Araştırmacılar çeşitli seramik örnek kombinasyonlarında renk değişimine bakılmaksızın, farklı renkte yapıştırma rezin simanı ve kompozit rezin kor materyali kullanımının L^* , a^* ve b^* renk değerlerinde istatistiksel açıdan önemli bir farklılık göstermediğini belirtmiştir. Ayrıca, ΔE değerlerinin 0,3 ile 1,5 arasında değiştiğini ve klinik olarak saptanamayacağını ($\Delta E < 2,6$) belirtmiştir.

Karaagaclioglu ve Yilmaz (2008), çekilmiş insan dişi dentinini zemin materyali olarak kullanarak, 2 farklı renkteki (A1 ve A3) rezin simanın (RelyX ARC) 0,8 mm kalınlıktaki seramik örnekler (IPS Empress Press (110 Chromascope rengi)) üzerindeki sonuç renge olan etkisini değerlendirmiştir

ve polimerizasyondan hemen sonra hesaplanan ΔE değerlerinin klinik olarak algılanamadığını ($\Delta E < 3,7$) belirtmiştir.

Malkondu ve diğerleri (2016a), cam iyonomer (Ketac Cem Radiopaque), rezin modifiye cam iyonomer (RelyX Luting) ve rezin siman (RelyX U200) olmak üzere 3 farklı yapıştırma simanının 2 farklı kalınlığa sahip (0,6 ve 1,0 mm) monolitik zirkonya materyalinin translusensi ve sonuç rengine olan etkisini incelemiştir. Araştırmacılar, her 2 kalınlıktaki zirkonya disklerin TP ve renk değerlerinin simantasyondan sonra istatistiksel açıdan önemli derecede değiştiğini ve seramik kalınlığının azalmasının TP ve ΔE değerini önemli derecede arttırdığını belirtmiştir. Ancak, 0,6 mm kalınlıktaki rezin siman uygulanan seramik grubu hariç ($\Delta E = 5,64$) simantasyon sonrası oluşan renk farklılıklarının klinik olarak kabul edilebilir eşik değerinin ($\Delta E = 5,5$) altında olduğunu belirtmiştir.

Turgut ve Bagis (2013) ise, farklı renk ve markalardaki rezin simanların laminate restorasyonların sonuç rengi üzerine olan etkisini değerlendirdikleri çalışmanın ikinci kısmında; seramik materyalinin renk tonunun renk değişimini etkileyebileceğini, seramik kalınlığı arttıkça rezin simanın renk değişimine olan etkisinin azaldığını ve rezin simanların laminate veneer restorasyonlar üzerinde klinik olarak kabul edilemez ($\Delta E > 3,7$) renk değişimlerine neden olabileceğini belirtmiştir.

Perroni ve diğerleri (2016), 2,0 mm kalınlığındaki A2 ve B1 rengine sahip zemin materyali üzerinde 5 farklı renge sahip (A1, A2, B1, WO ve T) akışkan rezin kompozit materyalini (Revolution Formula 2) yapıştırma simanı olarak kullanarak, 1,0 mm kalınlığındaki farklı opasitelere sahip (1,0 mm mine, 1,0 mm dentin ve 0,5 mm mine + 0,5 mm dentin) A2 rengindeki feldspatik porselenin final rengini değerlendirmiştir. Araştırmacılar, siman renginin, seramik opasitesinin ve zemin materyali renginin CIELab

değerlerini farklı şekillerde etkilediğini ve siman uygulanması sonucu bütün gruplarda oluşan ΔE_{00} değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir eşik değerinin üzerinde ($\Delta E_{00} > 1,8$) olduğunu belirtmiştir. Araştırmacılar elde ettikleri veriler doğrultusunda, siman renginin ve porselen opasitesinin yüksek renk değerine sahip B1 zemin üzerinde final renge daha az etki yaptığını belirtirken, A2 zemin üzerinde daha yüksek renk farklılıkları oluşturabileceğini belirtmiştir.

Li (2017), 5 farklı renkteki (A1, A3, B0.5, beyaz opak ve translusent) rezin simanın, 3 farklı kalınlıktaki (0,5, 0,7 ve 1,0 mm) A3 rengindeki seramik materyalinin (IPS e.max Press) istenilen renk üzerindeki etkisini A3 renk skalası kullanarak karşılaştırmıştır. 1,0 mm kalınlıktaki restorasyonlarda klinik olarak kabul edilebilir renk farkı gözlenirken ($\Delta E < 2,75$); 0,5 ve 0,7 mm kalınlıktaki restorasyonlarda kabul edilemez renk farkı ($\Delta E > 2,75$) gözlemlendiği belirtilmiştir. Ayrıca en yüksek renk farklılıklarının beyaz opak simanlarda oluştuğunu ve bu nedenle bu farklılığın klinik kullanım sırasında göz önünde bulundurulması gerektiğini belirtmiştir.

Dede ve diğerleri (2017b), 5 farklı renkteki (A1, A2, A3, B2 ve C2) rezin kompozit zemin materyalinin (Filtek Z250) ve 3 farklı renge (Tr, A2 ve Wo) sahip rezin simanın (Clearfil Esthetic Cement); 1,5 mm kalınlığındaki HT ve MO translusensi seviyelerine sahip A2 rengindeki lityum disilikat bloklar üzerindeki final renge olan etkisini değerlendirmiştir. Resin siman rengi ve zemin materyali renginden ektilenen ΔE_{00} değerleri, seramik tipinden etkilenmemiştir. TR ve A2 rengindeki resin siman uygulaması sonucu oluşan ΔE_{00} değerleri klinik olarak algılanabilir eşik değerinin altında saptanırken ($\Delta E_{00} < 1,30$), Wo rengi resin siman kullanımı genel olarak klinik olarak kabul edilemez renk değişimine ($\Delta E_{00} > 2,25$) neden olmuştur.

Bu tez çalışmasında ise monolitik restorasyonlara farklı renklerdeki yapıştırma resin simanları uygulanması sonucu oluşan renk farklılıkları

değerleri değişiklik göstermiştir. Rezin siman uygulaması sonucu 0,5 mm kalınlıktaki restorasyonların ΔE değerleri 0,95 ile 8,42 arasında değişirken, 1,0 mm kalınlıktaki restorasyonlarda 0,89 ile 4,49 arasında değiştiği saptanmıştır. En yüksek renk farklılık değerleri A3O renk rezin siman uygulanan gruplarda gözlenirken, en düşük renk farklılıkları genellikle B0.5 renk rezin siman uygulanan gruplarda gözlenmiştir. A3O rengi rezin siman uygulaması sonucu genellikle klinik olarak kabul edilemez renk farkları ($\Delta E > 2,7$) olduğu gözlenmiştir ve bu durumun A3O rezin simanın sahip olduğu sarı opak renk tonu ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. A1 ve TR renklerindeki rezin siman uygulaması sonucu genellikle klinik olarak algılanabilir ancak kabul edilebilir renk farkı değerleri ($1,2 < \Delta E < 2,7$) olduğu gözlenmiştir. TR simanın sahip olduğu translusent yapının ve restorasyon renginin A tonunda olması nedeniyle A1 rezin simanın sahip olduğu açık sarı rengin, restorasyonun rengini çok fazla etkilemediği düşünülmektedir. B0.5 rengi rezin siman uygulaması sonucunda ise genellikle oluşan renk farklılıklarının klinik olarak algılanabilir renk farklılığı değerlerinin altında ($\Delta E < 1,2$) olduğu saptanmıştır. B0.5 renk simanın genellikle daha düşük seviyede renk farklılığına neden olması; tüm ölçümlerin gerçekleştirildiği gri arka planın rengi ile B0.5 siman renklerine ait açıklık/koyuluk (L^*) ve kroma (C^*) değerlerinin, diğer siman renklerine göre, birbirine daha yakın olması ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir.

Çalışmalar arasındaki sonuç farklılıklarının; farklı marka, renk ve kalınlıklardaki rezin siman, farklı renk, kalınlık ve kompozisyonlardaki restoratif materyal, farklı renklerdeki zemin materyali, farklı renk ölçüm cihazı ve farklı renk farkı formülleri ile eşik değerleri kullanımı gibi deneysel tasarım farklılıkları ile ilişki olabileceği düşünülmektedir.

Bu tez çalışmasında farklı renklere ve translusensi seçeneklerine sahip monolitik restoratif materyallerin, sadece A2 rengi ve LT translusensi seçeneği kullanılmıştır ve çalışmanın limitasyonlarından birini oluşturmaktadır. Ayrıca, çeşitli kalınlıklarda restore edilen monolitik materyallerin sadece 0,5 ve 1,0 mm kalınlığı tercih edilmiştir. Restorasyonların final rengine etki edebilen rezin simanların çeşitli renk tonları bulunmaktadır ve bu çalışmada tek bir rezin simana ait renk tonlarının etkisi değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın bir diğer limitasyonu ise renk farkı formülü olarak ΔE_{ab} kullanılmasıdır. İleriki çalışmalarda; farklı renklere ve translusensi seçeneklerine sahip daha çeşitli kalınlıklardaki monolitik restoratif materyallerin kullanılması ve daha farklı renk tonlarına sahip çeşitli rezin simanlarının sonuç renk üzerindeki etkisinin ΔE_{00} renk farkı formülünü kullanarak incelenmesi bu çalışmada incelenen monolitik materyallerin optik özellikleri hakkında daha detaylı bilgi sahibi olunmasını sağlayacaktır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasının sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Çalışmada kullanılan 0,5 mm kalınlıktaki monolitik restorasyonlarda en yüksek translusensi değerini GC Cerasmart gösterirken, en düşük translusensi değerini Prettau Anterior göstermiştir. Translusensi değerleri en yüksekten düşüğe; GC Cerasmart > Lava Ultimate, VITA Mark II > IPS e.max CAD > VITA Enamic > VITA Suprinity > Prettau Anterior olarak sıralanmıştır.

2. Çalışmada kullanılan 1,0 mm kalınlıktaki monolitik restorasyonlarda en yüksek translusensi değerlerini GC Cerasmart ve LAVA Ultimate gösterirken, en düşük translusensi değerini Prettau Anterior göstermiştir. Translusensi değerleri en yüksekten düşüğe; GC Cerasmart, Lava Ultimate ≥ VITA Mark II > IPS e.max CAD > VITA Suprinity, VITA Enamic > Prettau Anterior olarak sıralanmıştır.

3. Çalışmada kullanılan farklı monolitik restoratif materyal kompozisyonlarının translusensi özelliğine genel olarak etki ettiği görülmüştür.

4. Monolitik restoratif materyal kalınlığının artmasına bağlı olarak tüm gruplarda translusensi değerleri önemli derecede azalmıştır. Ayrıca gruplar arasındaki fark değerlerinin de azaldığı gözlenmiştir.

5. Bu tez çalışmasında farklı renk tonlarına sahip rezin siman uygulanması sonucu monolitik restorasyonların L*a*b* değerleri genel olarak istatistiksel açıdan önemli derecede değişiklik göstererek ($p < 0,05$) restoratif materyallerin optik özelliklerini etkilemiş ve oluşturdukları etkilerin birbirinden farklılık göstermesi nedeniyle ortak bir yön belirlenememiştir.

6. Bu tez çalışmasında farklı renk tonlarına sahip rezin simanı uygulanması sonucu oluşan renk farklılıkları değerleri değişiklik göstermiştir. En yüksek renk farklılık değerleri A3O renk rezin siman uygulanan gruplarda gözlenirken, en düşük renk farklılıkları genellikle B0.5 renk rezin siman uygulanan gruplarda gözlenmiştir.

7. A3O rengi rezin siman uygulaması sonucu genellikle klinik olarak kabul edilemez renk farkları ($\Delta E > 2,7$) olduğu gözlenirken, A1 ve TR renklerindeki rezin siman uygulaması sonucu genellikle klinik olarak algılanabilir ancak kabul edilebilir renk farkı değerleri ($1,2 < \Delta E < 2,7$) olduğu gözlenmiştir. B0.5 rengi rezin siman uygulaması sonucunda ise genellikle oluşan renk farklılıklarının klinik olarak algılanabilir renk farklılığı değerinin altında ($\Delta E < 1,2$) olduğu saptanmıştır.

Bu çalışmada değerlendirilen farklı kalınlık ve kimyasal kompozisyonlara sahip monolitik restoratif materyallerin translusensi değerleri birbirinden farklılık göstermiştir. Ancak mine ya da dentin diş dokusunun hangi monolitik restoratif materyal ile estetik açıdan daha iyi restore edilebileceğini ilişkilendirebilmek için kullanılan restoratif materyaller ile insan dişinin optik özelliklerinin birlikte incelenmesinin yararlı olacağı düşünülmektedir.

Bu tez çalışmasında kullanılan restoratif materyaller ve farklı renk tonlarına sahip rezin siman ile birlikte restorasyonun final rengine etki edebilen bir diğer önemli faktör olan arka plan renginin etkisinin incelenmesi sonraki çalışma hedeflerimizden birini oluşturmaktadır.

Ayrıca doğal diş dokusunun renk yoğunluğu değişimi özelliklerini taklit edebilmek amacıyla geliştirilen farklı renk doygunluğu ve translusensi seviyelerine sahip polikromatik monolitik blokların translusensi özelliklerinin

karşılaştırılması ve siman ve arka plan renginin sonuç renge etkisinin incelenmesi sonraki çalışma hedeflerimizden bir diğerini oluşturmaktadır.

Özellikle anterior bölgede estetik restorasyonların elde edilebilmesi ve doğal dentisyon ile renk uyumunun sağlanabilmesi için farklı optik özelliklere sahip monolitik restorasyonların dikkatlice seçilmesi ve restorasyonların sonuç rengini etkileyen yapıştırma simanlarının klinik olarak kullanımından önce test edilmesi önerilmektedir.

KAYNAKLAR

- 3M ESPE. (2015). Lava Ultimate. Erişim: 16 Haziran 2017, <https://multimedia.3m.com/mws/media/756167O/lava-ultimate-cerec-brochure.pdf>
- Abd El-Ghany, O.S. ve Sherief, A.H. (2016). Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: Review. *Future Dental Journal*, 2(2), 55–64.
- Acar, O., Yilmaz, B., Altintas, S.H., Chandrasekaran, I. ve Johnston, W.M. (2016). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 71–75.
- Ahn, J.S. ve Lee, Y.K. (2008). Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. *Dental Materials*, 24(11), 1539–1544.
- Al Ben Ali, A., Kang, K., Finkelman, M.D., Zandparsa, R. ve Hirayama, H. (2014). The effect of variations in translucency and background on color differences in CAD/CAM lithium disilicate glass ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 23(3), 213–220.
- Alghazzawi, T.F., Lemons, J., Liu, P.R., Essig, M.E. ve Janowski, G.M. (2012). Evaluation of the optical properties of CAD-CAM generated yttria-stabilized zirconia and glass-ceramic laminate veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(5), 300–308.
- Almeida, J.R., Schmitt, G.U., Kaizer, M.R., Boscato, N. ve Moraes, R.R. (2015). Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(2), 272–277.
- Alqahtani, M.Q., Aljuraiss, R.M. ve 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.

Anusavice, K.J., Shen, C. ve Rawls, H.R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials* (12. bs.). St. Louis: Elsevier Inc.

Arikawa, H., Kanie, T., Fujii, K., Takahashi, H. ve Ban S. (2007). Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. *Dental Materials Journal*, 26(1), 38-44.

Arnetzl, G. ve Arnetzl, G.V. (2015). Hybrid materials offer new perspectives. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(2), 177–186.

Att, W., Grigoriadou, M. ve Strub, J.R. (2007). ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: Comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(4), 282–290.

Awad, D., Stawarczyk, B., Liebermann, A. ve 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.

Awad, M.M., Alqahtani, H., Al-Mudahhi, A., Murayshed, M.S., Alrahlah, A. ve Bhandi, S.H. (2017). Adhesive Bonding to Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Esthetic Dental Materials : An Overview. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 18(7), 1–5.

Awada, A. ve Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 587–593.

Azer, S.S., Ayash, G.M., Johnston, W.M., Khalil, M.F. ve Rosenstiel, S.F. (2006). Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 397–401.

- Azer, S.S., Rosenstiel, S.F., Seghi, R.R. ve Johnston, W.M. (2011). Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 106(3), 179–183.
- Azzopardi, N., Moharamzadeh, K., Wood, D.J., Martin, N., van Noort, R. (2009). Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins. *Dental Materials*, 25, 1564–1568.
- Babu, P.J., Alla, R.K., Alluri, V.R., Datla, S.R. ve Konakanchi, A. (2015). Dental Ceramics: Part I – An Overview of Composition, Structure and Properties. *American Journal of Materials Engineering and Technology*, 3(1), 13–18.
- Bagis, B. ve Turgut, S. (2013). Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. *Journal of Dentistry*, 41, Suppl 3, e24–30.
- Bahgat, S.F.A., Basheer, R.R. ve El Sayed, S.M. (2015). Effect of zirconia addition to lithium disilicate ceramic on translucency and bond strength using different adhesive strategies. *Egyptian Dental Journal*, 61(4), 4519–4533.
- Barizon, K.T.L., Bergeron, C., Vargas, M.A., Qian, F., Cobb, D.S., Gratton, D. G. ve diğerleri (2013). Ceramic materials for porcelain veneers. Part I: Correlation between translucency parameters and contrast ratio. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(5), 397–401.
- Barizon, K.T.L., Bergeron, C., Vargas, M.A., Qian, F., Cobb, D.S., Gratton, D. G. ve diğerleri (2014). Ceramic materials for porcelain veneers: Part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(4), 864–870.
- Baroudi, K. ve Ibraheem, S.N. (2015). Assessment of Chair-side Computer-

- Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *Journal of International Oral Health*, 7(4), 96–104.
- Basso, G.R., Kodama, A.B., Pimentel, A.H., Kaizer, M.R., Bona, A.D., Moraes, R.R. ve diğeri (2017). Masking Colored Substrates Using Monolithic and Bilayer CAD-CAM Ceramic Structures. *Operative Dentistry*, 42(4), 387–395.
- Başbuğ, S. ve Gözneli, R. (2012). Tam Seramik Sistemler: Konvansiyonel Yöntemler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 6, 147–154.
- Bayındır, F. ve Uzun, İ.H. (2007). Tam Seramik Kuron Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, Suppl 2, 33–42.
- Bayindir, F. ve Ozbayram, O. (2018). Effect of number of firings on the color and translucency of ceramic core materials with veneer ceramic of different thicknesses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1), 152–158.
- Begum, Z., Chheda, P., Shruthi, C.S. ve Sonika, R. (2014). Effect of Ceramic Thickness and Luting Agent Shade on the Color Masking Ability of Laminate Veneers. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 14, Suppl 1, 46–50.
- Beuer, F., Schweiger, J. ve Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505–511.
- Bhat, V., Prasad, D.K., Sood, S. ve Bhat, A. (2011). Role of colors in prosthodontics: Application of color science in restorative dentistry. *Indian Journal of Dental Research*, 22(6), 804–809.
- Bhat, V., Shenoy, K., Dandekeri, S. ve Reddy, H. (2016). CAD-CAM Ceramics

- A Literature Review. *International Journal of Recent Scientific Research*, 7(3), 9352–9361.

Bolt, R. a, Bosch, J. J. ve Coops, J. C. (1994). Influence of window size in small-window colour measurement, particularly of teeth. *Physics in Medicine and Biology*, 39(7), 1133–1142.

Bona, A.D., Pecho, O.E. ve Alessandretti, R. (2015). Zirconia as a dental biomaterial. *Materials*, 8(8), 4978–4991.

Buğurman Yalım, B. ve Türker, Ş. (2012). Klinikte Tam Seramik Sistemler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 76–90.

Bunek, S.S. ve Swift, E.J. (2014). Contemporary ceramics and cements. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(5), 297–301.

Burgess, J.O., Ghuman, T. ve Cakir, D. (2010). Self-adhesive resin cements. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(6), 412–419.

Caglar, A., Yamanel, K., Gulsahi, K., Bagis, B. ve Ozcan, M. (2010). Could digital imaging be an alternative for digital colorimeters? *Clinical Oral Investigations*, 14, 713–718.

Camposilvan, E., Leone, R., Gremillard, L., Sorrentino, R., Zarone, F., Ferrari, M. ve diğerleri. (2018). Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dental Materials*, doi: 10.1016/j.dental.2018.03.006.

Can, G., Ersoy, A.E. ve Aksu, M.L. (2014). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara: Yurt-Mim Yayıncılık.

Ceylan, G., Dede, D.Ö., Külünk, S. ve Ongöz Dede, F. (2013). Effects of refractive index solutions on the color of different luting cements. *Acta*

odontologica Scandinavica, 71(1), 88–91.

- Chaiyabutr, Y., Kois, J.C., LeBeau, D. ve Nunokawa, G. (2011). Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(2), 83–90.
- Chang, J., Da Silva, J.D., Sakai, M., Kristiansen, J. ve Ishikawa-Nagai, S. (2009). The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, 37(12), 937–943.
- Chen, H., Huang, J., Dong, X., Qian, J., He, J., Qu, X. ve diğerleri (2012). A systematic review of visual and instrumental measurements for tooth shade matching. *Quintessence International*, 43(8), 649–659.
- Chen, X.D., Hong, G., Xing, W.Z. ve Wang, Y.N. (2015). The influence of resin cements on the final color of ceramic veneers. *Journal of Prosthodontic Research*, 59(3), 172–177.
- Chen, Y.M., Smales, R.J., Yip, K.H. ve Sung, W.J. (2008). Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dental Materials*, 24(11), 1506–1511.
- Chen, Y.W., Moussi, J., Drury, J.L. ve Wataha, J.C. (2016). Zirconia in biomedical applications. *Expert Review of Medical Devices*, 13(10), 945–963.
- Cho, M.S., Yu, B. ve Lee, Y.K. (2009). Opalescence of all-ceramic core and veneer materials. *Dental Materials*, 25(6), 695–702.
- Christensen, G.J. (2007). Should resin cements be used for every cementation? *The Journal of the American Dental Association*, 138(6), 817–819.
- Christensen, G.J. (2010). Why use resin cements? *The Journal of the American*

Dental Association, 141(2), 204–206.

Chu, F.C., Chow, T.W. ve Chai, J. (2007). Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 359–364.

Chu, S.J., Trushkowsky, R.D. ve Paravina, R. D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, 38, Suppl 2, e2–16.

Conrad, H.J., Seong, W.J. ve Pesun, I.J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389–404.

Coşkun Akar, G., Pekkan, G., Çal, E., Eskitaşcıoğlu, G. ve Özcan, M. (2014). Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 314–321.

Coşkun, A. ve Yaluğ, S. (2002). Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5(2), 97–102.

Çelik, E.U., Aladağ, A., Türkün, L.Ş. ve Yilmaz, G. (2011). Color changes of dental resin composites before and after polymerization and storage in water. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 23(3), 179–188.

Çömlekoğlu, M.E., Paken, G., Tan, F., Özcan, M., Akan, E. ve Aladağ, A. (2016). Evaluation of Different Thickness , Die Color , and Resin Cement Shade for Veneers of Multilayered CAD/CAM Blocks. *Journal of Prosthodontics*, 25(7), 563–569.

Daou, E.E. (2014). The zirconia ceramic: strengths and weaknesses. *The Open Dentistry Journal*, 18(8), 33–42.

- Datla, S.R., Alla, R.K., Alluri, V.R., Babu, J.P. ve Konakanchi, A. (2015). Dental Ceramics : Part II – Recent Advances in Dental Ceramics. *American Journal of Materials Engineering and Technology*, 3(2), 19–26.
- de Azevedo Cubas, G.B., Camacho, G.B., Demarco, F.F. ve Pereira-Cenci, T. (2011). The effect of luting agents and ceramic thickness on the color variation of different ceramics against a chromatic background. *European Journal of Dentistry*, 5(3), 245–252.
- De Souza, G., Braga, R.R., Cesar, P.F. ve Lopes, G.C. (2015). Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *Journal of Applied Oral Science*, 23(4), 358–368.
- Dede, D.Ö., Armaganci, A., Ceylan, G., Cankaya, S. ve Celik, E. (2013). Influence of abutment material and luting cements color on the final color of all ceramics. *Acta Odontol Scand*, 71(6), 1570–1578.
- Dede, D.Ö., Ceylan, G. ve Yilmaz, B. (2017a). Effect of brand and shade of resin cements on the final color of lithium disilicate ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(4), 539–544.
- Dede, D.Ö., Sahin, O., Özdemir, O.S., Yilmaz, B., Celik, E. ve Köroğlu, A.S. (2017b). Influence of the color of composite resin foundation and luting cement on the final color of lithium disilicate ceramic systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(1), 138–143.
- Della Bona, A., Nogueira, A.D. ve Pecho, O.E. (2014). Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *Journal of Dentistry*, 42(9), 1202–1209.
- Della Bona, A., Pecho, O.E., Ghinea, R., Cardona, J.C. ve Pérez, M.M. (2015). Colour parameters and shade correspondence of CAD-CAM ceramic

- systems. *Journal of Dentistry*, 43(6), 726–734.
- Denry, I. ve Kelly, J.R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299–307.
- Denry, I. ve Kelly, J.R. (2014). Emerging Ceramic-based Materials for Dentistry. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1235–1242.
- Dentsply. (2016). Celtra Duo. Erişim: 22 Mayıs 2017, http://www.degudent.com/Communication_and_Service/Download/Celtra/Celtra_Duo/CELTRA_DUO_BRO_EN_VFIN.pdf?Z_highmain=3&Z_highsub=2&Z_highsubsub=0
- Dikiciler, S. (2016). Diş hekimliğinde adezyon ve adeziv rezin simanlarda güncel yaklaşımlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 14, 152–158.
- Dong, J.K., Luthy, H., Wohlwend, A. ve Schärer, P. (1992). Heat-pressed ceramics: technology and strength. *The International Journal of Prosthodontics*, 5(1), 9–16.
- Dozic, A., Kleverlaan, C.J., Aartman, I.H.A. ve Feilzer, A.J. (2004). Relation in color of three regions of vital human incisors. *Dental Materials*, 20(9), 832–838.
- Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Vallittu, P.K. ve Lassila, L.V. (2017). Light Transmission of Novel CAD/CAM Materials and Their Influence on the Degree of Conversion of a Dual-curing Resin Cement. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 19(1), 39–48.
- Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Vallittu, P.K. ve Lassila, L.V. (2018). Comparative color and surface parameters of current esthetic restorative CAD/CAM materials. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 10,

32-42.

Encyclopedia Britannica Inc. (t.y.). Erişim: 25 Ekim 2017,
<https://omega4study.wordpress.com/art/colors/munsell-color-system/>

Fasbinder, D.J. (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31(9), 702–709.

Fasbinder, D.J. (2012). Chairside CAD/CAM: An Overview of Restorative Material Options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 33(1), 50–58.

Fasbinder, D.J. (2013). Computerized technology for restorative dentistry. *American Journal of Dentistry*, 26(3), 115–120.

Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 23(5), 467–479.

Freedman, G. (2012). *Contemporary Esthetic Dentistry* (1. bs.). St. Louis: Elsevier Mosby.

Fujita, K., Nishiyama, N., Nemoto, K., Okada, T. ve İlkemi, T. Effect of base monomer's refractive index on curing depth and polymerization conversion of photo-cured resin composites. (2005). *Dental Materials Journal*, 24(3), 403-408.

GC Corporation. (2014). GC Cerasmart. Erişim: 17 Haziran 2017,
http://www.gcamerica.com/lab/products/CERASMART/GCA_CERASMART_Bro-iPad.pdf

Ghinea, R., Perez, M.M., Herrera, L.J., Rivas, M.J., Yebra, A. ve Paravina, R.D. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry*, 38, Suppl 2, 57–64.

- Giannini, M., Makishi, P., Ayres, A.P., Vermelho, P.M., Fronza, B.M., Nikaido, T. ve diğerleri (2015). Self-Etch Adhesive Systems: A Literature Review. *Brazilian Dental Journal*, 26(1), 3–10.
- Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of the American Dental Association*, 137, Suppl, s14–21.
- Goujat, A., Abouelleil, H., Colon, P., Jeannin, C., Pradelle, N., Seux, D. ve diğerleri (2018). Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 384–389.
- Gozalo-Diaz, D.J., Lindsey, D.T., Johnston, W.M. ve Wee, A.G. (2007). Measurement of Color for Craniofacial Structures using a 45/0-degree Optical Configuration. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(1), 45–53.
- Gracis, S., Thompson, V.P., Ferencz, J.L., Silva, N.R. ve Bonfante, E.A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227–235.
- Guess, P.C., Schultheis, S., Bonfante, E.A., Coelho, P.G., Ferencz, J.L. ve Silva, N.R. (2011). All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dental Clinics of North America*, 55(2), 333–352.
- Güth, J., Zuch, T., Zwinge, S., Engels, J., Stimmelmayer, M. ve Edelhoff, D. (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental Materials Journal*, 32(6), 865–871.
- Harada, K., Raigrodski, A.J., Chung, K., Flinn, B.D., Dogan, S. ve Mancl, L.A. (2016). A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(2), 257–263.
- Harada, R., Takemoto, S., Hattori, M., Yoshinari, M., Oda, Y. ve Kawada, E.

- (2015). The influence of colored zirconia on the optical properties of all-ceramic restorations. *Dental Materials Journal*, 34(6), 918–924.
- Hariri, I., Sadr, A., Nakashima, S., Shimada, Y., Tagami, J. ve Sumi, Y. (2013). Estimation of the enamel and dentin mineral content from the refractive index. *Caries Research*, 47(1), 18–26.
- Hasegawa, A., Motonomi, A., Ikeda, I. ve Kawaguchi, S. (2000). Color of Natural Tooth Crown in Japanese People. *Color Research and Application*, 25(1), 43–48.
- Hassel, A.J., Zenthöfer, A., Corcodel, N., Hildenbrandt, A., Reinelt, G. ve Wiesberg, S. (2016). Determination of VITA Classical shades with the 3D-Master shade guide. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71, 721–726.
- Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M. ve Vargas, M.A. (2002a). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 4–9.
- Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M. ve Vargas, M.A. (2002b). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 10–15.
- Hernandes, D.K.L., Arrais, C.A.G., de Lima, E., Cesar, P.F. ve Rodrigues, J.A. (2016). Influence of resin cement shade on the color and translucency of ceramic veneers. *Journal of Applied Oral Science*, 24(4), 391–396.
- Hong, G., Luo, M. ve Rhodes, P. (2001). A Study of Digital Camera Colorimetric Characterisation Based on Polynomial Modelling. *Journal of Colour Research and Application*, 26, 76–84.

- Ilie, N. ve Hickel, R. (2008). Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dental Materials*, 24(7), 908–914.
- Ivoclar Vivadent. (2011). IPS e.max CAD. Erişim: 7 Haziran 2017, <http://www.ivoclarvivadent.com/en/p/all/products/all-ceramics/ips-emax-dentist/ips-emax-lithium-disilicate>
- Ivoclar Vivadent. (t.y.). Telio CAD. Erişim: 30 Haziran 2017, <https://www.ivoclarvivadent.us/explore/telio-cad>
- Johnston, W.M. (2009). Color measurement in dentistry. *Journal of Dentistry*, 37, Suppl 1, e2–6.
- Johnston, W.M. ve Reisbick, M.H. (1997). Color and translucency changes during and after curing of esthetic restorative materials. *Dental Materials*, 13(2), 89–97.
- Johnston, W.M., Ma, T. ve Kienle, B.H. (1995). Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *The International Journal of Prosthodontics*, 8(1), 79–86.
- Joiner, A. (2004). Tooth colour: A review of the literature. *Journal of Dentistry*, 32, Suppl 1, 3–12.
- Joiner, A. ve Luo, W. (2017). *Tooth Colour and Whiteness: A review. Journal of Dentistry*. 67, Suppl, s3-10.
- Kanat-Ertürk, B., DüNDAR-Çömlekoğlu, M., Çömlekoğlu, E. ve Güngör, M.A. (2015). Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Güncel Tasarım ve Üretim Yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1(25), 135–143.
- Karaagaclioglu, L. ve Yilmaz, B. (2008). Influence of cement shade and water

- storage on the final color of leucite-reinforced ceramics. *Operative Dentistry*, 33(4), 386–391.
- Kelly, J.R. (2004). Dental ceramics: Current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 513–530.
- Kelly, J.R. ve Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56(1), 84–96.
- Kelly, J.R. ve Denry, I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dental Materials*, 24(3), 289–298.
- Kelly, J.R., Nishimura, I. ve Campbell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(1), 18–32.
- Keyf, F., Uzun, G. ve Altunsoy, S. (2009). Diş Hekimliğinde Renk Seçimi. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 33(4), 52–58.
- Khashayar, G., Bain, P.A., Salari, S., Dozic, A., Kleverlaan, C.J. ve Feilzer, A.J. (2014). Perceptibility and acceptability thresholds for colour differences in dentistry. *Journal of Dentistry*, 42(6), 637–644.
- Khurana, R., Tredwin, C.J., Weisbloom, M. ve 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.
- Kırmalı, Ö. (2014). Dental ceramics used in dentistry. *Cumhuriyet Dental Journal*, 17(3), 316–324.
- Kilinc, E., Antonson, S.A., Hardigan, P.C. ve Kesercioglu, A. (2011). Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *Journal of Dentistry*, 39, Suppl 1, e30–36.

- Kim, H.K., Kim, S.H., Lee, J.B. ve Ha S.R. (2016a). Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(6), 773–779.
- Kim, H.K., Kim, S.H., Lee, J.B., Han, J.S., Yeo, I.S. ve Ha, S.R. (2016b). Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(1), 37-42.
- Kim, I. ve Lee, Y.K. (2007). Changes in Color and Color Parameters of Dental Resin Composites After Polymerization. *Journal Of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 80(2), 541–546.
- Kim, Y., Son, H.H., Yi, K., Kim, H.Y., Ahn, J. ve Chang, J. (2013). The color change in artificial white spot lesions measured using a spectroradiometer. *Clinical Oral Investigations*, 17(1), 139–146.
- Kim-Pusateri, S., Brewer, J.D., Davis, E.L. ve Wee, A.G. (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(3), 193–199.
- Korkmaz, C. (2014). Tam Seramiklerin Dişhekimliğindeki Yeri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(1), 136–140.
- Krishna, J.V., Kumar, V.S. ve Savadi, R.C. (2009). Evolution of metal-free ceramics. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 9(2), 70-75.
- Kursoglu, P., Karagoz Motro, P.F. ve Kazazoglu, E. (2015). Translucency of ceramic material in different core-veneer combinations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(1), 48–53.
- Kurt, M., Turhan Bal, B. ve Bal, C. (2016). Güncel rek ölçüm yöntemleri:

sistematik derleme. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 22(2), 1–17.

Kurtulmus-Yilmaz, S. ve Ulusoy, M. (2014). Comparison of the translucency of shaded zirconia all-ceramic systems. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(5), 415–422.

Kurtulmus-Yilmaz, S., Cengiz, E., Ongun, S. ve Karakaya, I. (2018). The Effect of Surface Treatments on the Mechanical and Optical Behaviors of CAD/CAM Restorative Materials, *Journal of Prosthodontics*, doi: 10.1111/jopr.12749.

Kürklü, D., Azer, S.S., Yilmaz, B. ve 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.

Lad, P.P., Kamath, M., Tarale, K. ve Kusugal, P.B. (2014). Practical clinical considerations of luting cements: A review. *Journal of International Oral Health*, 6(1), 116–120.

Lehtinen, J., Laurila, T., Lassila, L.V., Vallittu, P.K., Rätty, J. ve Hernberg, R. (2008). Optical characterization of bisphenol-A-glycidyl dimethacrylate-triethyleneglycol dimethacrylate (BisGMA/TEGDMA) monomers and copolymer. *Dental Materials*, 24(10), 1324–1328.

Lee, W., Feng, S., Lu, Y., Wu, H. ve Peng, P. (2016). Effects of two surface finishes on the color of cemented and colored anatomic-contour zirconia crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(2), 264–268.

Lee, Y.K. (2008). Influence of filler on the difference between the transmitted and reflected colors of experimental resin composites. *Dental Materials*, 24(9), 1243–1247.

- Lee, Y.K. (2015). Translucency of dental ceramic, post and bracket. *Materials*, 8(11), 7241–7249.
- Lee, Y.K. (2016a). Criteria for clinical translucency evaluation of direct esthetic restorative materials. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 41(3), 159–166.
- Lee, Y.K. (2016b). Opalescence of human teeth and dental esthetic restorative materials. *Dental Materials Journal*, 35(6), 845–854.
- Lee, Y.K., Lu, H. ve Powers, J.M. (2005). Measurement of opalescence of resin composites. *Dental Materials*, 21(11), 1068–1074.
- Lee, Y.K., Lu, H. ve Powers, J.M. (2006). Changes in opalescence and fluorescence properties of resin composites after accelerated aging. *Dental Materials*, 22(7), 653–660.
- Li, Q. (2017). Effects of Luting Composites on the Resultant Colors of Ceramic Veneers to Intended Shade Tab. *Journal of Prosthodontics*, doi:10.1111/jopr.12585.
- Li, R.W.K., Chow, T.W. ve Matinlinna, J.P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), 208–216.
- Lim, H.N., Yu, B. ve Lee, Y.K. (2010a). Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4), 239–246.
- Lim, H.N., Yu, B., Lim, J.I. ve Lee, Y.K. (2010). Correlations between spectroradiometric and spectrophotometric colors of all-ceramic materials. *Dental Materials*, 26(11), 1052–1058.
- Magalhães, A.P.R., Cardoso, P.C., de Souza, J.B., Fonseca, R.B., Pires-de-Souza, F.C.P. ve Lopez, L.G. (2014). Influence of activation mode of resin

- cement on the shade of porcelain veneers. *Journal of Prosthodontics*, 23(4), 291–295.
- Mainjot, A. (2016). Recent advances in composite CAD/CAM blocks. *The International Journal of Esthetic Dentistry*, 11(2), 275–280.
- Mainjot, A.K., Dupont, N.M., Oudkerk, J.C., Dewael, T.Y. ve 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.
- Malkondu, O., Tinastepe, N. ve Kazazoglu, E. (2016a). Influence of type of cement on the color and translucency of monolithic zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(6), 902–908.
- Malkondu, O., Tinastepe, N., Akan, E. ve Kazazoğlu, E. (2016b). An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology and Biotechnological Equipment*, 30(4), 644–652.
- Manso, A.P. ve Carvalho, R.M. (2017). Dental Cements for Luting and Bonding Restorations: Self-Adhesive Resin Cements. *Dental Clinics of North America*, 61(4), 821–834.
- Manso, A.P., Silva, N.R., Bonfante, E.A., Pegoraro, T.A., Dias, R.A. ve Carvalho, R.M. (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*, 55(2), 311–332.
- Martin-de las Heras, S., Valenzuela, A., Bellini, R., Salas, C., Rubiño, M. ve Garcia, J.A. (2003). Objective measurement of dental color for age estimation by spectroradiometry. *Forensic Science International*, 132(1), 57–62.
- McCabe, J. ve Walls, A.W.G. (2008). *Applied Dental Materials* (9. bs.). Oxford: Blackwell Publishing.

- McLean, J.W. ve Odont, D. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61–66.
- Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S. ve Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, 57(4), 236–261.
- Mizrahi, B. (2008). The anterior all-ceramic crown: A rationale for the choice of ceramic and cement. *British Dental Journal*, 205(5), 251–255.
- Najeeb, S., Zafar, M.S., Khurshid, Z. ve Siddiqui, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(1), 12–19.
- Nakajima, M., Arimoto, A., Prasansuttiorn, T., Thanatvarakorn, O., Foxton, R.M. ve Tagami, J. (2012). Light transmission characteristics of dentine and resin composites with different thickness. *Journal of Dentistry*, 40, 77-82.
- Niu, E., Agustin, M. ve Douglas, R.D. (2013). Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of foundation restoration. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(1), 501–509.
- Nogueira, A.D. ve Della Bona, A. (2013). The effect of a coupling medium on color and translucency of CAD-CAM ceramics. *Journal of Dentistry*, 41, Suppl 3, e18–23.
- O'Brien, W.J. (2002). *Dental Materials and Their Selection* (3 rd ed.). Illinois: Quintessence Publishing.
- Okubo, S.R., Kanawati, A., Richards, M.W. ve Childress, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(6), 642–648.

- Ota, M., Ando, S., Endo, H., Ogura, Y., Miyazaki, M. ve Hosoya, Y. (2012). Influence of refractive index on optical parameters of experimental resin composites. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70(5), 362–367.
- Ozer, F. ve Blatz, M.B. (2013). Self-Etch and Etch-and-Rinse Adhesive Systems in Clinical Dentistry. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 34(1), 12–18.
- Pameijer, C.H. (2012). A review of luting agents. *International Journal of Dentistry*, 2012(3), 1-7.
- Paravina, R.D. ve Powers, J.M. (2004). *Esthetic Color Training in Dentistry* (1.bs.). St. Louis: Elsevier Mosby.
- Paravina, R.D., Ghinea, R., Herrera, L.J., Bona, A.D., Igiel, C, Linninger, M. ve diğ erleri. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27, Suppl 1, s1-9.
- Pecho, O.E., Ghinea, R., Alessandretti, R., Pérez, M.M. ve Della Bona, A. (2016a). Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas. *Dental Materials*, 32(1), 82–92.
- Pecho, O.E., Ghinea, R., Ionescu, A.M., Cardona Jde, L., Paravina, R.D. ve Perez Mdel, M. (2012). Color and translucency of zirconia ceramics, human dentine and bovine dentine. *Journal of Dentistry*, 40, Suppl 2, 34–40.
- Pecho, O.E., Ghinea, R., Navarro do Amaral, E.A., Cardona, J.C., Della Bona, A. ve Pérez, M.M. (2016b). Relevant optical properties for direct restorative materials. *Dental Materials*, 32(5), e105–112.
- Pecho, O.E., Ghinea, R., Perez, M.M. ve Della Bona, A. (2017). Influence of gender on visual shade matching in dentistry. *Journal of Esthetic and*

Restorative Dentistry, 29(2), e15–23.

Pecho, O.E., Perez, M.M., Ghinea, R. ve Della Bona, A. (2016c). Lightness, chroma and hue differences on visual shade matching. *Dental Materials*, 32(11), 1362–1373.

Peñate, L., Basilio, J., Roig, M. ve Mercade, M. (2015). Comparative study of interim materials for direct fixed dental prostheses and their fabrication with CAD/CAM technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(2), 248–253.

Perez Mdel, M., Ghinea, R., Herrera, L.J., Ionescu, A.M., Pomares, H., Pulgar, R. ve diğerleri (2011). Dental ceramics: A CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *Journal of Dentistry*, 39, Suppl 3, e37–44.

Perroni, A.P., Amaral, C., Kaizer, M.R., Moraes, R.R. ve Boscato, N. (2016). Shade of Resin-Based Luting Agents and Final Color of Porcelain Veneers. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(5), 295–303.

Philipp, A., Fischer, J., Hämmerle, C.H.F. ve Sailer, I. (2010). Novel ceria-stabilized tetragonal zirconia/alumina nanocomposite as framework material for posterior fixed dental prostheses: preliminary results of a prospective case series at 1 year of function. *Quintessence International*, 41(4), 313–319.

Pilathadka, S. ve Vahalova, D. (2007). Contemporary all-ceramic materials, Part-1. *Acta medica (Hradec Kralove)*, 50(2), 101–104.

Pires, L.A., Novais, P.M.R., Araújo, V.D. ve 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.

Pollington, S. ve Noort, R.V. (2009). An Update of Ceramics in Dentistry. *International Journal of Clinical Dentistry*, 2(4), 283–307.

Pop-Ciutrla, I.S., Dudea, D., Eugenia Badea, M., Moldovan, M., Cimpean, S.I. ve Ghinea, R. (2016a). Shade correspondence, color, and translucency differences between human dentine and a CAD/CAM hybrid ceramic system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28, Suppl 1, S46–55.

Pop-Ciutrla, I.S., Ghinea, R., Colosi, H.A. ve Dudea, D. (2016b). Dentin translucency and color evaluation in human incisors, canines, and molars. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(4), 475–481.

Powers, J.M. ve Wataha, J.C. (2013). *Dental Materials Properties and Manipulation* (10. bs.). St. Louis: Elsevier Mosby.

Price, R., Murphy, D. ve Derand, T. (2000). Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence international*, 31(9), 659–667.

Pustina-Krasniqi, T., Shala, K., Staka, G., Bicaj, T., Ahmedi, E. ve Dula, L. (2017). Lightness, chroma, and hue distributions in natural teeth measured by a spectrophotometer. *European Journal of Dentistry*, 11(1), 36–40.

Ramaraju, D.V., Krishna Alla, R., Ramaraju Alluri, V. ve Makv, R. (2014). A Review of Conventional and Contemporary Luting Agents Used in Dentistry. *American Journal of Materials Science and Engineering*, 2(3), 28–35.

Raptis, N.V, Michalakis, K.X. ve Hirayama, H. (2006). Optical behavior of current ceramic systems. *The International Journal of Periodontics &*

Restorative Dentistry, 26(1), 31–41.

Reich, S. (2015). Tooth-colored CAD/CAM monolithic restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(2), 131–146.

Reno, E.A., Poore, C.L., Lapujade, P.G., Anastasia, M.K., Miller, J.M. ve Crisanti, M.M. (2001). Reproducibility of a Non-Contact Tooth Color Measurement System. *Proceeding of 30th Annual Meeting of the AADR*, 1365.

Ristic, I. ve Paravina, R.D. (2009). Color measuring instruments. *Acta Stomatologica Naissi*, 25, 925–932.

Rodrigues, R.B., Lima, E. De, Roscoe, M.G., Soares, J., Cesar, P.F. ve Novais, V.R. (2017). Influence of Resin Cements on Color Stability of Different Ceramic Systems, *Brazilian Dental Journal*, 28(2), 191–195.

Rosenblum, M.A. ve Schulman, A. (1997). A Review of All-Ceramic Restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 128(3), 297–307.

Rosenstiel, S.F., Land, M.F. ve Fujimoto, J. (2016). *Contemporary Fixed Prosthodontics* (5. bs.). St. Louis: Elsevier Inc.

Ruse, N.D. ve Sadoun, M.J. (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1232–12344.

Sadaqah, N.R. (2014). Ceramic Laminate Veneers: Materials Advances and Selection. *Open Journal of Stomatology*, 4(5), 268–279.

Sagsoz, O., Demirci, T., Demirci, G., Polat-Sagsoz, N. ve Yildiz, M. (2016). The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8, 417–422.

- Saint-Jean, S.J. (2013). Dental Glasses and Glass- ceramics. J. Shen ve T. Kosmac (Ed.). *Advanced Ceramics for Dentistry* (s. 255–277). Oxford: Elsevier Ltd.
- Sakaguchi, R.L. ve Powers, J.M. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials* (13.bs.). St. Louis: Elsevier Mosby.
- Sannino, G., Germano, F., Arcuri, L., Bigelli, E., Arcuri, C. ve Barlattani, A. (2015). CEREC CAD/CAM chairside system. *ORAL & implantology*, 7(3), 57–70.
- Santos, A., Villarroel, M., Villarroel, A.S. ve Portales, D.G. (2016). Different Materials for Different Situations Ceramic Solutions for Specific Restorative Indications. *Journal of Cosmetic Dentistry*, 31(4), 70–82.
- Santos, G.C., Santos, M.J., Rizkalla, A.S., Madani, D.A. ve El-Mowafy, O. (2013). Overview of CEREC CAD/CAM chairside system. *General Dentistry*, 61(1), 36–40.
- Sarıkaya, I. ve Güler, A.U. (2009). Diş Hekimliği Uygulamalarında Renk Kavramı. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Science*, 15(2), 118–129.
- Sari, T., Ural, Ç., Yüzbaşıoğlu, E., Duran, I., Cengiz, S. ve Kavut, I. (2018). Color match of a feldspathic ceramic CAD-CAM material for ultrathin laminate veneers as a function of substrate shade, restoration color, and thickness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 455–460.
- Seghi, R.R. (1990). Effects of Instrument-measuring Geometry on Colorimetric Assessments of Dental Porcelains. *Journal of Dental Research*, 69(5), 1180–1183.
- Sen, N. ve Us, Y.O. (2017). Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, doi:10.1016/j.prosdent.2017.06.012

- Sener, I.D. ve Türker, Ş.B. (2009). Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 19(1), 61–67.
- Shahmiri, R., Standard, O.C., Hart, J.N. ve Sorrell, C.C. (2018). Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1), 36-46.
- Shamseddine, L. ve Majzoub, Z. (2017). Relative Translucency of a Multilayered Ultratranslucent Zirconia Material. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 18(12), 1099–1106.
- Shenoy, A. ve Shenoy, N. (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry*, 13(4), 195-203.
- Shofu Dental Corporation. (t.y.). Shofu Block HC. Erişim: 19 Haziran 2017, <http://www.shofu.com/en/wp-content/uploads/sites/2/2016/11/Shofu-Blocks-Disks-HC-Brochure.pdf>
- Shokry, T.E., Shen, C., Elhosary, M.M. ve Elkhodary, A.M. (2006). Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(2), 124–129.
- Shono, N.N. ve Al Nahedh, H.N. (2012). Contrast Ratio and Masking Ability of Three Ceramic Veneering Materials. *Operative Dentistry*, 37(4), 406–416.
- Sidhu, S.K., Ikeda, T., Omata, Y., Fujita, M. ve Sano, H. (2006). Change of color and translucency by light curing in resin composites. *Operative Dentistry*, 31(5), 598–603.
- Silva, L.H.D., Lima, E., Miranda, R.B.P., Facero, S.S., Lohbauer, U. ve Cesar, P.F. (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing

methods. *Brazilian Oral Research*, 31, Suppl 1, e58.

Simon, J.F. ve Darnell, L.A. (2012). Considerations for proper selection of dental cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 33(1), 28–35.

Sirona Dental. (2011). CEREC Blocks. Erişim: 28 Mayıs 2017, <http://manuals.sirona.com/en/digital-dentistry/cad-cam-materials/cerec-blocs.html>

Skyllouriotis, A.L., Yamamoto, H.L. ve Nathanson, D. (2017). Masking properties of ceramics for veneer restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(4), 517–523.

Smith, R.N., Collins, L.Z., Naeeni, M., Joiner, A., Philpotts, C.J., Hopkinson, I., ve diğerleri. (2008). The in vitro and in vivo validation of a mobile non-contact camera-based digital imaging system for tooth colour measurement. *Journal of Dentistry*, 36, Suppl 1, 15–20.

Șoim, A., Strîmbu, M., Burde, A.V., Culic, B., Dudea, D. ve Gasparik, C. (2018). Translucency and masking properties of two ceramic materials for heat-press technology. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, doi:10.1111/jerd.12358

Spear, F. ve Holloway, J. (2008). Which All-Ceramic System Is Optimal for Anterior Esthetics? *Journal of the American Dental Association*, 139(4), 19–24.

Spink, L.S., Rungruanganut, P., Megremis, S. ve Kelly, J.R. (2013). Comparison of an absolute and surrogate measure of relative translucency in dental ceramics. *Dental Materials*, 29(6), 702–707.

Sproull, R.C. (2001). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional

nature of color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 453–457.

Stamatacos, C. ve Simon, J.F. (2013). Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 34(1), 42–46.

Stawarczyk, B., Awad, D. ve Ilie, N. (2016a). Blue-Light Transmittance of Esthetic Monolithic CAD/CAM Materials With Respect to Their Composition, Thickness, and Curing Conditions. *Operative Dentistry*, 41(5), 531–540.

Stawarczyk, B., Jordan, P., Schmidlin, P.R., Roos, M., Eichberger, M., Gernet, W. ve diğerleri. (2014). PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(5), 1278–1288.

Stawarczyk, B., Liebermann, A., Eichberger, M. ve Güth, J.F. (2016b). 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.

Stawarczyk, B., Schmid, P., Roos, M., Eichberger, M. ve Schmidlin, P.R. (2016c). Spectrophotometric evaluation of polyetheretherketone (PEEK) as a core material and a comparison with gold standard core materials. *Materials*, 9(6), 491-590.

Sulaiman, T.A., Abdulmajeed, A.A., Donovan, T.E., Ritter, A.V., Vallittu, P.K., Narhi, T.O. ve diğerleri (2015). Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental Materials*, 31(10), 1180–1187.

Tam, W. ve Lee, H. (2012). Dental shade matching using a digital camera.

Journal of Dentistry, 40(2), 3–10.

ten Bosch, J.J. ve Coops, J.C. (1995). Tooth Color and Reflectance as Related to Light Scattering and Enamel Hardness. *Journal of Dental Research*, 74(1), 374–380.

Tokgöz-Çetindağ, M. ve Meşe, A. (2016). Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) Sistemleri ve Materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(3), 524–533.

Traini, T., Sinjari, B., Pascetta, R., Serafini, N., Perfetti, G., Trisi, P. ve diğerleri (2016). The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dental Materials Journal*, 35(5), 748–755.

Tuncel, İ., Turp, I. ve Üşümez, A. (2016). Evaluation of translucency of monolithic zirconia and framework zirconia materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8, 181–186.

Tuncer, D. (2017). Rezin Simanlar. *Türkiye Klinikleri Journal of Restorative Dentistry*, 3(3), 151–163.

Turgut, S. ve Bağış, B. (2011). Colour stability of laminate veneers: An in vitro study. *Journal of Dentistry*, 39, Suppl. 3, e57–64.

Turgut, S. ve Bağış, B. (2013). Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(3), 179–186.

Turgut, S. ve Bağış, B. (2012). Diş Hekimliğinde Renk ve Renk Ölçüm Yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 65–75.

Turgut, S. ve Bağış, B. (2015). CAD/CAM Teknolojisi ile Estetik Diş Hekimliği. *Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics*, 1(1), 8–12.

- Turgut, S., Bagis, B., Ayaz, E.A., Korkmaz, F.M., Ulusoy, K.U. ve Bagis, Y.H. (2014). How will surface treatments affect the translucency of porcelain laminate veneers? *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(1), 8–13.
- Total, Z., Şener-Yamaner, I.D. ve Tuncer, E.B. (2015). Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 10, 157–166.
- Türk, A.G., Ulusoy, M. ve Önal, B. (2014). İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Kompozit Rezin Simanlar. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 35(2), 1–8.
- Uludamar, A., Aygün, Ş. ve Kulak Özkan, Y. (2011). Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 21(2), 150–162.
- Usha, G., Prashanth, T.R., Nadig, R., Gowda, Y. ve Murtuza, B. (2014). Advanced Ceramics a Review of Material Science. *Journal of Dental Sciences and Research*, 5(2), 5–11.
- VITA Zahnfabrik. (2015). VITABLOCKS The Concept. Erişim: 28 Mayıs 2017 http://vitanorthamerica.com/wpcontent/uploads/2010/08/VITA_1454_1454E_VITABLOCKS_PS_EN_V05_screen_en.pdf
- VITA Zahnfabrik. (2016a). VITA Suprinity. Erişim: 22 Mayıs 2017, http://vitanorthamerica.com/wpcontent/uploads/2013/10/VITA_1951_1951E_SUPRINITY_VA_EN_V03_screen_en.pdf
- VITA Zahnfabrik. (2016b). VITA CAD-Temp®. Erişim: 29 Haziran 2017, http://vitanorthamerica.com/wpcontent/uploads/2008/12/1647E_CAD_Temp_neutral_VA_EN_V04.pdf
- VITA Zahnfabrik. (2017). VITA Enamic. Erişim: 16 Haziran 2017,

<https://www.vita-zahnfabrik.com/en/CAD/CAM/Single-tooth-restoration/VITA-ENAMIC-24970,27568.html>

VITA Zahnfabrik. (t.y.). VITA CAD-Temp ® IS. Erişim: 30 Haziran 2017, <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-CAD-Temp-IS-37470,27568.html>

Vichi, A., Carrabba, M., Paravina, R. ve Ferrari, M. (2014). Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(4), 224–231.

Vichi, A., Ferrari, M. ve 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.

Vichi, A., Louca, C., Corciolani, G. ve Ferrari, M. (2011). Color related to ceramic and zirconia restorations: A review. *Dental Materials*, 27(1), 97–108.

Vichi, A., Sedda, M. ve Fonzar, R.F. (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(1), 32–39.

Volpato, C.A.M., Monteiro Jr., S., de Andrada, M.C., Fredel, M.C. ve Petter, C.O. (2009). Optical influence of the type of illuminant, substrates and thickness of ceramic materials. *Dental Materials*, 25(1), 87–93.

Wang, F., Takahashi, H. ve Iwasaki, N. (2013). Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(1), 14–20.

Wee, A., Lindsey, D., Kuo, S. ve Johnston, W. (2006). Color accuracy of

- commercial digital cameras for use in dentistry. *Dental Materials*, 22, 553–559.
- Weiser, F. ve Behr, M. (2015). Self-Adhesive Resin Cements: A Clinical Review. *Journal of Prosthodontics*, 24(2), 100–108.
- Wildgoose, D.G., Johnson, A. ve Winstanley, R.B. (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(2), 136–143.
- Xing, W., Jiang, T., Ma, X., Liang, S., Wang, Z., Sa, Y. ve diğerleri (2010). Evaluation of the esthetic effect of resin cements and try-in pastes on ceromer veneers. *Journal of Dentistry*, 38, Suppl. 2, e87–94.
- Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B. ve Kurt, E. (2005). Tam Porselen Sistemleri II. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(1), 49–60.
- Yoshihara, K., Nagaoka, N., Maruo, Y., Nishigawa, G., Irie, M., Yoshida, Y. ve diğerleri. (2017). Sandblasting may damage the surface of composite CAD–CAM blocks. *Dental Materials*, 33(3), e124–135.
- Yu, B. ve Lee, Y.K. (2009). Difference in opalescence of restorative materials by the illuminant. *Dental Materials*, 25(8), 1014–1021.
- Yu, B. ve Lee, Y.K. (2013). Comparison of stabilities in translucency, fluorescence and opalescence of direct and indirect composite resins. *The European Journal of Esthetic Dentistry*, 8(2), 214–225.
- Yu, B., Ahn, J.S. ve Lee, Y.K. (2009). Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta odontologica Scandinavica*, 67(1), 57–64.
- Zaimoğlu, A. ve Can, G. (2011). *Sabit Protezler* (31. bs.). Ankara: Ankara

Üniversitesi Basımevi.

Zaruba, M. ve Mehl, A. (2017). Chairside systems: a current review.

International Journal of Computerized Dentistry, 20(2), 123–149.

Zijp, J.R., ten Bosch, J.J. ve Groenhuis, R.A. (1995). HeNe-Laser light scattering

by human dental enamel. *Journal of Dental Research*, 74(12), 1891–1898.

ARAŞTIRMACIYA AİT YAYINLAR

1. Uluslararası Hakemli Dergilerdeki (SCI, SCI-Expanded) Yayınlar

Gunal, B. ve Ulusoy, M. (2018). Optical properties of contemporary monolithic CAD-CAM restorative materials at different thicknesses. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, (baskıda). DOI: 10.1111/jerd.12382

2. Ulusal Hakemli Dergilerdeki (ULAKBİM) Yayınlar

Gunal, B., Ulusoy, M.M., Durmayuksel, T.M. ve Kurtulmus-Yilmaz, S. (2015). Seramik Abutment'lerin Mekanik, Biyolojik ve Estetik Açıdan Değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 10(1), 148-156.

Kara, D. ve Gunal, B. (2018). Dezenfektan Kullanımının Elastomerik Ölçü Materyallerinin Boyutsal Stabilitesi Üzerine Etkisinin İn Vitro Olarak İncelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, (baskıda). DOI: 10.17567/ataunidfd.335216

3. Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Yayımlanan Bildiriler

Durmayuksel, M., Gunal, B. ve Ulusoy, M. (April, 2014). Correcting the Facial Contour with Overdentures. [Poster]. 19th Congress of the Balkan Stomatological Society, Belgrade.

Ozan, O., Gunal, B., Bilginaylar, K. ve Yılmaz, H.G. (May, 2014). Aesthetic Immediate Rehabilitation of Missing Maxillary Incisor. [Poster]. 20th TDA International Dental Congress, Aydın.

Gunal, B., Ulusoy, M., Dalokay, B. ve Onoral, O. (May, 2016). Alternative Prosthetic Approach In a Patient with Inadequate Tooth and Tissue Support. [Poster]. 22nd TDA International Dental Congress, İzmir.

Onoral, O., Ulusoy, M., Dalokay, B. ve Gunal, B. (May, 2016). Modified Overdenture Approach For a Patient with Severe Wear. [Poster]. 22nd TDA International Dental Congress, İzmir.

Dalokay, B., Ulusoy, M., Onoral, O. ve Gunal, B. (May, 2016). Medical Indication vs Psychosocial Indication: a case report. [Poster]. 22nd TDA International Dental Congress, İzmir.

Gunal, B. ve Abduljalil, M. (May, 2016). Aesthetic Rehabilitation of Maxillary Anterior Region: a case report. [Poster]. 22nd TDA International Dental Congress, İzmir.

Ozden, A.N., Gunal, B. ve Atabek, S. (May, 2016). Prosthetic Rehabilitation Approaches for Malposed Implants. [Poster]. 22nd TDA International Dental Congress, İzmir.

Ulusoy, M. ve Gunal, B. (March, 2017). Translucency of Current CAD/CAM Monolithic Restorative Materials. [Poster]. 95th General Session & Exhibition of the IADR, San Francisco.