

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI RESTORASYON KALINLIĞI, ARKA PLAN VE
REZİN SİMAN RENGİNİN CAD/CAM CAM SERAMİK
MATERYALLERİ ÜZERİNDEKİ RENK DEĞİŞİMİNİN
İNCELENMESİ**

Dt. Özge SANCAKTAR

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Funda BAYINDIR**

ERZURUM 2020

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI RESTORASYON KALINLIĞI, ARKA PLAN VE REZİN
SİMAN RENGİNİN CAD/CAM CAM SERAMİK MATERYALLERİ
ÜZERİNDEKİ RENK DEĞİŞİMİNİN İNCELENMESİ

Dt. Özge SANCAKTAR

Tez Savunma Tarihi : 23 Eylül 2020

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Funda BAYINDIR

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Nuran DİNÇKAL YANIKOĞLU

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Süleyman Hakan TUNA

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Murat ALKURT

Onay

Bu Çalışma Yukarıdaki Jüri Tarafından Uzmanlık Tezi Olarak Kabul Edilmiştir.

Prof. Dr. Abdülvahit ERDEM
Fakülte Dekanı

Uzmanlık Tezi
ERZURUM-2020

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	IV
ÖZET	V
ABSTRACT.....	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VIII
TABLolar DİZİNİ.....	XI
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental Seramikler	3
2.1.1. Seramiğin Tanımı	3
2.1.2. Seramiğin Tarihçesi	3
2.1.3. Dental Seramiklerin İçeriği ve Kimyasal Yapısı.	5
2.1.3.1. Feldspar.....	6
2.1.3.2. Kuartz.....	6
2.1.3.3. Kaolin.....	6
2.2. Tam Seramik Restorasyonlar	7
2.2.1. Tam Seramik Restorasyonların Avantajları.....	7
2.2.2. Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları	8
2.2.3. Tam Seramik Restorasyonların Endikasyonları	8
2.2.4. Tam Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları.....	9
2.2.5. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması.....	9
2.2.5.1. Cam Matriks Seramikler	11
2.2.5.1.1. Feldspatik Seramikler	12
2.2.5.1.2. Cam İnfiltrasyon Seramikler	13

2.2.5.1.3. Sentetik Seramikler.....	14
2.2.5.1.3.1. Florapatit Seramikler	14
2.2.5.1.3.2. L�s�t Esaslı Seramikler	14
2.2.5.1.3.3. Lityum Disilikat ve Türevleri	15
2.3. Adeziv Rezin Simanlar	19
2.3.1. Rezin Simanların Gelişimi.....	19
2.3.2. İdeal Simanda Bulunması Gereken �zellikler.....	19
2.3.5.1. Kimyasal Yolla Polimerize (Self-Cure) Olan Rezin Simanlar	20
2.3.5.2. Işıkla Polimerize (Light-Cure) Olan Rezin Simanlar	21
2.3.5.3. Hem Kimyasal Hem Işıkla Polimerize (Dual-Cure) Olan Rezin Simanlar	22
2.4. Diş Hekimliğinde Renk	22
2.4.1. Renk Sistemleri.....	24
2.4.1.1. Munsell Renk Sistemi	24
2.4.1.2. CIE XYZ Renk Sistemi	27
2.4.1.3. CIE L*a*b* Renk Sistemleri	28
2.4.2. Renk ve Işıkla İlgili Terimler.....	30
2.4.2.1. Metamerizm	30
2.4.2.2. Işık Geirgenliğı (Transparanlık, Transludentlik ve Opasite).....	31
2.4.2.3. Opalesans	32
2.4.2.4. Floresans	32
2.4.3. Renk �l�m Yöntemleri.....	33
2.4.3.1. Görsel Renk Eşleştirmesi.....	33
2.4.3.2. Renk �l�m Cihazları ile Renk Seçimi.....	33
2.4.3.2.1. Kolorimetreler.....	34
2.4.3.2.2. Spektroradyometreler.....	35

2.4.3.2.3. Spektrofotometreler	36
2.4.3.2.3.1. VITA Easyshade® V Spektrofotometre	37
3. MATERYAL ve METOT	39
3.1. Kullanılan Materyaller	39
3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması.....	39
3.3. Seramik Üst Yapı Örneklerin Hazırlanması	42
3.5. Seramik Örneklerin Simantasyon Öncesi Yüzey Hazırlığı	49
3.6. Simantasyon Öncesi Alt Yapı Örneklerinin Yüzey Hazırlığı.....	50
3.7. Adeziv Simantasyon	51
3.8. Renk Ölçümlerinin Dijital Spektrofotometre ile Yapılması	53
3.9. İstatistiksel Analiz.....	55
4. BULGULAR.....	56
5. TARTIŞMA.....	61
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	76
KAYNAKLAR	77
EKLER	99
EK 1. ÖZGEÇMİŞ.....	99
EK 2. ETİK KURUL ONAYI.....	100

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve deneyimiyle bana her konuda yardımcı olan, desteğini her zaman yanımda hissettiğim değerli hocam ve tez danışmanım, **Prof. Dr. Funda BAYINDIR**'a,

Eğitim sürecim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan zorlandığım her anda desteklerini hissettiğim **Prof. Dr. Nuran DİNÇKAL YANIKOĞLU**'na, **Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR**'e, **Dr. Öğr. Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU**'ya, **Dr. Öğr. Üyesi Rüştü ERSOY SAKARYA**'ya, **Dr. Öğr. Üyesi Esra KUL**'a

Renk ölçüm aşamasında bana destek olan, Sayın **Doç. Dr. Pınar GÜL**'e,

Akademik bilgi ve tecrübesini benimle paylaşan ve her daim manevi desteğiyle motive olmamı sağlayan **Dr. Öğr. Üyesi Alper ÖZDOĞAN**'a

Çalışma hayatım boyunca arkadaşlıkları ve anlayışlarıyla bana destek olan tüm mesai arkadaşlarıma, hemşirelerimize, teknisyenlerimize ve personelimize,

Bugünlere gelmemde sonsuz emeği olan eğitimim süresince uzakta olduğumuz yıllarda desteklerini hep arkamda hissettiğim canım aileme,

Sonsuz Teşekkürler.

Özge SANCAKTAR

Bu tez çalışması, Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2020-8335 nolu proje ile desteklenmiştir.

ÖZET

Farklı Restorasyon Kalınlığı, Arka Plan ve Rezin Siman Renginin CAD/CAM Cam Seramik Materyalleri Üzerindeki Renk Değişiminin İncelenmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı farklı restorasyon kalınlığı, arka plan ve rezin siman renginin lityum disilikat ve zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat materyalleri üzerindeki renk değişiminin in vitro olarak incelenmesidir.

Materyal ve Metot: Bu tez çalışmasında tam seramik materyali olarak IPS e.max CAD (LT C14) ve Celtra Duo (LT C14), rezin siman olarak Variolink Esthetic LC (light, nötral) arka plan olarak Tokuyama Estelite Sigma Quick (A3, A2) kompozit materyalleri kullanılmıştır. Blok formundaki tam seramik materyallerin her birinden 40 adet 5x5 0.4 mm kalınlığında 40 adet 5x5 0.6 mm kalınlığında kare disk şeklindeki toplam 160 adet örnek su jet cihazı (DWJ1525-FA; Dardi International Corporation, Nanjing, China) kullanılarak elde edilmiştir. 2 farklı kalınlıkta üretilen cam seramik örnekler 2 farklı rezin siman ile 2 farklı arka plana simante edilmiştir. Örneklerin simantasyon öncesi ve sonrası renk ölçümleri gri bir zeminde Vita EasyShade V (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) cihazı ile yapıldı ve renk parametreleri (L^* , a^* , b^* , ΔE) CIE Lab (Comission Internationale de L'Eclairage) sistemine göre hesaplandı. Çalışmadan elde edilen veriler çok yönlü varyans analizi (ANOVA) ile incelendi. Çoklu karşılaştırmalar Tamhane's T2 ile testi ile değerlendirildi.

Bulgular: Her grup için ortalama değerler (ΔE), seramik tipinden, materyal kalınlığından, arka plan renginden, rezin simandan ve bu dört değişkenin interaksiyonundan etkilenmemektedir ($p>0.05$). Gruplar arasındaki üçlü interaksiyonlar incelendiğinde istatistiksel olarak önemli farklılıkların olmadığı görüldü ($p>0.05$). Gruplar arasındaki ikili interaksiyonların değerlendirilmesinde ise (materyal tipi - materyal kalınlığı, materyal tipi - arka plan rengi, materyal kalınlığı - arka plan etkileşimlerinin) istatistiksel olarak önemli farklılık gösterdiği ($p<0.05$) görüldü.

Sonuç : Materyal türü, kalınlığı, arka plan ve kullanılan simanın rengi lityum disilikat ve zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik materyallerinde istatistiksel olarak önemli bir renk değişimine neden olmamıştır ($p>0.05$).

Anahtar Kelimeler: CAD-CAM, lamine veneer, renk, rezin siman.

ABSTRACT

Investigation of Color Change of Different Restoration Thickness, Die Color and Resin Cement Shade on CAD / CAM Glass Ceramic Materials

Aim: The aim of this study is to investigate the color change of different restoration thickness, background and resin cement color on lithium disilicate and zirconium reinforced lithium silicate materials in vitro.

Material and Method: In this thesis, IPS emax CAD (LT C14) and Celtra Duo (LT C14) are used as full ceramic materials, and Variolink Esthetic LC (warm, neutral) used as resin cement and olarak Tokuyama Estelite Sigma Quick (A3, A2) used as composite materials. A total of 160 samples in the form of 40 pieces of 5x5 0.4 mm thick 40 pieces of 5x5 0.6 mm thick square discs from each of the all-ceramic materials in block form were obtained using a water jet device (DWJ1525-FA; Dardi International Corporation, Nanjing, China). Glass ceramic samples produced in 2 different thicknesses were cemented on 2 different backgrounds with 2 different resin cements. Color measurements of the samples before and after cementation were performed on a grey background with spectrophotometer Vita EasyShade V (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) and color parameters (L^* , a^* , b^* , ΔE) were calculated according to the CIE Lab (Comission Internationale de L'Eclairage) system.

Results: Average values for each group (ΔE) were not affected by ceramic type, material thickness, background color, resin siman color, and the interaction of these four variables ($p>0.05$). When the triple interactions between the groups were examined, there were no statistically significant differences ($p>0.05$). In the evaluation of pairwise interactions between two groups (material type - material thickness, material type - background color, thickness of material - background interactions) statistically significant differences ($p<0.05$) were seen.

Conclusion: The material type, thickness, background and siman color used were not cause any statistically significant color change in lithium disilicate and zirconium-reinforced lithium silicate glass ceramic materials ($p>0.05$).

Keywords: CAD/CAM, color, laminate veneer, resin cement.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
°C	: Santigrat
CAD/CAM	: Bilgisayar Destekli Dizayn/ Bilgisayar Destekli Üretim
CIE	: Commission Internationale de l'Eclairage
GPa	: Gigapaskal
LDS	: Lityum disilikat
LT	: Low (Düşük) Transludent
mm	: Milimetre
Mpa	: Megapaskal
nm	: Nanometre
s	: Saniye
ZLS	: Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat
ΔE	: CIE LAB renk değişim miktarı
μm	: Mikrometre

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Seramik sistemlerin sınıflandırması	10
Şekil 2.2. Seramik sistemlerin ticari örnekleri	11
Şekil 2.3. IPS e.max CAD blok	17
Şekil 2.4. Celtra Duo Blok.....	18
Şekil 2.5. Dalga Boyuna göre görünür ışık spektrumu.....	24
Şekil 2.6. Munsell'in renk uzayındaki ton, aydınlık ve doygunluk skalası.....	25
Şekil 2.7. Renk tonu	26
Şekil 2.8. Renk değeri.....	26
Şekil 2.9. Rengin parlaklığı ve yoğunluğu	27
Şekil 2.10. CIE XYZ sistemi ve Tristimulus değerleri eğrisi.....	28
Şekil 2.11. CIE L*a*b Değişkenleri ve Renk Sistemi.....	29
Şekil 2.12. Kolorimetre renk ölçüm cihazı.....	35
Şekil 2.13. Spektrometre renk ölçüm cihazı.....	36
Şekil 2.14. Basit bir spektrofotometrenin çalışma prensibinin şeması.....	37
Şekil 2.15. VITA Easysshade® V Spektrofotometre.....	38
Şekil 3.1. Deney gruplarının şematik görüntüsü	40
Şekil 3.2. Deney gruplarının şematik görüntüsü	41
Şekil 3.3. Çalışmada kullanılan seramik bloklar	43
Şekil 3.4. Su jet kesim cihazı tablosu	43
Şekil 3.5. Celtra Duo blokların su jet cihazında kesimi	43
Şekil 3.6. IPS e.max CAD blokların su jet cihazında kesimi	44
Şekil 3.7. Blokların dilimlendikten sonraki görüntüsü.....	44
Şekil 3.8. Celtra Duo için fırınlama görüntüsü.....	45

Şekil 3.9. IPS e.max CAD için fırınlama görüntüsü	45
Şekil 3.10. Örneklerin kalınlığının dijital kumpas ile kontrol edilmesi	46
Şekil 3.11. Alt yapı örnekleri için hazırlanan metal kalıp	47
Şekil 3.12a. Metal kalıbın kalınlığının dijital kumpas ile kontrol edilmesi, b. Metal kalıbın genişliğinin dijital kumpas ile kontrol edilmesi.....	47
Şekil 3.13a. Alt yapı örneklerinin hazırlanması için kompozitin metal kalıba yerleştirilmesi, b. Metal altyapı içinde kompozitin yüzeyinin düzeltilmesi, c. Kompozit alt yapı örneğin polimerizasyon aşamasına geçilmesi, d. Kompozit alt yapı örneğin polimerize edilmesi	48
Şekil 3.14a. Prepare dişi temsil eden alt yapı örneklerin kalınlığının dijital kumpas ile kontrol edilmesi, b. Prepare dişi temsil eden alt yapı örneklerin genişliğinin dijital kumpas ile kontrol edilmesi	49
Şekil 3.15a. Prepare dişi temsil eden A2 renkte alt yapılar, b. Prepare dişi temsil eden A3 renkte alt yapılar.....	49
Şekil 3.16. Örneklerin % 9'luk hidroflorik asit ile asitlenmesi	50
Şekil 3.17. Örneklerin simantasyon yüzeyine silan uygulanması	50
Şekil 3.18. Alt yapı örneklerine silan uygulanması.....	50
Şekil 3.19. Variolink Esthetic LC Rezin Siman Kiti	51
Şekil 3.20a IPS e.max CAD lamina ve A3 arka plan örneklerin simantasyon öncesi görüntüsü, b. IPS e.max CAD lamina ve A2 arka plan örneklerin simantasyon öncesi görüntüsü, c. Arka plan örneklerin üzerine rezin siman yerleştirilmesi d. Lamina örneklerin yüzeyine rezin siman yerleştirilmesi.....	52
Şekil 3.21. Rezin siman uygulanmış örneklerin ışık cihazıyla polimerizasyonu	52
Şekil 3.22. Rezin siman fazlalığının 11 numara bistüri ile temizlenmesi	52

Şekil 3.23. Alt yapı ile seramik örneğin simantasyon sonrası görüntüsü.....	53
Şekil 3.24. Çalışmada kullanılan örneklerin görüntüsü.....	53
Şekil 3.25. Gri arka plan üzerinde örneklerin renk ölçümünün yapılması	54
Şekil 3.26. Spektrofotometre cihazının kalibrasyonunun yapılması	54
Şekil 3.27. Vitapan Classical renk skalası.....	55
Şekil 3.28. A1 referans renginin Vita Easyshade ile ölçümü	55
Şekil 4.1. Materyal, kalınlık, arka plan ve simana göre ortalama ve standart sapma grafiği	60



TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. O'Brien'in klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri ⁵	30
Tablo 2.2. NBS kriterleri.....	30
Tablo 2.3. Günümüzde kullanılan renk ölçüm cihazları	34
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	39
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan CAD/CAM blokları, üretici firmalar, içerikleri, türleri.....	42
Tablo 3.3. ZLS örneklerin kristalizasyonları için gerekli parametreler	46
Tablo 3.4. LDS örneklerin kristalizasyonları için gerekli parametreler.....	46
Tablo 3.5. Kullanılan kompozit materyaline ait bilgiler	48
Tablo 3.6. Çalışmada kullanılan adeziv rezin simanın tür, üretici firma ve içeriği	51
Tablo 4.1. Materyal, kalınlık, arka plan ve simana göre ΔE değerlerinin karşılaştırılması	56
Tablo 4.2. Materyal ile kalınlığın etkileşimi ΔE değerlerinin karşılaştırılması	57
Tablo 4.3. Materyal ile arka plan etkileşimi ΔE değerlerinin karşılaştırılması.....	58
Tablo 4.4. Kalınlık ve arka plan etkileşimi ΔE değerlerinin karşılaştırılması	58
Tablo 4.5. Materyal, kalınlık, arka plan ve simana göre ΔE değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve çoklu karşılaştırma sonuçları	59

1. GİRİŞ

Günümüzde dental materyallerin ve yeni teknolojilerin gelişmesi estetik diş hekimliğinin popülaritesini arttırmış ve yapılan tedavilerde ön grup estetiğin sağlanması hem hasta hem de hekim açısından önemli hale gelmiştir.^{1, 2}

Modern diş hekimliğinde doğal dişle restorasyon arasındaki renk uyumunun sağlanması önemlidir.³ Restorasyonun, doğal diş görünümüne benzeyebilmesi için diş formunun, renginin ve yüzey özelliklerinin dikkatlice kontrol edilmesi gerekir.³⁻⁵ Restoratif materyaller arasında tam seramikler; optik özelliklerinin diş dokularıyla oldukça benzer karakterde olması nedeniyle doğal diş görünümünü en iyi şekilde yansıtabilen materyallerdir.⁶⁻⁸ Tam seramik restorasyonlar ise estetik özellikleri, renklenmeye karşı yüksek dirençleri ve biyouyumluluklarından dolayı protetik diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır.⁹ Seramik restorasyonların final rengi, seramik materyaline bağlı faktörler kadar, yapıştırma simanı ve arka plandaki dişin rengine de bağlıdır.^{3, 4, 9 10-12} Yapıştırma simanları; restore edilecek diş ile restorasyon arasındaki bağlantıyı sağlayan ve restorasyonun sonuç renginin değiştirilmesi istenildiğinde kullanılan materyallerdir.^{3, 13, 14} Endodontik tedavi görmüş dişlerin özellikle servikal alanında renk değişikliği görülmektedir. Tam seramik restorasyon yapılması düşünüldüğünde bu sorunun ortadan kaldırılması için seramik materyalinin kalınlık ve rengi veya siman renginin değiştirilmesi düşünülmelidir.^{6, 13, 15, 16} Seramikler translusent yapıda olup doğal diş görünümüne yakın estetik özellikler sunmasının yanında arka planı oluşturan diş ve siman renginden de etkilenmektedirler.^{4, 6, 11, 14, 16}

Bu in-vitro tez çalışmasında; farklı tam seramik materyallerin renk değişimi üzerine; materyal kalınlıklarının, arka planların ve simantasyonda kullanılan rezin siman renklerinin etkisinin incelenmesi amaçlandı.

Bu çalışmanın hipotezleri şu şekildedir; farklı renk arka plan ve rezin simanlar kullanarak simante edilen 0.4 mm kalınlığındaki lamina restorasyonların renk değişiminin, 0.6 mm kalınlığındaki lamina restorasyonlardan farklılık göstereceği; zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiğin lityum disilikat cam seramiğe göre daha düşük ΔE değerleri göstereceği yönündedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Seramiğin Tanımı

“Seramik” sözcüğünün anlamı Yunancada topraktan yapılmış anlamına gelen “keramikos”, kelimesinden gelmektedir. Topraktan yapılan ve yanmış anlamlarını taşır. Seramikler ilk olarak ev ve süs eşyalarının yapımında kullanılmıştır. Zayıf, opak ve porözlü yapıda olup esas olarak kaolinden meydana gelir. Yapısında bulunan kaoline (hidratlı alüminosilikat,) kuartz (silika) ve feldspar (potasyum ve sodyum alüminasilikat) gibi minerallerin eklenmesiyle şeffaflık ve dayanıklılık sağlanır. Bu ilave unsurları içeren materyale “porselen” adı verilmektedir. Porselen kelimesi, ortaçağ İtalyanca’sında “porcella” kelimesinden türetilmiştir ve bu kelime istiridye kabuğunun iç yüzeyindeki sedefin beyaz-parlak kıvrımları anlamına gelmektedir.¹⁷⁻²⁰

2.1.2. Seramiğin Tarihçesi

Seramikler milattan önce 2500 yıl öncesinden beri kullanılmakta olup, diş hekimliğinde ilk kez 18. yüzyılda kullanılmaya başladığı bildirilmiştir.^{21, 22} 1728 yılında Pierre Fauchard diş hekimliğinde porselenin kullanılabileceğini ve porselenin dişeti ve mineyi taklit edebileceğini belirtmiştir.²³ 1774 yılında, diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant ve eczacı Alexis Duchateau ilk porselen yapay diş üretimini gerçekleştirmişlerdir.²⁴

Araştırmacılar seramiklerin kron-köprü protezlerinde kullanımı ile ilgili çalışmalarına sonraki yıllarda da devam etmişlerdir.^{18, 22, 25} Charles Land, 1886 yılında platin folyo üzerine feldspatik porselen işleyerek “jaket kron” u geliştirmiştir. Estetik özelliği iyi olmasına rağmen kırılabilirliği ve düşük bükülme dayancından dolayı kullanımı sınırlı kalmıştır.^{22, 26, 27} Vines ve ark.^{27, 28} 1958 yılında porselen tozunu vakum altında düşük basınçta pişirerek estetik ve translusensi özelliklerini geliştirmişlerdir. 1950’lerde

porselen tozuna genleşme katsayısı yüksek olan “lösit” ilave edilmiş böylelikle porselenin termal genleşme katsayısı yükselmiş ve porselenin altın alaşımlarıyla olan bağlantısı güçlenmiştir.^{24, 27, 29, 30} 1962 yılında Weinstein ve ark.^{24, 31} porselen tozuna % 11-15 oranında potasyum oksit ilave ederek uzun dönemde hem estetik hem de klinik başarısı yüksek metal destekli restorasyonları geliştirmişlerdir. Ancak metal destekli restorasyonların renk uyumunun ve estetiğin sağlanamaması, metal-seramik bağlantısındaki başarısızlık gibi dezavantajları bulunmaktadır.^{29, 32}

Günümüzdeki tam porselen sistemlerinin temelini oluşturan yapıyı 1965 yılında Mc Lean ve Hughes³² % 40-50 oranında alüminyum oksit kristalleriyle güçlendirilmiş ve feldspatik porcelenden oluşan jaket kron yapımını geliştirerek bulmuşlardır.^{18, 32, 33}

20. yy sonlarına doğru metal desteksiz seramik restorasyonlarda gelişmeler hızla devam etmiştir. Adair ve Grossman²⁵ 1984 yılında camın kontrollü kristalizasyonunu sağlayarak dökülebilir bir cam seramik olan Dicor materyalini geliştirmiştir. Dicor materyalinin döküm sırasında porözite oluşması nedeniyle yüksek stres gelen alanlarda kırılma riski fazladır.³⁴ Bunu takiben 1989 yılında slip-casting yönteminin kullanılmasıyla % 90 alüminyum oksit (Al_2O_3) içeren In-Ceram sistemi Dr. Sadoun tarafından tanıtılmıştır.³⁵ In-Ceram, marjinal uyumu ve dayanıklılığı yüksek, doku uyumu iyi, homojen bir yapıya sahiptir. % 30-40 lösit içeren ve ısı, basınç ile şekillendirilebilen bir cam seramik sistemi olan IPS Empress 1990’ların başında geliştirilmiştir. Tam seramik köprü restorasyonları için yapısındaki lösit oranından dolayı bu materyalin yeterli dayanıklılığa sahip olmadığı belirlenmiştir.³⁶

Kırılma dayanıklılığı daha yüksek ve % 70 oranında lityum disilikat kristalleri içeren IPS Empress II sistemi 1990’ların sonunda geliştirilmiştir.³⁷⁻³⁹ IPS Empress II tek kron restorasyonlarında ve anteriorda 3 üyeli köprülerde kullanılabilir.⁴⁰ Yüksek dirence ve dört farklı opasitede ingotlara sahip olması sebebiyle estetik kaliteyi arttırması

sistemin avantajlarından²⁹ Lityum disilikatla güçlendirilmiş mekanik ve optik olarak daha iyi özelliklere sahip olan IPS e.max Press daha sonraki yıllarda kullanıma sunulmuştur.^{8, 36}

Sertlik ve dayanıklılığı daha yüksek olan In-Ceram Zirconia % 35 oranında parsiyel stabilize zirkonyanın cam infiltre alüminaya ilavesinden oluşan bir alt yapı seramiğidir ve In-Ceram Alüminanın bir modifikasyonudur. In-Ceram Alümina'nın yapısında bulunan alümina oranının opasiteye sebep olması nedeniyle, 1994 yılında yüksek oranda ışığı geçiren In-Ceram Spinel materyali geliştirilmiştir. Işık geçirgenliği için yapısına magnezyum alüminyum oksit ($MgAl_2O_4$) ilave edilmiştir.⁴¹

Son yıllarda CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture) teknolojisinin gelişmesiyle birlikte tam seramik restorasyonlarda alt yapı materyali olarak, düşük elastisite modülü ve yüksek kırılma direncine sahip yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) esaslı seramik alt yapılar üretilmektedir.^{38, 42-44}

2.1.3. Dental Seramiklerin İçeriği ve Kimyasal Yapısı.

Dış hekimliğinde kullanılan porselen, merkezde bulunan bir silisyum (Si_4^+) ile dört oksijen atomu arasında kimyasal bağlar içeren silisyum tetraoksit (SiO_4) bir yapıdan oluşmaktadır.^{35, 42} Porselenin temel bileşenleri; feldspar, kuartz ve kaolin olmak üzere 3 ana maddeden oluşmakta olup silisyum tetrahedral yapı bu maddelerin arasına girerek üç boyutlu bir yapı oluşturur.^{22, 45}

Genel olarak;

% 75-85 feldspar ($K_2O-Al_2O_3-SiO_2$),

% 12-22 kuartz (silika, SiO_2) ve

% 3-5 kaolin ($Al_2O_3-2SiO_2-2H_2O$) oranlarında bulunmaktadır.^{27, 46}

2.1.3.1. Feldspar

Porselenin yapısında % 75-85 oranında bulunarak ana yapısını oluşturur. Sodyum alumina silikat ($\text{Na}_2\text{O}.\text{Al}_2\text{O}_3.6\text{SiO}_2$) ve potasyum alumina silikat ($\text{K}_2\text{O}.\text{Al}_2\text{O}_3.6\text{SiO}_2$) karışımı bir maddedir. Porselene translusensi özelliğini verir. Ergime ısısı 1100 °C-1300 °C olup doğal haldeyken saf değildir.^{22, 47}

Feldspar seramiğin pişirilmesi aşamasında eriyerek diğer bileşenleri bir arada tutacak matriks görevi görür. Seramiğe şeffaflık özelliğini eridikten sonra camsı ve parlak bir hal almasıyla kazandırır. Potasyum feldspar ve camın reaksiyon ürünü olarak oluşan lösit kristalleri seramiğin dayanımını ve sertliğini, optik özelliklerini, ısısal genleşme katsayısını artırır.^{45, 48}

2.1.3.2. Kuartz

Porselenin yapısında % 11-18 oranında bulunmakta olup doldurucu görevi yapar. Silika yapısındadır. Erime ısısı 1700 °C olup porselenin yapısında bulunan diğer maddelere göre daha yüksek erime ısısına sahiptir. Bu sebeple pişirme esnasında serbest durarak tutucu bir destek oluşturur ve porselende pişirme sonucu meydana gelebilecek büzülmeleri önler, dayanıklılığını artırır.^{27, 47, 49}

2.1.3.3. Kaolin

Porselenin yapısında % 1-5 oranında bulunmakta olup dehidrate olmuş bir alüminyum silikattır. ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$). Çin kili olarak da isimlendirilir. Isıya oldukça dayanıklı olup porselen hamuruna elastikiyet özelliğini verir. Opak yapıdadır.^{24, 49}

Bu üç ana madde dışında porselenin yapısına renk pigmentleri, akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, flouresans veya opaklaştırıcı özelliğini etki edecek çeşitli ajanlar eklenebilmektedir.²⁴

Metal destekli restorasyonlar; prepare edilmiş diş üzerine yapılan metal altyapı ve üzerine fırınlanmış porselenden oluşur. Metal altyapının ışığın geçirgenliğini azaltması,

metal iyon renklendirmelerine sebebiyet vermesi, zaman içerisinde korozyona uğraması, ısısal genleşme katsayılarının farklı olması gibi dezavantajları bulunmaktadır.³⁷ Dişetinde meydana gelebilecek renk değişimi nedeniyle de porselenin estetiğini olumsuz yönde etkilemektedir. Metalin yansımaları önlemek için öncelikle opak tabakasının uygulanmasını takiben estetik olarak diş yakın bir görünüm elde etmek için sırasıyla dentin, mine, glaze porseleni uygulanarak fırınlanır. Estetik beklentilerin dışında metale karşı hassasiyeti olan hastalarda oluşabilecek doku ve alerjik reaksiyonlar gibi dezavantajlarından dolayı gelişen teknolojiyle beraber metal desteksiz restorasyonlara ilgi artmıştır. Bu sebeple estetik ve mekanik olarak daha iyi özellikler gösteren ve daha uzun ömürlü tam seramik materyaller geliştirilmiştir.³⁸

2.2. Tam Seramik Restorasyonlar

Günümüzde estetik beklentilerin gün geçtikçe önem kazanması üzerine tam seramik restorasyonları geliştirmek üzerine çalışmalar artmıştır. Tam seramik sistemler metal destekli seramik sistemlerde ortaya çıkan dezavantajları ortadan kaldırmak amacıyla geliştirilmiştir. Tam seramik restorasyonlar homojen yapıda olup doğal görünüm, biyolojik uyum, ışığı yansıtma, floresans özellik, diş dokusuna benzer termal genleşme katsayısı gibi avantajları bulunmaktadır.^{30, 34, 50, 51}

2.2.1. Tam Seramik Restorasyonların Avantajları^{52, 53}

- Biyolojik olarak uyumludurlar. Toksik ve alerjik reaksiyon göstermezler.
- Marjinal renklenme problemi görülmez.
- Sıkışma kuvvetlerine karşı dayanıklıdır.
- Aşınmaya karşı dirençleri yüksektir.
- Metal destekli restorasyonlardaki kadar kesim derinliğine ihtiyaç yoktur.
- Radyolüsent olmaları sebebiyle muayenede bir engel oluşturmazlar.
- Isı iletkenlikleri ve ısısal genleşme katsayıları doğal dişlere benzerdir.

- Işık geçirgenliğinin doğal diş yapısını taklit etmesinden dolayı oldukça estetik materyallerdir.
- Seramik ve metal altyapı arasında olan bağlantı sorunu yoktur.
- İyon salınımı ve elektrolitik korozyon görülmez.
- Renk stabilitesi iyidir.

2.2.2. Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları ^{42, 54, 55}

- Klinik uygulamaları zaman alıcı ve dikkat gerektirmektedir.
- Çekme ve gerilme tipi kuvvetlere karşı dayanıksızdır.
- Üretimi için özel ekipman ve teknik hassasiyet gerekir.
- Vakaya uygun tam seramik sistemi seçilmelidir.
- Çekme kuvvetlerine karşı dirençleri düşüktür.
- Kırılma dayanıklılıkları düşüktür.
- Maliyeti yüksektir.

2.2.3. Tam Seramik Restorasyonların Endikasyonları ⁵⁴⁻⁵⁶

- Estetiğin önemli olduğu anterior bölgedeki vakalarda,
- Renklenmiş ve malpoze dişlerde,
- Metal alerjisi olan hastalarda,
- Estetiğin düzeltilmesi gereken minimal çapraşıklığın olduğu vakalarda,
- Doğumsal ve kazanılmış diş eksikliklerinin restore edileceği durumlarda,
- Diastema kapatılmasında,
- Black sınıf 1,2,3,4,5 kaviterlerde,
- İmplant ve abutment yapımında,
- İmplant üstü kron-köprü restorasyonlarında endikedir.

2.2.4. Tam Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları ⁵⁴⁻⁵⁶

- Kron boyu kısa olan dişler,
- Oral hijyeni kötü olan hastalar,
- Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlığa bulunan hastalar,
- Derin kapanış gibi okluzal bozukluk durumlarında,
- Preparasyon sonrası interokluzal mesafenin 1-2 mm'den az olacağı vakalar,
- Aşırı okluzal kuvvetlere maruz kalan bölgelerde kontrendikedir.

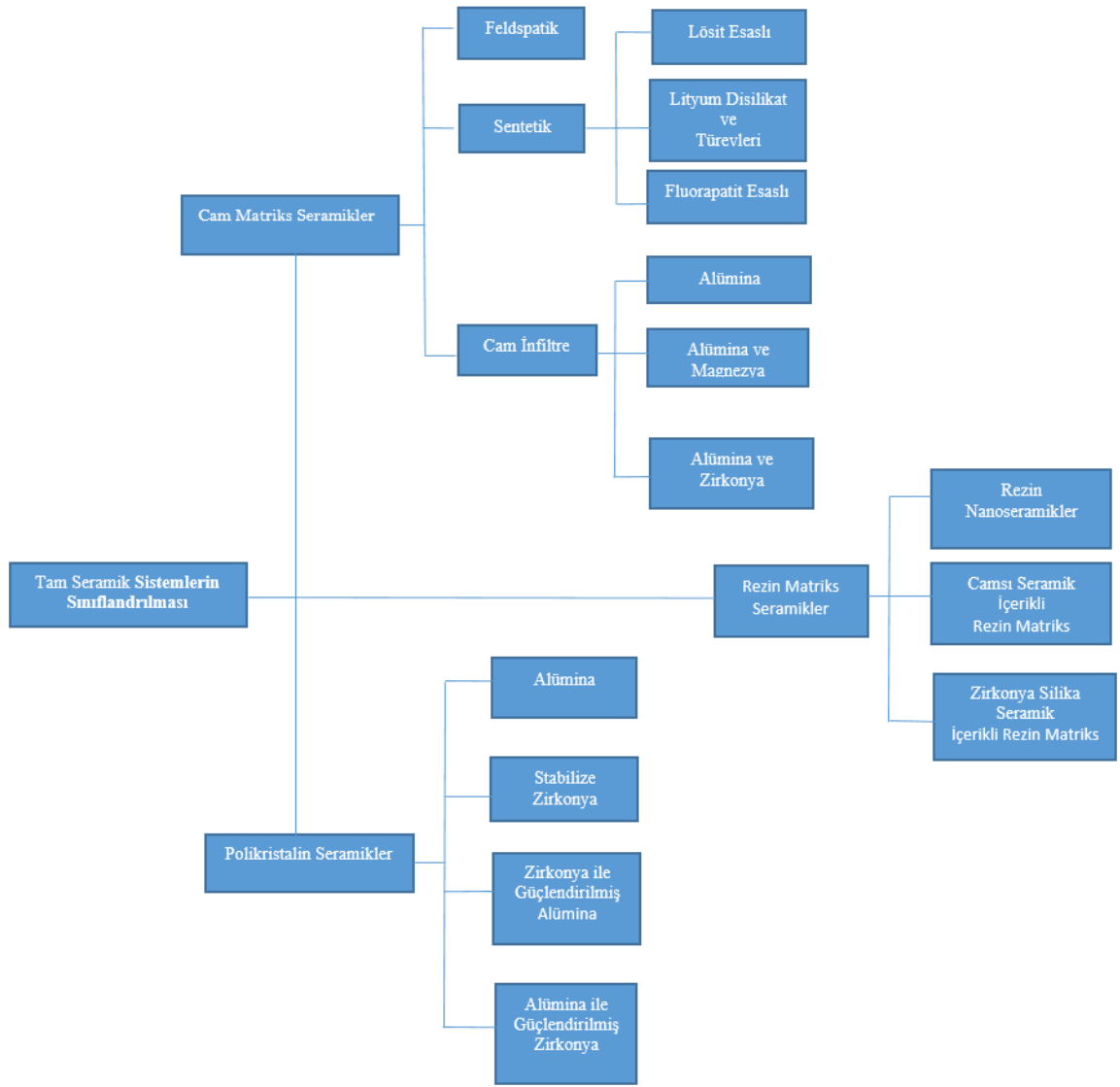
2.2.5. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Literatürde dental seramiklerin sınıflandırılması için klinik endikasyonlarına, fırınlanma derecelerine, içeriklerine, mikro yapılarına, üretim yerlerine göre farklı sınıflandırmalar bulunmaktadır. ^{22, 26, 57} Son yıllarda yeni materyallerin geliştirilmesiyle birlikte hibrit seramikler, güçlendirilmiş kompozitler, rezin nanoseramikler gibi materyalleri de içeren yeni bir sınıflandırma yapılmıştır. Gracis ve ark. ⁵⁸ tam seramik ve benzeri materyalleri 3 ana gruba göre ayırarak yaptıkları güncel sınıflama Şekil 2.1.'de, sınıflandırılan materyallerin ticari örnekleri de Şekil 2.2.'de gösterilmiştir.

1. Cam-matriks seramikler: İçinde cam fazı olan, metalik olmayan inorganik seramik materyaller

2. Polikristalin seramikler: İçinde cam fazı olmayan, metalik olmayan inorganik seramik materyaller

3. Rezin-matriks seramikler: Yoğunlukla seramik, cam, porselen ve cam seramikler gibi inorganik refraktör bileşenler içeren polimer matriksleri



Şekil 2.1. Seramik sistemlerin sınıflandırması

Cam Matriks Seramikler

- **Feldspatik** (IPS Empress Esthetic, IPS Classic; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Vitadur, Vita VMK 68, VitaBlocs; Vident, ABD)
- **Sentetik**
 - **Lösit Esashi** (IPS d.Sign; Ivoclar Vivadent, Vita VM7, VM9, VM13; Vident, ABD, Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR; Kuraray Norikate Dental Inc, Japonya)
 - **Lityum Disilikat ve Türevleri** (3G HS; Pentron Ceramics, ABD, IPS e.max CAD, IPS e.max Press; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Obsidian; Glidewell Laboratories, ABD, Suprinity; Vita, Almanya, Celtra Duo; Dentsply, ABD)
 - **Fluoroapatit Esashi** (IPS e.max, Ceram, ZirPress; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)
- **Cam İnfiltr**
 - **Alümina** (In-Ceram Alümina; Vita, Almanya)
 - **Alümina ve Magnezya** (In-Ceram Spinell; Vita, Almanya)
 - **Alümina ve Zirkonya** (In-Ceram Zirkonya; Vita, Almanya)

Polikristalin Seramikler

- **Alümina** (Procera AllCeram; Nobel Biocare, İsviçre; In-Ceram AL, Vita, Almanya)
- **Stabilize Zirkonya** (Nobel Procera Zirkonya; Nobel Biocare, İsviçre, Lava/LavaPlus; 3M ESPE, Seefeld, Almanya, In-Ceram YZ; Vita, Almanya, Zirkon; DCS, ABD, Katana Zirconia ML; Noritake, Japonya; Cercon HT; Dentsply, ABD, Prettau Zirconia; Zirkonzahn, ABD, IPS e.max ZirCAD; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Zenostar; Wieland, Almanya)
- **Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya** (In-Ceram Zirconia; Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)

Rezin Matriks Seramikler

- **Rezin Nanoseramik** (Lava Ultimate; 3M ESPE, Seefeld, Almanya, Cerasmart; GC, Leuven, Belçika)
- **Cam Seramik İçeren Ağsı Rezin Matriksi** (Enemic; Vita, Almanya)
- **Zirkonya-Silika Seramik İçeren Ağsı Rezin Matriks** (MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks; 3M ESPE, Seefeld, Almanya, Shofu Block HC; Shofu, Japonya)

Şekil 2.2. Seramik sistemlerin ticari örnekleri

2.2.5.1. Cam Matriks Seramikler

Cam seramikler; camı faz ve krsitalin içeren, camların kontrollü kristalizasyonu ile oluşturulan amorf yapıda materyallerdir.⁵⁹ Camdan daha düşük ısısal genleşme katsayısına, daha yüksek dayanıklılığa sahiptir.⁶⁰

Camın kontrollü kristalizasyonu işlemi 1956 yılında tanımlanmıştır. Cama kontrollü bir ısı işlem uygulamasıyla yapısında bulunan kristallerin çekirdeklenmesi

sağlanarak cam matrikse gömülü kristaller (doldurucu partiküller) oluşturulur. Cam seramiklerin mekanik özellikleri; ısısal genleşme katsayıları arasındaki farka, elastik modüllerine, kristal fazın tanecik boyutuna ve hacimce miktarına bağlıdır.^{61, 62}

Cam seramiklerin mekanik ve estetik özelliklerini geliştirmek için yapısına alüminyum, zirkonyum, magnezyum, lösit ve lityum disilikat gibi kristaller eklenir. Cam seramiklerde meydana gelen çatlaklar kristal faz güçlü ise cam fazın içerisinde oluşur ve boyutu kristal taneciklerinin birbirleri arasındaki mesafe kadar sınırlı kalır. Bu sebeple kristaller ne kadar küçük boyutta ve hacimce ne kadar fazla olursa seramik o kadar dayanıklı olur.^{63, 64}

2.2.5.1.1. Feldspatik Seramikler

En yaygın kullanılan seramik çeşitidir. Bu geleneksel seramik grubu; feldspar (potasyum ve sodyum alüminasilikat), kaolin/kil, kuvarstan (silika) oluşan üçlü malzeme sistemine dayanmaktadır. Potasyum feldspar; metal alt yapıların veneerlenmesine uygun hale getirir ayrıca materyalin iç dayanıklılığını artmasını sağlamaktadır. Silika esaslı seramik yapısında olup restorasyonlarda yeterli estetiği sağlamasına rağmen düşük dayanıklılığa sahiptir.^{8, 65}

Vitablocks Mark I (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) ve Vitablocks Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) bu grubun içerisinde olup dayanıklılıkları ve aşınma özellikleri bakımından metal-seamik restorasyonlarda kullanılmaktadırlar. Vitablocs Mark II frezelenen bir feldspatik porselen olup CEREC 1'de kullanılmak üzere 1991 yılında gelişmiştir. Vitablocks I'e göre tanecik boyutu 4 µm boyutuna düşürülmüş ve dayanıklılığı arttırılmıştır. Monokromatik renkte olmasından dolayı alternatif olarak renk seçeneği daha fazla olan Vita Triluxe Block (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) üretilmiştir.^{66, 67}

IPS Empress Esthetic, IPS Classic, (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein); Vitadur, Vita VMK 68, VitaBlocs, (Vident, Baldwin Park, California, USA) bu gruba diğ er örnekler olarak sayılabilir.

2.2.5.1.2. Cam İnfiltre Seramikler

Alümina (In-Ceram Alümina, Vita Zahnfabrik, Bad S ckingen, Germany), alümina ve magnezyum (In-Ceram Spinell, Vita Zahnfabrik, Bad S ckingen, Germany), alümina ve zirkonya (In-Ceram Zirkonya, Vita Zahnfabrik, Bad S ckingen, Germany) bu gruptadır.

1989 yılında slip-casting yöntemiyle üretilen ilk tam seramik sistemi olan In-Ceram Alümina (Vita Zahnfabrik, Bad S ckingen, Almanya) tanıtılmıştır. Günümüzde yarı sinterize blokların üretilmesiyle CAD/CAM ile de işlenebilmektedir. Opak bir yapıya sahiptir. İçerisinde alüminyum oksit yoğ n miktarda bulunmaktadır. Kırılma dayanımı 3.1- 4.61 MPa ve bükülme direnci ortalama 236-600 MPa'dır. Opak bir yapıya sahiptir. Anterior bölge 3 üyeli köprülerde ve tek  ye kronlarda kullanılabilir.^{24, 68-70} 1994 yılında tanıtılan In-Ceram Spinell'in de üretim tekniğı benzerdir. Materyalin dayanıklılığını arttırmak için sentetik olarak üretilen p r z magnezyum alüminat (Al_2O_3) kor materyaline cam infiltre edilerek boşluklar doldurulmuştur.⁷⁰

Kırılma dayanımı 2.7 MPa ve bükülme direnci 283-377 MPa'dır. Yapısında bulunan magnezyum alüminat translusensliğı arttırmakta ancak bükülme direncini düşürmektedir. Bu sebeple endikasyonu anterior kronlarda altyapı materyali olarak sınırlı kalmıştır.⁷¹

In-Ceram Zirconia, In-Ceram Alümina'nın modifikasyonudur. İçerisine seramiğı güçlendirmek için parsiyel stabilize edilmiş zirkonyum oksit (% 35 oranında) eklenmiştir.⁷²

Hem slip cast hem de CAD/CAM ile üretilebilmektedir. Kırılma dayanımı ortalama 6-8 MPa ve bükülme direnci ortalama 421-800 MPa'dır. Opak yapısı nedeniyle sabit bölümlü protezlerde altyapı materyali olarak ve posterior bölgede kron ve köprü restorasyonlarında kullanılabilir.^{8, 41}

1993'te yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta % 99.9 oranında alüminyum oksit içeren seramik alt yapılar, Procera AllCeram adıyla üretilmeye başlanmıştır. Procera AllCeram, alumina esaslı materyaller arasında en yüksek dayanıklılığa sahip olanıdır ve dayanıklılığı sadece zirkonyadan daha düşüktür.^{73, 74} Bükülme dayanımı yaklaşık olarak 687 MPa'dır.⁷⁵ Bu grup seramiklerin özellikle CAD/CAM sistemi kullanılarak üretilen lityum disilikat ve zirkonyum oksit materyallerinin popüleritesinin atması nedeniyle kullanımı azalmaktadır.⁷⁵

2.2.5.1.3. Sentetik Seramikler

Bu grubun içerisinde; lösit içerikli, lityum disilikat ve türevleri ve florapatit içerikli seramikler bulunmaktadır. Kompozisyonunda üretici firmalara göre farklılık göstermekle birlikte silikon dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) bulunmaktadır.⁵⁸

2.2.5.1.3.1. Florapatit Seramikler

Translusensi ve optik özellikleri doğal diş dokusuna yakındır. Zirkonyum oksit ve lityum disilikat materyallerinin veneerlenmesinde kullanılır.⁷⁶ IPS e.max Ceram, IPS e.max ZirPress, (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bu grubun içerisinde.

2.2.5.1.3.2. Lösit Esaslı Seramikler

Dental seramiklerde ilk kullanılan doldurucu olup yapısında potasyum alümina silikat partikülleri bulunmaktadır. Potasyum feldspar; metal alt yapıların veneerlenmesine uygun hale getiren ayrıca materyalin iç dayanıklılığını arttıran doldurucudur.^{58, 65, 77} Bu grup içerisinde bulunan IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ilk

kullanılan lösit içerikli seramik sistemidir. 1991 yılında piyasaya sunulan bu sistemde cam matriks içerisinde % 35-40 oranında lösit kristalleri bulunmaktadır.^{27, 78} Lösit kristalleri cam matriks yapısında çatlak oluşumunu engelleyerek materyalin mekanik dayanımı arttırmaktadır. Isı ve basınç altında şekillendirilebilir. Düşük bükülme direnci (130-160 MPa) gösterir.⁷⁹ Translusens özelliği ve ışık geçirgenliği mineye yakın olup özellikle estetiğin ön planda olduğu restorasyonlarda tercih edilmektedir.^{48, 68, 72} Metal altyapılı restorasyonlarda ve renklenmiş dişlerde kullanımı önerilmez. Lamina, inley, onley ve tek kron restorasyonlarında kullanılabilir. Mekanik özellikleri lösit içerikli cam seramiklere göre daha yüksek olan lityum disilikat cam seramiklerin geliştirilmesiyle kullanımları azalmıştır.⁸⁰

IPS Empress Esthetic; IPS Empress I gibi lösit içerikli bir cam seramik olup yapısında bulunan lösit kristalleri daha küçük ve homojen bir dağılım gösterdiği için daha estetikdir.⁸¹

2.2.5.1.3.3. Lityum Disilikat ve Türevleri

1998 yılında piyasaya sürülen IPS Empress II'nin lösit içerikli IPS Empress I'den farkı yapısında % 60 oranında lityum disilikat ($\text{SiO}_2\text{-LiO}_2$) bulunmasıdır. Kayıp mum ve presleme teknikleriyle üretilir. Kimyasal yapısı üst yapı seramiğinin translusensi özelliğini arttıran florapatit kristalleri ve dayanıklılığını arttıran lityum disilikat kristallerinden oluşur.⁸² Bükülme dayanımı 300-400 MPa olup IPS Empress'ten 3 kat daha dayanıklıdır. Yüksek yarı saydamlık özelliği bulunmaktadır.^{26, 83, 84} IPS Empress II ağırlık olarak; % 57-80 SiO_2 , % 11-19 Li_2O , % 0-13 K_2O , % 0- 11 P_2O_5 , % 0-8 ZnO , % 0-5 MgO , % 0-6 La_2O_3 , % 0-5 Al_2O_3 ve % 0-8 pigmentlerden oluşur.

Anteriorda 3 üyeli köprü, posteriora en çok 2. premolara kadar olan ve en fazla 1. premolar genişliğinde bir gövdesi olan 3 üyeli köprü restorasyonlarında endikedir.^{26,}

2005 yılında piyasaya sürülen IPS e.max Press bir diğer lityum disilikat içerikli tam seramik materyalidir.⁸²

IPS e.max Press; IPS Empress II'ye benzer preslenebilir lityum disilikat içerikli tam seramik materyalidir. Yapısında % 70 oranında bulunan lityum disilikat kristalleri yüksek ışık geçirgenliği ve translusensi özelliği sağlamaktadır. Bükülme dayanımı diğer IPS Empress sistemlerine göre yüksek olup 360-400 MPa'dır. Presleme işleminin uygulanmasıyla cam matriks içerisinde bulunan lityum disilikat kristalleri homojen bir şekilde dağılarak çatlağın yönünü değiştirmekte ve materyalin kırılma direncini artırmaktadır. Böylece hem estetik hem de daha iyi fiziksel özelliklere sahip restorasyonlar üretilmektedir.^{8, 16, 64, 85}

Farklı endikasyonlarda kullanılmak üzere 5 farklı seviyede translusens özelliği olan ingotları bulunmaktadır.⁶⁴ Bunlar;

- HT (High translucency- yüksek derecede translusent)
- LT (Low translucency- düşük derecede translusent)
- MT (Medium translucency- orta derecede translusent)
- MO (Medium opacity- orta derecede opak)
- HO (Highly opaque- yüksek derecede opak)

MO ve HO ingotlar opasitelerinin fazla olması nedeniyle aşırı derece renklenmiş dişlerde veya metal altyapılı restorasyonlarda alttaki rengin yansımalarının engellenmek istenildiği durumlarda tercih edilmektedir. LT'den HT'ye kadar olan translusens grubu ingotlar ise estetiğin önemli olduğu lamina veneer gibi ince restorasyonlar yapılması planlanan durumlarda tercih edilmektedir.

İnley, onley, kron, lamina veneer, hibrit abutment, hibrit abutment-kron gibi restorasyonların yapımında kullanılabilir. Translusent ingot gruplarında restorasyonun

final rengi hem kazıma (cut back) hemde boyama teknikleriyle (staining) verilirken opak ingot gruplarında sadece tabakalama tekniği (layering) kullanılarak verilir.⁶⁴

3G HS, (Pentron Clinical Technologies, Wallingford CT, USA); IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein); Obsidian, (Glidewell Dental Laboratories, USA); Suprinity, (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany); Celtra Duo, (Sirona Dentsply, Milford, DE, USA) bu gurubun içerisinde.

IPS e.max CAD; IPS e.max Press ile aynı kimyasal yapıya sahip olup CAD/CAM sistemleriyle kullanılmak üzere geliştirilen lityum disilikat esaslı cam seramiktir. Blokların hızlı ve kolay freze edilebilmesi için 2 aşamalı kristalizasyon işlemi uygulanmaktadır.⁸⁶ İlk aşamada 0.2 ile 1 µm uzunluğunda ve hacimce % 40 oranında bulunan lityum metasilikat kristallerinin çökmesi sağlanır. Bu prekristalize aşamada blokların bükülme dayanımı 130-150 MPa arasındadır. 2. aşamada 850 °C ısı işlemi uygulamasıyla lityum metasilikatın lityum disilikat kristallerine dönüşmesi sağlanır. Bu işlemle hacimce % 70 oranında ve 1.5 µm boyutunda lityum disilikat kristali içeren seramik materyali elde edilir.⁸² Bükülme dayanımı 360 MPa olup, kırılma sertliği 2.25 MPa, Vickers sertliği ise 5800 MPa, elastiklik modülü 95 GPa'dır (Şekil 2.3.).^{16, 86, 87}



Şekil 2.3. IPS e.max CAD blok

IPS e.max CAD Abutment Solutions, MO ve LT ingot ve çeşitli renk tonlarına sahip materyaldir. Hibrit abutment veya hibrit abutment-kron restorasyonlarının üretimi için tasarlanmıştır.⁶⁴ Cam seramiklerin estetik avantajına rağmen, daha güçlü seramik

restorasyon ihtiyacına olan taleplere sonuç olarak, CAD/CAM teknolojisi ile birleştirilmiş yüksek mukavemetli zirkonya bazlı seramikler geliştirilmiştir.⁸⁸

Piyasada materyalin dayanıklılığını arttırmak amacıyla zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat ($\text{Li}_2\text{O}_3\text{Si}$) seramik materyalleri (Vita Suprinity, Celtra Duo) bulunmaktadır. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler lityum metasilikat ve lityum disilikat olmak üzere ikili mikroyapıdan oluşur ve kristalizasyon sonrası homojen bir yapı görülür. Oluşan kristallerin boyutu 0.5-0.7 μm büyüklüğünde olup lityum disilikat kristallerinden 4-8 kat daha küçüktür. Mikro yapısının bu küçük parçacıklardan oluşması sayesinde materyale yüksek bir esneme dayanımı ve üstün optik özellikler kazandırır.⁸⁹

Celtra Duo (Dentsply Sirona, York, PA, USA) yapısında 500-800 nm büyüklüğünde ince taneli bir cam matrikse gömülü ağırlıkça yüzde on oranında dağılmış zirkonya partikülü içeren lityum silikat cam seramiktir.⁹⁰ Zirkonyum oksit kristalleri geleneksel lityum disilikat kristallerinden 4 ile 8 kat daha küçüktür ve materyalin dayanıklılığını arttırırken aynı zamanda kristal fazın nükleasyonundan sorumludur. Yüksek cam içeriği ise materyale mükemmel estetik ve mekanik özellikler katmaktadır.⁹¹ LT ve HT olmak üzere 2 farklı translüsensiye sahip ingotları bulunmaktadır (Şekil 2.4.).



Şekil 2.4. Celtra Duo Blok

2.3. Adeziv Rezin Simanlar

2.3.1. Rezin Simanların Gelişimi

1970'lerden itibaren kron-köprü restorasyonlarının simantasyonunda kullanılmaya başlanan rezin simanlar asitle pürüzlendirilen mine ve dentine büyük orandan mikromekaniksel ve daha az oranda kimyasal bağlanan simanlardır. Restoratif kompozitlerden farkı hacimsel olarak daha az doldurucu içermeleri böylece daha akışkan olmalarıdır.⁹² Rezin simanlar % 50-70 oranında cam ve silika içerir. Yapısında bulunan bu doldurucular simanın gerilim kopmasına karşı direnç göstermesini, yüksek basma dayanıklılığına sahip olmasını ve çözünürlüklerinin azalmasını sağlar. Dentin bonding ajanlarında meydana gelen gelişmeler pulpada meydana gelen irritasyonun azalmasını sağlayarak rezin simanların dentine bağlantısını arttırmış ve günümüzde özellikle tam seramik restorasyonlarda daha yaygın olarak kullanılmalarını sağlamıştır.^{93, 94} Lamina veneer, inley, onley gibi tam seramik restorasyonların, ortodontik braket ve periodontal splintlerin simantasyonunda kullanılabilir.

Simanlar arzu edilen özelliklerin sadece bazılarını yerine getirebilmektedir, bütün ideal özelliklere sahip bir siman olmadığından klinik durumlar değerlendirilerek en uygun siman seçimi yapılmalıdır.³⁵

2.3.2. İdeal Simanda Bulunması Gereken Özellikler^{95, 96}

1. Biyouyumlu olmalı,
2. Yüksek retansiyona sahip olmalı,
3. Anti-karyojenik etkiye sahip olmalı,
4. Pulpa üzerinde hassasiyete sebep olmamalı,
5. Mikrosızıntıya yol açmamalı,
6. Ağız sıvılarında çözünmemeli,
7. Uzun çalışma zamanına sahip olmalı,

8. Diş yapılarıyla benzer elastik modülüse sahip olmalı,
9. Uygulamadan sonra kolay temizlenebilmelidir.

2.3.3. Adeziv Rezin Simanların Avantajları ^{95, 96}

1. Baskı ve gerilme kuvvetlerine karşı dayanıklıdır.
2. Ağız içi sıvılarda düşük çözünürlük gösterir.
3. Pek çok renk ve opasite seçenekleri vardır.
4. Restorasyonun retansiyonunu artırır.
5. Bazılarının flor salma özelliği vardır (Yterbiyum triflorid içerenler).
6. Metal alaşımlar ve seramikler gibi farklı maddelerle bağlantı sağlayabilir.

2.3.4. Adeziv Rezin Simanların Dezavantajları ^{95, 97, 98}

1. Pulpada hassasiyet ve mikrosızıntı yapma olasılığı vardır.
2. Geleneksel simanlara göre film kalınlığı daha fazladır.
3. Hassas bir klinik çalışma gerektirir.
4. Oksijenin bazı ürünlerinde, polimerizasyonu inhibe edeceği bildirilmiştir.
5. Artık simanın temizlenmesi zordur.

2.3.5. Adeziv Rezin Simanların Sınıflandırılması

Adeziv rezin simanlar polimerizasyonlarına göre;

1. Kimyasal yolla polimerize (self-cure) olan rezin simanlar,
2. Işıkla polimerize (light-cure) olan rezin simanlar,
3. Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize (dual-cure) olan rezin simanlar olarak sınıflandırılır.

2.3.5.1. Kimyasal Yolla Polimerize (Self-Cure) Olan Rezin Simanlar

Toz-likit veya çift pat sisteminde üretilirler. Kimyasal reaksiyonu başlatan benzol peroksit ve hızlandırıcı tersiyer aminleri içerir. Polimerizasyon aşamalı ve yavaş

gerçekleştiği için büzülme stresi düşük olmaktadır. Bu iki komponentin karıştırılmasıyla reaksiyon başladığı için çalışma zamanları kısadır.⁹⁹⁻¹⁰¹

Bu simanların dezavantajları; renk seçeneklerinin sınırlı olması, yapısındaki tersiyer aminlere bağlı olarak zaman içerisinde restorasyonda renk değişimi olması, karıştırma sırasında hava ile teması sırasında oksijenin polimerizasyonu engellemesi, çalışma süresinin kısa olmasıdır. Metal destekli kron-köprü ve implant üstü restorasyonlarda, endodontik post-core uygulamalarında, adeziv köprülerin simantasyonunda, kalınlığı 2.5 mm'den fazla olan tam seramik restorasyonlarda ışığın bu bölgeye ulaşması zor olacağından kendiliğinden sertleşen bu tip simanlar tercih edilebilir.^{35, 92, 99}

2.3.5.2. Işıkla Polimerize (Light-Cure) Olan Rezin Simanlar

Tek pat sisteminde üretilirler. Yapısında bulunan kamforokinon ışık emici olarak, alifatik aminler hızlandırıcı olarak görev yapar.⁹⁹ İlk bulunduğu zamanlarda ultraviyole ışıkla günümüzde görünür ışıkla polimerize olan simanlardır.¹⁰² Işık (halojen, lazer, plazma ark, LED) uygulanmadığı sürece polimerizasyon başlamadığı için çalışma süresi istenilen zamana göre oldukça uygundur.^{92, 103} Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesi için 24 saat geçmesi gerektiği bildirilmiştir.¹⁰⁴

Geniş renk seçenekleri bulunması, çalışma süresinin belirlenebilmesi, kimyasal veya dual sertleşen simanlar gibi renk değişimi göstermemeleri, artık simanın temizlenme işleminin daha kolay olması gibi avantajları vardır.¹⁰⁵ Dezavantajı ise; ışık kaynağının özelliklerine göre değişen derecelerde ortaya çıkan polimerizasyon büzülmesidir. Yeterli süre ışık uygulanamaması, ışık kaynağının gücünde meydana gelen azalma, restorasyon kalınlığına bağlı olarak ışık kaynağının simana olan mesafesinin artması gibi durumlarda yeterli polimerizasyon sağlanamaz.¹⁰⁶ Bu sebeple kalınlığı 1.5-2 mm'yi geçmeyen seramik ve kompozit lamina veneer restorasyonlarında ve seramik braketlerin

simantasyonunda kullanılabilir. ^{105, 107} Üretici firmaya göre değişen farklı kıvam, renk ve ışık geçirgenliği seçenekleri bulunmaktadır. Bu sayede restorasyonun rengi açılabilir veya koyulaştırabilir. ¹⁰⁸

2.3.5.3. Hem Kimyasal Hem Işıklı Polimerize (Dual-Cure) Olan Rezin Simanlar

İki pat sisteminde baz ve katalizör olmak üzere üretilirler. Günümüzde yaygın olarak kullanılan bu simanlarda; bazın içerisinde kimyasal reaksiyonu başlatan ve ışığa duyarlı kamforokinon, katalizör patın içerisindeyse tersiyer aminler bulunur. Karıştırma işlemini takiben ışıkla aktivasyon gerçekleştirilinceye kadar peroksit ve aromatik tersiyer aminlerle sertleşme reaksiyonu kontrol edilebilir. ^{92, 109}

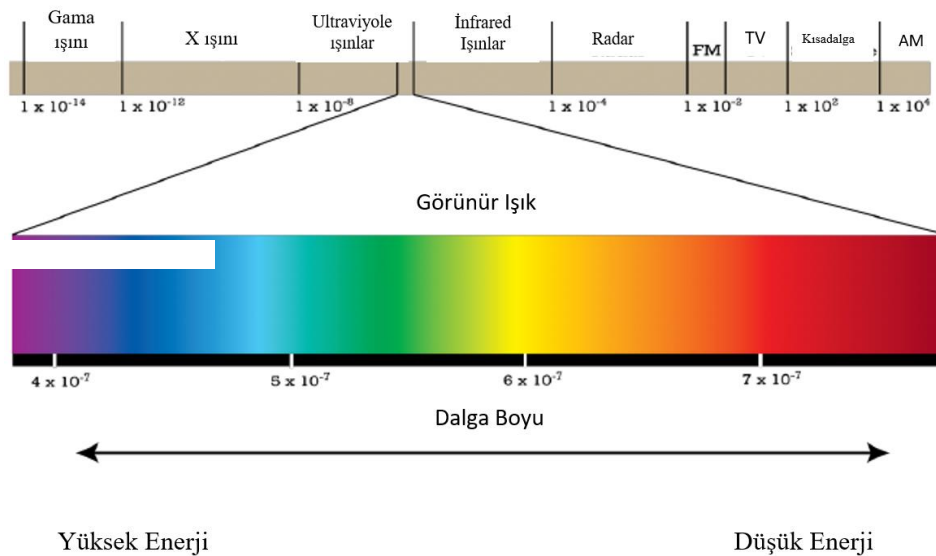
Işığın yeteri kadar ulaşamadığı alanlarda kimyasal polimerizasyon ile simanın sertleşmesini sağlar. Sertleşme reaksiyonu ilk olarak ışık etkisiyle başlar ve kimyasal polimerizasyon ile devam ettiği için kontrollü bir polimerizasyon sağlar. ¹¹⁰ Dual sertleşen simanlarda polimerizasyon için gerekli olan aromatik aminler uzun dönemde restorasyonun rengine değişim neden olmaktadır. ¹¹¹⁻¹¹³ Bu renk değişimi kimyasal olarak sertleşen rezin simanlarla karşılaştırıldığında yapısında daha az konsantrasyonda amin bileşiklerinin bulunmasından dolayı daha az oranda renk değişimi, ışıkla sertleşen rezin simanlara göre daha fazla konsantrasyonda amin bileşikleri bulunmasından dolayı daha fazla oranda renk değişimi olduğu görülmektedir. ¹¹⁴ Çalışma süresi uzundur. Kalınlığı 1.5-2 mm'den fazla olan sadece ışıklı polimerizasyonun sağlanamayacağı seramik veya kompozit restorasyonların simantasyonunda kullanılabilirler. ¹⁰³

2.4. Dış Hekimliğinde Renk

Renk, ışığın cisimlerden yansıdıktan sonra gözün retina tabakasına ulaşmasıyla oluşan fizikokimyasal bir algı olup subjektif bir kavramdır. ^{115, 116} Işık, insan gözü tarafından algılanabilen, nanometrelerle ifade edilen dalga boyu sınırları içindeki bir

radyant enerji formudur.¹¹⁷ Rengin algılanabilmesi için ışık temel faktör kabul edilir. Renk, ışık olmadan veya yetersiz ışık altında oluşamaz. Işık, cisim, gözlemci arasında meydana gelen etkileşim sonucunda rengin algılanması olayı gerçekleşir. Bir cisimden gelen ışıklar göze ulaşarak retinada toplanır bunun sonucunda impulsler oluşturularak beyne aktarılır ve renk oluşur. İmpuls oluşumu için uyarının belli bir eşik değerini aşması gerekir.¹¹⁸

Rengin algılanmasından retinada bulunan koni hücreleri sorumludur. İnsan gözünün algılayabildiği ışığın dalga boyu “görünür ışık spektrumu” olarak adlandırılmaktadır ve bu dalga boyu aralığı 360-780 nm’dir.^{54, 92, 116, 119} Renk algısı; ışık şartları, zeminin etkisi, algılama açısı, çevre, yaş, gözün yorgunluğu, renk körlüğü, iki göz arasındaki farklılıklar gibi etkenlerden etkilenmektedir. Bunun dışında gözlemcinin kendi deneyimine ve renk referanslarına bağlı olarak farklı yorumlanabilir.¹²⁰⁻¹²³ Rengin algılanmasını bir cismin yüzeyinden yansıyan dalga boyundaki ışınlar belirler. Cisim görünür ışığın kendi rengi dışındaki tüm dalga boylarını emer ve kendi rengini yansıtır. Örneğin bir cisim sarı renkte ise, cisim sarı ışığı yansıtır ve ışığın diğer tüm dalga boylarını emer. Siyah renge sahip bir cisim görünür ışığın tüm dalga boylarını emerken, beyaz renge sahip bir cisim tamamen yansıtır (Şekil 2.5).^{54,119}



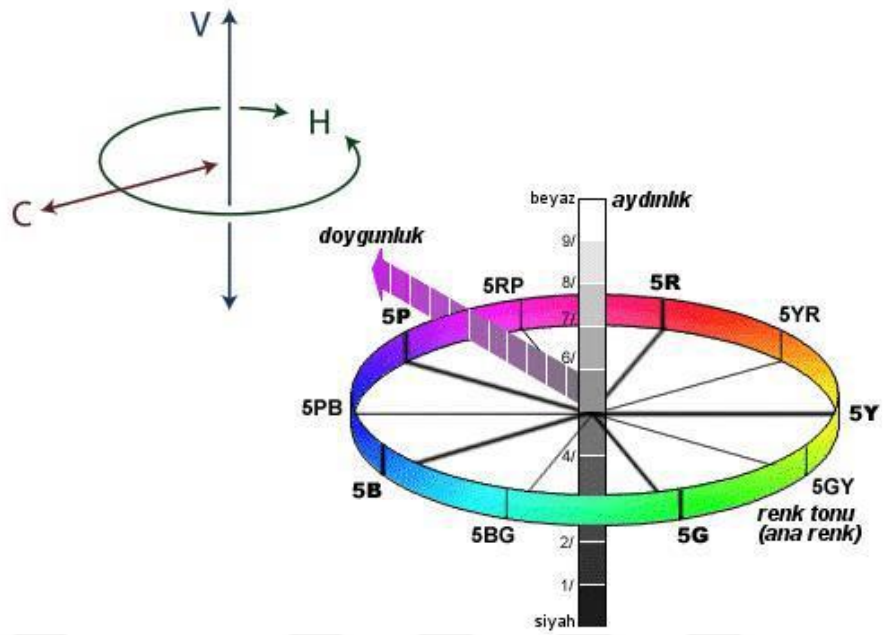
Şekil 2.5. Dalga Boyuna göre görünür ışık spektrumu¹²⁴

2.4.1. Renk Sistemleri

Rengin standart sayısal değerlerle tanımlanabilmesi ve başkalarına anlatılırken ortaya çıkabilecek sorunun çözümü için 20. yüzyılın başından itibaren farklı sistemler oluşturulmuştur. Renk eşleştirmesi ve yapılacak restorasyonun renk uyumu sağlanmasında sıklıkla iki sistem kullanılır. Bunlar Munsell renk sistemi ve CIE L*a*b* (CIE Commission Internationale de L'Eclairage veya Uluslararası Aydınlanma Komisyonu) sistemidir.^{120, 125, 126}

2.4.1.1. Munsell Renk Sistemi

Sigried Forsius, 1611 yılında rengi sayılarla ifade edilebilecek boyutlar olduğunu böylelikle renklerinde sistematik olarak ifade edilebileceğini öne sürmüştür.^{119, 127} Günümüzde bu amaçla kullanılan en yaygın sistemlerden biri olan Munsell Renk sistemi 1905 yılında Amerikalı ressam A.H. Munsell tarafından ortaya konulmuştur. Bu sistem genellikle görsel renk değerlendirilmesinde kullanılmakta olup uygulama kolaylığı, güvenilirliği, esnekliği sayesinde tercih edilmektedir.^{119, 123, 128} Rengin sayısal olarak açıklamasını sağlamak için hue, value, chroma terimleri kullanılmakta olup bu sisteme “ Munsell Notasyonu ” adı verilmektedir (Şekil 2.6.).¹²⁹

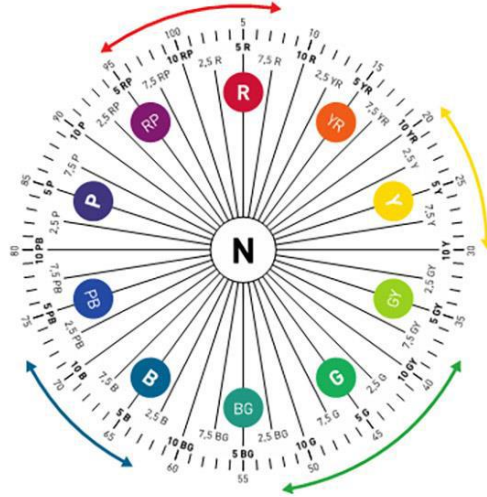


Şekil 2.6. Munsell'in renk uzayındaki ton, aydınlık ve doygunluk skalası⁵²

Munsell'in renk uzayı sisteminde merkezde yer alan akromatik eksenin en üstünde saf beyaz renk en altında saf siyah renk yer almaktadır. Parlaklık/aydınlık dikey eksen üzerinde gösterilmektedir. Bu eksenin üst kısmında açık renkler, alt kısmında ise koyu renkler bulunmaktadır. Rengin 10 farklı tonu bu dikey eksenin etrafında sıralanmaktadır. En dış kısımda saf renk tonları bulunmaktadır. Doygunluk merkezden periferie doğru yükselerek saf renge ulaşmakta ve merkeze doğru gidildikçe renkler grileşmektedir.^{123,}

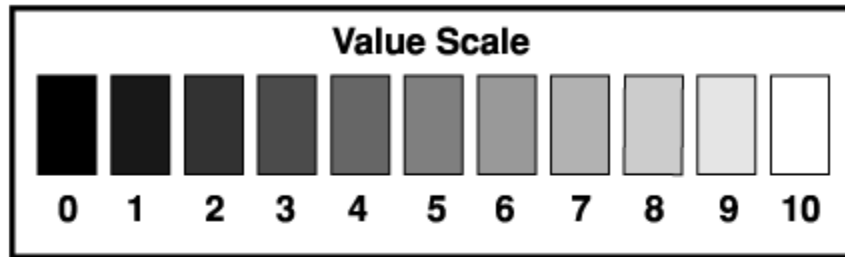
130

Hue (rengin tonu, ana renk); renk veya renk çeşiti anlamına gelmektedir. Bir rengin diğer renklerden ayrılmasını sağlayan o rengi tanıtan özelliktir. Munsell'in renk sisteminde 10 adet ton bulunur: Kırmızı, sarı-kırmızı, sarı, yeşil, yeşil-sarı, mavi, mavi-yeşil, mor-mavi, mor, kırmızı-mor (Şekil 2.7.).^{20, 118, 123, 131}



Şekil 2.7. Renk tonu¹³²

Value (Rengin parlaklığı, aydınlığı); bir cisimden geri dönen ışığın miktarı olup rengin siyahlık-beyazlık değerini gösterir. Bir cismin mat veya parlak olmasıyla ilişkilidir. Cisimden yansıyan ışın miktarı arttıkça parlaklık değeri de artar. Parlaklık değerleri siyah-beyaz bir skala şeklinde, 0 ile 10 arasında değişen değerlerdedir. En alt kısımda siyah renk en üst kısımda ise beyaz renk bulunmakta olup 0 değeri saf siyahı 10 değeri de saf beyazı tanımlamaktadır. Munsell'e göre saf siyah (0) ve saf beyaz (10) ulaşılamaz renklerdir. Siyahtan beyaza doğru kademeli olarak gri tonları bulunmaktadır. Parlak cisimler yapısında daha az miktarda gri ton içerdiğinden daha açık/aydınlık görünürler (Şekil 2.8.).^{54, 116, 118, 123}

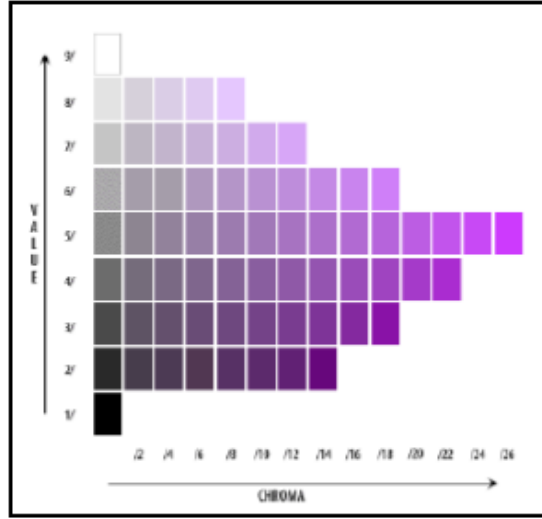


Şekil 2.8. Renk değeri¹³³

Chroma (Doygunluk); ana rengin gücünü veya pigment yoğunluğunu gösterir ve kuvvetli rengi zayıf renkten ayırt etmemizi sağlar. Yoğunluk ve parlaklık ters orantılıdır;

renk yoğunluğu arttıkça parlaklık azalır. Örnek olarak rengin içine gri eklenmesi sonucu doygunluk derecesi düşer ancak tonu değiştirmez. Orijinal rengin aydınlığının artması için, eklenen grinin aydınlığının, orijinal rengin aydınlığından yüksek olması gerekmektedir.^{118, 134, 135}

Munsell renk sistemine göre bu üç özellik sayesinde herhangi bir renk skala aralığında sayısal olarak açıklanabilmektedir ancak bu sistemde iki obje arasında renk parametrelerindeki renk farklılıklarını algılamak ve bu renk farklılıkları arasında ilişki kurmak oldukça zordur (Şekil 2.9.).⁵⁴



Şekil 2.9. Rengin parlaklığı ve yoğunluğu¹³⁶

2.4.1.2. CIE XYZ Renk Sistemi

CIE (Comission International de l'Eclairage/International Commission on Illumination) 1986 yılında renk ve görünüm gibi alanlarda standardizasyonu sağlamak üzere kurulmuş bir organizasyondur. Standart bir ışık kaynağı altında gözlemcinin görme sisteminden renge karşı verilen nöral tepkilerin hesaplanması ve değerlendirilmesiyle yetkilidir. Böylelikle renk ölçümlerinde uluslararası bir standart oluşturulmasını sağlamıştır.

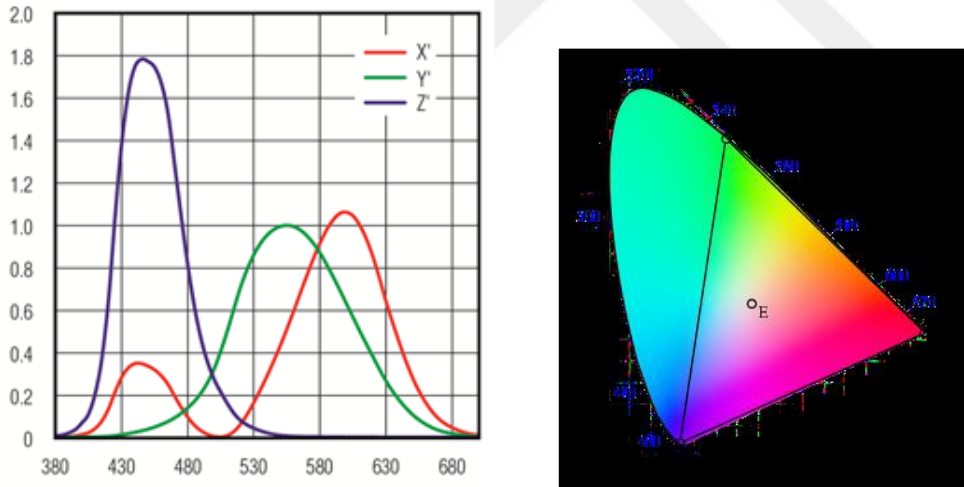
Bu sistemde tristimulus koordinatı olarak tanımlanan 3 parametre (X, Y ve Z) bulunmaktadır. X kırmızı, Y yeşil, Z mavi rengi tanımlamak için kullanılmakta olup bu değerlerin toplamı rengin görsel algılanma toplamına eşit değerdedir.

Kırmızı rengin algılanma oranı $X = X / (X + Y + Z)$

Yeşil rengin algılanma oranı $Y = Y / (X + Y + Z)$

Mavi rengin algılanma oranı $Z = Z / (X + Y + Z)$ dir.

Beyin bu şekilde oranlamalar yaparak renkleri algılamaktadır. Teorik olarak $X=Y=Z=(1/3)$ noktası beyaz renktir ve bu noktadan uzaklaştıkça renklerin doygunluğu artmaktadır. Renk uzayının iki boyuta yansıtılmış halini temsil eden CIE XYZ renk sisteminin özel şekline "gamut" adı verilir.^{5, 118} XYZ renk koordinat sisteminde renklerin farkı eşit olarak algılanmadığı için rengin tanımlanmasında ki son nokta değildir (Şekil 2.10.).¹¹⁸

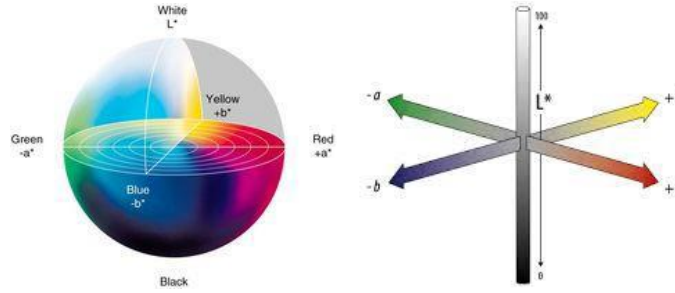


Şekil 2.10. CIE XYZ sistemi ve Tristimulus değerleri eğrisi¹³⁷

2.4.1.3. CIE L*a*b* Renk Sistemleri

CIE L*a*b* renk sisteminde X, Y, Z olarak kullanılan eski değerler L*, a* ve b* olarak yeni referans değerine çevrilerek oluşturulmuş tek biçimli, renk uzayıdır (Şekil 2.11.).

Munsell renk sistemine göre bu sistemde renklerin sayılarla ifade edilmesiyle birlikte klinik olarak yorumlanabilir olması ve renk farklılıklarının tanımlanabilmesine imkân sağlamaktadır. Bu sistemde, L^* , a^* ve b^* olarak adlandırılan 3 eksen bulunmaktadır. L^* ekseninde bulunan değerler Munsell renk sistemindeki parlaklığa benzer olarak aydınlık, açıklık-koyuluk, ışığı yansıtma özelliğini ifade eder. Saf siyahın L^* değeri 0 olup saf beyazın 100'dür. Açık renkler daha yüksek L^* değerine koyu renkler daha düşük L^* değerine sahiptir. a^* ekseninde bulunan değerler kırmızılık (pozitif) ile yeşillik (negatif) arasında bulunan doygunluğu, b^* ekseninde bulunan değerler ise sarılık (pozitif) ve mavilik (negatif) arasında bulunan doygunluk değerlerini ifade eder. a^* 'nın pozitif değeri objenin kırmızı, negatif değeri ise objenin yeşil oranını, b^* nin pozitif değeri objenin sarı, negatif değeri ise mavi oranını göstermektedir. a^* ve b^* koordinatları vertikal ekseninde bulunan L^* 'nin etrafındaki eksenlerde döner. Ancak bu değerler Munsell renk sistemindeki ton ve doygunluk değerleriyle birebir uyuşmaz (Şekil 2.11.).^{5, 35, 116-119, 138, 139}



Şekil 2.11. CIE $L^*a^*b^*$ Değişkenleri ve Renk Sistemi¹⁴⁰

İki örnek arasındaki renk değişikliğinin hesaplanabilmesi bu sistemin en önemli avantajıdır. Renk değişim büyüklüğü ΔE olarak ifade edilir ve şu şekilde hesaplanır.

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

Bu formüldeki ΔL^* , Δa^* ve Δb^* , iki örneğin

CIE $L^*a^*b^*$ renk değişkenleri arasındaki farktır. ΔE değerlerinin insan gözü tarafından ne ölçüde algılanabildiği ve yorumlanabilmesi için kabul edilebilir değerlerin ne olduğu da araştırmacılar tarafından tartışılmış olup renk farklarının klinik olarak

yorumlanabilmesini sağlamak amacıyla pek çok araştırma yapılmış ve bunun doğrultusunda bir sınıflandırma yapılmıştır. Tablo 2.1.'de O'Brien'in klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri verilmiştir.

Tablo 2.1. O'Brien'in klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri⁵

ΔE	Klinik Olarak Renk Uyumu
0-0.5	Kusursuz
0.5-1	Mükemmel
1-2	İyi
2-3.5	Klinik olarak kabul edilebilir.
>3.5	Uyumsuz

National Bureau of Standards tarafından belirlenmiş olan NBS kriterleri ve renk değişim miktarının klinik eşlemesi Tablo 2.2.'de gösterilmiştir.¹⁴¹

Tablo 2.2. NBS kriterleri

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

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

2.4.2. Renk ve Işıkla İlgili Terimler

2.4.2.1. Metamerizm

Farklı ışık kaynakları altında iki cismin renginin farklı renkte görünmesine metamerizm denir. Belli bir ışık kaynağı altında iki cismin rengi birbirine benzer ancak başka bir ışık kaynağı altında renkleri farklı görünmesi durumunda bu iki cisim metamerik bir çift oluşturur. Metamerizmin klinik için önemi laboratuvar ve klinik ortamında

bulunan aydınlatma kaynakları farklı ise dental materyaller farklı renkte görünebilir. Örnek olarak, renk skalasında bulunan bir rengin floresan ışık altında normal dişe uyması, ancak akkor lamba ışığı altında ise farklı görünmesi verilebilir. Bu nedenle, metamerizm etkisini azaltmak için renk seçimi yapılırken aydınlatmaların standardizasyonu sağlanmalıdır.^{35, 119, 142}

2.4.2.2. Işık Geçirgenliği (Transparanlık, Transludentlik ve Opasite)

Bir cismin ışık geçirgenliği düzeyine göre transparan (saydam), transludent (yarı şeffaf, yarı saydam) ve opasite terimleri kullanılmaktadır.

Transparan materyaller ışığın tamamını geçirirler. Cam transparan bir materyaldir. Transludent materyaller ise ışığın bir kısmını geçirirken bir kısmını yansıtırlar. Opasite ise materyallerin ışık geçişini engelleme özelliğidir. Transparan özelliğe sahip bir cisme bakıldığında arkası net görünebilir ancak transludent özelliğe sahip bir cisme bakıldığında arkası kolaylıkla görünmediği için transludent materyaller transparan materyallere göre daha opaktır. Translusensi ve opasitede birbirine zıt kavramlar olup yüksek translusensiye sahip materyaller düşük opasite gösterirler.

Doğal dişlerde bulunan mine tabakasındaki prizmaların ışık geçişine izin veren dizilime sahip olması sebebiyle mine tabakası transludent özelliktedir. Diş hekimliğinde kullanılan akrilik, kompozit rezinler ve seramik materyaller transludent özelliğe sahiptir. Seramik materyallerin içerdikleri camsı fazın oranının artmasıyla birlikte translüsensileri artmaktadır.^{118, 135, 136, 143}

Dental materyallerin transludentliğinin değerlendirilmesi için 2 parametre kullanılmaktadır. Bunlar; Kontrast Oranı (CR) ve Transludentlik Parametresi (TP)'dir.^{144,}

145

CR; translusensi karşılaştırmaları için en sık kullanılan yöntemlerden biri olup siyah arka plan üzerinde (black- b) bir cismin yansıttığı ışık miktarının (Yb), beyaz arka

plan üzerinde (white– w) yansıttığı ışık miktarına (Yw) oranıdır (Yb/Yw). Transparan materyaller için CR değeri 0’ yaklaşmaktayken opak materyaller için CR değeri 1’e yaklaşmaktadır.^{144, 145}

TP; bir cismin beyaz (w) ve siyah (b) arka plan üzerindeki renk farkıdır (ΔE). Translusensinin görsel değerlendirmesi ile direkt uyuşmakta olup bu değerlerin ölçülmesi için CIE L*a*b renk parametresi önerilmektedir. TP’ nin hesaplanması için kullanılan formül;^{116, 146}

$$TP = [(Lb - Lw)^2 + (ab - aw)^2 + (bb - bw)^2]^{1/2} \text{ şeklindedir.}$$

2.4.2.3. Opalesans

Bir materyalin kısa dalga boyuna sahip ışık yayması özelliği olarak tanımlanır. Minenin yapısında bulunan hidroksiapatit kristalleri diş opalesans özelliği vermekte olup bu da diş derinlik ve canlılık kazandırmaktadır. Diş estetiği restorasyonları opalesans açısından doğal dişlere benzer optik özelliklere sahip olmalıdır. Diş minesini yansıyan ışık altında mavimsi-beyaz renkte, iletilen ışık tarafından bakıldığında ise turuncu-kahverengi renkte bir görünüme sahiptir. Bunun sebebi minenin yapısında bulunan bazı partiküllerin matriksten daha yüksek kırma indisine ve görünür ışığın dalga boyundan daha kısa dalga boyuna sahip olmasıdır.^{116, 118, 147}

2.4.2.4. Floresans

Materyal tarafından absorbe edilen ışığın daha yüksek bir dalga boyunda yayılma olayıdır. Dentinin yapısında bulunan organik bileşiklerden dolayı doğal dişler floresans özellik göstermekte ve ultraviyole ışık altında görünür ışık yaymaktadırlar. Yapılacak restorasyonun doğal diştan farklı floresansa sahip olması durumunda renk uyumsuzluğu meydana gelebilir ancak renk seçimi sırasında floresans özelliğinin belirgin bir rolü yoktur.

Floresans özellik restorasyonların daha parlak ve canlı gözükmesini sağlamakta bu sebeple dental porselenlerin yapısına bazı tozlar ilave edilmektedir.^{35, 54, 116, 118}

2.4.3. Renk Ölçüm Yöntemleri

Dental restorasyonların renk analizi cihazlar yardımıyla veya görsel olarak yapılabilir. Klinikte doğal dişlerin rengini belirlemek için renk skalası kullanılarak çalışılan laboratuvara iletilebilir. Ancak bu yöntem subjektiftir. Cihazlar yardımıyla yapılan renk ölçümleri daha hızlı ve objektif sonuçlar vermektedir.¹⁴⁸

2.4.3.1. Görsel Renk Eşleştirmesi

Klinikte en çok kullanılan teknik olup ölçümü yapılacak objenin renk skalalarıyla karşılaştırılması esasına dayanır.^{149, 150} Ancak subjektif bir yöntem olduğu için tutarlı sonuçlar almak çoğu zaman mümkün olmamaktadır. Diş hekiminin renk algısına dayanan bu yöntemde gözle yapılan incelemeler hassas olmayıp farklı zamanlarda aynı diş hekimleri arasında farklı sonuçlar olabilmektedir.^{5, 149, 151} Renk seçimi yaparken gün ışığı gibi standart bir aydınlatma altında çalışılması önerilmektedir. Görsel renk seçimi yapılırken Munsell renk sistemine göre değerlendirme yapılmaktadır. Rengin, standart bir renk anahtarı ile kıyaslanması esasına dayanmaktadır. Renk skalalarının yeterli renk aralığının olmaması veya üretici firmalar arasında farklılıklar olması gibi dezavantajları bulunmaktadır.^{152, 153}

Renk seçimini etkileyen faktörler; aynı objeye uzun süre bakma, skalanın güvenilirliği, aydınlatma şartları, objenin göze olan mesafesi sayılabilir.^{151, 154}

2.4.3.2. Renk Ölçüm Cihazları ile Renk Seçimi

Renk ölçüm cihazı kullanılarak yapılan renk seçimi, optik aletlerle nesnenin yansıttığı ışığın analiz edilmesiyle yapılmaktadır.¹⁵⁵ Görsel olarak rengi tanımlamadaki yetersizliklerden dolayı diş hekimliğinde 1980'li yıllarda rengin ölçülebilmesi için cihazlardan yardım alınmaya başlanmıştır.¹²² Bu cihazlarla yapılan renk seçimi daha hızlı, tekrarlanabilir ve objektif olduğundan dolayı görsel yolla yapılan renk seçimine göre daha avantajlıdır.¹⁴⁹ Bu amaçla günümüzde kolorimetre, spektrofotometre, spektrodymetre

ve dijital fotometre makineleri kullanılmaktadır. Munsell ve CIE L*a*b* renk sistemleri aletsel renk analizinde sıklıkla kullanılan sistemlerdir Bu cihazlardan en sık kullanılanı Tablo 2.3.'te gösterilmiştir.

Tablo 2.3. Günümüzde kullanılan renk ölçüm cihazları

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

2.4.3.2.1. Kolorimetreler

Kolorimetreler; standart bir renk kalibrasyonuna dayanarak temel bir rengin farklı renklerle karşılaştırılması prensibiyle çalışır. CIE L*, a*, b* değerlerini veya üç uyaranlı x, y, z değerlerini vermektedirler. CIE Lab sistemini kullanan cihazların çalışma prensibi; belirli açıda ışın gönderip, sabit bir açıyla geri dönen ışınların örnek üzerinden yansıma değerlerine göre örneğin renginin ölçülmesi şeklinde olmaktadır. Elde edilen bu değerlerle matematiksel analiz yapılabilir ve farklı objelerden elde edilen renk parametreleri karşılaştırılabilir. Sabit bir ışık kaynağı ve sabit bir görme açısı kullanılan bu cihazlarda gözde bulunan koni hücrelerine benzer 3 farklı sensör CIE x(λ), y(λ) ve z(λ) sistemine yakın sonuç vermek amacıyla yerleştirilmiş bulunmaktadır (Şekil 2.12.).^{116, 119,}

Kolorimetrelerin; küçük olmalarından kaynaklı daha kolay kullanım sağlaması ve ekonomik olması gibi avantajları vardır.²⁰ Ancak filtrelerin uzun kullanım süresine sahip olmaması cihazın sürekli kullanılabilirliğini olumsuz yönde etkilemesi gibi dezavantajlara da sahiptir. Bunun dışında kolorimetre cihazları düz yüzeylerde ölçüm yapmak için tasarlanan cihazlar olup diş gibi eğimli yüzeye sahip objelerde ışık yansımaları farklı yönlerde olacağından hatalı sonuçlar elde edilebilmektedir. Dar açıklığa sahip kolorimetreler renk ölçümünü etkileyen “edge-loss” olarak tabir edilen kenar kaybı etkilerine maruz kalmaya eğilimlidir.¹²⁹ Kenar kaybı, ölçümü yapılan nesneden yansıyan ışığın dağılması sonucu cihaza tam olarak dönememesi olarak ifade edilmekte bu da yanlış sonuçlar elde edilmesine sebep olabilmektedir.¹⁵⁷

Transludent materyallerin renk ölçümlerinde kolorimetrelerin kullanımı bu materyallerde ışık kırılarak dağıldığından zor olmaktadır.^{116, 158} Seghi ve ark.⁵ yaptıkları bir çalışmada, transludent porselende kolorimetre verilerinin ciddi biçimde değiştiğini ifade etmişlerdir.



Şekil 2.12. Kolorimetre renk ölçüm cihazı¹⁵⁹

2.4.3.2.2. Spektrometreler

Diş hekimliğinde diş renginin veya seramik kor yapıların translusensliğinin belirlenmesinde sıklıkla kullanılmakta olan bu cihazlar, radyometrik ölçümler yapabilmektedir. Radyometrik enerji, görünür ışık spektrumunda 5, 10 ve 20 nm

aralıklarında ölçüm yapılabilir. Değerler parlaklık (cd/m^2) ve aydınlanma (cd/sr/m^2) ile ifade edilir.^{160, 161} Ölçüm esnasında pozisyonda meydana gelebilecek ufak değişiklikler bile sonuçlarda farklılık oluşturabileceğinden, ölçümler dikkatlice yapılmalıdır.^{161, 162}

Bu sistemde ölçüm yapan cihazın uçları ile obje arasında açıklık bulunmadığından ‘‘edge loss’’ olarak adlandırılan kenar kaybı etkisinin oluşmasının önüne geçilmiştir.^{155, 163} Diş gibi translusensisi bulunan ve düz yüzeylere sahip olmayan örnekler spektrometreler ile rahatlıkla çalışılabilmektedir (Şekil 2.13).¹⁶³

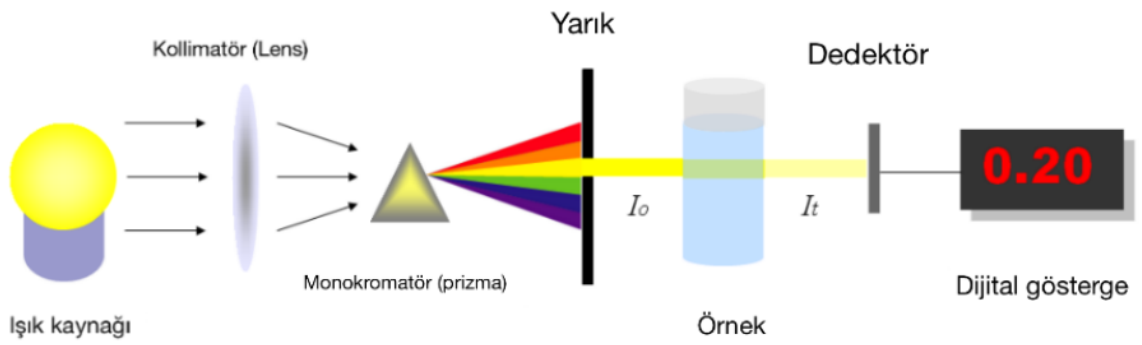


Şekil 2.13. Spektrometre renk ölçüm cihazı¹⁶⁴

2.4.3.2.3. Spektrofotometreler

Spektrofotometreler birçok dalga boyunda yansıtılan ışık miktarını ölçen cihazlar olup çoklu sensör prensibiyle çalışmaktadırlar. Bu sayede insan gözünün tespit edemeyeceği renkleri algılayabilmektedirler. Yüzey renklerinin ölçülmesinde sıklıkla kullanılan renk ölçüm cihazlarıdır. Spektrofotometre cihazının çalışma prensibi; bir cisimden yansıyan ışığın beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa göre oranının ölçülmesine dayanır. Cihazın içerisinde monokromatör, ışık kaynağı ve detektör bulunmaktadır.^{115, 116, 153} Ampul ışığı, floresan ışığı ve güneş ışığında farklı ölçüm değerlerini elde etmeyi sağladığı için metamerizmi ayırt edebilmek amacıyla da kullanılabilir.¹⁶⁵ Bu sebeple bilimsel çalışmalar, rengin tarif edilmesi ve kalite kontrolü gibi daha profesyonel alanlarda kullanılabilmektedir (Şekil 2.14.).

Dış hekimliğinde; iki cisim arasında bulunan renk farkını değerlendirmek ve restoratif rezinler, porselen restorasyonlar gibi dental materyallerin renklerinin sayısal değerlerini bulmak için kullanılmaktadırlar.¹⁶⁵ Spektrofotometre cihazlarının objektif olması metamerizmi değerlendirmeye olanak tanınması gibi avantajlarının yanında cihazın pahalı olması ilk jenerasyonlarının klinik kullanıma uygun olmaması, cihazın kalibrasyonun yapılmaması sonucu hatalı sonuçlara neden olabilmesi gibi dezavantajları vardır.^{20, 154, 166, 167}



Şekil 2.14. Basit bir spektrofotometrenin çalışma prensibinin şeması ¹⁶⁸

2.4.3.2.3.1. VITA Easyshade® V Spektrofotometre

VITA Easyshade'in 3. nesil kontakt tipi bir spektrofotometre olan VITA Easyshade V (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) (Şekil 2.15.) cihazı 2016 yılında piyasaya sunulmuştur. Vita Easyshade V (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) kablosuz, taşınabilir ve ekonomik bir spektrofotometre olup dış hekimliğinde renk seçiminde ve analizinde klinisyenlere yardımcı olmaktadır. Tek dış ölçüm modu, dış yüzeyi (servikal, orta ve insizal) ölçüm modu ve restorasyon renk ölçüm modu (parlaklık, doygunluk ve ton değerlerinin karşılaştırması) olmak üzere 3 farklı ölçüm modu bulunmaktadır (Şekil 2.15). ¹⁶⁹

Ölçümden önce doğru mod seçilmelidir ve ölçüm o modda yapılmalıdır. Tek dış üzerinde 30 renk ölçülebilmekte ve cihaz dış yüzeyi ile uygun açıda geldiğinde ölçümü otomatik olarak yapmaktadır. ¹⁶⁹ Amerikan Dişhekimleri Birliği'ne uygun olarak, Vita

klasik A1-D4 ve Vita System 3D Master'in standart renk sistemlerindeki tüm diş tonlarının yanı sıra Vitablocks renk ve bleach tonlarının belirtilmesine yardımcı olmaktadır.¹⁷⁰ Son 30 ölçümü kendi hafızasında saklayabilmektedir ve ölçümler kablosuz iletişim ağı aracılığıyla bilgisayara aktarılabilmektedir.



Şekil 2.15. VITA Easyshade® V Spektrofotometre¹⁷¹

3. MATERİYAL ve METOT

Bu çalışmada, lityum disilikat ve türevleri grubuna dâhil olan farklı seramik çeşitlerinin renk uyumuna farklı rezin siman ve arka planın etkisi *in vitro* olarak incelendi. Bu amaçla hazırlanan farklı kalınlıktaki seramik örnekler, farklı renkteki prepare dişleri temsil eden alt yapılara farklı ışık geçirgenliğindeki adeziv rezin simanlarla simante edilerek örnekler hazırlandı.

Örneklerin adeziv simantasyonu sonrası L^*a^*b değerleri Vita Easy Shade (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) ile ölçüldü. Ölçülen değerler ile elde etmek istenilen A1 referans renginin L^*a^*b değerleri kullanılarak ΔE hesaplandı.

3.1. Kullanılan Materyaller

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

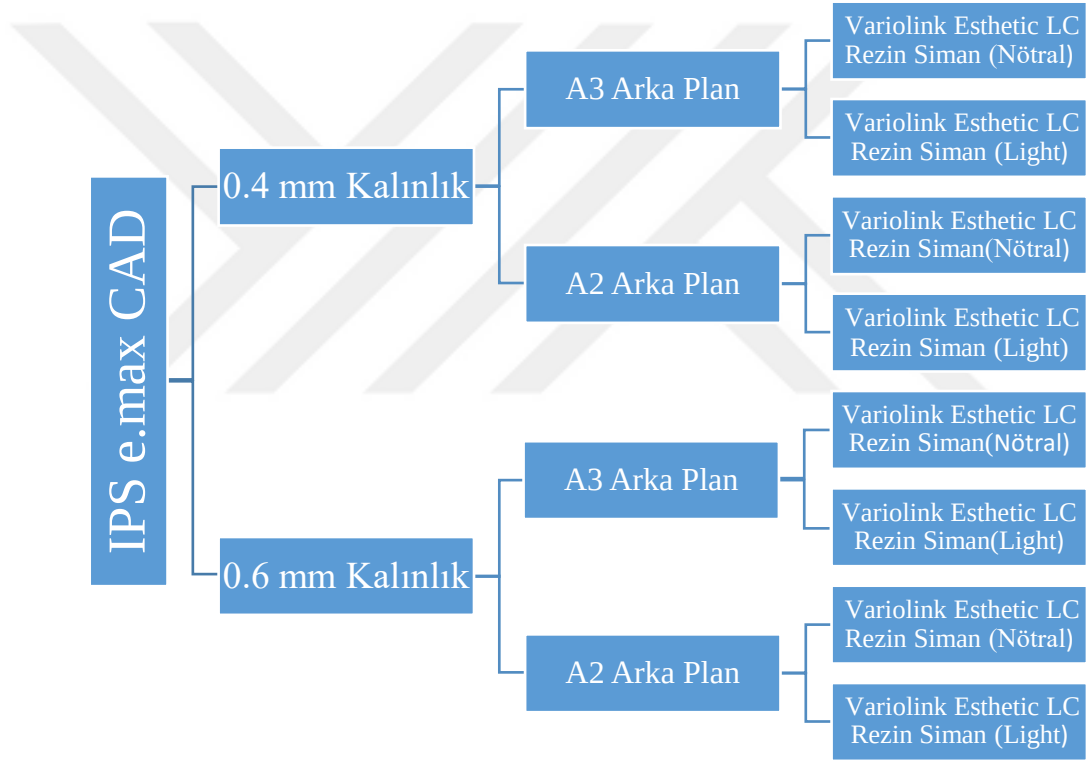
Materyal	Üretici Firma
IPS e.max CAD A1 LT C14	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Celtra Duo A1 LT 14	Sirona Dentsply, Milford, DE, USA
Variolink Esthetic LC (rezin siman)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Estelite Sigma Quick Supra nanohibrit kompozit	Tokuyama Dental, Tokyo, Japan
Dijital kumpas	Absolute Digimatic Caliper, Mitutoyo Corporation, Aurora, IL, USA
Işıklı polimerizasyon cihazı	Valo Grand, Ultradent Products; South Jordan, UT
Vita EasyShade V (renk ölçüm cihazı)	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany

3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

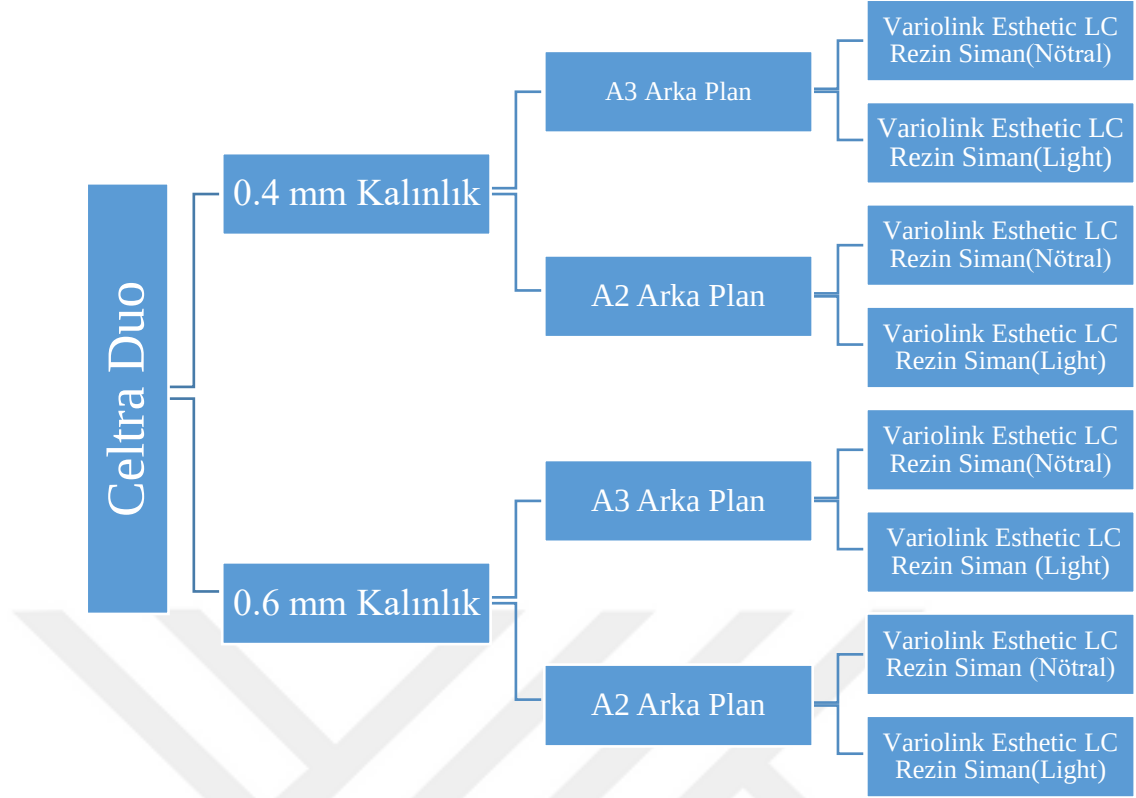
Güç analizinin (G Power 3.1.9.2 for Windows, Microsoft Corporation, USA) sonuçlarına göre (etki büyüklüğü 0.40; hata 0.05) gruplardaki örnek sayısının minimum 9 olması gerektiği tespit edildi. Bu analiz sonuçları baz alınarak çalışmamızda alt

gruplardaki örnek sayısı n=10 olacak şekilde belirlendi. Her bir seramik grubundan 80 adet olmak üzere toplam 160 adet örnek kullanıldı.

Lityum disilikat ve türevi seramik grubuna dahil olan iki farklı kalınlıktaki seramik materyalinin renk uyumunun farklı arka plan ve rezin siman renklerinin etkisini değerlendirmek için yaptığımız bu çalışmada, prepare dişi temsil etmesi amacıyla iki farklı renkte alt yapı materyali, 2 farklı kalınlıkta aynı ışık geçirgenliğine sahip 2 farklı içerikte seramik çeşidi ve iki farklı ışık geçirgenliğinde adeziv siman kullanıldı (Şekil 3.1. ve Şekil 3.2.).



Şekil 3.1. Deney gruplarının şematik görüntüsü



Şekil 3.2. Deney gruplarının şematik görüntüsü

Grup 1: 0.4 mm kalınlığında örnekler A3 arka planda nötral rezin siman ile simante edildi.

Grup 2: 0.4 mm kalınlığında örnekler A3 arka planda light rezin siman ile simante edildi.

Grup 3: 0.4 mm kalınlığında örnekler A2 arka planda nötral rezin siman ile simante edildi.

Grup 4: 0.4 mm kalınlığında örnekler A2 arka planda light rezin siman ile simante edildi.

Grup 5: 0.6 mm kalınlığında örnekler A3 arka planda nötral rezin siman ile simante edildi.

Grup 6: 0.6 mm kalınlığında örnekler A3 arka planda light rezin siman ile simante edildi.

Grup 7: 0.6 mm kalınlığında örnekler A2 arka planda nötral rezin siman ile simante edildi.

Grup 8: 0.6 mm kalınlığında örnekler A2 arka planda light rezin siman ile simante edildi.

3.3. Seramik Üst Yapı Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda, IPS e.max CAD (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve Celtra Duo (Sirona Dentsply, Milford, DE, USA) cam seramik blok tercih edildi (Şekil 3.3.). Materyallerin içerikleri Tablo 3.2.'de verildi.

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan CAD/CAM blokları, üretici firmaları, içerikleri, türleri

CAD/CAM blokları	Türü	Üretici Firma	İçerik	Partikül Büyüklüğü
IPS e.max CAD A1 LT C14	Lityum disilikat içerikli cam seramik	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	% 58–8 Silikon dioksit, % 11–19 Lityum oksit, % 0–13 Potasyum oksit, % 0–8 Zirkonyum dioksit, % 0–5 Alüminyum oksit	3–4 µm
Celtra Duo A1 LT	Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat	Sirona Dentsply, Milford, DE, USA	% 58 Silikon dioksit, % 10 Kristalize zirkonyum dioksit, % 10 Zirkonyum dioksit, % 5 Fosfor pentoksit, % 2.0 Ceria, % 1.9 Alümina, % 1 Terbiyum oksit	400–800 nm

14 mm kalınlığında A1 ve düşük translucency (LT) renginde seçilen bloklar (Şekil 3.3.) 0.4 mm ve 0.6 mm kalınlığında olacak şekilde su jet cihazı (DWJ1525-FA; Dardi International Corporation, Nanjing, China) kullanılarak 25 MPa basınç altında kesildi (Şekil 3.4-6.). Blokların dilimlendikten sonraki görüntüsü Şekil 3.7.'de gösterildi. Standardizasyonu sağlamak amacıyla bütün örnekler tek bir teknisyen tarafından üretildi.



Şekil 3.3. Çalışmada kullanılan seramik bloklar



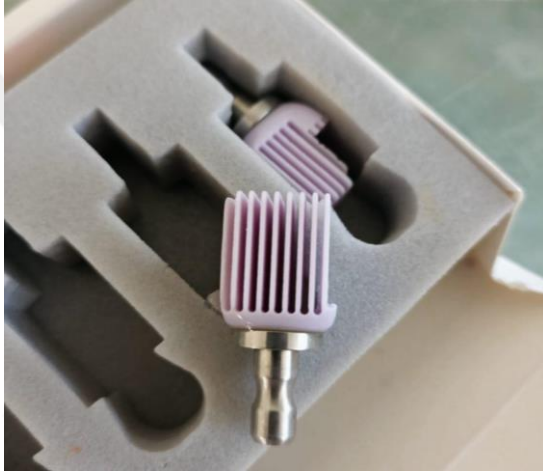
Şekil 3.4. Su jet kesim cihazı tablosu



Şekil 3.5. Celtra Duo blokların su jet cihazında kesimi



Şekil 3.6. IPS e.max CAD blokların su jet cihazında kesimi



Şekil 3.7. Blokların dilimlendikten sonraki görüntüsü

Farklı kalınlığa sahip iki cam seramik blok için aynı işlemler tekrarlandı ve toplamda 160 adet ($n=10$) seramik lamina örnekleri hazırlandı. 5x5 mm boyutlarında 0.4

ve 0.6 mm kalınlığında elde edilen düzgün yüzeyli LDS ve ZLS örnekleri, üretici firmanın önerileri doğrultusunda kristalizasyon fırınında (Programat P-310; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kristalize edildi (Şekil 3.8. ve Şekil 3.9.).



Şekil 3.8. Celtra Duo için fırınlama görüntüsü



Şekil 3.9. IPS e.max CAD için fırınlama görüntüsü

ZLS (Celtra Duo; Sirona Dentsply, Milford, DE, USA) örneklerin porselen fırınında (Programat P-310; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kristalizasyonları için kullanılan parametreler Tablo 3.3.'te gösterildi.

Tablo 3.3. ZLS örneklerin kristalizasyonları için gerekli parametreler

Stand by aralığı	Sıcaklık yükselme aralığı	Sıcaklık yükselme derecesi (°C)	Ortalama Sıcaklık(°C)	Stand-by süresi	Vakum Süresi	Soğutma Sıcaklığı
500°C	3:30 min	60°	820°	1:00 min	-	750°

LDS (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein) örneklerin porselen fırınında (Programat P310; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kristalizasyonları için kullanılan parametreler Tablo 3.4.'te gösterildi.

Tablo 3.4. LDS örneklerin kristalizasyonları için gerekli parametreler

Stand by (°C/°F)	Soğutma aralığı (dk)	Isıtma hızı (°C/dk)	Pişirme sıcaklığı (°C/ °F)	Bekletme zamanı (dk)	Isıtma hızı (°C/dk)	Pişirme sıcaklığı (°C/ °F)	Bekletme zamanı (dk)	Vakum 1 (°C/ °F)	Vakum2 (°C/ °F)	Uzun dönem soğutma (°C/ °F)
403/757	6:00	90/162	820/1508	0:10	30/54	840/1544	7:00	550/820 1022/1508	820/840 1508/1540	700/1292

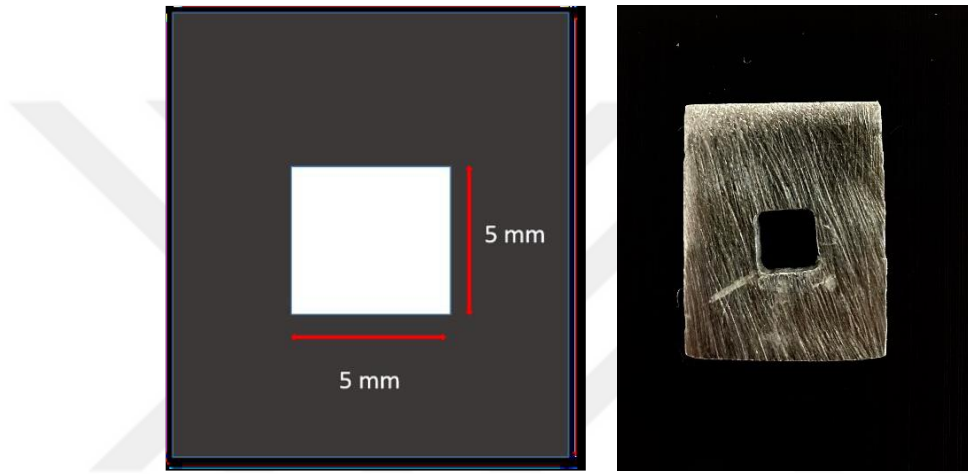
Örneklerin kalınlığının her biri dijital kumpas (Absolute Digimatic Caliper; Mitutoyo Corporation, Aurora, IL, USA) ile kontrol edildi (Şekil 3.10.).



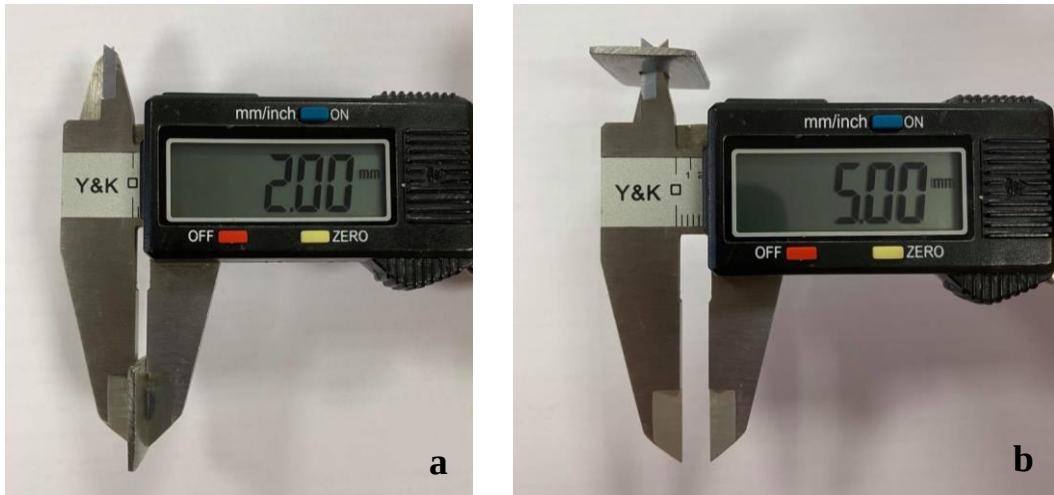
Şekil 3.10. Örneklerin kalınlığının dijital kumpas ile kontrol edilmesi

3.4. Dişi Temsil Eden Alt Yapı Kompozit Örneklerinin Hazırlanması

Prepare edilmiş dişleri temsil etmesi amacıyla kullanılacak olan alt yapı örneklerinin 5x5 mm boyutlarında ve 2 mm kalınlığında hazırlanabilmesi için metal bir kalıp hazırlandı (Şekil 3.11.). Metal kalıbın kalınlık ve genişlik ölçüleri dijital kumpas (Absolute Digimatic Caliper; Mitutoyo Corporation, Aurora, IL, USA) ile kontrol edildi (Şekil 3.12a,b). Örneklerin metal kalıp içerisinde kolaylıkla çıkarılabilmesi için kalıbın alt yapı materyali ile temas edecek olan iç yüzeyleri cilalandı.



Şekil 3.11. Alt yapı örnekleri için hazırlanan metal kalıp



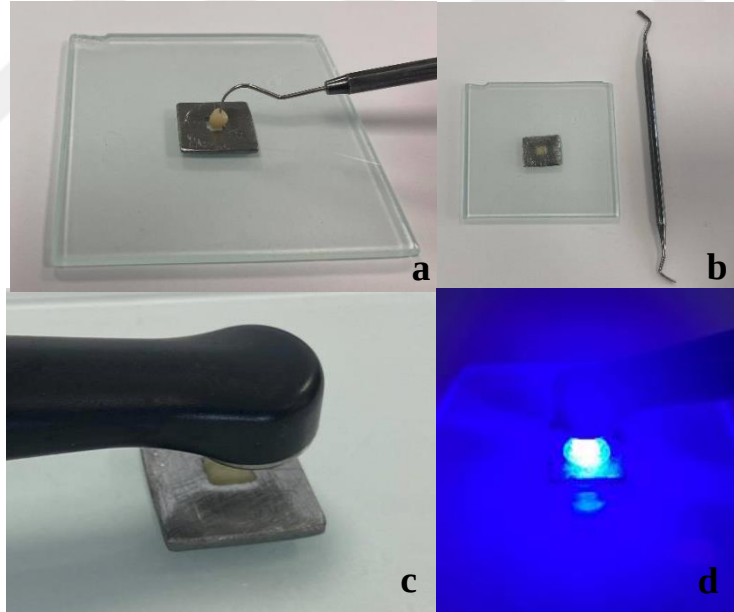
Şekil 3.12a. Metal kalıbın kalınlığının dijital kumpas ile kontrol edilmesi, **b.** Metal kalıbın genişliğinin dijital kumpas ile kontrol edilmesi

Alt yapıların oluşturulabilmesi için iki farklı renkte kompozit materyali kullanıldı (A3 ve A2). Kullanılan kompozit materyaline ait bilgiler Tablo 3.5.'te gösterildi.

Tablo 3.5. Kullanılan kompozit materyaline ait bilgiler

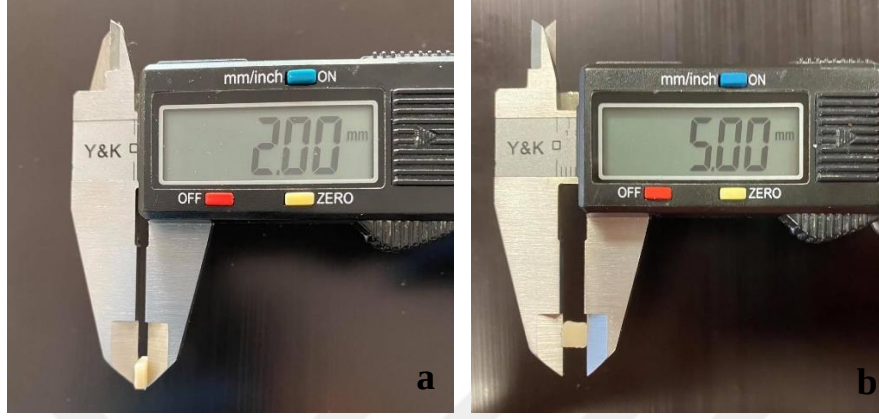
Ticari Ürün	Renk	Üretici Firma	Kimyasal İçerik
Estelite Sigma Quick Supra nanohibrit kompozit	A2, A3	Tokuyama Dental, Tokyo, Japan	Monomer matrixi Bis-Gma ve Trietyline glükol dimetakrilat içermektedir. Doldurucusu silika-zirkonyum içerir.

Metal kalıp, temiz bir siman camının üzerine yerleştirildi (Şekil 3.13a.) ve alt yapı materyali (kompozit) metal kalıba hava kabarcığı kalmayacak şekilde yerleştirildi (Şekil 3.13b.). Üzerine ikinci bir temiz siman camı konulduktan sonra ışıklı polimerizasyon cihazı Valo Grand (Ultradent Products, South Jordan, UT) ile standart modda (1000 mW/cm²) 10 s polimerize edildi (Şekil 3.13c,d). İki farklı renkten her grupta 80 adet olacak şekilde toplam 160 adet 5x5 mm boyutlarında ve 2 mm kalınlığında pürüzsüz alt yapı örnekleri hazırlandı.

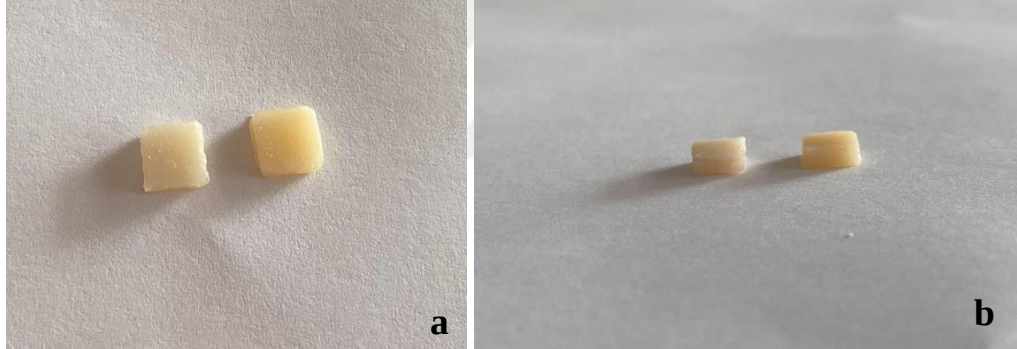


Şekil 3.13a. Alt yapı örneklerinin hazırlanması için kompozitin metal kalıba yerleştirilmesi, **b.** Metal alt yapı içinde kompozitin yüzeyinin düzeltilmesi, **c.** Kompozit alt yapı örneğin polimerizasyon aşamasına geçilmesi, **d.** Kompozit alt yapı örneğin polimerize edilmesi

Prepare dişi temsil eden alt yapı örneklerin hazırlandıktan sonraki kalınlığı ve genişliği dijital kumpas (Absolute Digimatic Caliper; Mitutoyo Corporation, Aurora, IL, USA) ile kontrol edildi (Şekil 3.14a,b.) ve görüntüleri Şekil 3.15a,b.’de verildi.



Şekil 3.14a. Prepare dişi temsil eden alt yapı örneklerin kalınlığının dijital kumpas ile kontrol edilmesi, **b.** Prepare dişi temsil eden alt yapı örneklerin genişliğinin dijital kumpas ile kontrol edilmesi



Şekil 3.15a. Prepare dişi temsil eden A2 renkte alt yapılar, **b.** Prepare dişi temsil eden A3 renkte alt yapılar

3.5. Simantasyon Öncesi Seramik Örneklerin Yüzey Hazırlığı

LDS (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) örneklerinin glazürlü olmayan yüzeyine % 9'luk hidroflorik asit (Porcelain Etch; Ultradent, South Jordan, USA) 20 s uygulandı. Basıncılı hava su spreyi ile 20 s yıkanıp kurutuldu.

ZLS (Celtra Duo; Sirona Dentsply, Milford, DE, USA) örneklerinin glazürlü olmayan yüzeyine % 9'luk hidroflorik asit (Porcelain Etch; Ultradent, South Jordan, USA) 20 s uygulandı (Şekil 3.16.). Basıncılı hava su spreyi ile 20 s yıkanıp kurutuldu.



Şekil 3.16. Örneklerin % 9'luk hidroflorik asit ile asitlenmesi

Asitleme işlemini takiben 60 s silan (Monobond Plus; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı ve hava ile kurutuldu (Şekil 3.17.).



Şekil 3.17. Örneklerin simantasyon yüzeyine silan uygulanması

3.6. Simantasyon Öncesi Alt Yapı Örneklerinin Yüzey Hazırlığı

Alt yapı örneklerinin simantasyon yüzeyine 20 s süreyle bonding ajanı (Adhese Universal; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandıktan sonra ışıklı polimerizasyon cihazı Valo Grand (Ultradent Products; South Jordan, UT) ile standart modda (1000 mW/cm^2) 10 s polimerize edildi (Şekil 3.18.)



Şekil 3.18. Alt yapı örneklerine silan uygulanması

3.7. Adeziv Simantasyon

Toplam 160 adet cam seramik örnek, alt yapı örneklerine iki farklı renk (nötral, light) adeziv rezin siman (Variolink Esthetic LC, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Şekil 3.19.) ile direkt olarak oda sıcaklığında saklanan tüplerinden sıkılarak (Şekil.3.20a,d.) üstüne temiz bir siman camı yerleştirildi ve 0.1 mm kalınlığında bir siman kalınlığı tabakası oluşturmak için 20 saniye boyunca üstüne parmak basıncı uygulandı. Kullanılan adeziv simanın özellikleri Tablo 3.6.'da belirtildi. Bu işlemi takiben ışıklı polimerizasyon cihazı Valo Grand (Ultradent Products, South Jordan, UT) ile standart modda (1000 mW/cm^2) 10 s polimerize edildi (Şekil 3.21.).

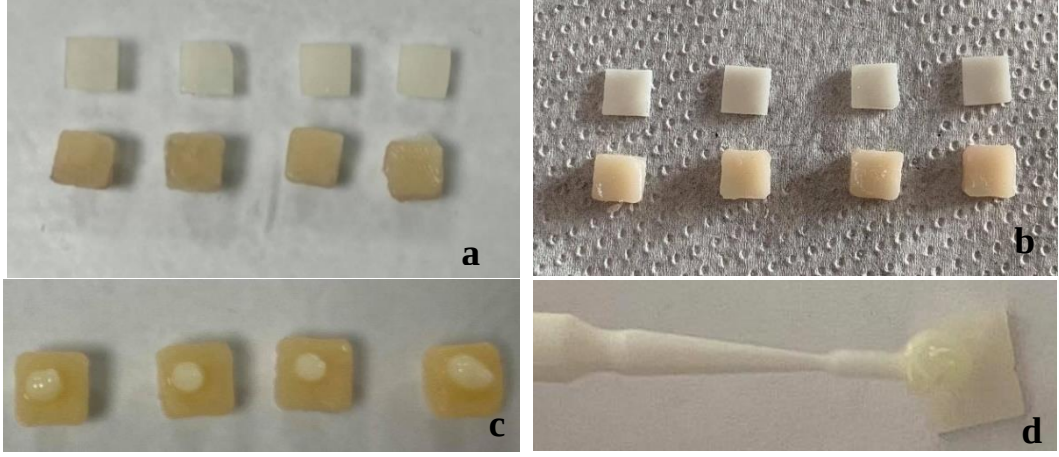
Tablo 3.6. Çalışmada kullanılan adeziv rezin simanın türü, üretici firma ve içeriği

Adeziv-Rezin Siman	Renk	Tür	Üretici Firma	İçerik
Variolink Esthetic LC (LC)	Nötral, Light,	Işık ile sertleşen rezin siman	Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein	UDMA, iterbiyum Trifluorid

Simantasyon sonrası rezin siman fazlalığı 11 numaralı bistüri ile temizlendi (Şekil 3.22.). Çalışmada kullanılan alt yapı-seramik örnekler (Şekil 3.23. ve Şekil 3.24.) simantasyon sonrası oda sıcaklığında, ışık geçirmeyen kutularda saklandı.



Şekil 3.19. Variolink Esthetic LC Rezin Siman Kiti



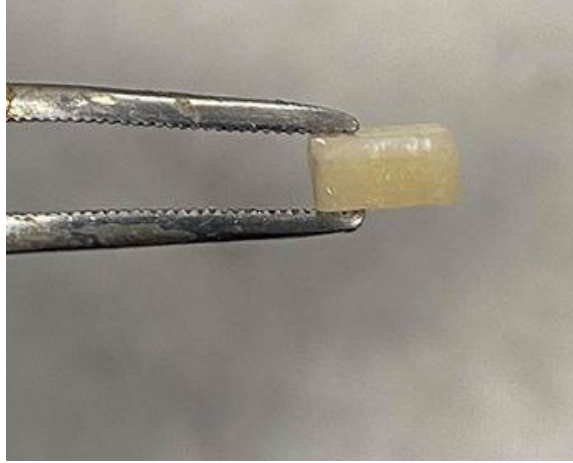
Şekil 3.20a. IPS e.max CAD lamina ve A3 arka plan örneklerin simantasyon öncesi görüntüsü, **b.** IPS e.max CAD lamina ve A2 arka plan örneklerin simantasyon öncesi görüntüsü, **c.** Arka plan örneklerin üzerine rezin siman yerleştirilmesi **d.** Lamina örneklerin yüzeyine rezin siman yerleştirilmesi



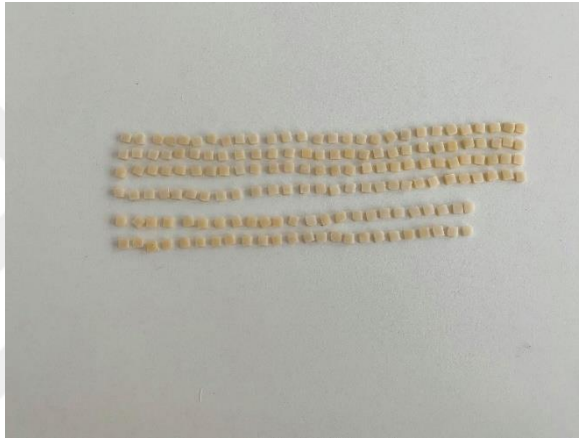
Şekil 3.21. Rezin siman uygulanmış örneklerin ışık cihazıyla polimerizasyonu



Şekil 3.22. Rezin siman fazlalığının 11 numara bistüri ile temizlenmesi



Şekil 3.23. Alt yapı ile seramik örneğin simantasyon sonrası görüntüsü



Şekil 3.24. Çalışmada kullanılan örneklerin görüntüsü

3.8. Renk Ölçümlerinin Dijital Spektrofotometre ile Yapılması

Alt yapılara simante edilen tüm örneklerin renk ölçümleri VITA EasyShade V (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) renk cihazı ile önceki çalışmalar referans alınarak gri bir arka fon^{172, 173} üzerinde (Şekil 3.25.) yapıldı. Her bir örneğin renk ölçümünden önce spektrofotometre cihazı kalibre edildi (Şekil 3.26.).

Her örneğin rengi spektrofotometre ile üç kere ölçüldü ve her ölçümdeki $L^*a^*b^*$ değerleri kaydedildi. ΔE değerinin hesaplanabilmesi için bu kaydedilen üç ölçümün ortalama $L^*a^*b^*$ değerleri alındı.



Şekil 3.25. Gri arka plan üzerinde örneklerin renk ölçümünün yapılması



Şekil 3.26. Spektrofotometre cihazının kalibrasyonunun yapılması

Hastalar genellikle lamina restorasyonları yaptırırken A1, B1 gibi açık renkleri tercih etmektedirler. Bu nedenle bu çalışmada referans olarak A1 renginin $L^*a^*b^*$ değerleri kullanıldı. Bunun için, üretici firmanın önerileri doğrultusunda Vitapan Classical (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) renk skalasından A1 rengi seçilerek (Şekil 3.27.) spektrofotometre ile $L^*a^*b^*$ değerleri ölçüldü (Şekil 3.28.) ve ΔE 'nin hesaplanabilmesi için referans değer olarak bu $L^*a^*b^*$ değerleri kullanıldı. ΔE , karşılaştırılmak istenen iki rengin birbirine uyumunu rakamsal olarak ifade etmek için hesaplanır. Renk değişiminin derecesi ise ΔE ile ifade edilir. Renk değişikliğinin hesaplanmasında şu formül kullanılır: $\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2}$. Bu formüldeki ΔL , Δa ve Δb değerleri iki örneğin CIE $L^*a^*b^*$ renk parametreleri arasındaki farklarını gösterir. Simantasyon sonrası ölçülen ve ortalaması alınan $L^*a^*b^*$ değerleri ile referans olarak alınan A1 renginin $L^*a^*b^*$ değerleri kullanılarak ΔE hesaplandı.



Şekil 3.27. Vitapan Classical renk skalası



Şekil 3.28. A1 referans renginin Vita Easyshade ile ölçümü

3.9. İstatistiksel Analiz

Veriler IBM SPSS Statistics v. 23 (IBM, Armonk, NY, USA) paket programı ile analiz edildi. Verilerin normal dağılım gösterip göstermedikleri Kolmogorov-Smirnov testi ile kontrol edildi. ΔE değerlerinin materyal, kalınlık, arka plan ve simana göre farklılık gösterip göstermedikleri 2x2x2x2 faktöriyel düzende Varyans Analizi (ANOVA) ile incelendi. Varyans Analizi sonucu anlamlı çıkan faktörlere ait ortalama farklılıklarının belirlenmesinde çoklu karşılaştırma testlerinden Tamhane's T2 testi kullanıldı. Önemlilik düzeyi $p < 0.05$ olarak belirlendi.

4. BULGULAR

Yapılan varyans analizine göre; her grup için ortalama değerler (ΔE), seramik tipinden, materyal kalınlığından, arka plan renginden, rezin simandan ve bu dört değişkenin interaksiyonundan etkilenmemektedir ($p>0.05$). Gruplar arasındaki üçlü interaksiyonlar incelendiğinde istatistiksel olarak önemli farklılıkların olmadığı görüldü ($p>0.05$).

Gruplar arasındaki ikili interaksiyonların değerlendirilmesinde ise materyal tipi - rezin siman, materyal kalınlığı - rezin siman, arka plan rengi - rezin siman etkileşimlerinin istatistiksel olarak önemli bir farklılık göstermediği ($p>0.05$) görüldü. Materyal tipi - materyal kalınlığı, materyal tipi - arka plan rengi, materyal kalınlığı - arka plan etkileşimlerinin istatistiksel olarak önemli farklılık gösterdiği ($p<0.05$) görüldü (Tablo 4.1.).

Tablo 4.1. Materyal, kalınlık, arka plan ve simana göre ΔE değerlerinin karşılaştırılması

	sd	Kareler Ortalaması	F	Önemlilik Düzeyi (p)
Materyal	1	59.811	34.925	<0.001
Kalınlık	1	20.859	12.180	<0.001
Arka Plan	1	67.511	39.421	<0.001
Siman	1	4.060	2.370	0.126
Materyal * Kalınlık	1	35.118	20.506	<0.001
Materyal * Arka Plan	1	119.754	69.926	<0.001
Materyal * Siman	1	0.242	0.141	0.708
Kalınlık * Arka Plan	1	56.149	32.786	<0.001
Kalınlık * Siman	1	0.049	0.029	0.866
Arka Plan * Siman	1	0.185	0.108	0.743
Materyal * Kalınlık * Arka Plan	1	1.931	1.127	0.290
Materyal * Kalınlık * Siman	1	2.418	1.412	0.237
Materyal * Arka Plan * Siman	1	0.320	0.187	0.666
Kalınlık * Arka Plan * Siman	1	0.221	0.129	0.720
Materyal * Kalınlık * Arka Plan * Siman	1	2.194	1.281	0.260

sd: serbestlik derecesi

İkili etkileşimlere yönelik Tamhane's T2 çoklu karşılaştırma test sonuçlarına göre; ΔE ortalama değerleri üzerine materyallerin ana etkileri istatistiksel olarak önemli bulundu ($p<0.001$). Celtra Duo (Dentsply) materyalinde ortalama değer 2.73 ± 1.32 iken, IPS e.max CAD (Ivoclar) materyalinde ortalama değer 3.96 ± 2.30 olarak daha yüksek elde edildi.

Kalınlıkların ana etkileri istatistiksel olarak önemli bulundu. ($p<0.001$). 0.4 mm kalınlıkta ortalama değer 3.71 ± 2.36 iken 0.6 mm kalınlıkta ortalama değer 2.99 ± 1.40 olarak elde edildi. 0.6 mm'lik kalınlıkta elde edilen renk değişimi daha düşüktür.

Arka plan ana etkisi de istatistiksel olarak önemli bulundu ($p<0.001$). A2 arka planında ortalama değer 2.70 ± 1.24 iken, A3 arka planında ortalama değer 4.00 ± 2.33 olarak bulundu.

Simanların ana etkileri istatistiksel olarak önemli bulunmadı ($p>0.05$). Light simanda ortalama değer 3.19 ± 1.90 iken, nötral simanda 3.51 ± 2.04 olarak elde edildi.

Materyal ile kalınlığın etkileşimi ΔE değeri üzerine anlamlı bir etkiye sahiptir ($p<0.001$). Celtra Duo-0.4 mm için ortalama değer 2.63 ± 1.35 iken, Celtra Duo-0.6 mm için 2.84 ± 1.31 'dir. IPS e.max CAD-0.4 mm için 4.79 ± 2.67 ve IPS e.max CAD-0.6 mm için 3.13 ± 1.49 olarak elde edildi. IPS e.max CAD materyalinin 0.4 mm uygulamasında elde edilen ortalama değer diğerlerinden daha yüksek elde edildi. Diğer materyal ve kalınlık etkileşimleri arasında ise fark yoktur. Materyal ile kalınlığın etkileşiminin ΔE değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.2.'de gösterildi.

Tablo 4.2. Materyal ile kalınlığın etkileşimi ΔE değerlerinin karşılaştırılması

Materyal	Kalınlık	
	0.4 mm	0.6 mm
Celtra Duo	2.63 ± 1.35^a	2.84 ± 1.31^a
E.max CAD	4.79 ± 2.67^b	3.13 ± 1.49^a

Materyal ile arka plan etkileşimi ΔE üzerinde anlamlı bir etkiye sahiptir ($p<0.001$). Celtra Duo-A2 için ortalama değer 2.95 ± 1.40 Celtra Duo-A3 için 2.52 ± 1.22 , IPS e.max CAD-A2 için ortalama değer 2.44 ± 1.02 ve IPS e.max CAD-A3 için ortalama değer 5.47 ± 2.24 olarak elde edildi. IPS e.max CAD materyalinin A3 zemininde uygulanması ile elde edilen ortalama değer diğerlerinden daha yüksek elde edildi. Diğer materyal ve arka plan etkileşimleri arasında ise fark yoktur. Materyal ile arka plan etkileşimi ΔE değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.3.'te gösterildi.

Tablo 4.3. Materyal ile arka plan etkileşimi ΔE değerlerinin karşılaştırılması

Materyal	A2 arka plan	A3 arka plan	Toplam
Celtra Duo	2.95 ± 1.40^a	2.52 ± 1.22^a	2.70 ± 1.24
E.max CAD	2.44 ± 1.02^a	5.47 ± 2.24^b	4.00 ± 2.33

Kalınlık ve arka plan etkileşimleri de istatistiksel olarak önemli bulundu ($p<0.001$). 0.4 mm kalınlık A2 arka planında uygulandığında elde edilen ortalama değer 2.47 ± 1.23 iken, A3 arka planında 4.95 ± 2.58 olarak elde edildi. 0.6 mm kalınlık A2 arka planında uygulandığında elde edilen ortalama değer 2.93 ± 1.23 iken, A3 arka planında 3.04 ± 1.57 olarak elde edildi. En yüksek ortalama değer 0.4 mm kalınlığın A3 arka planında elde edildi. Kalınlık ve arka plan etkileşimi ΔE değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.4.'te gösterildi.

Tablo 4.4. Kalınlık ve arka plan etkileşimi ΔE değerlerinin karşılaştırılması

Arka Plan	0.4 mm kalınlık	0.6 mm kalınlık
A2	2.47 ± 1.23^a	2.93 ± 1.23^a
A3	4.95 ± 2.58^b	3.04 ± 1.57^a

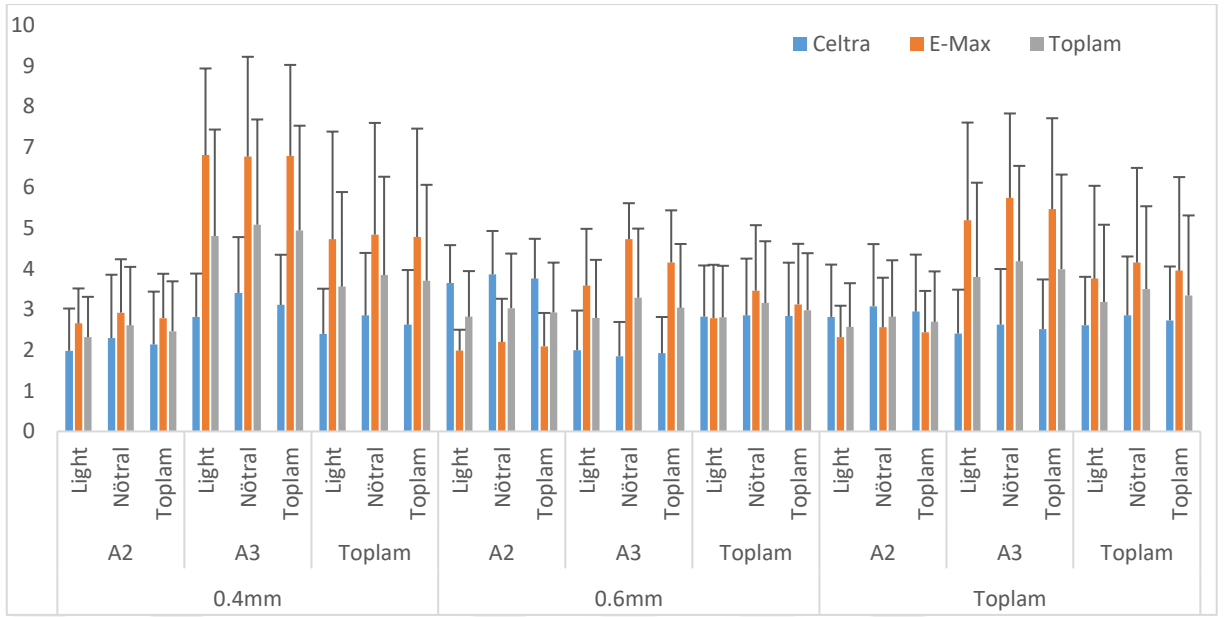
Harfler gruplar arasındaki farklılıkları göstermektedir.

Diğer ikili etkileşimler arasında ise fark yoktur. Gruplara ait ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.5.'te gösterilip, Şekil.4.1'de figüre edildi.

Tablo 4.5. Materyal, kalınlık, arka plan ve simana göre ΔE değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Kalınlık	Arka Plan	Materyal			
		Siman	Celtra	E-Max	Toplam
0.4mm	A2	Light	1.98 ± 1.04	2.66 ± 0.86	2.32 ± 0.99
		Nötral	2.30 ± 1.56	2.92 ± 1.31	2.61 ± 1.44
		Toplam	2.14 ± 1.30	2.79 ± 1.09	2.47 ± 1.23^A
	A3	Light	2.82 ± 1.07	6.80 ± 2.13	4.81 ± 2.62
		Nötral	3.41 ± 1.37	6.77 ± 2.46	5.09 ± 2.59
		Toplam	3.11 ± 1.23	6.78 ± 2.24	4.95 ± 2.58^B
	Toplam	Light	2.40 ± 1.11	4.73 ± 2.65	3.57 ± 2.33
		Nötral	2.85 ± 1.54	4.84 ± 2.75	3.85 ± 2.42
		Toplam	2.63 ± 1.35^a	4.79 ± 2.67^b	3.71 ± 2.36
0.6mm	A2	Light	3.65 ± 0.93	1.99 ± 0.51	2.82 ± 1.12
		Nötral	3.87 ± 1.07	2.20 ± 1.06	3.03 ± 1.34
		Toplam	3.76 ± 0.98	2.10 ± 0.82	2.93 ± 1.23^A
	A3	Light	2.00 ± 0.98	3.59 ± 1.40	2.79 ± 1.43
		Nötral	1.85 ± 0.85	4.73 ± 0.89	3.29 ± 1.70
		Toplam	1.92 ± 0.89	4.16 ± 1.28	3.04 ± 1.57^A
	Toplam	Light	2.83 ± 1.26	2.79 ± 1.31	2.81 ± 1.27
		Nötral	2.86 ± 1.40	3.47 ± 1.61	3.16 ± 1.52
		Toplam	2.84 ± 1.31^a	3.13 ± 1.49^a	2.99 ± 1.40
Toplam	A2	Light	2.82 ± 1.29	2.32 ± 0.77	2.57 ± 1.08
		Nötral	3.08 ± 1.53	2.56 ± 1.22	2.82 ± 1.39
		Toplam	2.95 ± 1.40^A	2.44 ± 1.02^A	2.70 ± 1.24
	A3	Light	2.41 ± 1.08	5.20 ± 2.41	3.80 ± 2.32
		Nötral	2.63 ± 1.37	5.75 ± 2.08	4.19 ± 2.35
		Toplam	2.52 ± 1.22^A	5.47 ± 2.24^B	4.00 ± 2.33
	Toplam	Light	2.61 ± 1.19	3.76 ± 2.29	3.19 ± 1.90
		Nötral	2.86 ± 1.45	4.16 ± 2.33	3.51 ± 2.04
		Toplam	2.73 ± 1.32	3.96 ± 2.30	3.35 ± 1.97

a-b: Aynı harfe sahip materyal ve kalınlık etkileşimleri arasında fark yoktur, A-B: Aynı harfe sahip materyal ve arka plan etkileşimleri arasında fark yoktur, **A-B**: Aynı harfe sahip kalınlık ve arka plan etkileşimleri arasında fark yoktur.



Şekil 4.1. Materyal, kalınlık, arka plan ve simana göre ortalama ve standart sapma grafiği

5. TARTIŞMA

Günümüzde, hastaların estetik beklentilerinin artması sonucu renklenmiş ve defektli ön dişlerinin tedavisinde tam seramik kron/köprü ve porselen lamina restorasyonlarının kullanılması oldukça popüler hale gelmiştir. Bu restorasyonların tercih edilmesindeki talep artışına bağlı olarak, diş hekimliğinde yeni materyaller ve tekniklerin geliştirilmesi hızlanırken restorasyonların estetik başarı oranı da gün geçtikçe artmaktadır. Bir restorasyonun estetik görünümünü seçilen materyalin yüzey yapısı, ışık geçirgenliği, genel formu etkilemektedir.^{174, 175}

Literatürde renk ile ilgili yapılan çalışmalara bakıldığında restorasyonun final rengine etki eden faktörler; seramiğin ışık geçirgenliği, alttaki dişin kalınlığı ve rengi, seçilen rezin simanların kalınlığı ve rengi, yaşlandırma işlemleri, yüzey bitim işlemleri, boyama tekniği, fırınlanma sayısı ve şeklidir. Renk uyumunun sağlanması seramik lamina restorasyonlarının klinik başarısını etkileyen önemli faktörlerden birisidir.^{6, 16, 136, 176-178}

Dental materyallerdeki renk değişimlerinin in vivo olarak incelenmesi ve takip edilmesi; hasta takibinin zorluğu, işlem basamaklarının çokluğu ve teknik hassasiyet gerektirmesi, maliyetlerinin yüksek olması, etik kurul prosedürleri sebebiyle uzun zaman gerektiren zor bir süreçtir.¹⁷⁹

Bir materyalde renk değişimi inceleneceği zaman, klinik performansının değerlendirilebilir olması için en az 2-3 yıl klinik takip gerektiği bildirilmiştir. Bu sebeple çalışmalarda restorasyonun ağız içi durumunu taklit etmeyi sağlayacak olan in vitro düzenekler tercih edilmektedir. Ancak bu düzenekler hassas olmalı, etkileri gerçekçi olmalı ve kolay hazırlanabilir olmalıdır.¹⁷⁹

Klinikte renk uyumunun sağlanmasının porselen lamina restorasyonu yapılırken önemli bir faktör olduğu göz önünde bulundurulduğunda; çalışmamızda aynı ışık geçirgenliğinde 2 farklı cam seramik materyali 0.4 mm ve 0.6 mm kalınlıklarında 2 farklı

ışık geçirgenliğindeki adeziv rezin simanlarla farklı renkteki dişleri temsil eden 2 farklı renkteki alt yapıya simante edilecek şekilde in vitro bir çalışma düzeneği hazırlandı. Bu çalışmada seramik lamina restorasyonlarının değerlendirilmesinde materyali tek olarak değil simante etmek için kullanılan rezin simanı, diş temsil eden arka plan rengi ve seramik restorasyon bir bütün olarak ele alındı.

Çalışmamızda kullanılan örnekler, literatürdeki benzer çalışmalarda uygulanan yöntemlerle ve üretici firmaların talimatları doğrultusunda hazırlandı.^{180, 181} Örneklerin renk ölçümleri spektrofotometre ile yapılarak ortalama değerler (ΔE) hesaplandı. Hem her kombinasyon için hesaplanan ΔE değerleri hem de kullanılan malzemelerin birbirleri ile olan etkileşimleri değerlendirildi.

Çalışmamızın sonucuna göre farklı arka plan ve rezin siman kullanılarak simante edilen 0.4 ve 0.6 mm kalınlıklardaki materyallerin ΔE değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadığından dolayı çalışmamızın birinci hipotezi reddedildi. İstatistiksel değerlendirme sonuçlarına göre ZLS ve LDS materyallerinin renk değişimleri arasında anlamlı farklılık bulunmadığından dolayı ikinci hipotezimiz de reddedildi.

Diş hekimliğinde renk eşleştirmesi geleneksel olarak sağlıklı bitişik doğal dişin rengine göre renk skalaları ile yapılmaktadır.¹⁸² Seramik veneerlerin arzu edilen rengi ve alttaki diş yapısının rengi her zaman klinisyenler tarafından seçilemediğinden; seramik materyallerin tonları, kalınlıkları ve rezin simanların tonları, seramik veneerlerin son renginin işlenmesinde önemli değişkenler haline gelir.^{178, 183, 184}

Günümüzde lamina restorasyonlarının üretiminde pek çok yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntemler; ısı-basınç tekniği, refraktör day üzerinde pişirme veya CAD/CAM tekniğidir.⁵⁸ CAD/CAM tekniğinde, bilgisayarda oluşturulan tasarıma göre prefabrike bloklardan kazınarak restorasyonlar elde edilirler. Bu bloklar yüksek basınç altında sıkıştırılarak üretildiklerinden, porözite barındırmayan yoğun ve homojen

materyallerdir. Bu sebeple geleneksel yöntemlerle elde edilen restorasyonlardan farklı optik davranışlar sergilemeleri beklenmektedir.¹⁸⁵ Üstün estetik görünüşleri nedeniyle günümüzde tercih edilen lamina restorasyonlarının yapımında feldspatik porselene alternatif olarak CAD/CAM ile üretime uygun olarak üretilebilen rezin içerikli seramikler ve güçlendirilmiş seramikler kullanılmaktadır. Güçlendirilmiş seramikler üstün optik özellikleri sayesinde özellikle tam seramik restorasyonların yapımında tercih edilmektedirler. Bu materyallerin en önemli özellikleri minenin translusens özelliğini; ışığın yüzeylerinden yansıması, emilimi ve materyal bünyesindeki saçılımı ile taklit edebilmeleridir. Ayrıca elde edilen renk uyumu, stabil yapıları sayesinde uzun süreli kullanımda değişmemektedir.^{186, 187}

Lamina restorasyonları yapılırken seramik, kompozit, akrilik veya hibrit malzemeler tercih edilebilmektedir. Seramik ve hibrit materyallerinin akrilik ve kompozite göre renklenme, plak birkimi, aşınma, doğal dişe benzer görünüm elde edilebilmesi gibi avantajları bulunduğundan çalışmamızda aynı ışık geçirgenliğine (LT, A1) sahip 2 farklı cam seramik materyal tercih edildi.¹⁸⁸

Geleneksel cam seramikler genellikle oldukça estetikdir ancak doğası gereği kırılmandır, bu da yüksek okluzal gerilimli alanlarda kullanımlarını sınırlar.¹⁸⁹ Restorasyonun estetik sonucunu etkilemeden yeterli mekanik dayanımı sağlamak için iki çeşit cam seramik piyasaya sürülmüştür; lityum disilikat ve zirkonya takviyeli lityum silikat seramikler.¹⁹⁰

IPS e.max CAD ve Celtra Duo, Gracis ve ark.'ın⁵⁸ 2015 yılında yaptığı cam seramik sınıflamasına göre lityum disilikat ve türevi cam seramik grubuna dahil olup özelliklerine bakımından birbirine yakın olmaları, Celtra Duo'nun yeni nesil cam seramiklere alternatif olarak piyasaya sürülmesi sebebiyle bu tez çalışmasında materyal olarak seçildiler.

Lityum disilikattan yapılan restorasyonlar başlangıçta kısmen kristalize formda öğütülür ve ardından nihai güç ve estetik potansiyeline ulaşmak için kristalizasyon fırınlamasına tabi tutulur. Zirkonya takviyeli lityum silikat malzemeler ise son hallerinde öğütülür ve mekanik özelliklerini geliştirmek için ek bir sinterleme döngüsünden geçebilir. Seramik yapıyı güçlendiren ve çatlak ilerlemesini kesintiye uğratan zirkonyaya ek olarak, lityum silikat camsı matrikste küçük silikat kristalleri içerir ve bunun malzemenin yarı saydamlığını arttırdığı gösterilmiştir.^{190, 191}

IPS e.max CAD; CAD/CAM sistemleriyle kullanılmak üzere geliştirilen lityum disilikat esaslı cam seramik grubuna dahil olan bir materyal olup yapısı genel olarak lityum disilikat ve lityum metasilikat kristallerinden (hacimce % 40) oluşmaktadır. Prekristalize bir blok olup ilk aşamada bükülme dayanımı 130-150 MPa arasındadır. 2. aşamada 850 °C ısıtma işlemi uygulanmasıyla lityum metasilikatın lityum disilikat kristallerine dönüşmesi sağlanır. Bu aşamadan sonra bükülme dayanımı 360 MPa kadar olmaktadır. Kırılma sertliği 2.25 MPa, Vickers sertliği ise 5800 MPa, elastiklik modülü 95 GPa'dır. LT, MT, HT, Impulse ingotları ve 21 A-D and Bleach renk tonları vardır.^{81, 87, 88}

Celtra Duo; lityum disilikat türevi cam seramik materyal olup zirkonya ve cam seramiğin pozitif malzeme özelliklerini birleştirdiği söylenerek piyasaya sürülmüştür. Yapısı; lityum disilikat kristalleri ile çok ince lityum metasilikat kristalleri (ortalama boyut: 0.5–0.7 µm) ve % 10 oranında zirkonyum oksit içeren camsı matrikstir. Seramik yapıyı çatlak oluşumuna karşı güçlendirmek için yapısına zirkonya parçacıkları (% 10 zirkonya partikülleri) dahil edilmiştir. Bu bileşimi yüksek eğilme mukavemetine izin veren ve aynı zamanda yüksek oranda camsı matris sağlayan çok ince bir mikro yapı olup, böylece iyi optik, frezeleme ve parlatma özelliklerine yol açar.⁸⁹

Celtra Duo kristalize cam seramik materyal olmasından dolayı klinik pratiğinde CAD/CAM cihazı kullanılarak yapılacak uygulamalarda son frezleme işleminde sonra

10-22 dk gibi bir uygulama süresiyle final restorasyonu için kolaylık sağlamaktadır. 210 MPa’lık bir bükülme dayanımına sahiptir ancak ilave fırınlama prosedürleriyle bu değerin 370 MP’ya kadar çıktığı bildirilmiştir.¹⁹² LT, HT olmak üzere 2 ingotu ve 20 A-D renk tonları vardır.

Işık geçişinde seramik restorasyonun tipi ve kalınlığı iki önemli parametredir. Işıkla polimerize adeziv rezin simanların klinik başarısını ışık kaynağının yeterliliği ve restorasyonu geçip rezin simana ulaşabilen ışık miktarı belirlemektedir.¹⁹³ Yapılan çalışmalar restoratif materyallerin kalınlıklarının restorasyonun final rengine etkisinin çok fazla olduğunu göstermektedir.^{13, 194, 195} Peixoto ve ark.¹⁹⁶ porselen rengi ve kalınlığının, 2 farklı ışık cihazı ile ışık uygulamasının ardından rezin simana ulaşan ışık gücüne etkisini inceledikleri çalışmalarında, kalınlığın artmasıyla birlikte renklerin çoğunda ışık geçişinin önemli bir azalma gösterdiğini ve bu azalmanın örneklerin renginden çok kalınlıkla ilgili olduğunu belirtmişlerdir.

Lamina restorasyonların kalınlığını dişten kaldırılan dokunun sınırı belirler ve iyi bir bağlanma sağlanması için ideal olan bağlantının mine ile sınırlı kalmasıdır.¹⁹⁷ Minenin kalınlığı üst çene ön bölge dişlerde insizal üçlüde 1-1.3 mm servikalde 0.4-0.5 mm arasındadır. Balderamos ve ark.¹⁹⁸ yaptıkları çalışmada seramik lamina kalınlıklarının 0.5-1.25 mm arasında değişmekte olduğunu bildirmiştir. Günümüzde CAD/CAM cihazı kullanımıyla çok az doku kaldırılarak 0.3 mm kalınlığında veya hiç diş kesimi yapılmadan (prepress) seramik lamina restorasyonları yapılabilmektedir.¹⁸⁵

Bu bilgilerin doğrultusunda mevcut tez çalışmasındaki örnekler minimal invaziv konsepte uygun olarak 0.4 mm ve 0.6 mm kalınlığında hazırlandı.

İnce ve yarı saydam seramik laminate veneerler, ışık yansıması, geçirgenliği ve saçılmasından önemli ölçüde etkilenen estetik restoratif materyallerdir. Bu nedenle,

restorasyonların final rengi için belirleyici faktörler şunlardır; restoratif materyal, alttaki diş rengi ve rezin bazlı simantasyon ajanının rengi ve bileşimidir.¹⁹⁹

Literatür taraması yapıldığında, alttaki diş renginin seramik lamina restorasyonlarının final rengi üzerine etkisinin değerlendirildiği çalışmaların olduğu görülmektedir. Azer ve ark.⁶ alttaki diş renklerinin seramik lamina restorasyonlarının rengi üzerine etkisini araştırdıkları bir çalışmada, dişi temsil etmesi amacıyla 4 mm kalınlığa sahip kompozit rezin silindirik örnekler kullanmıştır. Cubas ve ark.³ farklı içerik, renk ve farklı kalınlıktaki seramiklerin koyu renkli dişler üzerindeki renk uyumunun etkisini araştırmak amacıyla yaptıkları bir çalışmada, dişi temsil etmesi amacıyla alt yapı materyali olarak kompozit rezin kullanmışlardır. Alqahtani ve ark.²⁰⁰ farklı renkteki rezin simanlarının seramik lamina restorasyonlarının rengi üzerine etkisini değerlendirdiği bir başka çalışmada yine dişi temsil etmesi amacıyla örnekler kompozit rezin materyalinden hazırlanmıştır. Alghazzawi ve ark.²⁰¹ CAD/CAM ile üretilen, itriyum ile stabilize zirkonya ve cam seramikten hazırlanan lamina restorasyonlarının optik özelliklerini değerlendirdiği bir çalışmada, dayanak diş materyali olarak 3 farklı renkte (açık, orta ve koyu renkte) kompozit rezin kullanılmıştır. Günümüzde farklı renkteki prepare edilmiş dişleri temsil etmesi amacıyla güdük materyali kullanılabilmektedir.

Araştırmada, arka plan olarak kompozit materyalinin kullanılması, çekilmiş doğal dişlerden farklı olarak standart bir renk oluşturarak sonuçların daha güvenilir olmasını sağlamaya yardımcı olmaktadır. Örneklerin standardizasyonunun sağlanabilmesi için bu çalışmada metal bir kalıp oluşturularak, 2 mm kalınlığında uniform örnekler hazırlandı.

Bu tez çalışmasında dişi temsil etmesi amacıyla alt yapı materyali olarak kompozit rezin materyalinden (Estelite Sigma Quick; Tokuyama Dental) 2 farklı dentin rengine (A2, A3) 5x5 mm ve 2 mm kalınlığında kare örnekler hazırlandı.

Literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde seramik restorasyonların final renginin sadece seramik materyalin rengi tarafından belirlenmediğini, siman renginin de bu konuda etkili olduğunu göstermiştir. Seramik restorasyonların simantasyonunda geleneksel ve adeziv rezin simanlar tercih edilmektedir.¹⁰⁹ Adeziv rezin simanlar önce kimyasal daha sonraki yılları takiben görünür ışıkla ve/veya dual (hem kimyasal hem ışıkla) polimerize adeziv rezin olarak piyasada bulunmaktadır.²⁰² Kimyasal olarak polimerize rezin simanlar, metal alt yapı nedeniyle ışık geçişinin engellendiği restorasyonlar, kalınlığı 2 mm'den fazla tam seramik ve onley restorasyonlar ile rezin bağlı köprülerin simantasyonunda kullanılır. Görünür ışıkla polimerize dual cure ve light cure rezin simanlar klinikte genellikle ince seramik inley, onley ve lamina restorasyonları gibi ışık geçişine izin verilebilen restorasyonların simantasyonunda yaygın olarak kullanılmaktadır.^{203, 204}

Dual polimerize adeziv rezin simanlarda bir peroksit başlatıcı ve amin hızlandırıcı kimyasal reaksiyonu başlatırken, 460 nm dalga boyuna sahip mavi görünür ışığın kamforokinon (cq) başlatıcıyı aktive etmesiyle ışık reaksiyonu başlamaktadır.²⁰⁵ İçeriğinde amin bileşiklerinden ötürü dual sertleşen adeziv rezin simanlar polimerizasyondan sonra ve zaman içerisinde, tam seramik restorasyon üzerinden algılanabilir bir renk değişimi sergileyebilirler. Estetik özelliklerini geliştirmek için translusensi özelliklerinin artırıldığı tam seramik restorasyonlardaki bu renk değişimleri estetik sorun yaratabilmektedir.²⁰⁶⁻²⁰⁸

Berrong ve ark.¹¹⁴ 1993 yılında yaptıkları çalışmada, 5 dual polimerize rezin simanın renk değişimlerini değerlendirmek için polimerizasyon ve yaşlandırma işlemi (Kerr Porcelite, Jelenko PVS, Vivadent Heliolink, Mirage FLC, Den-Mat Ultra Bond) uygulamışlardır. Dual-polimerize rezin simanların renk değişiminin her zaman klinik olarak anlamlı olmayabileceğini, dual sertleşen rezin simanlarda; daha az oranda

aromatik amin hızlandırıcı bileşenleri içerdiğinden kimyasal sertleşen rezin simanlarla karşılaştırıldığında potansiyel renklemenin daha az olacağı bunun tersi ışıkla sertleşen rezin simanlarla karşılaştırıldığında ise ışıkla sertleşen rezin simanların ise, dual-sertleşen rezinlerden de daha az aromatik amin içerdiğini ve diğer iki tipte simandan daha az renk değiştirdiklerini rapor etmişlerdir.¹¹⁴ Dual-cure rezin simanların bu olumsuz özelliklerinden dolayı seramik lamina restorasyonların simantasyonunda ışıkla polimerize olan rezin simanlar önerilmektedir.^{209, 210}

Bu tez çalışmasında restorasyon kalınlığı 2 mm altı olan örnekler (0.4 mm ve 0.6 mm) mevcut olduğundan dual cure rezin simanların amin içeriklerinden dolayı uzun dönemde klinik olarak fark edilebilir renk değişikliği göstermesi sebebiyle amin bileşikleri içermeyen 2 farklı renkte (light, nötral) light cure rezin siman (Variolink Esthetic LC; Ivoclar Vivadent) tercih edildi.

Rezin materyal ile ışık cihazı arasındaki uzaklık bir diğer dikkat edilmesi gereken önemli noktadır. Rezin materyal ile ışık cihazı arasındaki uzaklık arttıkça ışık yoğunluğu miktarı azalmakta buna bağlı olarak da polimerizasyon miktarı azalmaktadır. Işık cihazının ucu rezin materyale mümkün olduğu kadar yakın olduğu sürece polimerizasyon kalitesinin de yükselmekte olduğu araştırmacılar tarafından belirtilmiştir.^{211, 212}

Bu çalışmada ışık kaynağının ucu tam seramik disklere temas ettirilerek rezin simanların ışık kaynağına mümkün olduğunca yakın olması sağlandı.

Renk hem görsel olarak hem de bir cihazla belirlenebilir; bununla birlikte, görsel değerlendirme tutarsız ve güvenilirmez olarak kabul edilirken, cihazlarla ölçüm objektif değerler sağlar.²¹³ Renk ölçüm cihazı (yani spektrofotometreler ve kolorimetreler), doğruluk, standardizasyon ve sayısal renk ifadesi sundukları için popüler hale gelmiştir.²¹⁴

Kolorimetreler düz yüzey ölçümleri için tasarlanan cihazlardır. Ancak diş yüzeylerinin düz olmaması ve yüzey özelliklerinin düzensizlik göstermesi sebebiyle klinikte kullanımı fazla tercih edilmemektedir. Spektrofotometreler ise, nesnelerden tam bir dalga boyunca yansıyan ışığın miktarını ölçebilme yetenekleri sayesinde genelde kolorimetrelere göre daha doğru ve sistematik sonuçlar verirler.^{149, 153, 175, 215, 216} Bunun yanında spektrofotometrelerin renk ölçümlerine sayısal değerler verebilmeleri, verilerin hızlı elde edilebilir olmaları, objektif olmaları gibi avantajları bulunduğundan diş hekimliği klinik uygulamalarında sıklıkla kullanılır olmuşlardır.²⁰⁷

Literatürdeki çalışmalara baktığımızda Vita Easysshade'in diş renginin ve porselen restorasyonların renginin ölçülmesinde en güvenilir ve hassas cihazlardan biri olduğu araştırmacılar tarafından rapor edilmiştir.^{216, 217}

Bu tez çalışmasında renk değişim değerlerinin ölçümü için Vita Easysshade V (VITA Zahnfabrik) spektrofotometre cihazı kullanıldı.

Estetik bir restorasyon ile çevresindeki diş yapıları arasındaki renk uyumu, restorasyonun başarısı için anahtar faktördür. Bu özellik, yarı saydam lamina veneer restorasyonlarında özellikle zordur. Renk uyumunu ölçmek için referans olarak ideal bir renk belirlenir ve restorasyonun rengiyle karşılaştırılır. Referans renk, renk skalasından seçilen renk veya ulaşılması amaçlanan renk olabilir. Renk uyumu derecesini veya simante lamina veneer restorasyonların maskeleme yeteneğini tahmin etmek için, referans renk, genellikle substrat ve/veya [veneer + yapıştırma maddesi + arka plan] rengi arasındaki renk farkı ΔE ile hesaplanır.^{199, 200, 218}

Bu tez çalışmasında da referans renk olarak Vitapan Classical renk skalasına göre A1 rengi seçildi.

Mevcut literatüre göre rezin simanın renge etkisi arka plan + seramik ve arka plan + seramik + rezin siman arasındaki renk farkı hesaplanarak araştırılabilir.^{200, 218}

Perroni ve ark.²¹⁹ çalışmalarında farklı renkteki ışıkla sertleşen rezin simanların (B1, A1, A2) arka plan olarak kullanılan açık renkli substratların (A2 ve B1) her ikisi üzerindeki etkisinde çok az fark olduğunu veya hiç olmadığını belirtmiştir.

Azer ve ark.¹ yaptıkları çalışmalarında IPS Empress cam seramiği arka planı temsil eden farklı renkte kompozit örnekler ile (A3, B3, C3 ve D3) A3 ve translusent simanı kullanarak simante etmişlerdir. Çalışmanın sonucunda kullanılan siman rengine göre test edilen çeşitli numune kombinasyonlarının ortalama CIE L * a * b * renk parametreleri arasında önemli bir varyasyon gözlemlenmediğini göstermiştir.

Simantasyonun final restorasyon rengi üzerindeki etkisini değerlendiren çoğu çalışma, final restorasyon renginin, seramik veneerlerin ve simantasyon ajanlarının kalınlığına ve rengine bağlı olduğunu, klinisyenin ilk seramik renk seçiminde beklediğiyle eşleştiğini göstermiştir. İnce rezin siman tabakasının nihai estetik sonuç üzerindeki önemli bir etkisinin olması, klinisyenlerin nihai renk seçimini geliştirmelerine yardımcı olmak için lamina veneer restorasyonlarda uygun siman rengini seçmelerine olanak tanıyan farklı tonlarda rezin siman ajanlarının geliştirilmesini sağlamıştır. Bununla birlikte, bazı çalışmalar rezin simanların lityum disilikat cam seramiklerin son rengi üzerinde önemli bir etkisi olmadığını göstermiştir.^{1, 10, 220}

Vichi ve ark.¹⁰ yaptıkları çalışmalarında tüm seramik restorasyonların nihai renginin kullanılan rezin simandan etkilenebileceğini belirtmiştir. Seramik ve siman kalınlığının farklı opak postları içeren cam seramik materyaller üzerindeki rengi maskeleme yeteneklerinin incelendiği bu çalışmada simanın rengi, restorasyonun son rengini düşük derecede etkilediğini göstermektedir.

Literatürü incelediğimizde 2018 yılında yapılan bir sistematik derlemede¹⁹⁹ farklı marka rezin simanları inceleyen 13 farklı çalışma 3 alt gruba bölünmüş ve simanın rengi dışında seramik tipi ve kalınlığı da değerlendirilmiştir. Bu verilerin bir derlemesine göre,

yarı saydam (translulent) ve renkli (opak, açık renk, koyu renk) simantasyon ajanları için benzer renk etkileri görülmekte olduğu bildirilmiştir. Beyaz opak simantasyon ajanlarının (WO, Bleach) seramiğin son renginde, her zaman klinik olarak algılanabilen, önemli ölçüde daha fazla renk değişikliği sağladığını göstermektedir. Beyaz opak simantasyon ajanlarının (WO, Bleach), ölçülen renk değişimi değerlerindeki değişim esas olarak seramiğin tipi ve kalınlığından ve simantasyon ajanlarının markasından etkilendiği belirtilmiştir.

Yapılan başka bir çalışmada WO (opak) renkte rezin simanın kullanılması, renklenmiş dişleri maskelemede daha etkili olduğu belirtilmiştir.¹⁸¹

Aiquahani ve ark.²⁰⁰ çalışmasında da benzer sonuçlar elde edilmiştir. İki farklı renkte rezin siman (WO ve A3) seramik numuneleri kontrol grubundan daha hafif hale getirirken diğer üç farklı renkte rezin siman (A1, TR ve B0.5) seramik numuneleri kontrol grubundan daha koyu hale getirmiştir.

Bu tez çalışmasında rezin simanın farklı kalınlardaki farklı materyalleri maskeleme yeteneği ile ilgili anlamlı bir fark bulunmadı. ($p>0.05$). Bu durumun çalışmamızda opak renk simanın tercih edilmemesi ve kullanılan rezin simanların nötral ve light renkte olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Rezin siman renginin restorasyonun final rengi üzerindeki etkileri daha önce çalışılmış olsa da, seramik tonlarının değerlendirmeleri sınırlı olup bu çalışmalarda genellikle seramik kalınlık seviyeleri 1.0 mm veya daha fazladır.^{14, 16, 205} 2.0 mm'lik bir seramik kalınlığı, klinik olarak saptanabilir arka plan renk farklılıkları ile ilişkilendirilmemiştir.¹⁰ Bununla birlikte, seramik kalınlığı 1.0 mm olduğunda, arka plan renk farklılıkları insan gözüyle ayırt edilebilirdir.^{10, 205} Seramik kalınlığının azalması rengin value ve cromasında azalmaya neden olur.¹⁸¹

Acar ve ark.²²¹ farklı kalınlıklarda ki CAD/CAM ve nanoseramik rezin materyallerin renklenmelerini inceledikleri çalışmalarında LDS seramiğin (IPS e.max CAD) renk değişiminin, test edilen herhangi bir kalınlıkta klinik olarak algılanamaz olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Kalınlığın LDS örnekleri için renk farklılıklarının algılanması üzerinde önemli bir etkiye sahip olmadığını belirtmişlerdir.

Xing ve ark.²²² gri diş yapısına sahip santral diş üzerinde seramik restorasyon kalınlığının ve rezin siman renginin seramik restorasyonlar üzerindeki renk uyumuna etkilerini inceledikleri çalışmalarında LT-A2 IPS e.max Press cam seramik materyalinden 0.5 mm ve 0.75 mm kalınlıklarında hazırlanan seramik restorasyonları 6 farklı rezin siman ile (Variolink Veneer: shades of HV+3, LV-2, LV-3; ve RelyXTM Veneer:shades of WO, TR, A3), C2 diş yapısına sahip santral dişlere simante etmişlerdir. Çalışmanın sonucunda rezin siman tonlarının seramik kaplamaların son rengi üzerindeki etkisi, seramik malzemelerin kalınlığından etkilendiği yönünde olmuştur.

Bir diğer çalışmadaysa seramik örnek kalınlığının 0.5 mm olarak hazırlanmış olup restorasyonun final renginin alttaki dişin renginden önemli ölçüde etkilendiği sonucuna varılmıştır.⁶

Turgut ve ark.¹⁸¹ yaptıkları çalışmalarında lamina restorasyonun seçilen rengi, seramik tonundan, seramik kalınlığından ve rezin siman renginden önemli ölçüde etkileneceğini belirtmişlerdir.

Yapılan çalışmalar translusent seramik restorasyonların, daha fazla ışığın girmesine ve saçılmanın artmasına izin vererek, altta yatan rengin son renk üzerinde önemli bir etkiye sahip olabileceğini göstermektedir.^{172, 223}

Birkaç çalışmada, zirkonya takviyeli cam seramikler lityum disilikat seramiklere göre daha yüksek bir yarı saydamlık göstermiştir. Farklılıklar, malzemelerin farklı tane boyutu ve kristal yapısına atfedilmektedir.^{224, 225}

Farklı renkteki kompozit dayanakların, feldspatik porselen lamina restorasyonlarının servikal kısmı hariç (porselen kalınlığı=0.4 mm) zirkonya ve IPS e.max CAD (cam seramik) lamina restorasyonlarının (porselen kalınlığı=0.9 mm) final rengi üzerine önemli bir etkisinin olmadığı sonucuna ulaşılmıştır.²⁰¹

Restorasyonda tercih edilen porselenin kalınlığının artması (0.7 mm'den fazla) polimerizasyon sırasındaki ışık geçişini azaltacağından rezin simanın yeteri kadar polimerize olması sağlanamayabilir.²²⁶ Yapılan çalışmalarda restorasyonun daha kalın ve daha koyu renkli olması ise ışık yoğunluğunun rezin simana optimum seviyede ulaşabilmesinin daha güç olmasına neden olacağı bildirilmiştir.^{196, 226, 227}

Bu tez çalışmasında Celtra Duo 0.4 mm grubunda ortalama ΔE değeri 2.63 ± 1.35 ve 0.6 mm grubunda ortalama ΔE 2.84 ± 1 bulundu.. O'Brien'in klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri tablosuna göre ΔE küçük bulunduğu için her 2 kalınlıkta da klinik olarak kabul edilebilir (ΔE : 2-3.5) sınırlar içerisinde bulundu. IPS e.max CAD 0.4 mm için ortalama ΔE değeri 4.79 ± 2.67 ve 0.6 mm için ortalama ΔE değeri 3.13 ± 1.49 bulundu. O'Brien'in klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri tablosuna göre IPS e.max CAD 0.6 mm klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde, IPS e.max CAD 0.4 mm klinik olarak kabul edilebilir sınırların dışında ($\Delta E > 3.5$) bulundu.

Kalınlıkların ikili olarak istatistiksel karşılaştırmalarında bu şekilde farklılıklar olmasına rağmen ($p < 0.05$) bu farklılıklar dörtlü interaksiyonları istatistiksel olarak ($p > 0.05$) etkilemedi. Buna bağlı olarak da kalınlık farklılıklarının materyallerin renk değişimi üzerine istatistiksel olarak önemli bir etkisinin olmadığı ($p > 0.05$) görüldü. Bu çalışmada 0.4 mm kalınlığındaki seramik lamina veneer örneklerine göre daha yüksek ΔE değerleri sergileyen 0.6 mm kalınlığındaki seramik lamina veneer örnekler arasında önemli farklılıklar ($p < 0.05$) bulundu. 0.4 mm kalınlıkta ortalama değer 3.71 ± 2.36 iken

0.6 mm kalınlıkta ortalama deęer 2.99 ± 1.40 olarak elde edildi. 0.6 mm'lik kalınlıkta elde edilen renk deęiřimi daha dūřüktür.

Bu sonuç 0.5 mm kalınlığındaki seramiklerin 1.0 mm kalınlığındaki seramiklere göre daha yüksek ΔE değerleri gösterdiğini bildiren çalışma ile ¹⁸¹ Çömlekoğlu ve ark. ¹⁸⁰ aynı seramik materyalini farklı kalınlık, arka plan ve rezin siman ile değerlendirdikleri ve tüm rezin siman türleri için 0.55 mm kalınlığındaki örnekler için elde edilen değerlerin 0.80 mm kalınlığındaki örneklerden önemli ölçüde daha yüksek olduğunu gösteren çalışmalarla uyumludur.

Aiquahtani ve ark.²⁰⁰ ışıkla polimerize rezin simanın farklı tonlarının, üç farklı seramik malzemenin iki farklı kalınlığının (0.5 mm ve 0.7 mm) rengi üzerindeki etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında rezin siman renginden, kalınlıktan ve seramik malzemenin türünden etkileneceğini belirtmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre 0.7 mm kalınlıktaki seramik numunelerin kullanımı, 0.5 mm kalınlığa kıyasla daha dūřk ΔE değerleri göstermiştir. Mevcut çalışmanın sonuçları literatürdeki bu verileri destekler niteliktedir.

Subaşı ve ark.²²⁸ 3 farklı CAD/CAM seramik materyalini 0.5 mm, 0.7 mm ve 1 mm olmak üzere 3 farklı kalınlıkta değerlendirdikleri başka bir çalışmada LDS materyalinde (e.max CAD) farklı kalınlarda meydana gelen renk değişimini, klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde bulunmuştur.

Arif ve ark.¹⁷³ yaptıkları bir çalışmada lamina veneer restorasyonların kalınlık grubunda, restoratif malzeme tipinin renk değişimi için önemli olduğunu ve bu bulgulara dayanarak, hem kalınlık hem de malzeme türünün kahve termal siklusundan sonra renk değişimini etkilediği sonucuna ulaşmıştır. alışmalarında içerisinde Celtra Duo ve IPS e.max CAD'in de dahil olduğu test edilen malzemelerden lityum disilikat cam seramiğin (IPS e.max CAD), renk açısından en stabil malzeme olduğu sonucuna ulaşmışlardır.

Seramiklerin, kahve de dahil olmak üzere içeceklerin boyanmasına maruz kaldığında kompozit rezin malzemelerinden daha fazla renk stabilitesine sahip olduğu bulgusu daha önce bildirilmiştir.^{221, 229} Bu nedenle, kahve içenlerde yüksek estetik öneme sahip alanlarda lamina restorasyonları yapılması düşünülüyorsa kompozit rezin malzemeler yerine cam seramik restorasyonlar tercih edilebilir.

Bu tez çalışmasında materyal olarak kullanılan Celtra Duo ve IPS e.max CAD arasında dörtlü interaksiyonlar açısından incelendiğinde kalınlık, siman, arka plan açısından istatistiksel olarak önemli bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$). Ancak ikili interaksiyonlarda (materyal-kalınlık) Celtra Duo materyalinin 0.4 mm uygulamasında elde edilen ortalama ΔE değeri (2.63 ± 1.35) diğerlerinden daha düşük elde edildi.

Bu çalışmanın limitasyonları, sadece LT, A1 lityum silikat ve türevli cam seramik materyallerin ve A2, A3 arka planda araştırılmış olmasıdır. Ek olarak, kompozit rezin dişler doğal dişin yerine arka plan olarak kullanıldı. Bundan dolayı yapay dişlerin optik özellikleri doğal dişlerden farklıdır. Farklı seramik materyallerin, farklı arka planda etkisi gelecekteki araştırmalarda dikkate alınmalıdır. Daha geniş bir renk yelpazesinin etkisini araştırmak için daha ileri çalışmalar gereklidir. Bu çalışmanın diğer bir limitasyonu ise örnekler sadece renk olarak kıyaslanmış olup 0.4 mm ve 0.6 mm materyallerin kırılma özelliklerini değerlendiren mekanik testlere tabi tutulmadı.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırlamaları dâhilinde, aşağıdaki sonuçlar çıkarıldı:

1. Celtra DUO ve IPS e.max CAD cam seramik blokların 0.4 mm ve 0.6 mm kalınlıkta hazırlanan lamina örneklerinin ΔE değerleri arasında istatistiksel olarak önemli bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).
2. Test edilen kompozit rezin ve rezin simanın farklı renklerini karşılaştırırken, renk değişikliği ile ilgili çeşitli tam seramik numune kombinasyonları arasında CIE L* a* b * renk parametreleri için istatistik olarak önemli bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).
3. Materyal tipi- materyal kalınlığı, materyal tipi- arka plan rengi, materyal kalınlığı- arka plan etkileşimlerinin istatistiksel olarak önemli farklılık gösterdi ($p<0.05$).

0.4 mm ve 0.6 mm kalınlıkla hazırlanan örnekler arasında istatistiksel olarak önemli bir farklılık bulunmadığından dolayı bu incelikte bir lamina restorasyonu klinik olarak optik özellikler açısından güvenilir olarak uygulanabilir ancak bu kalınlıkta hazırlanacak lamina restorasyonlar için materyalin mekanik özelliklerinin de ileride yapılacak olan çalışmalarla araştırılarak desteklenmesi gerekir.

KAYNAKLAR

1. Azer SS, Ayash GM, Johnston WM, Khalil MF, Rosenstiel SF. Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2006;96(6):397-401.
2. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am* 1992;36(3):765-82.
3. de Azevedo Cubas GB, Camacho GB, Demarco FF, Pereira-Cenci T. The Effect of Luting Agents and Ceramic Thickness on the Color Variation of Different Ceramics against a Chromatic Background. *Eur J Dent* 2011;5(3):245-52.
4. Terzioglu H, Yilmaz B, Yurdukoru B. The effect of different shades of specific luting agents and IPS empress ceramic thickness on overall color. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2009;29(5):499-505.
5. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent* 1986;56(1):35-40.
6. Azer SS, Rosenstiel SF, Seghi RR, Johnston WM. Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. *J Prosthet Dent* 2011;106(3):179-83.
7. Carossa S, Lombardo S, Pera P, Corsalini M, Rastello ML, Preti PG. Influence of posts and cores on light transmission through different all-ceramic crowns: spectrophotometric and clinical evaluation. *Int J Prosthodont* 2001;14(1):9-14.
8. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98(5):389-404.
9. Yaman P, Qazi SR, Dennison JB, Razzoog ME. Effect of adding opaque porcelain on the final color of porcelain laminates. *J Prosthet Dent* 1997;77(2):136-40.

10. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent* 2000;83(4):412-7.
11. Barath VS, Faber FJ, Westland S, Niedermeier W. Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. *Adv Dent Res* 2003;17:55-60.
12. Barao VA, Gennari-Filho H, Goiato MC, dos Santos DM, Pesqueira AA. Factors to achieve aesthetics in all-ceramic restorations. *J Craniofac Surg* 2010;21(6):2007-12.
13. Douglas RD, Przybylska M. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *J Prosthet Dent* 1999;82(2):143-9.
14. Chang J, Da Silva JD, Sakai M, Kristiansen J, Ishikawa-Nagai S. The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *J Dent* 2009;37(12):937-43.
15. Dozic A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, van der Zel J, Feilzer AJ. The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003;90(6):563-70.
16. Chaiyabutr Y, Kois JC, Lebeau D, Nunokawa G. Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *J Prosthet Dent* 2011;105(2):83-90.
17. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am* 1985;29(4):621-44.
18. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent* 2004;91(2):136-43.

19. van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent* 1999;20(12):1115-24, 26 passim; quiz 36.
20. Powers J, Sakaguchi R. Craig's restorative dental materials. In: *Scope and history of restorative materials* 12th ed. St. Louis: Mosby Elsevier Inc. 2006:2-12.
21. Wohlwend A, Strub JR, Scharer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *Int J Prosthodont* 1989;2(1):13-26.
22. Akin E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. 3. Baskı, İstanbul; İstanbul Basımevi. 1990.
23. Maloney WJ, Maloney MP. Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. *J Mass Dent Soc* 2009;58(2):28-9.
24. Kelly J, Nishimura I, Campbell S. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75(1):18-32.
25. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):viii, 513-30.
26. Anusavice K, Philips R, Skinner E. Physical properties of dental materials. In: Anusavice KJ, ed. *Philips Science of Dental Materials*. 11th ed., Philadelphia, WB Saunders. 2003;37-44.
27. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;85(1):61-6.
28. Vines RF, Semmelman JO, Lee PW, Fonvielle FD. Mechanisms involved in securing dense, vitrified ceramics from pre-shaped partly crystalline bodies. *J Am Ceram Soc*. 1958;4:304-8.
29. Bayindir F, Koseoglu M. The effect of restoration thickness and resin cement shade on the color and translucency of a high-translucency monolithic zirconia. *J Prosthet Dent* 2020;123(1):149-54.

30. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992;67(6):859-65.
31. Weinstein M, Weinstein AB. Porcelain Covered Metal-Reinforced Teeth, US Patent No. 3,052,983, Sept. 11.
32. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965;119(6):251-67.
33. Qualtrough AJ, Piddock V. Ceramics update. *J Dent* 1997;25(2):91-5.
34. Sjogren G, Lantto R, Tillberg A. Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. *J Prosthet Dent* 1999;81(3):277-84.
35. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection* (Fourth edition). Chicago: Quintessence Publishing, 55.
36. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92(6):557-62.
37. Denry IL. Recent Advances in Ceramics for Dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 7(2), 134–143.
38. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater* 2011;27(1):83-96.
39. Chen YM, Smales RJ, Yip KH, Sung WJ. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent Mater* 2008;24(11):1506-11.
40. Chu S. Current clinical strategies with lithium-disilicate restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2012;33(1):64, 66-7.
41. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002;88(1):4-9.

42. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J Prosthet Dent 2007;98(2):120-8.
43. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. J Dent 2005;33(1):9-18.
44. Sjogren G, Molin M, van Dijken JW. A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. Int J Prosthodont 2004;17(2):241-6.
45. Nayır E. Porselen ve metal-porselen bağlantısı. In: John McCabe (ed). Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi. 7. Baskı, İstanbul; İstanbul Üniv Diş Hek Fak Yayınları. 1999;64-70.
46. Sakaguchi R, Powers J. Ceramics. In: Craig's Restorative Dental Materials.2012. Eds: Powers JM, 13th Ed. Saint Louis: Mosby, p. 253-75.
47. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: A.Ü. Basımevi. 93-200.
48. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc 1997;128(3):297-307.
49. Coşkun A, Yaluğ, S. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri.Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi; (2002): 5(2), 97–102.
50. Denry I HJ, 2010. Ceramics for Dental Applications: A Review. Materials, 3, 1, 351-68.
51. Borges GA AP, Miranzi BA, Platt JA, Valentino TA, dos Santos PH, 2008. Influence of different ceramics on resin cement Knoop Hardness Number. Operative dentistry, 33, 6, 622-8.

52. Bayrak S. Farklı rezin simanların tam seramik restorasyonların rengi üzerindeki etkisinin İncelenmesi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi. Kasım-2018.
53. Gökçe H, Beydemir B. Yüksek dirençli seramik sistemlerin dayanıklılığı: Derleme. Gülhane Tıp Derg. 2002;44(4):457-63.
54. Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. (4th ed.) Elsevier Health Sciences, 2006: 175-178.
55. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, Cain JR, Mitchell DL, Blanco LJ, Kessler J. Fundamentals of fixed prosthodontics. Baskı. Quintessence Publishing Company, 2012: 131.
56. Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M. Tüm Seramik Kronlar. Ege Üniv. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, 2002, 90.
57. Shillingburg H, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. All ceramic restorations. In: Shillingburg, HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics, 3rd ed., Canada; Quintessence Pub Co Inc. 1997;433-54.
58. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. Int J Prosthodont 2015;28(3):227-35.
59. Şener D, Türker B. Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2009;19(1):61-7.
60. Kingery W, Bowen H, Uhlmann D. Introduction to Ceramics. 2nd Ed. New York: John Wiley & Sons Ltd; 1976.
61. McLean J. Proceedings of the First International Symposium on Dental Ceramics. Chicago: Quintessence Publishing Co;1983.

62. Goldstein GR, Barnhard BR, Penugonda B. Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods. *J Prosthet Dent* 1991;65(5):627-34.
63. Pini NP, Aguiar FH, Lima DA, Lovadino JR, Terada RS, Pascotto RC. Advances in dental veneers: materials, applications, and techniques. *Clin Cosmet Investig Dent* 2012;4:9-16.
64. A. IV. Scientific documentation IPS e. max® Press. Liechtenstein: Ivoclar Vivadent, 2005.
65. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler, Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları (2004).
66. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2002;23(10):911-6, 8, 20 passim; quiz 24.
67. Kurbad A, Reichel K. Multicolored ceramic blocks as an esthetic solution for anterior restorations. *Int J Comput Dent* 2006;9(1):69-82.
68. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1995;74(2):145-50.
69. Yavuzylmaz H. Metal Destekli Estetik Kuronlar. Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, 192-196.
70. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002;15(4):339-46.
71. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. *Acta Odontol Turc* 2005;22(1):49.
72. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002;88(1):10-5.

73. Awliya W, Oden A, Yaman P, Dennison J, Razzoog M. Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontol Scand*, 56, 1, 9-13.
74. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985), 36, 2, 105-13.
75. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 76, 2, 140-4.
76. Zaher AM, Hochstedler JL, Rueggeberg FA, Kee EL. Shear bond strength of zirconia-based ceramics veneered with 2 different techniques. *J Prosthet Dent* 2017;118(2):221-7.
77. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 2011;56 Suppl 1:84-96.
78. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont* 1992;5(1):9-16.
79. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am* 2011;55(2):333-52, ix.
80. Ritzberger C, Apel E, Höland W, Peschke A, Rheinberger V. Properties and Clinical Application of Three Types of Dental Glass-Ceramics and Ceramics for CAD-CAM Technologies. *Materials*, 3, 6, 3700-13.
81. Ivoclar Vivadent. Scientific documentation IPS E.max Esthetic®Liechtenstein: Ivoclar Vivadent, 2005.

82. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000;53(4):297-303.
83. Denry IL, Holloway JA. Effect of sodium content on the crystallization behavior of fluoramphibole glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*. 2002;63(1):48-52.
84. Oh S, Dong J, Lüthy H, Schärer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont*. 2000;13(6):468-72.
85. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc* 2006;137(4):514-22.
86. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc* 2010;141 Suppl 2:10S-4S.
87. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137 Suppl:14S-21S.
88. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14(3):231-8.
89. S. Krüger JD, C. Ritzberger, W. Höland. Nucleation kinetics of lithium metasilicate in ZrO₂-bearing lithium disilicate glasses for dental application,” *International Journal of Applied Glass Science*, vol. 4, no. 1, pp. 9–19, 2013.
90. Zimmermann M, Mehl A, Reich S. New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *Int J Comput Dent* 2013;16(2):173-81.
91. Dentsply S. Celtra® Duo Zirconia – Reinforced Lithium Silicate (ZLS) CAD/CAM Restorative, Brochure.

92. Anusavice KJ, Phillips R. Phillips' Science of Dental Materials. St. Louis: Saunders. 805.
93. O'Brien T, Shoja-Assadi F, Lea SC, Burke FJ, Palin WM. Extrinsic energy sources affect hardness through depth during set of a glass-ionomer cement. *J Dent* 2010;38(6):490-5.
94. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007;28(26):3757-85.
95. Burke FT. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dental Update*, 32(5), 251–260.
96. McComb D. Adhesive luting cements--classes, criteria, and usage. *Compend Contin Educ Dent* 1996;17(8):759-62, 64 passim; quiz 74.
97. Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB. Practical clinical considerations of luting cements: A review. *J Int Oral Health* 2014;6(1):116-20.
98. White SN, Yu Z, Kipnis V. Effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent* 1992;68(3):476-81.
99. de la Macorra JC, Pradies G. Conventional and adhesive luting cements. *Clin Oral Investig* 2002;6(4):198-204.
100. Silva e Souza MH, Jr., Carneiro KG, Lobato MF, Silva e Souza Pde A, de Goes MF. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci* 2010;18(3):207-14.
101. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89(3):268-74.

102. Silva e Souza MHJ, Carneiro KG, Lobato MF, Silva e Souza Pde A, de Goes MF. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci* 2010;18(3):207-14.
103. Phillips R, Skinner E. *Skinner's science of dental materials*. 9th ed. 1991, Philadelphia: Saunders. xv, 597 p.
104. Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Oper Dent* 1993;18(2):48-55.
105. Van Landuyt KL, Nawrot T, Geebelen B, De Munck J, Snauwaert J, Yoshihara K, Scheers H, Godderis L, Hoet P, Van Meerbeek B. How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dent Mater* 2011;27(8):723-47.
106. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Haller A, Schmalz G. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. *Clin Oral Investig* 2001;5(3):156-61.
107. el-Badrawy WA, el-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent* 1995;73(6):515-24.
108. ALGhazali N, Laukner J, Burnside G, Jarad FD, Smith PW, Preston AJ. An investigation into the effect of try-in pastes, uncured and cured resin cements on the overall color of ceramic veneer restorations: an in vitro study. *J Dent* 2010;38 Suppl 2:e78-86.
109. Pegoraro TA dSN, Carvalho RM. Cements for Use in Esthetic Dentistry. *Dent Clin N Am* 2007; 51: 453–471.
110. Lu H, Mehmood A, Chow A, Powers JM. Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents. *J Prosthet Dent* 2005;94(6):549-54.

111. Noie F, O'Keefe KL, Powers JM. Color stability of resin cements after accelerated aging. *Int J Prosthodont* 1995;8(1):51-5.
112. Tanoue N, Koishi Y, Atsuta M, Matsumura H. Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *J Oral Rehabil* 2003;30(10):1015-21.
113. Nathanson D, Banasr F. Color stability of resin cements--an in vitro study. *Pract Proced Aesthet Dent* 2002;14(6):449-55; quiz 56.
114. Berrong JM, Weed RM, Schwartz IS. Color stability of selected dual-cure composite resin cements. *J Prosthodont* 1993;2(1):24-7.
115. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):v, 341-58.
116. Paravina R, Powers J. *Esthetic Color Training in Dentistry*. Elsevier Mosby, St. Louis 2004.
117. RS. B. Billmeyer and Saltzman's principles of color technology. 3rd ed. New York: John Wiley & Sons Inc; 2000. p.88-92.
118. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003;23(5):467-79.
119. Ulusoy M. Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Diş Hek Fak Derg.*, 1992. 13: p. 29-36.
120. Çal E, Güneri P, Bıçakçı A. Diş hekimliğindeki estetik ikilem: Diş Rengi. *Ege Üniversitesi Diş Hek Fak Derg* 2005;26(2):117-25.
121. Chu SJ, Devigus A MA. *Fundamentals of Color: Shade Matching and Communication in Esthetic Dentistry*. Illinois: Quintessence Publishing, 2004:1-99.

122. Hugo B, Witzel T, Klaiber B. Comparison of in vivo visual and computer-aided tooth shade determination. Clin Oral Investig 2005;9(4):244-50.
123. Sproull RC. Color matching in dentistry. I. The three-dimensional nature of color. J Prosthet Dent 1973;29(4):416-24.
124. <http://blog.luxexcel.com/printed-optics/light-spectrum/>. Af.
125. Yuan JC, Brewer JD, Monaco EA, Jr., Davis EL. Defining a natural tooth color space based on a 3-dimensional shade system. J Prosthet Dent 2007;98(2):110-9.
126. Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. J Dent Res 1989;68(5):819-22.
127. Ferracane JL. Materials in dentistry : principles and applications. 2nd ed ed. 2001, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. xiv, 354 p.
128. O'Brien WJ, Hemmendinger H, Boenke KM, Linger JB, Groh CL. Color distribution of three regions of extracted human teeth. Dent Mater 1997;13(3):179-85.
129. Cho BH, Lee YK. A shade guide model based on the color distribution of natural teeth. Color Research & Application, 32(4), 278–283.
130. McPhee ER. Extrinsic coloration of ceramometal restorations. Dent Clin North Am, 1985. 29(4): p. 645-66.
131. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. 1973. J Prosthet Dent 2001;86(5):458-64.
132. <http://munsell.com/wp-content/uploads/2015/06/range-unique-hue-normalobservers.jpg>.
133. <http://ulm.edu/~fassett/reviews/images-review/value-scale.gif>.
134. Ubassy G. Shape and Color. Hong Kong: Quintessence Publishing Co 1993.

135. Mayekar SM. Shades of a color. Illusion or reality? Dent Clin North Am 2001;45(1):155-72, vii.
136. Sengün E. Lamina Restorasyonlarında Kullanılan Seramiklerin Rengi ile Işık Geçirgenliğinin ve Rezin Siman Renginin,Restorasyonların Renk Uyumuna Etkisi. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.Doktora Tezi.2015.
137. Frich ACsMGAfhwc-, guide.com/color-spaces.html.
138. Cid. LE. A colour appearance model for colour management systems: CIECAM02. . Viena, Austria: Central Bureau of CIE; 2004.
139. Reis M. Shade Selection and Colour. Report-Research and Development Ivoclar-Vivadent. 2000;13:18-24.
140. http://dba.med.sc.edu/price/irf/Adobe_tg/models/images/CIELAB.gif.
141. Razzoog ME LB, Russell M, May KB. A comparison of the color stability of conventional and titanium dental porcelain. J Prosthet Dent 1994;72(5):453-56.
142. Scharer P, Rinn L, Kopp F. Esthetic Guideliness for Restorative Dentistry. Chicago: Quintessence Publishing Co,1982:13-26.
143. Fischer J. Esthetics and prosthetics : an interdisciplinary consideration of the state of the art. 1999, Chicago: Quintessence Pub. Co. x, 207 p.
144. Liu MC, Aquilino SA, Lund PS, Vargas MA, Diaz-Arnold AM, Gratton DG, Qian F. Human perception of dental porcelain translucency correlated to spectrophotometric measurements. J Prosthodont 2010;19(3):187-93.
145. Antonson SA, Anusavice KJ. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. Int J Prosthodont 2001;14(4):316-20.
146. Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. Int J Prosthodont 1995;8(1):79-86.

147. Lee YK. Opalescence of human teeth and dental esthetic restorative materials. *Dent Mater J* 2016;35(6):845-54.
148. Bayındır F, Wee AG. The use of computer aided systems on tooth shade matching. *Hacettepe Dişhek Fak Derg*, 2006. 30(40-46).
149. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent* 1998;80(6):642-8.
150. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent* 2004; 32(1): 3–12.
151. Cal E, Sonugelen M, Guneri P, Kesercioglu A, Kose T. Application of a digital technique in evaluating the reliability of shade guides. *J Oral Rehabil* 2004;31(5):483-91.
152. van der Burgt TP, ten Bosch JJ, Borsboom PC, Kortsmit WJ. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *J Prosthet Dent* 1990;63(2):155-62.
153. Da Silva JD, Park SE, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *J Prosthet Dent* 2008;99(5):361-8.
154. Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent* 2002;87(6):657-66.
155. Keyf F, Uzun G, Altunsoy S. Diş Hekimliğinde Renk Seçimi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg* 2009;33(4):52-8.
156. Lee YK, Lim BS, Kim CW, Powers JM. Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *J Esthet Restor Dent* 2001;13(3):179-86.

157. Ahn J, Lee Y. Color distribution of a shade guide in the value, chroma, and hue scale, J Prosthet Dent 2008;100(1): 18-28.
158. Cho BH, Lim YK, Lee YK. Comparison of the color of natural teeth measured by a colorimeter and Shade Vision System. Dent Mater 2007;23(10):1307-12.
159. [http://www.3nh.com/inc/uploads/product/201412/200\(1\).jpg](http://www.3nh.com/inc/uploads/product/201412/200(1).jpg).
160. Johnston WM. Color measurement in dentistry. J Dent 2009;37 Suppl 1:e2-6.
161. Lehmann KM, Igiel C, Schmidtman I, Scheller H. Four color-measuring devices compared with a spectrophotometric reference system. J Dent 2010;38 Suppl 2:e65-70.
162. Park JH, Lee YK, Lim BS. Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. J Prosthet Dent 2006;96(6):402-11.
163. Schmitter M, Mussotter K, Hassel AJ. Interexaminer reliability in the clinical measurement of L*C*h* values using a laminar spectrophotometer. Int J Prosthodont 2008;21(5):422-4.
164. <https://www.asdi.com/getattachment/436317c7-f343-4ab1-9bb6-ab030f17e229/HandHeld-2-Portable-Spectroradiometer.aspx>.
165. Wee AG, Kang EY, Johnston WM, Seghi RR. Evaluating porcelain color match of different porcelain shade-matching systems. J Esthet Dent 2000;12(5):271-80.
166. Cal E, Guneri P, Kose T. Comparison of digital and spectrophotometric measurements of colour shade guides. J Oral Rehabil 2006;33(3):221-8.
167. Ishikawa-Nagai S, Ishibashi K, Tsuruta O, Weber HP. Reproducibility of tooth color gradation using a computer color-matching technique applied to ceramic restorations. J Prosthet Dent 2005;93(2):129-37.
168. Clark JA. Double Beam UV-Visible Absorption Spectrophotometer. 2006 [cited 2016; Available from: <http://www.chemguide.co.uk/analysis/uvvisiblemenu.html>.

169. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. J Dent 2010;38 Suppl 2:e2-16.
170. <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/Technician-Solutions/Shade-determination/Digital-solutions/VITA-Easyshade-V-78900,27568.html>.
171. https://www.vita-zahnfabrik.com/pdb_GG2G50G200_en h.
172. Kurklu D, Azer S, Yilmaz B, Johnston W. Porcelain thickness and cement shade effects on the colour and translucency of porcelain veneering materials. J Dent. 2013;41:1043–50.
173. Arif R, Yilmaz B, Johnston W. In vitro color stainability and relative translucency of CAD-CAM restorative materials used for laminate veneers and complete crowns. J Prosthet Dent. 2019;122(2):160-166.
174. Heydecke G, Zhang F, Razzoog M. In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. J Prosthet Dent 2001;85(6):551-7.
175. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, E. H. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. J Prosthet Dent 2002;88(6):585-90.
176. Omar H, Atta O, El-Mowafy O, Khan S. Effect of CAD-CAM porcelain veneers thickness on their cemented color. J Dent 2010;38(2):95-99.
177. Turgut S, Bagis B. Colour stability of laminate veneers: an in vitro study. J Dent 2011;39(3):57-64.
178. Turgut S, Bagis B. Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. J Prosthet Dent 2013;109(3):179-86.
179. Anusavice K. Degradability of dental ceramics Adv Dent Res 1992; 6(1): 82-89.
180. Comlekoglu ME, Paken G, Tan F, Dundar-Comlekoglu M, Ozcan M, Akan E, Aladag A. Evaluation of Different Thickness, Die Color, and Resin Cement Shade for Veneers of Multilayered CAD/CAM Blocks. J Prosthodont 2016;25(7):563-9.

181. Turgut S, Bagis B, Ayaz E. Achieving the desired colour in discoloured teeth, using leucite-based cad-cam laminate systems. *J Dent*. 2014;42:68–74.
182. Hassel. AJ, Koke. U, Schmitter. M, Beck. J, P. R. Clinical effect of different shade guide systems on the tooth shades of ceramic-veneered restorations. *Int J Prosthodont*. 2005;18:422–6.
183. Niu E, Agustin M, RD. D. Color match of machinable lithium disilicate ceramics: effects of cement color and thickness. *J Prosthet Dent*. 2013;111:42–50.
184. Xing W, Chen X, Ren D, Zhan K, Wang Y. The effect of ceramic thickness and resin cement shades on the color matching of ceramic veneers in discolored teeth. *Odontology* (2017) 105:460–466.
185. Schmitter M, Seydler B. Minimally invasive lithium disilicate ceramic veneers fabricated using chairside CAD/CAM: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2012;107(2):71-4.
186. Raptis N, Michalakis K, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2006. 26(1): p. 31-41.
187. Li Q, Wang Y. Comparison of shade matching by visual observation and an intraoral dental colorimeter. *J Oral Rehabil*, 2007. 34(11): p. 848-54.
188. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent* 2000;28(3):163-77.
189. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res* 2014;93(12):1235-42.
190. Eldwakhly E, Ahmed DRM, Soliman M, Abbas MM, Badrawy W. Color and translucency stability of novel restorative CAD/CAM materials. *Dental and medical problems* 2019;56(4):349-56.

191. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res* 2017;31(suppl 1):e58.
192. Preis V, Behr M, Hahnel S, M. R. Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dental Materials*, vol. 31, no. 11, pp. 1363–1369, 2015.
193. Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, JA. vF. Light transmission through all-ceramic dental materials: A pilot study. *J Prosthet Dent* 2004; 91(5): 441-446.
194. Chu FC, Chow TW, Chai J. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *J Prosthet Dent* 2007;98(5):359-64.
195. Koishi Y, Tanoue N, Matsumura H, M. A. Colour reproducibility of a photo-activated prosthetic composite with different thicknesses. *J Oral Rehabil* 2001;28(9):799-804.
196. Peixoto R, Paulinelli V, Sander H, Lanza M, Cury L, Poletto L. Light transmission through porcelain. *Dent Mater* 2007; 23: 1363–1368.
197. Xing W, Jiang T, Ma X ea. Evaluation of the esthetic effect of resin cements and try-in pastes on ceromer veneers. *J Dent* 2010;38(2):87-94.
198. Balderamos L, O'Keefe K, Powers J. Color accuracy of resin cements and try-in pastes. *Int J Prosthodont* 1997;10(2):111-5.
199. Perroni A, Kaizerb M, Della Bona A, Moraes R, Boscato N. Influence of light-cured luting agents and associated factors on the color of ceramic laminate veneers: A systematic review of in vitro studies. *Dent Mater*. 2018;34(11):1610-1624.
200. Alqahtani M, Aljurais R, Alshaafi M. The effects of different shades of resin luting cements on the color of ceramic veneers. *Dent Mater J* 2012;31(3):354-61.

201. Alghazzawi T, Lemons J, Liu P, Essig M, Janowski G. Evaluation of the optical properties of CAD-CAM generated yttria-stabilized zirconia and glass-ceramic laminate veneers. *J Prosthet Dent* 2012;107(5):300-8.
202. Sulaiman T, Abdulmajeed A, Donovan T, et al. Degree of conversion of dual-polymerizing cements light polymerized through monolithic zirconia of different thicknesses and types. *J Prosthet Dent* 2015;114(1):103-08.
203. Usumez A, Ozturk A, Usumez S, Ozturk B. The efficiency of different light sources to polymerize resin cement beneath porcelain laminate veneers. *J Oral Rehabil*, 2004. 31(2): p. 160-5.
204. Blackman R, Barghi N, Duke E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J Prosthet Dent*, 1990. 63(3): p. 295-300.
205. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, A. K. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *J Dent* 2011;39(1):30-36.
206. Lu H, Powers J. Color stability of resin cements after accelerated aging. *Am J Dent* 2004;17(5): 354-358.
207. Küçükeşmen H, Üşümez A, Öztürk N, Eroğlu E. Change of shade by light polymerization in a resin cement polymerized beneath a ceramic restoration. *J Dent* 2008; 36: (3) 219–223.
208. Nanhatson D, Banasr F. Color stability of resin cements-an in vitro study. *Pract Proced Aesthet Dent* 2002;14(6): 449-455.
209. Bektaş Ö, Siso Ş, Eren D. Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamalar. *EÜ Diş Hek Fak Derg.* 2006;27:117-24.
210. Pegoraro TA, da Silva NR, RM. C. Cements for Use in Esthetic Dentistry. *Dent Clin N Am*, 2007. 51: p. 453-471.

211. Cardash H, Baharav H, Pilo R, Ben-Amar A. The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement. *J Prosthet Dent* 1993; 69(6): 620-623.
212. Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin Composite Properties and Energy Density of Light Cure. *J Dent Res* 2005; 84(7): 659-662.
213. Lee Y, Yu B, Lee S, Cho M, Lee C, Lim H. Variation in instrument-based color coordinates of esthetic restorative materials by measurement method-A review. *Dent Mater* 2010;26:1098-1105.
214. Ozturk O, Uludag B, Usumez A. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent* 2008;100:99-106.
215. Klemetti E, Matela A, Haag P, Kononen M. Shade selection performed by novice dental professionals and colorimeter. *J Oral Rehabil* 2006; 33(1): 31-35.
216. Dozic A, Kleverlann C, El-Zohairy A, Feilzer A, Khashayar G. Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *J Prosthodont* 2007;16(2): 93-100.
217. Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V. Shading of ceramic crowns using digital tooth shade matching devices. *Int J Comput Dent*. 2005 Apr;8(2):129-52.
218. Chen X, Hong G, Xing W, Wang Y. The influence of resin cements on the final color of ceramic veneers. *J ProsthodontRes* 2015;59:172–7.
219. Perroni AP, Amaral C, Kaizer MR, Moraes R, Boscato N. Shade of Resin-Based Luting Agents and Final Color of Porcelain Veneers. *J Esthet Restor Dent* 2016;28(5):295-303.
220. Hernandez DK, Arrais CA, Lima E, Cesar PF, Rodrigues JA. Influence of resin cement shade on the color and translucency of ceramic veneers. *J Appl Oral Sci* 2016;24(4):391-6.

221. Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *J Prosthet Dent* 2016;115(1):71-5.
222. Xing W, Chen X, Ren D, Zhan K, Wang Y. The effect of ceramic thickness and resin cement shades on the color matching of ceramic veneers in discolored teeth. *Odontology* 2017;105(4):460-6.
223. Stevenson B, Ibbetson R. The effect of the substructure on the colour of samples/restorations veneered with ceramic: a literature review. *J Dent*. 2010;38:361–8.
224. Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent* 2018;119(4):593-9.
225. Kanchanasavita W, Triwatana P, Suputtamongkol K, Thanapitak A, Chatchaiganan M. Contrast ratio of six zirconia-based dental ceramics. *J Prosthodont* 2014;23(6):456-61.
226. Myers M, Caughman W, Rueggeberg F. Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *J Prosthodont* 1994; 3: 149–157.
227. Kılıçarslan M, Zaimoğlu A, Haskan H. Influence of Ceramic Shade and Thickness on the Polymerization Depth of Different Resin Luting Cements. *J Dental Sci* 2008; 14(3): 129-136.
228. Subasi MG, Alp G, Johnston WM, Yilmaz B. Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *J Dent* 2018;71:38-42.
229. Gawriolek M, Sikorska E, Ferreira LF, Costa AI, Khmelinskii I, Krawczyk A, Sikorski M, Koczorowski PR. Color and luminescence stability of selected dental materials in vitro. *J Prosthodont* 2012;21(2):112-22.

EKLER

EK 1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı: Özge SANCAKTAR
Doğum Tarihi: 08.01.1991
Doğum Yeri: Kadıköy/İstanbul
Medeni Hali: Bekâr
Uyruğu: T.C.
Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 25240, ERZURUM
Tel: 04422231751
Faks: 04422231751
E-mail: dtozgesancaktar@gmail.com
Eğitim
Lise: Bahçeşehir Atatürk Lisesi
Lisans: Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2010-2015)
Uzmanlık: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2017-Devam Ediyor)
Yabancı Dil Bilgisi
İngilizce: 61,25 (TIPDİL 2015)
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar
International Association of Dental Research (IADR)
İlgi Alanları ve Hobiler

EK 2. ETİK KURUL ONAYI



T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

12.09.2019

Sayı: 47

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

05.09.2019 tarihli yazınız ekinde gönderilen Prof. Dr. Funda BAYINDIR'ın danışmanlığında Arş. Gör. Dr. Özge SANCAKTAR'ın hazırladığı "*Farklı Restorasyon Kalınlığı, Arka Plan ve Rezin Siman Renginin CAD/CAM Cam Seramik Materyalleri Üzerindeki Renk Değişiminin İncelenmesi*" Uzmanlık Tezinin etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.

Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM
Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. Funda BAYINDIR
Arş. Gör. Dr. Özge SANCAKTAR
Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM
Prof. Dr. ...
Prof. Dr. ...
Prof. Dr. ...

Eki: Etik Kurul Kararı

Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı ERZURUM
Tel : (442) 2360942



ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 12/09/2019
Oturum Sayısı: 06/ 2019

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	Prof. Dr. Funda BAYINDIR Arş. Gör. Dr. Özge SANCAKTAR
Araştırmanın Açık Adı	Farklı Restorasyon Kalınlığı, Arka Plan ve Rezin Siman Renginin CAD/CAM Cam Seramik Materyalleri Üzerindeki Renk Değişiminin İncelenmesi
Karar No	47.
Ahuan Karar	Prof. Dr. Funda BAYINDIR'ın danışmanlığında Arş. Gör. Dr. Özge SANCAKTAR'ın hazırladığı "Farklı Restorasyon Kalınlığı, Arka Plan ve Rezin Siman Renginin CAD/CAM Cam Seramik Materyalleri Üzerindeki Renk Değişiminin İncelenmesi" Uzmanlık Tezinin Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına mevcudun ayırlığı ile karar verildi.

Prof. Dr. Abdolvahit ERDEM
Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. Nilgün SEVEN
ÜYE

Prof. Dr. Recto ORBAK
ÜYE

Prof. Dr. A. Berhan YILMAZ
ÜYE

Prof. Dr. Ümit ERTAŞ
ÜYE (Katılmadı)

Prof. Dr. Nurettin YILMAZ
Diy. No: 130
Atatürk Üni. Diş. Fak. Fak.
Prof. Dr. 11-1