



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**YAPIŞTIRMA SİMANININ RENGİNİN GÜNCEL  
MONOLİTİK CAD/CAM RESTORASYONLARIN SONUÇ  
RENGİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**DOKTORA**

**Ahmet Serkan KÜÇÜKEKENCİ**

**Samsun  
Kasım-2015**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**YAPIŞTIRMA SİMANININ RENGİNİN GÜNCEL  
MONOLİTİK CAD/CAM RESTORASYONLARIN SONUÇ  
RENGİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**DOKTORA**

**Ahmet Serkan KÜÇÜKEKENCİ**

**Danışman  
Doç. Dr. Murat KURT**

**Samsun  
Kasım-2015**

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübesiyle bana her zaman yol gösterip destekleyen, tezimin her aşamasında emeğini ve yardımını esirgemeyen değerli hocam, tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Murat KURT' a,

Tezime olan katkıları, harcadıkları vakit ve yapıcı eleştirileri için tez izleme komitesinde yer alan değerli hocalarım Sayın Doç. Dr. Tolga KÜLÜNK ve Sayın Doç. Dr. Bora ÖZDEN' e,

Engin bilgi ve özverisiyle tezime yaptığı katkılarından dolayı Sayın Prof. Dr. Özgür İNAN' a

Lisans ve doktora eğitimime olan katkılarından dolayı değerli Protetik Diş Tedavisi AD Öğretim Üyelerine,

Araştırma görevlisi olarak çalıştığım Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı Sayın Prof. Dr. Varol ÇANAKÇI' ya ve Protetik Diş Tedavisi AD Öğretim Üyelerine,

Tez verilerimin istatistiksel olarak incelenmesinde ve mesleki hayatımda her konuda bana yardımcı olan değerli hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Doğu Ömür DEDE' ye,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum sevgili asistan arkadaşlarım Dt. Meltem BEKTAŞ KÖMÜRCÜOĞLU ve Dt. Sezgi CİNEL' e,

Doktora eğitimim boyunca, bana destek veren sevgili arkadaşım Dr. Dt. İsmail KAYA' ya ve eşi Dt. Özlem AKBELEN KAYA' ya,

Tüm eğitim ve öğretim hayatım boyunca maddi ve manevi desteğini benden esirgemeyen, bugünlerimi borçlu olduğum canım aileme,

Sevgi ve desteğiyle her anımda yanımda olan biricik eşim Dt. Funda FUNDAOĞLU KÜÇÜKEKENCİ' ye

Teşekkür ederim.

## ÖZET

### YAPIŞTIRMA SİMANININ RENGİNİN GÜNCEL MONOLİTİK CAD/CAM RESTORASYONLARIN SONUÇ RENGİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN İNCELENMESİ

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı; farklı renk ve yapıdaki yapıştırma simanlarının güncel monolitik Cad/Cam restorasyonların sonuç rengine olan etkisinin değerlendirilmesidir.

**Materyal ve Metod:** Altı farklı yapıdaki A2 renk Cad/Cam bloklardan (Vitabloc Mark II, IPS e.max CAD HT, inCoris TZI, Vita Suprinity HT, Lava Ultimate, Vita Enamic), boyutları 14×12×1,5 mm olacak şekilde her grup için 10' ar tane olmak üzere toplam 60 örnek elde edildi. Örneklerin siman uygulamadan önce ilk renk ölçümleri spektrofotometre cihazıyla ölçülerek CIE Lab renk sisteminde kaydedildi. A1, A3O, B0.5, translüsent renklerdeki RelyX Ultimate simandan ve A2, A30, translüsent renklerdeki RelyX U200 simandan her grup için 10' ar tane olmak üzere 14×12×1,5 mm boyutunda toplam 70 örnek hazırlandı ve seramik örnekler optik olarak bağlandıktan sonra ikinci renk ölçümleri yapıldı. Renk farklılıkları ( $\Delta E$ ) hesaplanarak üç yönlü Varyans Analizi (Anova) ve Tukey HSD testi ile istatistiksel analizleri gerçekleştirildi.

**Bulgular:** Seramik örneklerin tümünde, siman uygulaması sonrası renk değişikliği meydana gelmiştir ( $p < 0,05$ ). Her iki simana ait, translüsent siman grubunun, aynı kimyasal yapıdaki seramik grubuna ait örnekler uygulandığında sonuç rengini üzerinde fark yaratmadığı, A3O siman grubunun ise fark yarattığı görüldü. Aynı kimyasal yapı ve renkteki simana ait örneklerin, farklı kimyasal yapıdaki seramik grubuna ait örneklerin sonuç renginde farklı etki yarattığı görüldü.

**Sonuç:** Tam seramik restorasyonlarda istenilen sonuç rengini elde etmek için; kullanılacak tam seramiğin renk ve yapısına uygun olan, renk ve kimyasal yapıdaki simanın kullanımı ve simanların klinik uygulamalarından önce test edilmesi önerilmektedir.

**Anahtar kelimeler:** Cad/Cam; Final Renk; Monolitik Seramik; Rezin Siman

**Dt. Ahmet Serkan KÜÇÜKEKENCİ, Doktora Tezi**  
**Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Kasım-2015**

## ABSTRACT

### INVESTIGATION OF THE EFFECT OF LUTING CEMENT COLOR ON THE FINAL COLOR OF CURRENT CAD/CAM MONOLITHIC ALL CERAMIC RESTORATIONS

**Aim:** The aim of this study is to evaluate the optical properties of luting cements effects on the final color of current Cad/Cam monolithic all ceramics.

**Material and Metod:** Six types of Cad/Cam all ceramic blocks with A2 shade (Vitabloc Mark II, IPS e.max CAD HT, inCoris TZI, Vita Suprinity HT, Lava Ultimate, Vita Enamic) were sectioned to have totally 60 ceramic samples (14×12×1.5 mm). First color measurements were performed with a spectrophotometer without cement samples and recorded as CIE Lab color system. A1, A3O, B0.5, translucent RelyX Ultimate and A2, A30, translucent shades RelyX U200 samples (14×12×1.5 mm) were prepared totally 70 samples. Optically connected to the ceramic and second color measurements were performed. Color differences were calculated and statistically analyzed with three way Variance Analyses (Anova) and Tukey HSD tests.

**Results:** Applying of the cements caused difference at final color of all ceramic samples ( $p<0.05$ ). When translucent shade belonging to RelyX Ultimate and RelyX U200 samples are applied on the same ceramic groups it doesn't cause any differences at final color; but it is seen that when A3O samples are applied, it causes differences. It was seemed that the same chemical and shade cement samples cause different effect on final color of different ceramic samples.

**Conclusion:** In order to gain wanted final color at restorations, usage of shade and chemical contains resin cements which is appropriate for shade and chemical contains ceramics and suggested to test before clinical applications.

**Keywords:** Cad/Cam; Final Color; Monolithic Ceramic; Resin Cement

**Dt. Ahmet Serkan KÜÇÜKEKENCİ, Ph.D. Thesis**  
**Ondokuz Mayıs University - Samsun, November-2015**

## SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
<	Küçüktür
>	Büyüktür
$\Delta E$	Renk değişimi
$\Delta a$	Kırmızılık/yeşillik değişimi
$\Delta b$	Sarılık/mavilik değişimi
$\Delta L$	Açıklık/koyuluk değişimi
<b>4-META</b>	4-metakriloksi etil trimellitate anhidrid
$\mu m$	Mikrometre
$^{\circ}$	Derece
$^{\circ}C$	Derece Santigrat
$^{\circ}K$	Derece Kelvin
$Al_2O_3$	Aluminyum oksit
$Al_2O_3SiO_2 \cdot 2H_2O$	Aluminyum hidrat silikat (Kaolin)
$a^*$	CIE Renk Sistemi (kırmızı-yeşil) koordinatı
$B_2O_3$	Borik oksit
<b>Ba</b>	Baryum
<b>BaO</b>	Baryum oksit
<b>Bis-EMA</b>	Bis etilen glikol dimetakrilat
<b>Bis-GMA</b>	Bis fenol glisidil metakrilat
$b^*$	CIE Renk Sistemi (sarı-mavi) koordinatı
$Ca_5(PO_4)_3F$	Floroapatit
<b>CAD</b>	Computer Aided Design (Bilgisayar destekli tasarım)
<b>CAM</b>	Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
<b>CaO</b>	Kalsiyum oksit
<b>CeO<sub>2</sub></b>	Seryum dioksit
<b>CIE</b>	Uluslararası Aydınlatma Komisyonu Renk Sistemi
<b>CIS</b>	Cam iyonomer siman
<b>cm</b>	Santimetre

<b>dk</b>	Dakika
<b>FAS</b>	Floro alumino silikat cam
<b>GPa</b>	Giga paskal
<b>gr</b>	Gram
<b>HEMA</b>	Hidroksietilmetakrilat
<b>HIP</b>	Hot isostatically pressed
<b>ISO</b>	International Organization for Standardization
<b><math>K_2Mg_5Si_8O_{20}F_4</math></b>	Tetrasiklik floromika
<b><math>K_2O</math></b>	Potas
<b><math>K_2OAl_2O_34SiO_2</math></b>	Lösit
<b><math>K_2OAl_2O_36SiO_2</math></b>	Potasyum aluminyum silikat
<b><math>L^*</math></b>	CIE Renk Sistemi (açıklık/koyuluk) değeri koordinatı
<b><math>La_2O_3</math></b>	Lantan oksit
<b>LED</b>	Light Emitting Diode
<b><math>Li_2O</math></b>	Lityum oksit
<b><math>Li_2Si_2O_5</math></b>	Lityum disilikat
<b><math>Li_2SiO_3</math></b>	Lityum metasilikat
<b>MDP</b>	Metakriloksidesildihidrojenfosfat
<b><math>MgAl_2O_3</math></b>	Magnezyum aluminat
<b><math>MgAl_2O_4</math></b>	Magnezyum spinel
<b><math>MgO</math></b>	Magnezyum oksit
<b>ml</b>	Mililitre
<b>mm</b>	Milimetre
<b>MPa</b>	Megapaskal
<b><math>mW/cm^2</math></b>	Miliwatt /santimetrekare
<b>n</b>	Kırılma indisi
<b><math>Na_2O</math></b>	Soda
<b><math>Na_2OAl_2O_36SiO_2</math></b>	Sodyum aluminyum silikat
<b>nm</b>	Nanometre
<b>O</b>	Oksijen
<b><math>P_2O_5</math></b>	Fosfor pentaoksit
<b>PEGDMA</b>	Poli etilen glikol dimetakrilat
<b><math>Si^{+4}</math></b>	Silisyum

<b>SiO<sub>2</sub></b>	Silisyum dioksit (Silika)
<b>SiO<sub>4</sub></b>	Silisyum tetraoksit
<b>SiO<sub>2</sub> Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> K<sub>2</sub></b>	Lösit kristali
<b>SiO<sub>2</sub>LiO<sub>2</sub></b>	Lityum disilikat
<b>sn</b>	Saniye
<b>Ss</b>	Standart sapma
<b>St</b>	Stronsiyum
<b>TEGDMA</b>	Trietilen glikol dimetakrilat
<b>Ti</b>	Titanyum
<b>Ti<sub>2</sub>O</b>	Titanyum oksit
<b>TP</b>	Translusensi Parametresi
<b>UDMA</b>	Üretan dimetakrilat
<b>Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	Yitriyum oksit
<b>Y-TZP</b>	Yitriyum katyonu ilave edilmiş tetragonal zirkonyum polikristalleri
<b>Zn</b>	Çinko
<b>ZnO</b>	Çinko oksit
<b>Zr</b>	Zirkonyum



## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR .....	iii
ÖZET .....	iv
ABSTRACT.....	v
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	vi
İÇİNDEKİLER .....	ix
<b>1. GİRİŞ</b> .....	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	3
2.1. Dental Seramikler.....	3
2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi .....	3
2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı .....	4
2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması .....	6
2.2. Dental Yapıştırma Simanları .....	30
2.2.1. Rezin Simanlar .....	34
2.3. Diş Hekimliğinde Işık ve Renk .....	39
2.3.1. Işığın Emilimi .....	41
2.3.2. Işığın Yansıması .....	41
2.3.3. Işığın Kırılması .....	42
2.3.4. Diş Hekimliğinde Renkle İlgili Kavramlar.....	43
2.3.5. Renk Sistemleri.....	45
2.3.6. CIE'nin Önerdiği Standart Aydınlatma Koşulları .....	51
2.3.7. Renk Ölçüm Yöntemleri.....	51
2.4. Kırılma İndisi Materyalleri .....	56
<b>3. MATERYAL VE METOT</b> .....	58
3.1. Tam Seramik Örneklerin Elde Edilmesi .....	62
3.1.1. Blokların Kesilmesi.....	62
3.1.2. IPS e.max CAD HT ve Vita Suprinity HT Örneklerin Kristalizasyonu .....	63
3.1.3. inCoris TZI Örneklerin Sinterizasyonu.....	64
3.1.4. Örneklerin Polisajı .....	64
3.2. Tam Seramik Örneklerin İlk Renk Ölçümlerinin Gerçekleştirilmesi .....	65
3.3. Siman Örneklerin Elde Edilmesi.....	67
3.3.1. RelyX Ultimate Örneklerin Hazırlanması.....	67

3.3.2. RelyX U200 Örneklerin Hazırlanması.....	68
3.4. Tam Seramik Örneklerin Siman Örneklerle Beraber İkinci Renk Ölçümlerinin Gerçekleştirilmesi .....	69
3.5. Verilerin İstatistiksel Analizlerinin Yapılması.....	72
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>73</b>
4.1. Seramik Örneklerin Siman Uygulaması Öncesi ve Sonrasına Ait Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi .....	72
4.1.1. Siman Uygulaması Sonrasında Seramik Örneklerde Meydana Gelen Renk Farklılıkları ( $\Delta E$ ).....	73
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>83</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>96</b>
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>98</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>117</b>

## 1.GİRİŞ

Diş hekimliğinde estetik uygulamaların temel amacı; doğal dişlerin morfolojik, optik ve biyolojik özelliklerini kabul edilebilir düzeyde taklit edebilmek (Wee ve ark., 2002), dişler, dişeti, dudak ve yüz yapısını birbiriyle orantılı ve uyumlu bir hale getirmektir (Preston ve ark., 1978; Anusavice, 1996; Mayekar, 2001; Höfel, 2006).

Diş hekimleri, kayıp diş dokularının restorasyonunda estetiğin sağlanabilmesi amacı ile doğal diş görünümüne en yakın materyal olan porselenden yararlanmaktadırlar (Rosenblum ve Schulman, 1997). Porselenler yalnızca estetik özellikleri ile değil aynı zamanda biyolojik olarak uyumlu olmaları, ağız içi sıvılarından etkilenmemeleri, renk stabiliteyi ve aşınmalarının minimum olması gibi sebepler ile de tercih edilmektedirler (Paravina ve Powers, 2004; Lee ve ark., 2007).

Tam seramik restorasyonlar mükemmel estetik özellikleri, biyoyumlulukları ve renklenmeye karşı yüksek dirençleri nedeniyle protetik diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır (Burke ve ark., 1998; McLean, 2001; Nakamura ve ark., 2005; Pires-de-Souza ve ark., 2009).

Günümüzde CAD/CAM teknolojisinin gelişmesiyle birlikte, tam seramik restorasyonların yapımı daha kolay hale gelmiştir (Son ve ark., 2010). Cad/Cam teknolojisi ile oluşturulan restorasyonlar; standart üretim süresi, üniform malzeme kalitesi ve tekrarlanabilir restorasyonlar sağlamanın yanı sıra üretim maliyetlerini de düşürmektedir (Sasipin ve ark., 2014). Dental restorasyonlar için kullanılan Cad/Cam bloklar lityum disilikat cam seramikler, lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler, feldspatik cam seramikler, alüminyum-oksit ve yttrium tetragonal zirkonya polikristalleri (Conrad ve ark., 2007), kompozit rezin (Giordano, 2006) ve genellikle implant abutmanları için kullanılan titanyumu (Fuster-Torres ve ark., 2009) kapsamaktadır.

Restorasyonun, doğal diş görünümüne benzeyebilmesi için, diş formunun, yüzey özelliklerinin, translusensi ve renginin dikkatlice kontrol edilmesi gerekmektedir (Seghi ve ark., 1986; Kelly ve ark., 1996; Heffernan ve ark., 2002; Terzioglu ve ark., 2009; Azevedo Cubas ve ark., 2011).

Yapılan çalışmalar, bu temel bileşenlerin taklidi aşamalarında en fazla güçlüğün renk uyumu sırasında gerçekleştiğini ortaya koymuştur (Sorensen ve Torres 1987; Rosenblum ve Schulman 1997; Yap ve ark., 1999;Joiner 2004; Jarad ve ark., 2005; McLaren 2010).

Doğal dişlerin estetik özellikleriyle benzer restorasyonlar yapılabilmesi için ışık ve renk kavramlarının iyi bilinmesi gerekmektedir (Lee ve ark., 2007). Doğal diş rengini mine kalınlığı, emilen ve saçılan ışık ile dentinden geri yansıyan ışık belirler (Öztürk ve ark., 2007). İdeal renk uyumu için, doğal dişte var olan bu optik özellikleri restorasyona uygulayabilmek gerekmektedir.

Final restorasyonun rengi; veneer materyalin kalınlığı, yüzey ve şekil özellikleri, rengi, seramik eşidi (Seghi ve ark., 1986; O' Brien ve ark., 1991; Wee ve ark., 2002), translusensi, geri yansıyan ve saçılan ışığın miktarına ve aynı zamanda destek dentin dokusunun ve yapıştırma ajanının rengine bağlıdır (Seghi ve ark., 1986; Crispin ve ark., 1991; Vichi ve ark., 2000; Dozic ve ark., 2003; Calamia ve Calamia, 2007; Lee ve ark., 2007; Karağaclioğlu ve Yılmaz, 2008; Chang ve ark., 2009; Azer ve ark., 2011; Kilinc ve ark., 2011; Turgut ve Bagis, 2011).

Yapıştırıcı simanlar, restorasyon ile prepare edilmiş destek diş dokusu arasında bağlantı sağlar ve mikro sızıntı oluşmasını önler (Katiboğlu, 2003). Ayrıca arka plan renginin maskelenmesi ve restorasyonun final renginin modifiye edilmesi amacıyla kullanılmaktadırlar (Douglas ve Przybylska, 1999; Barath ve ark., 2003; Uzun ve Keyf, 2007; Chang ve ark., 2009; de Azevedo Cubas ve ark., 2011; Kilinc ve ark., 2011).

Tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında genellikle dual-cure rezin simanlar tercih edilir, bunlar seramik yapısında kırık oluşumunu azaltır, seramiği destekler ve geniş renk enekleri ile estetik özelliklere katkı sağlar (McClean 2001; Anusavice 2003; Blatz ve ark., 2003; Conrad ve ark., 2007;).

Bu çalışmanın amacı; farklı kimyasal yapı ve renklerdeki yapıştırma simanlarının, güncel monolitik Cad/Cam restorasyonların sonuç rengi üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesidir. Çalışmanın hipotezleri ise; farklı kimyasal yapıdaki aynı renk yapıştırma simanına ait örneklerin aynı kimyasal yapıdaki monolitik Cad/Cam seramik grubuna ait örneklerin sonuç rengi üzerinde fark yaratmayacağı ve aynı kimyasal yapı ve renkteki yapıştırma simanına ait örneklerin farklı kimyasal yapıdaki monolitik Cad/Cam seramik grubuna ait örneklerin sonuç renginde fark yaratacağı yönündedir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental Seramikler

#### 2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Yunanca topraktan yapılmış anlamına gelen “Keramikos” sözcüğünden türetilmiş seramik sözcüğü Türk Dil Kurumunca “Yüksek ısıda pişirilmiş topraktan yapılan nesne” olarak tanımlanmaktadır (TDK, 2007).

Dental seramikler ifadesi geniş bir materyal grubunun tanımlanmasında kullanılırken, ‘dental porselenler’ terimi alt gruplardan birini ifade etmektedir. Dental seramikler, bir ya da daha fazla metalik ve yarı metalik elementin (alümina, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum) oksijen ile birleşiminden oluşan ametalik ve inorganik yapılardır (McLaren ve Cao, 2009).

Seramikler insanlar tarafından yapısal olarak modifiye edilmiş en eski inorganik materyallerdir. Esas olarak kaolenden meydana gelir ve oldukça zayıf ve pöröz yapısından dolayı diş hekimliğinde kullanımı uygun değildir. Kaolenin silikat, feldspar gibi diğer minerallerle karıştırılması sonucu şeffaflık ve diş hekimliği restorasyonları için gerekli olan dayanıklılık sağlanır (Ubassy, 1993; Nayır, 1999; Coşkun ve Yaluğ, 2002).

Seramik ilk kez M.Ö. 1700 yıllarında üretilmiş, sonrasında Mısırlılar tarafından sıklıkla kullanılmıştır. M.Ö. 50 yıllarında Çin’de seramik üretimi başlamış M.S. 1000 yıllarında ise Çinliler kendilerine has seramik teknolojileri ile üretimlerini geliştirmişlerdir. Haçlı seferleri ile Çin porseleni Avrupa’da tanınmış ve üretilmeye başlanmıştır (Wildgoose ve ark., 2004).

Porselenlerin diş hekimliğinde kullanımı ise Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından 1774’de gerçekleştirilmiştir (Jones, 1985; Efeoğlu, 1992; Anusavice, 1993). 1788 yılında Nicholas Dubois De Chemant, Duchateau’nun yöntemini geliştirmiş ve ilk porselen dişler için patent almıştır. İlk kişisel porselen dişler, 1808 yılında Paris’te İtalyan kökenli bir diş hekimi olan Giuseppe - Angelo Fonzi tarafından yapılmıştır. 1886 yılında Matterson altın yaprak ile ilk estetik kronu yapmış ve üstüne porselen pişirmiştir (Akın, 1999).

1903 yılında Charles Land tarafından “jaket kronlar” geliştirilmiştir. Estetik avantajına rağmen, düşük bükülme dayancı ve kırılma dayanıklılığından dolayı kullanımları sınırlı kalmıştır (Akın, 1990; McLean ve Odont, 2001; Anusavice ve ark., 2003). 1958 yılında Vines ve arkadaşları; çok ince porselen tozunu düşük basınçta vakum altında pişirerek,

porcelenin translusensi ve estetik özelliklerini geliştirmişlerdir (Vines ve ark., 1958; McLean ve Odont, 2001).

Porselen ve değerli metal alaşımı arasındaki bağlantının geliştirilmesi ile birlikte 1962 yılında M. Weinstein, S. Katz ve A.B. Weinstein ilk kez metal destekli seramik kron yapım yöntemlerinin patentini almışlar, altın ve alaşımları için özel porselen sistemi geliştirerek metal destekli porselen restorasyonların klinik kullanımını geliştirmişlerdir (McLean, 2001; Anusavice, 2003). Porselen ve soy metal alaşımı arasındaki bağlantı sorunları ve altın fiyatlarındaki artış nedeniyle yarı soy metal alaşımları ile beraber porselen kullanımında başlamıştır. Son yıllarda ise metal alt yapının estetik ve biyolojik uyumsuzluğu ve soy metallerin yüksek maliyeti, çalışmaları tam seramik restorasyonlara yöneltmiştir (Anusavice, 2003).

Tam seramik sisteminde ilk önemli gelişme, 1965 yılında McLean ve Hudges tarafından rapor edilmiştir. Alt yapının 'platin folyo' üzerinde metal destek olmaksızın fırınladığı, içerisinde %40-50 oranında alumina kristali bulunan kor seramiğinden meydana gelen 'Aluminus seramiği' geliştirmişlerdir. Ancak yetersiz translusentlik ve tebeşirimsi görüntü nedeniyle, estetiğin sağlanabilmesi için feldspatik seramiklerle veneerleme ihtiyacı doğmuştur. 1984 yılında Adair ve Grossman tarafından, camın kontrollü kristalizasyonu ile meydana gelen dökülebilir bir cam seramik olan Dicor üretilmiştir (McLean ve Odont, 2001; Anusavice ve ark., 2012).

20. yüzyılın sonlarında yenilikçi birçok tam seramik sistemi tanıtılmıştır. Dökülebilir cam seramikler, slip-cast, ısı ile preslenen ve makine ile işlenen seramikler bunlardan bazılarıdır. Günümüzde tam seramik sistemleri ile artan beklentilerin çoğu başarı ile karşılanabilmektedir (Crispin ve ark., 1994; Craig ve Powers, 2002).

### **2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı**

Diş hekimliğinde kullanılan porselen, yapı olarak dört oksijen (O<sup>-</sup>) atomu ile merkezde yer alan bir silisyum (Si<sup>4+</sup>) arasında kimyasal bağlar içeren silisyum tetraoksitten (SiO<sub>4</sub>)<sup>4-</sup> oluşmaktadır. Feldspar, kuartz ve kaolin, porselenin temel bileşenleri olup (SiO<sub>4</sub>)<sup>4-</sup> içermektedir (Akin, 1990; Nayır, 1999).

**Feldspar:** (K<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>6SiO<sub>2</sub>) Porselene translusenslik veren camsı yapıyı oluşturur ve minimum % 60 civarında orana sahiptir. Potasyum alüminyum silikat (K<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>6SiO<sub>2</sub>) ve albitin (Na<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>6SiO<sub>2</sub>) karışımıdır. Kristal opak bir madde olup camsı fazı sağlar. Fırınlama sırasında eriyerek kuartz ve kaolinin tutunması için matriks görevi yapar (Mc Lean, 1979; Coşkun ve Yaluğ, 2002).

Doğal feldspar saf olmayıp potas ( $K_2O$ ) ve soda ( $Na_2O$ ) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Feldsparın soda formu ergime sıcaklığını düşürürken, potas formu ergimiş camın viskozitesini arttırarak fırınlama sırasında oluşan toplanma ve piroplastik akmayı azaltır. Bu son derece yararlı bir özellik olup, marjinlerin yuvarlaklaşmasını, diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek krona doğal görünüş sağlamaya yardım eder (Zaimoğlu ve ark., 1993).

**Kuartz:** (Silika –  $SiO_2$ ) Seramik yapısındaki diğer maddelere göre yüksek erime derecesine (yaklaşık  $1700\text{ }^\circ C$ ) sahip olan kuartz, doldurucu görevi yapmaktadır. Fırınlama sonucunda oluşan büzölmeleri önlemektedir. Yüksek sıcaklıkta kitleyi stabilize ederek, diş formunun ve detayların kaybolmasını engellemektedir (O'Brien, 1989; Preston, 1998). Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

**Kaolin:** ( $Al_2O_3SiO_2 \cdot 2H_2O$ ) Dehidrate olmuş alüminyum silikattır. Yapışkan bir yapıya sahip olduğundan diğer maddeleri bir arada tutar, dolayısıyla porselenin modelajına yardımcı olur ve opaklaştırıcı olarak kullanılır (Zaimoğlu ve ark. 1993; O'Brien, 2002; Yavuzylmaz ve ark., 2005a). Kaolin, dental porselenlerde çok az miktarda bulunmakta; bazen de hiç bulunmamaktadır (Van Noort, 2002).

Bu üç ana madde dışında cam modifiye ediciler, ara oksitler, renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya luminisans özelliğini geliştiren çeşitli materyaller de seramik yapıya eklenebilmektedir (Kelly ve ark., 1996).

### **Renk Pigmentleri**

Dental porselenlerde kullanılan feldspar, nispeten saf ve renksiz olduğundan doğal diş tonunu taklit edebilecek renkte restorasyonlar üretebilmek için porselenin yapısına renk pigmentleri ilave edilir. Kullanılan pigmentler, porselenin erime ısısında stabil kalabilen metal oksitlerdir. Örneğin; demir ve nikel oksit, kahverengi; bakır oksit, yeşil; titanyum oksit, sarı-kahverengi; manganez oksit, kobalt oksit, mavi renk katar. Floresans özellik vermek amacıyla geçmişte uranyum oksit kullanılmaktaydı ancak radyoaktif özelliğinden dolayı günümüzde lantanit oksit tercih edilmektedir (Nayır, 1999; Anusavice ve ark., 2012; Sakaguchi ve Powers, 2012).

### **Cam Modifiye Ediciler ve Akışkanlar**

Porselen tozuna ilave edilen sodyum, potasyum ve kalsiyum gibi alkali iyonlar silisyum tetraoksitin ( $SiO_4$ ) yapısını bozarak termal genişleme katsayısını artırır ve porselenin erime derecesini düşürürler (Anusavice ve ark., 2012).

### **Ara Oksitler**

Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerde temel yapı olan SiO<sub>4</sub>' e cam modifiye ediciler ve akışkanların ilave edilmesi, porselenin sadece erime noktasını düşürmez aynı zamanda viskozitesini de azaltır. Diş hekimliğinde kullanılan oksitlerle, akışkanlığa direnç elde edilmektedir. Bu nedenle porselenlerin düşük fırınlama ısısına sahip, ancak yüksek viskozitede olması arzu edilmektedir. Bu amaçla porselen tozuna ara oksitler ilave edilmektedir (Anusavice ve ark., 2012).

### **Opaklaştırıcı Ajanlar**

Seramiğe eklenen renk fritleri, porselenin fazla şeffaflaşmasına neden olmaktadır. Özellikle dentin renklerinde yüksek opasiteye gerek duyulduğundan dolayı, porselen yapısına opaklaştırıcı ajanlar eklenir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince partikül boyutlarında öğütülmüş metal oksitler içermektedir. Bu amaçla sıklıkla kullanılan oksitler: seryum oksit, kalay oksit, zirkonyum oksit ve titanyum oksittir (O'Brien, 2008; Anusavice ve ark., 2012).

### **2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması**

Dental porselen sistemlerini; erime ısıları, kimyasal yapıları ve yapım tekniklerine göre sınıflandırmak mümkündür (Akin, 1990; Zaimoglu ve ark., 1993; Shillingburg ve ark., 1997; Craig, 2002; Anusavice ve ark., 2003).

#### **Erime Isılarına Göre Sınıflandırma:**

Dental porselenler, erime ısılarına göre şu şekilde sınıflandırılır:

a. Yüksek ısı porselenleri: (1290 °C - 1370 °C) porselen suni diş yapımında, inley ve jaket kuron yapımında kullanılır.

b. Orta ısı porselenleri: (1090 °C - 1260 °C) inley, jaket kuron ve köprü protezlerinde kullanılır.

c. Düşük ısı porselenleri: (870 °C - 1065 °C) metal-porselen ve jaket kuronlarda kullanılan porselenler ile glazür ve makyaj tozlarının tümü bu gruba girmektedir.

d. Çok düşük ısı porselenleri: (870 °C'nin altında) titanyum ve titanyum alaşımları ile birlikte ve hassas bağlantılı kuronlarda kullanılır (Shillingburg 1997).

Yüksek ısı porselenleri özellikle yapay dişlerin yapımında ve nadiren yüksek ısı ile pişirilen jaket kronların yapımında kullanılır. Orta ısı porselenleri gövde (ara pontik) porseleninde kullanılırken, düşük ısı porselenleri jaket kronlarda, metal destekli kron porselenlerinde, alüminoz porselenlerde, çeşitli boya ve parlatma (glaze) tozlarında



kullanılır. Ultra düşük ısı porselenleri ise titanyum (Ti) alaşımları için özel olarak geliştirilmişlerdir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice ve ark., 2012).

### **Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması**

Dental porselenler, yapım tekniklerine göre şu şekilde sınıflandırılır:

- I. Metal destekli dental porselenler
- II. Metal desteksiz dental porselenler
  - a. Geleneksel toz-likit porselenler
  - b. Dökülebilir porselenler
  - c. Bilgisayar destekli (CAD-CAM) hazırlanan porselenler
  - d. Isı ve basınç altında preslenen porselenler
  - e. İnfiltre porselenler (Rosenblum ve Schulman, 1997; Blatz, 2002).

### **Metal Destekli Dental Porselenler**

Metal destekli seramik restorasyonlar ilk olarak Weinstein ve arkadaşları tarafından 1960 yılında tanıtılmış olup günümüzde halen kullanılmakta olan bir sistemdir (McLean, 2001).

Kuvvetli bir materyal olan metali, estetik ihtiyaçları karşılayabildiği halde kırılğan bir yapıya sahip olan seramik ile birleştirerek, seramiğe mekanik dayanıklılık sağlamıştır. Bu sayede; seramiğin estetik, baskı dayanımı ve korozyona direnci gibi avantajları, metalin hassas uyum ve gerilme dayanımı gibi özellikleri ile birleşmiş ve klinikte uzun köprülerin kullanımına olanak vermiştir (Fischer, 1999; Craig ve ark., 2004). Seramik veneer ile metal alt yapı arasında kuvvetli bir bağ oluşturulması ile seramikte meydana gelebilecek kırılmalar en aza indirilebilmektedir (Yamamoto, 1985). Bu kuvvetli bağ, metalin ısısız genleşme katsayısının, seramiğe oranla çok az miktarda yüksek olması ile sağlanmaktadır. Isısız genleşme katsayıları arasındaki bu farklılık, metal seramik ara yüzünde baskı stresleri oluşturarak, seramikte oluşabilecek mikro çatlakların başlaması ve yayılmasına karşı koymaktadır (Hondrum, 1992; Craig ve ark., 2004). Restorasyon geometrisi, porselen ve metalin gerilim direnci, metal porselen kalınlık oranı, ısıtma ve soğutma hızları, porselenin olgunlaşma derecesi, ısısız iletkenlik, cam geçiş ısısı ve kullanılan porselen ve metalin yapısı da metal ve porselenin ısısız uyumunu etkileyen faktörlerdir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Shillingburg ve ark., 1997).

Avantajları;

1. Dayanıklıdır.
2. n ve arka bölgede kullanılabilir.

3. Sabit protez yapımına uygundur.
4. İmplant destekli protez yapımı için uygundur.
5. Mükemmel uyum sağlar.
6. Rengi değişmez. istenilen renk, kolaylıkla sağlanabilir.
7. Gözenekli yapı oluşturmadığından ağız sıvılarını absorbe etmez (Bello ve Jarvis, 1997; O'Brien, 2002; Baydaş, 2005).

Dezavantajları;

1. Metal marjinlerin görünmesi estetiği olumsuz etkiler.
2. Metalin renklenmesi
3. Yarı saydam görünüm elde etmek güçtür.
4. Metal seramik bağlantısındaki başarısızlık
5. Kullanılan alaşımın dezavantajları
6. Estetik nedenlerle restorasyonun aşırı konturlu bitirilmesi çevre dokularda tahribata neden olur.
7. Metalle iyi uyum göstermezse, yeterli kalınlıkta olmazsa ve de artikülasyona özen gösterilmez ise kırılabilir (Malone ve Koth, 1989; O'Brien, 2002; Baydaş, 2005).

Metal porselen sistemlerdeki en önemli eksiklik estetikten kaynaklanmaktadır. Özellikle anterior bölgede yapılacak olan restorasyonlarda estetik büyük rol oynamaktadır. Bu nedenle, metal porselen sistemler üzerinde çok farklı araştırmalar yapılmıştır (Wagner, 1996; Bello ve Jarvis.,1997). 1960'lı yıllarda metal porselen sistemlerin anterior bölgede kullanılabilmesi için restorasyonun basamak kısmına porselen konulmuş, 70 ve 80'lerde bu teknik, basamak porseleninin piyasaya sürülmesi ile geliştirilmiştir (Toogood ve Archibald, 1978; Prince ve Donovan, 1983). Ancak tüm bu gelişmeler, giderek artan estetik beklentiler karşısında yetersiz kaldığından metal desteksiz porselen sistemler geliştirilmeye başlanmıştır.

### **Metal Desteksiz Dental Seramikler**

Restoratif diş hekimliğinde estetiğe olan ilginin artışı, tam seramiklerin gelişmesinde en önemli etken olmuştur. Tam seramiklerde son dönemde elde edilen gelişmeler hem estetik hem de dayanıklı restorasyonlara imkan sağlamaktadır (Shillingburg ve ark., 2010).

Tam seramik sistemler renkte derinlik sağlar ve ışık geçirgenlikleri, ışığı yansıtma özellikleri doğal diş dokularına benzer optik özellikler gösterir. Metal destekli restorasyonlarda ise, kullanılan metal altyapının ışık geçişine izin vermemesi nedeniyle

doğal dişin translusensi özelliği tam olarak yansıtılamaz. Ayrıca tam seramiklerde metal destekli restorasyonlarda oluşan marjinal renklenme problemi gözlenmez. Tam seramiklerin bu özellikleri başlıca estetik avantajlarını oluşturur (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Raigrodski, 2004; Yavuzyılmaz ve ark., 2005; Donovan, 2008; Shillingburg ve ark., 2010). Metal destekli restorasyonlarda metal alaşıma bağlı oluşan korozyon, toksik ve alerjik etkiler tam seramiklerde görülmez (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Yavuzyılmaz ve ark., 2005). Ayrıca tam seramiklerde ısı ve elektrik iletkenliklerinin düşük olması nedeniyle destek diş korunur (Raigrodski, 2004). Dişte preperasyon yapılırken metal destekli sistemlerdeki kadar kesim derinliğine ihtiyaç yoktur (Shillingburg ve ark., 2010).

Bu avantajların yanında; metal destekli porselen kronlara göre diş preperasyonu, laboratuvar işlemleri ve klinik uygulama prosedürleri daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirir (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Yavuzyılmaz ve ark., 2005; Donovan, 2008). Mekanik özellikleri nedeniyle her tam seramik sistemi, uzun ve posterior bölgede yapılacak köprü restorasyonları için endike olmayabilir (Yavuzyılmaz ve ark., 2005). Ayrıca tam seramikler, metal destekli sistemler kadar ekonomik değillerdir ve yapımları için çoğu zaman özel ekipmanlar gerekir (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Yavuzyılmaz ve ark., 2005; Donovan, 2008).

#### Tam Seramik Kronların Endikasyonları

- Estetiğin önem kazandığı tüm anterior dişlerde,
- Diş dokusunun korunması ve diş eti sağlığının devamını sağlamada,
- Doğumsal veya kazanılmış diş eksikliklerinde,
- Özellikle alt keser dişlerde metal destekli seramik kronların çok kaba olacağı ve ışığı fazla yansıtacakları durumlarda,
- Kole defektlerinde,
- Travmaya uğramış dişlerde,
- Çürük, abraze, kırık dişlerde,
- Endodontik tedavi görmüş veya renklenmiş dişlerde,
- Malpoze dişleri düzeltmek amacıyla,
- Çene-yüz protezlerinde,
- Mine displazilerinde,
- Anterior diastemaları kapatmak amacıyla,
- Galvanik akım olmayacağından tek diş implant ve üç üyeli anterior implant köprülerinde,

-Metal alerjisi olan hastalarda endikedir (Akın, 1999; Christensen, 1999; Gökçe ve Beydemir, 2002; Rosenstiel ve ark., 2006).

Tam Seramik Kronların Kontrendikasyonları

- Pulpa sınırları tam oluşmamış genç hastalarda,
- Kısa kron boyuna sahip dişlerde,
- Yetersiz mezio-distal boyutu nedeniyle basamaklı preparasyona izin vermeyen alt keser dişlerde,
- Servikale doğru aşırı daralma gösteren kronlarda,
- Klinik kron boyları uygun preparasyon yapımı için çok uzun olan periodontal hastalıklı dişlerde,
- Over-bite ve over-jet'in önemli derecede artmış olduğu olgularda,
- Parafonksiyonel alışkanlıkları (Bruksizm) olan hastalarda,
- Diş preparasyonu sonrasında interokluzal aralığın 1-2 mm'den az olacağı dişlerde,
- Çiğneme basıncının yüksek olduğu bölgelerde,
- Ağız hijyeni yönünden motive edilemeyen hastalarda,
- Dişin lingual yüzeyinde yeterli seramik kalınlığı (min 0,8 mm) elde edilemeyecek olgularda veya lingual yüzey çok konkavsa, yeterli singulum yoksa,
- Önceden basamaksız kesim yapılmış veya basamaklı kesimin mümkün olmadığı olgularda,
- Düzensiz, aşırı çapraşık dişlerde kontraendikedir (Akın, 1999; Christensen, 1999; Rosenstiel ve ark., 2001;Gökçe ve Beydemir, 2002).

### **Geleneksel Toz-Likit Karışımı ile Üretilen Porselenler**

Dental restorasyonlarda kullanılan tüm porselenler geleneksel feldspatik yapısındadır. Bu materyal içeriğinde feldspar, kaolin, kuartz materyallerini ve çeşitli renk pigmentlerini bulundurur (McLean, 1979). Farklı renk tonlarında toz ve likitten oluşan bu sistem, tabakalar şeklinde alt yapı üzerine uygulanır.

Tabakalama sırasında oluşan boşluklar, vakumlu fırında sinterleme işlemi ile giderilir. Bu işlem sırasında seramiğin büzülmesi ve boşlukların tam anlamıyla her zaman giderilememesi dezavantajıdır. Bu da seramiğin zayıflamasına neden olabilir (McLaren ve Whiteman, 2010).

Bu yöntem ile hazırlanan seramiklere; Duceram LFC (Dentsply, York, PA, ABD), Finesse low fusing (Dentsply, York, PA, ABD), IPS e.max Ceram (Ivoclar-

Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), IPS Eris (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), Lava Ceram (3M ESPE, Seefeld, Almanya), Vita D (Vita Zahnfabrik ,Bad Säcgingen, Almanya), Vitadur Alpha (Vita Zahnfabrik ,Bad Säcgingen, Almanya), Vita N (Vita Zahnfabrik ,Bad Säcgingen, Almanya) örnek verilebilir (Griggs, 2007).

### **Dökülebilir Seramikler**

Geleneksel kayıp mum tekniği ile cam dökümün kombine edildiği bir yöntemle üretilirler. Restorasyonun tam kontur mum modelajı fosfat bağlı rövetmana alınır. Mum uzaklaştırma işleminden sonra cam seramik maddenin döküm işlemi yapılır. Döküm işlemi tamamlandıktan sonra, henüz şeffaf ve zayıf olan restorasyon tekrar rövetmana alınarak yüksek sıcaklıkta seramikleştirme işlemi gerçekleştirilir (Rosenblum ve Schulman, 1997).

### **Dicor**

Dicor, %45 cam ve %55 tetrasiklikflormika kristalleri içeren dökülebilir cam seramik sistemidir. Mika kristalleri yaklaşık 1 µm kalınlık ve 5-6 µm boyundadır. Bu kristaller materyalin fleksibilitesini ve yüzey işlenebilirliğini sağlarken kırık oluşumuna karşı direnç ve dayanıklılık da kazandırır (Mc Lean ve Odont, 2001; Kedici, 2002).

Cam fazında ingotlar halinde bulunan flor içerikli tetrasiklik mika materyali, model üzerinde elde edilen modelajın tamamlanıp, revetmanda mum uçurma işlemi sonrasında dökülerek, kontrollü ısı uygulaması ile kısmen kristalin faza dönüştürülmesi sonucu meydana gelir. Kontrollü ısı uygulaması “ceramming”, 1075°C’de 6 saat sürer. Bu sırada döküm gövdesinde, mika kristallerinin çekirdekleşmesi ve birbirine kilitlemesi ile, dallanmalar, sapmalar ve körelmeler meydana gelir. Tüm bu mekanizma sayesinde sistemin dayanıklılığı artar (McLean, 1991; Hondrum, 1992; Seghi ve ark., 1995; Shillingburg, 1997; O’Brien, 2002).

Sistem iki şekilde bitirilebilir (Sjögren ve ark., 1999; Whitters ve ark., 1999):

- Boyama tekniği (staining): Restorasyon glazür esnasında boyanarak yüzey karakterizasyonu verilir.
- Tabakalama tekniği (layering): Restorasyonda dentin ve mine porseleni için yer açılarak üzerine mine-dentin porseleni pişirilir.

Dicor sisteminin dezavantajı ileri derecede ışık geçirgen olmasıdır. Bu nedenle renk maskelenmesi ihtiyacını gösteren vakalar, diestema kapatılması veya kırık dişlerin restorasyonu gibi desteksiz porselenin fazla olduğu durumlarda yeterli opasiteyi gösteremez. Yaklaşık 153 MPa bükülme direncine sahiptir. Sistem anterior ve posterior

bölgede tek kuron restorasyonlarında kullanılmaktadır (Wohlwend ve ark., 1989; Hondrum, 1992; Coskun ve Yaluğ, 2002). Yapılan çalışmalar, içerisinde zirkonyum oksit ve alüminyum oksit ilave edilen cam seramiklerin esneme ve kırılma direncinde artış olduğunu göstermektedir (Chung ve Duh, 1996).

### **Cerapearl**

Cerapearl doğal diş minesi gibi hidroksiapatit kristalleri içerir. Döküm apatit porselen olarak bilinen Cerapearl, 1985 yılında indirekt bir teknik olarak geliştirilmiştir. Santrifüj ile dökümü yapıldıktan sonra kontrollü kristalizasyon ısıl işlemi ile yapı içerisinde hidroksiapatit kristalleri oluşmaktadır. Tekniği Dicor cam porselene benzemektedir (Yavuzılmaz ve ark., 2005). Baskı kuvvetlerine karşı dayanıklılığı 590 MPa'dır ve 390 MPa olan mine direncine göre çok daha üstündür (Schaerer ve ark., 1988; Wall ve Cipra, 1992).

Piyasadaki diğer geleneksel dökülebilir porselen sistemleri; CCPG dökülebilir kalsiyum fosfat cam seramik ve OCC Olympus Castable Ceramics (Olympus Co., Tokyo, Japonya) sistemleridir (McLean ve Odont, 2001).

### **Bilgisayar destekli (CAD-CAM) hazırlanan porselenler**

“Computer Aided Design and Computer Aided Manufacturing” kelimelerinin baş harflerinden oluşan bilgisayar yardımıyla dizayn/bilgisayar yardımı ile üretim (CAD/CAM) sistemi; optik tarayıcılar aracılığıyla toplanan verilerin bilgisayar yazılımı kullanılarak üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesi esasına dayanır (Zaimoglu ve Can, 2004).

Dental seramik materyallerindeki ve yöntemlerindeki gelişmeler özellikle CAD/CAM, üstün dental seramiklerin yapımına olanak sağlamaktadır (Mc Laren ve Terry, 2002; Yücel, 2005).

Diş hekimliğinde ilk CAD/CAM uygulamaları 1970'li yıllarda Amerika'da Bruce Altschuler, Fransa'da Francois Duret ve İsviçre'de Werner Moermann ve Marco Brandestini tarafından gerçekleştirilmiştir. Young ve Altschuler 1977'de intraoral grid yüzey haritalama amacıyla optik bir araç geliştirmişlerdir (Rosenstiel ve ark., 1988). Ancak; dişhekimliğinde CAD/CAM alanındaki en büyük gelişmeler 80'li yıllarda olmuştur. Dental CAD/CAM sistemlerini geliştiren 3 önemli lider öne çıkmıştır (Miyazaki ve ark., 2009).

Dental CAD/CAM alanındaki ilk gelişmeleri Dr. Duret yapmıştır. 1971 yılından itibaren; dayanak dişin ağız içerisinden optik ölçüsünü alma işlemi ile başlayan,

fonksiyonel hareketlere uygun olarak tasarlama ve kronu sayısal olarak kontrol edilen bir torna cihazında frezeleme işlemine uzanan bir dizi sistem kullanarak kronları okluzal şekilleri fonksiyonel olacak şekilde üretmeyi başarmıştır. 1990-1991 yıllarında Fransa'da dünyada dental CAD/CAM sistemleri için büyük bir etki yaratan Duret sistemini geliştirmiştir ve daha sonra bu sistem Sopha® Bioconcept sistem olarak piyasaya sunulmuştur (Miyazaki ve ark., 2009).

İkincisi, CEREC® sistemin geliştiricisi Dr. Moermann'dır. Bu yeni teknolojiyi hasta başında, klinikte kullanmayı denemiştir. Prepare edilmiş kaviteyi intraoral bir kamera ile görüntülemiş ve hasta başında, kompakt bir cihaz yardımıyla inleylerin tasarımını ve seramik bloklardan kazınarak üretimini başarmıştır. Bu sistemin ortaya çıkışı gerçekten büyük bir yenilik olmuştur çünkü aynı gün içerisinde seramik restorasyon yapılmasını mümkün kılmıştır. Zaten dişhekimleri arasında CAD/CAM terimi bu sistem tanıtıldığında yaygınlaşmaya başlamıştır (Miyazaki ve ark., 2009).

Üçüncüsü, Procera® sistemin geliştiricisi Dr. Andersson'dur. 1980'lerin başında altın fiyatlarındaki artış nedeniyle altın alaşımların yerine nikel-krom alaşımları kullanılmaya başlanmıştır. Ancak, özellikle Kuzey Avrupa'da metal alerjisi problemi ortaya çıkmıştır ve alerjik olmayan titanyumun kullanımı gündeme gelmiştir. O zamanlarda titanyumun hassas bir şekilde dökümünün zor olması nedeniyle Dr. Andersson, titanyum kopinglerin spark erozyon yöntemiyle üretilmesini gündeme getirdiği CAD/CAM teknolojisini tanıtmıştır. Bu sistem daha sonra tüm seramik alt yapıların üretimi için tüm dünyada ağ bağlantılı bir üretim merkezi olarak geliştirilmiştir (Miyazaki ve ark., 2009).

CAD/CAM sisteminin temeli; çok hassas bir freze makinesinin, bilgisayar yazılımı ile çalıştırılarak seramik, kompozit veya metal bloklardan kronlar, köprüler ve sabit protez alt yapıları üretmesi esasına dayanır (Heffernan ve ark., 2002).

CAD/CAM sistemlerinde restorasyon yapımı genel olarak üç basamakta gerçekleşmektedir:

1. Üç boyutlu yüzey taraması
2. Restorasyonun dizaynı
3. Restorasyonun üretimi (Hickel ve ark., 1997).

Sistem, optik ölçü alma ünitesi ve windows tabanlı tasarım parçası ile freze (milling) ünitesinden meydana gelir. Bu iki ünite, kablosuz olarak radyo dalgaları aracılığı ile bağlantı kurarak optik ölçü ile hastadan alınan tüm bilgileri sanal ortama

aktarır. Bilgisayar ortamında tasarımı tamamlanan restorasyon, makine ile şekillendirilen cam seramik blokların freze ünitesinde şekillendirilmesi ile birkaç dakika içinde hazırlanır (Nathanson ve ark., 1994; Russell ve ark., 1995; O'Brien, 2002).

**CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları:**

- Yüksek kalitede materyal kullanımına olanak sağlaması,
- Farklı parametreleri kontrol kolaylığı (tabaka kalınlığı, prepare edilen kavite şekli, siman aralığı vb),
- Yüksek kalitede restorasyon üretiminde sürekliliktir.

**CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları:**

- Prefabrike blok kullanımı nedeni ile renk seçiminin kısıtlı olması,
- Bazı sistemlerin uzman kullanıcı gerektirmesi,
- Kullanılan cihazların pahalı olmasıdır (Siervo ve ark., 1992).

### **CAD/CAM Tekniği**

CAD/CAM sistemlerinde iki üretim tekniği mevcuttur, her ikisi de istenilen geometride dental restorasyonları üretebilme kapasitesine sahiptir.

### **Eksiltme Tekniği**

Dental restorasyonların CAD/CAM ile geleneksel üretimi yarı-sinterize veya sinterize blokları istenilen geometride kesmek için elmas frezler, testereler ve torna gibi keskin makine aletlerinin kullanıldığı 'eksiltme tekniğine' dayanmaktadır. Ancak bu yöntemde, sonuçta elde edilecek ürünle kıyaslandığında daha fazla miktarda materyal kaldırılır ve bloğun büyük bir kısmı boşa gider. Bu tekniğe alternatif olarak maliyeti azaltmak amacıyla 'ekleme tekniği' geliştirilmiştir (van Noort, 2012).

### **Ekleme Tekniği**

Yarı-sinterize veya sinterize seramik blokların frezelenmesi yerine bir kompüterize numerik kontrol cihazı kullanarak tabaka tabaka yerleştirme tekniğiyle de üç boyutlu komponent oluşturulabilir (Silva ve ark., 2011). Seramik materyalleri için, 5 farklı ekleme tekniği bulunmaktadır (Ebert ve ark., 2009): (i) stereolitografi, (ii) erimiş depozisyon modellemesi, (iii) selektif elektron ışınla eritme, (iv) lazer toz formasyonu ve (v) Inkjet baskı. Ekleme tekniğiyle çok az materyal israfıyla veya hiç israf yapmadan kompleks şekiller üretilebilir (van Noort, 2012).



## **Günümüzde Kullanılan Cad-Cam Sistemleri**

### **Procera**

Procera sistemi (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sandvik Hard Materials AB, Stockholm, İsveç) bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) konseptini benimsemiş bir sistemdir. 1993 yılında Andersson ve Oden tarafından yoğun çabalar sonucunda geliştirilmiştir. Procera sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak; alüminyum oksit alt yapılı restorasyonlar (Procera AllCeram), zirkonyum oksit alt yapılı restorasyonlar (Procera AllZirkon), titanyum alt yapılı restorasyonlar (Procera AllTitan), titanyum veya alüminyum oksit abutmentler, implant üstü tüm seramik kronlar ve implant üstü titanyum köprü alt yapılarının üretimi mümkündür (Denissen ve ark., 2000).

Bu yöntemde, kesilmiş dişlerin modelleri, bilgisayar destekli özel tasarlanmış safir uçlu tarayıcı ile okunup, her diş için yaklaşık 30000 ölçüm alınır. Elde edilen veriler bilgisayarda toplanır. Bu veriler elektronik olarak biri İsveç diğeri Amerika'da olmak üzere sadece iki merkezde bulunan CAM ünitesine aktarılır. Alt yapılar bu iki merkez laboratuvarından birinde üretilir.

### **Lava Sistem**

Lava All-Ceramic sistem, yalnızca birkaç basamak işlem sonucunda yüksek kalitede tam seramik restorasyonların yapımına olanak sağlayan, kolayca şekillendirilebilen bir sistemdir. 2002 yılında piyasaya sunulan Lava tam seramik sisteminde (3M ESPE Dental Products) yarı sinterlenmiş Y-TZP kullanılmaktadır. İkinci sinterizasyonda %20-25 büzülme göstereceği için bu oranlarda büyütülmüş altyapılar hazırlanır. Sinterlenen altyapılar, zirkonyanın ısıl genleşme katsayısı ile uyumlu olan Lava Ceram seramik materyali ile bitirilir (Piwowarczyk ve ark., 2005).

### **Cercon Sistem**

Cercon sistemi (DeguDent, Hanau, Almanya) 1999 yılında geliştirilmiştir. Diş teknisyeninin manuel olarak hazırlamış olduğu mum modelaj tasarımı esas alınarak, CAM sistemiyle altyapı üretimi yapılmaktadır. İlk geliştirilen Cercon sistemi, Cercon Brain (ana makine) ve Cercon Heat (sinterleme fırını) bölümlerinden oluşur (Cercon Eye Brochure, 2006).

Y-TZP alt yapının tasarımı dizaynı konvansiyonel mum modelaj ile hazırlanır ve özel çerçeveler içerisine sabitlendikten sonra Cercon Brain ünitesindeki lazer tarayıcı ile taranır. Cercon Brain' de ham zirkonya bloklarından aşındırma yapılarak alt yapılar hazırlanır. Alt yapı Cercon Heat ünitesinde 1350 °C' de sinterlenerek gerçek sertlik ve

boyutlarına ulaşır. 7 saatlik sinterleme sonrasında alt yapı yaklaşık % 25 oranında büzülme gösterir (DeguDent Dental Document: Cercon smart ceramics, 2003). Son olarak da sisteme uygun üstyapı porseleni (Cercon Ceram Kiss) uygulanır (Cercon Eye Brochure, 2006).

2005 yılında ‘Cercon Art CAD Design’ adı verilen ve CAD sistemini de içeren yeni bir Cercon sistemi geliştirilmiştir. Sistem Cercon Brain ve Cercon Heat’in yanında tasarımı gerçekleştiren ‘Cercon Art CAD’ ünitesini de içermektedir. Bu sistemde mum modelaj değil yalancı kökün kendisi taranarak ‘Cercon Art 1.1’ adı verilen özel bir yazılımla tasarlanır ve veriler aşındırma ünitesine iletilir. Sonraki aşamalar önceki sistemle aynıdır (Cercon Eye Brochure, 2006).

### **Everest Sistemi**

Everest sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya) temel olarak tarayıcı ünite (Everest Scan), aşındırıcı ünite (Everest Engine) ve sinterleme fırınından (Everest Therm) oluşmaktadır. Model, tarama ünitesinde optik tarayıcı ile 3 boyutlu olarak taranır ve altyapının tasarım aşamasına geçilir. Bilgisayar ortamında, tarayıcıdan elde edilen veriler doğrultusunda tasarım işlemi gerçekleştirilir, ardından aşındırma işlemine geçilir. Aşındırma ünitesi çoğu sistemden farklı olarak 5 eksen teknolojisi ile aşındırma yapmaktadır (Kavo-everest Instructions for use).

### **Cerec**

**CE**ramic **RE**Construction sistemi (CEREC – Sirona Dental, Bensheim, Almanya) Siemens tarafından geliştirilen klinikte kullanılan ilk dental CAD-CAM sistemidir. (Otto ve De Nisco, 2002). Cerec sisteminin tarayıcısı, bilgisayar yazılımı, kazıma ünitesi ve sinterleme (Zyrcomat) fırını vardır. 1985 yılında BRAINS AG tarafından tasarlanan 3 eksenli aşındırma yapan Cerec 1 sistemi, 1994 yılında 8 eksenli aşındırma yapabilen Cerec 2 sistemi ve 2000 yılında Cerec 2 sisteminin geliştirilmiş hali olan Cerec 3 sistemi üretilmiştir (Bindl ve Mormann, 2002).

Cerec 1 ve Cerec 2 ile prepare dişin optik taraması, “couple charged device” (CCD) deney kamera ile yapılır ve monitörde 3 boyutlu dijital görüntü elde edilir. Sonrasında restorasyon dizayn edilir ve kazınır. Operatörün saniyeler içinde çoklu görüntüleri kaydettiği en yeni Cerec 3D ile klinisyen; yarım çenede çoklu preparasyonlar yapabilir ve tüm yarım çene için sanal döküm model elde edebilir. Sonrasında restorasyon dizayn edilir ve üretim için kazıma ünitesine transfer edilir.

Cerec 3 sistemi internet, multimedya, ağız içi renkli video kamera ve dijital bir radyografik birimle kombine edilmiştir. Cerec 3 sistemi, protetik çalışmalarda diagnostik, restoratif ve döküm amaçlı bir sistem olarak kullanılmaktadır (Martin ve Jedynakiewicz, 1999; Denissen ve ark., 2000; Mörmann ve Bindl, 2002; Otto ve De Nisco, 2002).

Cerec 3'ün kontrol yazılımı Windows NT ve Windows 2000'e adapte edilmiştir. Cerec 3 bilgisayar teknolojisi hızlı ilerlemelere sınırsız adaptasyon performansı gösterebilir. Bu adaptasyon otomatik işlemin ivmelenmesine izin verir ve oldukça kullanıcı dostu bir program sağlar.

Cerec sistemin temelinde, üç boyutlu optik ölçü alan intraoral kamera vardır. Tarama işleminin ardından, alt yapılar tasarlanır. Tasarlanan alt yapılar, sisteme adapte frezeleme ünitesinde elde edilir (Mörmann ve ark., 1990). Ayrı olan aşındırma ünitesi kontrol ünitesi ile radyo kontrol dalgaları aracılığıyla bağlantı kurar, böylelikle bu iki cihazın konumu pratikte birbirinden bağımsızdır. Bu sayede aşındırma ünitesinde bir restorasyonun yapımı sürerken, aynı zamanda diğer restorasyonun dizaynı yapılabilir. (Mörmann ve Bindl, 2000).

İlk jenerasyon Cerec sistemlerinin dezavantajları restorasyonların zayıf marjinal uyumları ve oklüzal yüzeylerin şekillendirilmesinde görülen başarısızlıktı (Rosentiel ve ark., 2001; Giordano, 2006). Cerec 2 sistemi ile beraber bu problemler aşılmış sonuçta, Cerec sistem ile yüksek bir başarı oranıyla restorasyonlar elde etmek mümkün olmuştur. Renk stabilite ve aşınma oranları da klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde (Martin ve Jedynakiewicz, 1999; Fasbinder, 2005). Dış yüzeyi iyi bir şekilde cilalanmış ve glazelenmiş Cerec ürünleri karşı diş minesinde doğal dişin yapacağı aşınmaya eşdeğer bir aşınma oranı gerçekleştirir (Martin ve Jedynakiewicz, 1999). Ayrıca Cercon, Lava, Procera gibi sistemlerde laboratuvar ortamında restorasyonlar elde edilirken, hasta başı uygulamaları için kullanılan tek CAD-CAM sistemi Cerec'dir. Tek seansta restorasyonların elde edilmesi ile de postoperatif hassasiyet olmayacaktır (Fasbinder, 2005). Adeziv materyaller ve yapıştırma simanlarındaki gelişmeler ilk Cerec sistemlerde görülen postoperatif hassasiyetin önlenmesinde etkili olmuştur (Fasbinder, 2006).

Cerec inLab; çalışma dayları lazerle taranan ve sanal modelin dijital görüntüsünün bilgisayar ekranında görüntülendiği bir laboratuvar sistemidir. inLab sistemin lazer tarayıcısı 3 boyutlu modelleme ile frezeleme ünitesine sahiptir (Rairodski, 2004).

Sirona'nın daha sonra geliştirdiği inEOS (extraoral scanner) ise strip light projection teknolojisi ile çalışır. Böylece lazer tarayıcılara göre daha kısa sürede ölçü işlemi tamamlanmaktadır. inEOS tarayıcı, tornalama cihazından ayrı olarak geliştirilmiş ve masaüstü bir ünite olarak tasarlanmıştır. Optik ölçü işlemini yapan dikey bir parça ile çalışma modelinin konumlandırıldığı xy tablasını taşıyan yatay bir parçadan oluşmaktadır. inEOS tarayıcının kullanımıyla tek bir diş restorasyon yapımından tam ağız rehabilitasyon yapımına kadar gerekli optik ölçü işlemleri gerçekleştirebilmektedir.

## **Dental CAD/CAM Sistemleriyle Kullanılabilen Güncel Restoratif Materyaller**

### **Monolitik Restoratif Materyaller**

CAD/CAM sistemleriyle kullanılan materyaller hızlı bir şekilde frezelenmeli, bu esnada oluşabilecek hasara direnç göstermeli ve kolayca bitirilmelidir (polisaj, renlendirme, glazür gibi). Laboratuvara bağlı sistemler de yüksek dayanıklılıkta seramik altyapı materyallerini üretmek için kullanılabilir ve bazı sistemler ayrıca titanyum, soy ve baz metallerin de frezesini yapabilir (Giordano, 2006).

### **Cam Seramikler**

Cam seramikler camsı matris ve kristalize komponentten oluşan çok fazlı kompozit materyallerdir.

### **Feldspatik Cam Seramikler**

1985'te Sirona CAD/CAM sistemi (Sirona Dental System, Bensheim, Almanya) için ilk olarak Vitablocs Mark I blokları (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) geliştirilmiştir. Bu materyalin yaklaşık 120 MPa değerinde fleksural dayanıklılığa sahip olduğu bildirilmiştir (Giordano ve ark., 1995). İnley, onley ve veneer yapımında kullanılabilceği bildirilmiştir. Otto ve ark. tarafından yapılan çalışmada Vitablocs Mark I kullanılarak üretilen inley ve onley restorasyonların 10 yıl sonunda %90.4 hayatta kalım oranı sergilediği bildirilmiştir (Otto ve De Nisco, 2002).

### **Vitablocs Mark II**

1991'de düzgün dağılımlı, ince grenli %30 hacimde doldurucu oranıyla (10 µm ve 20 µm) yeni kuşak Vitablocs Mark II blokları (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) geliştirilmiştir (Tinschert ve ark., 2000; Giordano ve McLaren, 2010). Sinterizasyon 1170 °C'de vakum altında gerçekleşir. Laboratuvarda sinterlenen ve laboratuvarda üretilen seramiklere göre daha homojen mikroyapı ve materyal kalitesi sağlar (Vita 2009). Boyama, glaze ve kristalizasyon fırınlaması gibi herhangi bir termal

işlem gerektirmemeleri de avantajları arasındadır (Vitablocs for Cerec/inLab Working Instructions, 2014).

Vitablocs Mark II blokları, Cerec sistemleri veya Celay sistemi ile kullanılabilir (Mörmann, 1991; Üçtaşlı ve Gemalmaz, 2002).

Materyalin ince grenli kristal mikro yapısı ve CAD/CAM tekniği ile üretilmesi sayesinde, Vita Mark II ile üretilen dental restorasyonların, mineye benzer aşınma özelliği gösterdiği bildirilmiştir. Bu yaklaşık 4 µ'luk ince gren boyutu ile açıklanabilir. 10 yıldır başarıyla kullanılan konvansiyonel feldspatik porselenlerden daha dayanıklı olan Vitablocs Mark II seramiklerin bükülme dirençleri 120-154 MPa olup, çok iyi çalışma ve parlatılabilme özelliğine sahiptirler (Chen ve ark., 1999). Vitablocs Mark II kor yapısının, okluzal yüzeyin anatomisi ve formunu yansıtabilmesi için kalınlığının 1,5 mm olması gereklidir (Denissen ve ark., 2000; Mou ve ark., 2002; Reich ve Hornberger, 2002). Çoğu klinik durumda Vitablocs Mark II'nin yüksek translüsent özelliğinin kalan dişlerle mükemmel bir uyumun olduğunu bu nedenle ekstra renklendirmenin gerekmediğini göstermektedir. Vitablocs Mark II frezelenbilme özelliğini iyi karşıladığı için alette aşınmaya neden olmamaktadır ve daha sonra elmas frezlerle hekim tarafından düzeltmeler yapılmaya elverişlidir (Vitablocs for Cerec/inLab Working Instructions, 2014).

Vitablocs Mark II seramikler Cerec inLab inley, onley, parsiyel kron, full kron ve veneerler'in yapımında iyi bir adeziv bağlanma için gereken tüm koşullar ve kanıtlanmış mine-dentin adeziv (total bonding) sisteminin kullanılabildiği ve normal çiğneme fonksiyonuna sahip hastalarda kullanılabilir (Vitablocs for Cerec/inLab Working Instructions, 2014).

### **Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler**

IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), IPS Empress'in CAD/CAM ile kullanılabilen versiyonudur. 2006 yılında piyasaya sürülmüştür. Yaklaşık 160 MPa fleksural dayanıklılığa sahip olduğu ve veneer, inley, onley ve anterior kron restorasyonlarının üretiminde kullanılabileceği bildirilmiştir (Giordano ve McLaren, 2010).

## **Lityum Disilikat Cam Seramikler**

### **IPS e.max CAD**

CAD/CAM ile üretilen restorasyonların daha rutin kullanıma girmesiyle, lityum disilikat seramiklerin yeni frezelenabilir versiyonu olan IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) 2005 yılında geliştirilmiştir. IPS e.max CAD bloğu, %40 lityum metasilikat ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ) kristalleri içeren, materyalin kolay freze edilmesini sağlayan kısmi olarak kristalize edilmiş bir bloktur. Kısmi kristalize fazda renklendirici iyonlar farklı bir oksidasyon gösterdikleri için bu fazda bloklar mavi renkte gözükürler.

Bu tür seramiklere istenilen şekil verildikten sonra 20-30 dk arasında vakumla  $850^\circ\text{C}$ 'de fırınlanma ile kristalizasyon tamamlanır, restorasyonların fiziksel özellikleri tamamlanır ve tam dayanımlarına ulaşırlar. Fırınlama sonucunda lityum metasilikat kristalleri tam kristalize durumları olan lityum disilikat kristallerine dönüşür. Lityum disilikat cam seramikler kristal fazın bu dönüşümü sırasında %0,2-0,3 oranında önemsiz sayılacak bir çizgisel büzölmeye uğrar. Üretici verilerine göre, tam kristalize IPS e.max CAD'in bükölme diencleri yaklaşık 360 MPa civarındadır (Ivoclar Scientific Document, 2005; Giordano, 2006; Ritter, 2010). IPS e.max CAD sisteminde bloklar medium opacity (MO), low translucency (LT) ve high translucency (HT) şeklinde üç farklı translüensiye sahiptir. Farklı yarı şeffaflıklar için farklı renk (shade) seçenekleri bulunmaktadır. Tek üyeli restorasyonlar için HT ve LT yarı şeffaflıklarındaki seramikler 2 ayrı boyuttur.

Bu materyal, monolitik inley, onley, tek kron ve anterior sabit protezlerin yanı sıra, kısa boylu posterior sabit protezlerin üretilmesinde de konvansiyonel veya adeziv simantasyon ile önerilmektedir (Holand ve ark., 2008).

### **Yitriyum-tetragonal Zirkonya Polikristal Seramikler (Y-TZP)**

Saf zirkonya polimorfik yapıdadır ve farklı sıcaklıklarda üç kristalografik fazı mevcuttur: kübik faz (k)  $2680-2370^\circ\text{C}$  arasında stabildir, tetragonal faz (t)  $2370-1170^\circ\text{C}$  arasında stabildir ve monoklinik faz (m)  $1170^\circ\text{C}$  ile oda sıcaklığı arasındaki sıcaklıklarda stabildir. Fazlar arasındaki bu dönüşüm hacimde önemli miktarda artmaya (%4) ve çatlak oluşumunu tetikleyebilen içsel streslerin oluşumuna sebep olur. Magnezyum oksit (MgO), kalsiyum oksit (CaO) veya yitriyum oksit ( $\text{Y}_2\text{O}_3$ ) gibi minör bileşenlerin saf zirkonyaya ilavesi, oda sıcaklığında kısmi stabilize zirkonya olarak bilinen çok fazlı materyallerin oluşumunu sağlar (Denry ve Kelly, 2008; Zarone ve ark., 2011).

Günümüzde daha üstün özellikleri nedeniyle yaygın olarak stabilizatör amaçlı  $\text{Y}_2\text{O}_3$  kullanılmaktadır. Saf zirkonyuma  $\text{Y}_2\text{O}_3$  ilavesi ile oda sıcaklığında nanometre

boyutlarında dişhekimliğinde kullanılan "yittrium stabilize tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP)" elde edilir. Yittrium ile stabilize edilen tetragonal zirkonyum polikristallerinin mekaniksel özellikleri, moleküllerin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümüne bağlıdır. Bu dönüşüm % 4,4 oranında hacim artışıyla birlikte, porselen çatlaklarının yayılmasını önler, zirkonyumun dayanıklılığını ve sertliğini artırır. Zirkonyumun sahip olduğu bu sıra dışı özelliğine "dönüşüm sertleşmesi" adı verilir. Dönüşüm sertleşmesi zirkonyumun ortalama bükülme direncini artırarak seramiği önemli derecede sertleştirir (Manicone ve ark., 2007). Bu yüzden Y-TZP, diğer dental porselenlerle karşılaştırıldıklarında yüksek kırılma direnci ve dayanıklılık gösterirler (Aboushelib ve ark., 2005).

Zirkonyum oksit yapının kuvvetler karşısında kırılma dayanımını açıklayan, 'ısı genleşme katsayısı farkı' ve 'iç stres oluşumu' olmak üzere iki teori vardır. Isı genleşme katsayısı farkı: Zirkonyum oksit yapı içerisindeki kübik faz ile tetragonal faz arasında ısı genleşme katsayısı farkı vardır. Tetragonal fazın ısı genleşme katsayısı  $6,5 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$  iken, kübik fazın ısı genleşme katsayısı  $10,5 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$ ' dir. Bu fark, ısıl işlemler sırasında yapı içerisinde mikroçatlaklar oluşturarak bir iç gerilim meydana getirir. Böylece ileride oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtır ve çatlak ilerlemesini önleyici bir etki gösterir (Piconi ve Maccauro, 1999). İç stres oluşumu: Parsiyel stabilize zirkonyum oksit materyalinde, tetragonal yapıdaki zirkonyum oksit partiküllerine baskı uygulandığında; kübik matriks içindeki düzenli olarak dağılmış olan tetragonal faz daha hacimli olan monoklinik faza dönüşür. Bu t-m faz dönüşümü sırasında kristallerde % 3-5 oranında hacim artışı oluşur ve yapı içerisinde var olan çatlakların uçlarında baskı gerilimleri meydana gelir. Oluşan bu baskı gerilimleri, materyal içerisindeki daha büyük çatlakların ilerlemesine engel olarak materyalin dayanımını artırır (Gupta ve ark., 1978; Mc Laren ve White 1999). Zirkonyum oksit 'dönüşüm sertleşmesi' olarak adlandırılan ve diğer polikristalin seramiklerde bulunmayan bu özelliği sayesinde, yüksek kırılma dayanımına sahiptir (Piconi ve Maccauro, 1999).

CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler zirkonyanın dişhekimliğinde kullanım alanı bulmasını sağlamıştır. Zirkonya blokları için iki CAD/CAM üretim tekniği bulunmaktadır; sert üretim, yumuşak üretim (Vagkopoulou ve ark., 2009). İlk yöntemde; tam sinterlenmiş Y-TZP bloklar, freze işlemi öncesinde,  $1500^\circ\text{C}$ ' nin altında sinterlenerek %95'lik yoğunluğa ulaşması sağlanmaktadır. Daha sonra bloklar,  $1400-1500 \text{ }^\circ\text{C}$ ' de ve yüksek basınç altında sıcak izostatik presleme (hot isostatic pressing) işlemine tabi

tutulmakta ve yoğunluğun %99' a ulaşması sağlanmaktadır. Tam sinterlenmiş bloklar özel olarak tasarlanmış cihazlarda freze edilmektedirler ancak yüksek sertlikleri şekillendirilmelerini zorlaştırmaktadır (Denry ve Kelly, 2008). Tam sinterlenmiş blokların işlenmelerinin zor olması mekanik özelliklerini kötü yönde etkilemektedir. Bununla birlikte sinterleme büzülmesinin olmaması da bu blokların avantajı olarak gösterilmektedir (Manicone ve ark., 2007). İkinci yöntemde ise; kısmi sinterize (ön sinterleme yapılmış) Y-TZP bloklar, CAD/CAM sistemleri ile şekillendirildikten sonra yüksek sıcaklıklarda sinterlenmektedir. Restorasyonun day modeli veya mum modelajı CAD/CAM sisteminin tarayıcısı ile taranmakta ve sinterleme sırasında oluşan büzülme için kompanse edebilmek için, bilgisayar yazılımı (CAD) ile olması gerekenden daha büyük boyutlarda tasarlanmaktadır. Yarı sinterlenmiş blok bu tasarıma uygun şekilde frezelenmekte (CAM) ve yüksek sıcaklıkta sinterlenmektedir. Bu işlem, kullanılan CAD/CAM sisteminin tarama şekline ve Y-TZP bloğun sinterleme sırasında oluşan büzülmesine (%20-25) bağlı olarak farklılık göstermektedir (Denry ve Kelly, 2008). Yarı sinterlenmiş blokların üretiminde soğuk izostatik presleme (cold isostatic pressing) yöntemi kullanılmaktadır. Y-TZP tozlarının preslenebilmesi için yapıya bir bağlayıcı eklenmekte ve bu bağlayıcı ön sinterleme işlemi sırasında elimine edilmektedir. Ön sinterleme sırasında uygulanan ısı, sertliği ve işlenebilirliği etkilediği için son derece önemlidir. Blokların çok hızlı bir şekilde ısıtılması yapıda çatlakların oluşmasına yol açmaktadır. Bu nedenle yavaş ısıtma tercih edilmektedir (Denry ve Kelly, 2008). CAD/CAM sistemi ile şekillendirilmiş olan altyapı sinterleme için özel olan programlanmış fırına yerleştirilmektedir. Sinterleme büzülmesi 1000°C' de başlamaktadır. Her ürünün sinterleme koşulunun farklı olmasına bağlı olarak sinterleme sıcaklığı 1350-1550°C 'ye ulaşmakta, süresi ise 2-5 saat arasında değişmektedir. Sinterleme sonrası rezidüel stresleri en aza indirmek için, restorasyon fırında 200°C'nin altındaki bir sıcaklığa kadar soğutulmaktadır (Denry ve Kelly, 2008).

Kısmi sinterize zirkonyanın üretimi için en sık kullanılan CAD/CAM sistemleri CERCON (Dentsply Friadent, Mannheim, Almanya), CEREC (Sirona, Bensheim, Almanya), LAVA (3M ESPE, Seefeld, Almanya), ve Procera'dır (Nobel Biocare, Gothenburg, İsveç).

Günümüzde monolitik (tam anatomik) zirkonya seramik restorasyonlar, posterior dişlerde, kaplayıcı cam seramiğin atma başarısızlığını engellemek için tanıtılmıştır. Monolitik zirkonya bloklar, yüksek dayanıklılık ve translusentlik özelliğine



sahiptir. Polikristalin seramiklerin translusentliği materyalin kimyasal yapısına ve mikro yapısına göre değişir. Ayrıca renklendirilebilir olmaları estetik özelliklerini arttırmaktadır (Zhang ve ark., 2013). Lava all-Zirconia, Lava Plus (3M ESPE, Seefeld, Almanya), Zircon Zahn (ZIRCONZAHN GMBH, Bruneck, İtalya), BruxZir Solid Zirconia (Gildewell laboratories, California, ABD) ve in Coris TZI (Sirona, Bensheim, Almanya) monolitik zirkonya restorasyonları şeklinde piyasaya sürülmüştür.

### **inCoris TZI**

inCoris TZI (Sirona, Bensheim, Almanya) seramikler; millendikten ve sinterize edildikten sonra polisajlanabilen veya veneerlenen tam anatomik restorasyonların üretilmesine yönelik geliştirilmiş kısmi sinterize zirkonya bloklardır. Bu blokların avantajları; yüksek dayanıklılık, korozyona direnç, biyouyumluk ve translusent olmalarıdır. Renk seçenekleri bulunmayan inCoris TZI blokların renklendirilmesi; fırçalama veya renklendirme solüsyonuna daldırma teknikleri ile yapılabilmektedir. Daldırma tekniğinde; sinterizasyon öncesi anatomik formu oluşturulmuş restorasyon istenilen renkteki solüsyonda 5 dakika bekletilmektedir. Plastik tutucularla solüsyondan uzaklaştırılan restorasyon, sıcaklığı 1510 ° C ‘ ye kadar yükselebilen Sirona inFire HTC/inFire HTC speed fırınında 120 dakika bekletilerek sinterize edilmektedir. Sinterleme sonrası yüzey parlatılması, glaze işlemi veya standart zirkonya parlaticı lastik ve pastalarla sağlanabilmektedir( inCoris TZI, Sirona Technical Document, 2013).

### **Zirkonya ile Güçlendirilmiş Seramikler**

Zirkonya ile güçlendirilmiş seramik esasen zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik sistemidir. Zirkonya ve lityum silikatın birleşiminden oluşan yeni cam seramik materyali mkemmell materyal kalitesi, yüksek yük kapasitesi, kolay frezelenebilirlik ve parlatılma garantisi sunmaktadır. Bu yaklaşımdaki iki yeni rn; CAD/CAM ile kullanılabilen Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve Celtra DeguDent (DeguDent, Hanau, Almanya) materyalleridir. Vita Suprinity’ de elde edilen kombinasyon ile yüksek dayanım ve diş rengine yakın estetik görünüm sağlanmıştır. Zirkonyum içeren lityum silikat cam seramiklerin gelişimi seramik materyallerin uygun translusensi ile üstün mekanik özellikleri bir araya getirmesini sağlamıştır. Bu stabil seramikler zirkonya seramiklere göre daha güvenilirdir ancak hala gelişime ihtiyaç vardır (Denry ve Kelly, 2014).

### **Vita Suprinity**

Yeni nesil bir cam seramik materyalidir. Yenilikçi bir üretim işlemi ile cam

seramiğe %10 zirkonyum eklenmesi sayesinde güçlendirilmiştir ( Denry ve Kelly, 2014). Böylece ilk zirkonyum destekli lityum silikat seramik (ZLS) üretilmiştir.

Bu milenyumun başında zirkonyumun çok üyeli tam seramik köprülerin yapımında kullanılması önemli bir mihenk taşı olmuştur. 2005 yılında ise dünyaya tanıtılan IPS e.max, lityum disilikat temelli cam seramik olarak pazarda önemli bir yer tutmuştur. Bu ve benzer cam seramik ürünlerin fiziksel olarak yüksek dayanımı sayesinde güvenilir olduğu kanıtlanmış ve üstün estetik özellikleri sayesinde sıklıkla tercih edilir hale gelmiştir. Vita Suprinity, bu alandaki sistemik gelişmenin bir devamıdır (Vita Suprinity, Technical and Scientific Catalog, 2014).

Bu ZLS cam seramik Degudent Gmbh ve Fraunhofer Enstitüsü tarafından bulunmuştur. Materyal cam seramik ve zirkonyanın pozitif özelliklerini kombine etmiştir. Kristalizasyon sonrası içeriğindeki %10 zirkonya sayesinde yüksek mekanik özellikler ve estetik olarak memnun edici sonuçlara ulaşmıştır (Denry ve Kelly, 2014).

Renk açısından birçok seçeneği varken (0M1, A1, A2, A3, A3.5, B2, C2, D2) ; T (Translulent) ve HT(High Translulent) olmak üzere iki translüsensi derecesi vardır.

Bu monolitik CAD/CAM materyali inley, onley, veneer ve anterior ve posterior kronlar için endikedir (Vita Suprinity, Technical and Scientific Catalog, 2014).

### **Kompozit Rezin Materyaller**

Seramik restorasyonların, üstün estetik görünüş, aşınma direnci, biyouyumluluk ve renk stabilitesi gibi birçok avantajı mevcuttur. Bununla birlikte seramikler kırılğandır, karşıt dişlerde aşınma oluşturabilir ve çatlak oluşumuna bağlı kırılma riskleri mevcuttur.

Kompozit rezin restorasyonlar daha yumuşaktır, bitirme ve polisaj işlemleri daha kolaydır, karşıt dişlerde daha az aşınma oluştururlar ve üzerlerine ilave yapılarak uyumlandırılabilmeleri mümkündür. Seramik ve kompozitlerin avantajlarını birleştiren restoratif materyallerin geliştirilmesi indirek estetik restorasyonların özelliklerini iyileştirerek ömrünü uzatacaktır (Elsaka, 2014).

CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliği alanındaki ilerlemesi diş hekimlerinin yeni materyalleri kullanabilmelerine olanak tanımıştır. Dental materyallerin biyomekanik özelliklerinin geliştirilmesiyle yeni kuşak freze edilebilir kompozit rezin bloklar üretilmiştir. Bu materyaller geçici ve daimi restorasyonların üretimi için uygundur (Kunzelmann ve ark., 2001). Kompozit rezin kronlar sıklıkla bisfenol-A-diglisidileter dimetakrilat (Bis-GMA) veya polimetil metakrilattan (PMMA) oluşur (de Kok ve ark., 2015).

### **Lava Ultimate**

Lava Ultimate (3M/ESPE, Saint Paul, MN, ABD), nano teknoloji ile üretilmiş, çapraz bağlı rezin matrise (ağırlıkça %20) gömülü, zirkonya/silika (ağırlıkça %80) nanoseramik partiküllerinden oluşan rezin nano seramik (RNC) bloktur. Resin nano seramik restoratif materyalleri; silika nanomerleri (20 nm), zirkonya nanomerleri (4-11 nm), nanomerlerden oluşan nanogrup partikülleri (0,6-10 µm), silan bağlantı ajanı ve resin matris içerir. Üretici verilerine göre Lava Ultimate ile üretilen kronların 200 MPa değerinde fleksural dayanıklılığı mevcuttur. Bu değer Lava Ultimate'in direk kompozit restorasyonlar ve feldspatik seramik bloklardan daha dayanıklı olduğunu göstermektedir. Maddeler bilimine göre resin nano seramik CAD/CAM restoratif materyalleri resin kompozit sınıfına aittir. Kron, inley, onley ve veneer gibi daimi tek üye restorasyonların üretiminde kullanılmaktadır (Chen ve ark., 2014; Elsaka, 2014).

### **Vita Enamic**

Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) polimer infiltre seramik ağ materyali yöntemiyle üretilmiş bir CAD/CAM restoratif materyalidir. Polimer infiltre seramik ağ materyalleri (PICN); interpenetrasyon faz kompozitler olarak sınıflandırılabilir. Baskın olarak akrilat polimer ağ ile güçlendirilmiş (ağırlıkça %14) seramik ağ yapısından (ağırlıkça % 86) oluşur. Bu iki ağ yapı birbirinin içine penetre olmuştur. Sinterize edilmemiş seramik ağ yapısının içerisine daha düşük elastisite modülüsüne sahip polimer bir ikinci fazın yerleştirilmesiyle üretilmiştir. Bu materyal seramiklerin ve resin esaslı kompozitlerin olumlu özelliklerini birleştirmektedir . Polimer infiltre seramik ağ materyallerinin azalmış kırılma, rijidite ve sertlikle birlikte artmış esneklik, kırılma peklığı ve seramiklerle kıyaslandığında kolay işlenebilme özelliklerine sahip olduğu rapor edilmiştir. Vita Enamic' in flexural dayanımı yaklaşık 160 MPa, elastik modülüsü ise yaklaşık 38 GPa' dır . Bu veriler eşliğinde materyalin özelliklerinin mine ve dentine benzer olduğu da bildirilmiştir (Coldea ve ark., 2013; Della Bona ve ark., 2014; Elsaka, 2014).

### **Isı ve Basınç Altında Preslenen Porselenler**

Bu ürünler seramik ingotlar halinde bulunup, kayıp mum tekniğiyle oluşturulan boşluğa ısı ve basınç altında preslenerek oluşturulur (Rosenblum ve Schulman, 1997).

Preslenmiş form tam konturlu restorasyon olabilir ya da sadece kor alt yapı olabilir ve tabakalama tekniğiyle konvansiyonel feldspatik porselen kullanılarak tam restorasyon elde edilir (Giordano ve ark., 1995).

### **IPS Empress (Ivoclar-Vivadent, FL-Schaan)**

Tam seramik sistemlerde ortaya çıkan boyutsal değişim, porözite ve homojenite problemlerinin üstesinden gelebilmek amacıyla 1983 senesinde Zürih Üniversitesi'nde geliştirilmiş olan sistem 1991 yılında piyasaya sunulmuştur (Dong ve ark., 1992; McLean ve Odont, 2001).

IPS Empress; ısı ve basınç altında şekillendirilen, yüksek lōsit içerikli feldspatik porselendir (Prōbster ve ark., 1997; Holand, 1998). IPS Empress I sistem, cam porselen matris içerisine %35-40 oranında 1-3µm boyutunda lōsit kristallerinin (SiO<sub>2</sub> Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> K<sub>2</sub>O) homojen olarak dağıtılması (dispersiyon) ile güçlendirilmiştir. Yapıda bulunan lōsit kristalleri, cam matrisde oluşan mikro çatlakların ilerlemesinde bariyer görevi görerek alüminus porselenlerin %50'si oranında (180 MPa) bir kırılma direnci ve 95-200 MPa'lık bir bükülme direnci oluşturur (Dong ve ark., 1992; Kelly ve ark., 1996; McLean ve Odont, 2001; Coşkun ve Yalug, 2002; Anusavice ve ark., 2003). Cam porselen materyali ağırlık olarak %63 SiO<sub>2</sub>, %17,7 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, %11,2 K<sub>2</sub>O, %4,6 Na<sub>2</sub>O, %0,6 B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, %0,4 CeO<sub>2</sub>, %1,6 CaO, %0,7 BaO, %0,2 T<sub>12</sub>O içermektedir (Dong ve ark., 1992).

Bu tip feldspatik porselen ingotlar halinde hazırlanır. Tam konturlu kuronlar mumlanır, revetmana alınır ve alümina pistonlu özel bir kalıba yerleştirilir. Seramik ingotlar pistonun altına yerleştirilir ve 1150°C'ye kadar ısıtılır ve yumuşatılan seramik kalıba basınç altında gönderilir. EP 500 adı verilen özel fırında 20 dk boyunca preslenerek restorasyon elde edilir. Kronun sonuç rengi renklendirme ajanlarıyla veya tabakalama ile sağlanır. Tabakalama tekniğinde orijinal mum-modelaj yaklaşık 0,3 mm geri kazanır. Fırınlamanın ardından kor alt yapının üzerine konturları sağlamak ve doğru rengi sağlayabilmek için feldspatik porselen eklenir (Kelly ve ark., 1996; Hooshmand ve ark., 2008).

IPS Empress I sisteminin, ışık geçirgenliği ve renk özellikleri doğal dişe oldukça yakın olup, estetik kalitesi oldukça yüksektir. Bu sistem kullanılarak, estetik laminate veneer, inlay, onlay ve tek kron restorasyonlar yapmak mümkündür. (Denry, 1996; Kelly, 1997; Gorman ve ark., 2000; McLean, 2001; Gemalmaz ve Ergin, 2002). Ancak renklenmiş veya metal post kor uygulanmış dişler, metal abutment kullanılan implant üstü protezlerde, yüksek yarı geçirgenlikleri nedeniyle kullanımları endike değildir (Rosenblum ve Schulman, 1997; Qualtrough ve Piddock, 1997; Höland ve ark., 2000; McLean ve Odont, 2001; Heffernan ve ark., 2002; Şener ve Türker, 2009).

## **IPS Empress II**

1998 yılında Beall ve Echeverria tarafından geliştirilmiştir. Hacimce %60 oranında 0.5-4 µm uzunluğunda lityum disilikat kristalleri ve 0,1-0.3 µm uzunluğunda küçük lityum ortofosfat kristalleri içerir. Bu sistemde, lityum disilikat cam seramik kor yapı üzerine restorasyonun son şeklini vermek için tabakalama tekniği ile yerleştirilen cam seramik floraapatit yapıdadır. Yoğunlaşmış kristal yapı içeren seramik kor üzerine, floraapatit yapıda cam seramik pişirilerek dayanıklılığı arttırılmıştır (Schweiger ve ark., 1999; Akgüngör ve ark., 2005; Zaimoğlu ve Can, 2011 ).

Bu sistemin bükülme direnci, lösitle güçlendirilmiş IPS Empress I'den direnci üç kat (300-400 MPa) daha yüksektir (Qualtrough ve Pidcock, 2002). Bu sayede anterior ve molar kronların yapımı sağlandığı gibi, üç üyeli anterior ve 2. premolar en son destek olmak üzere posterior köprü yapımına da olanak vermektedir (Blatz ve ark., 2003, Zaimoğlu ve Can, 2004).

Bu sistemde mum uçurma işleminin ardından, lityum disilikat cam porselen ingotları EP600 fırınında 920°C'de akışkanlık kazanır ve 20 bar basınçla revetman boşluğunun içine yollanır. Fırından çıkartılarak revetman artıkları temizlenen lityum disilikat esaslı cam porselen kor yapı üzerine, florapatit yapıda cam porselen, tabakalama tekniği ile uygulanır.

IPS Empress 2 sistemi inley ve onlay yapımında, laminate kronlarda, ön ve arka grup dişlerde tek kronlarda, ön ve arka grup dişlerde üç üyeli köprü yapımında kullanılabilir. Arka grup dişlerde üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci premolar en son distal destek olmalı ve gövde bir premolar genişliğinde (yaklaşık 7-8 mm) olmalıdır (Scientific Documentation IPS Empress System, 2003; Zaimoğlu ve Can, 2011). IPS Empress 2 restorasyonlar parafonksiyonel alışkanlıkları olanlarda, kantilever restorasyonlarda ve kısa kron boyu olan dişlerde endike değildir.

### **IPS e.max**

2005 yılında geliştirilen IPS e.max lityum disilikat seramiklerin en yenisidir.

Beş farklı komponent şeklinde kullanılabilen bir tam seramik sistemidir (Scientific Documentation IPS e.max Press, 2005)

- IPS e.max Press (lityum disilikat cam seramik ingotlarından presleme tekniği ile üretilir)
- IPS e.max ZirPress (floraapatit cam seramik ingotlarından presleme tekniği ile üretilir)

- IPS e.max CAD (lityum disilikat cam seramik bloklarından CAD/CAM tekniği ile üretilir)
- IPS e.max ZirCAD (zirkonyum oksit bloklarından CAD/CAM tekniği ile üretilir)
- IPS e.max Ceram (floraapatit veneer seramiği)

#### **IPS e.max Press**

IPS e.max Press, 2005 yılında geliştirilmiş, IPS Empress 2 gibi lityum disilikattan oluşan ısı ve basınç altında şekillendirilebilen cam seramiktir. IPS Empress 2'den farklı pişirme yöntemi uygulanarak daha translusent ve daha iyi fiziksel özelliklere sahip restorasyonlar yapmaya imkân verir. Kütleinde %70 oranında, 3-6 µm uzunluğunda lityum disilikat kristalin faz içerir. Bunun yanında cam matrikse çok az miktarda lithiumortofosfat (Li<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>) kristalleri ilave edilmiştir (Stappert ve ark., 2006; Conrad ve ark., 2007). IPS e.max Press'in biaksiyel dayancı diğer IPS Empress sistemlerine göre oldukça yüksek ve 440±55 MPa olarak bildirilmiştir. IPS e.max Press'in ışık geçirgenliği oldukça iyi ve alumina seramiklerden çok daha yüksek bulunmuştur. IPS e.max Press hem anterior hem de posterior tek diş eksikliklerinde 3 üyeli köprü yapımında kullanılabilir (Ivoclar Scientific Document, 2005; Chaiyabutr ve ark., 2011).

IPS e.max Press, lityum disilikat seramik ingotlarından presleme tekniği ile üretilir. İngotlar, lityum disilikat cam seramiklerden döküm tekniği ile üretilir. Bu teknikte, renk pigmentleri erime ısısına ulaştığı anda eriyeyeceği için materyale ilave edilmezler. Bunun yerine cam içinde çözünen polivalent iyonlar istenilen rengi sağlamak için kullanılır. İyon esaslı renklendirme mekanizmasının kullanılmasının avantajı, renk salan iyonların materyal içinde homojen şekilde dağılabilmesidir. Renk pigmentleri bunun aksine mikro yapıda kusurlara neden olmaktadır (Yalım ve Türker, 2012).

IPS e.max sisteminde, diş hekiminin ihtiyaçlarına göre tasarlanmış farklı derecede translusensi özelliği olan ingotlar bulunmaktadır. MO (Medium opacity) orta derecede opaklık gösteren ingotlar, özel olarak geliştirilmiş IPS e.max Ceram veneerleme porseleni ile estetik olarak veneerlenmektedir. MO ingotların 1 ile 4 arasında değişen renkleri mevcuttur. MO 0 'Bleach shade' çok açık renk dişlere hitap etmektedir. İstenilen rengin elde edilmesi için cam içinde çözünen polivalent iyonlar kullanmıştır. Sistemde kullanılan LT (Low translucency) düşük derecede translusentlik özelliği gösteren ve HT (High translucency) yüksek derecede translusensi özelliği gösteren ingotlardır.

Transludent ingot grupları için restorasyonun sonuç rengi hem boyama hem de kazıma (cut-back) teknikleri kullanılarak verilebilir. Son ingot tipi HO (High opaque) ise opak özelliğinden dolayı renklenmiş dişlerin maskelenmesinde kullanılır (Scientific Documentation IPS e.max Press, 2011).

### **İnfiltrasyon Porselenler**

İnfiltrasyon porselenler, poröz yapıda üretilmiş alüminyum oksit tozu ve yüksek sıcaklıkta poröz yapıya infiltrasyon olan cam olmak üzere iki esas bileşenden oluşmaktadır. Bu iki bileşen, kor yapısı olarak kullanılmakta ve üst yapı feldspatik tabakalama porseleni ile hazırlanmaktadır (Pröbster ve Diehl, 1992; Kelly ve ark., 1996; Rosenblum ve Schulman, 1997).

In-Ceram (VİTA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) sinterlenmiş oksit alt yapıya, cam partiküllerinin eritilerek infiltrasyon edilmesiyle hazırlanan In-Ceram sistemin hazırlanan alt yapının kimyasal içeriğine göre; In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirkonya olmak üzere üç çeşidi bulunur (Bayındır ve Uzun, 2007; Şener ve Türker, 2009).

### **In-Ceram Alumina**

In-ceram alümina, klasik metal seramiklere alternatif olarak ilk kez 1988 yılında piyasaya sunulmuştur. Diğer dental seramiklerden 3-4 kez daha yüksek bükülme direnci olduğu bildirilmiştir (Mc Laren, 1998; Haselton ve ark., 2000; Bindl ve Mörmann, 2002). In-Ceram tam porselen sistemi, yüksek kırılma direnci sayesinde ön ve arka bölgedeki kronların ve ön bölgedeki köprülerin yapımında kullanılabilir (Wall ve Cipra, 1992; Yavuzılmaz ve ark., 2005b).

Bu sistemde de mine-dentin porselenlerine desteği, alumina ile kuvvetlendirilmiş alt yapı porseleni sağlamaktadır. Teknikte, çok ince granüllü  $Al_2O_3$  partikülleri içeren toz, özel bir sıvı ile karıştırılır ve oluşturulan süspansiyon üzerine sürülür. Hızla sıvı kaybına uğrayan yapı iyice yoğunlaşır ve özel fırında  $1120^{\circ}C$ 'de 10 saat boyunca fırınlanır. Fırınlama sonrasında ortaya çıkan poröz yapıya, çok ince cam (lanthanyum silikat) taneciklerinden oluşan malzeme sürülür. Bu işlem cam infiltrasyon işlemidir. Bu işlem sayesinde saydamlık ve direnç artırılır. İkinci fırınlamada, camın tüm poröz boşluklara kılcal hareketle akması sağlanır. Fazla cam kor materyali üzerinden kumlama ile uzaklaştırıldıktan sonra, üzerine yüzey porseleni kaplanarak restorasyon bitirilir (Hondrum, 1992; Pelletier ve ark., 1992; Chai ve ark., 2000; Mclean ve Odont, 2001; Coskun ve Yaluğ, 2002).

### **In-Ceram Spinell**

1994 yılında In-Ceram Alüminanın opak kor yapısına alternatif olarak geliştirilmiş ve majör kristalin fazı olarak magnezyum spinel ( $MgAl_2O_4$ ) içermektedir. Alümina alt yapıya göre ışık geçirgenliği daha yüksek, ancak daha az bükülme direncine sahip (350 Mpa) restorasyonlar elde edilebilmektedir (Heffernan ve ark., 2002a; Giordano, 2006; Bayındır ve Uzun, 2007; Şener ve Türker, 2009).

Saf In-Ceram Spinell kristalleri renksizdir ancak içine metal iyonları (demir, krom gibi) katılarak renklendirilebilirler. In-Ceram Spinell' in bükülme direnci In-Ceram Alümina' dan % 15-40 daha düşüktür. Bu nedenle In-Ceram Alümina hem anterior hem posteriorde kullanılırken, In-Ceram Spinell sadece anterior kronlarda endikedir (Mc Laren 1998).

### **In-Ceram Zirkonya**

In-Ceram Alümina sisteminin, %35 oranında parsiyel stabilize zirkonya (Y-TZP) ve cam infiltre edilmiş alümina içeren bir modifikasyonudur. Klasik In-Ceram tekniğinde olduğu gibi slip-cast yöntemiyle veya zirkonyum blokların millingi ile elde edilirler (Mc Laren, 1998). Materyalin bükülme direnci 620-700 MPa olacak şekilde arttırılmıştır (Blatz, 2002; Giordano, 2006). Kor yapısı oldukça opak olduğundan dolayı, posterior kron ve köprülerin yapımında endikedir (Guazzato ve ark., 2002; Raigrodski, 2004).

## **2.2. Dental Yapıştırma Simanları**

Diş hekimliğinde simanların; kaide materyali, endodontik dolgu patı ve yapıştırma amaçlı olmak üzere çeşitli kullanım alanları vardır. Dental yapıştırma simanları; bir sabit protetik restorasyonun prepare edilmiş diş dokusuna bağlanmasını sağlayan ajanlardır (Zaimoğlu ve ark., 1993; Rosenstiel ve ark, 1998; Nayır, 1999). Sabit protetik restorasyonların başarısında; simantasyon işlemi ve kullanılan yapıştırma simanı önemli rol oynar. Simanlar; doğal diş ve restorasyon arasındaki bağlantının uzun ömürlü olmasında, mikrosızıntının önlenmesinde ve restore edilen dişin kırığa karşı dayanıklılığının arttırılmasında büyük önem taşımaktadır (Blatz ve ark., 2003; Chang ve ark., 2003). Günümüzde değişik avantaj ve dezavantajlara sahip pek çok yapıştırma simanı bulunmakta ancak hiçbir yapıştırma simanı, tek başına tüm klinik uygulamalar için optimum çözüm materyali olarak sunulamamaktadır (Rosenstiel ve ark., 1998; Nayır, 1999; O'Brien, 2002; Anusavice ve ark., 2003).



Simanların yapıştırma ajanı olarak kullanılması için sahip olmaları arzu edilen en önemli özellikleri ıslatabilirlik, biyouyumluluk, akışkanlık, düşük film kalınlığı, çürük önleyici özellik, ısısal-galvanik izolasyon ve diş ile restorasyon arasında iyi bir tutuculuk sağlayabilmeleridir (Anusavice, 2003; Rosenstiel ve ark., 2006).

İdeal bir yapıştırma simanı;

- Düşük viskozite ve film kalınlığına sahip olmalı,
- Yeterli çalışma ve sertleşme zamanı olmalı,
- Manipülasyonu kolay olmalıdır,
- Baskı, germe ve makaslama kuvvetlerine karşı direnci yüksek olmalıdır,
- Polimerizasyon büzülmesi düşük olmalıdır,
- Mikrosızıntıya karşı dirençli olmalıdır,
- Nem ve aside karşı dirençli olmalıdır,
- Plastik deformasyona karşı dirençli olmalıdır,
- Diş ve restorasyona bağlanabilme özelliği (adezyon) olmalıdır,
- Biyolojik olarak uyumlu olmalıdır,
- Çürük önleyici özelliği olmalıdır,
- Isısal ve galvanik izolasyon sağlayabilmelidir,
- Radyopak olmalıdır,
- Estetik materyallerle birlikte kullanıldıklarında ışık geçirgenliği yeterli olmalıdır (Alaçam ve ark., 1998; Morgano ve Brackett, 1999; Zaimoğlu ve Can, 2004).

Sabit protetik restorasyonların yapıştırılmasında sıklıkla kullanılan simanlar çinko fosfat, polikarboksilat, cam iyonomer, hibrit cam iyonomer ve rezin simanlardır (O'Brien, 2008; Anusavice ve ark., 2012). Günümüzde özellikle tam seramik sistemlerin geliştirilmeleri ve yeni teknolojiler sayesinde rezin simanların kullanımları artmıştır (Philips, 1991).

Dental simanlar kimyasal içerikleri ve sertleşme reaksiyonlarına göre Tablo 1'te sınıflandırılmıştır.

**Tablo 1.** Yapıştırma amaçlı kullanılan simanların içerikleri ve sertleşme reaksiyonları (Anusavice ve ark., 2012'dan uyarlanmıştır)

	<b>İçerik</b>	<b>Reaksiyon Tipi</b>
<b>Çinko fosfat siman</b>	<b>Toz:</b> ZnO, MgO <b>Likit:</b> Fosforik asit, su	Asit-Baz
<b>Çinko polikarboksilat siman</b>	<b>Toz:</b> ZnO, MgO <b>Likit:</b> Poliakrilik asit,su	Asit-Baz
<b>Cam iyonomer siman</b>	<b>Toz:</b> Floroaluminosilikat cam <b>Likit:</b> Poliakrilik asit, su	Asit-Baz
<b>Rezin modifiye cam iyonomer siman</b>	<b>Toz:</b> Floroaluminosilikat cam, başlatıcılar <b>Likit:</b> Poliakrilikasit, metakrilat monomeri, başlatıcılar, su <b>Toz:</b> Floroaluminosilikat cam, sodyum florid, metalik oksit, başlatıcılar <b>Likit:</b> Dimetakrilat/Karboksilik monomeri, akrilat monomer, su <b>A Pastası:</b> Floroaluminosilikat cam, non reaktif doldurucu, reaktif monomer <b>B Pastası:</b> nonreaktif doldurucu, metakrilat modifiye polialkenoik asit, metakrilat monomeri, su	Işık/Kimyasal +Asit-Baz  Işık+Kimyasal+ Asit-Baz  Işık+Asit-Baz

**Tablo 1 Devamı.** Yapıştırma amaçlı kullanılan simanların içerikleri ve sertleşme reaksiyonları (Anusavice ve ark., 2012'dan uyarlanmıştır)

<b>Kompomer</b>	<b>Tek Pasta:</b> Metakrilat	
	monomeri asidik monomer, floroaluminosilikat cam, başlatıcı	Işıklı Polimerizasyon
	<b>Toz:</b> Floroaluminosilikat cam, metalik oksit, sodyum florid, kimyasal ve/veya ışıkla aktive olan başlatıcı(lar)	Işık/Kimyasal+Asit-Baz
	<b>Likit:</b> Dimetakrilat/karboksilik monomerler, fonksiyonel akrilat monomerleri, su, polimerizasyon başlatıcı (kimyasal)	
<b>Kompozit rezin siman</b>	<b>Toz:</b> Polimetilmetakrilat	
	<b>Likit1:</b> Metakrilat monomeri	Kimyasal Polimerizasyon
	<b>Likit 2:</b> Katalizör	
	<b>Tek pasta:</b> Metakrilat monomeri, başlatıcı	Işıklı Polimerizasyon
	<b>Baz:</b> Metakrilat monomeri, doldurucu, kimyasal ve/veya ışıkla aktive olan başlatıcı(lar)	
	<b>Katalizör:</b> Metakrilat monomerleri,doldurucu,aktivatör (kimyasal polimerizasyon için)	Işık+KimyasalPolimerizasyon /Kimyasal Polimerizasyon

### **2.2.1. Rezin Simanlar**

Rezin simanlar, Bis-GMA veya diüretan metakrilat gibi bir rezin matris ile küçük inorganik doldurucudan meydana gelen kompozitlerdir (Shillingburg ve ark., 1997). Rezin simanların, içeriğinde bulunan doldurucular mekanik ve fiziksel özellikleri, asitle pürüzlendirme tekniği mineye ve yüzey şartlandırıcılar ise dentine adezyonu geliştirir.

Estetik diş hekimliğinde, indirekt restorasyonlarda özellikle tam seramik sistemlerin popülerlik kazanması ile beraber, polimer esaslı simanların kullanımı gittikçe yaygınlaşmaya başlamıştır. Polimer esaslı olan rezin simanlar, kimyasal yapıları, sertleşme mekanizmaları, renk seçenekleri ve maniplasyonları açısından diğer simantasyon ajanlarından farklılık göstermektedirler. Rezin simanların sertleşme mekanizması polimerizasyon esasına dayanmaktadır. Makromoleküler zincirlerin kovalent çapraz bağlar ile bağlanması, polimerize olmuş rezinin dayanımını arttırmaktadır. Rezin simanların sahip olduğu bu ağ yapısı, dişe gelen stresleri azaltarak daha konservatif olarak çalışılmasını yani diş kesiminde olabildiğince az madde kaldırılmasını mümkün kılmaktadır (Philips, 1991; Shillingburg, 1997; Anusavice, 2003).

Rezin esaslı yapıştırma simanları, porselen veneer, tam seramik kron, indirekt kompozit, seramik restorasyonlar ve post simantasyonu için kullanılır. Rezin esaslı yapıştırma simanlarının kullanımı, hassas bir teknik ve restorasyonun diş dokusuna bağlanması sırasında dikkatli çalışma gerektirir (Attar ve ark., 2003). Rezin simanlar, kullanılan rezin, doldurucu tipine ve sertleşme mekanizmasına göre farklılık gösterirler (O'Brien, 2002).

#### **Metil Metakrilat Esaslı Rezin Simanlar**

1952 yılından beri piyasada olan akrilik esaslı rezin simanlar, kronlar, inleyler, geçici restorasyonlar ve apareylerin simantasyonunda kullanılmaktadırlar. İçeriğine bakıldığında; tozu, metil metakrilat polimerleri veya reaksiyon başlatıcı olarak görev yapan benzoil peroksit içeren kopolimerler, mineral doldurucular ve pigmentlerden meydana gelir. Likitinde ise, amin esaslı hızlandırıcılar içeren metil metakrilat monomerleri bulunmaktadır. Monomerlerin çözünmesi, polimer partiküllerini yumuşatarak, peroksit ile amin etkileşiminden meydana gelen serbest radikallerin hareketleri ile eş zamanlı olarak polimerizasyonu meydana getirmektedir. Polimerizasyon sonucu sertleşen kitle, çözünmemiş ancak şişmiş orijinal polimer granüllerinin yeni

polimer matriks ile birleşiminden meydana gelmektedir Soğuk akrilik rezin dolgu materyallerine benzer özellikler gösteren akrilik rezin simanlar, diğer simanlara göre daha az çözünen ancak sertliği ve viskoelastik özellikleri düşük olan materyallerdir. Nem varlığında diş dokusuna etkili bağlantı sağlayamazlar. Bu nedenle marjinal sızıntı riski söz konusudur. Diğer akrilik dolgu materyalleri gibi, pulpa irritasyonu meydana getirme riskleri olduğu için pulpanın korunması oldukça önemlidir.

Konvansiyonel simanlarla karşılaştırıldıklarında, göreceli olarak yüksek dayanım ve sertlik dereceleri göstermeleri, ağız sıvılarındaki çözünmelerinin az olması gibi avantajları yanında, çalışma sürelerinin kısa olması, pulpa dokusunda hassasiyet meydana getirmeleri ve fazla simanın restorasyon kenarından temizlenmesindeki zorluklar gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Philips, 1991; Shillingburg, 1997; Anusavice, 2003;).

#### **Dimetakrilat (Kompozit) Rezin Simanlar**

Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları, Bis-GMA rezin ve diğer metakrilatları içeren bir siman türüdür. Farklı renk tonlarına, opasiteye sahiptir ve adeziv sistem uygulaması ile dişin sert dokularına adezyona izin verir (Diaz-Arnold ve ark., 1999). Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları, içerik ve karakteristik özellik açısından kompozit rezin restoratif materyallere benzer ve kompozit rezin dolgu maddelerinde olduğu gibi yapı ve özellik bakımından en az iki farklı fazın karışımından meydana gelir. Bunlar, birbirinden farklı organik rezin karışımı, organik matriks (örneğin Bis-GMA, TEGDMA, UDMA) ve inorganik dolduruculardan oluşur (O'Brien, 2002, Blatz ve ark., 2003).

Restoratif kompozitlerden, düşük doldurucu içerikleri ve düşük viskoziteleri ile ayrılırlar. Bu simanlar toz/likit, pat ve pat/pat formunda bulunurlar. Tozunda genellikle barosilikat ya da silikat cam karışımında polimer ve bir organik peroksit başlatıcı bulunur. Likit ise, Bis-GMA, metil metakrilat monomerleri ve polimerizasyon başlatıcılardan oluşur. İki pat sistemler de içerik olarak toz/likit sistemlerine benzer ancak bunlarda monomer ve doldurucular her iki pat içerisinde de bulunur. Lamine veneer uygulamaları veya adeziv restorasyonlar haricindeki pek çok restoratif uygulama, dentin diş dokusuyla adezyon sağlanarak simante edildiğinden, çoğu rezin siman sistemin yeterli adezyon için dentin bağlayıcılarına ihtiyacı vardır. Rezin simanlar ve dentin bağlayıcılarının içerisinde; HEMA, 4-META ve 10- Metakriloksesidihidrojen fosfat (MDP) gibi bir organofosfat

adeziv monomerler bulunur (Zaimoğlu ve ark., 1993; Shillingburg ve ark., 1997; Nayır, 1999; Anusavice ve ark., 2003; Blatz ve ark., 2003).

Bu materyaller genellikle matriks formasyonuna (polimerizasyon şekline) göre sınıflandırılmaktadırlar. Ayrıca bu simanları bonding prosedürlerine göre sınıflamak da mümkündür (Shillingburg ve ark., 1997; Craig, 2002; Pegoraro ve ark., 2007; Hill ve Lott, 2011).

#### **a) Kimyasal olarak polimerize olan (self- cure) rezin simanlar.**

İki pat halinde kullanıma sunulmuştur. Sertleşme reaksiyonu bir pattaki benzoil peroksidin diğer pattaki tersiyer aminle karıştırılmasıyla başlar. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar, ışık geçişinin mümkün olmadığı, tam metal veya metal seramik restorasyonlar ile kalınlığı 2,5 mm'yi aşan tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılır. İçeriğindeki Bis-GMA ve amin grubuna bağlı olarak sertleşme süresini kontrol etmek güçtür. Yüksek amin konsantrasyonu materyalin zaman içersinde ağız ortamında renginin değişmesine sebep olur ( Diaz-Arnold ve ark 1999, Zaimoğlu ve Can 2004). Ayrıca karıştırma işleminde oluşan hava kabarcıklarının simanın mekanik ve fiziksel özelliklerini etkilemesi, ağız sıvılarında nispeten kolay çözülmesi ve taşan siman artıklarının uzaklaştırılmasının zorluğu gibi olumsuz özelliklere sahiptir. (Shillingburg ve ark., 1997; Rosenstiel ve ark., 1998; Caughman ve ark., 2001; Hofmann ve ark., 2001; Craig, 2002; Anusavice ve ark., 2003; Shortall, 2005; Pegoraro ve ark., 2007).

#### **b) Işıkla polimerize olan (light-cure) rezin simanlar.**

Tersiyer amin renklesmesinin etkisini önlemek amacıyla, ışıkla polimerize olan reçine simanlar geliştirilmiştir. Sertleşmelerinin kontrol edilebilmesi ve renk stabilitesi en önemli avantajlarıdır. Işıkla aktive olan reçine simanlar genellikle tek pat halinde bulunurlar ve polimerizasyon reaksiyonunu başlatıcı olarak kamforokinon veya diketon, hızlandırıcı olarak ise alifatik amin içerirler (Joynt ve ark., 1987; Meerbeek ve ark., 1998). 420- 450 nm dalga boyundaki görünür mavi ışıkla aktive olan komforokinon, polimerizasyonun başlaması için gerekli olan serbest radikallerin oluşmasını sağlar (Zaimoğlu ve Can, 2004). Polimerizasyon ışıkları için ISO onaylı ışık yoğunluğu değer minimum 300 mW/cm<sup>2</sup>'dir ve standart polimerizasyon derinliği gereksinimi 1.5 mm'dir (Quance ve ark., 2001; Rasetto ve ark., 2004; Saraç ve ark., 2005 ).

Bu tip simanlar, polimerizasyonu sağlayan ışığı geçirebilecek kadar ince (1,5 mm) olan döküm seramik, porselen, kompozit venter veya benzer restorasyonların

simantasyonları için uygundur. Polimerizasyon, ışık kaynağı sayesinde gerçekleştiği için çalışma süresi oldukça uygundur. Farklı renk seçenekleri sayesinde restorasyonun rengini değiştirebilme imkânı da sunarlar (Philips, 1991; Anusavice, 2003).

Bu simanların dezavantajı ise; yapılan restorasyon kalınlığının fazla olduğu durumlarda polimerizasyon derinliğinin yetersiz olmasıdır (Hofmann ve ark., 2001; O'Brien, 2002).

### **c) Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan (dual-cure) rezin simanlar.**

Işık ve kimyasal yolla polimerize olan adeziv reçine simanlar, seramik kalınlığının fazla olduğu durumlarda ışık geçişinin engellenmesine bağlı olarak, ışıkla polimerize edilen sistemlerin etkinliğinin azalması ve her bölgede eşit polimerizasyonun gerçekleşmemesi nedeniyle geliştirilmiştir. Hem ışıkla hem de kimyasal yolla aktive olan bu sistemler (dual sistemler); baz ve katalizör olmak üzere iki ayrı pasta halinde bulunurlar. Simanın baz kısmında ışıkla polimerizasyonu başlatan kamforokinon, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyonu başlatan amin-peroksit vardır. Bu tip simanlarda sertleşme, ışık etkisiyle oldukça hızlı bir şekilde gerçekleşir ve kimyasal polimerizasyon ile yavaş bir şekilde tamamlanır. Yavaş ilerleyen amin-peroksit reaksiyonu sayesinde, simanın erken sertleşmesi engellenir ve restorasyon yerine yerleştirildikten sonra, fazla simanın uzaklaştırılmasına olanak sağlanmış olur (Rosenstiel ve ark., 2006).

Dual sertleşen rezin simanların; farklı renk ve opasite seçenekleri sayesinde estetik özellikleri üstün, ağız sıvılarında çözünmelerinin düşük, mekanik özelliklerinin konvansiyonel simanlara göre oldukça yüksek, radyopak, diş dokularıyla olan bağlantı kuvvetlerinin oldukça yüksek olması ve altındaki destek dışın dayanıklılığını arttırması gibi pek çok olumlu özelliği bulunmaktadır. Bu olumlu özelliklerinden dolayı; tam seramik kron/köprü, indirekt kompozit, seramik laminate veneer, seramik inley, onley restorasyonların, adeziv köprülerin, implant üstü sabit parsiyel protezlerin, seramik veya fiber postların simantasyonunda kullanılabilirler (Rosenstiel ve ark., 1998; Caughman ve ark., 2001; Hofmann ve ark., 2001; Anusavice ve ark., 2003; Pegoraro ve ark., 2007; Hill ve Lott, 2011; Kilinc ve ark., 2011).

Diğer taraftan dual polimerizasyon için gerekli olan amin hızlandırıcı, rezin simanın renginde değişimlere neden olabilmektedir. (Noie ve ark., 1995; Nanhatson ve Banasr, 2002, Tanoue ve ark., 2003; Tezvergil-Mutluayve ark.,2007). Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında, dual sertleşen kompozit rezinler, daha

az oranda renk değişimi sergilemektedirler, bunun da ana sebebi aromatik amin hızlandırıcıların konsantrasyonda daha az olarak bulunmasıdır. Bunun tersi, ışıkla sertleşen rezinlerle karşılaştırıldığında ise dual sertleşen rezinlerdeki renk stabilitesindeki azalma daha fazla aromatik amin içermesinden kaynaklanmaktadır (Berrong ve ark., 1993).

### **RelyX Ultimate:**

Dual-cure bir rezin simandır. Scotchbond Universal Adhesive bond ile kullanılır. Bifonksiyonel metakrilat (Bis-GMA) içerir. İçeriğindeki inorganik doldurucu oranı hacimce %43'ken gren boyutu 13 mikrondur.

İçeriği:

-Baz; Metakrilat monomerleri, radyoopak silanlanmış fiberler, başlatıcılar, stabilize ediciler

-Katalizör; Metakrilat monomerleri, radyoopak doldurucular, başlatıcılar, stabilize ediciler, pigmentler, akışkanlık sağlayıcılar, Single bond universal adeziv için dual-cure aktive ediciler (Rely X Ultimate Technical Data Sheet, 2014).

Karıştırma oranı hacme bağlıdır ve baz/katalizör oranı 1:1' dir. Cad/Cam restorasyonlar ve cam seramikler için özellikle geliştirilmiş bir siman olup, aşamaların minimuma indirilmiş olması uygulama kolaylığı sağlar.

Kullanım alanları;

-Cad/Cam restorasyonların simantasyonunda,

-Cam seramik restorasyonların simantasyonunda,

-Tam seramik, kompozit veya metal inley, onley, kron ve köprü restorasyonların simantasyonunda,

-2 veya 3 üyeli Maryland köprülerde ve 3 iyeli inley/onley köprülerin simantasyonunda,

-Resin nano seramik restorasyonların simantasyonunda,

-Tam seramik veya kompozit veneer restorasyonların simantasyonunda,

-Tam seramik, kompozit veya metal implant üstü restorasyonların simantasyonunda,

-Postlar ve vidaların simantasyonunda endikedir (RelyX Ultimate Instruction for use, 2014 ).



## **RelyX U200**

Dual-cure, self- adeziv bir rezin simandır. Self- adeziv özelliği sayesinde asit, primer ve bond kullanımı gerektirmez.

İçeriği:

-Baz; fosforik asit grupları içeren metakrilat monomerleri, metakrilat monomerleri, silanlanmış fiberler, başlatıcılar, stabilize ediciler ve akışkanlık sağlayıcılar.

-Katalizör; Metakrilat monomerleri, alkalın doldurucular, silanlanmış fiberler, başlatıcılar, stabilize ediciler, pigmentler ve akışkanlık sağlayıcılar (RelyX U200 Technical Data Sheet, 2012).

Karıştırma oranı hacme bağlıdır ve baz/katalist oranı 1:1' dir.

Kullanım alanları;

-Tam seramik, kompozit veya metal inley, onley, kron ve köprü restorasyonların simantasyonunda,

-Postlar ve vidaların simantasyonunda,

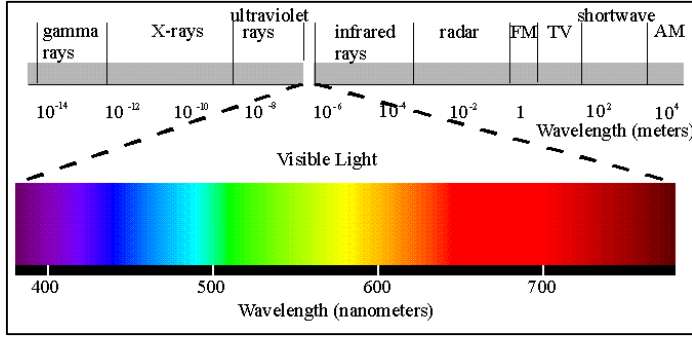
-Tam seramik, kompozit veya metal implant üstü restorasyonların simantasyonunda,

-2 veya 3 üyeli Maryland köprülerde ve 3 üyeli inley/onley köprülerin simantasyonunda endikedir (RelyX U200 Technical Data Sheet, 2012).

### **2.3. Diş Hekimliğinde Işık ve Renk**

Renk, subjektif kişisel gözleme bağlı, bir cismin ışık enerjisiyle fiziksel etkileşimi sonucu algılanan psikofiziksel bir cevaptır (Paravina ve Powers, 2004). Rengin algılanmasını sağlayan 3 ana faktör ışık kaynağı, gözlenen cisim ve gözlemcidir (Wozniak ve Moser, 1981; Knispel 1991; Chu ve ark., 2004; Joiner, 2004; Paravina ve Powers, 2004).

Işık, nanometreler ile ifade edilen dalga boylarının meydana getirdiği görülebilir elektromanyetik bir radyasyondur ve 1 nm' nin milyarda biridir (Rosenstiel ve ark., 2006). Radyo dalgaları, x ışınları, ultraviyole ve kızılötesi radyasyon da elektromanyetik radyasyonun bölümleridir. Ancak insan gözü, 360-780 nm gibi çok dar bir dalga boyu aralığına duyarlıdır (Paravina ve Powers, 2004) (Şekil 1).



Şekil 1. Elektromanyetik enerji spektrumu (Schome, t.y.).

Görünür ışık spektrumunda renkler, kısa dalga boyundan uzun dalga boyuna doğru mor, mavi, yeşil, sarı, turuncu ve kırmızı şeklinde sıralanmıştır. Farklı dalga boylarındaki bu uyarıların retinada oluşturdukları etki, gözlemci tarafından algılanan cisimlerin farklı renkliliğini oluşturmaktadır (Bilmeyer ve Saltzman, 1981; Joiner, 2004; Paravina ve Powers, 2004).

Bir ışık kaynağının yaydığı farklı dalga boyundaki ışık ışınları, onun spektral güç dağılımını belirler. Homojen spektrumlu ışıklar, özellikle renk eşleştirmesinde kullanılacak ışık kaynaklarında aranan bir özelliktir ve güneş ışığı tüm renkleri kapsayan homojen spektruma sahiptir. Ancak dünyanın farklı bölgelerinde ve günün değişik saatlerinde güneş ışınları homojen enerji dağılımı içermezler (Paravina ve Powers, 2004). Homojen spektrumlu olmayan bir ışık kaynağı altında cismin renklerinden enerjisi daha fazla olan daha fazla yansırken, daha az olan ise daha az yansırarak cismin renginin farklı algılanmasına yol açar (Berns, 2000; Lee ve ark., 2005; Kim ve ark., 2007).

Rengin algılanmasında en temel faktör ışıktır ve ışık olmaz ise renk de olmaz (Ulusoy ve Toksavul, 1992). Rengin algılanması, ışık kaynağından gelen ışığın cisim yüzeyinden yansması, kırılması veya emilmesi sonucunda göze ulaşarak beyinde algılanması ile gerçekleşmektedir (Seghi ve Johnston, 1986; Karamouzou ve ark., 2007).

Transparan objelerin yüzeyi ve densitesi tarafından absorbe edilen ışık miktarı belirlenir ve geçen ışığın dalga boyları algılanan rengi oluşturur. Materyal tamamen transparan ise bütün ışık geçecek ve renk beyaz olarak algılanacaktır. Materyal tamamen opak ise tüm ışık absorbe edilecek ve siyah renk algılanacaktır. Solit bir obje bazı dalga boylarını absorbe eder ve diğerlerini yansır. Bu durumda ise obje yansıyan dalga boyunun rengi olarak algılanır (Chu ve ark., 2004; Çal ve ark., 2005).

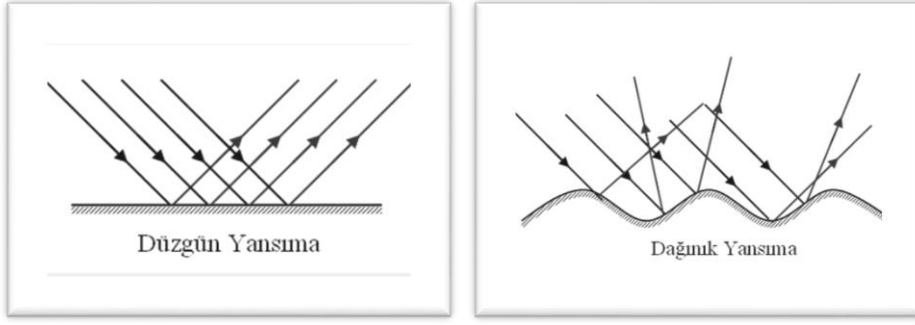
Gözlemciye ilişkin faktörler, rengin belirlenmesindeki son bileşendir. Bilindiği gibi, gözün ışık- renk dalgalarındaki titreşimleri retina üzerindeki reseptörlerle algılaması ve bu uyarıları renk sinirleri aracılığıyla beyne göndermesi sonucunda renk kavramı oluşmaktadır. Yansıyan ışık retina üzerine geldiğinde, ışığa duyarlı sinir hücreleri olan çubuk ve koni hücreleri tarafından algılanır. Çubuk hücreleri, bakılan nesnenin biçimini siyah-beyaz olarak algılamak, koni hücreleri yalnızca kırmızı, mavi veya yeşil ışığa duyarlı olan 3 tür hücreden meydana gelir ve nesnenin renklerini oluştururlar. Bu iki hücreden alınan uyarıların birlikte değerlendirilmesi sonucunda beyinde renkli bir görüntü oluşur (Knispel 1991; Tunçdemir 2008).

### **2.3.1. Işığın Emilimi**

Işık kaynağından yayılan ışınlar bir objenin üzerine düştüğünde, objenin rengi dışındaki ışık ışınları obje tarafından emilir. Elektromanyetik spektrum içinde tüm dalga boylarındaki ışığı emen cisim siyah olarak algılanır. Üzerine gelen ışık ışınlarının tamamını yansıtan bir cisim ise beyaz olarak algılanır. Objeye tarafından emilen ışığın türünü, sadece objenin içerdiği rengin dalga boyu değil, aynı zamanda ışık kaynağından çıkan ışık demetinin dalga boyu da etkiler. Farklı ışık kaynakları altında objenin rengi farklı algılanabilmektedir (Çal ve ark., 2004; Westland, 2004).

### **2.3.2. Işığın Yansıması**

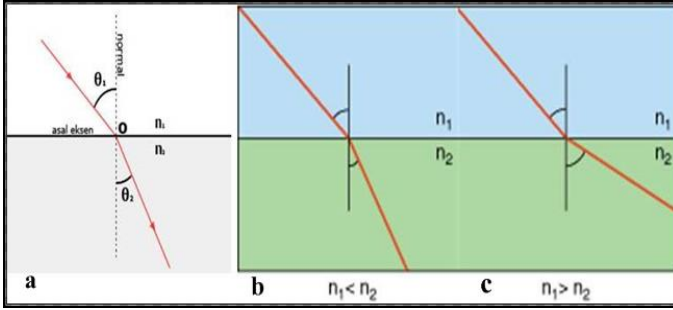
Işık ışınlarının bir yüzeye çarpıp geri dönmesine yansıma denir. Işık kaynağından objeye ulaşan ve yansıyan ışık ışınları, obje tarafından emilmeyen, obje ile aynı dalga boyundaki ışınları içerir. Yani objenin rengi, emilmeden üzerinden yansıyan ışık sayesinde algılanır ve bu ışığın dalga boyu renk algısını belirler. Yüzeyi düzgün bir obje üzerine gelen ışık ışınlarının, obje üzerine geldiği açının aynısıyla geri yansımasına düzgün yansıma, yüzeyi düzgün olmayan bir objeye gelen ışık ışınlarının değişik açılarda birçok yöne yansımasına ise dağınık yansıma denir (Şekil 2). Doğal dışlardaki prizmatik ve interprizmatik yapılar arasında dağınık yansıma olduğundan restoratif materyallerin yapısının da bu özellikte olması beklenir (Craig, 2002; Chu ve ark., 2004).



Şekil 2. Işığın düğüün ve dağılık yansımaları (Dede, 2011'den uyarlanmıştır)

### 2.3.3. Işığın Kırılması

Işığın kırılması, ışığın oblik olarak bir ortamdan diğetine geçerken hızında bir azalma ile birlikte yön değıştirmesi olayıdır. Işığın, farklı yoğunluktaki iki ortam için hız oranları, ortamın kırılma indisini ( $n$ ) verir. Işığın havadaki kırılma indisini '1' olarak kabul edilir. Bir yüzeye çarpan ışığın çarptıktan sonra hızı artarsa, ışık normalden uzaklaşarak kırılır. (Şekil 3) Tersisi olması durumunda ise normale yaklaşarak kırılır (Rosenstiel et al., 2001, Topdemir, 2007b).



Şekil 3. İki farklı ortamdan geçen ışığın normalle yaptığı açıları (a), daha yoğun bir ortama giren ışığın hızının azalmasıyla normale yaklaşması (b), daha az yoğun ortama girerek normalden uzaklaşması (c) (Dede, 2011'den uyarlanmıştır)

Doğal dişler birkaç farklı tabaka içeren karmaşık bir histolojik yapıya sahiptir. Mine ve dentin ara yüzeyi önemli bir geçiş alanıdır. Bu geçiş alanları gelen ışık için ayrı kırılma ortamları anlamına gelmektedir. Dental restorasyonlarda kullanılan materyaller, gelen ışığa yönelik benzer bir etkinin elde edilmeye çalışıldığı tipte materyallerdir (Rosenstiel ve ark., 2001; Chu ve ark., 2004).

### 2.3.4. Diş Hekimliğinde Renkle İlgili Kavramlar

#### Opasite

Materyalin gizlenebilme gücünün ölçüsü olarak kabul edilmiştir. Başka bir deyişle, cismin ışığı geçirmesini engelleme özelliğidir (Paravina ve Powers, 2004). Opak materyaller ışığın bir bölümünü absorbe eder kalanını da yansıtırlar. Göze geri yansıtılan baskın dalga boyları, cismin algılanan rengidir (Fondriest, 2003). Eğer bir cisim, gelen ışınların hepsini yansıtıyorsa beyaz, hepsini absorbe ediyorsa siyah görünür.

#### Translusensi

Translulentlik, materyalin içerisinden ışık geçebilmesi, yani ışığı geçirme özelliğidir (Fondriest, 2003). Translusensi, transparanlık ve opasite arasındaki bir derece olarak tarif edilebilmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, kompozit ve akrilik rezinler gibi pek çok materyal, dişin doğal görünümünü yakalayabilmek için translusent özellik taşır (Chu ve ark., 2004; Paravina ve Powers, 2004; Ota ve ark., 2012). Yüksek translusentlik daha açık renkte bir görünüm sağlar. Daha translusens bir cisim, arkasındaki rengi ve görüntüyü daha çok gösterir. Translulentlik, cisim içinde artan saçılmayla azalır (O'Brien, 2002). Translusensliğin derecesi, ışığın yansımadan önce ne derinlikte diş veya restorasyona işlediğine bağlıdır (Roberson ve ark., 2001).

Seramik translusensisi, kalınlık, kristalin yapı ve fırınlama sayısı gibi birçok faktörden etkilenmektedir (Vichi ve ark., 2000; Hefferan ve ark., 2002b). Termal siklus translusensiyi azaltırken, gelen ışığın dalga boyunun artması translusensiyi arttırmaktadır (Chu ve ark., 2007). Aynı zamanda translusensi miktarı, seramik materyalinin artan renk doygunluğu (chroma) ve parlaklığı (value) ile azalmaktadır (Shiraishi ve ark., 2011).

Translusensi genellikle kontrast oran (contrast ratio- KO) veya translusensi parametresi (TP) ile belirlenmektedir (Miyagawa ve ark., 1981; Johnston ve ark., 1995; Powers ve Sakaguchi, 2006). KO, bir cisimden siyah arka plan (black- b) üzerinde iken yansıyan ışık miktarının (Yb) beyaz arka plan (white- w) üzerinde iken yansıyan ışık miktarına (Yw) oranıdır (Yb/Yw) ve translusensi karşılaştırmaları için en yaygın olarak kullanılan yöntemdir. KO opak materyaller için 1'e yaklaşırken, transparan materyaller için 0'a yaklaşmaktadır (Antonson ve Anusavice, 2001; Hefferan ve ark., 2002a)

TP ise bir cismin beyaz (w) ve siyah (b) arka plan üzerindeki renk farkıdır ve translusensinin görsel değerlendirilmesi ile direkt uyusmaktadır (Johnston ve ark., 1995).

$$TP = [(L_b - L_w)^2 + (a_b - a_w)^2 + (b_b - b_w)^2]^{1/2}$$

### **Transparanlık**

Transparanlık, bir materyalin içinden ışığın tamamı ile geçmesidir. Saydam bir materyalin arkasında herhangi bir cisim yer alıyorsa, bu cisim net olarak görülebilir. Cam, transparan bir materyaldir (Craig, 1993; Anusavice, 2003; Paravina ve Powers, 2004). Saydamlık, yüksek translüenslik değeridir (Paravina ve Powers, 2004).

Diş hekimliğinde, özellikle anterior grup dişlere yapılan restorasyonlarda, doğal diş etkisi verilebilmesi için kesici kenarlara transparan porselen işlenir. Bu tip porselen, parlak olmadığından yansıtma özelliği de azdır, dolayısı ile minenin transparan etkisi taklit edilebilmektedir (Mayekar, 2001).

### **Fosforesans**

Esas olarak fosfor içeren bileşenlerde görülen ve radyant enerjiyle uyarılan elektronların fazla enerjilerini biraz gecikme ile saçması sonucu ortaya çıkan ışıldama özelliği olup, dental materyallerin özellikleri arasında bulunmaz (Chu ve ark., 2004).

### **Floresans**

Floresanslık, cismin ultraviyole (UV) ışınlarını emmesi ve spontan olarak mavi spektrumdaki görünür ışığın yaymasıdır. Ayrıca, cisimler kısa dalga boylarında görünür ışığı absorbe edip, bunları uzun dalga boylarında görünür ışık olarak yayabilirler (Paravina ve Powers, 2004). UV ışınlar, restorasyonların canlı görünme derecelerinde çok önemli rol oynarlar (Fondriest, 2003). UV ışık doğal diş veya restorasyona çarptığında görülebilir radyasyon yayılır. Spektrumun mavi bölgesinde en büyük yoğunluğa sahip polikromatik mor ötesi ışınlar olması halinde doğal dişler floresans özellik gösterirler. Doğal dişler siyah ışık altında mavi beyaz floresansa sahiptirler (Belli ve Kesim, 1996).

Dental porselenler de ultraviyole ışık altında bu özelliği gösterirler. Geçmişte, doğal floresansı taklit edebilmek için dental seramiklere uranyum bileşikler eklenirdi ancak radyoaktif özelliği nedeniyle bu materyalin kullanımından kaçınılmıştır. Günümüzde evropiyum, seryum ve itriyum gibi elementler kullanılmaktadır (Monsenego ve ark., 1993).

### **Opalesans**

Opelasans, bir materyalin kısa dalga boyuna sahip ışık yaymasıdır. Işık yayılmasının nedeni, materyalin içinde bulunan, görünür ışık spektrumundaki dalga boyundan daha kısa dalga boyuna ve matriks materyalinden daha yüksek ışık kırma indeksine sahip partiküllerin varlığıdır. Bu özellik materyale, yansıyan ışık altında

mavimsi-beyaz bir görünüm; iletilen ışık altında ise turuncu-kahverengi bir görünüm vermektedir (Paravina ve Powers, 2004).

Dişin mine tabakasındaki hidroksi apatit kristalleri diş opelasans özellik vermekte; yansıyan ışıkta mavimsi, iletilen ışıkta ise turuncu görünür (Lee ve ark., 2005; Ahmad, 2006; Lee ve ark., 2007; Lee, 2008; Cho ve ark., 2009). Bu özellik de diş derinlik ve canlılık kazandırmaktadır (Fondriest, 2003).

### **Metamerizm**

Metamerizm, bir ışık kaynağında belirlenmiş bir cismin renginin diğer bir ışık kaynağı altında farklı görünmesidir (Knispel, 1991; Anusavice, 1996; Mayekar, 2001; Watts ve Addy, 2001).

Parlak ışıkta kırmızı- sarı tayf ön plana çıkarken tayfin mavi ucu zayıflar. Aksine floresan ışık kaynağında güç mavi- yeşil uca kayar ve bu yüzden mavi- yeşil renk baskın olarak algılanır.

Doğal güneş ışığı da rengini değiştirir. Öğle vakti, gökyüzü içine aldığı az miktarda hava ile mavi görünür. Sabaha karsı ve akşamüstü güneş ışığı daha kısa dalga boylu mavi ışık atmosfer tarafından dağıtıldığı için yalnızca kırmızı- turuncu ışığı içine alır ve kırmızı- turuncu görünür (Watts ve Addy, 2001).

Metamerizm, iki değişik objenin spektral yansıma eğrilerindeki farklılıklardan kaynaklanan bir durumdur (Groh ve ark., 1992; O'Brien, 2002). Dental restorasyonlar ve doğal minenin farklı spektral yansıma eğrilerine sahip olmalarından dolayı metamerizm olayı kaçınılmazdır (Belli ve Kesim, 1996). Metamerizmi önlemek için, yapılan restorasyonlarda renklerin en basit kombinasyonlarının kullanılması, gün ışığında son kontrolün yapılmasıyla renk seçiminin farklı ışık kaynakları altında yapılması ve diş hekimi ile teknisyenin aynı ışık kaynağını kullanmaları önerilmiştir (Abadie, 1984).

### **2.3.5. Renk Sistemleri**

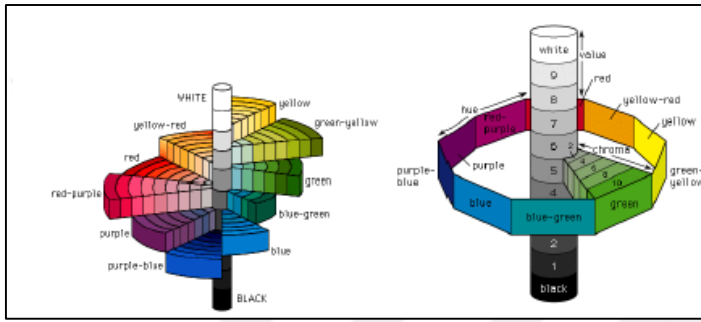
Günümüzde kullanılan birçok farklı renk ayırma ve belirleme sistemi bulunmaktadır. Munsell renk sistemi, 1905 yılında Amerikalı ressam A.H. Munsell tarafından geliştirilmiş olan sistemdir (Sproull, 2001). Munsell'in sistemi, dişhekimliğinde de renk seçimi için uygun bir sistem olarak kabul edilmiştir (Ferracane, 2001; Fondriest, 2003).

Rengin standart, sayısal değerlerle tanımlanabilmesi için geliştirilen çeşitli renk ölçekleri arasında Munsell'in renk sistemine ilave olarak dünyaca kabul edilebilirliği,

güvenilirliği, esnekliği ve uygulama kolaylığı açısından en çok tercih edilen sistem, CIE  $L^*a^*b^*$  (Comission Internationale de L'Eclairage) renk sistemi'dir (Sproull, 2001).

### Munsell Renk Sistemi

Munsell renk sistemi 1905 yılında Albert H. Munsell tarafından geliştirilmiştir. En eski renk belirleme sistemidir ve birçok versiyonu üretilmiştir (Paravina ve Powers, 2004). Munsell rengin 3 boyutunu hue (renk tonu), value (renk değeri) ve chroma (renk yoğunluğu) olarak tanımlamıştır (Şekil 4) (O'Brien, 2002; Paravina ve Powers, 2004; Rosenstiel ve ark., 2006).

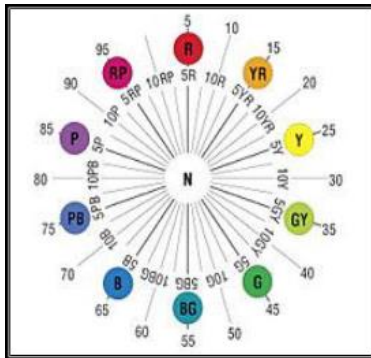


Şekil 4. Munsell'in üç boyutlu renk sistemi

### Renk tonu (Hue)

Hue, renk veya renk çeşidi anlamına gelir (Schwabacher ve ark., 1994). Bir rengi diğerinden ayıran niteliktir. Hue; mavi, kırmızı ya da yeşil gibi, bir objenin baskın rengini belirlemektedir. Temel olarak retina üzerinde etkili olan ve spesifik bir dalga boyundaki ışık tarafından yaratılan renktir (Ulusoy ve Toksavul, 1992).

Munsell renk sisteminde 5 ana renk (kırmızı, sarı, yeşil, mavi, mor) ve bunların arasında 5 yardımcı renk (sarı-kırmızı, yeşil-sarı, mavi-yeşil, mor-mavi, kırmızı-mor) vardır (Şekil 5) (Joiner, 2004).

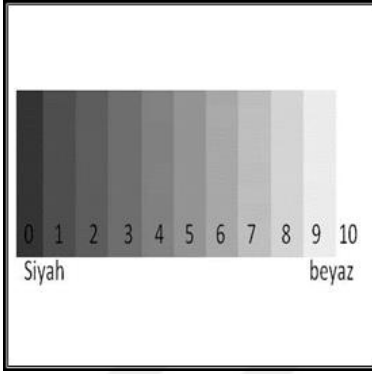


Şekil 5. Munsell renk sisteminde Hue (Chu ve ark., 2004'den uyarlanmıştır)



### Renk değeri (Value)

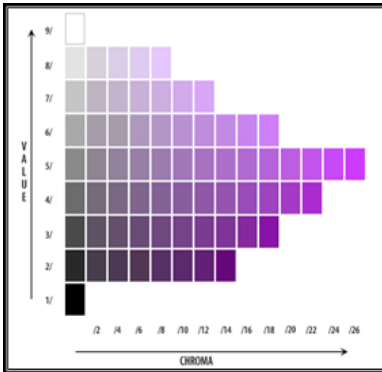
Value, açık rengi koyu renkten ayıran, cismin parlaklık veya matlık derecesini gösteren özelliktir. Sistemin en altında siyah, en üstünde ise beyaz renk bulunmaktadır. Siyah kısım 0, beyaz ise 10 ile numaralandırılır. Bu değerler arasında siyahtan beyaza doğru olan gri tonları value değerlerini oluşturur. Munsell sisteminde saf beyaz 10, saf siyah ise 0 olarak belirlenmiş ve ulaşılmaz olarak değerlendirilmiştir. Bu nedenle sistemde 9 farklı value değeri bulunmaktadır. Value değerinin artması rengin daha açık olması anlamına gelmektedir (Matineli, 1975; Ulusoy ve Topsavul, 1992; Rosentiel ve ark., 2001; Sproull, 2001) (Şekil 6).



Şekil 6. Munsell renk sisteminde Value değerleri (Chu ve ark., 2004'den uyarlanmıştır)

### Renk yoğunluğu (Kroma-Chroma)

Rengin doygunluk derecesini gösteren bu özellik, kuvvetli bir rengin zayıf bir renkten ayrılmasını sağlamaktadır (Sproull, 2001; Rosenstiel ve ark., 2006). Kroma, bir rengin içindeki renk tonu miktarını tanımlamaktadır (Sproull, 2001). Aynı rengin yoğunluğunun artması, parlaklığının azalmasına neden olacaktır. Yoğunluk ile parlaklık ters orantılıdır (Fondriest, 2003; Paravina ve Powers, 2004) (Şekil 7).

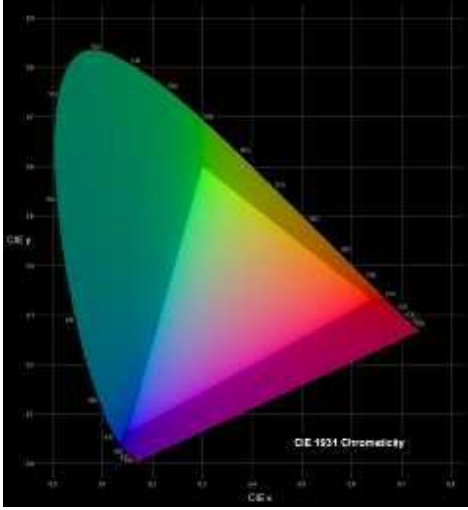


Şekil 7. Munsell renk sisteminde Chroma (Chu ve ark., 2004'den uyarlanmıştır)

### **CIE Renk Sistemi**

Renk ve görünüm konusundaki standartları belirlemek üzere kurulmuş bir organizasyon olan International Commission of Illumination veya Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) tarafından yapılan düzenlemede, standart bir ışık kaynağı ve standart bir gözlemci tanımlanmış ve böylece insan gözünün verilen bir renge nasıl tepki verdiğini yansıtan üç uyaranlı (tristimulus) değerlerin hesaplanabilmesi sağlanmıştır (Berns 2000b; Powers 2002; Luo 2004; Paravina ve Powers 2004b; Bayindir ve ark., 2007).

CIE üçlü uyarın değerler sisteminde, CIE gözlemcisi tarafından belirlenen spektral yanıt fonksiyonlarına dayalı olarak X, Y ve Z şeklinde üç değişken kullanılmıştır. X, Y ve Z değerleri üç ana rengin (kırmızı, yeşil, mavi) algılanmasını sağlayan sinirlerin beyne yolladıkları uyarıların toplamıdır. Bu üç uyarımın toplamının uyarı miktarına oranı rengi tanımlar. X, Y ve Z değerlerinin toplamı rengin görsel duyulanma toplamına eşittir (Şekil 8) (Seghi ve ark., 1986; Paravina ve Powers, 2004).



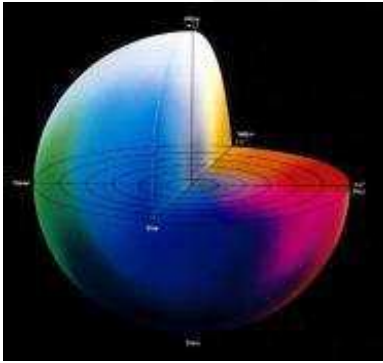
**Şekil 8.** CIE XYZ renk sistemi

### **CIE L\*a\*b\* Renk Sistemi**

1976 yılında CIE L\*a\*b\* renk sistemi geliştirilmiştir. Bu sistem Munsell renk sistemi ile benzerlik göstermektedir (Paravina ve Powers, 2004), ancak Munsell renk sistemine göre avantajı, klinik olarak yorumlanabilmesi, renk farklılıklarının tanımlanabilmesidir (Rosenstiel ve ark., 2006,).

CIE L\*a\*b\* standart renk sisteminde rengin koordinatlarını tarif eden üç farklı eksen bulunmaktadır. Bu eksenler L\*, a\* ve b\* sembolleriyle ifade edilirler. Bu sistemde

L\* koordinatı rengin aydınlığını (Lightness), a\* kırmızı-yeşil rengin miktarını, b\* ise mavi-sarı rengin miktarını tanımlar. L\* koordinatı 0'dan (mutlak siyah) 100'e (mutlak beyaz) değerler içeren dikey eksenin üzerinde yer alırken, a\* ve b\* koordinatları L\*'nin etrafındaki eksenlerde döner. a\* pozitif değer aldığıında renk daha kırmızı, negatif değer aldığıında ise yeşil hale gelir, b\* pozitif değer aldığıında renk sarı, negatif değer aldığıında ise mavi hale gelir (O'Brien ve ark., 1997; Douglas ve Przybylska, 1999; Berns, 2000; Eliades ve ark., 2001; Rosenstiel ve ark., 2001; Powers, 2002; Tung ve ark., 2002; Joiner, 2004; Luo, 2004; Paravina ve Powers 2004; Haselton ve ark., 2005; Xie and Ann Heng, 2005; Park ve ark., 2006; Sarac ve ark., 2006; Cho ve ark., 2007; Karamouzos ve ark., 2007; Lee ve ark., 2007; Paravina ve ark., 2007; Ahn ve Lee, 2008; Trakyalı ve ark., 2009; Ayyıldız ve ark., 2011). CIE L\*a\*b\* sisteminin avantajı, görsel algıdaki seçicilik sağlaması ve klinik olarak anlamlı bir şekilde renk farklılıklarını ifade edebilmesidir (Joiner, 2004) (Şekil 9).



Şekil 9. CIE L\*a\*b\* renk sistemi

Ayrıca CIE L\*a\*b\* renk sistemi, tüm ışık kaynaklarının standardizasyonunu sağlayarak, insan görsel algılamasındaki varyasyonları elimine eder (Rosenstiel ve ark., 2001). CIE L\*a\*b\* renk sisteminde renkler geometrik olarak dizildiğinden iki renk arasındaki farklılıklar matematiksel olarak hesaplanabilir (Rosenstiel ve ark., 2001; Joiner, 2004). İki renk uyarımı arasındaki renk farklılığı ( $\Delta E$ ), bu renklerin L\*a\*b\* değerlerinin aşağıdaki formül ile hesaplanması ile elde edilmektedir (Paravina ve Powers, 2004; Guler ve ark., 2005a; Guler ve ark., 2005b; Uludag ve ark., 2007; Karamouzos ve ark., 2007; De Azevedo Cubas ve ark., 2011; Chaiyabutr ve ark., 2011).

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

$$\Delta E = ([L_1^* - L_2^*]^2 + [a_1^* - a_2^*]^2 + [b_1^* - b_2^*]^2)^{1/2}$$

$\Delta E$  formülünde yer alan  $L_1^*$ ,  $a_1^*$  ve  $b_1^*$  ilk ölçüm değerleri iken,  $L_2^*$ ,  $a_2^*$  ve  $b_2^*$  ise ikinci ölçüm değerleridir.  $\Delta E$  değeri, aynı ya da farklı örneklerin zaman içindeki  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  koordinatlarındaki değişikliklerin miktarını ifade eder. Bu değerinin sıfır olması bu iki rengin aynı olduğu,  $\Delta E$  değerinin sıfırdan farklı olması ise renk farklılığı olduğu anlamına gelir.

İnsan gözü bu renk farklılıklarını gözleme açısından sınırlıdır ve 1 in altındaki  $\Delta E$  değerlerini algılayamamaktadır (Büyükyılmaz ve Ruyter 1994). 1 ile 3,3 arasındaki  $\Delta E$  değerleri, renk farklılıklarının klinik olarak algılanabilir ve kabul edilebilir aralığını temsil etmektedir. Klinik koşullar altında 3,3 ve bundan daha büyük  $\Delta E$  değerlerinin ise kabul edilemeyeceği rapor edilmiştir (Ruyter ve ark 1987, Tunçdemir 2008). O'Brien (2002) 'a göre klinik renk toleransı aşağıdaki Tablo 2'de verilmiştir.

**Tablo 2.**  $\Delta E$  değerleri ve klinik renk toleransı (O'Brien, 2002'den uyarlanmıştır)

Renk Farklılığı ( $\Delta E$ )	Klinik Renk Eşlemesi
0	Mükemmel
0,5-1	Çok iyi
1-2	İyi
2-3,5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3,5	Uyumsuz

Ghinea ve ark. (2010), yaptıkları çalışmada  $\Delta E$  değerini klinik olarak algılanabilir ve kabul edilebilir olarak ikiye ayırmışlardır. Algılanabilir renk değişikliğini; klinik gözlemci tarafından farkedilebilen çok küçük renk değişikliği olarak ifade etmişlerdir. Kabul edilebilir renk değişikliğini ise; renk değişikliğinin olduğunu fakat bu farklılığın klinik kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğunu ifade etmişlerdir.  $\Delta E$  değerinin 1,8 olması klinik olarak algılanabilirlik eşik değerini, 3,46 olması ise klinik olarak kabul edilebilirlik eşik değerini belirttiğini bildirmişlerdir. Bu durumda  $\Delta E$  değerinin 1,8 altında bir değer alması klinik olarak algılanamayan renk değişikliğini, 1,8 ve 3,46 arası değer alması klinik olarak algılanabilir fakat kabul edilebilir renk değişikliğini, 3,46' dan büyük değer alması ise klinik olarak kabul edilemez yani uyumsuz renk değişikliğini ifade etmektedir.

### **2.3.6. CIE'nin Önerdiği Standart Aydınlatma Koşulları**

CIE'nin 1931 yılında önerdiği sistemde; parlak ışık (A), direkt güneş ışığı (B) ve ortalama gün ışığı (C) şeklinde üç farklı standart aydınlatma koşulu kullanılmaktadır. Ancak B ve C aydınlatıcıları floresan materyallerin ölçümünde başarısız bulunarak 1964 yılında sisteme bir dizi D aydınlatıcı eklenmiştir (Paravina ve Powers, 2004). Günümüzde halen bazı C aydınlatıcılar kullanılsa da B aydınlatıcı tipi kullanılmamaktadır. 1964 yılında CIE Kelvin ( $^{\circ}\text{K}$ ) derecesi ile açıklanan renk ısılarıyla ilişkili standart aydınlatmanın spektral fonksiyonunu belirlemiştir. Bu, matematiksel bir standarttır.

Halen kullanılan standart A tipi aydınlatıcı, ev tipi tipik tungsten aydınlatıcılardır.  $2856^{\circ}\text{K}$  renk ısısına sahiptir (Paravina ve Powers, 2004). En sık kullanılan D aydınlatıcıları D65 ve D50'dir. D50 aydınlatma koşulları  $5000^{\circ}\text{K}$  renk ısısına sahiptir ve yaklaşık olarak az bulutlu fakat açık bir günde öğle vakti doğal gün ışığına yakındır. Renk ısısı  $6500^{\circ}\text{K}$  olan D65 aydınlatıcı, ortalama gün ışığına karşılık gelir. Özel bir sebebi yoksa gün ışığında yapılan renk ölçümlerinin tümünde D65 aydınlatıcı kullanılmalıdır (ISO/ CIE, 1999).

### **2.3.7. Renk Ölçüm Yöntemleri**

Dental restoratif materyallerin renk eşleştirilmesi için görsel ya da aletsel teknikler kullanılmaktadır (Powers ve Sakaguchi, 2002; Karamouzos ve ark., 2007).

#### **Görsel Renk Ölçümü**

Görsel renk analizi, test edilen örneğin renk standartlarıyla karşılaştırılmasıdır. Deneyimli ve uzman bir göz, renk seçiminde oldukça başarılı sonuçlar alsa da, görsel renk seçimi oldukça subjektif bir yöntemdir. Renk farklılıklarını saptamada gözle yapılan incelemeler hassas değildir. Yorgunluk, yaşlanma, duygular, aydınlatma şartları, gözün önceki tecrübeleri, cisim ile aydınlatmanın pozisyonu ve metamerizm gibi birçok kontrolsüz etken yanlış renk seçimine neden olmaktadır. Sonuçlar kişiden kişiye, gözlem koşullarına bağlı olarak değişebilir (Johnston, 1989; Alshehri, 2011).

Renk seçimi sırasında kesici kenardan dişetine doğru renk değişimi olduğu için dişin temel rengini genelde orta üçlüsü yansıtır ve renk tespiti yapacak kişi bu bölgeye odaklanmalıdır (Schwabacher ve ark., 1994).

Görsel renk eşleştirmesi, Munsell Renk Sistemini esas alarak üretilmiş renk rehberleri ile gerçekleştirilir. Ancak görsel eşleştirmede kullanılan bu rehberler aynı zamanda sistemin en zayıf halkalarından birini de oluştururlar (Li ve Wang, 2007).

İlk geliştirilen Vita Lumin renk skalaları (Vita Lumin Vacuum Shade) sadece hue ve kroma değerlerini yansıtıyordu. Bu skalalar ile yapılan restorasyonlarda value göz ardı edildiği için düz üç boyutlu görünümünden uzak, parlaklıktan yoksun donuk renkli restorasyonlar üretiliyordu (Vanini ve Mangani, 2001).

Daha sonra geliştirilen renk skalalarında bulunan diş şeklindeki tabletler azalan value sırasına göre soldan sağa gruplanmış hue değerlerine (A1- D4) göre dizilmiştir. Value değerine göre yapılmış bu dizim renk seçiminde algılamayı kolaylaştırmaktadır. Bu sebeple ilk önce value seçilmeli ve istenen renkler açıktan koyuya doğru seçim rehberinde tekrar dizilmeli, daha sonra temel hue ve chroma varyasyonları belirlenmelidir (Fondriest, 2003). Vitapan 3D-Master shade (VITA Zahnfabrik) skalası 1998'de bu yöntemle renk seçimi için geliştirilmiştir. Bu sistemde harf ve rakamların kombinasyonu ile renk belirlenir. Örneğin 2M3 şeklinde belirlenen renk değerinde; 2- value, M- hue, 3- chroma yı belirler. Üretici tavsiyesine göre, L harfi sarı hue değerini, M harfi orta renkte hue değerini, R harfi ise kırmızı hue değerini belirtir. Bu skalalar, Vita Lumin skalasıyla kıyaslandığında doğal diş renklerini daha iyi yansıtmaktadır (Ahn ve Lee, 2008).

Diş hekimleri arasında yapılan çalışmada yeni rehberin diş rengi ölçümlerinin tekrarlanabilirliği açısından renk tonuna göre tasarlanmış rehberlere oranla daha başarılı olduğu gözlenmiştir (Marcucci, 2003; Baltzer ve Kaufmann-Jinoian, 2005; Park ve ark., 2006).

### **Cihaz Kullanılarak Yapılan Renk Tespiti**

Dental materyallerin görsel olarak renk ölçümü yanında, rengin daha detaylı olarak belirlenmesi amacı ile farklı cihazlar kullanılmaktadır. Renk ölçülmesi amacı ile günümüzde kullanılmakta olan cihazlar; kolorimetreler, spektrometreler, spektrofotometreler ve digital fotoğraf makineleridir (Okubo ve ark., 1998; Dancy ve ark., 2003; Joiner, 2004; Chu ve ark., 2010).

Görsel renk ölçümü ile kıyaslandığında, renk ölçüm cihazları kullanılarak yapılan renk ölçümünün objektif ve hassas olması, sayılarla ifade edilebilmesi ve ölçümlerin daha hızlı elde edilebilmesi gibi avantajları bulunmaktadır (Okubo ve ark., 1998).

Bununla beraber; daha maliyetli olması, aletin doğru kalibre edilmediği veya kullanılmadığı zaman hatalı sonuçlar alınabilmesi gibi dezavantajları da mevcuttur (Seghi, 1990; Okubo ve ark., 1998; Wee ve ark., 2002; Chu ve ark., 2004; Joiner, 2004; Bayındır ve Wee 2006; Chu ve ark., 2010).

## Kolorimetre

Kolorimetreler, ışık kaynağı bir dizi filtreden geçtikten sonra ışığı yansıtan cismin renk koordinat bilgilerine ölçen aletlerdir (Kim ve ark., 2009) (Şekil 10). Yüzey renklerinin ölçülmesi için, kolorimetre içerisinde insan gözündeki kon tipi hücrelere benzer olarak üç farklı sensör bulunmaktadır. Dedektör içinde yer alan bu sensörler, CIE  $x(\lambda)$ ,  $y(\lambda)$  ve  $z(\lambda)$  sistemine yakın sonuç vermek için yerleştirilmiştir. Bir yüzey rengi belirlenirken ışık kaynağına gereksinim vardır ancak kendiliğinden parlak bir cisim için ışığa gerek duyulmaz (Paravina ve Powers, 2004).

Kolorimetrelerin kullanımı, spektrometre ve spektrofotometrelere göre daha kolay ve daha az maliyetlidir. Ancak cihazın hassasiyeti ve tekrarlanabilirliği filtrelerinin eskimesine bağlıdır. Filtrelerin CIE renk tespit sistemi ile uyumluluğu iyi değildir. Bunun yanında kolorimetreler metamerizm miktarını da belirleyemezler (Powers ve Sakaguchi, 2006). Ayrıca translüsent materyallerin renklerinin belirlenmesinde, ışığın kırılarak dağılmasından dolayı sonuçlarda problemler yaşanabilir. Örneğin, gerçek diş ile aynı renkteki metal seramik restorasyonun kolorimetrik sonuçlarında farklılık görülebilir. Bu duruma ‘edge loss’ adı verilmektedir (Okubo ve ark., 1998; Joiner, 2004).

Edge-loss miktarı, translüsent materyalin üzerinde bulunduğu arka plana, aydınlatma kaynağından gelen ışığın boyutuna ve doğrultusuna bağlıdır (Johnston et al., 1996). Bolt et al. (1994) küçük açıklığa (aperture) sahip renk ölçüm cihazlarının translüsent materyallerin ölçümlerinde yanlış sonuçlar verdiklerini ileri sürmüşlerdir. Gölgeleme oluşturmayacak bir eksternal ışık kaynağı ile büyük açıklığa sahip renk ölçüm cihazlarının kombine edilmesiyle, edge loss’un önlenilebileceği belirtilmiştir (Bolt ve ark., 1994; Lee ve ark., 2004; Gozalo-Diaz ve ark., 2007).



Şekil 10. ShadeEye kolorimetre cihazı

## **Spektrofotometre**

Rengin geçirgenliğini, yansımısını ve gerçek emilimini ölçmek için kullanılan fotometrik bir ayardır. Yüzey rengini ölçmede en çok kullanılan yöntemdir. Bu aletler, bir obje üzerinden yansıyan 1-25 nm dalga boyu aralığındaki ışığın, aletten gönderilen beyaz referans ışığa oranını ölçecek şekilde tasarlanmıştır. Spektral yansıma fonksiyonu ile cismin renk parametreleri hesaplanmaktadır. Bir spektrofotometre; ışık kaynağı, monokromatör ve algılayıcıdan oluşmaktadır. Spektrofotometrenin ölçüm verilerinin, dişhekimlerinin anlayacağı şekilde manipüle edilmesi ve dönüştürülmesi gerekmektedir (Bilmeyer ve Saltzman, 1981; Paravina ve Powers, 2004; Chu ve ark., 2010). Porselenler, restoratif rezinler, yapay dişler, dental materyaller ve renk skalalarındaki renk değişiminin tespitinde kullanılmaktadır (O'Brien, 2002).

Kolorimetrelerden farklı olarak metamerizmi de değerlendirebilmektedirler (Paravina ve Powers, 2004). Kolorimetrelere göre daha doğru ve sistematik ölçüm sonuçları verirler ve kolorimetreler daha çok düz yüzeylerden ölçüm yapabilmek için tasarlanmış olduklarından, klinik kullanımda daha çok spektrofotometreler tercih edilmektedir. Ayrıca standart koşullarda hata payı kolorimetreye göre daha düşüktür, tutarlıdır ve zamanla bu standardizasyonunda değişiklik yaşanmaz (Okubo ve ark., 1998; Craig, 2002; Paul ve ark., 2004; Paravina ve Powers, 2004; Kücükkesmen ve ark., 2008; Da Silva ve ark., 2008; Karaagacılıoğlu ve Yılmaz, 2008; Kim-Pusateri ve ark., 2009; Chu ve ark., 2010).

Spektrofotometrenin avantajları; objektif olması, standart koşullarda hatasız sonuç vermesi, tutarlı sonuç vermesi ve metamerizmin değerlendirilebilir olması (Paravina ve Powers, 2004). Spektrofotometrenin dezavantajları; pahalı olması, klinik kullanımı pratik değildir ve standardizasyonun sağlanması güçtür (Ishikawa ve ark., 2005).

2002 yılında kullanıma giren VITA Easyshade spektrofotometre (Lagouvardos ve ark., 2009), fiberoptik kabloyla ana üniteye bağlanan bir el aparatından oluşmaktadır. Cihazın diş yüzeyi ile temasta olan probu yaklaşık 5 mm çapındadır. Prob 19 adet 1 mm çapında fiberoptik demet içermektedir. Ölçüm işlemi sırasında diş, probun etrafında bulunan halojen lamba tarafından dairesel 0° açılı bir geometri ile aydınlatılmaktadır. El aparatı ölçüm işlemi sırasında çok sayıda spektrometre kullanılmaktadır. Spektrometrelerin bir kısmı ışık kaynağını görüntülemekte, diğerk kısmı ise dişe giren ve



iç kısmında yayılan ışık miktarını iki farklı noktadan ölçmektedir. Bu iki farklı noktadan yapılan ölçüm değeri yayılma, translusensi ve materyalin kalınlığı da göz önüne alınarak hesaplanmaktadır. Ölçüm yapılmadan önce ölçüm modu (diş, restorasyon veya renk skalası) seçilmelidir. Cihaz renk ölçümü sonucunu Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master skalalarına göre vermektedir (Brewer ve ark., 2004; Paravina ve Powers, 2004).

2008 yılında piyasaya sunulan VITA Easyshade Compact, VITA Easyshade' in ikinci jenerasyonudur. Cihazın kablosuz ve mobil olması, klinik uygulamalarda kolaylık sağlamaktadır. Diş yüzeyinin aydınlatılmasında LED (light emitting diode) ışık kaynağı kullanan cihazın üreticileri, ölçümlerin aydınlatma koşullarından etkilenmeyeceğini öne sürmektedirler. Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master skalalarına göre renk ölçümü verebilen cihaz, son 25 ölçümü kendi hafızasında saklayabilmektedir (Vita Zahnfabrik, 2009).

2013 yılında piyasaya sürülen VITA Easyshade Advance 4.0, Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master, Linearguide 3D-Master skalalarına göre renk ölçümü yapabilen cihaz, son 30 ölçümü kendi hafızasında saklayabilmektedir (Şekil 11) (Vita Zahnfabrik, 2013).



**Şekil 11.** VITA Easyshade Advance 4.0. spektrofotometre (Vita Zahnfabrik, 2013).

### **Dijital Kameralar ve görüntü sistemleri**

Renk ölçümünde dijital kameraların kullanımı son yıllarda gittikçe popüler hale gelmiştir. Sistemin avantajı, tek bir noktanın ölçülmesi değil, tüm objenin renk görünümünün imaj halinde elde edilebilmesidir (Paravina ve Powers, 2004). Kolorimetrik ve multispektral olarak iki farklı yaklaşım kullanılır. X, Y, Z tristimulus değerleri bir formül ile hesaplanarak R, G, B (Red, Green ve Blue) olarak ifade edilir (Powers ve Sakaguchi, 2006). Kamera algılayıcıları CIE'nin standart gözlemcisi ile aynı

spektral hassasiyete sahip olmadığı için kameradaki RGB degerleri CIE'nin XYZ değerleri ile eşleşmez. Bu nedenle ölçüm yapılırken kameranın RGB değerleri CIE'nin XYZ değerleri ile uyumlu hale getirilmelidir. Bu işleme kamera kalibrasyonu adı verilir. Bu amaçla en çok tercih edilen yöntem, bilinen XYZ değerlerinin bulunduğu bir referans tablo yardımıyla kameranın ayarlanması ve her parça için ortalama RGB değerlerinin bu şekilde kaydedilmesidir.

Dijital kameralar ile renk ölçümü yapmak, klinik ve laboratuvar arasında daha kolay bağlantı sağlanması açısından son derece faydalıdır. Geleneksel renk skalalarıyla beraber alınan fotoğraflar, bu bağlantıyı daha da arttırmakta ve bu fotoğraflar ayrıca dişin translusensi, opasite özellikleri ve yüzey karakteristiği hakkında da bilgi vermektedir. Bu bilgilerin teknisyene aktarılması restorasyonun estetik sonucunu büyük ölçüde etkilemektedir. Ancak tek başına dijital kameraların renk analizi için kullanılması ise çok etkili değildir (Chu ve ark., 2004; Paravina ve Powers, 2004; Sarıkaya ve Güler, 2009; Chu ve ark., 2010).

#### **2.4.Kırılma İndisi Materyalleri**

Cismin karakteristik bir özelliği olan kırılma indisi, fizik, kimya ve biyolojinin pek çok alanı için kritik bir önem teşkil eden bir konudur (Zocchi, 1996; Emami ve ark., 2005). Diş hekimliğinde bu materyalleri; klinik çalışmalar ve araştırmalar için optik bağlantı aracı olarak, farklı yoğunluktaki ortamlardan geçen ışığın geçişinin arttırılması, yansımanın azaltılabilmesi amacıyla kullanabilmek mümkündür (Seghi ve ark., 1989; Davis ve ark., 1994; Emami ve ark., 2005; Ahn ve Lee, 2008; Lee, 2008).

Bazı dental biyolojik dokuların ve materyallerin kırılma indislerinin araştırıldığı çalışmalarda; mine ve dentin dokularının kırılma indislerinin  $n=1,652- 1,546$  arasında ve pek çok dental seramik materyalinin kırılma indislerinin de bu değerlere çok yakın olduğu bildirilmiştir. Kırılma indisi değerleri, dişin mine, dentin dokuları, dental seramik ve rezin materyalleriyle yakın olan pek çok kırılma indisi solüsyonu bulunmaktadır. Bu materyallerin kırılma indisi değerlerinin pek çok optik cam, plastik, seramik ve biyolojik dokuyla uyuşması, farklı ortamlar arasında ışığın uğrayacağı kırılma ve yansımayı azaltarak, geçişinin artmasına neden olmaktadır (Brodbelt ve ark., 1981; Ohmi ve ark., 2000; Emami ve ark., 2005; Lee ve ark., 2005; Lee, 2008; Ota ve ark., 2011).

Bu solüsyonların kırılma indisi değerleri katı materyaller kadar stabil olmayıp, ortamın ısısı ve buharlaşmadan kolaylıkla etkilenebilir. Bir sıvının kırılma indisi, tüm değerler sabit tutulup, ortamın sıcaklık katsayısının değiştirilmesiyle ile istenilen değerde

ayarlanabilir. Ortam sıcaklığının sabit tutulmadığı durumlarda olumsuz sonuçlar ortaya çıkacaktır. Buharlaşıma sonucunda ise, solüsyon içeriğindeki componentlerin oranlarının değişmesi, kırılma indisinde değişiklik yaratmaktadır (Cargille labs., Cargille.com).



### 3. MATERYAL VE METOT

Bu tezin laboratuvar aşamaları; Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Özel Ordu Dişevi Diş Laboratuvarında yapıldı.

Bu tez çalışmasında kullanılan Cad/Cam tam seramik örneklerin hazırlanmasında; Vitablocs Mark II (VM) (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), IPS e.max CAD HT (IPS) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), inCoris TZI (TZI) (Sirona, Bensheim, Almanya), Vita Suprinity HT (VS) (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), Lava Ultimate (LU) (3M/ESPE, Saint Paul, MN, ABD) ve Vita Enamic (VE) (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) Cad/Cam tam seramik materyalleri kullanıldı. Bu seramik materyallerinin her biri için 10'ar, toplamda ise 60 adet örnek hazırlandı.

Yapıştırma simanlarının, tam seramiklerin sonuç rengi üzerindeki etkilerinin incelenmesi için; Relyx Ultimate (UL): A1, A30 Opak, B0.5 Beyaz, Transludent, (3M ESPE Deutschland GmbH, Neuss, Almanya) ve RelyX U200 (U2): A2 Üniversal, A30 Opak, Transludent (3M ESPE Deutschland GmbH, Neuss, Almanya) renk tonlarında olmak üzere iki farklı rezin siman materyalleri kullanıldı. Bu iki rezin simandan her bir renk grubu için 10'ar, toplamda ise 70 adet örnek elde edildi. Her siman materyali için örnekler üretici talimatlarına uygun olarak 0,2 mm kalınlığında hazırlandı (Uzun ve Keyf, 2007; Chang ve ark., 2009; de Azevedo Cubas ve ark., 2011).

Bu tez çalışmasında, renk ölçümlerinin gerçekleştirilmesi amacıyla bir spektrofotometre cihazı (Vita Easyshade Advance, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanıldı. İlk spektrofotometrik ölçümler, tam seramik örneklerin polisajlı yüzeyleri üstte olacak şekilde, alt yüzeylerine 1,52 kırılma indeksli optik sıvı sürülerek poliasetat kalıba optik bağlantısı sağlandıktan sonra altına siman örnekler bağlanmadan önce gerçekleştirilerek kaydedildi. Ardından bir tam seramik grubuna ait örneklerin (n=10) polisajlı yüzeyleri üstte olacak şekilde alt yüzeyine 1,52 kırılma indeksli optik sıvı sürülerek, bir siman grubuna ait örnekler (n=10) ile geçici optik bağlantısı sağlandı. Daha sonra siman örneklerin alt yüzeyine 1,52 kırılma indeksli optik sıvı sürülerek poliasetat kalıba optik bağlantısı sağlandı. Tüm seramik grupların altına, tüm siman gruplarına ait tüm renklerdeki örnekler aynı şekilde bağlanarak ikinci renk ölçümleri gerçekleştirildi. (Ahn ve Lee, 2008; Kucukesmen ve ark., 2008; Chang ve ark., 2009; Omar ve ark., 2010).

Çalışmamızda kullanılan cihazlar Tablo 3' te, materyaller ise Tablo 4' te görülmektedir.

**Tablo 3.** Çalışmada kullanılan cihazlar

<b>CİHAZ</b>	<b>MODEL/MARKA</b>	<b>ÜRETİCİ FİRMA</b>
Kesim Cihazı	Isomet-1000	Buehler, Illinois, ABD
Elmas Kesme Bıçağı	Series 15 HC Diamond	Buehler, Illinois, ABD
Seramik Fırını	Programat EP5000	Ivoclar Vivadent, Schann, Lihtenştayn
Sinterleme Fırını	inFire HTC speed	Sirona, Almanya
Dijital Kumpas	Digimatic Caliper	Mitutoyo, Tokyo, Japonya
Ultrasonik Temizleme Cihazı	Branson 8510	Branson Ultrasonics, Danbury, ABD
Spektrofotometre Cihazı	Vita Easyshade Advance	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
Led cihazı	Elipar S10	3M ESPE Deutschland GmbH, Neuss, Almanya
Zımpara Cihazı	Phoenix Beta	Buehler, Illinois, ABD
Silikon Karbid Kağıt	Atlas (600, 800, 1000, 1200)	Atlas Zımpara, Kocaeli, Türkiye
Bitirme ve Polisaj Lastiği Seti	EVE Diapol Twist	EVE Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Almanya

**Tablo 4.** Çalışmada kullanılan materyaller

MATERYAL	iÇERİK	RENK	ÜRETİCİ FİRMA	ÜRETİM NO
Feldspatik Seramik	%56-64 SiO <sub>2</sub> , %20-23 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , %6-9 Na <sub>2</sub> O,	2M2	VITA Zahnfabrik, Bad	47620
Vitablocs Mark II	%6-8 K <sub>2</sub> O, %0,3-0,6 CaO, %0,0-0,1 TiO <sub>2</sub>		Säckingen, Almanya	
Lityum Disilikat Cam Seramik	%57-80 SiO <sub>2</sub> , %15-21 Li <sub>2</sub> O, %1-4 K <sub>2</sub> O, %3-8 P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> , %1-4 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ,	HT A2	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn,	T12787
IPS e.max CAD	%8-12 ZrO <sub>2</sub> , %0-4 CeO <sub>2</sub> , %0-6 pigmentler			
Zirkonya Seramik	%99,9 ZrO <sub>2</sub> +HFO <sub>2</sub> +Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , %5,4 Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , ≤%0,35 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ,	A2	Sirona, Bensheim, Almanya	2014121025
İncoris TZI	≤%0,01 Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , ≤% 0,2 diğer oksitler			
Zirkonya ile Güçlendirilmiş Disilikat Cam Seramik	%56-64 SiO <sub>2</sub> , %15-21 Li <sub>2</sub> O, %1-4 K <sub>2</sub> O, %3-8 P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> , %1-4 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ,	HT A2	VITA Zahnfabrik, Bad	47610
Vita Suprinity	%8-12 ZrO <sub>2</sub> , %0-4 CeO <sub>2</sub> , %0-6 Pigmentler		Säckingen, Almanya	
Hibrit Seramik	%58-63 SiO <sub>2</sub> , %20-23 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , %6-11 Na <sub>2</sub> O,	HT 2M2	VITA Zahnfabrik, Bad	47590
Vita Enamic	%4-6 K <sub>2</sub> O, %0,5-2 B <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , %<1 CaO, %<1 TiO <sub>2</sub>		Säckingen, Almanya	

Rezin Nano Seramik		20 nm silika partikülleri, 1-11 nm zirkonya partikülleri,	HT A2	3M ESPE, Saint Paul, MN, ABD	N603338
Lava Ultimate		0,6-10 µm nanogrup partikülleri			
Self – etch, dual – cure Rezin Siman		Baz; Metakrilat monomerleri, radyoopak silanlanmış fiberler, başlatıcılar, stabilize ediciler	A1, A30, B0.5, Transludent	3M ESPE Deutschland GmbH, Neuss, Almanya	583015, 585502, 584101, 573938
RelyX Ultimate		Katalizör; Metakrilat monomerleri, radyoopak doldurucular, başlatıcılar, stabilize ediciler, pigmentler, akışkanlık sağlayıcılar, Single bond universal adeziv için dual-cure aktive ediciler			
Self – etch, dual- cure, self adeziv Rezin Siman		Baz: fosforik asit grupları içeren metakrilat monomerleri, metakrilat monomerleri, silanlanmış fiberler, başlatıcılar, stabilize ediciler ve akışkanlık sağlayıcılar. Katalizör; Metakrilat monomerleri,	A2, A30 Transludent	3M ESPE Deutschland GmbH, Neuss, Almanya	551581, 576349, 549130
RelyX U200		alkalin doldurucular, silanlanmış fiberler, başlatıcılar, stabilize ediciler, pigmentler ve akışkanlık sağlayıcılar			
Kırılma Solüsyonu	İndisi	Aseton, karbon tetraklorid, etanol, etil eter, heptan, metilen klorid, taulen, turpentin, xylene	Renksiz	Cargille Lab, Cedar Grove, NJ, ABD	092490
Cargille Optical Gel					
Polisaj Patı Seti		Aşırı doldurulmuş elmas partikülleri	-	Premier Dental GmbH, Hannover, Almanya	22788
Diamond Twist SCO					

### 3.1. Tam Seramik Örneklerin Elde Edilmesi

#### 3.1.1. Blokların kesilmesi

Tam konturde monolitik restorasyon olanağı da sunan Vita Mark II (VM) (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), IPS e.max CAD HT (IPS) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), inCoris TZI (TZI) (Sirona, Bensheim, Almanya), Vita Suprinity HT (VS) (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), Lava Ultimate (LU) (3M/ESPE, Saint Paul, MN, ABD) ve Vita Enamic (VE) (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) bloklar Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan kesme cihazı (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff IL, ABD) yardımıyla su soğutması altında düşük hızda kesildi (Şekil 12). Kesim işlemi sonrası bir bloktan 10 adet örnek olmak üzere toplamda 60 adet örnek elde edildi (Şekil 13).



Şekil 12. Kesme işleminin su soğutması altında yapılması



Şekil 13. Kesimi tamamlanan örnekler

Seramik örneklerin bir yüzeyi zımpara cihazında (Phoenix Beta, Buehler, Illinois, ABD) (Şekil 14) sırasıyla 600, 800, 1000 ve 1200 gritlik silikon karbid kağıt diskleri kullanılarak 100 devir/dak'da, 15'er saniye boyunca su soğutması altında aşındırıldı ve parlatıldı. Örneklerin kalınlıkları bir dijital kumpas (Digimatic Caliper, Mitutoyo, Tokyo, Japonya) ile 3 ayrı noktadan ölçülerek, inCoris TZI bloklar



sinterizasyon büzülmesi göz önünde bulundurularak 1,9 mm, diğer bloklar ise 1,5 mm olacak Şekilde ayarlandı (Şekil 15). Daha sonra tüm örnekler distile su içeren ultrasonik temizleme cihazında (Branson 8510, Branson Ultrasonics, Danbury, ABD) 5 dk süreyle temizlendi.



Şekil 14. Phoenix Beta Zımpara Cihazı



Şekil 15. Aşındırma ve parlatma sonucu elde edilen örnek kalınlıkları

### 3.1.2. IPS e.max CAD HT ve Vita Suprinity HT rneklerin Kristalizasyonu

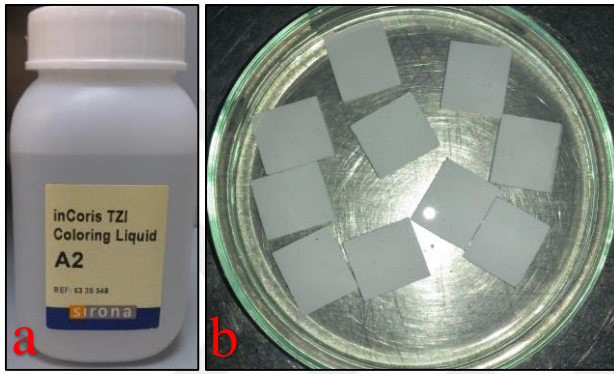
IPS e.max CAD HT ve Vita Suprinity HT örneklerin kristalizasyonunun tamamlanması için üretici firmanın talimatları doğrultusunda Programat P 300 seramik fırınında (Ivoclar Vivadent) seramik örneklerin fırınlama ve kristalizasyonu geręekleŐtirildi (Şekil 16).



Şekil 16. a. IPS e.max Cad HT örneklerin fırınlama programı b. Vita Suprinity HT örneklerin kristalizasyon programı

### 3.1.3. inCoris TZI Örneklerin Sinterizasyonu

inCoris TZI örnekler, finalde A2 renk elde edebilmek için üretici talimatları doğrultusunda A2 renklendirme solüsyonunda 5 dakika bekletildi (Şekil 17). Ardından zirkonya örnekler 2 saat süre ile ısısı aşamalı olarak 1510° C' ye kadar yükselen sinterizasyon fırınında (inFire HTC speed, Sirona, Almanya) bekletilerek sinterizasyonları sağlandı (Şekil 18). Bu işlem sonucunda % 20' lik sinterizasyon büzülmesine bağlı olarak inCoris TZI örnekler 1.5 mm' lik son kalınlığına ulaştı.



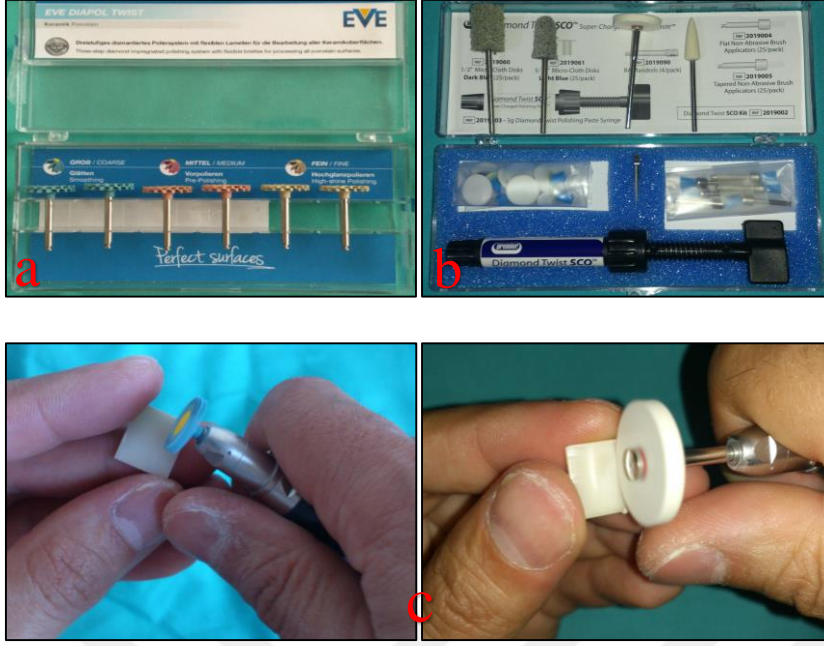
Şekil 17. a. A2 Renklendirme Solüsyonu b. Örneklerin solüsyonda bekletilmesi



Şekil 18.a. inCoris TZI örneklerin Sinterizasyon Programı b. inCoris TZI örneklerin Sinterizasyon öncesi ve sonrası

### 3.1.4. Örneklerin Polisajı

Daha önce sırasıyla 600, 800, 1000 ve 1200 gritlik silikon karbid kağıt disklerin uygulandığı yüzeylere mekanik polisaj işlemi uygulandı. Örneklerin polisajı, aynı araştırmacı tarafından, polisaj bitirme-polisaj lastiği seti (EVE Diapol Twist, EVE Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Almanya) ve polisaj pastası seti (Diamond Twist SCO, Premier Dental GmbH, Hannover, Almanya) kullanılarak üretici talimatlarına uygun olarak dönen bir el aleti ile 10000 devir/dk hızda 20'şer saniye uygulanarak tamamlandı (Şekil 19).



Şekil 19. a. Bitirme ve polisaj lastiği seti b. Polisaj lastiği seti c. Polisaj lastiği ve patı uygulaması

Polisaj işlemlerinin ardından tüm seramik örnekler  $14 \times 12 \times 1,5$  mm olacak şekilde son boyutlarına ulaştı (Şekil 20). Örnekler spektrofotometrik ölçümler öncesi tekrar distile su içeren ultrasonik temizleme cihazında 5 dk süreyle temizlendi.



Şekil 20. Seramik örneklerin final boyutları

### 3.2. Tam Seramik Örneklerin İlk Renk Ölçümlerinin Gerçekleştirilmesi

Tam seramik örneklerin hazırlanmasının ardından, örnekler düzenli ve numaralı olarak kapaklı bir plastik kap içerisine yerleştirildi (Şekil 21). Örneklerin renk ölçümleri, spektrofotometre cihazı olan VITA Easyshade Advance kullanılarak gerçekleştirildi. Her renk ölçümü prosedüründen önce cihaz, üretici talimatlarına uygun olarak kalibrasyon tablası kullanılarak kalibre edildi.



Şekil 21. Seramik örneklerin yerleştirildiği düzenli ve numaralı kapaklı plastik kap

Örnekler, saklama kabındaki sıralarına göre tek tek alınarak, renk ölçümleri esnasında örneklerin ve spektrofotometrenin optik ucunun sabit olarak konumlandırılmasını sağlayacak olan, poliasetat kalıba polisajlı yüzleri yukarıda olacak şekilde yerleştirildi. Bu kalıp iki parçadan oluşmakta ve birinci parçada, ortasında örneklerin yerleşebileceği; boyutları 14×12 mm ve derinliği 2 mm olan bir boşluk bulunmaktadır. Kalıbın diğer parçası ise, ilk parçadaki boşluğun merkeziyle çakışan 6,5 mm çap ve 4 mm kalınlığında bir başka boşluk içeren bir poliasetat diskten oluşmakta olup spektrofotometrenin örneklerin merkezinde konumlandırılmasını sağlamaktadır. Ayrıca kalıbın ilk parçasındaki boşluğun arka poliasetat yüzeyi, ölçümlerin standart beyaz arka plan kullanılarak yapılmasını sağlamaktadır. Her örneğin merkezinden yapılan ölçümler CIE Lab renk sistemi kullanılarak kaydedildi (Şekil 22). Her örnek için üç kez tekrarlanan ölçümlerin ortalamaları;  $L_0^*$ ,  $a_0^*$  ve  $b_0^*$  değerleri olarak kaydedildi.



Şekil 22. a. Poliasetat kalıp b. Kalıbın yüzeyine optik solüsyonun sürülmesi c. Seramik örneğin kalıba yerleştirilmesi d. Poliasetat kalıbın konumlandırıcı parçasının yerleştirilmesi ve renk ölçümünün gerçekleştirilmesi

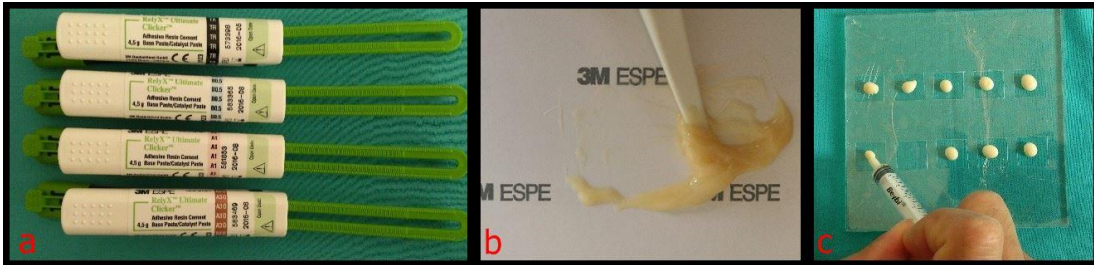


### 3.3. Siman Örneklerin Elde Edilmesi

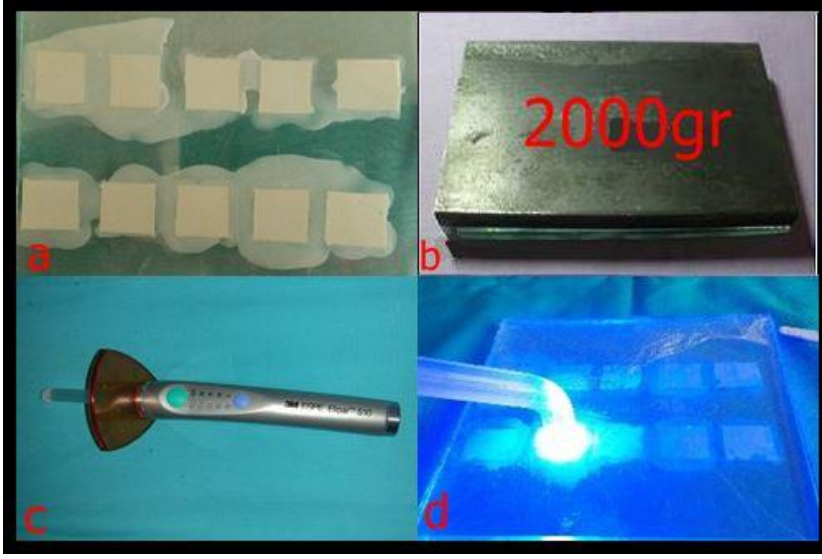
#### 3.3.1. RelyX Ultimate Örneklerin Hazırlanması

Örneklerin hazırlanmasında bu simana ait A1, A30 Opak, B0.5 beyaz ve Transludent renkleri kullanıldı.

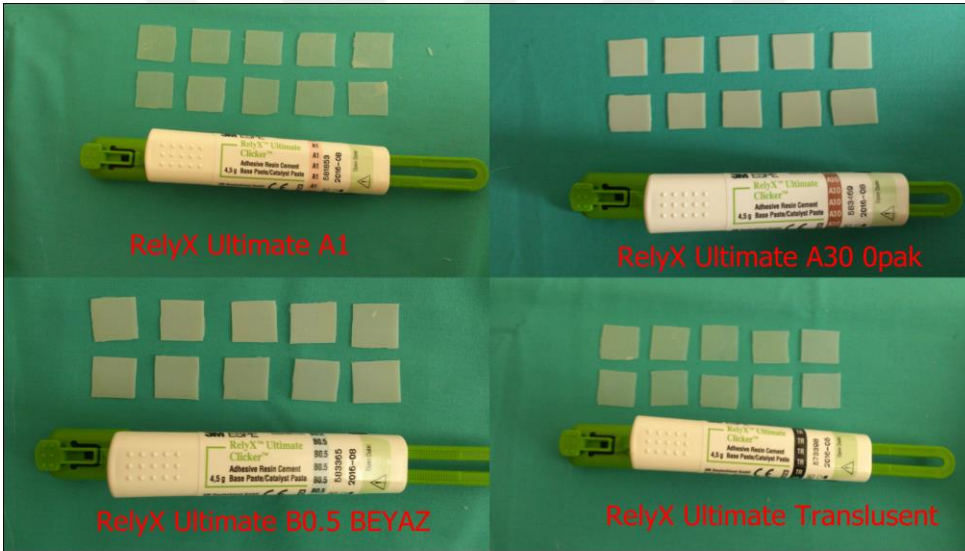
Üretici firmanın verdiği talimatlar uyarınca; “Clicker” denilen basmalı bir taşıyıcıda bulunan rezin siman gerekli miktarlarda karıştırma kâğıdına sıkılıp 20 saniye boyunca homojen bir renk elde edilinceye kadar, fazla ışık almamasına dikkat edilerek karıştırıldıktan sonra, hava kabarcığı oluşmaması için, karıştırılan siman hızlıca 2,5 ml’lik bir dental enjektöre aktarıldı ve iki cam plaka arasına yerleştirilen naylon levha üzerindeki negatif boşluklara uygun miktarlarda yerleştirildi (Şekil 23). Rezin simanın cam plakalara yapışmaması için, cam plakalar streç naylon filmle kaplandı (Kilinc ve ark., 2011). Simanın levhadaki yuvalara uygulanmasının ardından üstteki cam plaka kapatıldı ve cam plakaların üzerine paslanmaz çelik standart ağırlık (2000 gr) yerleştirildi. 10 dakika süreyle simanın kimyasal olarak sertleşmesi beklendi. Kimyasal sertleşmenin ardından, örnekler tek tek, üst ve alt yüzeylerinden 40 saniye boyunca led ışık kaynağı (Elipar S10, 3M ESPE GmbH, Neuss, Almanya) kullanılarak, ışıkla polimerizasyon işlemi de tamamlandı (Şekil 24). Naylon levha ve cam plakaların üzerindeki streç filmle beraber çıkartıldı, streç filmler dikkatlice uzaklaştırıldı ve örnekler levhanın içerisinden parmak basıncıyla dikkatlice uzaklaştırıldı. Elde edilen örnekler; kalınlık, renk ve yüzey yapısı açısından değerlendirildikten sonra, her renk grubu için uygun olan 10 adet 14×12×0,2 mm boyutunda (A1, A30 opak, B0.5 beyaz ve transludent), toplam 40 adet RelyX Ultimate rezin siman örnek renk ölçümleri için seçildi ( Şekil 25). Seçilen örneklerin renk ölçümü işlemi yapıncaya kadar 37 °C’de, 24 saat boyunca ışık geçirmez bir kaptaki saklandı (Li ve ark., 2009; Kilinc ve ark., 2011).



Şekil 23. a. RelyX Ultimate rezin simanlar b. 20 saniye boyunca karıştırılmış siman materyali c. Karışımın dental enjektöre aktarılarak levhadaki yuvalara uygun miktarda dökülmesi



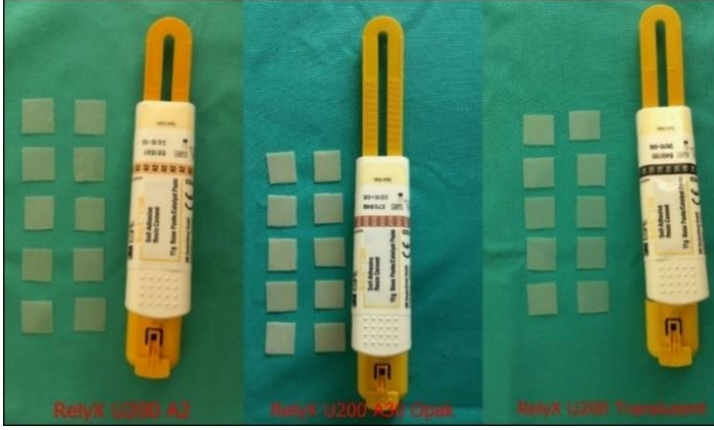
Şekil 24. a. Cam plakaların üst üste kapatılması b. Cam plakaların üzerine standart ağırlık yerleştirilmesi c.3M ESPE Elipar S10 Led ışık kaynağı d.İşık kaynağı kullanılarak örneklerin polimerize edilmesi



Şekil 25. RelyX Ultimate rezin siman örnekler

### 3.3.2. RelyX U200 Örneklerin Hazırlanması

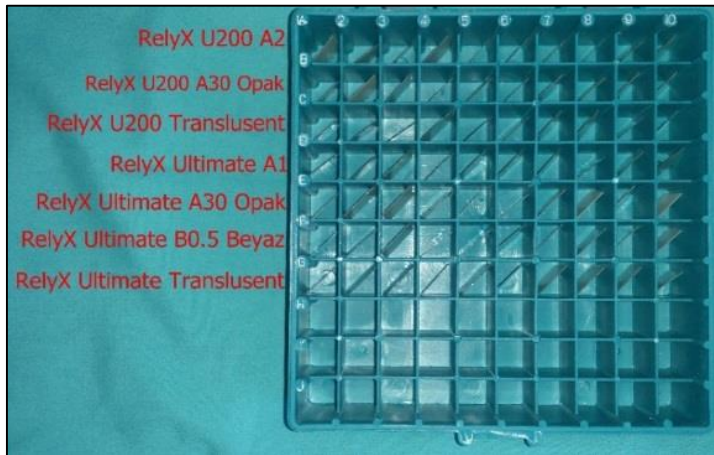
Örnekler RelyX Ultimate örneklerin hazırlama yöntemi takip edilerek, her renk grubu için uygun olan 14×12×0,2 mm boyutunda 10 adet (A2 universal, A30 opak, translusent), toplamda 30 adet RelyX U200 rezin siman örnek renk ölçümü için seçildi (Şekil 26). Seçilen örnekleri renk ölçümü işlemi yapılmaya kadar 37 °C’de, 24 saat boyunca ışık geçirmez bir kaptaki saklandı (Li ve ark., 2009; Kilinc ve ark., 2011).



Şekil 26. RelyX U200 rezin siman örnekler

### 3.4. Tam Seramik Örneklerin Siman Örneklerle Beraber İkinci Renk Ölçümlerinin Gerçekleştirilmesi

Bu çalışmada kimyasal içerik ve renk tonlarına göre 7 ayrı siman grubu ve bu gruplara ait 70 adet siman örnek hazırlandı. Tüm 7 farklı siman grubuna ait örnekler, sırasıyla üzerlerine tam seramik örnekler konularak yapılacak ikinci renk ölçümleri için, tam seramik örneklerin konulduğu plastik kaba yerleştirildi (Şekil 27). Siman ve seramik örneklerin renk ölçümü esnasında optik bağlantısının sağlanması amacıyla, 1,52 kırılma indeksli kırılma indisi solüsyonu (Cargille Optical Gel, Cargille Lab, Cedar Grove, NJ, ABD) kullanıldı (Seghi ve ark., 1989; Davis ve ark., 1994; Kim ve ark., 2003; Ahn ve Lee, 2008). Solüsyonun kırılma indisinin sabit kalabilmesi için; tüm ölçümler 25°C'lik oda ısısında gerçekleştirildi (Cargille labs., [www.cargille.com](http://www.cargille.com)).

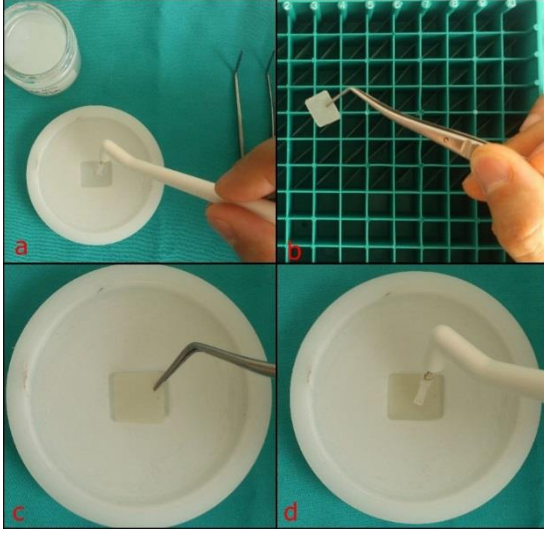


Şekil 27. Marka ve renk tonlarına göre seçilmiş 7 ayrı siman grubuna ait toplam 70 örneğin yerleştirildiği düzenli ve numaralı kapaklı plastik kap

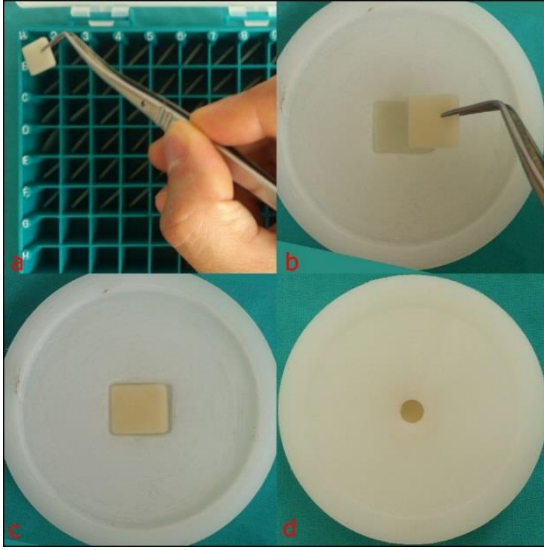
Bir siman grubuna ait örnek poliasetat kalıba yerleştirilmeden önce solüsyon bir bond fırçasıyla kalıptaki boşluğa 1 kat sürüldükten sonra, siman örnek asetat kalıp üzerindeki boşluğa yerleştirildi. Ardından solüsyon bir bond fırçası yardımıyla siman örnek üzerine 1 kat sürülerek uygulandı (Şekil 28). Solüsyonun sürülmesinin ardından, siman örnek üzerine ilk olarak Vitablocks Mark II seramik örnek, polisajlı yüzeyi üstte olacak şekilde yerleştirildi ve kalıbın ikinci parçası kapatıldı (Şekil 29). Spektrofotometrik renk ölçümü için, her siman grubuna başlanmadan önce kalibre edilen VITA Easysshade Advance, kalıbın ikinci parçasındaki yuvasına oturtuldu ve renk ölçümü gerçekleştirildi (Şekil 30). Her örneğin merkezinden yapılan ölçümler üç kez tekrarlanarak CIE Lab renk sistemi kullanılarak kaydedildi. Daha sonra ise ölçümlerin ortalamaları alınarak bu değerler;  $L_1^*$ ,  $a_1^*$  ve  $b_1^*$  olarak kaydedildi.

Bir siman örneğin, Vitablocks Mark II (VM) seramik örnekle yapılan ölçümü tamamlandıktan sonra, siman üzerindeki bu seramik örnek ince bir bisturi ile dikkatlice uzaklaştırıldı. Seramik örnek üzerindeki solüsyon artıkları temizlenerek tekrar plastik kap içindeki yerine yerleştirildi. Siman örnek üzerine ise yeniden solüsyon sürülerek renk ölçümü işlemi sırasıyla; IPS e.max CAD HT (IPS) , inCoris TZI (TZI) , Vita Suprinity HT (VS) , Lava Ultimate (LU) ve Vita Enamic (VE) tam seramik örnekler için de tekrarlandı. Her bir siman örneğin her bir seramik örnek ile 3'er kez renk ölçümü yapıldı. Birinci siman örneğin, tüm tam seramik örneklerle renk ölçümü işlemi tamamlandıktan sonra, renk ölçümü prosedürü 2., 3.,...10. siman örnekler için de tekrarlandı. Böylece bir siman grubuna ait ikinci renk ölçümü işlemi tamamlandı. Yapılan birinci ve ikinci renk ölçüm sonuçları bilgisayara kaydedildi. Elde edilen veriler;  $\Delta L^*$ ,  $\Delta a^*$ ,  $\Delta b^*$  ve  $\Delta E^*$  formüllerindeki yerlerine yerleştirilerek; bir siman grubuna ait örneklerin, değişik tam seramik materyallerine ait örneklerin optik özellikleri üzerindeki etkileri ve renk farklılıkları hesaplandı (Tablo 4.1.1) (Da Silva ve ark., 2008; Kücükemesmen ve ark., 2008; Chang ve ark., 2009). Bu uygulama diğer 7 siman grubu için de tekrarlanarak, farklı siman gruplarının optik etkileri ve oluşabilecek renk farklılıklarının, değerlendirilmesi sağlandı.





**Şekil 28. a.** Kırılma indisi solüsyonunun asetat kalıba sürülmesi **b.** Sırasıyla siman örneğin plastik kaptan alınması **c.** Siman örneğin asetat kalıptaki boşluğa yerleştirilmesi **d.** Yerleştirilen siman örneğin üstüne kırılma indisi solüsyonu sürülmesi



**Şekil 29. a.** Sırasıyla seramik örneğin plastik kaptan alınması **b.** Seramik örneğin kırılma indisi solüsyonu uygulanmış siman örneğin üzerine polisajlı yüzeyi üstte kalacak şekilde yerleştirilmesi **c.** Seramik örneğin siman örnek üzerine yerleştirilmiş hali **d.** Asetat kalıbın ikinci parçasının kapatılması



**Şekil 30.** İkinci spektrofotometrik renk ölçümünün gerçekleştirilmesi

### 3.5. Verilerin İstatistiksel Analizlerinin Yapılması

Bu çalışmada kullanılan 6 farklı seramik grubuna ait örneklerin, siman örnekler uygulanmadan ve seramik gruplarının altına 7 farklı siman grubu uygulandıktan sonra uygulanan spektrofotometrik ölçümler sonucu elde edilen  $\Delta E$  değerleri arasındaki istatistiksel farklılıklar, Eşleştirilmiş T Testi (Paired Sample T Test) kullanılarak değerlendirildi. Siman uygulanması sonrasında seramik örneklerde meydana gelen renk farklılıklarının ( $\Delta E$ ) değerlendirilmesinde üç yönlü Varyans Analizi (three-way Anova) kullanıldı. Varyansların homojenliği Levene's Homojenlik testi yapılarak değerlendirildikten sonra, gruplar arası farklılıkların değerlendirilmesinde Tukey HSD testi kullanıldı ( $p < 0,05$ ).

## 4. BULGULAR

### 4.1. Seramik Örneklerin Siman Uygulaması Öncesi ve Sonrasına Ait Ölçüm

#### Sonuçlarının Değerlendirilmesi

#### 4.1.1. Siman Uygulaması Sonrasında Seramik Örneklerde Meydana Gelen Renk Farklılıkları ( $\Delta E$ )

Tablo 5. Ortalama ( $\Delta E$ ) ve standart sapma (Ss) değerleri

Siman	Renk	Tam Seramik											
		IPS		VM		VE		LU		VS		TZI	
		Ort.	Ss.	Ort.	Ss.	Ort.	Ss.	Ort.	Ss.	Ort.	Ss.	Ort.	Ss.
U2	Tr	1,79	0,61	3,23	0,78	<b>1,15</b>	0,58	2,44	0,40	2,96	0,42	1,45	0,47
	A30	4,06	0,45	2,90	0,62	5,86	0,53	4,44	0,34	3,56	0,65	2,05	0,48
	A2	2,26	0,55	3,21	0,67	2,25	0,48	2,63	0,51	3,34	0,27	<b>1,32</b>	0,44
UL	Tr	<b>1,78</b>	0,38	2,84	0,42	1,50	0,50	2,33	0,48	<b>2,64</b>	0,40	1,49	0,36
	A30	<b>5,55</b>	0,67	<b>4,11</b>	0,51	<b>7,04</b>	0,63	<b>5,63</b>	0,62	<b>4,61</b>	0,67	<b>2,26</b>	0,48
	A1	2,81	0,40	3,38	0,24	2,83	0,47	3,28	0,36	3,20	0,41	1,61	0,53
	B0.5	2,04	0,43	<b>1,82</b>	0,57	3,27	0,55	<b>2,31</b>	0,34	3,11	0,45	1,74	0,42

\*Her seramik grubu için en yüksek ve en düşük  $\Delta E$  değerleri kalın yazılmıştır

#### Renk Farklılıklarının ( $\Delta E$ ) Değerlendirilmesi

Siman örnek uygulanması sonrasında seramik örneklerde meydana gelen klinik olarak algılanabilir seviyedeki renk farklılıkları ( $\Delta E > 3,46$ ):

- IPS, VE, LU ve VS seramik grupları için; U2\_A3 ve UL\_A30 siman gruplarında görüldü.
- VM seramik grubu için; UL\_A30 siman grubunda görüldü.

- TZI seramik grubu için ise hiçbir siman grubunda bu seviyede bir renk farklılığı görülmedi.

Siman örnek uygulanması sonrasında seramik örneklerde meydana gelen renk farklılıkları ( $\Delta E$ ) değerlendirildiğinde:

- IPS seramik grubu için; en yüksek  $\Delta E$  değeri UL\_A3O ( $5,55 \pm 0,67$ ), en düşük ise UL\_TR ( $1,78 \pm 0,38$ ) simanlarda görüldü.
- VM seramik grubu için; en yüksek  $\Delta E$  değeri UL\_A3O ( $4,11 \pm 0,51$ ), en düşük ise UL\_B0.5 ( $1,82 \pm 0,57$ ) simanlarda görüldü.
- VE seramik grubu için; en yüksek  $\Delta E$  değeri UL\_A3O ( $7,04 \pm 0,63$ ), en düşük ise U2\_TR ( $1,15 \pm 0,58$ ) simanlarda görüldü.
- LU seramik grubu için; en yüksek  $\Delta E$  değeri UL\_A3O ( $5,63 \pm 0,62$ ), en düşük değer ise UL\_B0.5 ( $2,31 \pm 0,34$ ) simanlarda görüldü.
- VS seramik grubu için en yüksek  $\Delta E$  değeri UL\_A3O ( $4,61 \pm 0,67$ ), en düşük değer ise UL\_TR ( $2,64 \pm 0,4$ ) simanlarda görüldü.
- TZI seramik grubu için en yüksek  $\Delta E$  değeri UL\_A3O ( $2,26 \pm 0,48$ ), en düşük ise U2\_A2 ( $1,32 \pm 0,44$ ) simanlarda görüldü.
- Seramik gruplarına genel olarak bakıldığında, en yüksek renk farklılığı değerlerinin UL\_A3O siman grubunda görüldü (Tablo 5).

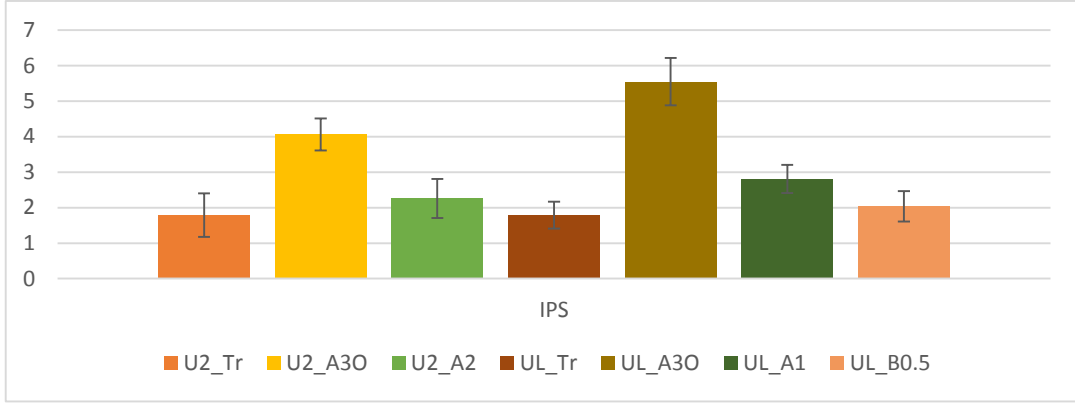
### Renk Farklılıklarının ( $\Delta E$ ) Karşılaştırılması

#### IPS Grubu İçin $\Delta E$ ' nin Karşılaştırılması

**Tablo 6.** IPS seramik materyali için siman gruplarının oluşturduğu renk farklılıklarının karşılaştırılması

IPS	U2			UL				
	Renk	Tr	A3O	A2	Tr	A3O	A1	B0.5
$\Delta E$	1,79	4,06	2,26	1,78	5,55	2,81	2,04	
Tukey	a	c	ab	a	d	b	ab	

\*\* Aynı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p > 0,05$ )



**Şekil 31.** IPS seramik materyali için siman gruplarının oluşturduğu renk farklılıkları ve standart sapma (Ss) değerleri

IPS seramik grubu için, siman gruplarının oluşturduğu renk farklılıkları karşılaştırıldığında:

- U2\_Tr siman grubu ile U2\_A3O ve UL\_A3O siman grupları arasında
- U2\_A3O siman grubu ile U2\_Tr, U2\_A2, UL\_Tr, UL\_A3O, UL\_A1 ve UL\_B0.5 siman grupları arasında
- U2\_A2 siman grubu ile U2\_A3O ve UL\_A3O siman grupları arasında
- UL\_Tr siman grubu ile UL\_A3O ve UL\_A1 siman grupları arasında
- UL\_A3O siman grubu ile UL\_A1 ve UL\_B0.5 siman grupları arasında

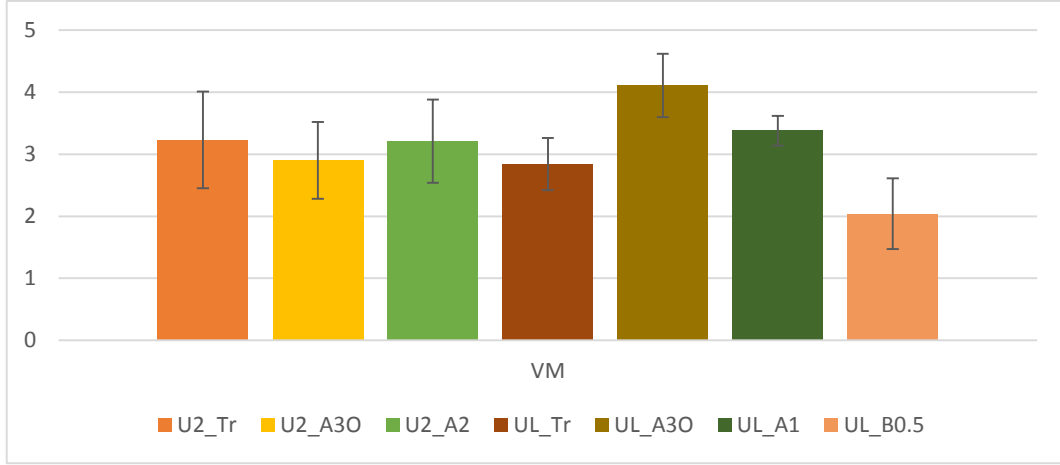
istatistiksel açıdan anlamlı fark olduğu ( $p < 0,05$ ), diğer siman grupları arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığı görüldü ( $p > 0,05$ ) (Şekil 31).

#### VM Grubu İçin $\Delta E$ 'nin Karşılaştırılması

**Tablo 7.** VM seramik materyali için siman gruplarının oluşturduğu renk farklılıklarının karşılaştırılması

VM	U2			UL			
	Tr	A3O	A2	Tr	A3O	A1	B0.5
$\Delta E$	3,23	2,90	3,21	2,84	4,11	3,38	1,82
Tukey	bcd	b	bc	b	d	bcd	a

\*\* Aynı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p > 0,05$ )



**Şekil 32.** VM seramik materyali için siman gruplarının oluşturduğu renk farklılıkları ve standart sapma (Ss) değerleri

VM seramik grubu için, siman gruplarının oluşturduğu renk farklılıkları karşılaştırıldığında:

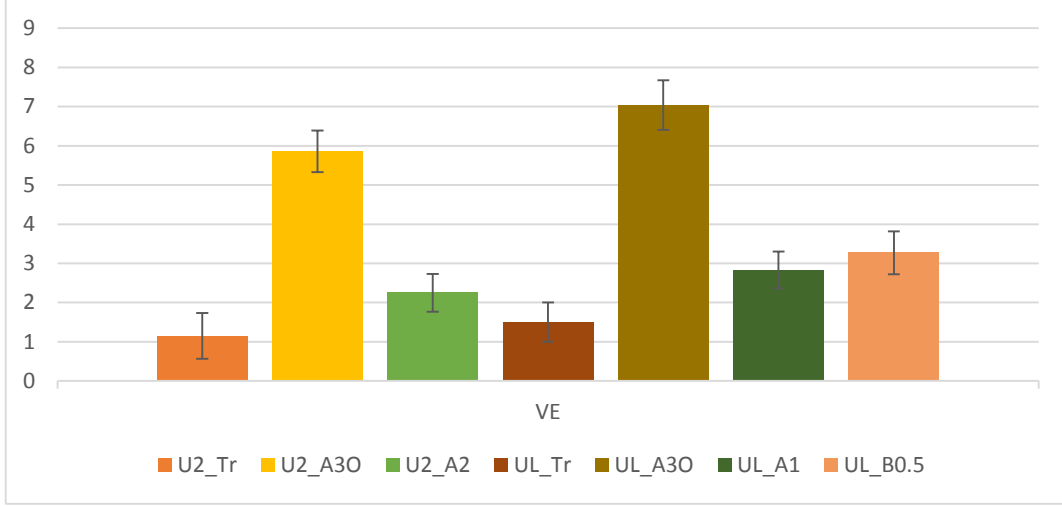
- U2\_Tr siman grubu ile UL\_A3O ve UL\_B0.5 siman grupları arasında
- U2\_A3O siman grubu ile UL\_A3O ve UL\_B0.5 siman grupları arasında
- U2\_A2 siman grubu ile U2\_A3O ve UL\_B0.5 siman grupları arasında
- UL\_Tr siman grubu ile U2\_A3O ve UL\_B0.5 siman grupları arasında
- UL\_A3O siman grubu ile UL\_B0.5 siman grubu arasında
- UL\_A1 siman grubu ile UL\_B0.5 siman grubu arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olduğu ( $p < 0,05$ ), diğer siman grupları arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığı görüldü ( $p > 0,05$ ) (Şekil 32).

#### VE Grubu İçin $\Delta E$ 'nin Karşılaştırılması

**Tablo 8.** VE seramik materyali için siman gruplarının oluşturduğu renk farklılıklarının karşılaştırılması

VE	U2			UL			
Renk	Tr	A3O	A2	Tr	A3O	A1	B0.5
$\Delta E$	1,15	5,86	2,25	1,50	7,04	2,83	3,27
<b>Tukey</b>	a	f	bc	ab	e	cd	d

\*\* Aynı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p > 0,05$ )



**Şekil 33.** VE seramik materyali için siman gruplarının oluşturduğu renk farklılıkları ve standart sapma (Ss) değerleri

VE seramik grubu için, siman gruplarının oluşturduğu renk farklılıkları karşılaştırıldığında:

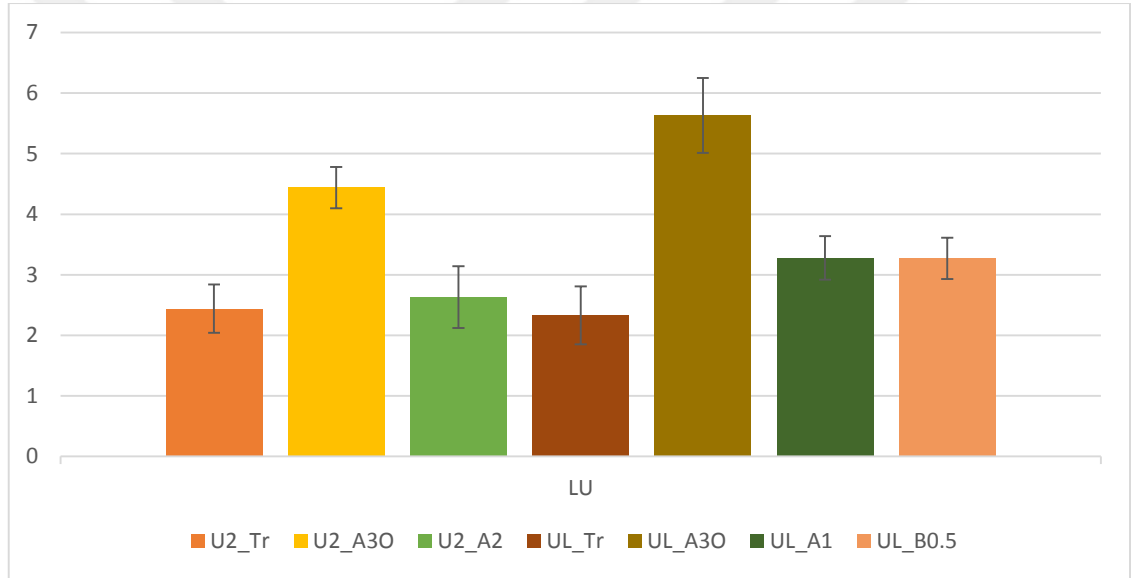
- U2\_Tr siman grubu ile U2\_A3O, U2\_A2, UL\_A3O, UL\_A1 ve UL\_B0.5 siman grupları arasında
- U2\_A3O siman grubu ile U2\_A2, UL\_Tr, UL\_A3O, UL\_A1 ve UL\_B0.5 siman grupları arasında
- U2\_A2 siman grubu ile UL\_A3O ve UL\_B0.5 siman grupları arasında
- UL\_Tr siman grubu ile U2\_A3O, UL\_A1 ve UL\_B0.5 siman grupları arasında
- UL\_A3O siman grubu ile UL\_A1 ve UL\_B0.5 siman grubu arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olduğu ( $p < 0,05$ ), diğer siman grupları arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığı görüldü ( $p > 0,05$ ) (Şekil 33).

### LU Grubu İçin $\Delta E$ 'nin Karşılaştırılması

**Tablo 9.** LU seramik materyali için siman gruplarının oluşturduğu renk farklılıklarının karşılaştırılması

LU	U2			UL			
Renk	Tr	A3O	A2	Tr	A3O	A1	B0.5
$\Delta E$	2,44	4,44	2,63	2,33	5,63	3,28	2,31
Tukey	b	e	b	ab	d	bc	a

\*\* Aynı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0,05$ )



**Şekil 34.** LU seramik materyali için siman gruplarının oluşturduğu renk farklılıkları ve standart sapma (Ss) değerleri

LU seramik grubu için, siman gruplarının oluşturduğu renk farklılıkları karşılaştırıldığında:

- U2\_Tr siman grubu ile U2\_A3O, UL\_A3O ve UL\_B0.5 siman grupları arasında
- U2\_A3O siman grubu ile U2\_A2, UL\_Tr, UL\_A3O, UL\_A1 ve UL\_B0.5 siman grupları arasında
- U2\_A2 siman grubu ile UL\_A3O ve UL\_B0.5 siman grupları arasında



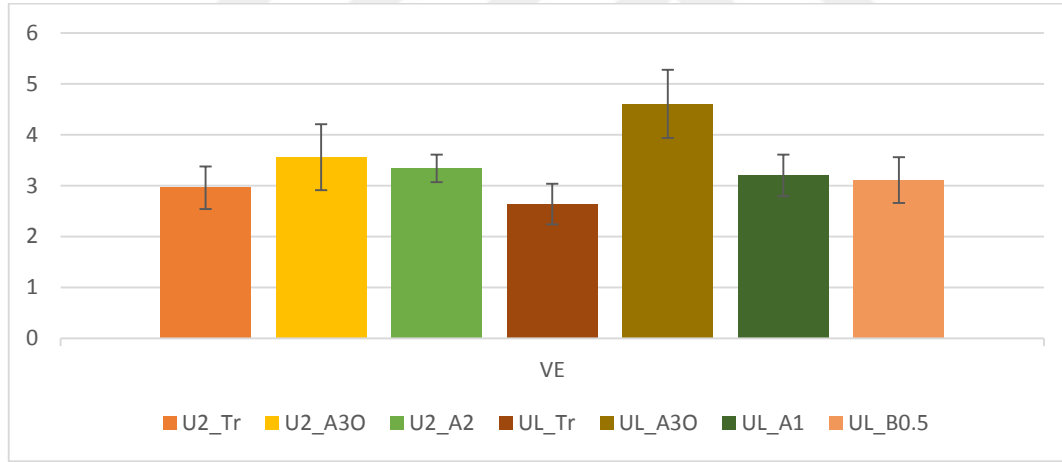
- UL\_Tr siman grubu ile U2\_A3O ve UL\_B0.5 siman grupları arasında
- UL\_A3O siman grubu ile UL\_A1 ve UL\_B0.5 siman grupları arasında
- UL\_A1 siman grubu ile UL\_B0.5 siman grubu arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olduğu ( $p < 0,05$ ), diğer siman grupları arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığı görüldü ( $p > 0,05$ ) (Şekil 34).

### VS Grubu İçin $\Delta E$ 'nin Karşılaştırılması

**Tablo 10.** VS seramik materyali için siman gruplarının oluşturduğu renk farklılıklarının karşılaştırılması

VS	U2			UL			
Renk	Tr	A3O	A2	Tr	A3O	A1	B0.5
$\Delta E$	2,96	3,56	3,34	2,64	4,61	3,20	3,11
Tukey	b	bc	bc	ab	d	bc	b

\*\* Aynı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p > 0,05$ )



**Şekil 35.** VS seramik materyali için siman gruplarının oluşturduğu renk farklılıkları ve standart sapma (Ss) değerleri

VS seramik grubu için, siman gruplarının oluşturduğu renk farklılıkları karşılaştırıldığında:

- U2\_Tr siman grubu ile UL\_A3O siman grubu arasında
- U2\_A3O siman grubu ile UL\_A3O siman grubu arasında
- U2\_A2 siman grubu ile UL\_A3O siman grubu arasında
- UL\_Tr siman grubu ile U2\_A3O siman grubu arasında

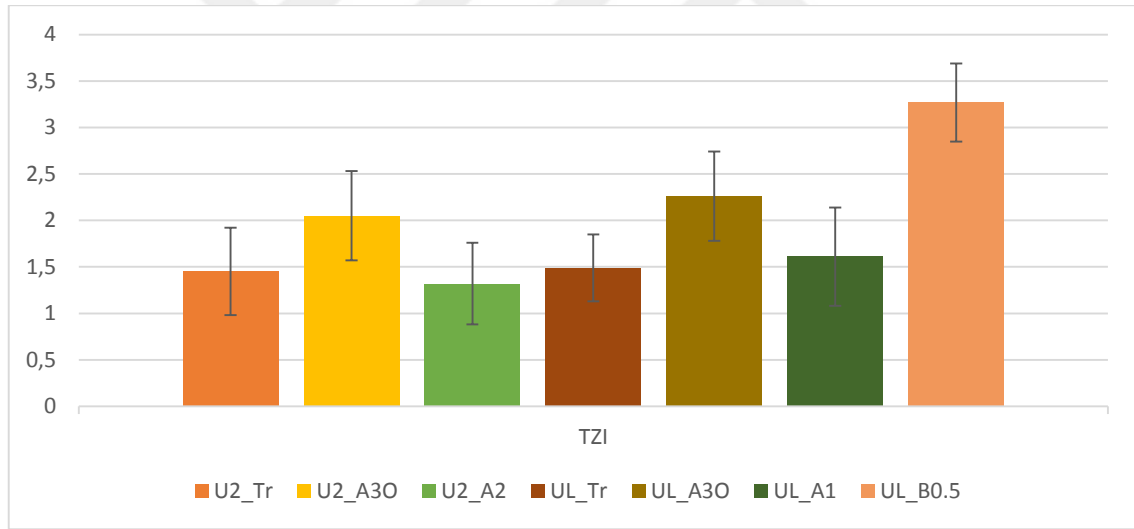
- UL\_A30 siman grubu ile UL\_A1 ve UL\_B0.5 siman grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olduğu ( $p < 0,05$ ), diğer siman grupları arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığı görüldü ( $p > 0,05$ ) (Şekil 35).

### TZI Grubu İçin $\Delta E$ 'nin Karşılaştırılması

**Tablo 11.** TZI seramik materyali için siman gruplarının oluşturduğu renk farklılıklarının karşılaştırılması

TZI	U2			UL			
Renk	Tr	A30	A2	Tr	A30	A1	B0.5
$\Delta E$	1,45	2,05	1,32	1,49	2,26	1,61	1,74
Tukey	ab	b	ab	ab	bc	ab	ab

\*\* Aynı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p > 0,05$ )



**Şekil 36.** TZI seramik materyali için siman gruplarının oluşturduğu renk farklılıkları ve standart sapma (Ss) değerleri

TZI seramik grubu için, siman gruplarının oluşturduğu renk farklılıkları karşılaştırıldığında:

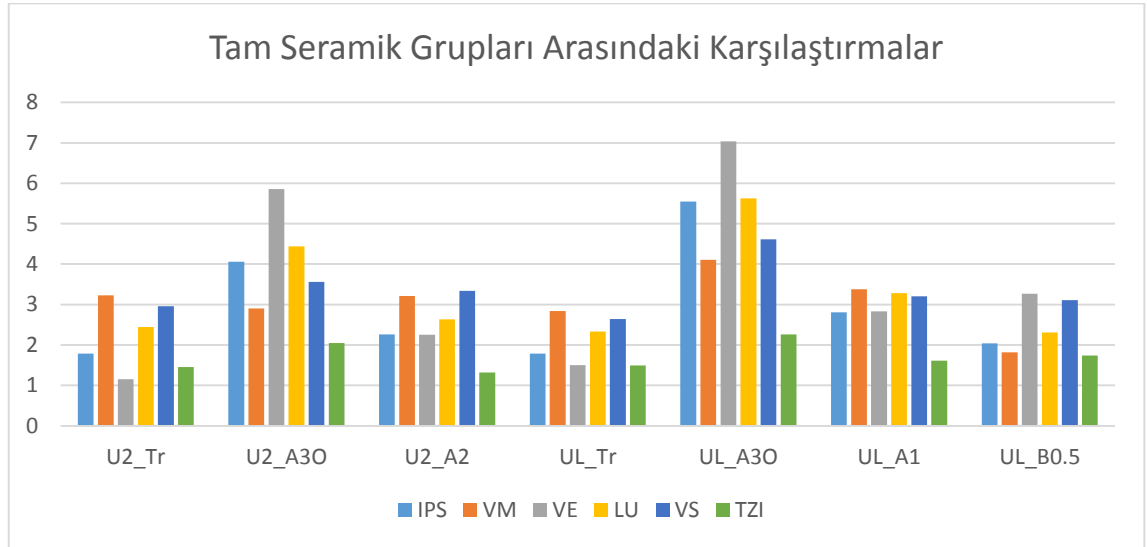
- Siman grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığı görüldü ( $p > 0,05$ ) (Şekil 36).

## Her Siman Materyali İçin Seramik Grupları Arası $\Delta E$ 'nin Karşılaştırılması

**Tablo 12.** Tüm siman materyalleri için seramik gruplarında gözlenen ortalama renk farklılıklarının karşılaştırılması

Siman	Renk	Seramik											
		IPS		VM		VE		LU		VS		TZI	
		Ort.	Tukey	Ort.	Tukey	Ort.	Tukey	Ort.	Tukey	Ort.	Tukey	Ort.	Tukey
U2	Tr	1,79	a	3,23	bcd	1,15	a	2,44	b	2,96	b	1,45	ab
	A30	4,06	c	2,90	b	5,86	f	4,44	e	3,56	bc	2,05	b
	A2	2,26	ab	3,21	bc	2,25	bc	2,63	b	3,34	bc	1,32	ab
UL	Tr	1,78	a	2,84	b	1,50	ab	2,33	ab	2,64	ab	1,49	ab
	A30	5,55	d	4,11	d	7,04	e	5,63	d	4,61	d	2,26	bc
	A1	2,81	b	3,38	bcd	2,83	cd	3,28	bc	3,20	bc	1,61	ab
	B0.5	2,04	ab	1,82	a	3,27	d	2,31	a	3,11	b	1,74	ab

\* Aynı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0,05$ )



**Şekil 37.** Her siman materyalleri için, seramik gruplarında gözlenen ortalama renk farklılıkları

Tüm siman materyalleri için seramik gruplarında gözlenen ortalama renk farklılıklarının karşılaştırılması değerlendirildiğinde:

- U2\_Tr siman grubu için; IPS seramik grubu ile VM, LU ve VS seramik grupları arasında, VM seramik grubu ile VE seramik grubu arasında ve VE seramik grubu ile LU, VS seramik grupları arasında
- U2\_A3O siman grubu için; IPS seramik grubu ile VM, VE, LU ve TZI seramik grupları arasında, VM seramik grubu ile VE ve LU seramik grupları arasında ve LU seramik grubu ile VS ve TZI seramik grupları arasında
- UL\_Tr siman grubu için; IPS seramik grubu ile VM seramik grubu arasında
- UL\_A3O siman grubu için; IPS ve VM seramik grupları ile VE ve TZI seramik grupları arasında VE seramik grubu ile LU, VS ve TZI seramik grupları arasında, LU ve VS seramik grupları ile TZI seramik grubu arasında
- UL\_A1 siman grubu için; IPS seramik grubu ile VE seramik grubu arasında VE seramik grubu ile TZI seramik grubu arasında
- UL\_B0.5 siman grubu için; IPS seramik grubu ile VE seramik grubu arasında, VM seramik grubu ile VE ve VS seramik grupları arasında VE seramik grubu ile LU, VS ve TZI seramik grupları arasında, LU seramik grubu ile VS seramik grubu arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olduğu olduğu ( $p < 0,05$ ), diğer seramik grupları arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığı görüldü ( $p > 0,05$ ) (Şekil 37).

## 5. TARTIŞMA

Farklı kimyasal yapı ve renklerdeki yapıştırma simanlarının, farklı seramik materyallerinin sonuç renkleri üzerindeki etkisini araştırdığımız bu çalışmada; farklı kimyasal yapıdaki aynı renk yapıştırma simanına ait örneklerin aynı kimyasal yapıdaki monolitik Cad/Cam seramik grubuna ait örneklerin sonuç rengi üzerinde fark yaratmayacağı yönündeki hipotezimiz kısmen reddedilmiştir. Aynı kimyasal yapı ve renkteki yapıştırma simanına ait örneklerin farklı kimyasal yapıdaki monolitik Cad/Cam seramik grubuna ait örneklerin sonuç rengi üzerinde fark yaratacağı yönündeki diğer hipotezimiz ise kabul edilmiştir.

Dental seramikler, üstün biyolojik uyumluluk, kimyasal stabilite, ağız içi sıvılarından etkilenmeme, çiğneme kuvvetleri ile minimum aşınma ve minimum yüzey pürüzlülüğü gibi özellikleri ile protetik diş hekimliğinde metal destekli ve tam seramik sistemlerde sıklıkla kullanılan ve doğal diş taklit edebilen en estetik materyallerdir (Kuwata, 1981; Philips, 1991; Belli ve ark., 1997; Mc Lean, 1997; Coşkun ve Yaluğ, 2002).

Seramikler cam matriks içerisinde kristalin minerallerinden oluşan, camsı yapıdadır ve kırılma direncinden yoksundur (O'Brien, 1997; Qualtrough ve Piddock, 1997). Bu nedenle, sabit protetik restorasyonlar genellikle metal alt yapı desteği ile dayanıklılığı artırılarak kullanılmaktadır. Ancak, metal destekli seramik sistemlerin estetik olarak yeterince doğal görünmemesi, metal alerjisi oluşturabilmesi ve metalin korozyona uğrayabilmesi gibi dezavantajlarından dolayı, kron köprü protezleri uygulamalarında; estetik özellikleri, biyouyumluluğu, renk stabilitesi, aşınma direnci ve ısı iletkenlikleri daha iyi olan tam seramik restorasyonlara olan ilgi giderek artmaktadır (Al-Amleh ve ark., 2010).

Tam seramik restorasyonların metal destekli seramik restorasyonlara kıyasla en önemli özellikleri materyalin yarı saydam özelliğinden dolayı ışık geçişine daha çok izin vermeleridir (Chang ve ark., 2009). Böylelikle çok daha estetik restorasyonların yapılabilmesine olanak tanımaktadır. Tam seramiklerin yarı saydam özelliği; kompozisyon, mikro yapı, kristalin içerik (örn., Lityum disilikat, fluorapatit, lōsit) gibi birçok faktörden etkilenmektedir. Daha fazla dayanıklılık sağlamak için kristalin içeriğin artırılması opaklığın artmasına neden olabilmektedir (Della Bona, 2009; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Günümüzde Cad/Cam teknolojisinin gelişmesiyle birlikte, tam seramik restorasyonların yapımı daha kolay ve yaygın bir hale gelmiştir (Son ve ark., 2010). Cad/Cam teknolojisi ile oluşturulan restorasyonlar; standart üretim süresi, üniform malzeme kalitesi ve tekrarlanabilir restorasyonlar sağlamanın yanı sıra üretim maliyetlerindeki düşürmektedir (Sasipin ve ark., 2014). Dental restorasyonlar için kullanılan Cad/Cam bloklar lityum disilikat cam seramikler, lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler, feldspatik cam seramikler, alüminyum-oksit ve yttrium tetragonal zirkonya polikristalleri (Conrad ve ark., 2007), kompozit rezin (Giordano, 2006) ve genellikle implant abutmanları için kullanılan titanyumu (Fuster-Torres ve ark., 2009) kapsamaktadır.

Çalışmamızda, farklı kimyasal yapılara sahip güncel monolitik Cad/Cam tam seramik sistemleri kullanıldı. Bunlar; Vitablocs Mark II, IPS e.max CAD HT, inCoris TZI, Vita Suprinity HT, Lava Ultimate, Vita Enamic HT olarak sıralanabilir. Böylece farklı yapıştırma simanlarının, farklı güncel Cad/Cam tam seramik sistemlerin görünümünde oluşturdukları etkilerini karşılaştırma olanağı sağlandı.

Tam seramiklerin yarı saydam özelliği estetik avantajının yanı sıra, renk uyumlama işlemini daha karmaşık hale getirmekte ve restorasyonun sonuç renginin arka plan renginden daha fazla etkilenmesine neden olmaktadır.

Genellikle, seramik restorasyonun sonuç rengini; seramik restorasyonun kalınlığı ve rengi, restore edilecek dişin rengi ve yapıştırma simanının rengi etkilemektedir (Gürel, 2007).

Daha önceki çalışmalar restore edilecek diş yapısının seramik restorasyonun sonuç rengini etkilediğini göstermektedir (Vichi ve ark., 2000; Nakamura ve ark., 2002; Koutayas ve ark., 2003; Chu ve ark., 2007; Li ve ark., 2009). Bu durumda farklı optik özelliklerde rezin yapıştırma simanları kullanılarak, arka plan renginin maskelenmesi ve restorasyonun sonuç renginin modifiye edilmesi gerekebilmektedir (Yoshida ve ark., 2010)

Tam seramik restorasyonların kullanımının artmasıyla birlikte bu restorasyonların fiziksel ve estetik özelliklerini ön plana çıkaracak olan adeziv simanların kullanımı daha uygun hale gelmiştir. Resin simanlar ideal estetik özellikleri, ağız sıvılarından daha az etkilenmeleri, diş dokularına yüksek bağlanma dirençleri ve üstün

mekanik özellikleri ile seramik materyale destek olmaları nedeniyle, tam seramik restorasyonların simantasyonunda tercih edilmektedir (Rosential ve ark., 1998).

Rezin simanlar kimyasal, ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olmak üzere üç yolla sertleşebilirler. Önceleri kimyasal olarak sertleşen rezin simanlar kullanılmıştır, ancak bu ürünler kontrol edilemeyen sertleşme zamanı ve ışık ile sertleşen rezin simanlar kadar sert olmamaları gibi dezavantajlara sahiptirler (Saraç ve ark., 2005). Ayrıca bu simanlarda reaksiyonu başlatan tersiyer aromatik aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülmektedir. Renk seçeneklerinin de daha az olmasından dolayı tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında ışıkla ya da dual sertleşen simanlar öne çıkmıştır (Zaimoğlu ve Can, 2004). Işıklı sertleşen rezin simanlar uzatılmış çalışma süresi ve renk stabilitesi sayesinde klinik uygulamalarda birtakım avantajlara sahiptir. Ancak ışıkla polimerizasyon restorasyon kalınlığı ve renginden etkilenebilmektedir. Restorasyonun rengi koyulaştıkça ve kalınlığı arttıkça ışık geçirgenliği azalmaktadır (Chan ve Boyer, 1989; Breeding ve ark., 1991). Yetersiz polimerizasyon; rezin simanın renk stabilitesi, su emilimi, sertlik ve dayanıklılık gibi fiziksel ve mekanik özelliklerini olumsuz etkilemektedir (Linden ve ark., 1991; Peumans ve ark., 2000; St Georges ve ark., 2002; Zaimoğlu ve Can, 2004; Pekperdahcı, 2009). Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanlar restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translüsent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1.5-2 mm'den fazla olan) restorasyonlarda kullanılabilir (Foxton ve ark., 2003; Zaimoğlu ve Can, 2004).

Dual sertleşmede ilk ışık penetrasyonu ile başlatılan polimerizasyon ışık uygulamasının sona ermesinin ardından kimyasal sertleşme ile devam etmektedir (Rueggeberg ve Caughman, 1993; Peutzfeldt, 1995; Jung ve ark., 2001; Tezvergil-Mutluay ve ark., 2007). Kimyasal polimerizasyon derin tabakalardaki polimerizasyonun tamamlanmasını sağlarken, ışıkla polimerizasyon ışık uygulamasından sonraki erken sertleşmeyi sağlamaktadır (Caughman ve ark., 2001). Bu rezin simanların diğer bir avantajı ise çalışma süresinin uzun olması ve hekim tarafından kontrol edilebilmesidir.

Yapılan bu tez çalışmasında; 3M ESPE Relyx Ultimate Clicker (UL) (A1, A30 Opak, B0.5 Beyaz, Transludent) ve 3M ESPE RelyX U200 (U2) (A2 Üniversal, A30 Opak, Transludent) olmak üzere iki farklı hem ışıkla hem de kimyasal polimerize olabilen rezin siman kullanıldı. Böylece bu tez çalışmasında; hem ışıkla hem de kimyasal

polimerize olabilen rezin simanların farklı marka ve renk tonlarının tam seramiklerin sonuç rengine etkilerini değerlendirme olanağı sağlandı.

Arka planı oluşturan yapıların renginin tam seramik restorasyonların sonuç rengi üzerindeki etkisini anlamaya yönelik yapılmış birçok çalışma bulunmaktadır (Vichi ve ark., 2000; Carossa ve ark., 2001; Nakamura ve ark., 2002; Heffernan ve ark., 2002a; Heffernan ve ark., 2002b; Azer ve ark., 2006; de Azevedo Cubas ve ark., 2011; Chaiyabutr ve ark., 2011).

Lee ve Powers (2007), çalışmalarında hızlandırılmış yaşlandırma sonrasında arka zemin renginin (siyah veya beyaz) kompozit rezin renk değişimine etkisini araştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda zemin renginin renk değişimini önemli ölçüde etkilediğini ortaya koymuşlardır.

Stevenson ve Ibbetson (2010), çalışmalarında dış renginin porselen rengine direkt etkisi olduğunu bildirmiştir.

Çalışmamızda; arka plan renginin final rengi üzerine etkisini standardize etmek için, tüm renk ölçümleri, aynı standart arka plan üzerinde, örnekler ve spektrofotometrenin optik ucunun sabit bir pozisyonda konumlandırılmasını sağlayan beyaz zemine sahip bir kalıp içerisinde gerçekleştirildi (Lee ve ark., 2001; Lee ve ark., 2003; Lee ve Powers 2005, Küçükeşmen ve ark., 2008). Böylece arka plana ve test aşamalarına bağlı gelişebilecek varyasyonlar en az seviyeye indirilmeye çalışıldı.

Bu tez çalışmasında, yapıştırma simanlarının tam seramik örneklerin sonuç rengi üzerindeki etkisi, siman materyalleri seramik örneklerin altına yapıştırılmadan incelendi. Bu deneysel tasarım farklılığından doğabilecek olumsuz etkilerin elimine edilebilmesi için; 14×12×0,2 mm boyutlarında hazırlanan siman örnekler, seramik örneklerle optik olarak yapıştırma etkisi yaratabilecek bir kırılma indisi ajanı ile bağlanarak test edildi (Seghi ve ark., 1989; Davis ve ark., 1994; Emami ve ark., 2005; Ahn ve Lee, 2008; Lee, 2008).

Eva ve ark., (2014), çalışmalarında seramik ve rezin siman örnekleri çalışmamıza benzer şekilde optik yağ (kırılma indisi 1.515; Nikon) ile optik olarak bağlamışlar ve yaptıkları pilot çalışmada kullanılan optik yağın seramik örneklerin rengini etkilemediğini bildirmişlerdir.

Lee ve ark. (2004), yapmış oldukları bir çalışmada, Empress II" den yapılmış seramik blokların üzerine, Rely X, Variolink 2 ve Choice rezin simanların aynı renklerini



iki farklı kalınlıkta (30µm-80µm) uygulamışlar ve renk değişimlerini spektrofotometre ile değerlendirilmişler. Çalışmanın sonuçlarına göre, 30µm siman kalınlığına sahip örneklerde renk değişim değerleri ( $\Delta E$ ) sırası ile, Rely X = 0.93, Variolink 2 = 1.97 ve Choice = 1.03 birim olarak kaydedilmiştir. Siman kalınlığı 80µm'a çıkartıldığında ise  $\Delta E$  değerleri yaklaşık olarak 2 kat artmış ve sırası ile Rely X = 1.89, Variolink 2 = 2.47, Choice = 2.06 birim olarak ölçülmüştür. Tüm sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı olarak belirtilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları, rezin siman kalınlığının alt yapı rengine etki ettiğini ve siman kalınlığı arttıkça renk değişim değerinin de paralel olarak arttığını göstermektedir.

Yapılan güncel çalışmalar Cad/Cam kronların 100- 250 µm aralığında uyumlu olduğunu göstermektedir (Kunii ve ark., 2007; Martins ve ark., 2012; Brawek ve ark., 2013; Miura ve ark., 2014; Akın ve ark., 2014). Bu veriler eşliğinde çalışmamızda kullanılan siman örneklerin kalınlığını 0,2 mm olarak belirledik (Vichi ve ark., 2000; Uzun ve Keyf, 2007; Chang ve ark., 2009; de Azevedo Cubas ve ark., 2011). Ayrıca spektrofotometrik renk analizi işleminden 24 saat önce hazırlanmış olan siman örneklerin renk stabilitesinin bozulmaması için örnekler, ışık geçirmeyen kapalı bir kutu içerisinde 37°C'de bekletildi (Li ve ark., 2009; Kilinc ve ark., 2011).

Bu tez çalışmasında, farklı siman materyallerinin, restorasyonun sonuç rengi üzerindeki etkilerinin incelenmesi için, günümüzde kullanımları güncel olan altı farklı Cad/Cam tam seramik materyali seçildi. Her seramik grubu için standart bir renk tonu (A2) ve standart bir final kalınlık (1,5 mm) belirlendi. Seramik örneklerin rezin siman örneklere optik olarak bağlanması sayesinde her bir siman örneğe bağlanmak üzere, her seramik grubu için hazırlanacak 70, toplam 420 adet seramik örnek yerine 60 adet seramik örnek hazırlanması, ciddi zaman ve ekonomik kazanç elde edilmesini sağladı.

Vichi ve ark.(2000), değişik kalınlıklardaki (1 mm, 1,5 mm, 2 mm) cam seramik disklerin (IPS-Empress) yapıştırılmasında kullanılan simanların (Variolink II), final rengi üzerine etkilerini incelemişlerdir. 2 mm kalınlığındaki cam seramik diskte, yapıştırıcı simanın final rengi üzerine etkili olmadığı gözlenmiştir. Kalınlık 1,5 mm olduğunda, yapıştırıcı simanın renginin, final rengi üzerine etkisinin göz önünde bulundurulması gerektiği önerilmiştir. Cam seramiğin kalınlığının 1 mm olması durumunda, final renginin öngörülememesi nedeniyle uygulanmasının kontrendike olduğu bildirilmiştir.

Tam seramik sistemlerin kalınlıklarının final rengi üzerine olan etkileri ile ilgili, literatürde birçok çalışma mevcuttur. Bazı çalışmalarda seramik kalınlığının 2.0 mm veya daha fazla olmasının renklenmiş diş dokusunu maskelemede daha etkin olacağı bildirilmiştir (Douglas ve Przybylska, 1999; Vichi ve ark., 2000; Dozic ve ark., 2003; Azer ve ark., 2011; Alghazzawi ve ark., 2012; Chaiyabutr ve ark., 2011). Ancak tam seramik restorasyonların klinik uygulamalarında, her zaman 2 mm kalınlığında redüksiyon mesafesi olmayabilir. Bu nedenle çalışmamızda, tam seramik test örnekleri önceki çalışmaların (Bindl ve ark., 1999; Douglas ve Przybylska, 1999; Federlin ve ark., 2007; Son ve ark., 2010) ışığında, 1,5 mm kalınlığında olacak şekilde hazırlandı.

Diş hekimliğinde renk seçimi için kullanılan iki farklı yol bulunmaktadır. Görsel yol ve aletler ile yapılabilen renk seçimi uzun yıllardır araştırmacılar tarafından tartışılan konular olmuştur. Yapılan araştırmalar cihaz kullanılarak yapılan renk seçiminin, görsel yola göre daha başarılı sonuçlar verdiğini ortaya koymaktadır (Kuwata, 1981; Seghi ve ark., 1989; Pizzamigli, 1991; Douglas ve Brewer, 1998; Okubo ve ark., 1998; Wee ve ark., 2002; Paul ve ark., 2004).

Spektrofotometreler, spektrometreler, kolorimetreler, dijital kameralar ve görüntü sistemleri en yaygın kullanılan renk ölçüm cihazlarıdır. Spektrometreler; diş yüzeylerinin düz olmaması ve dişlerin translusent yapıları nedeniyle renk ölçümünde diğer cihazlara göre tercih nedenidir (Schmitter ve ark., 2008). Kolorimetreler, spektrofotometrelere göre daha ucuz ve basit aletlerdir. Ancak spektrofotometrelerin ise kolorimetrelere göre, üç yerine daha çok dalga boyunda ölçüm yapabilmeleri sayesinde insan gözünün tespit edemeyeceği renkleri dahi algılayabilmeleri, standart koşullarda hata paylarının daha düşük, daha tutarlı olmaları gibi üstünlükleri bulunmaktadır. Ayrıca kolorimetrelerin zamanla filtrelerinin eskimesine bağlı olarak, standardizasyonunun bozulabilmesi sorunu da mevcuttur (Craig, 2002; Paul ve ark., 2004; Paravina ve Powers, 2004; Kucukesmen ve ark., 2008; Da Silva ve ark., 2008; Karaagaçlıoğlu ve Yılmaz, 2008; Chu ve ark., 2010).

VITA Easyshade spektrofotometre cihazı; küçük ve kablosuz olması sebebiyle diş rengi eşleştirilmelerinde rahatlıkla kullanılabilir. Renk ölçümündeki güvenilirliği ve doğruluğu yapılan birçok çalışma ile desteklenmektedir (Dozic ve ark., 2003; Lasserre ve ark., 2011; Lehmann ve ark., 2011; Llena ve ark., 2011; Khashayar ve ark., 2012).

Görsel yol ile spektrofotometre cihazının karşılaştırıldığı renk çalışmalarında spektrofotometre cihazı görsel yola göre çok daha başarılı sonuçlar vermektedir (Kuwata, 1981; Paul ve ark., 2004). Spektrofotometrenin bu üstün özellikleri nedeniyle bu tez çalışmasında renk ölçümleri için VITA Easychade Advance spektrofotometre cihazı tercih edildi.

CIE L\*a\*b\* renk sisteminde renkler geometrik olarak dizildiğinden iki renk arasındaki farklılıklar matematiksel olarak hesaplanabilir (Rosenstiel ve ark., 2001; Joiner, 2004).  $\Delta E$  değeri, aynı ya da farklı örneklerin zaman içindeki L\*,a\*,b\* koordinatlarındaki değişikliklerin miktarını ifade eder. Bu değerinin sıfır olması bu iki rengin aynı olduğu,  $\Delta E$  değerinin sıfırdan farklı olması ise renk farklılığı olduğu anlamına gelir.  $\Delta E$  değeri arttıkça, renk farklılığı da belirginleşerek gözle algılanabilmeye başlar. Yapılan çalışmalara göre; klinik olarak insan gözünün renk farklılığını tespit edebileceği  $\Delta E$  değer sınırı, tam olarak netleşmemiştir. Bazı araştırmacılara göre;  $\Delta E$  değerinin 1'in altında olduğu renk farklılıklarının görsel olarak fark edilemeyeceği, 1-2 arasında olduğunda kısmen fark edilebileceği ancak klinik olarak kabul edilebileceği ve 2'den büyük olduğunda ise kolaylıkla fark edilebileceği ve klinik olarak kabul edilemeyeceği bildirilmiştir (Seghi, 1986; Seghi, 1990; Paravina ve Powers, 2004).

O'Brien (2002);  $\Delta E$  değerinin 0 olmasını klinik olarak mükemmel renk algısı, 0,5-1 arasında olmasını klinik olarak çok iyi renk algısı (klinik olarak fark edilemez), 1-2 olmasını klinik olarak iyi bir renk algısı (klinik olarak kısmen fark edilebilir), 2-3,5 arasında olmasını klinik olarak kabul edilebilir ve 3,5'dan büyük olmasını ise klinik olarak uyumsuz renk algısı olarak ifade etmiştir.

Ghinea ve ark. (2010), yaptıkları çalışmada  $\Delta E$  değerini klinik olarak algılanabilir ve kabul edilebilir olarak ikiye ayırmışlar. Algılanabilir renk değişikliğini; klinik gözlemci tarafından farkedilebilen çok küçük renk değişikliği olarak ifade etmişlerdir. Kabul edilebilir renk değişikliğini ise; renk değişikliğinin olduğunu fakat bu farklılığın klinik kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğunu ifade etmişlerdir.  $\Delta E$  değerinin 1,8 olması klinik olarak algılanabilirlik eşik değerini, 3,46 olması ise klinik olarak kabul edilebilirlik eşik değerini belirttiğini bildirmişlerdir. Bu durumda  $\Delta E$  değerinin 1,8 altında bir değer alması klinik olarak algılanamayan renk değişikliğini, 1,8 ve 3,46 arası değer alması klinik olarak algılanabilir fakat kabul edilebilir renk değişikliğini, 3,46' dan büyük değer alması ise klinik olarak kabul edilemez yani

uyumsuz renk değişikliğini ifade etmektedir. Çalışmamızda  $\Delta E$  değerinin klinik olarak kabul edilebilirlik sınırı 3,46 olarak belirlenmiştir.

Çalışmamızda en yüksek renk farklılığı ( $\Delta E$ ) değeri, Vita Enamic (VE) seramik materyaline uygulanan A3O opak renkteki RelyX Ultimate (7,04) rezin siman grubu için ve en düşük renk farklılığı değeri ise yine Vita Enamic (VE) seramik materyaline uygulanan translusent renkteki RelyX U200 (1,15) rezin siman grubu için tespit edildi. Klinik olarak kabul edilemeyecek seviyedeki renk farklılığı değerleri ( $\Delta E > 3,46$ ), inCoris TZI seramik materyali hariç her iki rezin simanda da A3O opak renk rezin siman gruplarında tespit edildi. inCoris TZI seramik materyalinde ise uygulanan A3O opak renk siman grupları klinik olarak kabul edilebilir seviyede ( $\Delta E \leq 3,46$ ) iken diğer renk simanlardaki renk farklılığı değeri ise klinik olarak algılanabilir seviyenin altında olduğu tespit edilmiştir ( $\Delta E < 1,8$ ). Çalışmamızda IPS e.max CAD HT ve Vita Enamic seramik materyallerine RelyX Ultimate ve RelyX U200 rezin simalara ait translusent (Tr) renkteki simanların uygulanması sonucu oluşan renk farklılığı değerinin klinik olarak algılanabilir seviyenin altında olduğu da tespit edilmiştir ( $\Delta E < 1,8$ ). Bu sonuç Xing ve ark. (2010), ceromer veneer materyalinin sonuç rengi üzerinde en fazla beyaz opak renkteki ( $\Delta E = 2,83$ ), en az translusent renkteki ( $\Delta E = 1,16$ ) rezin simanın (RelyX) değişiklik yarattığını tespit ettikleri çalışma ile paralellik göstermektedir.

De Azevedo Cubas ve ark. (2011), çalışmalarında; 3 farklı kalınlıkta (1- 1,5- 2 mm) 6 farklı seramik materyalini, C4 kromatik renk rezin kompozitten hazırlamış arka planda C4 opak ve C3 renk rezin simanlarla bağlamışlardır. Oluşan renk farklılığını, arka plan ile arada siman materyalleri olmayan kontrol grubu ile karşılaştırdıklarında C4 opak rezin siman uygulanan seramik gruplarında her kalınlıkta kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı farkı olduğunu tespit etmişlerdir.

Krkli ve ark. (2013), yaptıkları çalışmada; 0,5 mm ve 1 mm kalınlıklardaki porselen örnekleri kromatik, translusent ve beyaz opak rezin simanlarla bağlamışlar ve oluşan renk farklılığını değerlendirdiklerinde, beyaz opak rezin siman uygulanan seramik gruplarında her iki kalınlıkta da en fazla renk değişimi olduğunu ( $\Delta E > 3,46$ ) tespit etmişlerdir. Çalışmamızda elde ettiğimiz değerlerle yapılan istatistiksel analizlerin sonucu bu çalışmalarla uyumaktadır.

Chang ve ark. (2009), yaptıkları çalışmada; 3 farklı rezin simanın 14 farklı renge ait örneklerin optik özelliklerini değerlendirmişlerdir ve simanların renk parametrelerinin bir endüstriyel standardı olmadığını bildirmişlerdir.

Farklı siman sistemlerinin kullanmış olduğu renk sınıflama sistemlerindeki standardizasyon problemlerini klinik uygulamalarda minimuma indirmek için, sistemlere ait deneme pastalarının simantasyon öncesinde kullanılması önerilmektedir (Blackman ve ark., 1990; Linden ve ark., 1991).

Çalışmamızda rezin simanların farklı oranlarda renk değişimi değerleri göstermeleri kimyasal içeriklerindeki farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir. Ota ve ark., (2011); rezin kompozitlerin değişik kırılma indislerine sahip matris ve doldurucular içerdiğini, bunun da materyallerin optik özellikleri üzerinde belirleyici bir etkisi olduğunu bildirmişlerdir.

Üretici firmaya göre, RelyX Ultimate rezin simanın inorganik doldurucu oranı hacminin yaklaşık % 43' ü olup, gren boyut yaklaşık 13  $\mu\text{m}$ ' dir. RelyX U200 rezin simanın inorganik doldurucu oranı hacminin yaklaşık % 43' ü olup, gren boyut ise yaklaşık 12,5  $\mu\text{m}$ ' dir.

Çalışmamızda kullanılan rezin simanların yaklaşık içerikleri yukarıda açıklanmakla birlikte, üretici firmalar ürünlerindeki kimyasal bileşenleri ya da konsantrasyonları tam olarak bildirmemektedirler (Spahl ve ark.,1998; Michelsen ve ark., 2003)

Pegoraro ve ark. (2007), çalışmalarında yapıştırma simanının karıştırma yönteminin simanın homojenitesini ve içerisine hapsolan hava kabarcığı oranını belirlediğini ve bu sebeplerden dolayı simanın mekanik ve estetik özelliklerini etkilediğini belirtmişlerdir. Karıştırmandan doğan olumsuzlukları minimuma indirmek için oto karıştırıcı uçlar ve sistemleri önermişlerdir. Çalışmamızda kullanılan rezin simanlar "Clicker" denilen basmalı mekanizma ile karıştırma kâğıdına sıkılıp 20 saniye boyunca homojen bir renk elde edilinceye kadar karıştırılıp hava kabarcığı oluşmaması için 2,5 ml'lik bir dental enjektöre aktarıldıktan sonra negatif boşluklara yerleştirilmiştir. Çalışmamızda karıştırma yönteminin her iki rezin siman grubunda da aynı şekilde uygulandığından, karıştırma yönteminin genel anlamda renk farklılığını etkilemiş olabileceği ama siman grupları arasında fark yaratmadığı düşünülmektedir.

Örnek genişliği, yapılacak ölçümlerin doğru sonuçlar vermesi açısından önem taşımaktadır. Kenar ışımaya kaybı (edge loss), translüsent örneklerde, yansıma ölçümleri sırasında, ışığın yansımadan örnek köşelerinden dağılması sonucunda genellikle spektrofotometrik ve kolorimetrik ölçümlerde hatalara sebep olan bir durumdur (Bolt ve ark.,1994; Yu ve ark., 2009; Lim ve ark., 2010). Bu sebeple yapılan çalışmalarda örnek genişliğinin, ölçüm cihazının optik gözüne uygun olarak hazırlanmasının önemi vurgulanmaktadır. Eğer örnek genişliği, ölçüm ucuna göre yeterli büyüklükte belirlenmezse, renk ölçümlerinde kenar ışımaya kaybı meydana gelebilmektedir. Bu etkilenmeler, küçük pencere renk ölçümünde (spektrofotometrik, kolorimetrik ölçümler) açığa çıkan ışımaya kaybına bağlı dalga boyu ile açıklanabilmektedir (Bolt ve ark., 1994). Hsia (1976), bu durumun azaltılması için gözlem noktasının ışın boyutundan 2 -3 kat daha geniş olması gerektiğini söylemiştir.

Kenar ışımaya kaybını azaltmak ve kontrol altına almak için diğer bir yöntem; örneklerin ile arka planın optik bağlantısını sağlamaktır. Bu yöntemde amaç; örnek ile arka plan arasında hava boşluğu kalmasını engelemektir. Bu amaçla çalışmalarda sukroz çözeltisi (Davis ve ark., 1994; Johnston ve ark., 1996; Ragain ve Johnston, 2001), optik sıvı (Seghi ve ark., 1989; Ahn ve Lee, 2008), gliserin (Dallazem Nogueira ve Della Bona , 2013), gliserol ve su çözeltisi (Molenaar ve ark., 1999) veya optik yağ (Liu, 2008) kullanılmıştır.

Çalışmamızda kullanılan spektrofotometre cihazının optik ucunun çapı 6 mm' dir ve hazırladığımız seramik ve rezin siman örneklerin genişlikleri ise 14×12 mm' dir. Ayrıca siman örneklerle seramik örneklerin optik bağlantısı için kullanılan optik sıvı siman örneklerin alt yüzeyine de uygulanarak beyaz arka plan ile optik bağlantısı sağlandı.

Seramik restorasyonların renkleri; yüzey dokusu, parlaklığı ve pürüzlülüğünden etkilenmektedir (Obregon ve ark., 1981). Klinik uygulamalarda seramik restorasyonların yüzey parlaklığını arttırmak ve pürüzlülüğü azaltmak için çoğunlukla glaze işlemi uygulanmaktadır. Seramik restorasyonların simantasyonundan sonra okluzal yüzeylerinde düzeltmeler yapılırsa, açığa çıkan seramik yüzeyin plak tutulumunu engellemek ve görünümünü iyileştirmek amacıyla polisaj işlemi uygulanmalıdır ( Yap ve ark., 1998).

Parlak ve düzgün bir yüzey, dental materyallerin estetik bir görünüm sağlamaları için çok önemlidir. Ayrıca bu görünümü ağız içinde de uzun bir süre boyunca devam ettirebilmeleri gerekir. Estetik bir görünüm sağlamanın yanında düzgün bir yüzey, renklenmiş tabakanın oluşmasını ve plak retansiyonunu da engeller. Bunların yanında, düzgün bir yüzey sayesinde sürtünme katsayısı düşer ve bu da aşınma oranını azaltabilir (Kakaboura ve ark., 2007; Atabek ve ark., 2010; Yılmaz ve Özkan, 2010)

Glaze işlemi ve farklı teknikler ile uygulanan polisaj işleminin yüzey pürüzlülüğüne etkisini inceleyen birçok çalışma vardır. Çeşitli elmas uçlar, lastikler ve aşındırıcı patlar ile yapılan polisaj işlemi glaze işlemine alternatif olarak kullanılmaktadır (Patterson ve ark.,1992; Jefferies, 1998; Al Wahadni ve Martin, 1998; Wright ve ark., 2004).

Kim ve ark., (2003), yüzey topografisinin dental porselenlerin rengine etkisini inceledikleri çalışmada; A3 renkte konvansiyonel dental porselenden 10 mm çapında ve 1,0 mm kalınlıkta 36 örnek elde etmişler. Örnekleri; parlatılmamış (ST1), 200 grit (ST2), 400 grit (ST3), 1000 grit (ST4), 1500 grit (ST5) silikon karbit kâğıt ile polisajlanmış ve glaze işlemi uygulanmış (ST6) olmak üzere 6 gruba ayırmışlar (n=6). Yüzey pürüzlülüğü değerlerini ST1 grubunda en yüksek olarak tespit etmişlerdir. ST3, ST4 ve ST5 gruplarındaki yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ST6 yani glaze yapılan gruptan daha az olduğu ama bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir.

Han ve ark. (2014), feldspatik porselenlerin yüzey pürüzlülüğünün geliştirilmesinde yeni bir polisaj lastiğinin performansını değerlendirdikleri çalışmada; konvansiyonel ve Cad/Cam feldspatik seramik porselenlerden elde ettikleri örneklerden birinci gruba Sof-Lex disklerle polisaj, ikinci gruba yeni bir ürün olan içeriğinde silikon karbit ve elmas partikülleri bulunan lastiklerle polisaj, üçüncü gruba ise glaze işlemi uygulamışlar. En az yüzey pürüzlülüğü her iki porselen grubunda da; lastik ile polisaj grubunda olduğunu bildirmişlerdir.

Cad/Cam seramiklerden Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik örnekler kompozit içeriklerinden dolayı glaze işlemi uygulanamadığı için mekanik polisaj işlemi önerilmektedir. Bu nedenle çalışmamızda kullanılan Cad/Cam seramik örnekler arasında yüzey pürüzlülüğünün giderilmesi ve parlatılması işlemleri arasında standardizasyon için tüm seramik gruplarına polisaj işlemi uygulandı. Polisaj işlemi için; 600-, 800-, 1000- ve 1200- gren çaplı silikon karbit aşındırma kâğıtları ( Atlas Zımpara, Kocaeli, Türkiye),

EVE Diapol Twist parlatma lastikleri (Eve Ernst Vetter GmbH, Almanya) ve Diamond Twist SCO (Premier Dental GmbH, Almanya) polisaj patı kullanıldı.

Tam seramiklerin yarı saydam özelliği; kompozisyon, mikro yapı, kristalin içerik (örn., Lityum disilikat, fluorapatit, lösit) gibi birçok faktörden etkilenmektedir. Daha fazla dayanıklılık sağlamak için kristalin içeriğin artırılması opaklığın artmasına neden olabilmektedir (Della Bona, 2009; Sakaguchi ve Powers, 2012). Zirkonya esaslı seramik kronların translusensilerinin cam seramiklerden daha az olduğu bilinmektedir (Heffernan ve ark., 2002a; Heffernan ve ark., 2002b).

Transludent zirkonya seramiklerin optik özellikleri ile ilgili çalışmalara ait farklı sonuçlar mevcuttur. Ilie ve Stawaczyk, (2015) çalışmalarında 6 farklı transludent zirkonya (DD Bio ZW tr, ZENOSTar, Prettau, Ceramill Zolid, inCoris TZI), 1 tane konvansiyonel zirkonya (Ceramill ZI) (negatif kontrol) ve 1 adet cam seramiğin ( Vita Mark II A2) farklı kalınlıklarda ki (0,5- 1- 1,5- 2- 2,5- 3 mm) mavi ışık geçişini incelemişler ve transludent zirkonya seramiklerin cam seramik kadar transludent olmadığını tespit etmişlerdir. Çalışmamızda da inCoris TZI zirkonya seramik materyali cam seramik örneklere göre siman renginden daha az etkilendiği görüldü. Ayrıca transludent zirkonya seramiklerin translusensisi ile konvansiyonel zirkonya seramiğin translusensisi arasında çok az bir fark olduğunu belirtmişlerdir.

Ancak Kachanavasita ve ark. (2014) çalışmalarında 3 farklı transludent zirkonya ( ZENO Transludent, Lava Plus High Transludent, inCoris TZI) ve 3 farklı konvansiyonel zirkonya (Cercon Base, ZenoZr, Lava) seramiğin kontrast oranını karşılaştırmışlar ve transludent zirkonya seramiklerin kontrast oranını konvansiyonel zirkonya seramiklerden istatistiksel olarak anlamlı düşük bulmuşlardır. En düşük kontrast oranını ise inCoris TZI seramik grubunda tespit etmişlerdir.

Della Bona ve ark. (2014) Cad/Cam seramik sistemlerin optik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında IPS e.max CAD HT A2 seramik örneklerin VITABLOCKS Mark II A2 seramik örneklerden daha transludent olduğunu tespit etmişlerdir. Ama bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir.

Vichi ve ark.,(2014) CEREC Cad/Cam sistem seramik materyallerin translusensi özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında IPS e.max CAD HT A2 seramik örneklerin ve VITA Mark II 2M2 seramik örneklerin translusensi özelliklerinin istatistiksel olarak benzer olduğunu, inCoris TZI seramik örneklerin ise her iki seramik örnekten istatistiksel



olarak daha az translusent olduğunu belirtmişlerdir ( $p < 0.05$ ). Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar bu çalışmalarla paralellik göstererek; VITA Mark II ve IPS e.max CAD HT seramik örneklerin siman renginden hemen hemen aynı oranlarda etkilendiği inCoris TZI seramik örneklerin ise siman renginden daha az etkilendiği tespit edildi.

Award ve ark., (2015) çalışmalarında farklı Cad/Cam ve kompozit rezin seramik materyallerin translusensi özelliklerini karşılaştırmışlar ve zirkonyum destekli lityum disilikat seramik örneklerin (CELTRADuo), lityum disilikat seramik örneklerden (IPS e.max CAD) istatistiksel olarak daha translusent olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda ise zirkonyum destekli lityum disilikat seramik (Vita Suprinity) ve lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD) örneklerin siman renginden etkilenmelerinde RelyX U200 translusent siman rengi hariç istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ( $p>0,05$ ).

Tüm siman materyalleri için seramik gruplarında gözlenen renk farklılıklarının karşılaştırılmasında genellikle en az renk farklılığı inCoris TZI seramik grubunda tespit edilmiştir. Monolitik translusent zirkonya seramik olarak piyasaya sürülen inCoris TZI grubundaki verilerin, içeriğindeki zirkonyumdioksitten kaynaklandığı düşünülmektedir.

Bu tez çalışmasında, rezin yapıştırma simanlarının seramik örneklerle bağlantısını taklit etmek için optik sıvının kullanılması, çalışmamızın limitasyonudur. Ancak yaptığımız pilot çalışmada optik sıvının seramik ve rezin siman örneklerin rengi üzerinde etkisi olmadığı görülmüştür. Ayrıca, aynı kalınlıkta olan farklı renkteki seramiklerin farklı ışık geçirgenliği ve böylece farklı optik özelliklere sahip olduğu bilindiğinden, farklı renkteki seramik materyallerin sonraki çalışmalarda materyal ve metoda eklenmesi düşünülebilir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın sınırları dahilinde elde edilen sonuç ve öneriler şu şekildedir;

1. Çalışmamızda kullanılan seramik örneklerin tümünde, rezin siman uygulaması sonrası renk değişikliği meydana gelmiştir.

2. RelyX Ultimate ve RelyX U200 simanlara ait translüsent (Tr) rezin siman grubunun, aynı kimyasal yapıdaki seramik grubuna ait örneklerle uygulandığında sonuç rengini üzerinde fark yaratmadığı ( $p>0,05$ ), A3O opak rezin siman grubunun ise fark yarattığı görüldü ( $p<0,05$ ).

3. Aynı kimyasal yapı ve renkteki yapıştırma simanına ait örneklerin farklı kimyasal yapıdaki seramik grubuna ait örneklerin sonuç renginde farklı etki yarattığı görüldü ( $p<0,05$ ).

4. En yüksek renk farklılığı ( $\Delta E$ ) değeri, Vita Enamic (VE) seramik materyaline uygulanan A3O opak renkteki RelyX Ultimate (7,04) ve en düşük renk farklılığı değeri ise yine Vita Enamic (VE) seramik materyaline uygulanan translüsent (Tr) renkteki RelyX U200 (1,15) rezin siman grubu için tespit edildi.

5. Çalışmamızda değerlendirilen tüm yapıştırma siman renkleri arasında; inCoris TZI seramik örnekleri hariç en az renk farklılığı değeri translüsent renk rezin simanlar için, en yüksek renk farklılığı değeri ise A3O opak renk rezin simanlar için tespit edildi.

6. Seramik örneklerin tümünde, RelyX U200 ve RelyX Ultimate rezin simanların her ikisinde de translüsent (Tr) renk rezin siman uygulaması sonrası klinik olarak algılanabilir seviyenin altında ( $\Delta E<1,8$ ) renk farklılığı değeri görüldü

7. inCoris TZI seramik materyali hariç, seramik örneklerde rezin siman uygulaması sonrası klinik olarak kabul edilemeyecek seviyede renk farklılığı değerleri ( $\Delta E>3,46$ ), RelyX U200 ve RelyX Ultimate rezin simanların her ikisinde de A3O opak renk siman gruplarında meydana geldiği görüldü.

8. IPS e.max CAD HT ve Vita Suprinity HT seramik örneklerde rezin siman uygulaması sonrası oluşan renk farklılığı değerleri hemen hemen aynı değerlerde tespit edildiğinden, bu iki seramik materyalin translüsensi özelliklerinin birbirine benzer olduğu söylenebilir. Ancak ileride yapılacak çalışmalarla bu materyallerin optik özelliklerinin daha detaylı incelenmesi önerilmektedir.

9. A3O opak renk rezin yapıştırma simanlarının, A2 renkteki seramik materyallerde meydana getirdiği renk farklılığı göz önünde bulundurularak, klinik uygulamalarda tutarlı sonuç vermeyeceğini, eğer seramik restorasyonun sonuç renginin daha az değişmesi isteniyorsa; A3O opak renk yerine diğer renklerdeki rezin simanların kullanımının daha uygun olacağını düşünmekteyiz.

10. Tam seramik restorasyonlarda istenilen sonuç rengini elde etmek için; kullanılacak tam seramiğin renk ve kimyasal yapısına uygun olan renk ve kimyasal yapıdaki yapıştırma simanının kullanımı ve simanların klinik uygulamalarından önce, tam seramiklerin sonuç rengi üzerinde oluşturacakları etkinin test edilmesi önerilmektedir.

11. Çalışmamızda kullanılan yapıştırma simanı ve seramik örneklerin optik bağlantısı için kullanılan kırılma indisi solüsyonunun uzun dönem renk stabilitesi öngörülemediğinden, yaşlandırma sonrası yapıştırma simanında meydana gelen renk değişiminin seramik örneklerin sonuç rengi üzerindeki etkisinin inceleneceği çalışmalarda; seramik örneklerle yapıştırma simanlarının direkt bağlantısı önerilmektedir.

12. Bu tez çalışmasında tek renk seramik materyali ve sınırlı sayıda siman kullanıldığından, farklı renklerdeki seramik materyallerinin ve simanların sonraki çalışmalarda kullanımı önerilmektedir.

## KAYNAKLAR

- Abadie FR. Porcelain surface characterization and staining in the office. J Prosthet Dent. 1984;51:181-185.
- Ahn JS, Lee YK. Color distribution of a shade guide in the value, chroma, and hue scale. J Prosthet Dent 2008;100(1):18-28.
- Ahn JS, Lee YK. Difference in the translucency of all ceramics by the illuminant. Dent Mater. 2008;24(11):1539-1544.
- Akgüngör G, Akkayan B, Gaucher H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a disilicate based ceramic system. J Prosthet Dent. 2005;94(3);234-241.
- Akın E. Diş Hekimliğinde porselen. 3. Baskı, İstanbul; İstanbul Basımevi. 1990.
- Akın, E. Diş Hekimliğinde seramik. Üçüncü baskı, İstanbul. 1999.
- Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. İleri Restorasyon Teknikleri. Polat Basımevi, Ankara.1998.
- Alshehri SA. An investigation into the role of core porcelain thickness and lamination in determining the flexural strength of In-Ceram dental materials. J Prosthodont. 2011;20:261-266.
- Antonson S.A. ve Anusavice K.J. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. Int J Prosthodont. 2001;14(4):316-320.
- Anusavice KJ. Physical Properties of Dental Materials. In: Phillips' Science of Dental Materials. Anusavice K. J., Eds. 10th Ed., Philadelphia: W. B. Saunders Company. 1996.
- Anusavice KJ. Philips RW, Skinner EW. Physical properties of dental materials. In: Anusavice KJ, ed. Philips Science of Dental Materials. 11th ed., Philadelphia, WB Saunders. 2003.
- Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. J Am Dent Assoc. 1993;124(2):72-74.
- Anusavice K.J. Phillips' Science of Dental Materials, Tenth ed., WB Saunders Company, Philadelphia. 1996.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Dental cements. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, editors. Phillip's science of dental materials. 12th Ed., St. Louis-Missouri, W.B. Saunders. 2012.

- Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J. Prosthet. Dent.* 2003;89:127-134.
- Ayyıldız S, Güler AU, Özdemir OS, Dede DÖ. Farklı renk skalalarının ve ışık kaynaklarının renk seçimine etkisinin incelenmesi. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* 2011;17(1):30-35.
- 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 of Prosthet Dent.* 2006;96:397-401.
- Azer SS, Rosenstiel SF, Seghi RR, Johnston WM. Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. *J Prosthet Denti.* 2011;106:179–183.
- Azevedo C, Brião C, Fernando D, Pereira C. The Effect of Luting Agents and Ceramic Thickness on the Color Variation of Different Ceramics against a Chromatic Background. *Eur J Dent.* 2011;5:245-252.
- Award D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resin with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent* 2015;113(6):534-540.
- Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V. Shading of ceramic crowns using digital tooth shade matching devices. *Int J Comput Dent.* 2005;8(2):129-152.
- 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.
- Baydas S. Kron- Köprü Protezleri, Birinci baskı, Özyurt Matbaacılık, Ankara. 2005.
- Bayındır F, Wee AG. Diş Rengi Seçiminde Bilgisayar Destekli Sistemlerin Kullanımı. *Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2006;30(3):40-46.
- Bayındır F, Kuo S, Johnston WM ,Wee AG. Coverage error of three conceptually different shade guide systems to vital unrestored dentition. *J Prosthet Dent* 2007; 98(3):175-185.
- Bayındır F, Uzun İH. Tam seramik kron sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2007;2:33-42.
- Belli E, Kesim B. Dişhekimliğinde ışık, renk ve renk seçimi. *S.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Dergisi.* 1996;6 48-55.
- Bello A, Jarvis RH. A review of esthetic alternatives for the restoration of anterior teeth. *J Prosthet Dent,* 1997;78:437-440.

- Berrong JM, Weed RM, Schiwartz IS. Color Stability of Selected Dual-Cure Composite Resin Cements. *J Prosthodont.* 1993;2(1):24-27.
- Berns RS. Billmeyer and Saltzman's principles of color technology. 3rd Ed. New York, John Wiley & Sons Inc. 2000.
- Berns RS. Describing Color. In: Billmeyer and Saltzman's Principles of Color Technology. Berns R. S., Eds. 3rd Ed., New York: John Wiley & Sons, Inc. 2000.
- Billmeyer FW, Saltzman M. Principles of color technology. 3rd ed., New York; John Wiley & Sons, Inc. 1981.
- Bindl A and Mörmann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-ceram CAD/CAM core crowns, *Int J Prosthodont.* 2002;15:451-456
- Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int.* 2002;33(6):415-426.
- Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89:268-274.
- Bolt RA, Bosch JJ, Coops JC. Influence of window size in small-window colour measurement, particularly of teeth. *Phys Med Biol.* 1994;39(7):1133-1142.
- Brewer JD, Ishikawa-Nagai S, Seghi RR, Wee AG. Advances in color matching. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):341-358.
- Brodbelt RH, O'Brien WJ, Fan PL, Frazer-Dib JG, Yu R. Translucency of human dental enamel. *J Dent Res.* 1981;60:1749-1753.
- Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dent Clin North Am.* 2004;48:341-358.
- Burke FJT, Qualtrough AJE, Hale RW. Dentin-bonded all-ceramic crowns: Current status. *JADA* 1998;129(4):455-460.
- Calamia JR, Calamia CS. Porcelain laminate veneers: reasons for 25 years of success. *Dental Clinics of North America* 2007;51:399-417.
- 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.
- Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent.* 2001;85(5):479-484.
- Cercon Eye Brochure, 2006. <http://www.cerconsmartceramics.com>.

- Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K, Lautenschlager EP. Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2000;13:420-424.
- 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.
- Chang JC, Hart D, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strength of five luting agents to two CAD/CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent.* 2003; 90:18-23.
- Chang J, Silva J, Sakai M, Kristiansen J, Nagai S. The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *J Dent.* 2009;37:937-943.
- 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):1307-1312.
- Cho MS, Yu B, Lee YK. Opalescence of all-ceramic core and veneer materials. *Dent Mater.* 2009;25(6):695-702.
- Chu SJ, Devigus A, Mielezsko A. Fundamentals of color shade matching and communication in esthetic dentistry. 11th ed., Illinois; Quint Pub. 2004.
- Chu FCS, Chow TW, Chai J. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *J. Prosthet. Dent.* 2007; 98: 359-364.
- Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent.* 2010;38(2):2-16.
- Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98:389-404.
- Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2002;5(2):97-102.
- Craig RG. *Restorative Dental Materials* (9th Ed). St. Louis, Mosby, 1993.
- Craig RG. Ceramic-metal systems. In: Craig RG, Powers JM, editors. *Restorative dental materials.* 11th ed., St Louis; Mosby Year Book Inc. 2002.
- Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Dental Materials Properties and Manipulation* (8th Ed). Chapter 14. Mosby, 2004.
- Crispin BJ, Okamoto SK, Globe H. Effect of porcelain crown substructures on visually perceivable value. *J Prosth Dent.* 1991;66:209-212.

- Crispin BJ, Hewlett ER, Jo YH, Hobo S, Hornbrook DS. Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Tokyo: Quintessence Publishing Co., Ltd, Chapter 6. 1994.
- Çal 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): 483-491.
- Çal E, Güneri P, Bıçakçı A. Diş Hekimliğindeki estetik ikilem: Diş rengi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2005;26:117-125.
- 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):361-368.
- Dancy WMK, Yaman P, Dennison JB, O'Brien WJ, Razzoog ME. Color measurements as quality criteria for clinical shade matching of porcelain crowns. *J Esthet Restor Dent*. 2003;15:114-122.
- Davis BK, Johnston WM, Saba RF. Kubelka-Munk reflectance theory applied to porcelain veneer systems using a colorimeter. *Int J Prosthodont*. 1994;7(3):227-233.
- 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):245-252.
- DeguDent Dental Document: Cercon smart ceramics. Direction for use. DeguDent GmbH, Hanau, Germany.2003.
- Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*. 2014;30:564-569.
- Denissen H, Dozic A, Zel J, Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*. 2000; 84:506-513.
- Denry IL. Recent Advances In Ceramics For Dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996; 7(2): 134-143.
- Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*. 2014;93(12):1235-1242.
- Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1999;81(2):135-141.
- Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont*. 1992;5(1):9-16.



- Douglas RD, Przybylska M. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *J Prosthet Dent.* 1999;82(2):143-149.
- 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. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2003;90:563–570.
- Efeoğlu A. *Diş Hekimliği Tarihi.* Alemdar Ofset, İstanbul, 1992.
- Eliades T, Kakaboura A, Eliades G, Bradley TG. Comparison of enamel colour changes associated with orthodontic bonding using two different adhesives. *Eur J Orthod.* 2001; 23(1): 85-90.
- Emami N, Sjö Dahl M, Söderholm KJ. How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites. *Dent Mater.* 2005;21(8):721-730.
- Eroğlu E, Küçükkesmen HC, Uluhan B. S.D.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi kliniğine müracaat eden hastaların diş rengi dağılımının saptanması. *SÜ Üniv Tıp Fak Derg.* 2007;14(2):28-32.
- Fasbinder DJ, Dennison J, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc.* 2005;136:1714-1723.
- Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006; 137(9):22-31.
- Ferracane JL. *Materials in Dentistry, Principles and Applications.* 2 nd Ed, A Wolters Kluwer Co, Philadelphia, 2001.
- Fischer J. *Esthetics and Prosthetics, An Interdisciplinary Consideration of the State of the Art.* Quintessence Publishing Co Inc, Chapter 3, 1999.
- Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: Science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003;23(5):467-479.
- Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcañiz-Raya M, Peñarrocha-Diago M. CAD/CAM dental systems in implant dentistry: Update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009; 14:141-145.
- Gemalmaz D, Ergin S. Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2002; 87(2): 189-196.
- Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 1995; 73(5): 411-418.
- Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(1):14-21.

- Gorman CM, McDevitt WE, Hill RG. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dent Mater* 2000; 16(6): 389–395.
- Gozalo-Diaz DJ, Lindsey DT, Johnston WM, Wee AG. Measurement of color for craniofacial structures using a 45/0-degree optical configuration. *J Prosth Dent*. 2007; 97(1):45-53.
- Groh CL, O' Brien WJ, Boenke KM. Differences in color between fired porcelain and shade guides. *Int J Prosthodont*. 1992;5(6):510-514.
- Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*. 2002;15(4):339-346.
- Guler AU, Kurt S, Kulunk T. Effects of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2005(a);93(5):453-458.
- Guler AU, Yilmaz F, Kulunk T, Guler E, Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2005(b);94(2):118-124.
- Gupta TK, Lange FF, Bechtold JH. Effects of stress-induced phase-transformation on properties of polycrystalline zirconia containing metastable tetragonal phase. *J Mater Sci*. 1978; 13:1464-1470.
- Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of highstrength all-ceramic crowns, *J Prosthet Dent*. 2000; 83:396-401.
- Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dawson DV. Color stability of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent*. 2005; 93(1): 70-75.
- Höfel L. Estetik Psikolojisi. In: Estetik Psikolojisi. Höfel L. , Eds. 1st Ed., İstanbul: Vestiyer Yayıncılık, 2006.
- 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(a);88(1):4-9.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part 2: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent*. 2002(b);88: 10-15.
- Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM- Fillings of the future. *Int Dent J*. 1997;47:247-258.
- Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J*. 2011;56(1):67-76.

- Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil.* 2001;28(11):1022-1028.
- Holand W. Materials science Fundamentals of the IPS Empress 2 glass-ceramic. Ivoclar-Vivadent-Report, No: 12. 1998.
- 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.
- Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1992;67: 859-865.
- Hooshmand T, Parvizi S, Keshvad A. Effect of Surface Acid Etching on the Biaxial Flexural Strength of Two Hot-Pressed Glass Ceramics. *J Prosthodont* 2008; 17(5): 415–419.
- 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: 129-137.
- Ivoclar Scientific Document: Empress e.max, Research and Development, Ivoclar Vivadent Scientific Service, Liechtenstein, 2005.
- Jarad FD, Russell MD, Moss BW. The use of digital imaging for colour matching and communication in restorative dentistry. *Br Dent J.* 2005; 199(1): 43-49
- Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res.*1989;68(5):819-822.
- Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *Int J Prosthodont.* 1995; 8(1): 79-86.
- Johnston WM, Hesse, NS, Davis BK, Seghi RR. Analysis of edge-losses in reflectance measurements of pigmented maxillofacial elastomer. *J Dent Res.*1996; 75(2):752-760.
- Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent.* 2004; 32(1): 3-12.
- Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am.* 1985;29(4):621-644.
- Joynt RB, Wieckowski G, Klockowski R, Davis EL. Effects of composite restorations on resistance to cuspal fracture in posterior teeth. *J Prosthet Dent.* 1987; 57(4):431-435.
- Karaagaclioglu L, Yilmaz B. Influence of cement shade and water storage on the final color of leucite-reinforced ceramics. *Oper Dent.* 2008;33:386–391.

- Karamouzos A, Papadopoulos MA, Kolokithas G , Athanasiou AE. Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. J Oral Rehabil 2007; 34(8): 613-621.
- Katiboğlu G. Değişik İnley Sistemlerinin Mikrosızıntı Açısından Değerlendirilmesi . İstanbul Üniversitesi, İstanbul (Doktora Tezi). 2003.
- Kavo-everest Instructions for use. <http://www.kavo-everest.com: http://www.kavoeverest.com/Default.aspx?navid=554037&oid=550&lid=en&rid=554120>.
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent. 1996;75(1):18-32.
- Kelly JR. Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. Annu Rev Mater Sci 1997; 27: 443-468.
- Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. J Dent. 2011;39(1):30-36.
- Kim SH, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC. Metameric effect between dental porcelain and porcelain repairing resin composite. Dent Mater. 2007;23(3):374-379.
- Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. J Prosthet Dent. 2009;101(3):193-199.
- Knispel G. Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. 1th ed. Quintessence Int, 1991; 22: 525-531.
- Küçükeşmen HC, 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: 219–223.
- Lee YK, Lim BS, Kim CW, Powers JM. Color Characteristics of Low-Chroma and High-Translucence Dental Resin Composites by Different Measuring Modes. J Biomed Mater Res. 2001; 58: (6) 613–621.
- Lee YK, Lim BS, Kim CW. Difference in polymerization color changes of dental resin composites by the measuring aperture size. J Biomed Mater Res. 2003; 66B(1): 373–378.
- Lee YK, Lu H, Powers JM. Measurement of opalescence of resin composites. Dent Mater. 2005;21(11):1068-1074.
- Lee YK, Powers JM. Discoloration of Dental Resin Composites after Immersion in a Series of Organic and Chemical Solutions. Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater 2005; 73B(2): 361–367.

- Lee YK. Influence of scattering/absorption characteristics on the color of resin composites. *Dent Mater.* 2007;23(1):124-131.
- Lee YK, Cha HS, Ahn JS. Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *J Prosthet Dent.* 2007;97:279–286.
- Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC, Lim YK. Changes in scattering and absorption properties of esthetic filling materials after aging. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007;80(1):131-139.
- Lee YK. Influence of filler on the difference between the transmitted and reflected colors of experimental resin composites. *Dent Mater.* 2008;24(9):1243-1247.
- Li Q, Yu H, Wang YN. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. *Dent Mater.* 2009;25(2):158-165.
- Malone WFP, Koth DL. *Tylman's Theory and Practice of Fixed Prosthodontics*, Eight ed., Ishiyaku EuroAmerica, Inc, Tokyo.1989.
- Marcucci B. A shade selection technique. *J Prosthet Dent.* 2003; 89(5): 518-521.
- Martin N, Jedynakiewicz NM. Clinical Performance Of Cerec ceramic inlays: A Systematic Review. *Dent Mat.*1999; 15(1):54–61.
- Matineli N. *Dental laboratory technology*. 2nd Ed. CV Mosby Co, St. Louis, 1975.
- Mayekar SM. Shades of a color. Illusion or reality. *Dent Clin North Am* 2001; 45(1):155-172.
- Mc Laren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic Restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 1998;11: 307-326.
- Mc Laren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999; 11: 985-994.
- Mc Laren EA, Terry DA. CAD/CAM systems materials and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures, *Compend Contin Educ Dent.* 2002; 23(7):637-653.
- Mc Laren EA. *Shade Analysis and Communication*. Inside Dentistry. 2010; May: 58-68.
- Mc Lean JW. *The science and art of dental ceramics*, Quint Pub Co. 1979.
- Mc Lean J W. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001; 75(1): 61-66.

- Meerbeek BV, Perdiago J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent.* 1998; 26: 1-20.
- Minolta Document: Precise Color Communication: The Essentials of imaging. Minolta Co. Ltd, Osaka–Japan. 2003.
- Miyagawa Y, Powers JM, O'Brien WJ. (1981). Optical properties of direct restorative materials. *J Dent Res.* 1981; 60(5): 890-894.
- Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28(1): 44-56.
- Monsenego G, Burdairon G, Clerjaud B. Fluorescence of dental porcelain. *J Prosthet Dent.* 1993;69(1):106-113.
- Morgano S.M., Brackett S.E. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent.* 1999;9: 643-657.
- Mörmann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F, Gotsch T. CAD/CAM ceramic inlays and onlays: a case report after 3 years in place. *J. Am. Dent. Assoc.* 1990;120(5): 517-520.
- Mörmann W.H. Bindl A. The Cerec 3- A quantum leap for computer-aided restorations: Initial clinical results. *Quint Int.* 2000; 31(10): 699-712.
- Mörmann W, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent. Clin. North Am.* 2002; 46: 405-426.
- Nakamura T, Saito O, Fuyikawa J, Ishigaki S. Influence of abutment substrate and ceramic thickness on the colour of heat-pressed ceramic crowns. *J Oral Rehabil.* 2002;29(9):805-809.
- Nakamura T, Saito O, Mizuno M, Tanaka H. Changes in Translucency and Color of Particulate Filler Composite Resins. *J Esthet Restor Dent.* 2005; 17: 293–302.
- Nanhatson D, Banasr F. Color stability of resin cements-an in vitro study. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2002;14(6): 449-455.
- Nathanson D, Riis DN, Cataldo GL, Ashayeri N. CAD- CAM ceramic inlays and onlays: using an indirect technique. *J Am Dent Assoc.* 1994;125(4):421-427.
- Nayır E. Dişhekimliğinde maddeler bilgisi, İÜ Basımevi, İstanbul. 1999.
- Nayır E. Porselen ve metal-porselen bağlantısı. Nayır E, Editör. Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi'nde, 7. Baskı, İstanbul; İstanbul Üniv Diş Hek Fak Yayınları. 1999.

- Noie F, O'Keefe KL, Powers JM. Color stability of resin cements after accelerated aging. *Int J Prosthodont* 1995; 8(1): 51-55.
- O'Brien WJ. *Dental materials, properties and selection*. Chicago: Quint Pub Co.1989.
- O'Brien WJ, Kay KS, Boenke KM, Groh CL. Sources of color variation on firing porcelain. *Dent Mater*. 1991;7(3):170-173.
- 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): 179-185.
- O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 3rd ed., Chicago; Quint Pub Co. 2002.
- O'Brien WJ. Dental porcelain. In: O'Brien WJ, editor. *Dental materials and their selection*. 4th Ed., Hanover Park-Illinois, Quint Pub Co Inc. 2008.
- Ohmi M, Ohnishi Y, Yoden K, Haruna M. In vitro simultaneous measurement of refractive index and thickness of biological tissue by the low coherence interferometry. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2000;47:1266-1270.
- Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent*. 1998;80(6):642-648.
- Ota M, Ando S, Endo H, Ogura Y, Miyazaki M, Hosoya Y. Influence of refractive index on optical parameters of experimental resin composites. *Acta Odontol Scand*. 2011;25[Erken baskı].
- Ota M, Ando S, Endo H, Ogura Y, Miyazaki M, Hosoya Y. Influence of refractive index on optical parameters of experimental resin composites. *Acta Odontol Scand*. 2012;70(5):362-367.
- Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays. *Int. J. Prosthodont*. 2002; 15:122-128.
- Öztürk Ö, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Ese K, Ercoban E. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems. *J Prosthet Dent*. 2007; 97: 25-31.
- Paravina RD, Powers JM. *Esthetic Color Training in Dentistry*. Elsevier- Mosby, China, 2004.
- Paravina RD, Majkic G, Imai FH, Powers JM. Optimization of tooth color and shade guide design. *J Prosthodont*. 2007; 16(4): 269-276.
- Paravina RD, Li Q, Wang YN. Comparison of shade matching by visual observation and an intraoral dental colorimeter. *J Oral Rehabil*. 2007; 34(11): 848-854.

- Park JH, Lee YK, Lim BS. Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *J Prosthet Dent.* 2006; 96(6): 402-411.
- Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Int J Periodontics Rest Dent.* 2004;24(3):222-231.
- Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am.* 2007;51(2):453-471.
- Pelletier LLB, Giordano RA, Campbell SD, Pober RL. Dimensional and compositional analysis of in-ceram alumina and die material. *J Dent Res.*1992; 71: 253.
- Preston JD, Ward LC, Bobrick M. Light and lighting in the dental office. *Dent Clin North Am* 1978; 22(3): 431-451.
- Preston DJ. Perspectives in dental ceramics. Chicago: Quint Pub Co. 1988.
- Philips RW. Skinner's Science of dental materials (9th Ed), WB Saunders Co, Philadelphia, 1991.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20: 1-25.
- Pires-de-Souza FCP, Casemiro LA, Garcia LFR, Cruvine DR. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *J Prosthet Dent.* 2009; 101(1): 13-18.
- Piowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont.* 2005;14(1):39-45.
- Powers JM. Optical, Thermal, and Electrical Properties. In: Restorative Dental Materials. Craig R. G., Powers J. M., Eds. 11th Ed., Missouri Mosby, 2002.
- Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's restorative dental materials. 11th edition, Missouri: Mosby Inc., 2002.
- Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's Restorative Dental Materials, Twelfthed., Mosby, USA. 2006.
- Prince J, Donovan T. The all porcelain labial margin for ceramometal restorations: A new concept. *J Prosthet Dent.*1983; 50: 793-798.
- Pröbster L, Gerstorfer JG, Kirchner E, Kanjantra P. In-vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *Int J of Prosth.* 1997; 24: 636-645.
- Qualtrough AJ, Piddock V. Ceramics update. *J Dent.* 1997;25(2):91-95.



- Qualtrough AJE and Piddock V. Dental ceramics: What's new ?. Dent Update. 2002; 29: 25-33.
- Quance SC, Shorthall AC, Harrington G, Lumley PJ. Effect of exposure intensity and post-cure temperature storage on hardness of contemporary photo-activated composites, J Dent. 2001; 29: 553-560.
- Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2004;92(6):557-562.
- Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. Dent Clin North Am. 2004; 48(2): 531-544.
- Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, von Fraunhofer JA. Light transmission through allceramic dental materials: A pilot study. J Prosthet Dent. 2004;91: 441-446.
- Roberson T, Heymann H, Swift E. Sturdevant's art and science of operative dentistry 4. Edition, Mosby. 2001; 25-26: 17-18, 597-598.
- Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 1997;128(3):297-307.
- Rosenstiel SF, Land MF. Fujimoto, J. Contemporary Fixed Prosthodontics, Mosby.1988.
- Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. J Prosthet Dent. 1998;80(3):280-301.
- Rosenstiel SF, Land MF ,Fujimoto J. Color Science, Esthetics, and Shade Selection.In: Contemporary Fixed Prosthodontics.Rudolph P., Eds. 3rd Ed., Philadelphia: Mosby Inc. 2001.
- Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. (4th ed.) St. Louis: Mosby. 2006.
- Ruyter IE, Nilner K, Möller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. Dent Mater, 1987; 3: 246-251.
- Russell MM, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog ME, Lang BR. A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. Quint Int.1995; 26 (11): 757- 763.
- Saraç D, Saraç YŞ, Külünk T, Külünk Ş. Farklı kor ve dentin kalınlıklarının tam seramik materyalinden ışık geçişi üzerine etkisi, GÜ Dişhek Fak Derg. 2005; 22(3): 169-174.

- Sarac D, Sarac YS, Kulunk S, Ural C, Kulunk T. The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *J Prosthet Dent.* 2006a; 96(1): 33-40.
- Sarıkaya I, Güler AU. Diş Hekimliği Uygulamalarında Renk Kavramı. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* 2009;15(2):118-129.
- Sasipin L, Hidekazu T, Maho S, Naohiko I, Yuya A, Meiko O, Werner JF, Mansuang A. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J.* 2014; 33(5): 705–710.
- Schaerer P, Sato T, Wohlwend A. A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 1988; 59: 534-542.
- Schmitter M, Musotter K, Hassel A. Interexaminer reliability in the clinical measurement of L\*c\*h\* values using a laminar spectrophotometer. *Int J Prosthodont.* 2008; 21: 422-424
- Schwabacher WB, Goodkind RJ, Lua MJR. Independence of the hue, value, and chroma in the middle site of anterior human teeth. *J Prosthodont.* 1994;3(4):188-192.
- Schweiger M, Höland W, Frank M, Drescher H., Rheinberger VM. IPS Empress II: a new pressable high strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restoration. *Quint Dent Technol.* 1999; 22: 143-151.
- Scientific Documentation: IPS Empress System. Research and Development Scientific Service. Ivoclar. 2003.
- Seghi, RR, Johnston, WM, O'Brien, WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent.* 1986; 56: 35-40.
- Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *J Dent Res.* 1989;68(12):1755-1759.
- Seghi RR. Effects of instrument-measuring geometry on colorimetric assessments of dental porcelains. *J Dent Res.* 1990;69(5):1180-1183.
- Shiraishi T, Wood DJ, Shinozaki N, Noort RV. Optical properties of base dentin ceramics for all-ceramic restorations. *Dent. Mater.* 2011; 27: 165-172.
- Shillingburg, HT, 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.
- Shortall AC. How light source and product shade influence cure depth for a contemporary composite. *J Oral Rehabil.* 2005;32(12):906-911.

- Siervo S, Pampalone A, Valenti G, Bandettini B, Siervo R. Porcelain CAD-CAM veneers. Some new uses explored. *J Am Dent Assoc.* 1992;123:63-67.
- Son HJ, Kim WC, Jun SH, Kim YS, Ju SW, Ahn JS. Influence of dentin porcelain thickness on layered all-ceramic restoration color. *Journal of Dentistry* 2010;38:71-77.
- Sorensen JA, Torres TJ. Improved Color Matching of Metal-Ceramic Restorations. Part 1: A Systematic Method for Shade Determination. *J Prosthet Dent.* 1987; 58(2): 133-139.
- Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *J Prosthet Dent.* 2001;86: 453-547.
- 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): 514-522.
- Şener ID, Türker B. Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2009;19(1);61-67.
- 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): 1015-1021.
- 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 Rest Dent.* 2009;29(5):499-505.
- Tezvergil-Mutluay A, Lassila LVJ, Valittu PK. Degree of conversion of dual-cure luting resins light-polymerized through various materials. *Acta Odontol Scand* 2007; 65: 201-205.
- Toogood GD, Archibald JF. Technique for establishing porcelain margins. *J Prosthet Dent.* 1978; 40: 464-468.
- Topdemir HG. Optik Bilimin Temel Kavramları. In: Işığın Öyküsü- Mitolojiden Matematiğe Işık Kuramlarının Tarihsel Gelişim. Topdemir H. G., Eds. 1st Ed., Ankara: TÜBİTAK Popüler Bilim Kitapları. 2007b.
- Trakyalı G, Özdemir FI, Arun T. Enamel Colour Changes at Debonding and After Finishing Procedures Using Five Different Adhesives. *Eur J Orthod.* 2009; 31(4): 397-401.
- Tunçdemir A. Hızlandırılmış Yaşlandırmadan Sonra Konvansiyonel Kompozit ve Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Materyallerinin Renk ve Transluseri Değişikliklerinin incelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, 2008.

- Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent.* 2002; 88(6): 585-590.
- Turgut S, Bagis B. Colour stability of laminate veneers: an in vitro study. *J Dent.* 2011; 39: 57-64.
- Türk Dil Kurumu. <http://www.tdk.gov.tr/TR/SozBul>, 12. 04. 2007.
- Ubassy G. Shape and color: The key to successful ceramic restorations, Quint Pub. Chicago, Illinois. 1993.
- Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2007;97(1):25-31.
- Ulusoy M, Toksavul S. Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Üniv Diş Hek Fak Derg.* 1992;13: 29-36.
- Uzun G, Keyf F. Effect of different cement colors on the final color of Ips Empress ceramic restorations. *Biotechnol & Biotechnol EQ.* 2007; 21: 4-10.
- Van Noort R. Introduction to Dental Materials 2nd Ed, Mosby Co, London Co, Inc, Chicago, Illinois. 2002.
- Vanini L, Mangani FM. Determination and communication of color using the five color dimensions of teeth. *Prac Proc Aesth Dent.* 2001;13(1):19-26.
- 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: 412-417.
- Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M. Translucency of Ceramic Materials for CEREC CAD/CAM System. *J Esthet Restor Dent.* 2014; 113(6):534- 540.
- 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: 304-308.
- Vitablocs for Cerec/inLab Working Instructions,2014. VITA Zahnfabrik. (2009). VITA Easyshade Compact. Erişim: 9 Nisan 2010, [http://www.vita-zahnfabrik.com/page/3000627/2/mjw2Mh7gbj-U6Fq2i7e04S0/en\\_EN/](http://www.vita-zahnfabrik.com/page/3000627/2/mjw2Mh7gbj-U6Fq2i7e04S0/en_EN/)
- Wagner WC. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent.* 1996; 76: 140-144.
- Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal ceramic crown always the restoration of choice, *Dent Clin North Am.*1992; 36(3): 765-782.

- Watts A, Addy M. Tooth discolouration and staining: A review of the literature. *Br Dent J*. 2001; 190: 309- 316.
- 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): 657-666.
- Westland S. Color. In: *Esthetic Color Training in Dentistry*. Paravina R.D., Powers J. M., Eds. 1st Ed., China: Elsevier Mosby, 2004.
- Wildgoose, D.G., Johnson, A., Winstanley, R.B. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent*. 2004; 91 (2): 136-143.
- Wozniak WT, Moser JB. How to improve shade matching in the dental operator. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. *J Am Dent Assoc*. 1981; 102: 209-210.
- Xie J, Ann Heng P. Color image diffusion using adaptive bilateral filter. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2005; 4: 3433-3436.
- Yalım BB, Türker ŞB. Klinikte tam seramik sistemler. *Atatürk Üniv. Diş Hek Fak. Derg*. 2012; 5: 76-90.
- Yamamoto. *Metal Ceramics*, Quint Pub Co Inc. 1985.
- Yap AU, Sim CP, Loh WL ,Teo JH. Human-eye versus computerized color matching. *Oper Dent*. 1999; 24(6): 358-363.
- Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I, *GÜ Dişhek Fak Derg*. 2005(a); 22(1): 41-48.
- Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E (2005b) Tam porselen sistemleri II, *GÜ Dişhek Fak Derg*. 2005(b); 22(1): 49-60.
- Yücel MT. Farklı tip tam seramik kronlarının marjinal uyumlarının in vitro olarak değerlendirilmesi, Doktora Tezi, S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya .2005.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. 1. Baskı, Ankara; Ankara Üniversitesi Basımevi.1993.
- Zaimoğlu A, Can G. *Sabit Protezler*. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.2004.
- Zaimoğlu A, Can G. Tam seramik (yüksek dirençli) kronlar. Zaimoğlu A, Can G, Editörler. *Sabit Protezler*. 2. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. 2011.

Zocchi G. Mechanical measurement of the unfolding of a protein. *Europhys Lett.* 1996; 35: 633-638.



## ÖZGEÇMİŞ

**Adı Soyadı:** Ahmet Serkan KÜÇÜKEKENCİ

**Doğum Yeri:** Kastamonu, Türkiye

**Doğum Tarihi:** 1984

**Medeni Hali:** Evli

**Bildiği Yabancı Diller:** İngilizce

**Eğitim Durumu:**

Candaroğulları İlköğretim Okulu 1991- 1996

Mustafa Kaya Anadolu Lisesi 1996-2003

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2005-2010

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2011-2015

**Çalıştığı Kurumlar:**

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2011-2012

Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2012-Halen

**E-posta:** serkankucukekenci@gmail.com