



**T.C.**

**ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI ÜST YAPI TEKNİKLERİNİN ZİRKONYUM  
ALTYAPILI TAM SERAMİK RESTORASYONLARININ  
RENGİNE VE MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMINA  
ETKİSİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Rafat SASANY**

**Samsun**

**HAZİRAN-2019**



T.C.

ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ÜST YAPI TEKNİKLERİNİN ZİRKONYUM  
ALTYAPILI TAM SERAMİK RESTORASYONLARININ  
RENGİNE VE MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMINA  
ETKİSİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Rafat SASANY**

**Danışman**

**Prof. Dr. Duygu SARAÇ**

**Samsun**

**Haziran-2019**

T.C.  
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Rafat SASANI tarafından Prof. Dr. Duygu SARAÇ danışmanlığında hazırlanan “ Farklı üst yapı tekniklerinin zirkonyum alt yapılı tam seramik restorasyonlarının rengine vemaaklamabağlanma dayanımına etkisi” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 27/06/2019 tarihinde yapılan sınav ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : .....

(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye : .....

(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye : .....

(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye : .....

(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye : .....

(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

**ONAY**

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulu'nca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

.... / .... /.....

Prof. Dr. Ahmet UZUN

**Ondokuz Mayıs Üniversitesi**  
**Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü**

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimimin her aşamasında desteğini benden esirgemeyen, bilgi ve tecrübesi ile bana yol gösteren ve öğrencisi olmaktan onur duyduğum değerli hocam Sayın Prof. Dr. Duygu SARAÇ'a,

Tezime olan katkılarından dolayı tez izleme jürimdeki değerli hocam Sayın Doç.Dr. Şafak KÜLÜNK'

Mesleğimde bilimsel açıdan gelişmemdeki katkılarından dolayı Anabilim Dalı'mızın değerli öğretim üyelerine,

Tezimin ve asistanlık eğitimim her aşamasında desteğini esirgemeyen değerli Furugh ve Seba RAOUF'a

Tezimin test aşamasında yardımını esirgemeyen değerli Osman Gürsoy'a sonsuz teşekkürler...

Bu araştırma Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından **PYO.DIS.1904.16.002** proje numarası ile desteklenmiştir.

## ÖZET

### FARKLI ÜST YAPI TEKNİKLERİNİN ZİRKONYUM ALT YAPILI TAM SERAMİK RESTORASYONLARININ RENGİNE VE MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİ

**Amaç:** Bu in vitro çalışmanın amacı farklı üst yapı tekniklerinin zirkonyum alt yapılı tam seramik restorasyonlarının rengine ve makaslama bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmektir.

**Materyal ve Metot:** 120 adet 15 mm boyunda, 10 mm genişliğinde ve 0.7 mm kalınlığında zirkonyum alt yapı, farklı üst yapı üretim tekniklerinin uygulanması için 4 gruba ayrıldı (T:tabakalama, P: press-on ve iki farklı adeziv rezin siman kullanılacak multilayer grupları M1, M2) (n=30). Örnekler hazırlandıktan sonra ilk renk ölçümü yapıldı. 5 ile 55 °C arasında 5000 kez termal devirlendirme işlemi uygulanan tüm örnekler ikinci renk ölçümü yapıldıktan sonra akrilik rezin bloklara (3x3 cm) yerleştirildi. Makaslama bağlanma dayanıklılığı testinin uygulanması için evrensel test cihazı kullanıldı. Elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

**Bulgular:** Renk farklılığı açısından gruplar arasında fark bulundu ( $p<0,001$ ). En yüksek M2 grubunda ve en düşük değer ise M1 grubunda görüldü ( $p<0,001$ ). Makaslama bağlanma dayanıklılığı değerlendirildiğinde en yüksek değerler M1 grubunda (12,45 MPa) görülürken, en düşük makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri Grup T'de (5.59 MPa) görüldü.

**Sonuç:** Farklı üst yapı üretim tekniği zirkonyum-oksit tam seramik restorasyonun rengini ve makaslama bağlanma dayanıklılığını etkilemiştir ( $p<0.001$ ). Termal devirlendirme işleminin ardından tüm gruplarda gözle görülebilir renk farklılığı oluşmuştur. Multilayer teknik kullanılan ancak farklı adeziv rezin siman kullanılan iki grup arasında renk farklılığı ve makaslama bağlanma dayanıklılığı açısından anlamlı farklılık göstermiştir ( $p<0.001$ ).

**Anahtar Kelimeler:** Zirkonya, Tabakalama tekniği, Multilayer teknik, Press-on tekniği, Renk farklılığı, Makaslama bağlanma dayanıklılığı.

**Rafat Sasany, Doktora Tezi**

**Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Haziran-2019**

## ABSTRACT

### THE EFFECT OF DIFFERENT VENEERING TECHNIQUES ON AND SHEAR BOND STRENGTH OF ZIRCONIUM THE COLOR BASED ALL-CERAMIC RESTORATIONS

**Aim:** The aim of this in-vitro study was to evaluate the effect of different veneering techniques on the color and shear bond strength of all-ceramic restorations.

**Material and Method:** 120 specimens of zirconium-oxide ceramic specimens (15 mm length, 10 mm width and 0.7 mm thickness) were divided into 4 groups (T: layering, P: press-on and M1, M2: multilayer groups with two different adhesive resin cement) for the application of different veneering techniques (n=30). After preparation of the samples, first color measurement was performed. All samples were thermo-cycled for 5000 times between 5 and 55 °C then, were embedded in acrylic resin blocks (3x3cm) after the second color measurement. Universal test device was used for the application of shear bond strength test. The obtained data were evaluated statistically.

**Results:** There was a difference between the groups in terms of color difference ( $p < 0.001$ ). The highest values were found in M2 group and the lowest value was found in M1 group ( $p < 0.00$ ). When shear bond strength was evaluated, the highest values were seen in M1 group (12.45 MPa), while the lowest shear bond strength values were seen in Group T (5.59 Mpa).

**Conclusions:** Different superstructure manufacturing techniques have affected the color and shear bond strength of the zirconium-oxide full ceramic restoration ( $p < 0.001$ ). Visible color difference occurred in all groups after thermal cycling. There was a significant difference between the two groups using multilayer technique but different adhesive resin cement in terms of color difference and shear bond strength ( $p < 0.001$ ).

**Key Words:** Zirconia layering technique; Multilayer technique; Press-on technique; Color difference; Shear bond strength.

**Rafat Sasany, PHD Thesis**

**Ondokuz Mayıs University- Samsun, June-2019**

## SİMGELER VE KISALTMALAR

**Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>**: Alüminyum oksit

**+a\***: Kırmızı eksen

**-a\***: Yeşil eksen

**+b\***: Sarı eksen

**-b\***: Mavi eksen

**°C**: Santigrad Derece

**CAD/CAM**: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing

**CEREC**: Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics

**cm**: Santimetre

**dak**: Dakika

**HF**: Hidroflorik Asit

**k**: Kübik Faz

**µm**: Mikrometre

**m**: Monoklinik

**mm**: Milimetre

**mm<sup>2</sup>**: Milimetrekaire

**MPa**: Megapaskal

**N**: Newton

**n**: Örnek Sayısı

**nm**: Nanometre

**p**: Anlamlılık

**PSZ**: Parsiyel Stabilize Zirkonya

**s:** Saniye

**SBS:** Shear Bond Strength

**t:** Tetragonal

**t→m:** Tetragonal-Monoklinik Faz Transformasyonu

**TEK:** Termal Ekspansiyon Katsayısı

**Y-TZP:** Yttrium Katyonlu Tetragonal Zirkonya Polikristalin

**Zr:** Zirkonyum

**Zr<sup>+4</sup>:** Zirkonyum Katyonu

**ZrO<sub>2</sub>:** Zirkonya, Zirkonyum Dioksit

**ZrSiO<sub>4</sub>:** Zirkonyum Silikat

**ZTA:** Zirkonya ile Sertleştirilmiş Alümina Seramikler



## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR .....	iii
ÖZET .....	iv
ABSTRACT.....	v
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	vi
İÇİNDEKİLER .....	ivii
1.GİRİŞ .....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental Seramikler .....	3
2.1.1. Dental Seramiklerin Yapısı .....	3
2.1.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	5
2.1.3. Bilgisayar Destekli Freze tekniğine Dayalı Sistemler.....	12
2.1.4. Zirkonyum-oksit Seramikler .....	15
2.1.5. Zirkonya Alt Yapıların Veneerlenmesi .....	188
2.1.6. Zirkonya-Veneer Seramik Restorasyonlarda Liner Materyalinin Kullanımı.....	21
2.1.7. Zirkonya-Veneer Seramik Arasındaki Bağlanma Mekanizması.....	21
2.1.8. Zirkonyada Uygulanan Yüzey İşlemleri Seramik .....	22
2.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Rezin Simanlar .....	244
2.2.1. Polimerizasyon Yönteme Göre Kompozit Rezin Simanların Sınıflandırılması .....	255
2.3. Dental Seramiklerde Renk Özellikleri .....	27
2.3.1. Renk Analiz Sistemleri.....	28
2.3.2. Renk Ölçüm Değeri .....	322
2.3.3. Diş Hekimliğinde Renk Ölçümü Yöntemi .....	32
2.4. Materyallerin Mekanik Özellikler .....	34
2.5. Bağlanma Dayanımını Değerlendirmede Kullanılan Test Metodları .....	35
2.6. Yaşlandırma Yöntemleri .....	37
3. Materyal ve Metot.....	39
3.1. Çalışmada Kullanılan Cihaz ve Materyaller .....	39
3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması .....	41
3.2.1. ZL1 IPS e.max ZirLiner uygulaması:.....	433

3.2.2. Seramik Üst Yapıların Hazırlanması .....	43
3.2.3. Self-adeziv Rezin Siman Uygulaması.....	466
3.4. Test İşlemleri .....	48
3.4.1. I. Renk Ölçümü .....	48
3.4.2. Termal Devirlendirme .....	49
3.4.3. II. Renk Ölçümü .....	500
3.4.4. Makaslama Bağlanma Dayanıklılığı Testi .....	511
4.BULGULAR.....	522
4.1. Renk Farklılığının Değerlendirilmesi.....	522
4.2. Makaslama Bağlanma Dayanıklılığının Değerlendirilmesi .....	555
4.3. Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi .....	57
5.TARTIŞMA.....	59
6. SONUÇ ve ÖNERİLER .....	700
KAYNAKLAR .....	711

## 1. GİRİŞ

Seramik materyalleri kimyasal olarak stabil olması, biyo uyumluluklarının iyi olması, basınca karşı dayanımının yüksek olması ve estetik açıdan diş dokusuna en yakın görüntüyü sağlayabilmesi nedeni ile diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. (Ardlin ve ark., 2002) ve bu özellikleri sayesinde ideal dental materyal olarak kabul edilmiştir (Luthardt ve ark., 2004).

Protetik tedaviler geleneksel olarak kaybedilen çiğneme, konuşma, yutma gibi fonksiyonel işlevleri geri kazandırmayı hedeflerken, çağdaş kriterlere uygun estetik gereksinimleri de yerine getirmesini sağlar. Artan estetik talep ve dişhekimliği teknolojisinin ilerlemesiyle birlikte, günümüzde “estetik restorasyon” olarak ifade edilen uygulamalar, özellikle metal içermeyen, tam seramik sistemleri ile hazırlanan restorasyonları ifade eder (Panadero ve ark., 2014).

Ancak cam özellikleri nedeni ile kırılğan olan tam seramik sistemlerinin, özellikle posterior bölgede kullanılabilmesi için, daha dayanıklı bir alt yapıya ihtiyaçları bulunmaktadır. (Raigrodaski, 2004) Estetiğin ve dayanıklılığın önemli olduğu bölgelerde sabit parsiyel protez yapımında metal seramik restorasyonlarda görülen dezavantajları elimine etmek için zirkonya alt yapılı sabit parsiyel protez tercih edilmektedir (Guazzato ve ark., 2005; Thompson ve ark., 2011).

Son yıllarda bilgisayar destekli tasarım, bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemleri tam seramik restorasyonların alt ve üst yapılarının hazırlanmasında sıklıkla kullanılmaktadır. CAD/CAM teknikleriyle yapılan seramikler geleneksel tabakalama ve döküm tekniklerinden daha yüksek mekanik özelliklere sahipken, aynı zamanda homojen bir yapı olması nedeni ile daha estetik sonuçlar sunmaktadır (Rodoski ve ark., 2012; Kanat ve ark., 2014; Schmitter ve ark., 2014; Renda ve ark., 2015).

Yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar CAD programında hazırlanmış altyapıya uygun şekilde hazırlandıktan sonra daha yüksek ısıda sinterleme işlemi tamamlanır. Bu işlemin ardından daha yüksek mekanik özelliklere sahip olurlar. Bu yöntemle elde edilen yapı her ne kadar oklüzal kuvvetler altında kırılmaya karşı yüksek dayanıklılığa sahip olsada, renk özellikleri ve düşük ışık geçirgenliği nedeni ile restorasyonun estetik

gereksinimi karşılayamamaktadır. Bu amaçla zirkonya üzerine veneer uygulaması gereklidir (Raigrodaski ve ark., 2006). Seramik restorasyonun estetiği, kullanılan materyalin renk ve ışık geçirgenliğine bağlıdır (Luo ve ark., 2010). Ancak, veneer seramiğin kırılması ya da alt yapıdan ayrılması hala zirkonya alt yapıli seramik restorasyonların en büyük başarısızlığı olarak bilinmektedir (Raigradoski ve ark., 2012).

Zirkonya alt yapı üzerine veneer bağlantı dayanıklılığında genel olarak üç faktör önemli rol oynamaktadır. Bunlar arayüz bağlantısı, alt yapı ile veneer materyalinin mekanik, fiziksel ve kimyasal özelliklerinin uyumu ve veneer seramiğin dayanıklılığıdır. Ayrıca üst yapının yapım tekniği, alt yapının üst yapı tarafından ıslanabilirliği ve arayüzdeki artık stresler gibi birçok faktör de bağlantı dayanıklılığını etkilemektedir (Komine ve ark., 2010; Rekow ED ve ark., 2011; Kanat ve ark., 2014).

Zirkonya alt yapıli restorasyonların üst yapısının hazırlanmasında çeşitli teknikler kullanılmaktadır. Bunlardan en yaygın olarak kullanılan geleneksel tabakalama tekniğidir. Kısaca dentin ve mine porseleninin tabakalar halinde uygulanıp, sinterlenmesi ile hazırlanır. Genellikle feldspatik seramik kullanılmaktadır (Ishibe ve ark., 2011; Stawarczyk B ve ark., 2011). Diğeri press-on tekniğidir. Bu teknikte üst yapının son şeklinin mum modeli hazırlanır ve ardından sinterlenmiş zirkonya alt yapı üzerine vakum altında ısı ile preslenir. Üçüncü teknik olan multilayer teknikte ise alt ve üst yapının bilgisayar ile dizayn ve bilgisayar ile üretim (CAD/CAM) teknolojisi kullanılarak hazırlanması ve birbirlerine rezin siman kullanılarak simante edilmesini içermektedir. (Luo ve ark., 2010). Farklı üst yapı üretim tekniklerinin birbirine göre fiziksel ve mekanik özelliklerini karşılaştıran çalışmalar oldukça kısıtlıdır.

Bu in vitro çalışmanın amacı zirkonyum alt yapıli restorasyonlarda, farklı üst yapı üretim tekniklerinin renk değişikliğine ve üst yapının alt yapıya makaslama bağlanma dayanımına etkisini incelemektir.

Çalışmanın hipotezi ise, zirkonyum alt yapıli restorasyonlarda, farklı üst yapı üretim tekniklerinin restorasyonun rengini ve üst yapının alt yapıya makaslama bağlanma dayanımını etkileceğidir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental Seramikler

Kelime kökeni yunanca “keramikos” sözcüğünden “toprakta gelen” anlamında türemiş olan porselen günümüzde restoratif diş hekimliğinin vazgeçilmez haline gelmiştir.(AkIn ,1999)

Genel anlamda seramik, inorganik hammaddelerin belirli oranlarda karıştırılıp şekillendirildikten sonra pişirilerek sertleştirilmesi ile elde edilen malzemelere denilmektedir (Geçkinli, 1991)

#### 2.1.1. Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramikler silika yapısında olan topraksı materyallerdir (Akın 1999). Dört oksijen ( $O^{2-}$ ) atomu merkezde yer alan bir silisyum ( $Si^{4+}$ ) ile kimyasal bağlar yaparak dental seramiğin çekirdek yapısı olan silisyum tetrahedrat ( $SiO_4$ )’yu oluşturmaktadır (Anusavice, 2003).

Dental seramiklerin ana yapı taşları feldspar, kuartz ve kaolindir. Bu, “triaksiyel” seramik yapısı olarak adlandırılmaktadır (McCabe ve Walls 1998; Powers ve ark 2006). Dental porselenin diğer porselenlerden başlıca farkı içindeki kaolin miktarıdır (Oktay, 2003).

**Feldspar ( $K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$ ):** Feldspar doğada saf bulunmaz ve potasyum alüminyum silikat ve sodyum alüminyum silikat yapısındadır. Dental seramiklerde %70 oranda bulunur. Matrix görevi yaparak kuartz ve kaolini birleştirir . Bunlar yüzey detayların ve diş morfolojisinin kaybolmamasına özen gösterir ve restorasyona doğal görünüm verir. (Yavuziyılmaz ve ark., 2005).

**Kuartz (Silika,  $SiO_2$ ):** Kuartz (Silik anhidrit) eriyerek akıcılık kazanan materyale desteklik sağlar, pişme süresinde dayanıklılığını artırır, büzülmeleri önler. Porselenin likit kısmı içinde bir miktar eriyerek porselenin ısıl genişleme kat sayısının esas parçasını oluşturur. Böylece porselenin fazla fırınlanması sonucunda bu fiziksel özelliği değişmez. Silikanın düşük ısıl genişleme kat sayısı, restorasyonun termal şoklardan zarar görmeden aşındırılmasına izin verir (Zaimoğlu ve ark., 1993). Fazla miktarda ilave edilmesi seramiğin ışık geçirgenliğini azaltır (Eismann, 1980).

**Kaolin ( $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$ ):** Dehidrate olmuş alüminyum silikattır (Yılmaz ve ark., 2005). Çin kili olarak da bilinir. Volkanik kayaların bozulması ile meydana gelir. Islatıldığında nemi kaybolur ve yapışkan yapısı ile partikülleri bir arada tutar ve bu sebeple porselenin modelajında yardımcı olur (Zaimoglu ve ark., 1993). Ayrıca kuvvetli bir opaklayıcı olarak rol oynar. Bu nedenle mine porseleninde dentine oranla daha az kullanılır (Eismann,1980).

**Akışkanlar ve Cam Modifiye Ediciler :** Akışkanların amacı, silikon gibi cam yapıcı elementlerle oksijen arasındaki bağlantı miktarını azaltarak camın yumuşama ısısını düşürmektir. Potasyum, sodyum ve kalsiyum oksitler, silikat ağının bütünlüğünü bozan akışkanlar olarak rol oynamaktadır. Cam içindeki oksijen/silikat oranı büyük öneme sahip olup, camın viskozitesini ve ısıl genişmesini etkilemektedir. Magnezyum, kalsiyum ve baryum oksit ise modifiye edici oksitler olarak rol oynamaktadır. Bu alkali metal oksitlerin kullanımı, orijinal cam oluşum ağının oluşturulması için dikkatle kontrol edilmelidir. (Mclean, 1979).

**Ara Oksitler:** Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerde temel yapı olan silisyum oksite, cam modifiye ediciler ve akışkanların ilavesiyle porselenin erime noktası düşerken, viskozitesi de azalmaktadır.(Mclean, 1979). Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerin içerisine katılan ara oksitlerle, akışkanlığa karşı direnç düşürülmektedir. Bu nedenle porselenleri düşük fırınlama ısısına sahip yüksek viskozitede üretmek gerekmektedir. Bu ise, ara oksitlerin kullanımı ile mümkün olmaktadır. Camın sertliği ve viskozitesi, alüminyum oksit gibi ara oksitlerin kullanımı ile artmaktadır. (Mclean,1979).

**Renk Verici Pigmentler :**Diş hekimliğinde kullanılan porselenlere, renklendirici olarak metal ve metal oksitleri ilave edilir. Bunlara, renk fritleri de denir. Renk fritlerini elde etmek için renksiz fritlere, metal oksitler eklenir. Elde edilen sıkıştırılmış renk fritleri, renkli cam tozları formunda, maksimum %7 oranında eklenir. Dental porcelene katılan titanyum oksit sarı, manganez oksit eflatun, demir veya nikel oksit kahverengi, kobalt oksit mavi, bakır veya krom oksit yeşil renk verir. Floresanslık vermek amacıyla uranyum oksit veya lantanit oksitler kullanılmaktadır ancak radyoaktivite miktarı daha az olduğu için lantanit oksitler tercih edilmektedir. Kalay, titanyum ve zirkonyum oksit, opasite ayarlayıcı olarak porcelene katılmaktadır (Mclean,1979; Craig,2002).

**Floresans Özellik Sağlayan Ajanlar:** Belli bir dalga boyuna sahip ışınların cisim tarafından absorbe edilerek, daha uzun boylu bir radyasyon şeklinde geri yayılmasına “floresans”, bu tür cisimlere “floresan” denir (McLean, 2001). Porselen üreticileri, floresans özelliğinin elde edilmesinde büyük ilerlemeler sağlamışlardır. Bazı modern porselenler ultraviyole ışık altında, mavimsi beyaz bir floresans özelliğe sahiptirler. Bu özelliğin elde edilmesi uranyum tuzları ve sodyum diüronat gibi radyoaktif maddelerin eklenmesiyle gerçekleştirilmektedir (Akın, 1999).

### **2.1.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması**

Dental seramikler genelde sinterleme dereceleri ve üretim tekniklerine göre sınıflandırılırlar (O’Brien, 1997).

#### **Sinterleme Derecelerine Göre Seramiklerin Sınıflandırılması**

a) **Yüksek ısı seramikleri** (1288 °C -1371 °C): Parsiyel ve total protezlerde kullanılan yapay dişlerin yapımı için ve nadiren seramik jaket kronların yapımında kullanılmaktadır.

b) **Orta ısı seramikleri** (1093 °C -1260 °C): Tam seramik köprülerde. İnley, jaket kron ve sabit köprülerde kullanılır.

c) **Düşük ısı seramikleri** (660 °C –1066 °C): jaket kron, metal destekli seramik kron ve köprü ve glaze tozu yapımında kullanılır.

Her üç gruptaki seramiklerin ana bileşim elemanları aynı olmasına rağmen erime derecelerindeki farklılıklar bileşimde bulunan kalsiyum karbonat, potasyum karbonat, sodyum karbonat ve boraks gibi eriticilerin miktarından kaynaklanmaktadır (Zaimoğlu ve ark., 1993; O’Brien, 2002).

d) **Ultra düşük ısı seramikleri** (<850 °C): Bu seramiklerin büzülme katsayıları düşük olduğu için titanyum alaşımları için geliştirilmiştir (Anusavice, 2003).

#### **Dental Seramiklerin Mikro Yapılarına Göre Sınıflaması (Cam-kristal):**

a. **Camsı seramikler:** Cam bazlı seramikler mine ve dentinin görsel özelliklerini en iyi şekilde taklit eden dental seramiklerdir (Kelly, 2008). Dental seramiklerdeki camsı faz sinterleme esnasında kristalizasyona (devitrifikasyon) mukavemet eder. Camsı seramikler altyapılı seramiklerde, inley ve onleylerde, veneer kronlarda kullanılmaktadırlar.

Dental seramikler için sentetik formları da üretilmiştir.

- Feldspatik
- Sentetik (Gracis ve ark., 2015)

**b. Kristal eklenmiş (lösit veya lityum disilikat) cam bazlı sistemler**

- Düşük-orta lösit içerikli feldspatik cam
- Yüksek lösit içerikli (~ 50%) cam seramik (Örn: IPS Empress)
- Lityum disilikat cam seramik (IPS e. max)
- Florapatit içerikli

**c. Cam (alumina) eklenmiş kristal bazlı sistemler**

İlk kez 1988 de In-Ceram adıyla piyasaya sunulmuş ve geleneksel metal seramiklerine alternatif olarak büyük başarı elde etmiştir.

- a) Alümina
- b) Alümina ve magnezyum
- c) Alümina ve zirkonya

**d. Polikristalin seramikler (alumina veya zirconia)**

İçeriğinde camsı yapı bulunmamaktadır. Kristal atomları camsı seramiklerle karşılaştırıldığında, daha düzenli ve yoğun bir yapı oluşturmaktadırlar. Bu nedenle, polikristalin seramikler camsı seramiklerden daha sert ve dirençlidirler. Bununla birlikte, camsı seramiklere göre daha opak yapıda olan polikristalin seramikler, tam seramik restorasyonlarda alt yapıda kullanılırlar ve camsı seramiklerle veneerlenmektedirler. Polikristalin bloklar (alumina veya zirconia): Katı sinterlenmiş tek fazlı seramikler kristallerin doğrudan sinterlenmesi ile elde edilir. Katı sinterlenmiş alüminyum oksit, alumina, ( $Al_2O_3$ ) ve zirkonyum oksit ( $ZrO_2$ ) eldesi için pek çok üretim tekniği bulunmaktadır (Craig ve ark., 2004).

**e.Rezin içerikli seramikler**

- a) Rezin nanoseramik
- b) Rezin ilave edilmiş cam seramik
- c) Rezin ilave edilmiş zirkonya silika seramik



## **Alt yapılarına Göre Dental Seramiklerin Sınıflandırılması:**

### **a. Metal Destekli Dental Seramikler**

Döküm metal üzerinde bitirilen dental seramikler (Craig ve ark., 2004)

### **b. Metal desteksiz dental seramikler (tam seramikler)**

#### **Dökülebilir Porselen Sistemleri:**

**Dicor (Dentsply, A.B.D)** : Tetrasilisik flor-mika kristalleri içeren, dökülebilir cam seramiklerden olan Dicor, Corning Glass Works tarafından geliştirilmiştir. Hacim olarak % 45 cam ve % 55 kristal tetrasilisik mika olan camdan oluşmuştur (Wall ve Cipra, 1992).

**Ceraparl (Kyocera, A.B.D)** Ceraparl doğal diş minesi gibi hidroksiapatit kristalleri içerir. Baskı kuvvetlerine karşı dayanıklılığı 590 MPa'dir ve 390 MPa olan mine direncine göre çok daha üstündür (Wall ve Cipra, 1992).

#### **Refraktör Day Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemleri**

Feldspatik, aliminöz ya da ikisinin karışımı olan klasik seramiklerin refraktör day üzerinde hazırlandığı tam seramik sistemleridir. Seramik kronların bu metal alt yapı olmaksızın güçlendirilmesi için geliştirilen ilk system  $Al_2O_3$  alt yapıli aluminöz porselen olan Vitadur-N dir. Bu dentin ve mine yapımında kullanılan porselenden % 40-50 daha dayanıklıdır. Seramik içindeki  $Al_2O_3$  çatlak ilerlemesini engeller. (Sakaguchi ve Powers, 2012).

En çok laminate veneer, inley, onley yapımında kullanılan bir tekniktir. En önemli dezavantajı restorasyon refraktör daydan çıktıktan sonra ilave gerektiğinde ilave pişirmeler marjinlerde yuvarlanma ve büzülmeye neden olmasıdır.

Bu seramiklere örnek olarak Optek HSP, Duceram LFC, Hi-Ceram, Vita Dur N, Ceramco, Ceramco II, Mirage ve Mirage II, In Ceram (Alumina, Spinel, Zirconia) verilebilir (McLean, 1979; Pekkan, 2005).

Cerestore\ Alceram (Innotek Dental Corp., A.B.D)  
Mirage (Myron Int, Inc. Kansas City, Kan.)  
Optec (Jeneric, Pentron Inc., A.B.D)  
Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)  
In-Ceram Alumina (Vita-Zahnfabrik, Almanya)  
In-Ceram Spinel (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

### **Isı Altında Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri**

**IPS Empress:** 1991 yılında IPS Empress Wohlwend tarafından lösit kristalleri ile güçlendirilmiş enjeksiyonla şekillendirilen cam-seramik gelişmiştir. Cam seramik çekirdekler ısı ile yumuşatılarak yavaş yavaş preslenir. İngot formunda bir feldspatik seramik olan IPS Empress, mum modelin ısıtılarak uzaklaştırılmasını takiben EP 500 seramik fırınında 0,3-0,4 MPa basınçla preslenir. Anterior bölge restorasyonlarında tabakalama, posterior bölgede ise boyama tekniği kullanılır (Qualtrough ve Piddock, 1997; McLean, 2001).

Boyama tekniği (Staining): Restorasyonun glazür esnasında boyanması ile elde edilir.

Tabakalama tekniği (Layering): Elde edilen restorasyonda dentin ve mine porselenine yer sağlamak için aşındırma yapılır. Üzerine dentin ve mine porseleni işlenir. Bu teknik ile daha estetik kuronlar hazırlanır. Yüksek yarı geçirgenlik ve aşındırma etkisinin doğal dişe benzer olması bu seramiğin kullanımını gündeme getirmiştir (Zaimoğlu ve Can, 2004).

**IPS Empress II:** 1998 yılında lityum disilikat içerikli cam seramik geliştirilmiştir. Kayıp mum tekniği ile elde edilen kor kısmının esas kristalin fazı, lityum disilikattır. Laboratuvar tekniği IPS Empress ile aynıdır ancak bitimi sadece tabakalama tekniği ile yapılır. IPS Empress II sisteminin hacimsel olarak % 60'ından fazlasında bulunan 0.5-5 µm. uzunluğunda lityum disilikat kristalleri ve 0.1-0.3 µm. uzunluğunda küçük lityum ortofosfat kristalleri IPS Empress II seramiğinin mikro çatlaklara karşı dayanıklılığını artırmaktadır. Empress II anteriorda üç üyeli köprülerde ve anterior posterior tek kuron restorasyonlarında kullanılabilir.

CAD/CAM sistemler için geliştirilmiş disilikat esaslı IPS e.max CAD bloklar da üretilmiştir (Ivoclar ürün kataloğu ,2005).

**IPS e-max lityum:** Yeni nesil lityum disilikat cam seramiktir. IPS Empress II kristalizasyon aşamalarını değiştirilerek üretildi ve 2005 yılında piyasaya sunuldu. Ayrıca IPS e-max seramik materyali floroapatit kristallerinin farklı konsantrasyonlarını içerdiği için ışık geçirgenliğini artırarak translusensi özelliğini artırır ve doğal görünüm sağlar. (IPS e-max ürün kataloğu, 2005).

**IPS e-max press:** IPS e.max Press 2005 yılında IPS Empress II ile kıyaslanarak geliştirilmiştir Lityum disilikat cam seramikler döküm/presleme tekniği ile üretilir. %70 lityum disilikat, silisyum oksit, lityum oksit, fosfor oksit, alumina, ve potasyum oksit içermektedir. Malzemenin kimyasal temeli, IPS Empress II'nin kimyasal temeli ile aynıdır fakat özellikleri farklı bir fırınlama işlemi ile değiştirilir. IPS Empress II'ye kıyasla büyük ölçüde geliştirilmiş fiziksel özellikler ve daha fazla saydamlık sergiler. E-max press, dört opaklık düzeyi gösterir: HT (Yüksek yarı saydam), LT (Düşük yarı saydam), MO (Orta opak), HO (Yüksek opak) (Etman ve Woolford, 2010).

**IPS e-max ZirPress:** IPS e.max ZirPress, press-on tekniği için kullanılan bir floroapatit cam seramiktir. Malzemede bulunan floroapatit kristalleri farklı boyutlardadır ve bu nedenle restorasyonların yarı saydamlık, opaklık ve parlaklık arasındaki ilişkiyi seçici olarak kontrol ederler. Sonuç olarak, daha az yarı saydam zirkonyum oksit çerçevelerinin tamamen kaplanması sağlanır. Press-on tekniği, pres tekniğinin ve CAD/CAM tekniğinin faydalarından yararlanmaya olanak sağlar. IPS e.max ZirPress, tek diş ve çok üyeli köprüyapımında kullanılabilir. Bu teknik çok az zaman ve çaba gerektirir. Bloklar ya tamamen anatomik bir restorasyon ya da bir dentin kor oluşturmak için kullanılabilir. IPS e.max ZirPress'in üzerine preslendiği çerçeveler, hassas, ısıya dayanıklı seramik yapılar gösterir. Restorasyonlar, verimli IPS e.max Seramik malzemesi ile veneerlenir. Bu malzemelerle elde edilen üstün estetik ve fonksiyonel restorasyonlar düşük maliyetlidir ve bireysel hasta ihtiyacını tam olarak karşılar (Ivoclar ürün kataloğu ,2010).

**Endikasyonları :**

- Tek diş için IPS e.max ZirCAD
- Çok üniteli IPS e.max ZirCAD köprü alt yapılar için
- ZirCAD yerleştirilmemiş köprülü alt yapılar için IPS e.max
- IPS e.max ZirCAD'den yapılmış implant üst yapıları için (tek diş kopyaları ve köprü çerçeveleri)
- Abutmentler ve yapılan implant üst ve alt yapıları için sinterlenmiş zirkonyum oksit ve HIP zirkonyum oksit ve ayrıca preslenmiş zirkonyum oksit ve 10.5-11.0 x 10<sup>-6</sup> K-1 aralığında bir CTE'ye sahip implant abutmentleri ve implant üst yapıları (100–500 °C) ( Ivoclar ürün kataloğu ,2010).

**Kontrendikasyonlar:**

- Materyal, belirtilenler dışında bir CTE'ye sahip olan zirkonyum oksit alt yapı üzerine preslenmemeli.
- Çok derin diş eti altı preprasyonlarda
- Ciddi derecede doku kaybı olan vakalarda
- Bruxism vakalarında

**Dikkat edilmesi gereken hususlar:**

- IPS e.max ZirCAD alt yapıları ve konektörleri minimum kalınlığın altına düşmemelidir.
- IPS e.max ZirPress ingotlar, IPS e.max Ceram ZirLiner kullanılmadan preslenmemelidir.
- IPS e.max ZirPress ingotlar, bir zirkonyum oksit alt yapı olmadan preslenmemelidir.
- Diğer veneer seramikleri kullanılmamalıdır.
- Alt yapı ve preslenmiş seramik gerekli minimum kalınlığın altına düşmemelidir.
- Metal alt yapı ile preslenmemelidir.
- Press-on tekniği için IPS Empress Cosmo ingot kullanılmamalıdır ( Ivoclar ürün kataloğu, 2010).

**IPS e.max Ceram ZirLiner kullanım amacı;**

IPS e.max Ceram ZirLiners yarı saydamdır. IPS e.max Ceram ZirLiner, göze çarpan bir bağ oluşturur ve restorasyona, renk ve floresansa ilişkin derinlik etkisi verir.

Üç kullanım özelliği vardır:

1. Zirkonyum oksit alt yapı ile güçlü, homojen bir bağ sağlar.
2. Beyaz renkli olmayan zirkonyum oksit alt yapının, kroma derinliğine etki eder ve opaklığı artırmadan gölgeli bir karakter sağlarlar.
3. Floresan olmayan zirkonyum oksit alt yapıya doğal bir floresan etkisi sağlarlar (Ivoclar ürün kataloğu, 2010).

**IPS e-max CAD :**

Teknik için lityum disilikat cam seramiktir. IPS e.max Press ile aynı kimyasal yapıya sahiptir. Fakat farklı bir ısıl işlem yapılarak parsiyel olarak kristalize edilirler. Buradaki amaç blokların hızlı ve kolay freze edilebilmelerini ve seramiğe yeterli direnci sağlamaktır. Parsiyel kristalize bloklardaki temel kristalize faz lityum metasilikattır. Seramiğe yaklaşık 130 MPa direnç kazandırırılar. Frezeleme işlemi ile restorasyon tamamlandıktan sonra vakumla 850 °C de ısıl işleme tabi tutularak lityum metasilikat kristalleri lityum disilikat kristaline dönüşür. Bu dönüşümle cam matrikste yaklaşık 1.5 µm boyutunda ve hacimce %70 i oluşturan lityum disilikat kristalli seramik elde edilir. Bu işlem sonucunda bükülme direnci 350-400 MPa ya yükselir (Ivoclar ürün kataloğu ,2010).

**IPS e-max ZirCAD :**

CAD/CAM teknik için zirkonyum oksit bloklar

**IPS e-max Ceram :**

Nanoflorapatit kaplama seramiği. Bu düşük ısı seramiği hem press teknolojisi hem de CAD/CAM teknolojisi ile üretilen restorasyonlar için karakterizasyon ve yığma seramiği olarak kullanılmaktadır.

### **Kopya-freze tekniği ile üretilen seramikler :**

Bu sistemde, teknisyenin modelleştirilmiş mum ya da ışıkla sertleşen alt yapılardan elde edilen örnekleri iyice taranır ve toplanan veriler sisteme aktarılarak frezelerin yardımıyla seramik blokların şekillendirilmesi sağlanır.

Bunlar içerisinde en bilineni Celay sistemidir. (Yılmaz ve ark., 2005).

**Celay:** 1991 yılında bu sistem Mikrona şirketi tarafından sunulmuştur (Qualtrough ve Piddock,1999). 1998 yılında İsviçre Zürih Üniversitesi Protez Kliniğinde geliştirilmiştir (Peutzfeldt, 2001). Celay ünitesi iki odadan oluşur, tarama ve freze odası (Eidenbentz ve ark., 1994). Öncelikle day üzerinde rezin esaslı bir malzeme cihazın kopyalama kısmına konularak restorasyonun alt yapısı işlenir. Sonra cihazın tarama bölümüne yerleştirilir veriler elde edilmesiyle seramik bloklar cihazın kesici bölümüne yerleştirilerek şekillendirmesi sağlanır. Freze işlemi yaklaşık 15 dakika sürer daha sonra alt yapı sinterlenir ve üzerine klasik yöntemlerle venter porselen uygulanır ve restorasyon elde edilir ( O'Brien, 2002; Yücel, 2005).

### **2.1.3. Bilgisayar Destekli Freze Tekniğine Dayalı Sistemler :**

Bir çok endüstride olduğu gibi, dişhekimliğinde teknolojinin gelişimi ile üretim aşamaları giderek daha otomatik hale gelmiştir. Bilgisayar yardımı ile yapılan diş restorasyonları son yıllarda daha yaygın hale gelmiştir. Çoğu diş şirketi, dişhekim muayenehanesinde, diş laboratuvarında veya üretim merkezleri şeklinde CAD/CAM prosedürlerine erişebilmektedir. CAD/CAM ile oluşturulan dental restorasyonlarla ilişkili hatasız yakın endüstriyel olarak prefabrik ve kontrollü materyal üretimi, veri depolama imkanı, standart bir üretim zinciri, planlamada hassas ve detaylı işlemler gibi birçok fayda sunulmaktadır (Beuer ve ark., 2008).

Seramik restorasyonların üretim aşamaları sırasında uygulanan yüksek ısı, yapının homojen olmamasına, yapıda mikroporözitelerin oluşmasına ve büzülme neden olmaktadır. Freze ile şekillendirilen seramikler, bu problemlerin önlenmesi amacıyla geliştirilmiştir (Tinschert ve ark., 2001).

Bilgisayar donanım ve yazılımlarındaki sürekli gelişmeler sonucunda, yeni üretim yöntemleri ve yeni tedavi konseptleri uygulanır. (Beuer ve ark., 2008).

### **Tüm CAD/CAM sistemleri Üç Bileşenden Oluşur:**

1. Geometriyi bilgisayar tarafından işlenebilecek dijital verilere dönüştüren bir dijitalleştirme aracı / tarayıcı,
2. Verileri işleyen ve uygulamaya bağlı olarak, üretilecek ürün için bir veri seti üreten yazılım,
3. Veri setini istenen ürüne dönüştüren bir üretim teknolojisi.

CAD/CAM sistemlerinin bileşenlerinin konumuna bağlı olarak diş hekimliğinde üç farklı üretim kavramı bulunmaktadır:

**a. Hasta başı üretimi:** Ağız içerisinde prepre edilmiş dis taranır ve klinikte restorasyon hazırlanır. Ör: CEREC

#### **CEREC sistemi :**

Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics (CEREC)  
CAD/CAM Sisteminin klinikte ilk kullanılan system olarak sayılabilir.

Dört parçadan oluşur:

- Tarayıcı
- Bilgisayar yazılımı
- Kazıma ünitesi ve
- Sinterleme (Zyrcomat) fırını

İki farklı tarayıcısı vardır: 1. Klinikte kullanılan intara oral kamera 2. Cerec InLab tarayıcısıdır. Cerec InLab mum modelajı ve alçı modeli scan yapabilir. Modeller, cerec InLab ünitesinde scan olur ve verilen verilere göre alt yapılar bilgisayar ortamında tasarlanır. Fırınlanmış zirkonya bloklar CAM ünitesine yerleştirdikten sonra iyice aşındırılıp alt yapılar hazırlanır. %20 oranında daha hacimli hazırlanan alt yapılar sinterleme sonucunda büzölmeye uğrayarak istenilen boyuta ulaşır. Diğer sistemlerle kıyaslandığında daha düşük maliyetli olması, zirkonyadan farklı blokları da işleyebilmesi ve zirkonya alt yapıyı 6 adet renk seçeneği ile renklendirebilmesi sistemin avantajlarından (Giray ve ark., 2007).

**b. Laboratuarda kullanılan sistemler:** Alçı modelden veya ölçüden tarama yapmaktadır. Bu sistemlerin çoğunda alt yapılar üretilir ve teknisyen restorasyonu karakterize edebilmek için üzerine porselen ekler. Ör: CEREC inLab

**Cerec InLab :**Lazer tarayıcı ile çalışma modelinin dijital görüntüsü alınır. Sistemin; tarayıcı bilgisayar, tarayıcı tasarım yazılımları ve frezeleme, sinterleme cihazları sistemde bulunmaktadır. Tasarım bittikten sonra 25 mikron hassasiyetinde çalışan freze cihazı ile 10 üyeye kadar köprü frezelenebilir. Günde 40-60 üye restorasyon yapılabilir. Cerec InLab sisteminin diğer bir özelliği de zirkonya köprü alt yapıyla beraber kullanılacak porseleni de freze ederek daha sonra bu iki parçanın birbirleriyle birleşmesine olanak vermesidir. ( Piwowarczyk A ve ark., 2005)

**c. Üretim merkezli CAD/CAM sistemleri:** Model laboratuarda tarandıktan sonra veriler internetten ana üretim merkezine gönderilir. Alt yapısı hazırlanan restorasyon, üzerine porselen eklenmesi için laboratuara geri gönderilir.

**LAVA sistemi :** Lava sistemi 2002 yılında 3M ESPE tarafından piyasaya sunulmuştur. Sistemde optik tarayıcı (Lava Scan ST), frezeleme makineleri (Lava CNC 240 veya 500) ve sinterleme fırını (Lava Furnace 200) bulunmaktadır. Kron-köprü altyapıları üretim merkezlerinde hazırlanır. Lava sistemi otomatik olarak kron kenarlarını ve gövdenin oturacağı yeri belirler. Yapılacak altyapı sinterleme büzülmesini kompanze edebilmek için %20-25 oranında büyük tasarlanır. Yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar kullanılır. Tasarım sonrasında restorasyon uygun boyuttaki bloklardan freze edilir. Her blokta barkod numarası bulunur ve uygun bloğun barkodu okunduktan sonra frezelemeye başlanır. Altyapı 15 dakika, 3 üye köprünün frezelenmesi yaklaşık 45-50 dakika sürmektedir. Sinterleme öncesi 7 farklı seçenekte renklendirme yapılabilir. Bu işlem frezeleme sonrasında restorasyonun renklendirici solüsyona batırılmasıyla yapılır. Böylece alt yapının üst yapı porseleni ile daha iyi uyum göstermesi ve estetiğin artması sağlanır ( Piwowarczyk A ve ark., 2005).



#### 2.1.4. Zirkonyum-oksit Seramikler

Zirkon, eski zamanlardan kalma bir mücevher olarak bilinmektedir zirkonyum adı Arap kökenden gelen Zargon anlamından (renkli altın) asıl iki Farsça kelime Zar (Altın) ve Gun (Renkli) gelmiştir. Zirkonya metal dioksit ( $ZrO_2$ ) olarak tanımlanmıştır 1789 Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından ısıtıldıktan sonra elde edilmiştir (Piconi ve Maccauro, 1999).

Gri-beyaz renkli ve atom numarası 40 olan Zirkonyum, tabiatta serbest olarak bulunmaz sembolü 'Zr'olan zirconium kimyasal bir elementtir (Tosun,2007). Yıldızlarda ve göktaşlarında dünyada mevcut olan zirkonyum oksitten daha fazla bulunur (Piconni ve Maccauro,1999).

Sanayide en çok kullanılan zirkonyum silikat ( $ZrSiO_4$ ) ve diğeri Zirkonyum oksit yanısıra zirkonya, zirkonyum dioksitde isimlenir ve % 1-3 oranında Hafnium (Hf) maddesinde bulunur (Piconni ve Maccauro, 1999).  $ZrO_2$ , biyolojik olarak çok uyumlu bir materyal olarak kabul edilir ve yapay kalça eklemleri gibi tıbbi uygulamalarda zaten kullanılmaktadır (Céline Brunot-Gohin, ve ark., 2016). Zirkonum oda ısısında stabil olur bu yüzden bazı metal oksitler ( $MgO$   $CaO$   $CeO_2$   $Y_2O_3$ ) eklenir (Zaimoglu ve Can, 2011). Normal koşullar altında zirkonyum metali su ile reaksiyon vermez. Metalin yüzeyini kaplayan oksit tabakası, asitlere karşı inaktif olmasına neden olur, alkali çözeltilerle de reaksiyona girmez. Sadece hidroklorik asit içerisinde çözünür ve floro bileşimleri oluşturur (Tosun , 2007).

Zirkonyum oksit, üç kristalin formda ortaya çıkar: monoklinik, tetragonal ve kübik fazı. Saf zirkonyum oksit, oda sıcaklığında monoklinik kristaller olarak oluşur ve  $1170^{\circ}C$ 'de tetragonal ve daha sonra  $2370^{\circ}C$ 'de kübik kristali dönüştürür. Soğutma sırasında, kristaller yaklaşık  $970^{\circ}C$ 'de monoklinik kristallere dönüşür. Bu dönüşüme, bükülme mukavemetinde ve hacim genişlemesinde (% 3-4) bir azalma eşlik eder (Piccone ve Maccaro, 1999).

**Tablo 1.** Zirkonyum dioksit (ZrO<sub>2</sub>)'in fazları, yoğunlukları ve faz geçiş sıcaklıkları

<b>Kristal Form</b>	<b>Yoğunluk gr/cm<sup>3</sup></b>	<b>Geçiş Sıcaklığı °C</b>
Monoklinik	5,830	<1170
Tetragonal	6,100	1170 – 2370
Kübik	6,090	2370–2680

Zirkonya Materyalleri birçok tipte bulunmaktadır, bunlardan sadece üçü diş hekimliğinde kullanılmaktadır:

#### **a. Yitriyum Katyonlu Zirkonya Polikristali (Y-TZP)**

Saf zirkonya malzemesi, içine sızmış yitriyum oksitten elde edilmiştir. Bu sistem yüksek bir kristal içeriği sunar. Bazı yazarlar tarafından seramik çelik olarak adlandırılmıştır. Çalışmalar, Y-TZP seramiklerinin diğer dental seramiklerle karşılaştırıldığında üstün mekanik özellikler sunduğunu, camsı infiltre edilmiş zirkonya seramiklerden bile daha yüksek olduğunu göstermiştir. Y-TZP seramiklerinin eğilme direnci, 700 ila 1200 MPa değerlerine ulaşabilir. Bu değerler normal çiğneme sırasındaki maksimum oklüzal yükleri aşar. Y-TZP malzemeleri ayrıca 2.000 N'den daha büyük bir kırılma direnci gösterebilir ve bu değer neredeyse iki katıdır. Y-TZP seramik diş yapısını taklit etmek için renklendirilebilir; ancak, çok opaklardır. Bu radyopaklık, özellikle intrasülküler ve proksimal preparatlar yapıldığında, radyografik analiz yoluyla marjinal adaptasyonlarını izlemek için çok yararlı olabilir. Öte yandan, opaklık, geleneksel diş seramiklerinden yapılanlara kıyasla zirkonya restorasyonlarının estetik sonucunu sınırlayabilir (Cavalcanti ve ark., 2009).

#### **b. Magnezyum Katyonlu Zirkonya Polikristali (Mg-PSZ)**

Mg-PSZ yüksek gözenek ve partiküllerin büyüklüğü nedeniyle diş hekimliğinde kullanım için uygun olmamaktadır ve bu sebepten yüzeyde çatlaklara neden olabileceği bildirilmektedir. Bu tür zirkonya seramiklerde sinterleme sıcaklığı da çok daha yüksektir (1680-1800°C). Ayrıca, Mg-PSZ, tetragonal ile monoklinik faz dönüşümü için enerjiyi biraz düşürebilen ve zayıf bir dengeye sahiptir. Sentezlenen

malzemenin mekanik özellikleri ve stabilitesi düşüktür. Tamamen sinter bloklar bu malzeme ile üretilmiştir ve sağlam ve güçlü işleme sistemleri gerektirir. Denzir-M (Dentronic AB, Skellefteå, İsveç) adlı bir diş seramik sistemi, diş tacı ve köprü işi için tamamen sinterlenmiş bir Mg-PSZ seramik örneğidir (Sundh ve Sjögren, 2006).

### **c.Zirkonya İle Sertleştirilmiş Alümina Seramikler (ZTA)**

%12 ve %33mol seryum ile stabilize zirkonyanın (12Ce-TZP) In- Ceram Alümina'ya eklenmesi ile oluşur. In-Ceram Zirkonya Y-TZP'ye göre daha az mekanik özelliğe sahiptir (Guazzato ve ark., 2004). Termal siklus ve yaşlandırma testinde Y-TZP'in stabilizasyonu yüksektir ve düşük ısıda direnç göstermektedir (Denry, 2008).

### **Zirkonyum Dioksitin Sertleştirme (Transformasyon) Mekanizması :**

'Sertleştirme mekanizması' zirkonyum dioksit dış mekanik kuvvetler uygulanması (aşındırma, soğutma vb.) sonucu grenlerinin enerjisi absorbe ettiği ve kristallerin tetragonal formdan monoklinik forma dönüştüğü bir çatlak iyileştirme prosedürüdür (McLaren ve Giordano, 2005). ZrO<sub>2</sub>'nin transformasyon sertleşmesi, son derece yüksek bileşen stabilitesi ve olağanüstü eğilme ve çekme dayanımı, ayrıca kırılma ve kimyasal dirence yol açar. Bu özellikler, ZrO<sub>2</sub>'nin çatlak ilerlemesini durdurarak mikro çatlak başlatma işlemini kendi kendine tamir etmesini sağlar (Céline Brunot-Gohin, ve ark., 2016). Zirkonyum dioksitin bu dönüşümüne "martensitik transformasyon" da denilmektedir (Ban ve ark., 2008).

### **Zirkonyum Dioksitin Tipleri**

**HIP, Hot Isostatic Pressing (ful sinterlenmiş) zirkonya:** Seramik sanayisinde kullanılan bir sinterleme tekniğidir. (Richard, 2007). Sıcak İzostatik Prosedür (HIP), malzemenin yüksek sıcaklık ve yüksek basınç altında sinterleme prosedürüdür. Bu prosedürler, malzemenin gözenekliliğini azaltır ve zirkonyum seramiklerin yüksek tokluk ve yarı saydamlık değerlerini sağlar. Örnekler: DC-Zirkon (DCS Dental AG) Everest-ZH (KaVo). (MC Suresh Sajjan, 2015).

**Non-HIP (sinterlenmemiş) zirkonya tipi:** Bloklar kısmen sinterlenmiş ve bu tür malzemelerde spreyle kurutulmuş zirkonya tozu kullanarak elde edilir. İzostatiktir preslenmiş ve eksik sinterlenmiş bu malzemeler HIP zirkonyasından daha yumuşak

kalır ve öğütülmesi daha kolaydır. Öğütme işleminden sonra zirkonya tamamen sinterlenir. Son şeklini elde etmek için 1350°C ila 1500°C arasında bir fırında 2-5 saat süreyle tamamen sinterlenir. (Denry ve Kelly 2008). Bu zirkonya tipi HIP zirkonya tipine göre yumuşaktır, kolay frezlenebilir, güç ve fiziksel özellikleri daha zayıftır. Örnekler: LavA (3M ESPE), Cercon (DENTSPLY Ceramco Vita YZ (Vident), Nobel Biocare'in Procera sistemi (Denry ve Kelly, 2008).

**Green (sinterlenmemiş) Zirkonya Tipi:** Y-TZP tozunun basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilen bloklardır. Üretim aşamasında materyal herhangi bir sinterleme yapılmaz sadece basınç ile sıkıştırılması sonucunda üretilir. Blokların aşındırılmasından sonra restorasyonda sinterleme işlemi yapılır (Denry ve Kelly, 2008).

### **2.1.5. Zirkonya Alt Yapıların Veneerlenmesi**

Günümüzde yüksek mukavemet ve biyo uyumluluk özellikleri ile Zirkonya seramik materyaller klinik çalışmalara istinaden çok mükemmel sonuçlar elde edilmektedir (Luthardt ve ark., 2004). Zirkonyum oksit destekli restorasyonlar da opak görünümü engellemek için ve uygun translüensliğe sahip olmak amacı ile veneer seramikler ile kaplanmaktadır (O'Brien, 2002; Anusavice, 2003; White ve ark., 2005; Powers ve Wataha, 2008).

Veneer seramiğin zirkonyum okside bağlanma mukavemetini arttırmak için sıkıştırma stressin derecesinin azalması gerekmektedir (De Jager ve ark., 2005).

Üç farklı teknik Veneer seramiğin uygulanmaktadır;

1. Tabakalama tekniği
2. Press-on tekniği (Bonfante ve ark., 2010).
3. Multilayer tekniği (Ör: CAD-on) (Ivoclar ürün kataloğu, 2010).

### **Tabakalama Tekniği**

Zirkonya kor üzerine Veneer seramikler genellikle geleneksel tabakalama tekniği ile uygulanır. Üstün estetik özelliği olan fakat mukavemet bakımından yetersiz olan veneer seramikler, alt yapıya tabakalar halinde eklendikten sonra sinterleme işlemi yapılır (Hsueh ve ark., 2005). Geleneksel veya tabakalama tekniğinde, üretici, seramik toz ve özel sıvısı (distile suyun reolojik olarak değiştirilmesi ile elde edilir)

kullanılır. Restorasyonu üretmek için, alt yapı üzerine seramik tozu ile özel sıvısı karıştırıp ve bir fırça yardımı ile istenilen dental anatomi oluşturmak amacı ile alt yapı üzerine tabaka tabaka uygulanır. Bu teknik üst yapıda porözite oluşumunda ve bunun sonucunda çiğneme sırasında restorasyonun dayanıklılığını etkileyebilir (Silva ve ark., 2017). Tabakalama tekniği fırça ile şekillendirme yapılması ve daha fazla fırınlama uygulanması sebebiyle presleme tekniğine nazaran daha titiz bir çalışma gerektirir (Holand ve ark., 2000).

Tabakalama tekniğinde dikkat edilecek hususlar; toz ve sıvısı oranı, vibrasyon ve kondensasyon teknikleri ile sinterleme derecesidir. Bu kısıtlamalar istenmeyen büzölmeye ve porözite artışına ve homojen olmayan dağılımına sebep olabilmektedir (Luo ve Zhang, 2010).

### **Press-on Tekniği**

Press-on tekniği, seramik ingotların ısı ve basınç altında ile preslenmesidir. Bu teknik tabakalama tekniğine alternatif olarak geliştirilmiştir (Silva ve ark., 2017). Isı ile preslenen tam seramik kronların temel yapısı lösitle kuvvetlendirilmiş feldspatik seramiktir (Empress 2 tabakalama tekniğinde kor yapı lityum disilikat yapısına sahip bir cam seramiktir). Presleme ve tabakalama tekniğinde kullanılan veneer seramiklerin her biri farklı kimyasal ve fiziksel özelliklere ve farklı ısıl genleşme katsayısına sahiptir (Aboushelib ve ark 2008c). Isı ile ile preslenen tam seramik kronlar tek aşamada yapılp istenilen renk, glaze ve diş boyama ile sağlanabildiği (Boyama tekniği) gibi, dirençli kor yapı ısı ile preslenerek oluşturulduktan sonra üzerine seramikler tabaka tabaka uygulanarak (Tabakalama tekniği) istenilen renk ve şekilde yapılabilmektedir.

Presleme tekniğinde, kronun mum modeli hazırlanır ve revetmana alınır. Kayıp mum tekniği ile mum kaybı gerçekleştirilir. Sonra önceden fırınlanmış prefabrik seramik ingotlar özel fırında yumuşatılarak mum boşluğuna preslenir (Silva ve ark., 2017).

Presleme tekniğinin tabakalama tekniğine nazaran birçok üstünlüğü vardır. Daha dayanıklı ve estetik sonuçlar elde edilir (El-Mowafy ve ark., 2004). Presleme tekniğinde tekrarlayan fırınlama işlemlerinin azalması seramik üzerindeki olumsuz etkileri ortadan kaldırır ve zamandan tasarruf sağlanır. Ayrıca seramik basınç altında şekillendirildiği için yapı homojen, yoğun ve küçük partiküller halinde oluşur. Bu teknik

estetiğin ön planda olduğu durumlarda daha çok tercih edilmektedir (Aboushelib ve ark.,2008).

### **CAD-on Tekniği**

“CAD-on”, Ivoclar Vivadent tarafından, tabakalama ve presleme tekniğinin problemlerini aza indirmek amacıyla geliştirilen yeni bir tekniktir. Üretici “CAD-on” restorasyonlarının genellikle monolitik zirkonya restorasyonlarında kaybedilen yarı saydamlık veya estetikten ödün vermeden yüksek oklüzal yüklere dayanabildiğini iddia eder. (Ivoclarvivadent. Scientific Documentation IPS e.max® CAD-on Schaan (LI): Ivoclarvivadent; 2011).

IPS e.max “CAD-on” tekniği, IPS e.max ZirCAD ve IPS e.max CAD gibi iki CAD / CAM malzemesini “kristal bağlantı” olarak adlandırılan cam fırınlama seramikle birleştirir. Bu süreçte, IPS e.max ZirCAD alt yapı ve IPS e.max CAD (LS2) üst yapı olarak kullanılır. Geleneksel olarak, tabakalama tekniğinde ZirCAD IPS e.max Ceram ile veya press-on tekniği kullanılarak IPS e.max ZirPress seramik ile kaplanır. “CAD-on”, tekniğinde Sirona inLab yazılımı ve Sirona inLab kazıma ünitesi kullanılarak tasarım çizilir tasarımın tamamlanmasından sonra, veriler farklı frezeleme veri setlerin, LS2 üst yapı için bir program ve Y-TZP alt yapı için ayrı bir frezeleme programı yapılmıştır. Frezleme işleminden sonra alt ve üst yapı kontaminasyonlardan uzaklaştırılıp kurutulduktan sonra üretici talimatlarına uygun olarak Ivoclar Vivadent'in özel geliştirdiğ cam seramik bağlayıcı ajan ile homojen bir bağlanma sağlanır. Birleşme süreci IPS e-max CAD'in kristallizasyonu ile eř zamanlı olarak gerçekleşir.

Ivoclar Vivadent, “CAD-on” tekniğinin, geleneksel tabakalama ve presleme yöntemlere göre üretim zamanını% 40 azaltarak üretim süresini azalttığını öne sürmektedir. Son olarak, “CAD-on” FDP'lerin ticari olarak üretilen ve daha az kusuru olduğu bildirilen seramikler kullanılmaktadır ve posterior bölgede 3-4 üyeli restorasyonlar yapılabilir (Ivoclar ürün kataloğu: IPS e-max CAD-on 2010).

Farklı üretici firmalar tarafından geliştirilen multilayer yöntemlerinde, üst yapı seramiğinin içeriği, alt yapı-üst yapı birleştirilmesinde kullanılan ara yüz birleştirme materyali ve yöntemi farklılık gösterir. Zirkonya alt yapı (In-Ceram YZ, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve feldspatik esaslı seramik (Vita Mark

II, VITA Zahnfabrik) kombinasyonu kullanılan sistemde ise kazıma ünitesinde elde edilen üst yapılar üzerine glazür porseleni uygulanır ve uygun programda sinterize edilir. Sinterlenen zirkonya alt yapı ve glazür işlemi uygulanan üst yapı, firma tarafından önerilen rezin kompozit ile birleştirilir. Simanın ışık ile polimerizasyonu ve birleşim hattının cilalanması sonrasında restorasyonlar tamamlanır (Ivoclar ürün kataloğu: IPS e-max CAD-on 2010).

### **2.1.6. Zirkonya-Veneer Seramik Restorasyonlarda Liner Materyalinin Kullanımı**

Liner, zirkonya alt yapı ile veneer seramik arasında alt yapının opak görüntüsünü maskelemek ve de zirkonyanın ıslanabilirliğini artırmak için ara tabaka olarak uygulanır (Abusalib ve ark., 2006). Liner aluminosilikat cam, gliserol, propilen glikol ve diğer materyallerden oluşmaktadır (Tagami ve ark., 2009). Toz ve likitin karıştırılması esasına dayanır. Kremi bir kıvama gelen karışım alt yapının tüm yüzeyine uygulanır ve kısa bir süre kurutulduktan sonra fırınlama işlemine tabi tutulur. Fırınlama işlemi sonrasında liner materyalinin tabaka kalınlığı 0,1 mm olmalıdır (Ivoclar ürün kataloğu: IPS e.max Ceram 2009).

### **2.1.7. Zirkonya-Veneer Seramik Arasındaki Bağlanma Mekanizması**

Zirkonya ile veneer porselen arasındaki bağlanma mekanizması tam olarak bulunamamıştır (Fisher ve ark., 2008). Bu bağlantıyı zirkonya ile veneer seramiği arasındaki ısıl genişleme katsayısı farkı, bağlantı yüzeyindeki kırık ve defektlerin türü ve genişliği, ıslanabilirlik, mekanik ve kimyasal faktörler gibi farklı etkenler istenmeyen streslerin oluşumuna sebebiyet vererek restorasyonun başarısını olumsuz yönde etkiler (Tholey ve ark., 2009).

Zirkonya ile güçlendirilmiş seramik sistemlerde en sık görülen klinik başarısızlıkların nedeni, veneer seramiğinin alt yapıdan ayrılmasıdır (Tinschert ve ark., 2005; Sailer ve ark., 2006; Molin ve ark., 2008; Tholey ve ark., 2009). Y-TZP zirkonya alt yapı ile veneer seramik arasında bağlantı mekanizmasının incelendiği bir çalışmada, homojen bir yapının olması ve cam fazdaki iyon alışverişinin kimyasal bağlantı oluşturabileceği belirtmiştir. Ancak buna karşılık (Kwon ve ark., 2010) sinterleme yapıldıktan önce ve sonraki zirkonya yüzeyi ile veneer seramik ara yüzeyi arasında mikropörözitelerin oluştuğunu, element difüzyonunun veya migrasyonunun olmadığını

gözlemlenmişlerdir. Buna dayanarak, zirkonya–veneer seramik arasındaki bağlantı mekanizmasının kimyasal değil mekanik olduğu ve ara yüzeyde oluşan mikropörözitelerin bu bağlantıda ana faktör olabileceğini belirtmişlerdir.

### **2.1.8. Zirkonyada Uygulanan Yüzey İşlemleri Seramik**

Restorasyonların uzun vadeli klinik başarısı, seramik ve diş maddesi arasındaki başarılı bağlanmaya bağlıdır. Siman ile seramik arasında yüksek bağlanma kuvveti elde etmek için, mikromekanik kilitleme ve kimyasal bağlanma için, seramiğin yüzey pürüzlülüğüne ihtiyaç vardır (Blatz ve ark., 2003). Bu bağlanma kuvvetini arttırmak için birkaç teknik rapor edilmiştir. Ancak farklı seramik türlerinin farklı yüzey işleme tekniklerine ihtiyacı vardır. Pürüzlendirme işlemi sayesinde yüzey alanı, yüzey enerjisi ve yüzey ıslatılabilirliği artırılır (Blatz ve ark., 2003).

**Kumlama:** Kumlama, mikro mekanik retansiyon sağlamak ve kontamine bir yüzey elde etmek için kullanılır. Bu yöntemde tanecikler alüminyum oksit tanecikleri, seramiklerin zayıflamış fazlarını giderir ve yüzeyde düzensizlikler oluşturur. Bu düzensizlikler, yüzey alanını artırır ve mekanik tutma ve bağlanmayı sağlar (Bottino ve ark., 2008). Mikro kumlama cihazı, aşındırıcı partiküllerin boyutu, hava basıncı, kullanılan süre, nozül açısı, vb. gibi farklı parametrelerin ayarlanmasına izin verir. Çalışmalar,  $\mu\text{m}$  seramiklerin yüzey onarımı için kumlamanın, saf alümina partikül boyutu 250 ile 30  $\mu\text{m}$  24 arasında olup, uygulama basıncı 2-3 bar, kumlama ucunun materyale uzaklığı 5-20 mm, 16 süresi ise 15 sn. kadardır. Yüksek hızda ve yaklaşık 15 sn boyunca 2 ila 3 bar arasında hava basıncı ile ve daha iyi performans gösterdiğini göstermiştir (Reston ve ark., 2008).

Kumlamanın etkisinden faktörler arasında, partikül büyüklüğü, uygulama basıncı ve süresi, kumlama cihazının açısı gibi yer almaktadır (Moravaj ve ark., 2016). Kumlama işleminin aşırı basınçla uygulanması, seramikte kopmalara ve aşırı materyal kaybına neden olabileceğinden silika bazlı tam seramik sistemlerinde önerilmez. Çünkü aşırı basınçtan dolayı aşırı madde kaybı oluşur. Yapılan bir çalışmada uygulanan yüzey işlemlerine göre rezin siman ile Y-TZP seramik arasındaki bağlantı dayanımını incelemiş ve sinterleme öncesinde yapılan kumlamanın monoklinik fazı azalttığı ve zirkonya dayanımını arttırdığı bildirilmiştir (Moon ve ark., 2011).



**Aşındırma:** Aşındırma, seramiğin yüzey yapısında döner aletlin elmas frezle, pürüzlülük değerini ve yüzey enerjisini değiştirir. Yüzey pürüzlülüğünü etkileyen faktörler, kullanılan frezin gren boyutu, basıncı, süresi ve uygulama zamanıdır (Pradies ve ark., 2017; Curran, 2017). Frezle pürüzlendirilen dental seramik mikroyapının değişimi ile çatlak oluşumuna neden olabilir (Tzanakakis ve ark., 2016; Thompso ve ark., 2011). Elmas frezin gren büyüklüğünün feldspar porselende oluşturduğu yüzey hasarını FEA (Finite Element Analysis) ve SEM (Scanning Electron Microscopy) ile analiz yaptıktan sonra kalın grenli frezlerin daha çok hasar oluşturduğu bu nedenle küçük grenli frezlerin düşük basınçla uygulanmasının daha doğru olduğu bildirilmiştir (Pradies ve ark.,2017). Zirkonya seramiklerde aşındırma işlemi, yüzeyde daha fazla strese maruz kaldığı için faz değişimine (tetragonal→monoklinik) sebep olur ve bu nedenle ve daha zayıf bükülme dayanımı gösterir (Lundberg ve ., 2017).

Bağlantı dayanımını inceleyen bir çalışmada Zirkonya ile veneer seramiğin arasında, frezle aşındırma yönteminin yüzey pürüzlülüğünü artırdığını ve zirkonya alt yapı ile seramik üst yapı arasındaki makaslama bağlantı dayanımına etkisinin olmadığı belirtilmiştir (Lundberg ve ark., 2017).

**Asit:** Tam seramik restorasyonların yüzey işlemlerinin mukavemetini artırmak için kullanılan partiküllerin biri de asitle pürüzlendirme yöntemidir. Bu işlemede asit, silika içeren cam matriks ile reaksiyona girer ve cam matriksi ortadan kaldırır ve kristal yapı açığa çıkar. Neticede seramik yüzeyinde, yüksek mikro mekanik retansiyon alanları oluşur. Hidroflorik asit ve fosforik asit simantasyon prosedürlerinde en çok kullanılan asitlerdir (Zogheib ve ark., 2011).

**Plazma sprey:** Termal olmayan plazmalar, yüksek oranda reaktif parçacıklar içeren kısmen iyonize “soğuk” gazlardır. Gaz fazının nispeten hafif, tahribatsız karakteri nedeniyle, yüzey özelliklerini değiştirerek, optimize eder (Chen ve ark., 2013). Plazma yüzey işlemi, genel olarak temizlik ve yüzey aktivasyonu için kullanılır, bu da alt tabakanın “ıslanabilirliğini” ve yüzey enerjisini yükseltir ve bağlanma özelliklerinin iyileştirilmesine yol açar. (Lee ve ark., 2016). Bir in vitro çalışmada, ısı olmayan atmosferik argon plazma işleminin, zirkonya ile üst yapı arasındaki bağı önemli ölçüde arttırdığı, temiz ve hidrofilik bir yüzey oluşturduğu bildirilmiştir (Lee ve ark., 2016).

Diş hekimliğinde, cam fiberlerin, fiber içerikli kompozitlerin, cam seramiklerin ve polikarboksilat seramiklerin bağlanma dayanımını artırmak için plazmalar kullanılmaktadır (Han ve ark., 2017).

**Tribokimyasal silika kaplama yöntemi:** Tribokimyasal uygulama sisteminde silisik asitle modifiye edilmiş alüminyum oksit ile kumlanan silika ile kaplanan seramiğin yüzeyinde bir cam tabakası oluşur. Bu tabaka, üzerine uygulanan silan ile kimyasal bağlantı kurmaktadır. Tribokimyanın mekanizması, kimyasal (rezin ile silan) ve fizikokimyasal (kumlama ile rezinin) değişiklikler oluşturmaktadır (Della-Bona, 2005). Bu yöntemle uygulanan sistemlerde (Rocatec ve Cojet, 3M-ESPE; Almanya), alumina tanecikleri seramik ve metal yüzeyine 15 µm'ye kadar penetre olabilmektedir (Della-Bona, 2005). Günümüzde, tribokimyasal silikatizasyon yani tribokimyasal silika kaplama, seramik ve metal destekli restorasyonlarda simantasyon öncesinde ve sabit restorasyonlarda seramik kırıklarının tamirinde, silanizasyonu ve rezin adezyonunu sağlamak için reaktif ve silikadan zengin seramik yüzeyi oluşturulması amacıyla kullanılmaktadır (Valandro ve ark., 2005).

## **2.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Rezin Simanlar**

1970'lerden günümüze kadar dentin bağlayıcı ajanlarındaki gelişmeler, sabit restorasyonların simantasyonunda rezin simanların kullanımını artırmıştır. Son zamanlarda rezin esaslı simanlarda görülen gelişme tam seramik restorasyonların simantasyonunda vazgeçilmez bir materyal haline gelmelerini sağlamıştır (Crispin ve ark., 1994).

Rezin esaslı yapıştırıcı simanlar 4 grup altında toplanır:

- 1- Kompozit rezin simanlar
- 2- Rezin modifiye cam iyonomer simanlar
- 3- Adeziv rezin simanlar (Modifiye akrilik rezin simanlar)
- 4- Poliasit modifiye rezin simanlar.(Leylek, 1999).

**1. Kompozit (Dimetakrilat) rezin simanlar:** Dişhekimliğinde kullanılan kompozitler, matris faz içinde dağılmış olan doldurucu partiküllerin bir bağlayıcı ajan ile bağlanması sonucunda oluşur ve 3 fazdan meydana gelir:

**Rezin matris (Organik faz):** Rezin matris, kimyasal olarak aktive olan bileşendir. Rezin matris plastik bir kitlenin katı sert bir forma dönüşmesini sağlayarak maddenin restorasyonlarında kullanılmasına olanak sağlar. Yapısında en fazla kullanılan monomerler Bis-GMA (Bis-phenol-A diglycidymethacrylate) veya UDMA (üretan dimetakrilat) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA)'tır. UDMA, renk değişimine daha dirençli olup, iyi adezyon sağlar. Hem Bis-GMA hem de UDMA monomerler oldukça ekstra viskoz yapıya sahip olduğundan viskoziteyi azaltmak için matrikse TEDMA (trietilen glikol dimetakrilat) ilave edilmiştir (Leylek, 1999).

**İnorganik doldurucular (İnorganik faz):** Kuartz (kristalin silika), borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucuların farklı şekillerde matrisin içinde dağılmasından oluşur ve fiziksel özelliklerini veren kısımdır. Silika, kristalin (kristobolit, tridmit, kuartz) ve non-kristalin (silikat cam) formlarda bulunur. Kristalin formları serttir, ancak kompozit rezinin bitirme ve cila işlemlerini güçleştirir. Bu nedenle kompozit rezinler, günümüzde silikanın non-kristalin formu (silikat cam) üretilir zira silikalı kristalin çok sert olduğu için cila ve bitirme işlemi zordur (Gladwin ve Bagby, 2000).

**Silan Ajan (Bağlayıcı faz):** Kompozit rezinlerin yeterli mekanik özelliklere sahip olması için doldurucu ve rezin matrisin güçlü bir şekilde birbirine bağlanması çok önemlidir bu yüzden matris ile doldurucular arasında sıkı bir bağlayıcıdır. Silan bağlayıcı ajanlar bir uçtan polimer matrikse bağlanır diğer uçta da doldurucuya (cam) bağlanır.  $\gamma$ -metakriloksipropil trimetoksisilan'dır cam dolduruçlu kompozit rezinlerde en yaygın olan Silan bağlayıcı ajandır (Gladwin ve Bagby, 2000).

### **2.2.1. Polimerizasyon Yönteme Göre Kompozit Rezin Simanların Sınıflandırılması**

**Kimyasal Sertleşen Rezin Simanlar (self-cure):** Kimyasal olarak sertleşen sistemler kompozit resin bond simanlar çift pat ya da toz likid şeklindedir. Kimyasal polimerizasyon başlatan benzoil peroksit baz kısmı ve katalizör tersiyer amin katalizör olarak bulunur. Reaksiyonları oda sıcaklığında serbest radikallerin oluşumunu sağlar.

Bu sistemin dezavantajı renklenme olasılığı ve çalışma süresinin kontrol altında olmamasıdır (Blatz ve ark., 2003; Lu ve ark., 2005).

**Işıkla Sertleşen Rezin Simanlar (light cure):** Işıkla aktive olan rezin siman sistemleri, tek pat şeklinde üretilmektedir. 470- 500 nm dalga boyunda ve ışıkla aktive olan ve polimerizasyonu başlatan komforokinin ve katalizör olarak alifatik aminler bulunur (Goldin EB,2005). Işıkla sertleşen simanların tam olarak polimerizasyonu 24 saat sonra gerçekleşir. Işıkla sertleşme sisteminde polimerizasyonu etkileyen en önemli faktörlerden biri uygulanan ışık gücü, ışığın uygulama süresi, ışık kaynağının simana olan mesafesidir ve bu özellikler simanın fiziksel, mekanik ve kimyasal özelliklerine olumsuz etki edebilmektedir (Rasetto ve ark., 2004). Seramik materyalin optic özellikleri, yarı saydamlığı, ışının kırılma indisi gibi özellikler, iletilen ışığın miktarını ve dolayısıyla polimerizasyon reaksiyonun derecesini belirleyebilir (Soarse ve ark., 2006; Rasetto ve ark., 2004; Pick ve ark., 2010). Restorasyonun kalınlığı arttıkça (1-1,5 mm) rezin simanın polimerizasyonu yetersiz kalabilir. Özellikle kalın zirkon esaslı restorasyonların altında bulunan dual-cure rezin simanların ideal olarak polimerize olabilmesi için LED ışık kaynağı tercih edilmelidir (Pınar ve ark., 2015).

#### **Kullanıldığı Restorasyonlar**

Seramik laminate veneerler

Kompozit laminate veneerler

**Hem Işıkla Hem Kimyasal Sertleşen Rezin Siman (Dual-Cure):** Hem ışıkla hem kimyasal sertleşen rezin siman, ışıkla sertleşen ve kimyasal yolla sertleşen rezin simanların avantajlarını birleştirmek amacı ile geliştirilmiştir. Rezin karıştırıldıktan sonra ışığa maruz kaldığında polimerize olur. Dual-cure rezin siman kimyasal polimerizasyon mekanizması özelliği de olduğu için ışıkla kolayca erişilemeyen alanlarda rezin simana yeterli miktarda polimerizasyonunu sağlar. Bununla birlikte, ışıkla polimerizasyon aktive olur ve 8-24 saat arasında kimyasal polimerizasyon yavaş yavaş gerçekleşir (Lee v ark., 2016). Altı farklı dual-cure rezin simanının polimerizasyonunun değerlendirildiği bir çalışmada, ışıkla polimerize olan sistemin, kimyasal polimerize olan sistemlere göre 15 ila 322 kat daha hızlı polimerize oldukları bildirilmiştir. (Mores ve ark., 2004). Hem ışıkla hem kimyasal

sertleşen simanların baz kısmı komforokinon ışıkla aktive olan ve peroksit amin katalizör işlemi yapan kimyasal reaksiyonla aktive olan sistemlerden oluşur (Lu ve ark., 2005). Bir çalışmada, Zirkonya'nın kasp eğimi arttıkça, dual cure rezin simanların polimerizasyon verimliliğini önemli ölçüde arttırdığı bildirilmiştir (Chang ve ark., 2018)

### **1. Rezin Modifiye Cam İyonomer (RMCİS) Yapıştırıcı Simanlar**

Konvansiyonel cam iyonomer siman ile kompozit rezin siman arasında bir simandır ve konvansiyonel cam iyonomer simandaki poliakrilik asit zinciri üzerine rezin esaslı maddelerin (metakrilik maddelerin) eklenmesiyle üretilmektedir (O'Brien, 1997).

### **2. Adeziv Resin Simanlar (Modifiye Akrilik Rezin Simanlar)**

Rezin simanlar akrelik rezin simanlardan modifiye edilmiştir. Adeziv simanlar, adezyonu arttıran 4-META (4 - metakriloksi etil trimellitik anhidrid) ile formüle edilmiştir. Toz-likit ya da iki pasta sistemi halindedir. Ayrıca, katalize edici ajan olarak tri-butil-boran ilave edilmiştir (O'Brien, 1997). Yapılan in vitro çalışmalarda adeziv simanın, asitle pürüzlendirilmiş ve silan kaplanmış döküm metal yüzeylerine bağlantısının oldukça yüksek olduğu görülmüştür.

### **3. Poliasit Modifiye Rezin Simanlar (PMRS)**

RMCİS ile kompozit rezin arasında yer alan, cam iyonomer simanın esas bileşenlerine sahip olan fakat bileşenlerinin karanlıkta asit-baz reaksiyonu oluşturacak yeterliliğe sahip olmadığı materyallerdir. Bu maddeler "Kompomer" olarak adlandırılmıştır (McLean ve ark., 1994).

## **2.3. Dental Seramiklerde Renk Özellikleri**

### **Işık ve Renk**

Işık, nanometreler ile ifade edilen elektromanyetik dalga boylarından meydana gelen bir radyasyondur (Rosenstiel ve ark., 2006). Renk, ışığın önemli faktörleri arasında yer almaktadır. Rengin algılanmasını sağlayan 3 ana faktör ışığın kaynağı, gözlenen nesne ve gözlemcidir (Wozniak ve Moser, 1981; Knispel, 1991). Bir cisim ışığa maruz kaldığında, ışığın tayfında bulunan renklerden kendi rengi dışında tüm renkleri emer ve diğer renkleri yansıtır ve böylece görme gerçekleşir, Örneğin, mavi bir nesne mavi hariç tüm dalga boylarını emer. Kalan dalga boyları gözlerimiz

tarafından algılanır ve o nesne görülür (Russell ve ark., 2000; Rosenstiel ve ark., 2006).

### 2.3.1. Renk Analiz Sistemleri

En çok kullanılan renk sistemleri Munsell (Sproull, 2001) ve CIE L\*a\*b\* renk sistemleridir (Brewer ve ark., 2004).

#### **Munsell Renk Sistemi:**

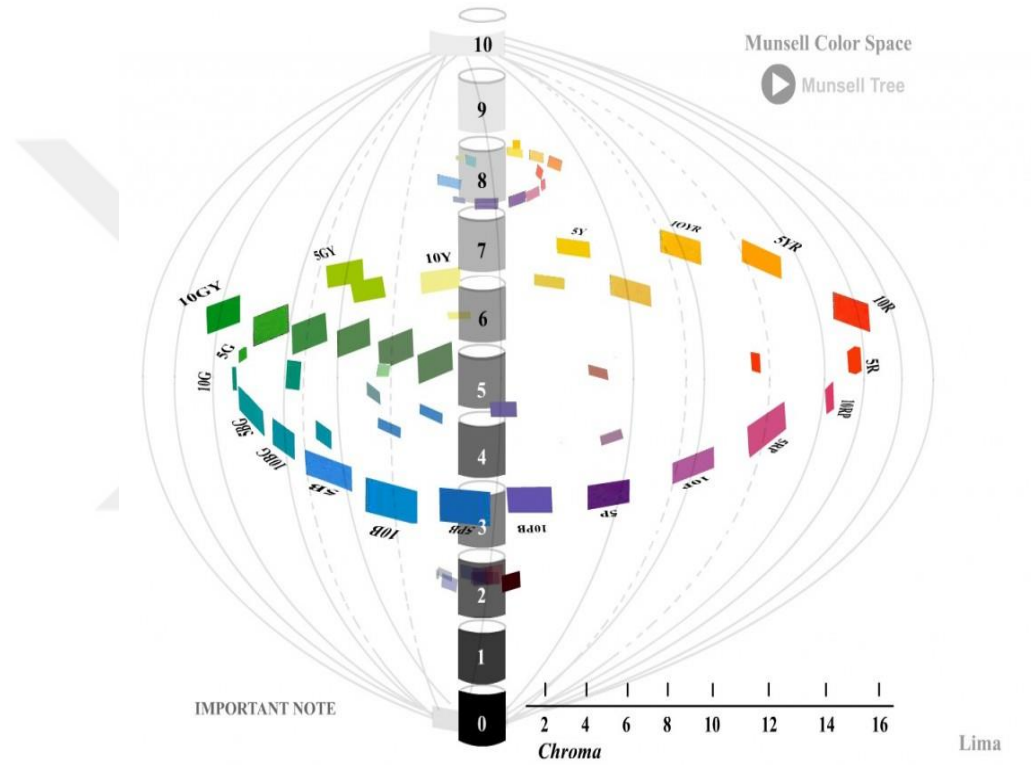
Munsell renk sistemi 1905 yılından da Albert H. Munsell tarafından geliştirilmiş en eski renk sistemidir. Bu sistemdeki üç değişken Munsell Hue (ton), Munsell Value (parlaklık) ve Munsell Chroma (doygunluk)' dur. Value 0 (siyah) ile 100 (beyaz) arasında değerlendirilir; kroma, açık uçlu bir skaladır ve akromatik renkleri ifade eder; hue ise 5 ana hue'nun 100 basamağa bölünmesi ile tonun belirlenmesini sağlar(sekil 1) (Altunsoy, 2001; Paravina ve Powers, 2004).

Rengin belirlenmesinde ilk adım parlaklığın (value), ikinci adım rengin doygunluğunun (chroma'nin) belirlenmesidir. Rengin doygunluğu ise rengin bulunduğu yer ile parlaklığı birbirine bağlayan bölgedir. Bu sistemde en son tonlar belirlenir. Rengin parlaklığı merkezi dikey eksendir (Şekil 1) (Altunsoy, 2001). Rengi üç boyutlu olarak tanımlamak amacıyla kullanılan Munsell sisteminde tonlar 5 temel (kırmızı , sarı, yeşil, mavi ve erguvani) ve 10 ara renge ayrılır. Value, beyazdan siyaha doğru 11 derecede tanımlanırken, doygunluk ise 15 seviyede gösterilmektedir

**Ton (Hue):** Rengin başka bir renkten farklılığını sağlayan faktördür, bir başka deyişle rengin çeşitliliği olarak da tanımlanır ve diş yada restorasyonun rengini ifade eder. Bir cismin tonu mavi, sarı ve kırmızı gibi rengin kendisidir (Brewer ve ark.,2004; Rosenstiel ve ark., 2006) . Diş veya dental restorasyonların ana renginin tanımında önemli rolü oynar (Chu ve ark., 2004).

**Doygunluk (Chroma):** Bir tonun yoğunluğu veya doygunluğuna Chroma denir. Bir rengin açıklık - koyuluk derecesini veya bir nesnenin berraklığını belirten faktördür (Rosenstiel, 2006). Literatürde chroma ve saturasyon birbirinin yerine kullanılmaktadır. İkisi de tonun gücünü, kuvvetini veya pigment konsantrasyonunu belirtir. Diş renginin tespitinde en önemli faktördür. Doğal dişlerin yoğunluğu 0,5-4 değerlerine sahiptir (O'Brien, 2002).

**Parlaklık (Value):** Cisim tonun berraklık miktarını gösterir. Açıklık ya da koyuluğunu ve canlılığını anlatır (Joiner 2004). Işık kaynağına yakınsa daha berrak görünür. Çok yüksek parlaklık değeri gösteren bir restorasyon gözlemci tarafından kolay fark edilir. Renk tonu değeriyle ters orantılıdır, yani renk ne kadar açık olursa parlaklık değeri o kadar büyürken, koyu olduğunda değeri düşük olur. İyi bir örnek tam beyaz parlaklığıdır. Skala ölçeğinde beyaz (100) maksimum değerle temsil edilirken siyah 0 değeri ile gösterilir (Sproull, 2001).



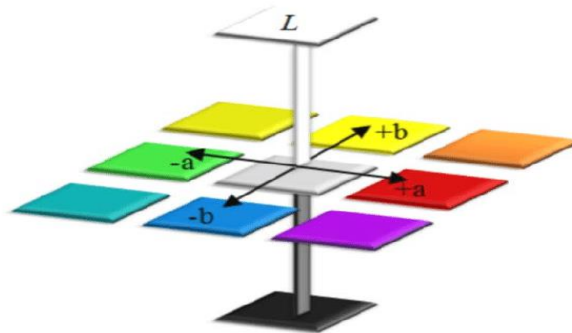
Şekil 1. Munsel renk sisteminde Hue, Valu , Crome

**Translusensi (geçirgenlik):** Işığın yansımaları veya absorpsiyonundan daha ziyade geçirme derecesidir. Translusensliği yüksek ise transparan, düşük ise opaktır. Doğal dişin insizal kenarı translusenstir. Translusensliğin tam olarak belirlenmesi restorasyonun estetik başarısı için önemlidir. Laboratuvar teknikerleri ve klinik çalışmalarda translusensliği ölçmek için kesin bir metot olmamasına rağmen, renk skalası ve restorasyondan geçen ışığın miktarını ölçmekte densitometer kullanılabilir. Genellikle eğitim almış laboratuvar teknisyenleri ayrı ayrı değerlendirdiği zaman value

ve hue'yu belirleyebilir. Bununla birlikte hue, value ve chroma hepsi birleştiği zaman zorluklar oluşabilir. Dental restorasyonlar da value değerlendirmesinde tutarsızlıklar görülebilir (Chu ve ark., 2004).

### **CIE Sistemi:**

Düzgün bir renk skalasıyla güvenilir ve standart renk ölçümü sağlamak mümkündür. Bir nesnenin renk tesbitinin kesinliği artırmak için, Uluslararası l'Eclairage Komisyonu (CIE, International Commission on Illumination) tarafından spektral eğrileri sayısal biçimde ifade etmek için bazı yöntemler geliştirildi. Diş hekimliğinde kullanılan yöntem CIEL \* a \* b \* olarak bilinen en sık kullanılan tek tip renk uzayıdır (Rosenstiel ve Johnston, 1988). Renk uzayı, nesnenin rengini ifade eden ve ona referans veren sayısal bir alandır. CIE sisteminde tristimulus koordinatı beyan olan esas üç renkten oluşur. X, kırmızı, Y, yeşil, Z, mavi rengin gösterimi için kullanılır (Gürel, 2004; Paravina ve Powers, 2004) (Şekil 2). Burada L aydınlanmayı (Lightness) ifade eder ve L\*, 0 (mutlak siyah) ile 100 (mutlak beyaz) arasındaki değerlerle nesnenin açıklık koordinatını gösterir. A\* ve b\* değerleri, nesnenin renk uzayındaki üç boyutlu konumunu ve yönünü gösteren renklilik koordinatlarını belirtir. A\* koordinatı pozitif olduğunda (+ a\*), nesne rengi kırmızı olur. Bu koordinat negatif olduğunda (-a\*), eğilim yeşildir ve bu kırmızı–yeşil ekseninde doygunluğu (chroma) ifade eder. Bu koordinasyon -90 ile 70 Δa\* arasında değişebilir. B \* koordinatı sarı (+ b\*) veya mavi (-b\*) yönünü belirtir ve sarı –mavi ekseninde doygunluğu (chroma) ifade eder, ve -80 ile 100 arasında değişebilir (O'Brien ve ark., 1989; Barath ve ark., 2003).



**Şekil 2.** CIE Lab renk aralığı



- +a\*: kırmızı eksen
- a\*: yeşil eksen
- +b\*: sarı eksen
- b\*: mavi eksen (Saraç ve ark., 2005).

Rengin akromatik değerleri, açıklık ekseninde ( $L^*$ ) temsil edilirken, veri renginin mekansal yansıması, kromatik rengin bileşenlerinin kavramsallaştırılmasına izin veren kromatiklik eksenlerinde ( $a^*$  ve  $b^*$ ) sunulur (Knispel, 1991).  $L^*$   $a^*$   $b^*$  koordinatlarının değerleri, X, Y ve Z tristimüllerinden (gözlemlenen nesneden yansıyan ışıkla üretilir) aşağıdaki denklemlerden elde edilir, burada  $X_n$ ,  $Y_n$  ve  $Z_n$  değerleri beyaza uyar (Gliese ve Petter, 2000):

$$L^* = 116 (Y/Y_n)^{1/3} - 16$$

$$a^* = 500[(X/X_n)^{1/3} - (Y/Y_n)^{1/3}]$$

$$b^* = 200[(X/X_n)^{1/3} - (Z/Z_n)^{1/3}]$$

Renk farklılığı yeni geliştirilen CIEDE2000 ( $\Delta E_{00}$ ) renk farklılığı formülü kullanılarak hesaplanmaktadır (Lee YK, 2005; Kürklü D, 2013).

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

$\Delta L'$  parlaklık,  $\Delta C'$  doygunluk,  $\Delta H'$  ton'daki farklılığı simgeler.

$R_T$ , mavi alanda doygunluk ve ton farklılıklarının etkileşimi ile hesaplanan dönüşüm faktörüdür.

$S_L$ ,  $S_C$ ,  $S_H$ , total renk farklılığında  $L'$ ,  $a'$ ,  $b'$ , koordinatları ve parametric faktörlerin renk farklılığı kısmında lokasyonundaki varyasyonlar açısından düzenlemeler yapar.

$K_L$ ,  $K_C$ ,  $K_H$ , deneysel koşulların ifadeleridir.

### 2.3.2. Renk Ölçüm Değeri

Görsel ve aletsel renk analizi arasında bir ilişki kurulması açısından yapılan bir klinik çalışmada, örneklerin  $\Delta E$  değerleri arasındaki renk farklılıkları, ideal aydınlatma koşulları altında gözlemcilerin % 50'si tarafından kabul edilebilir olarak değerlendirilmiştir (Johnston ve Kao,1989). Ağız boşluğundaki ışık koşullarını kontrol etmenin zorluğu nedeniyle, aletsel analizin sayısal sonuçlarının klinik önemini anlatmak amacı ile genişletilmiş bir görsel değerlendirme ölçeği öneren yazarlar 3,7 ye kadar belirlenen bir  $\Delta E$  değerinin kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir.

Dental materyallerde rengin değerlendirilmesi:

$\Delta E$  Klinik Renk Eşleşmesi

0 Kusursuz

0,5-1 Çok iyi

1-2 İyi 2-3,5 Klinik olarak kabul edilebilir

>3,5 Uyumsuz

### 2.3.3. Diş Hekimliğinde Renk Ölçümü Yöntemi

Geleneksel olarak, rengin görsel algısı diş hekimliğinde en sık kullanılan seçim yöntemidir. Bu subjektif yöntem, insan dişlerinde mevcut olan renklerin ortalamasını temsil eden örneklerle oluşan standartlaştırılmış ölçeklere skala) dayanmaktadır. Bu renk kılavuzu sayesinde doğal dişlerle görsel bir karşılaştırma yapılabilmektedir . Renk seçim işlemini çevresel faktörler, yorgunluk, yaş, stres, gözlerin ışığa önceden maruz kalması, gözlemcinin görsel kişiliği, nesnenin uygunsuz konumlandırılması ve çevreden aydınlatıcı bir etki ve metamerizm gibi faktörler etkileyebileceğinden, görsel renk seçiminin hatalı olma olasılığı vardır. Dişin renk tespiti için genelde dişin temel rengini veren sadece orta üçlük bölümünü incelemek gerekmektedir (Guo ve ark., 2000).

### Enstrümantal Yöntem Ölçümü

Enstrümantal renk analizi, diş hekimliğinde endüstriyel malzemelerin üretiminde kullanılan renklerin belirlenmesi, incelenmesi ve karşılaştırılması amacı ile

renk ölçerler ve spektrofotometreler kullanılarak yapılmaktadır. Aletler, ağızdaki rengi seçmek ve verileri bir laboratuara iletmek, diş beyazlatma sonuçlarını kontrol etmek hatalı renk algılamalarını en aza indirmek için klinik kullanım için tasarlanmıştır. Görsel analizde olduğu gibi, enstrümantal olarak renk seçilmesi sırasında özen gösterilmelidir. Plağın ve tükürüğün varlığı cihazı etkileyebileceğinden kaydedilen asıl rengi yakalamak için dişler temiz ve kuru olmalıdır, dik olarak tutulmalıdır ve diş dokularının servikal, orta ve insizal üçte birinde en az üç okuma yapılmalıdır. İnsan görme sistemini taklit eder ve renkleri matematiksel hesapla çok güvenilir derecede değerlendirir. Dört farklı özellikte renk ölçüm cihazı mevcuttur (Chu ve ark., 2004).

**Dijital Makineler:** Dijital kameraların kullanımı renk belirlemede yaygın bir yöntem olmuştur. En önemli avantajı dişlerin renginin bir bütün olarak ölçmesine imkan sağlamaktır. Bu sistemde nesne aydınlatma kutusuna yerleştirilir ve dijital fotoğraf makinesi tarafından görüntülenir. Ölçüm sonuçları dijital yazılımı yardımıyla CIE sistemine uygun hale getirilir (Wee ve ark., 2002).

**Kolorimetreler:** Kolorimetre rengi, sabit bir ışık kaynağı ve görme açısı altında sadece tristimulus (3 uyarılı renk değeri) değerleri olarak ölçmektedir. Renk kalitesini kontrol etmek için faydalı bir cihazdır. Kolorimetrenin iki kullanım kısmı var 1. yüzey renklerinin ölçümü 2. kendisinden berrak renklerin ölçümü. Yüzey renklerinin ölçümü için bir ışık kaynağı gerekir, parlak renklerin ölçümü için ışık kaynağı gerekmemektedir. Kolorimetrenin sensörlerinde insan gözüne benzer şekilde 3 farklı sensör mevcuttur. Bu sensörler CIE  $x(\lambda)$ ,  $y(\lambda)$  ve  $z(\lambda)$  sistemine yakın sonuç alabilmek için yerleştirilmişlerdir Diğer cihazlara göre daha pratiktir (Paravina ve Powers, 2004).

**Spektroradyometre:** Spektroradyometrelerin avantajı, nesneye temas etmeden renk ölçümü yapmasıdır, böylece insan gözünün görme koşulları sağlanarak ölçüm yapılabilir. Berraklık (irradiance) ve ışınım (radiance) gibi radyometrik değerlerin ölçümü için üretilmiştir. Değerler berraklık ( $cd/m^2$ ) ve aydınlanma (lux) ile ifade edilir. Rengin tüm biçimlerinin ölçümünde kullanılabilirler. Ancak ölçüm pozisyonuna çok dikkat edilmelidir. Pozisyondaki ufak bir değişim bile sonuçlarda büyük farklılıklara sebep olmaktadır (Paravina ve Powers, 2004).

**Spektrofotometreler:** Yüzey renklerinin belirlenmesinde tercih edilirler. Görülebilir spektrumun üzerindeki dalga boyu aralığındaki ışık yansımalarını ölçerler. Spektrofotomere ile çalışma sistemi farklı açılardan ışığa maruz kalan nesnenin yansıttığı ve geçirdiği enerji miktarına dayanır yansıyan ışık değerlerin hue, chrome, valu değerleri olarak kaydedilir. Spektrofotometrede cihazın. Klinikte kullanılan yöntem ışınlama derecesinin 0, gözlem derecesinin 45 olduğu yöntemdir. Bu cihazda çok sayıda ve hassas sensörler bulunmaktadır ve insanın teşhis edemeyeceği renk detaylarını ölçebilmektedir diğer dijital cihazlara göre daha güvenilirdir net ve tekrarlanabilir neticesine ulaşmak mümkündür. Bu cihazın dezavantajı maliyeti yüksek ve klinik kullanımı için pratik değildir (Chu ve ark., 2004; Paravina ve Powers, 2004).

## 2.4. Materyallerin Mekanik Özellikler

Restorative materyaller ağız ortamında mekanik, kimyasal ve termal reaksiyonlar nedeni ile yüksek bozulma riskine sahiptirler. Biyomekanik çalışmalarda malzemelerin bozulma ve deforme olma ihtimalleri araştırılmaktadır. Stres, strain (gerilme), toughness, friksiyon, sertlik gibi mekanik özellikler ağız ortamında materyallerin performansını etkilemektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012).

**Gerilim (Stres):** Birim alana etki eden kuvvet miktarını temsil eder. Bir cisme kuvvet uygulandığında iç direnci ile (stress) aynı kuvvette fakat zıt yönde cevap verir. Stres kuvvetin (N) alana bölünmesiyle hesaplanır ve birimi Pascal'dır ( $1\text{Pa}=1\text{N}/\text{m}^2$ ) (Sakaguchi ve Powers, 2012). Kuvvet yönü gerilim şeklini belirtmektedir.

Çekme gerilimi (tensile stres): Bir cisme çekme kuvveti uygulandığında oluşur, kuvvet dışı doğrudur.

Basma gerilimi (compressive stress); bir cismi bastırma kuvvetidir ve bu kuvvet içeri doğrudur.

Makaslama gerilimi (shear stress); bir cisme iki taraftan farklı yönden iki kuvvet uygulanmasıdır.

**Strain (Gerilme):** Gerilim, yük altındaki bir malzemenin, yük uygulanmadan önceki duruma kıyasla şeklini ne oranda değiştirdiğini ifade etmektedir. Burada kullanılan anlamıyla şekil değişimi biçimsel bir değişimi değil, daha ziyade şekildeki niceliksel

bir değişimi ifade eder. Dolayısıyla gerinim, bir malzemedeki şekil değişimini matematiksel olarak ifade edebilmemizi sağlamaktadır. Gerilme elastik ya da plastik ya da her ikisi birden olabilir. Elastik gerilme geri dönüşümlüdür. Gerilme ortadan kalkınca atomlar eski haline döner. Plastik gerilmede ise cismin içindeki atomlar daimi bir şekilde yer değiştirmiştir. Strain ( $\epsilon$ ) = Deformasyon miktarı/Orijinal uzunluk şeklinde hesaplanır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

**Dayanıklılık (Strength):** Bir cisim kuvvete maruz kaldığında bu cismi kırmak amacı ile uygulanan maksimum streştir. Stres tipine bağlı olarak germe dayanıklılığı, baskı dayanıklılığı ve makaslama dayanıklılığı olarak üç tipte isimlendirilir. Mekanik dayanıklılık restorasyonların klinik başarısının tespitinde önemli bir faktördür. Genellikle çekme, basma ya da makaslama gerilimlerinden biri restorasyon üzerinde diğerlerinden ayrılarak izlenemez. Restorasyon aynı anda bu üç gerilimin de etkisi altındadır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

### 2.5. Bağlanma Dayanımını Değerlendirmede Kullanılan Testler

Veneer seramiğin alt yapıya bağlanma dayanımı testleri için kullanılan iki yaygın yöntem vardır; çekme ve bağlanma dayanımı testleri. Bağlanma testlerine örnek olarak makaslama (shear) bağlanma testi, tensile ve mikrotensile bağlanma testleri verilebilir (Shimoe ve ark., 2004; Guess ve ark., 2008; Fischer ve ark., 2009).

**Gerilme Bağlanma Dayanımı Testi:** Üst ve alt yapı ara yüzündeki bağlantı dayanıklılığı testidir. Bir metal çubuğun bir ucuna veya iki metal çubuğun uçları arasına yapıştırılmış porselenden oluşur. 90° açı ile çekme kuvveti, üst yapıyı alt yapıdan ayırmak için çubuk veya çubukların uzun ekseni boyunca uygulanır (Kelly ve ark., 1969). Bağlanma kuvveti, uygulanan yükün kesitsel bağlanma alana bölünmesiyle hesaplanır (Aboushelib ve ark., 2009). Çekme testlerinden elde edilen sonuçların, örnek geometrisi ve yük uygulaması sırasında tekdüze olmayan stres dağılımının meydana gelmesinden büyük ölçüde etkilendiği bildirilmiştir (Azer ve ark., 2001). Tek başına çekme bağlanma dayanıklılığı, malzemelerin bağlanma dayanımı hakkında gerçek veri veya bilgi sağlamayabilir (Dündar ve ark., 2007). Bu nedenle, arayüzey bağlanma kuvveti değil, simanların başarısızlığı değerlendirilir (Kelly ve ark., 1969).

Test için gerilimi oluşturacak önerilen standart çekme hızı  $0,75 \pm 0,30$  mm/dk (kuvvet oranı:  $50 \pm 2$  N) dır (International Organization for Standardization, 2003).

**Mikrotensile Bağlanma Dayanımı Testi:** Mikrotensile bağlanma testinde bağlantı yüzey alanının yaklaşık  $1 \text{ mm}^2$  olması, yükleme sırasında bağlantı yüzeyinde daha homojen stres dağılımının oluşmasını sağlar (Sano ve ark., 1994; Pashley ve ark., 1999). Ayrıca, bağlantı direncini etkileyecek bir çatlak ya da pörözün oluşmasını engeller. Dolayısıyla mikrotensile bağlanma testi daha doğru veriler sunar (Yang ve ark., 2006). Ancak uygulaması zordur.

**Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi:** Makaslama bağlantı dayanımı testi, iki malzemenin bir yapıştırma maddesi vasıtasıyla bağlandığı ve ayrılma gerçekleşene kadar kayma yükü uygulanan bir test olarak tanımlanmaktadır (Hammad ve Talic, 1996). Bu bağlanma kuvveti,  $0.5 \text{ mm/dak}$  hızla bağın kesilmesinden sorumlu maksimum uygulanan kuvveti, bağlanma alanına bölerek hesaplanır (Versluis ve ark., 1997). 1974'te Civjan, bir silindirin ortasına yerleştirilen sinterlenmiş porselen disk ile arayüz kesme testini uygulamıştır (Civjan ve ark., 1974). 1975 yılında dikdörtgen arayüz kesme testi Schmitz ve Schulmeyer tarafından geliştirilmiştir. Makaslama bağlantı dayanımı testi, temel olarak basit kullanımı, açık test protokolü ve hızlı test sonuçlarının üretilmesi nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır (Hadavi ve ark., 1993, Oilo 1993). Ek olarak, bu test, restoratif materyallerin ağız boşluğundaki bağlanma başarısızlığının ana nedenleri olarak kabul edilen kesme gerilmelerini simüle etmektedir (Blatz ve ark., 2010). Bununla birlikte, makaslama bağlanma dayanımı testlerinin eleştirilen tarafı bağlanma yüzeylerinde homojen olmayan stres dağılımlarının oluşmasına neden olmaktadır (Della Bona ve von Noort, 1995). Makaslama bağlanma dayanımı testlerinin en büyük dezavantajı, seramik malzemelerin, maksimum bağ kuvveti seviyelerine ulaşılmadan önce test örneğinin erken bozulmasıdır (Dündar ve ark., 2007; Aboushelib ve ark., 2009).

**3- 4 Nokta Eğme Testleri:** Kırılgan malzemelerin doğrudan gerilim testi ile ilgili problemler nedeniyle, bükme veya bükülme testleri seramik endüstrisinde en yaygın

şekilde kullanılan testlerdir. Genellikle dayanıklılığın değerlendirilmesinde en tatmin edici test olarak kabul edilir (Seghi ve ark., 1990). Eğilme kuvveti, üç noktalı eğilme testinde veya dört noktalı eğilme testinde ölçülebilir. Her iki durumda da, başarısızlık oluşana kadar artan yük uygulanır (Fischer ve ark., 2008 b).

**Üç Nokta Bükme Testi:** Üç noktalı bükme testi, dental seramiklerin oransal gücünü test etmek için basit, güvenilir ve hassas bir yöntemdir (Seghi ve ark., 1990). Uluslararası standartlar organizasyonu (DIN ISO 9693: 1999) üç nokta kullanımını desteklemektedir.

**Dört Nokta Bükme Testi:** Dört noktalı bükme konfigürasyonu, ilk önce Charalambides ve arkadaşları (1989) tarafından, bir materyalin ara yüzündeki yapışmayı belirlemek için kullanılmıştır. Bu yöntem, farklı metal-seramik yapıştırma sistemlerinin strain-enerji salınım hızı (G) açısından arayüz kırılma tokluğunu değerlendirmek için kullanılmaktadır. Bağlanma arayüz kenarlarındaki çatlaklara ve örnek hazırlanırken oluşan dikey yüzey çatlaklarına karşı hassastır ve çatlak büyümesi sırasında gerilim-enerji salım hızı tahmin edilememektedir. Dikdörtgen şeklindeki örnek iki silindirik destek üzerinde yerleştirildikten sonra orta noktadan yük uygulanmaktadır. Yük uygulanan iki nokta, her bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlandırılmaktadır (Craig ve Powers, 2002).

## 2.6. Yaşlandırma Yöntemleri

**Distile Suda Bekletme:** Bağlayıcı sistemlerin intraoral davranışlarını önceden tahmin edebilmek için laboratuvar ortamında, suda bekletme, termal devirlendirme, eskitme cihazında bekletme ve yük uygulanması gibi yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır. Test örneklerinin suda bekletilme zamanı değişmekle birlikte, bekletme süresi, 1 gün ile 3 ay arasında ve 37 °C'deki suda, oda sıcaklığı veya simüle edilmiş ağız ortam sıcaklığında bekletilmektedir (Morresi ve ark., 2014).

**Termal devirlendirme:** Termal devirlendirme in-vitro testlerde, dental materyallerin yaşlandırılması için vazgeçilmez bir yöntem olmaya ve klinik uygulamada

biyomalzemelerin yaşadığı fizyolojik yaşlanmayı simüle etmek için en yaygın kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Sonuç olarak, malzemelerin performansını değerlendirmek için deneysel çalışmalarda rutin olarak kullanılır. Isı ve pH değişimi dental restoratif materyaller üzerinde doğrudan etkilidir. Fizyolojik fonksiyonlar ağız içinde ısı değişikliklerine sebep olur, Örneğin dondurma veya kahve ağız ısını yaklaşık 0°C den ,60°C'ye kadar değiştirebilir. Termal devirleme, restorasyonda diş- restoratif materyal ve restoratif materyal-rezin siman arasındaki bağlanma dayanıklılığının ve ağız içindeki ortamın simüle edilmesi amacıyla yapılır (Morresi ve ark., 2014). Termal devirleme 3 faktörden oluşur;

1. Daldırma işlemi, 2. Bekletme süresi ve 3. Devir sayısı.

1994-2013 kadar birçok araştırmacı tarafından yapılan in-vivo çalışmalarda banyo solüsyonlarında belirtilen bekleme süresi 15–60 sn arasındadır ve uygulanan sıcaklık 4°C ile 60°C arasında değişmektedir. ISO standartlarına göre uygulanan sıcaklık 5-55 °C'dir (Morresi ve ark., 2014).



### 3. MATERYAL VE METOD

#### 3.1. Çalışmada Kullanılan Cihaz ve Materyaller

Farklı üst yapı tekniklerinin zirkonyum altyapılı tam seramik restorasyonlarının rengine ve makaslama bağlanma dayanımına etkisini inceleyen bu in-vito tez çalışmasının teknik ve test işlemleri Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarında tamamlanmıştır.

Çalışmada kullanılan cihazlar Tablo 2’de, materyaller Tablo 3’de görülmektedir:

**Tablo2.** Çalışmada kullanılan cihazlar

<b>CİHAZ</b>	<b>MODEL</b>	<b>ÜRETİCİ FİRMA</b>
TermalDevirlendirme Cihazı	Dentester	Salubris Technica, istanbul, Türkiye
Polimerizasyon Cihazı	Hilux LED 550	Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye
Kumlama Cihazı	Smallblast	Manfredi, Torino, İtalya
Spektrofotometre	Easy shade	Bensheim, Germany
Hassas Kesim Cihazı	Isomet (LowSpeed Saw)	Buehler lake Bluff, IL USA
Yüksek-ısı Sinterleme Fırını	InFire HTC Speed	Sirona
Porselen Fırını	Programat P310; Ivoclar, Vivadent	Schaan, Liechtenstein
Isı, basınç fırını	Empress EP500; Ivoclar, Vivadent	Schaan, Liechtenstein
Üniversal Test Cihazı	Lloyd- LRX; Lloyd Inst.,	Fareham, England

**Tablo 3.** Çalışmada kullanılan materyaller

<b>Materyal</b>	<b>Marka</b>	<b>Materyal İçeriği</b>	<b>Üretici Firma</b>	<b>Lot Numarası</b>
Zirkonyum oksit blok	IPS e.max ZirCAD	Yttrium stabilize zirkonyum oksit seramik (CAD/CAM)	Ivoclar, Vivadent	S23453
Veneer seramik blok	IPS e.Max CAD	Lityum disilikat cam seramik (CAD/CAM)	Ivoclar, Vivadent	W92356
Veneer seramik ingot	IPS e.max Press Refill	Lityum disilikat cam seramik	Ivoclar, Vivadent	V49382
Veneer seramik	IPS e.max Ceram Dentin	Fluorapatit cam seramik	Ivoclar, Vivadent	V43514
Seramik bağlayıcı (toz)	ZirLiner IPS e.max Ceram Refill ZL1	SiO <sub>2</sub> , Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , Na <sub>2</sub> O, K <sub>2</sub> O, diğer oksitler ve pigmentler	Ivoclar, Vivadent	X22444
Seramik bağlayıcı (likit)	IPS e.max Ceram Refill Build-up Liquid	Water, butanediol, zinc chloride	Ivoclar, Vivadent	W94414
Self-adeziv resin siman	RelyX™ U200 Automix (A2)	Bifonksiyonel metakrilat	3M ESPE	4497848
Self-adeziv resin siman	PANAVIA SA Cement Plus Automix	MDP, Bis-GMA, TEGDMA, HEMA	Kuraray, Japan	2E0259



Şekil 3. Çalışmada kullanılan seramik materyalleri

### 3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

Bu çalışmada dört deney grubu belirlendi. Deney grupları tablo 4’de görülmektedir. Her grupta 30 adet olmak üzere toplam 120 adet örnek hazırlandı. Üst yapı seramik materyallerinin rengi A2 olarak belirlendi.

Tablo 4.. Deney grupları

Gruplar	N	Üst yapı tekniği	Resin Siman
T	30	Tabakalama	-
P	30	Press-on	-
M1	30	Multilayer	RelyX
M2	30	Multilayer	PANAVIA SA

Bu in vitro çalışmada tüm grup örneklerinin altyapıları IPS e-max ZirCAD (Yttrium ile stabilize zirkonyum oksit) yarı sinterlenmiş bloklar kullanılarak hazırlandı.

IPS e-max ZirCAD zirkonya blokların kesim işlemleri OMÜ Diş Hekimliği Arastırma Laboratuvarında Isomet (Low Speed Saw, Buehler lake Bluff, IL USA) hassas kesme cihazı kullanılarak, su soğutması altında özel elmas disk (Diamond Wafering Blade Series 15 HC Diamond No. 11-4244, IL USA) ile düşük devirde (300 m/s) yapıldı. Sinterleme sonrasında yaklaşık %20 lik bir büzülme miktarı da göz önünde bulundurularak, boyutları 18 mm uzunluğunda, 12 mm genişliğinde ve 0.85 mm kalınlığında 120 adet alt yapı hazırlandı. Sinterleme işleminden önce yüzeyde her hangi bir atık kalmaması için önce hava su spreyi kullanılarak yıkandı ve ardından kurutuldu. Elde edilen tüm alt yapılar yüksek-ısı sinterleme fırınında (InFire HTC Speed; Sirona) 1581°C’de 86 dakika süre ile üretici firmanın talimatlarına uygun olarak sinterlendi. (Şekil 4.) Sinterleme işleminin ardından 15mm boyunda, 10 mm genişliğinde ve 0.7 mm kalınlığında 120 adet alt yapının hazırlığı tamamlandı.



**Şekil 4.** Yüksek-ısı sinterleme fırını

Tüm yüzeylerin standardizasyonunu sağlamak amacı ile alt yapıların üst yapı uygulanacak yüzeyi 240- 400- 600 gren boyutlu, alüminyum oksit zımparalar kullanılarak sırası ile zımparalandı. Daha sonra bağlantıyı artırmak amacı ile dış yüzeyleri, 10 mm uzaklıktan 2.5 bar basınç altında 50 µm alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) partikülleri (Korox 50, BEGO, Bremen, Almanya) ile 15 saniye süreyle kumlanarak (BEGO, Wilhelm-Herbst-

Bremen, Almanya) pürüzlendirildi (Proussaefs, 2004). Ardından yüzeyde herhangi bir artık kalmaması için alt yapı örnekleri ultrasonik temizleyicide distile su kullanılarak 10 dakika temizlendi hava spreyi kullanılarak kurutuldu.

### 3.2.1.ZL1 IPS e.max ZirLiner uygulaması:

Zirkonyum alt yapıların üst yapı ile bağlantısını artırmak amacı ile uygulanan bir bağlayıcı olan ZirLiner, geleneksel tabakalama ve press-on tekniği uygulanacak 60 adet alt yapıya uygulandı. ZL1 IPS e.max Ceram ZirLiner, özel sıvısı (ZirLiner Build-Up Liquid) (Şekil 5.) ile krem kıvamında karıştırılıp alt yapı üzerine ince bir tabaka şeklinde uygulandı. Ardından yeşilimsi renk oluşuncaya kadar vibrasyon yapıldı ve 960°C’de 20 dakika fırımlandı. Yaklaşık 0.1 mm kalınlığında hazırlandı.



Şekil 5. ZirLiner bağlayıcı ajan

### 3.2.2. Seramik Üst Yapıların Hazırlanması

#### Geleneksel Tabakalama Tekniği:

Dentin porseleni tozu (A2/TI1 IPS e.max Ceram) özel likidi ile karıştırıldıktan sonra 0.5 mm kalınlığında ZirLiner uygulanan alt yapılar 6 mm genişliğinde 8 mm uzunluğunda uygulandı. Daha sonra kondenzasyon amacı ile vibre edildi ve açığa çıkan fazla sıvı bir kağıt peçete yardımı ile uzaklaştırıldı. Daha sonra hazırlanan 30 adet örnek 750°C’de 1 dakika fırımlandı (Programat P310; Ivoclar, Vivadent). (Şekil 6.)



**Şekil 6.** Çalışmada kullanılan porselen fırını

Ardından ikinci tabaka dentin porseleni uygulandı ve aynı işlemler tekrarlandı. Fırınlama işleminin ardından, dentin yüzeyi 240- 400- 600 gren boyutlu, alüminyum oksit zımparalar kullanılarak sırası ile zımparalandı ve örnek kalınlıkları dijital kumpas (Digimatic Caliper; Mitutoyo) ile ölçüldü. Ardından yüzeyde herhangi bir artık kalmaması için alt yapı örnekleri ultrasonik temizleyicide distile su kullanılarak 10 dakika temizlendi hava spreyi kullanılarak kurutuldu. Daha sonra örneklerin üst yüzeylerine çok ince bir tabaka şeklinde glaze materyali (Initial Glaze Powder; GC) uygulandıktan sonra 710<sup>0</sup>C’de 12 dakika fırınladı.

#### **Press-on Tekniği:**

Polivinil siloksan putty kalıp kullanılarak 6 mm genişliğinde 8 mm uzunluğunda ve 1 mm kalınlığında ZirLiner uygulanan yüzeye uygun 30 adet mum örnek hazırlandı. Mum örnekler aynı firmanın revetmanı kullanılarak (IPSPress VEST Speed Investment; Ivoclar Vivadent) revetmana alındı. Ardından üretici firma talimatlarına uygun bir şekilde önce ön ısıtma yapıldı ve ardından seramik çekirdekler (IPS e.max Press Refill Ingots LT A2) ısı-basıç fırını kullanılarak (Empress EP500; Ivoclar, Vivadent) 925<sup>0</sup>C’de 20 dakika 4.5 bar basınç altında preslendi. (Şekil 7.)



Şekil 7. Press-on tekniğinde kullanılan ısı-basınç fırını.

Revetmandan çıkarılan örneklerin yüzeyindeki beyaz tabaka 1 bar basınç altında 30 mikrometre  $Al_2O_3$  ile uzaklaştırıldı. Ardından örnekler dentin yüzeyi 240- 400- 600 gren boyutlu, alüminyum oksit zımparalar kullanılarak sırası ile zımparalandı ve örnek kalınlıkları dijital kumpas (Digimatic Caliper; Mitutoyo) ile ölçüldü. Daha sonra yüzeyde herhangi bir artık kalmaması için alt yapı örnekleri ultrasonk temizleyicide distile su kullanılarak 10 dakika temizlendi hava spreyi kullanılarak kurutuldu. Daha sonra örneklerin üst yüzeylerine çok ince bir tabaka şeklinde glaze materyali (Initial Glaze Powder; GC) uygulandıktan sonra  $710^{\circ}C$ 'de 12 dakika fırımlandı.

### **Multilayer Tekniği:**

Farklı self-adeziv rezin siman kullanılarak simante edilecek iki grupta da üst yapı seramiklerinin hazırlanmasında IPS e.max CAD Refill inLab bloklar kullanıldı. Blokların kesim işlemleri yine OMÜ Diş Hekimliği Araştırma Laboratuvarında Isomet (Low Speed Saw, Buehler lake Bluff, IL USA) hassas kesme cihazı kullanılarak, su soğutması altında özel elmas disk (Diamond Wafering Blade Series 15 HC Diamond No. 11-4244, IL USA) ile düşük devirde (300 m/s) yapıldı. Sinterleme sonrasında yaklaşık % 20 lik bir büzülme miktarı da göz önünde bulundurularak, boyutları 10 mm uzunluğunda, 7.5 mm genişliğinde ve 1.2 mm kalınlığında 60 adet üst yapı hazırlandı. Sinterleme işleminden önce yüzeyde herhangi bir artık kalmaması için önce hava su spreyi kullanılarak yıkandı ve ardından kurutuldu. Elde edilen tüm alt yapılar yüksek-ısı sinterleme fırınında (InFire HTC Speed;

Sirona) 1581°C'de 86 dakika süre ile üretici firmanın talimatlarına uygun olarak sinterlendi. Sinterleme işleminin ardından ortalama 8 mm boyunda, 6 mm genişliğinde ve 1 mm kalınlığında 60 adet alt yapının hazırlığı tamamlandı.

Tüm yüzeylerin standardizasyonunu sağlamak amacı ile üst yapıların glaze uygulanacak yüzeyi 240- 400- 600 gren boyutlu, alüminyum oksit zımparalar kullanılarak sırası ile zımparalandı ve örnek kalınlıkları dijital kumpas (Digimatic Caliper; Mitutoyo) ile ölçüldü. Ardından yüzeyde herhangi bir artık kalmaması için üst yapı örnekleri ultrasonik temizleyicide distile su kullanılarak 10 dakika temizlendi ve hava spreyi kullanılarak kurutuldu. Ardından üst yüzeylere diğer gruplarda detaylı olarak anlatılan glaze işlemi uygulandı.

### **3.2.3. Self-adeziv Rezin Siman Uygulanması**

Multilayer teknik ile hazırlanan iki grubun üst yapısının alt yapı ile bağlantı yapacak iç yüzeylerine 60 saniye süreyle % 9.5' lik hidroflorik asit (Porcelain Etchant Gel, Bisco, Schaumburg, USA) uygulaması yapıldı. Daha sonra örnekler üzerindeki asiti uzaklaştırmak amacıyla 20 saniye basınçlı suyla yıkandı ve kurutuldu.

### **PANAVIA SA Cement Plus Automix Uygulanması**

Kumlama işlemi yapılan 30 adet zirkon alt yapıların yüzeylerine 60 sn zirkonyum primer (Bisco Z-primer) uygulaması yapıldı.

Bu grupta yer alan 30 adet lityum disilikat veneer üst yapıların asit uygulaması yapılmış iç yüzeyine üretici firma talimatına uygun şekilde silan (Pre-Hydrolyzed Silane Primer; Bisco) uygulandı ve kuruması beklendi. Otomatik olarak karıştırma işlemi yapan PANAVIA SA Cement Plus Automix (Şekil 8.) hazırlanan bu yüzeye uygulandı. Üst yapı seramik iç yüzeyine rezin siman uygulamasından sonra alt ve üst yapılar ilk önce parmak basısı ile birleştirildi ve ardından manuel dinamometre altında sabitlenerek 10 dakika boyunca 50 Newtonluk sabit kuvvet uygulandı. Taşan rezin siman uzaklaştırıldıktan sonra örneklerin bütün yüzeylerine LED (Light-emitting diode) ışık cihazı (Hilux LED 550, Benlioğlu Dental, İstanbul) ile 750 mW/cm<sup>2</sup> yoğunluğunda 3 saniye ışık verildikten sonra



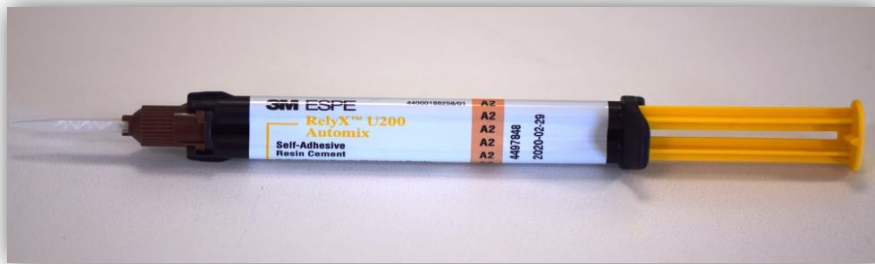
artık simanlar dikkatli bir şekilde temizlendi ve bütün yüzeylere 20 saniye ışık verilerek polimerizasyon işlemi tamamlandı.



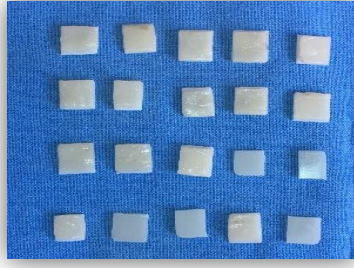
Şekil 8. PANAVIA SA Cement Plus Automix Rezin Siman

### RelyX U200 Automix Uygulanması

Kumlama işlemi yapılan son 30 adet zirkon alt yapıların bağlantı yüzeylerine 60 sn zirkonyum primer (Bisco Z-primer) uygulaması yapıldı. Yine bu gruba ait 30 adet lityum disilikat veneer üst yapıların asit uygulaması yapılmış iç yüzeyine üretici firma talimatına uygun şekilde silan (Pre-Hydrolyzed Silane Primer; Bisco) uygulandı ve kuruması beklendi. Otomatik olarak karıştırma işlemi yapan RelyX U200 Automix hazırlanan bu yüzeye uygulandı. Üst yapı seramik iç yüzeyine rezin siman uygulamasından sonra alt ve üst yapılar ilk önce parmak basısı ile birleştirildi ve ardından manuel dinamometre altında sabitlenerek 10 dakika boyunca 50 Newtonluk sabit kuvvet uygulandı. Taşan rezin siman uzaklaştırıldıktan sonra örneklerin bütün yüzeylerine LED (Light-emitting diode) ışık cihazı (Hilux LED 550, Benlioğlu Dental, İstanbul) ile 750 mW/cm<sup>2</sup> yoğunluğunda 3 saniye ışık verildikten sonra artık simanlar dikkatli bir şekilde temizlendi ve bütün yüzeylere 20 saniye ışık verilerek polimerizasyon işlemi tamamlandı.



Şekil 9. RelyX U200 Automix rezin siman



P (Press-on group )



T (Tabakalama grup)



M1(Multilayer . RelyX U200)



M2 (Multilayer Panavia)

Şekil 10. Tüm gruplara ait örnekler

Hazırlanan tüm örnekler 30 örnek içeren gruplar halinde  $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ 'de 24 saat distile su içerisinde bekletildiler.

### 3.4. Test İşlemleri

#### 3.4.1. I. Renk Ölçümü

Renk ölçümü için dijital spektrofotometre (VITA Easychade; VITA Zahnfabrik) kullanıldı. (Şekil 11.) Ölçüm cihazı kendi kalibrasyon aparatı kullanılarak her grubun ölçümü öncesinde kalibre edildi. Her örneğin tam orta noktasından 3 kere spektrofotometrik ölçüm yapıldı ve Commission International de l'Eclairage (CIE)  $L^*a^*b^*$  renk sistemi kullanılarak ölçüm değerleri kayıt edildi. (CIE Technical Report ,2004).  $L^*$  parlaklığın koordinatını temsil ederken, değeri 0 (siyah) ile 100 (beyaz) arasındadır,  $a^*$  değeri kırmızı-yeşil,  $b^*$  değeri ise sarı-mavi eksenlerindeki koordinatları temsil eder. Her

değerin 3 ölçüm ortalamaları gerçek değer olarak kayıt edildi. Bu şekilde her gruba ait tüm örneklerin  $L_1^*$ ,  $a_1^*$ ,  $b_1^*$  değerleri kayıt edildi.



Şekil 11. Çalışmada kullanılan Renk ölçüm cihazı

### 3.4.2. Termal Devirlendirme

Birinci renk ölçümleri tamamlanan örnekler, termal devirlendirme cihazında (Dentester Solubris Technica, İstanbul, Türkiye) distile su içerisinde 5 ile 55 °C arasında 5000 kez termal devirlendirme işlemine tabi tutuldu. (Şekil 12) Her iki banyo için daldırma zamanı 30 saniye; banyolar arasındaki transfer zamanı ise 10 saniye olarak ayarlandı.



Şekil 12. Termal devirlendirme cihazı

### 3.4.3. II. Renk Ölçümü

Termal devirlendirme işleminin ardından yüzeyde herhangi bir artık kalmaması amacı ile örnekler ultrasonk temizleyicide distile su kullanılarak 10 dakika temizlendi. Kağıt havlu ile fazla su uzaklaştırıldıktan sonra her bir örnekten I. ölçümde detayları anlatıldığı şekilde II. Spektrofotometrik ölçüm yapıldı ve  $L_2^*$ ,  $a_2^*$ ,  $b_2^*$  değerleri kayıt edildi.

Termal devirlendirme ile yaşlandırma işleminin oluşturduğu renk farklılığı yeni geliştirilen CIEDE2000 ( $\Delta E_{00}$ ) renk farklılığı formülü kullanılarak hesaplandı (Lee YK, 2005; Kürklü D ve ark., 2013).

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

$\Delta L'$  parlaklık,  $\Delta C'$  doygunluk,  $\Delta H'$  ton'daki farklılığı simgeler.

$R_T$ , mavi alanda doygunluk ve ton farklılıklarının etkileşimi ile hesaplanan dönüşüm faktörüdür.

$S_L$ ,  $S_C$ ,  $S_H$ , total renk farklılığında  $L'$ ,  $a'$ ,  $b'$  koordinatları ve parametric faktörlerin renk farklılığı kısmında lokasyonundaki varyasyonlar açısından düzenlemeler yapar.

$K_L$ ,  $K_C$ ,  $K_H$ , deneysel koşulların ifadeleridir.

Bu çalışmada CIEDE2000 renk farklılığı formülünün parametrik faktörleri 1 olarak tespit edildi. Ayrıca algılanabilme sınırı olarak  $\Delta E_{00} \leq 1.30$ , Kabul edilebilirlik sınırı  $\Delta E_{00} > 2.25$  alındı.

Elde edilen veriler IBM SPSS V23 (IBM Corp) kullanılarak istatistiksel olarak analiz edildi. Önce Kolmogorov Smirnov testi kullanılarak verilerin normal dağılıma uygun olup olmadığı değerlendirildi. Test sonucunda verilerin normal dağılım gösterdiği belirlendi. Grupların ortalama değerleri ve standart sapmaları hesaplandıktan sonra ortalama değerler Tek-Yönlü Varyans Analizi ve ardından çoklu karşılaştırmalar Tamhane's T2 testi kullanılarak yapıldı. Bütün testlerde önem düzeyi  $p < 0,05$  olarak alındı.

#### 3.4.4. Makaslama Bağlanma Dayanıklılığı Testi

Renk ölçümleri tamamlanan örnekler makaslama bağlanma dayanıklılık testi uygulanabilmesi amacı ile 3 cm çapında ve 3 cm yüksekliğinde silindirik akrilik rezin bloklara gömüldü. (Şekil 13.)



Şekil 13. Akrilik rezin bloklara yerleştirilen örnekler

Makaslama bağlanma dayanıklılığı testinin uygulanması için bir evrensel test cihazı (Lloyd- LRX; Lloyd Inst., Fareham, England) kullanıldı. Kafa hızı 1mm/min olarak ayarlandı. Makaslama bağlanma dayanıklılığı değerleri, kırılma anındaki yükü (N), üst yapı materyalinin alanına bölerek megapaskal olarak hesaplandı ( $\alpha = P/A$ ).

Elde edilen veriler IBM SPSS V23 (IBM Corp.) kullanılarak istatistiksel olarak analiz edildi. Önce Kolmogorov Smirnov testi kullanılarak verilerin normal dağılıma uygun olup olmadığı değerlendirildi. Test sonucunda verilerin normal dağılım gösterdiği belirlendi. Grupların ortalama değerleri ve standart sapmaları hesaplandıktan sonra ortalama değerler Tek-Yönlü Varyans Analizi ve ardından çoklu karşılaştırmalar Tamhane's T2 testi kullanılarak yapıldı. Bütün testlerde önem düzeyi  $p < 0,05$  olarak alındı.

Çalışmamızda kırılan örnekler kırılma şekli yönünden incelenmek için stereomikroskop (Leice EZ4 D, Leica Microsystems, Wetzlar, Almanya) altında incelendi.

## 4.BULGULAR

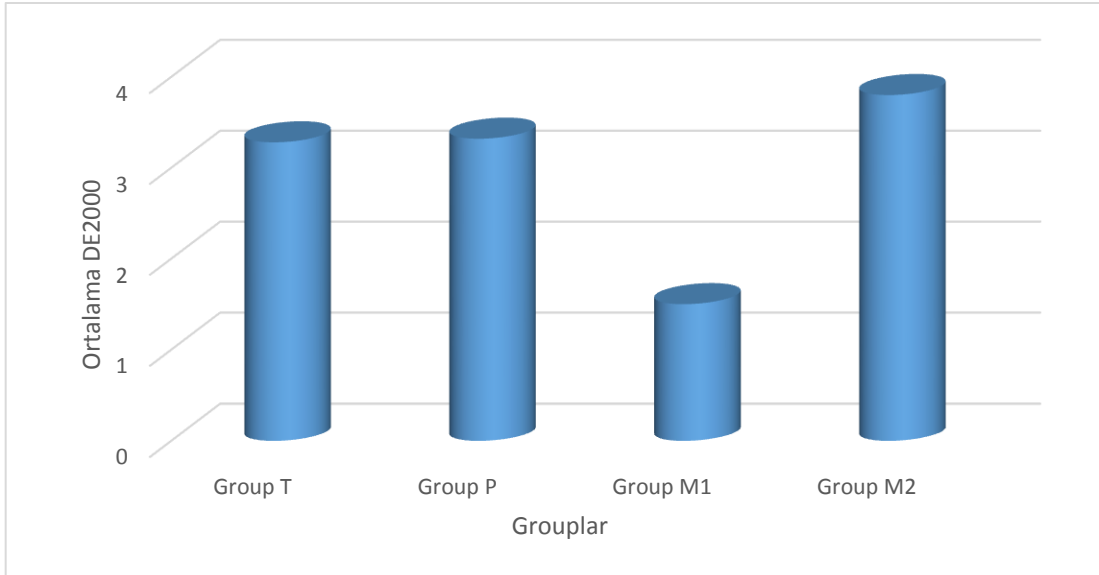
### 4.1. Renk Farklılığının Değerlendirilmesi

Zirkonyum alt yapılı restorasyonlarda, farklı üst yapı üretim tekniklerinin renk değişikliğine etkisinin incelendiği bu çalışmada grupların ortalama sayısal değerleri, standart sapmaları (SS), Şekil 14’de, tek yönlü Varyans Analiz ve Tamhane’s T2 testi sonuçları tablo 5’de görülmektedir.

**Tablo 5.**  $\Delta E_{00}$  ortalama değerlerinin gruplara göre karşılaştırılması

Gruplar	N	Ortalama $\pm$ SS	Test İstatistiği	P
Grup T	30	3,28 $\pm$ 1,09 a	F=42,461	<0,001
Grup P	30	3,32 $\pm$ 1,47 a		
Grup M1	30	1,50 $\pm$ 0,54 b		
Grup M2	30	3,80 $\pm$ 1,52 a		

F: varyans analizi test istatistiği, a-b: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.



Sekil 14.Gruplara göre  $\Delta E_{00}$  değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği

Yapılan istatistiksel analiz sonucunda Ortalama DE2000 değerleri gruplara göre farklılık gösterdi ( $p<0,001$ ). En yüksek renk farklılığı değeri PanaviaSA self adeziv rezin siman kullanılarak hazırlanan multilayer grubunda (3,80), en düşük renk farklılığı değeri ise RelyX U200 self adeziv rezin siman kullanılarak hazırlanan multilayer grubunda (1,50) elde edildi. Tabakalama, Press-on ve PanaviaSA self adeziv rezin siman kullanılarak hazırlanan multilayer grubunda fark bulunmazken, RelyX U200 self adeziv rezin siman kullanılarak hazırlanan multilayer grubunun diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak farklı olduğu görüldü ( $p<0,001$ ).

Renk farklılıkları incelendiğinde tüm grupların algılanabilir sınırın üstünde olduğu ( $\Delta E_{00}\leq 1.30$ ) görülmüştür. Ayrıca RelyX U200 self adeziv rezin siman kullanılarak hazırlanan multilayer grubu (Grup M1) haricinde diğer gruplardaki renk farklılığının klinik olarak kabuledilebilirlik sınırını ( $\Delta E_{00}>2.25$ ) da aştığı görülmüştür.

**Tablo 6.**  $\Delta L$  ortalama değerlerinin gruplara göre karşılaştırılması

Gruplar	n	$\Delta L$ Ortalama $\pm$ SS	Test İstatistiği	P
Grup T	30	-0,55 $\pm$ 1,63c	F=125,638	<0,001
Grup P	30	-2,52 $\pm$ 1,97a		
Grup M1	30	-6,73 $\pm$ 1,12b		
Grup M2	30	-6,52 $\pm$ 1,25b		

F: varyans analizi test istatistiği, a-b: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

$\Delta L$  değerleri incelendiğinde, gruplar arasında istatistiksel olarak fark olduğu, tüm değerlerin negatif olduğu bu da termal devirlendirme işleminin ardından parlaklığın arttığını göstermektedir. En yüksek  $\Delta L$  değerleri Grup M1 ve M2’ de kaydedilirken, en düşük değer ise Grup T’de elde edilmiştir. Tüm gruplara ait ortalama  $\Delta L$  değerleri ve Tek Yönlü Varyans Analizi sonuçları Tablo 6.’de görülmektedir

**Tablo 7.**  $\Delta a$  ortalama değerlerinin gruplara göre karşılaştırılması

<b>Gruplar</b>	<b>N</b>	<b><math>\Delta a</math> Ortalama <math>\pm</math> SS</b>	<b>Test İstatistiği</b>	<b>P</b>
Grup T	30	-2,22 $\pm$ 0,58 c	F=607,274	<0,001
Grup P	30	2,67 $\pm$ 0,21a		
Grup M1	30	2,09 $\pm$ 0,59 b		
Grup M2	30	2,34 $\pm$ 0,52 b		

F: varyans analizi test istatistiği, a-b: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur

$\Delta a$  değerleri incelendiğinde, gruplar arasında istatistiksel olarak fark olduğu, st yapıları tabakalama tekniği ile üretilen grup (Grup T) haricinde diğer gruplarda değerlerin pozitif, Grup T 'de ise negative olduğu grlmektedir. Bu sonuç Grup T'deki örneklerdeki değişikliğin kırmızı yönünde olduğunu, diğer gruplarda ise bu değişikliğin yeşil renk yönünde olduğunu göstermektedir. Grup M1 ve M2 arasında istatistiksel fark bulunmamıştır. Tüm gruplara ait ortalama  $\Delta a$  değerleri ve Tek Yönlü Varyans Analizi sonuçları Tablo 7.'de grlmektedir.

**Tablo 8.**  $\Delta b$  ortalama değerlerinin gruplara göre karşılaştırılması

<b>Gruplar</b>	<b>n</b>	<b><math>\Delta b</math> Ortalama <math>\pm</math> SS</b>	<b>Test İstatistiği</b>	<b>P</b>
Grup T	30	-10,87 $\pm$ 2,13 c	F=1031,203	<0,001
Grup P	30	8,53 $\pm$ 0,83 a		
Grup M1	30	10,94 $\pm$ 0,65 b		
Grup M2	30	11,39 $\pm$ 0,67 b		

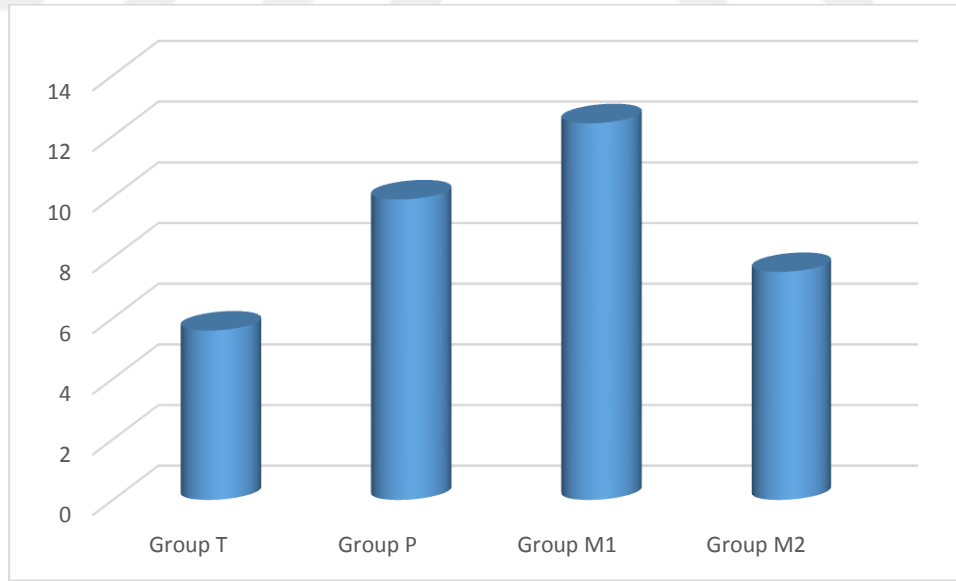
F: varyans analizi test istatistiği, a-b: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktu.



$\Delta b$  değerleri incelendiğinde, gruplar arasında istatistiksel olarak fark olduğu, üst yapıları tabakalama tekniği ile üretilen grup (Grup T) haricinde diğer gruplarda değerlerin pozitif, Grup T’de ise negative olduğu görölmektedir. Bu sonuç Grup T’deki örneklerdeki değişikliğin sarı renk yönünde olduğunu, diğer gruplarda ise bu değişikliğin mavi renk yönünde olduğunu göstermektedir. Grup M1 ve M2 arasında istatistiksel fark bulunmamıştır. Tüm gruplara ait ortalama  $\Delta b$  değerleri ve Tek Yönlü Varyans Analizi sonuçları Tablo 8.’de görölmektedir

#### 4.2. Makaslama Bağlanma Dayanıklılığının Değerlendirilmesi

Farklı üst yapı üretim teknikleri ile hazırlanan zirkonyum alt yapılı seramik restorasyonların makaslama bağlanma dayanıklılığlarının (MPa) incelendiği çalışmamıza ait grupların ortalama, SS değerleri Şekil 15’de, istatistiksel analiz sonuçları Tablo 9’de görölmektedir.



Şekil 15. Gruplara göre MP4 ortalama ve standart sapma grafiği

**Tablo 9.** MP4 ortalama değerlerinin gruplara göre karşılaştırılması

<b>Gruplar</b>	<b>N</b>	<b>Ortalama <math>\pm</math> SS</b>	<b>Test İstatistiği</b>	<b>P</b>
Grup T	30	5,59 $\pm$ 0,90 b	F=153,244	<0,001
Grup P	30	9,91 $\pm$ 1,26 a		
Grup M1	30	12,45 $\pm$ 1,80 d		
Grup M2	30	7,52 $\pm$ 0,95 c		

F: varyans analizi test istatistiği, a-d: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

Tek yönlü Varyans Analizi sonucunda farklı st yapı üretim tekniklerinin Zirkonya alt yapıya makaslama bağlanma dayanıklılığını etkilediği grlmektedir. Gruplar arasında istatistiksel fark bulundu ( $p<0,001$ ). Tamhane's T2 testi sonuçları ise tüm grupların birbirlerine göre farklı olduğunu gösterdi ( $p<0,001$ ).

En yüksek makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri RelyX U200 self adeziv rezin siman kullanılarak hazırlanan multilayer grubunda (12,45 MPa) görülürken, en düşük makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri tabakalama yöntemi ile hazırlanan grupta (5.59 MPa) görülmüştür.

### 4.3. Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi

Çalışmamızda kırılan örnekler kırılma şekli yönünden incelenmek için stereomikroskop (Leice EZ4 D, Leica Microsystems, Wetzlar, Almanya) altında incelenmiştir.

Adeziv tip başarısızlık; alt yapı ile üst yapının ayrılması şeklinde olan kırıktır. Bu tip kırıkta siman üst yapıyla veya alt yapı ile (Şekil 16) beraberdir.



Şekil 16. Adeziv tip başarısızlık

Koheziv tip başarısızlık; üst yapının kendi içinde olan kırılmasıdır. Burada simandan ayrılma yoktur.

Karma tip başarısızlık; üst yapı ve siman içeren kırık tipidir. (Şekil 17).



Şekil 17. Karma tip başarısızlı

Gruplarda görülen başarısızlık tipleri Tablo 10’de verilmiştir. Grup T’de tüm örneklerde adeziv başarısızlık görüldü. Grup P, Grup M1 ve Grup M2’de çoğunlukla adeziv başarısızlık görülürken, sırasıyla % 20, %33 ve % 13 oranında karma başarısızlık belirlendi.

**Tablo 10.** Kırılma şekillerinin yüzde dağılımı

<b>Gruplar</b>	<b>Adeziv (Siman Alt yapıda)</b>	<b>Koheziv (üst yapı içerisinde)</b>	<b>Karma</b>
Grup T	%100	-	-
Grup P	%80	-	%20
Grup M1	%67	-	%33
Grup M2	% 87	-	%13

## 5.TARTIŞMA

Zirkonya alt yapılı tam seramik restorasyonlarda farklı üst yapı tekniklerinin termal devirlendirme işleminin ardından renk farklılığını ve makaslama bağlanma dayanımını etkilediğini ( $p < .001$ ) gösteren bu çalışmanın sonucunda çalışmamızın hipotezi kabul edilmiştir.

Diş hekimliğinde restoratif uygulamalarda gerek hekimin, gerekse hastaların en önemli beklentilerinden biri, yapılan restorasyonun yüksek dayanıklılık özelliğine sahip olmasının yanı sıra, estetik olmasıdır. Son yıllarda material ve yöntemlerdeki gelişmeler, şekil, renk ve boyut bakımından diş ve komşu yapılara çok daha benzer restorasyonların elde edilmesini olanak sağlamıştır. Tüm gelişmelere rağmen estetik uyumun sağlanması günümüzde hala önemli bir sorun olmaya devam etmektedir (Lue ve Zahang, 2010). Restorasyonlarda materyalin doğal dişlerin optik özelliklerine benzer olması ve renk stabilitesinin sağlanması, önemli bir estetik parametredir (Lee, 2008).

Tam seramik restorasyonların, iyi estetik, renk stabilitesi, yüksek aşınma direnci, biyouyumlulukları, marjin uyumlarının iyi olması ve bakteri adezyonunun artırmaması gibi olumlu özellikleri bulunmaktadır (Sorrentino ve ark., 2012; Pelaez ve ark., 2012; Takeichi ve ark., 2013). Tam seramik restorasyonların popüleritesinin artması, yeni nesil materyallerin gelişmesine ve sıklıkla kullanılmasına neden olmuştur (Alghazzawi, 2016). Bununla birlikte tam seramik restorasyonların kırılma dayanımlarının zayıf olması, posterior bölgede birden fazla diş eksikliği olan durumlarda sabit bölümlü protez yapımında sınırlamalara neden olmaktadır. Bu nedenle mekanik dayanımını artırmak amacı ile farklı materyal ve teknikler kullanılarak yeni sistemler geliştirilmektedir.

Son yıllarda tam seramik sistemlerde zirkonum alt yapı kullanımı ile özellikle posterior bölgede daha başarılı sabit protez yapımına olanak sağlamıştır. Zirkonya üstün mekanik özellikleri sayesinde tam seramik sistemler içerisinde tercih açısından üst sıralarda yer almaktadır (Denry ve Kelly, 2008). Bu nedenle çalışmamızda kullanımı oldukça yaygın olan zirkonya alt yapılı tam seramik sistemler tercih edilmiştir. Ticari olarak piyasada en çok kullanılan zirkonya esaslı alt yapı seramiklerinden biri olan olan IPS e.max ZirCAD ve bu alt yapıya uygun olarak üretilmiş IPS e.max Ceram ve IPS e.max ZirPress veneer seramikleri kullanılmıştır.

Zirkonya, kimyasal olarak bir metal-oksit, teknolojik olarak bir seramik (Zembic ve ark., 2013) ve camsı matriks içermeyen polikristal bir malzemedir (Çelik ve ark., 2013; Vigolo ve ark.,2013). Saf zirkonya polimorfik bir materyaldir (Al-Amleh ve ark., 2010). Oda sıcaklığından 1170°C ye kadar monoklinik, 1170°C ile 2370°C arasında tetragonal ve 2370°C'den erime derecesine kadar kübik olmak üzere üç farklı kristal fazda bulunur. Bu nedenle zirkonyayı oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil hale getirmek için materyale magnezyum, seryum, yitrium ve kalsiyum gibi metal oksitler ilave edilmektedir (Al-Amleh ve ark., 2010). Çalışmamızda yitrium ile stabilize edilmiş zirkonyumoksit seramik alt yapı materyali kullanılmıştır.

Genel olarak restoratif materyallerin en önemli başarısızlıkları, termal değişiklikler ve oklüzal kuvvetler altında meydana gelen üst yapının alt yapıdan ayrılması ve renk değişimi gibi fiziksel ve kimyasal değişikliklerdir (Gaintantzopoulou ve ark., 2005). Özellikle zirkonyum oksit seramiklerde bu başarısızlıkları ortadan kaldırmak amacı ile farklı üst yapı teknikleri geliştirilmiştir (Leinfelder, 2000; McLean, 2001). Bu teknikler içerisinde en sık kullanılanı seramik tozu ve likidinin karıştırılıp alt yapı üzerine uygulanarak tabaka tabaka sinterlenmesi ile hazırlanan tabakalama yöntemidir (Ishibe ve ark., 2011; Stawarczyk ve ark., 2011). Diğer bir yöntem olan overpress yöntemi, restorasyonun son konturlarının verildiği yöntemdir. Zirkonyum alt yapı üzerine mum model hazırlanıp, bu modelin oluşturduğu mum boşluğuna seramik çekirdeklerin ısı ve basınç altında preslenmesi ile restorasyon son halini alır (Ishibe ve ark., 2011). CAD-on jenerik ismi ile bilinen ve alt ve üst yapının ayrı ayrı CAD/CAM sistemi ile hazırlandığı ve her iki yapının cam seramik ile sinterlenerek bağlandığı bir yöntem üçüncü bir yöntemdir (Beuer ve ark., 2009; Schmitter ve ark., 2012). Bu yöntem benzer ancak alt yapı ile üst yapının rezin simanlar ile birbirine bağlandığı multilayer teknikte son dönemde sıklıkla kullanılan yöntemlerden biri olmuştur (Miyazaki, 2009; Kanat ve ark., 2014). Bu çalışmada üst yapı tekniği olarak, sıklıkla kullanılan geleneksel tabakalama tekniği, press-on tekniği ve multilayer tekniği tercih edilmiştir.

Dis hekimliğinde malzemenin boyanmaya direnci kadar yapısal özelliklerinden kaynaklanan optik uyum da restorasyonun estetik başarısında ilk sırayı almaktadır. Restorasyonun uzun dönem başarısında yegane faktörlerden olan optik uyum; kullanılan

restoratif materyal ile komşu doğal dişler ya da çevre dokuların renk eşleştirmesindeki kalite , benzerlikle bağlantılıdır. (Pomarico ve ark ,2011; Tin –Oo ve ark 2011)

Renk seçimi, restorasyonun başarısı açısından en dikkat gerektiren ve en zor aşamalardan biridir. Renk seçimi görsel ve aletsel olmak üzere iki yöntemle yapılmaktadır. Görsel renk ölçüm yöntemlerinin maliyetinin düşük olması, uygulamasının basit ve pratik olması gibi avantajlarının yanı sıra, sonuçların matematiksel olmaması ve subjektif olması gibi önemli dezavantajları bulunmaktadır (Effimia Koumpia ve ark., 2018). Aletsel renk ölçümlerinde ise, sonuçlar hızlı, objektif ve matematiksel verilere dönüştürülebilmektedir. Ayrıca bu yöntemde ölçümler kolaylıkla tekrarlanabilir, hassas ve intraoral olarak yapılmaktadır (Effimia Koumpia ve ark., 2018). Aletsel renk ölçümünde kolorimetreler, spektrodymetreler, spektrofotometreler ve dijital kameralar kullanılmaktadır (Kim-Pusateri ve ark., 2009; Chu ve ark., 2010). Kolorimetrelerin kullanımı spektrofotometre, spektrodymetre gibi cihazlara kıyasla daha kolaydır. Ayrıca yine bu cihazlarla kıyaslandığında daha ucuz cihazlardır. Ancak filtrelerin eskimesine bağlı olarak renk ölçümünün tekrarlanabilirliğinde bazı hatalar oluşabilir ve metamerizm etkisinin ölçülmesinde kullanılmamaktadırlar (Lou, 2004). Spektrofotometreler, yüzey renklerinin ölçülmesinde ve uzun dönemde tekrar edilebilen doğru ve ayrıntılı sonuçlar verirler. Ayrıca metamerizm etkisini de değerlendirebilirler (Lou, 2004). Kolorimetre ile spektrofotometre arasındaki en büyük fark, ölçümlerin yapıldığı dalga boyu aralığı ve kullanılan ışık kaynağının çeşitliliğidir (Ertan, 2005). Yapılan bir çalışmada spektrofotometre ve kolorimetre ile ardarda yapılan iki ölçüm sonuçları karşılaştırılmış ve spektrofotometre ile elde edilen ölçümlerin % 81,7 oranında, uyum gösterdiği, kolorimetre ile yapılan ölçümlerin ise % 70 uyum gösterdiği bildirilmiştir (Gehrke ve ark., 2009).

Görsel ve spektrofotometrik renk analizlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda spektrofotometre ile daha doğru sonuçlar elde edildiği belirtilmiştir (Silva, 2008; Gehrke ve ark. 2009). Spektrofotometrelerin, diş hekimliğinde genel renk ölçümü için en doğru, kullanışlı ve esnek aletler arasında olduğu bilinmektedir. Renk ölçümünde kullanılan SpectroShade, ShadeVision, VITA Easy shade ve ShadeScan cihazlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada, %96,4 güvenilirlik ve %92,6 doğruluk oranı ile VITA Easyshade'in en güvenilir sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Kim-Pusateri, 2009). Bu bilgiler dahilinde

çalışmamızda da renk analizinin gerçekleştirilmesinde klinikte kullanıma uygun bir spektrofotometre olan Vita EasyShade kullanılmıştır.

Termal devirlendirme gibi yaşlandırma işlemlerinin restoratif materyallerin fiziksel ve kimyasal özelliklerine etki ettiği bilinmektedir. Özellikle termal devirlendirme ile farklı ısıl genleşme kat sayısına sahip restoratif materyallerin birlikte kullanıldıklarında tekrarlayan büzülme ve genleşme stresleri oluşmakta ya da su emilimi sonucunda yine fiziksel özelliklerinde farklılıklar olmaktadır (De Munck, 2005; Gomes, 2015). Bu nedenle çalışmamızda renk ölçümü ve makaslama bağlanma dayanımı testi yapılmadan önce tüm örnekler termal devirlendirme işlemine tabi tutulmuştur.

Dental renk çalışmalarında aletsel renk ölçümlerinde genellikle renk farklılığı belirlenmesinde CIELAB sistemine ait  $\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2}$  formülü kullanılmaktaydı (CIE. Colorimetry-technical report. 1986). Ancak algılanabilir ve kabul edilebilirlik derecelerini etkileyen parametreler değişkenlik göstermektedir. O'Brien'in (2002) yaptığı bir sınıflamada;  $\Delta E$  değeri olarak, 0'ın mükemmel, 0.5-1'in çok iyi, 1-2'nin iyi ve 2-3,5'in kabul edilebilir, 3,5'den yüksek değerlerin kabul edilemez olduğu belirtilmiştir.  $\Delta E$  değerlerinin ve araştırmacıların yanıtları arasındaki korelasyonu inceleyen bir çalışmada sonuçların çeşitlilik gösterdiği ve bunun nedeninin ölçümün parlaklık ve yönünü ile araştırmacının ortalama cevabı arasında özel bir bağlantı olması şeklinde bildirmiştir (Seghi, 1989). Önceden kullanılan bu formülde algılanabilir ve kabul edilebilirlik doygunlukla ilişkiliyken, yeni renk farklılığı formülü renk ve doygunluğu içerdiğinden daha kesin renk ayrımı yapılabilmektedir (Lee, 2005).

CIEDE2000 renk farklılığı formülü CIELAB sistemine dayanmaktadır. Sadece renk, doygunluk ve parlaklık içermez, mavi renklerin performansını artırmak için doygunluk ve renk arasında karşılıklı etkileşimini, gri performansını geliştirmek için CIELAB'ın ölçüm faktörünü içerir (Lee, 2005). Bu nedenle bu çalışmada da daha kesin sonuçlar almak amacı ile CIEDE2000 renk farklılığı formülü kullanılmıştır.

Bu çalışmada CIEDE2000 renk farklılığı formülünün parametric faktörleri 1 olarak tespit edildi. Ayrıca algılanabilme sınırı olarak  $\Delta E_{00} \leq 1.30$ , Kabul edilebilirlik sınırı  $\Delta E_{00} > 2.25$  alınmıştır. Renk farklılığı açısından elde edilen veriler incelendiğinde en düşük renk farklılığı değerinin 3M ESPE self adeziv rezin siman kullanılarak hazırlanan



multilayer grubunda ( $\Delta E_{00}=1,50$ ) elde edildiği görülmüştür. Tabakalama, Press-on ve PanaviaSA self adeziv rezin siman kullanılarak hazırlanan multilayer grubunda fark bulunmazken, renk farklılıkları incelendiğinde tüm grupların algılanabilir sınırın üstünde olduğu ( $\Delta E_{00}\leq 1,30$ ) görülmüştür. Ayrıca 3M ESPE self adeziv rezin siman kullanılarak hazırlanan multilayer grubu (Grup M1) haricinde diğer gruplardaki renk farklılığının klinik olarak kabul edilebilirlik sınırını da ( $\Delta E_{00}>2,25$ ) aştığı bulunmuştur.

Restoratif materyallerde zamanla meydana gelen renk değişikliklerinin birçok nedeni mevcuttur. Bunlar arasında dehidratasyon, su Emilimi, aşınma ve karbonlar arası bağların oksidasyonu sonucunda ortaya çıkan peroksit bileşikleri gibi etkenler gösterilebilir (Ertan, 2005).

Seramik materyallerde görülen renk değişikliklerinin temel sebebi, içeriğinde bulunan metal oksitlerden oluşan renklendirici pigmentlerdir. Bu oksitler ışık, sıcaklık ve nem gibi etkenlere karşı hassastır. Bu etkenler varlığında metal oksit ile oksijen arasındaki bağ yıkılırken, nemli bir ortam varlığında peroksitler ortaya çıkabilir. Ayrıca stabil olmayan bu metal oksitler fırınlama derecelerinde yıkıma uğrayabilirler ve renk değişimine neden olabilirler. Yapısındaki serbest elektronlar da gelen ışığı absorbe ederek, porselenin yansıyan rengini etkileyebilir (Ertan ve Şahin, 2005). Çalışmamızın sonuçları termal devirlendirme işlemi sonrasında, ısı ve nem etkisi ile farklı üst yapı teknikleri uygulanan bütün gruplarda algılanabilir renk farklılığı oluştuğunu göstermiştir.

Çalışmanın sonuçlarına bakıldığında tabakalama tekniğinde renk farklılığının daha yüksek olduğu ancak press-on tekniği ile arasında fark olmadığı görülmüştür. Her iki teknikte de ısı işlem olması renk farklılığının oluşmasında etkili olmuştur.

Crispin ve ark (1994) fırınlama sayısı arttıkça, renk değişimleri artar, ayrıca ilk pişirmede daha fazla renk değişikliği olur ve pişirme işleminde kademeli olarak değişir. Belki de bu, porselenlerdeki metal oksitlerdeki erken değişikliklerden kaynaklanmaktadır ve bir sonraki pişirme işleminde değişecek başka metal oksidi yoktur. Bazı çalışmalar seramikte pişirme ısısının etkisi altında bulunan metal oksitlerin kararsız olduğunu ve yüzey pigmentlerinin renginin pişirme ısı nedeniyle kırıldığını bildirmiştir (Mirzaie ve ark., 2018).

Press-on tekniğinde kullanılan çekirdeğin ve tabakalama tekniğinde kullanılan porselen tozunun aynı renkte olmasına rağmen, pigment içeriklerindeki farklılıkların renk farklılığı oluşturabileceği, press-on tekniği ile elde edilen örneklerin fiziksel yapılarındaki homojenitesi ve tabakalama tekniğinde ki örneklerin gözeneklilik miktarı nedeniyle de,  $L^* a^* b^*$  değerlerinde farklılıklar olabileceği bildirilmiştir. Ayrıca, tabakalama tekniğinde oluşan arayüzdeki yansımanın  $L^*$  değerlerini etkileyebileceği belirtilmiştir (Holden ,2009 ;Luo ve Zhang, 2010).

Seramiğin rengini ve stabilitesini etkileyen faktörler, porselenin içeriği( çeşitli kristal ve daha yüksek gözeneklilik hacmi), porselen kalınlığı, final fırınlama ısı ve sayısı, rezin simanın kalınlığı porselen uygulama tekniği ve dış boyaların kullanımı olarak bildirilmiştir (Falahchai , 2017).

Crispin ve ark Sarı ve turuncu renk ajanlarının farklı fırınlama ısılarında minimal renk stabilitesine sahip olduğunu bildirmiştir. Buna karşın Mulla ve Wiener (1999) seramik sistemlerde mavi renk ajanlarının minimal renk stabilitesine sahip olduğunu gösterirken, turuncu renk ajanların farklı pişirme sıcaklıklarında en yüksek renk stabilitesine sahip olduğunu göstermiştir .Turuncu ve mavi pigmentlerin ilk fırınlamadan sonra belirli bir renk değişikliğine uğradığını, ancak sonraki fırınlama işleminde daha az değişiklik yaptıklarını göstermiştir. Laboratuvar aşamalarından sonra seramikte daha az gözeneklilik, seramikte daha fazla renk kararlılığı sağlar. (Mirzaie ve ark., 2018). Fırınlama sayısını veya sıcaklığını artması, porselenin içinde bulunan renk pigmentleri etkileyip dengesiz hale getirebilir ve bunun sonucunda istenmeyen renk değişimleri oluşabilir (Bayındır ve Özbayram, 2017).

$\Delta L$  değerleri incelendiğinde, gruplar arasında istatistiksel olarak fark olduğu, tüm değerlerin negatif olması termal devirlendirme işleminin ardından parlaklığın arttığını göstermektedir. En yüksek  $\Delta L$  değerleri PanaviaSA ve, 3M ESPE self adeziv rezin siman kullanılarak hazırlanan multilayer gruplarında görüldüğü ve bu gruplar arasında fark olmadığı, en düşük değerlerin ise tabakalama tekniği kullanılan grupta olduğu görülmüştür.

$\Delta a$  değerleri incelendiğinde, gruplar arasında istatistiksel olarak fark olduğu, tabakalama tekniği ile üretilen grup haricinde diğer gruplarda değerlerin pozitif, olduğu

görülmektedir. Bu sonuç tabakalama tekniğindeki örneklerde değişikliğin kırmızı yönünde olduğunu, diğer gruplarda ise bu değişikliğin yeşil renk yönünde olduğunu göstermiştir.

$\Delta b$  değerleri incelendiğinde, gruplar arasında istatistiksel olarak fark olduğu, üst yapıları tabakalama tekniği ile üretilen grup haricinde diğer gruplarda değerlerin pozitif, tabakalama tekniğide ise negatif olduğu, değişikliğin sarı renk yönünde olduğunu, diğer gruplarda ise bu değişikliğin mavi renk yönünde olduğunu göstermektedir. Multilayer grupları arasında istatistiksel fark bulunmamıştır.

In vitro çalışmalarda, alt ve üst yapı tabakaları arasındaki bağlanma kuvvetinin ölçülmesinde farklı test yöntemleri kullanılmaktadır. Makaslama streslerinin, çiğneme kuvvetlerinin yön benzerliği nedeniyle klinik ile daha ilişkili olduğu belirtilmiştir ve bükülme veya çekme yüklemelerine göre daha stabil olduğu düşünülmektedir (Sau, 1999). Makaslama testinde yüksek bağ dayanım değerleri gösteren restorasyonların, çiğneme kuvvetleri karşısında daha yüksek başarı oranı göstereceği düşünülmektedir (Fahmy ve ark., 2011). Bu nedenle çalışmamızda makaslama bağlanma dayanıklılığı testi kullanılmıştır.

Zirkonyum oksit seramik alt yapılı tam seramik sistemlerin değerlendirildiği in-vitro çalışmalarda başarı oranının %97,8 olarak bildirilmiştir (Molin ve ark., 2008). Uzun dönem çalışmalarda metal-seramik restorasyonlarda meydana gelen delaminasyon ve/veya çatlaklar gibi klinik başarısızlıklar %2,7 ile %5,5 arasında gösterilirken zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda 3 ila 5 yılın sonunda bu oran % 13 ile %15,2 oranlarında rapor edilmiştir (Raigrodski ve ark., 2006; Sailer ve ark., 2006).

Zirkonyum oksit seramik alt yapı ve veneer seramik arasındaki bağlanma dayanıklılığı birçok çalışmada değerlendirilmiştir (Aboushelib ve ark., 2005; Fischer ve ark., 2007; Guess ve ark., 2008; Fischer ve ark., 2009). Bu restorasyonlarda, üst yapı seramiğindeki minör kırıkların ve üst yapı seramiğinin zirkonya alt yapıdan ayrılmasının en sık karşılaşılan başarısızlık tipleri olduğu bildirilmiştir (Tinschert ve ark., 2005; Sailer ve ark., 2006).

Veneer seramiklerin bükülme dayanıklılığı, zirkonya alt yapıya göre çok daha zayıftır ve bu nedenle düşük yük altında bile kor-veneer ara yüzeyinde başarısızlıklar oluşabilmektedir (Guess ve ark., 2008). Yapılan klinik çalışmalarda, zirkonya alt yapılı seramik kronlardaki başarısızlığın çoğu arayüzde ortaya çıktığı bildirilirken, bunun nedeni

olarak, malzemenin yüzey pürüzlülüğünün yetersizliği, fırınlama sırasında oluşan büzülme miktarı, ara yüzdeki zirkonya kristallerinde ısıdan etkilenerek oluşan faz değişimi, soğuma hızı, teknesiyenin kabiliyeti, gözeneklilikler ve kor ile veneer seramik arasındaki bağın kalitesini ve gücünü etkileyebilecek defektler, ısıl genleşme katsayısı uyumsuzluğu bildirilmiştir (Kim ve ark., 2011) .

Kwon ve ark. (2009) sinterleme yapıldıktan önce ve sonraki zirkonya yüzeyi ile veneer seramik ara yüzeyi arasında mikropörözitelerin oluştuğunu, element difüzyonunun veya migrasyonunun olmadığını gözlemlemişlerdir. Buna dayanarak, zirkonya–veneer seramik arasındaki bağlantı mekanizmasının kimyasal değil mekanik olarak oluştuğu, ayrıca ara yüzeyde oluşan mikropörözitelerin bu bağlanmada ana faktör olabileceğini belirtmişlerdir.

Mekanik retansiyonun artırılması için pürüzlendirme işlemi ile yüzey alanı, yüzey enerjisi ve yüzey ıslatılabilirliği artırmaktadır (Blatz., 2003). Çeşitli yüzey işlemleri son zamanlarda hem in vivo hem de in vitro koşullar altında incelenmiş olmasına rağmen, zirkonya için en uygun yüzey işleminin seçimi konusu da hala tartışma konusudur ( Blatz ve ark., 2007). Yaygın pürüzlendirme seçenekleri, aşındırma kumlama (Fisher ve ark., 2007), asitleme ve bu metotlardan herhangi birinin kombinasyonlarıdır ( 2010; Lorente ve ark., 2010). Chih ve arkadaşları (2018) yaptıkları çalışmalarında 50 µm alüminyum oksit kullanılan örneklerde bağlanma kuvvetinin 0.5 MPa püskürtme basıncında 110 µm alüminyum oksit kullanılan örneklerden daha yüksek olduğunu bildirilmiştir. Çalışmamızda da zirkonyum alt yapı ile üst yapı arasında ki bağlantıyı artırmak amacı ile 50 µm alüminyum oksit partikülleri kullanılarak 15 saniye süreyle kumlama yapılmıştır.

Bu in vitro çalışmanın alt yapı ile üst yapı arasında makaslama bağlanma dayanımı test sonuçları incelendiğinde, en yüksek makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri RelyX U200 self adeziv rezin siman kullanılarak hazırlanan multilayer grubunda (12,45 MPa) görülürken, en düşük makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri tabakalama yöntemi ile hazırlanan grupta (5.59 MPa) görülmüştür.

Tabakalama tekniği, estetik açıdan üstün fakat dayanıklılık açısından tek başına yetersiz olan veneer seramik materyalinin daha kuvvetli bir altyapı üzerine tabakalar halinde ilave edilerek pişirilmesi esasına dayanır (Hsueh., 2005). Tabakalama tekniğinde

karşılaşılan en büyük problem fırınlama sonrası yapı içerisinde %25-35 oranında büzülmenin görülmesidir. Oluşan büzülmeyi telafi etmek için birkaç kez ilave ve pişirme işleminin yapılması gerekir (Goldin ve ark., 2005; Holden ve ark., 2009). Her pişirme işleminde seramik, ısıtma ve soğuma işlemine maruz kalır ve bu durum yapı içinde mekanik özellikleri olumsuz etkileyen streslerin oluşmasına sebep olur (Isgro ve ark., 2005; Zeighami ve ark., 2013). Yapılan bir çalışmada tekrarlanan fırınlama işleminin veneer seramiğinin kristalin yapısında değişikliğe neden olduğu ve fırınlama sayısının gereksiz olarak artırılmasından kaçınılması gerektiğini bildirilmiştir (Bayındır ve Özbayram, 2017).

Press-on tekniği, geleneksel tabakalama tekniğinden farklıdır. Bu teknik ile tabakalama tekniğinde yaşanan fırınlama büzülmesinin en aza indirildiği ve daha iyi bir marjinal uyum sağlandığı belirtilmiştir. (Goldin ve ark., 2005; Holden J ve ark., 2009). Çalışmamızda da press-on tekniği kullanılan grupta, tabakalama tekniği kullanılan gruba göre daha yüksek makaslama bağlanma değerleri elde edilmiştir ( $p < 0.001$ ).

Schmitter ve ark (2012) multilayer ve tabakalama teknikleri ile hazırlanan kronların kırılma dayanıklılıklarını inceledikleri bir çalışmada, multilayer teknikte alt ve üst yapıların bağlantısı Panavia adeziv rezin siman ile sağlamışlar ve multilayer teknik ile hazırlanan grubun, daha yüksek eğilme, kırılma ve makaslama bağlanma dayanımı değerlerine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

CAD/CAM'deki gelişmeler sonucunda "CAD-on" ve "multilayer" teknikleri geliştirilmiştir. Bu tekniklerle Y-TZP alt yapı ve lityum disilikat üst yapı CAD teknolojisi kullanılarak hazırlanmaktadır. Hazırlanan iki parça füzyon cam-seramik (CAD-on) veya rezin siman (multilayer) kullanılarak birleştirilmektedir. Bu tekniklerle laboratuvar süresinde azalma ve daha yüksek dayanıklılığa sahip homojen seramik blok kullanımı sağlanır. Bu yöntemlerde seramik materyali boyutsal değişimine uğramadığı için restorasyonun direkt olarak son şekli elde edilir (Miyazaki, 2009; Kanat ve ark., 2014). Çalışmamızda multilayer teknikle üretilen her iki grupta da elde edilen makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri tabakalama tekniğinden daha yüksek bulunmuştur. Boyutsal olarak değişime uğramayan alt yapı ve üst yapı da istenmeyen streslerin oluşmaması bu sonucu meydana getirmiştir. Ayrıca benzer olarak multilayer teknik ile

üretilen ve 3M ESPE self adeziv rezin siman kullanılan grupta press-on tekniği ile üretilen gruba göre daha yüksek bağlanma dayanıklılığı elde edilmiştir.

Bu in vitro çalışmada multilayer tekniği kullanılarak hazırlanan iki grupta iki farklı self adeziv rezin siman kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlar iki grup arasında anlamlı fark olduğunu RelyX U200 self adeziv rezin siman kullanılan grubun renk farklılığı açısından daha stabil olduğu ve makaslama bağlanma dayanıklılığı açısından değerlerin daha yüksek olduğu görülmüştür.

Çalışmamızda kullanılan Panavia SA Automiks sistemleri asidik (%37-40 fosforik asit) içeriğe sahiptir Panavia SA Automiks self-etch adeziv sistemlerinde asit uygulaması elimine edildiğinden içeriğindeki MDP (methacrylo dihydrogen phosphate) ve TEGDMA (triethylen glycol dimethacrylate) esterlerinde hidrolitik çözünme olmaktadır . Bu çözünme de rezin simanın bağlanma dayanımını negatif yönde etkilemektedir (Özcan ve Meşe, 2011).

Kevin ve ark (2013) yaptıkları bir çalışmada Panavia rezin siman kullanılarak yapılan simantasyonun ardından termal devirlendirme işlemi uygulanmışve bu işlem ardından bağlantı değerlerinde anlamlı bir düşüş olduğu bildirilmiştir. Yapılan farklı bir çalışmada RelyX U200 ve Panavia S rezin simanlar makaslama bağlanma dayanıklılığı açısından karşılaştırılmış ve RelyX U200'ün daha yüksek bağlanma dayanıklılığı gösterdiği bildirilmiştir. Walter R (2005) Çalışmamızda adeziv resin kullanılan iki grup arasında PanaviaSA self adeziv rezin siman kullanılan grubun daha düşük değerler vermesi (Kevin ve ark ,2013)'nın yaptıkları çalışmada olduğu gibi uygulanan termal devirlendirme işleminden daha fazla etkilendiğini göstermektedir.

Zaher (2017) in vitro çalışmasında CAD-on tekniği ile üretilen zirkonya alt yapı üzerine sinterlenmiş lityum disilikat kronlar ile bağlan presson tekniği kullanılarak üretilen kronlar makaslama bağlanma dayanımını açısından karşılaştırılmış CAD-on grubunun daha yüksek bağlanma dayanıklılığı değerleri gösterdiği bildirilmiştir.

Çalışmamızda başarısızlık tipleri incelendiğinde bağlanma dayanıklılığı sonuçları ile benzer olduğu görülmektedir. Tabakalam tekniği uygulanan grupta tüm başarısızlıklar adeziv tip başarısızlık şeklinde oluşmuştur. Press-on grubunda %80 adeziv, %20 karma

başarısızlık gözlenmiştir. En yüksek bağlanma dayanımı gösteren RelyX U200 self adeziv rezin siman kullanılan grupta adeziv başarısızlık %67, karma başarısızlık %33 tür.

Aboushelib (2006), sağlam bir alt yapı üzerindeki veneer porseleninde koheziv ufalanmaların olması aşırı yük uygulanmasına, tabakalar şeklindeki kopmalar ise zayıf veneer bağlantısına ve ara yüzeydeki lokalize gerilme streslerine bağlı olabilir. Zirkonyum alt yapıların kullanıldığı tabakalı restorasyonlarda alt yapı-veneer ara yüzünde oluşan gerilme stresleri, iki materyal arasındaki termal genişleme katsayısı farklılığına bağlı olarak oluşmaktadır.

İntraoral kullanım sırasında meydana gelen porselen kırıkları, materyale veya alt yapının kalınlığına şekline ve restorasyonun tasarımına bağlıyken, sağlam bir alt yapı üzerindeki veneer porseleninde oluşan koheziv kırıklar, gereğinden fazla yük uygulanmasına, tabakalar şeklindeki kopmalar ise zayıf veneer bağlantısına ve ara yüzeydeki lokalize gerilme streslerine bağlı olarak gelişir . Ayrıca zirkonyum alt yapı tabakalı restorasyonlarda alt yapı ve üst yapı ara yüzünde oluşan gerilme stresleri, iki materyal arasındaki termal genişleme katsayısı farklılığına bağlı olarak ortaya çıkabilir (Aboushelib, 2009).

Yapılan in vitro çalışmamızda ağız ortamındaki koşulların tam olarak taklit edilememesi, makaslama bağlanma dayanımının değerlendirilebilmesi için örneklerin disk şeklinde hazırlanması gibi sınırlamalar bulunmaktadır. Bu nedenle daha farklı test yöntemleri, farklı yaşlandırma yöntemleri kullanılarak yapılan, klinik uygulama ve uzun dönem takibi ile ilgili ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmanın sınırları içerisinde;

1. Üst yapı üretim tekniğinin farklılığı zirkonyum-oksit tam seramik restorasyonun rengini etkilemiştir. ( $p<0.001$ )
2. Termal devirlendirme işleminin ardından tüm gruplarda gözle görülebilir renk farklılığı oluşmuştur.
3. Farklı üst yapı üretim tekniği üst yapının alt yapıya olan makaslama bağlanma dayanıklılığını etkilemiştir. En yüksek bağlanma dayanımı RelyX U200 self adeziv rezin siman kullanılan grupta görülürken (12,45MPa), en düşük bağlanma dayanımı tabakalama tekniği kullanılan grupta (5,59 MPa) görülmüştür. ( $p<0.001$ )
4. Multilayer teknikle üretilen, ancak farklı adeziv rezin siman kullanılan iki grup arasında renk farklılığı ve makaslama bağlanma dayanıklılığı açısından anlamlı farklılık gözlenmiştir. ( $p<0.001$ )
5. Bu konuda kesin sonuçlara varılabilmesi için mekanik, termal ve kimyasal streslerin renk farklılığı ve bağlanma dayanımı üzerine etkilerinin değerlendirildiği uzun süreli klinik çalışmalar yapılması gerekmektedir.



## **KAYNAKLAR**

- Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005;21(10):984-991
- Aboushelib MN, De Kler M, Van Der Zel JM, Feilzer AJ. Effect of veneering method on the fracture and bond strength of bilayered zirconia restorations. *Int J Prosthodont* 2008a; 21:237-240
- Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dent Mater* 2009; 25:383–391
- Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of Zirconia Type on Its Bond Strength with Different Veneer Ceramics. *J Prosthodont* 2008b;17:401-8
- Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 2006;22:857-863.
- Addison O, Cao X, Sunnar P, Fleming GJ. Machining variability impacts on the strength of a 'chair-side' CAD-CAM ceramic. *Dent Mater* 2012 Aug;28(8):880-887.
- Agustín-Panadero R, Román-Rodríguez JL, Ferreiroa A, Solá-Ruíz MF, FonsFont A. Zirconia in fixed prosthesis: a literature review. *J Clin Exp Dent* 2014;6:66-73
- Akın E. Diş hekimliğinde seramik. Üçüncü baskı. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi, 1999.
- Anusavice KJ. Philips' Science of dental materials. 11th Edi. St. Louis, Missouri, Elsevier Science,2003.
- Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002;18:590-595.

- Azer S.S., Drummond J.L., Campbell SD, El Moneim Zaki A. "Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown." *J Prosthet Dent* 2001 86(6): 624.
- Ban S, Sato H, Suehiro Y, Nakanishi H, Nawa M. Effect of sintering condition, sandblasting and heat treatment on biaxial flexure strength of zirconia. *Key Engineer Mater* 2008;779- 82:361-363.
- 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.
- Bayındır F, Wee AG. The Use of Computer Aided Systems in Tooth ShadeMatching. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 2006; 30: 40-46
- Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2009;25(1):121-128.
- Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003; 89:268-274.
- Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004;91:356-362.
- Bottino MC, Ozcan M, Coelho PG, Valandro LF, Bressiani JC, Bressiani AHA. Micro-morphological changes prior to adhesive bonding: high-alumina and glassy-matrix ceramics. *Braz Oral Res* 2008; 22: 158–163.
- Brewer J, Wee A, Seghi R., Advances in color matching. *The Dental Clinics of North America* 2004;48:341-358
- Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dent Clin North Am* 2004; 48(2): v, 341-358.

- Brunot-Gohin C, Duval JL, Verbeke S, Belanger K, Pezron I, Kugel G, Laurent-Maquin D, Gangloff S, Egles C. Biocompatibility study of lithium disilicate and zirconium oxide ceramics for esthetic dental abutments. *J Periodontal Implant Sci* 2016 Dec;46(6):362-371
- Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Y-TZP ceramics: key concepts for clinical application. *Oper Dent* 2009 ;34(3):344-351.
- Çelik M, Bural C, Bayraktar G. Diş Hekimliğinde Zirkonya Uygulamaları. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2014; 8:106-116.
- Cengiz T, Mısırlıgil A, Aydın M. Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji. Ankara, Güneş Kitabevi, 2004
- Chai, J., Tkahashi, Y., Sulaiman, F., Chong, K., Lautenschlager, E.P. Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 2000 13: 420-424
- Chang JC, Hart DA, Estey AW and Chan JT. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel, *J Prosthet Dent*,2003 90(1), 18-23
- Chih CW, Yang CC, Yan M. Bond strength of heat-pressed veneer ceramics zirconia with various blasting conditions. *J Dent Sci* 2018 Dec;13(4):301-310.
- Choi YS, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS. In vitro evaluation of fracture strength of zirconia restoration veneered with various ceramic materials. *J Adv Prosthodont* 2012; 4:162-9.
- Christensen GJ Seating nonmetal crowns or fixed partial dentures with resin cement, *J Am Dent Assoc* 1998 129, 239-241
- Chu SJ, Devigus A, Mielezsko A. Fundamentals of color shade matching and communication in esthetic dentistry, Quintessence Pub Co Inc, øst 2004.
- Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of 35Sc  
clinical and research aspects. *J Dent* 2010; 38:2-16.
- CIE Technical Report: Colorimetry. CIE pub no 15.3. Vienna, Austrai: CIE Central Bureau; 2004. P.3-47

- CIE. Colorimetry-technical report. CIEPub.No.15, 2nd ed. Vienna, Austria: Bureau Central de la CIE 1986.
- Cnispel G. Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. 1th ed. Quintessence Int 1991; 22: 525-531.
- Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11th edi. St. Luis, Mosby 2002
- Crispin BJ, Seghi RR, Globe H. Effect of different metal ceramic alloys on the color of opaque and dentin porcelain. J Prosthet Dent 1991; 65: 351-356.
- Curran P, Cattani-Lorente M, Anselm Wiskott HW, Durual S, Scherrer SS. Grinding damage assessment for CAD-CAM restorative materials. Dent Mater 2017;33(3):294-308
- 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 May;99(5):361-368
- De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. Dent Mater 2005; 21:242-251.
- De MunckJ, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A article review of the durability of adhesion totooth tissue: methods and results. J Dent Res 2005 84(2): 118-32
- Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. Crit Rev Oral Biol Med 1996;7(2):134-143.
- Della-Bona A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II- the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. J Appl Oral Sci. 2005 Jun 13(2):101-109
- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater 2008;24(3):299-307.

- Dündar M, Özcan M, Gökçe B, Cömlekoğlu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater* 2007;23:630-636.
- Effimia Koumpia, Athanasios E. Athanasiou, Theodore Eliades, Michael Knösel. Precision of a Reflectance Spectrophotometer in Measuring Anterior Tooth Color. Department of Orthodontics, Faculty of Dentistry, School of Health Sciences, Aristotle University of Thessaloniki, Thessaloniki, 2018, GR-54124, Greece
- Eidenbenz S, Lehner CR, Scharer P. Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *Int J Prosthodont* 1994;7(2):134-142.
- Eismann RM. *Dental Laboratory Procedures: Fixed Partial Dentures*. Toronto: Mosby Company 1980.
- El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPSEmpress restorations. *Evidence-Based Dentistry* 2004;5(3):73.
- El-Mowafy OM, Rubo MH and El-Bradley WA (1999) Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay, *Oper Dent*, 24, 38-4
- Ertan AA, Sahin E. Colour stability of low fusing porcelains: an in vitro study. *J Oral Rehabil* 2005 ;32(5):358-361.
- Fahmy, N.Z., Salah, E. An in vitro assessment of a ceramic-pressed-to-metal system as an alternative to conventional metal ceramic systems. *J Prosthodont* 2011 20: 621-627
- Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hammerle CH. Impact of thermal properties of veneering ceramics on the fracture load of layered Ce-TZP/A nanocomposite frameworks. *Dent Mater* 2009;25:326-330.
- Fischer J, Stawarczyk B. Compatibility of machined Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite and a veneering ceramic. *Dent Mater* 2007;23:1500-1505.
- Funda Bayındır & Ozlem Ozbayram Effect of number of firings on the color and translucency of ceramic core materials with veneer ceramic of different thicknesses. *The journal of prosthetic dentistry* 2017

- Geçkinli EA. İleri Teknoloji Malzemeleri. İstanbul. İstanbul Teknik Üniversitesi Matbaası.1991;1-10
- Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. Dentiss 2007; 3:34-38.
- Gladwin M Bagby M Clinical aspects of dental materials, Wolters Kluwer Co, Philadelphia 2000
- Goldin EB, Boyd NW, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal
- Gomes AL, Ramos JC, Riego SS, Montero J, Albaladejo A. Thermocycling effect on microshear bond strength to zirconia ceramic using Er: YAG and tribochemical silica coating as surface conditioning. Lasers Med Sci 2015; 30:787-795.
- Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. Biomaterials 2004;25:5045-5052.
- Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. J Dent 2005;33(1):9-18.
- Guess PC, Kuli A, Witkowskia S, Wolkewitzb M, Zhangc Y, Struba JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. Dent mater 2008;24:1556–1567.
- Guo H, Wang F, Feng H, Gou X, Li K, Wu T, Yao C. The investigation of color selection of 4340 cases of ceramics restorations. West China Journal of Stomatology 2000;18(3):174-177.
- Gültekin P, Tunç E, Öngül D, Turp V, Bultan Ö, Karataşlı B. Dual-Cure Reçine Simanın Zirkonya Seramikleri Altındaki Polimerizasyon Etkinliğinin İki Farklı Işık Kaynağı ile İncelenmesi 2015;49(2):8-16

- Hadavi F., Hey J.H., Ambrose E.R., Louie P.W., Shinkewski D.J. "The effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel." *Oper Dent* 1993 18(2): 61-65 *Dent* 2009;4:262-276.
- Han GJ, Kim JH, Cho BH, Oh KH, Jeong JJ. Promotion of resin bonding to dental zirconia ceramic using plasma deposition of tetramethylsilane and benzene. *Eur J Oral Sci* 2017;125(1):81-87
- Höland W. Materials science fundamentals of the IPS Empress 2 glass-ceramic. Ivoclar-Vivadent-Report 1998;12.
- Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *J Prosthodont* 2009;18:645-8.
- Hsueh CH, Luttrell CR, Becher PF. Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. *Dent Mater* 2006;22(5):460-469
- [http://www.ivoclarvivadent.com/zooluwebsite/media/document/12250/IPS+e-max+CAD-on Human Zirconium Technology](http://www.ivoclarvivadent.com/zooluwebsite/media/document/12250/IPS+e-max+CAD-on+Human+Zirconium+Technology). ICE Zirconia Ceramics.2009
- International Organization for Standardization. ISO 9693:1999. Metal-ceramic dental restorative systems. Geneva: International. Organization for Standardization; 1999. Available at: <http://www.iso.org/iso/store.htm>
- Isgro G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. The Influence of Multiple Firing on Thermal Contraction of Ceramic Materials Used for the Fabrication of Layered All-Ceramic Dental Restorations. *Dent Mater* 2005; 21:557-564.
- Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung KH, Spiekerman C, Winter RR. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high noble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent* 2011;105:29-37
- Ivoclar ürün katalogu: IPS e.max Ceram 2009. 137. Ivoclar ürün katalogu: IPS e-max CAD-on2010.

- Kanat B, Cömlekoğlu EM, Dündar-Çömlekoğlu M, Hakan Sen B, Ozcan M, Ali Güngör M. Effect of various veneering techniques on mechanical strength of computer-controlled zirconia framework designs. *J Prosthodont* 2014;23(6):445-455.
- Kanat-Ertürk B, Çömlekoğlu EM, Dündar-Çömlekoğlu M, Özcan M, Güngör MA. Effect of Veneering Methods on Zirconia Framework-Veneer Ceramic Adhesion and Fracture Resistance of Single Crowns. *J Prosthodont* 2015;24(8):620-62
- Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008;24(3):289-298
- Kim HJ, Lim HP, Park YJ, Vang MS. Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *J Prosthet Dent* 2011; 105:315-22.
- Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *J Oral Sci* 2010 Dec;52(4):531-539.
- Kürklü D, Azer SS, Yilmaz B, Johnston WM. Porcelain thickness and cement shade effects on the colour and translucency of porcelain veneering materials. *J Dent* 2013 Nov;41(11):1043-1050.
- Kwon JE, Lee SH, Lim HN, Kim HS. Bonding characteristics between zirconia core and veneering porcelain. *Dent Mater* 2009; 25:42
- Lee MH, Min BK, Son JS, Kwon TY. Influence of Different Post-Plasma Treatment Storage Conditions on the Shear Bond Strength of Veneering Porcelain to Zirconia. *Materials (Basel)* 2016 Jan 12;9(1).
- Lee YK. Comparison of CIELAB Delta E (\*) and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites. *Dent Mater* 2005 Jul;21(7):678-682.
- Leinfelder KF Porcelain esthetics for the 21st century. *J Am Dent Assoc* 2000 131, 47. Li Q, Yu H, Wang YN, 2009. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. *Dent Mater* 25, 2, 158-65.



- Lenz J., Kessel S. "Thermal stresses in metal-ceramic specimens for the ISO crack initiation test (three-point flexure bond test)." *Dent Mater* 1998 14(4): 277-280
- Leylek S Günümüz Yapıştırma Simanları, A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D. Doktora Semineri, 1999 Ankara
- Lou MR. Colorimetry. In: Paravina R, Powers J, editors. *Esthetic color training in dentistry*. 1st Ed., St. Louis, Mosby Inc 2004;17-38.
- Lu YC, Tseng H, Shih YH, Lee SY. Effects of surface treatments on bond strength of glass-infiltrated ceramic. *J Oral Rehabil* 2001 ;28(9):805-813.
- Lund PS, Piotrowski TJ. Colour changes of ceramic surface colorants resulting from firing. *Int J Prosthodont* 1992; 5: 22-27.
- Lundberg K, Wu L, Papia E. The effect of grinding and/or airborne-particle abrasion on the bond strength between zirconia and veneering porcelain: a systematic review. *Acta Biomater Odontol Scand* 2017;3(1):8-20
- Luo XP, Zhang L. Effect of veneering techniques on color and translucency of Y-TZP. *J Prosthodont* 2010 ;19(6):465-470.
- Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and Alumina-Advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1999;7:113-119.
- M. Mirzaie, A. Pahlavan, T. Hooshmand, H. Safaee, R. Khalesi Tooyrekani Effect of Accelerated Aging on Color Stability of Two Silica-Based Ceramics with Leucite and Lithium-Disilicate Crystalline Phases After Glazing and Polishing 2018
- Mc Lean JW. *The science and art of dental ceramics*, Quintessence Pub Co Inc Chicago, 2nd Edition 1979: 21-44
- McLaren EA, Giordano RA. Zirconia-Based Ceramics: Material Properties, Esthetics, and Layering Techniques of a New Veneering Porcelain, VM9. *QDT*.2005;99-111
- McLean JW, Odont D. Evaluation of dental ceramics in the twentieth century. *J Prothet Dent* 2001,85:61-66.

- Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res* 2013; 57:236e61.
- Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3unit FPDs. *Int J Prosthodont* 2008; 21:223-
- Moon JE, Kim SH, Lee JB, Ha SR, Choi YS. The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements. *Dent Mater* 2011; 27:651-63
- Moraes RR, Marimon JLM, Schneider LFC, CorrerSobrinho L, Camacho GB, Bueno M. Carbamide peroxide bleaching agents: effects on surface roughness of enamel, composite and porcelain Clin Oral Invest 2006; 10: 23–28
- Moravej-Salehi E, Moravej-Salehi E, Valian A. Surface topography and bond strengths of feldspathic porcelain prepared using various sandblasting pressures. *J Investig Clin Dent* 2016; 7(4):347-354.
- Mulla FA, Weiner S. Effects of temperature on colour stability of porcelain stains. *J Prosthet Dent* 1991; 65:507-512.
- O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2nd ed. Canada, Quint Pub Co Inc, 2002. 196.O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2nd edi. Quintessence Publishing Co Inc 1997. 197
- O'Brien, WJ. Dental Materials and Their Selection, Third ed., Quintessence Publishing Corp, Canada 2002: 210-225.
- Özcan M, Mese A. Adhesion of conventional and simplified resin-based luting cements to superficial and deep dentin. *Clin Oral Invest* 2011.DOI 10.1007/s00784-011-0594
- Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A. Hydrolytic stability of composite repair bond. *Eur J Oral Sci* 2007;115(5):417-424.
- Paravina RD, Ontiveros JC, Powers JM. Accelerated aging effects on color and translucency of bleaching shade composites. *J Esthet Restor Dent* 2004; 6: 117-127

- Pekkan G. Tam seramikler ve dentin arasındaki dual-cure rezin simanların kesme ve gerilme dayanıklılığının incelenmesi. Ankara, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi 2005.
- Pelaez J, Cogolludo PG, Serrano B, Serrano JF, Suarez MJ. A four-year prospective clinical evaluation of zirconia and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses. *Int J Prosthodont* 2012; 25:451-458
- Pick B, Gonzaga CC, Junior WS, Kawano Y, Braga RR, Cardoso PE. Influence of curing light attenuation caused by aesthetic indirect restorative materials on resin cement polymerization. *Eur J Dent* 2010;4(3):314-323
- Piconi C, Maccauro G, Pilloni L, Burger W, Muratori F, Richter HG. On the fracture of a zirconia ball head. *J Mater Sci Mater Med* 2006;17(3):289-300.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomater* 1999; 20:1-25.
- Piwowarczyk 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 Mar;14(1):39-45.
- Pomarico L , Neves BG, Maia LC, Primo LG. Long – Term Clinical Performance of Aesthetic Restoration in Primary Molars: A Case Report. *Case Rep Dent* 2011; 2011: 515713. 17.
- Powers JM, Sakaguchi RL. *Craig's restorative dental materials*. 12th ed. USA, Mosby Co Inc 2006.
- Pradies G, Godoy-Ruiz L, Özcan M, Moreno-Hay I, Martínez-Rus F. Analysis of Surface Roughness, Fracture Toughness, and Weibull Characteristics of Different Framework-Veneer Dental Ceramic Assemblies after Grinding, Polishing, and Glazing. *J Prosthodont* 2019 Jan;28(1): e216-e221
- Qualtrough AJ, Piddock V. Recent advances in ceramic materials and systems for dental restorations. *Dent Update* 1999 Mar;26(2):65-68

- R. Moraes, L. Correr-Sobrinho, M. A. Sinhoreti, R. M. Puppim-Rontani, F. A. Ogliari, and E. Piva, "Light-activation of resin cement through ceramic: relationship between irradiance intensity and bond strength to dentin," *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 2008, vol. 85, no. 1, 160–165,
- R. Zuellig-Singer, I. Krejci, and F. Lutz, "Effects of cement-curing modes on dentin bonding of inlays," *Journal of Dental Research* 1992, vol. 71, 1842–1846.
- Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2012 Mar;107(3):170-177.
- Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, Von Fraunhofer JA. Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2004;91(5):441-446.
- Rekow ED, Silva NR, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res* 2011 ;90(8):937-952.
- Reston EG, Filho SC, Arossi G, Cogo RB, Rocha Cdos S, Closs LQ. Repairing ceramic restorations: final solution or alternative procedure? *Oper Dent* 2008 ;33(4):461-466.
- Richard MP. Use of Zirconia in Restorative Dentistry. *Dentistry Today*. 2007;114-9.234.
- Rosellini E, Watanabe I, Yoshida K. Effect of zirconia surface treatments on bond strength of porcelain. *IADR/AADR/CADR 87th general session and exhibition*. 2009:1-4
- Russell MD, Gulfranz M, Moss BW. In vivo measurement of colour changes in natural teeth. *J Oral Rehabil* 2000;27(9):786-792..
- Sailer I, Gottner J, Kanelb S, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont* 2009; 22:553e60.

- Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007;20(4):383-388.
- Sakaguchi RL, Powers JM. Restorative materials-ceramics .in: Sakaguchi RL, Powers JM editor Cragg "s restorativ dental materials .13th Ed united States Elsevier Mosby. 2012 ;253-27
- Saraç. D, Saraç Ş, Yüzbaşıoğlu E. Color differences between different composites and a shade guide. *Gazi Üniversitesi Dişhekimliği. Fakültesi Dergisi.* 2005; 22(2): 77-78
- Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent.* 2012 Feb;40(2):154-162.
- Seghi R.R., Daher T., Caputo A. (1990). "Relative flexural strength of dental restorative ceramics." *Dent Mater* 6(3): 181-184
- Seghi RR, Hewlett ER, Kim J. Visual and instrument colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain *Journal of Dental Research* 1989;68:1760-1764.
- Seyed Mehran Falahchahi, Somayeh Zeighami and Yasamin Babae Hemmati Main Factors Affecting the Final Color of Ceramic Restorations. *Adu Dent & Health* 2017;5(3):555-661
- Shimoe S, Tanoue N, Yanagida H, Atsuta M, Koizumi H, Matsumura H. Comparative strength of metal-ceramic and metal-composite bonds after extended thermocycling. *J Oral Rehabil.* 2004;31(7):689-694.
- Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res* 2017 28;31.
- Soares CJ, da Silva NR, Fonseca RB. Influence of the feldspathic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement. *Oper Dent* 2006;31(3):384-389

- Stawarczyk B, Ozcan M, Roos M, Trottmann A, Sailer I, Hämmerle CH. Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. *Dent Mater* 2011 ;27(10):1045-1053.
- Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater*.2006;22:778-784.
- Takeichi T, Katsoulis J, Blatz MB. Clinical outcome of single porcelain-fused-to-zirconium dioxide crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2013; 110:455-461.
- Tholey MJ, Berthold C, Swain MV, Thiel N. XRD2 micro-diffraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: role of application methods. *Dent Mater*. 2010; 26(6):545-552.
- Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other nonsilicate ceramics: where are we now? *Dent Mater* 2011;27(1):71-82.
- Tin –Oo MM, Saddki N, Hassan N. Factors Influencing Patient Satisfaction with Dental Appearance and Treatment They Desire to Improve Aesthetics. *BMC Oral Health* 2011; 23: 11-16.
- Tinschert J, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina- and zirconia- based three- unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*.2001;14:231-238
- Tosun T. Kupon ve köprü protezlerinde zirkonyum. 22.baskı. *Dentalife* 2007; 18-26
- Tzanakakis E-GC, Tzoutzas IG, Koidis PT. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *J Prosthet Dent* 2016;115(1):9-19
- Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent*.2005;93:253-259.
- Valderhaug J. A 15-year clinical evaluation of fixed prosthodontics. *Acta Odontol Scand* 1991; 49: 3540.

- Vigolo P, Mutinelli S. Evaluation of zirconium-oxide-based ceramic single-unit posterior fixed dental prostheses (FDPs) generated with two CAD/CAM systems compared to porcelain-fused-to-metal singleunit posterior FDPs: a 5-year clinical prospective study. *J Prosthodont* 2012; 21:265- 269.
- Wall GJ, Cipra LD. Alternative crown systems. *Dent Clin North Am.* 1992; 36:765-781.
- Walter R, Miguez PA, Pereira PN. Microtensile bond strength of luting materials to coronal and root dentin. *J Esthet Restor Dent* 2005; 17: 165- 171.
- Wee, A.G., Monaghan, P. ve Johnston, W.M. (2002). Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(6), 657-666.
- Yavuzyılmaz H, Turhan B, Kurt E, Baybek B. Tam porselen sistemleri II. Gazi Üniv Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.2005;22(1):41-60.
- Yücel MT. Farklı tip tam seramik kronlarının marjinal uyumlarının in vitro olarak değerlendirilmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi,2005.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara, A.Ü. Basımevi,1993;411-465.
- Zaimoglu A, Can G. Sabit Protezler 1. baskı. Ankara, Ankara Üniversitesi Dis Hekimligi Fakültesi yayınları,2004.
- Zembic A, Bösch A, Jung RE, Hämmerle CH, Sailer I. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24:384-390.
- Zhang B, Zheng XL, Tokura H, Yoshikawa. Grinding induced damage in ceramics. *J Mater Process Tech.*2003;132(1):353-364.
- Zhang CY Yu H Cheng H, Niu G, Jin YY, Polymerization Efficiency of a Dual-Cured Resin Cement through Zirconia with Three Different Cusp Inclinations 2018

Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.*2004;15:381-386.





## ÖZGEÇMİŞ

**Adı Soyadı:** Rafat SASANY

**Doğum yeri:** Tebriz

**Doğum tarihi:** 11.11.1975

**Medeni hali:** Bekar

**Bildiği Yabancı Diller:** Farsça, Türkçe, İngilizce

**Eğitim Durumu(Kurum ve Yıl):**

1999-2005 Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (lisans)

2008-2010 Tahran Üniversitesi Klinik Psikoloji Bölümü (yüksek lisans)

2015-2019 Ondokuz Mayıs Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi (doktora)

**Email adresi:** sasanyr@gmail.com