



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI RENKLERDEKİ FELDSPATİK SERAMİKLERİN
FARKLI IŞIK KAYNAKLARI KULLANILARAK REZİN
SİMANLA OLAN BAĞLANTISININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Betül YILMAZ EVMEK

**Samsun
Aralık-2016**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI RENKLERDEKİ FELDSPATİK SERAMİKLERİN
FARKLI IŞIK KAYNAKLARI KULLANILARAK REZİN
SİMANLA OLAN BAĞLANTISININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Betül YILMAZ EVMEK

**Danışman
Yrd. Doç. Dr. İbrahim DURAN**

**Samsun
Aralık-2016**

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimimin her aşamasında desteğini ve hoşgörüsünü benden esirgemeyen, bilgi ve tecrübesi ile bana yol gösteren, asistanı olmaktan büyük gurur ve mutluluk duyduğum değerli hocam ve tez danışmanım, Sayın Yrd. Doç. Dr. İbrahim DURAN'a,

Tez çalışmalarım boyunca, yaptıkları bilimsel katkılardan dolayı tez izleme komitesindeki değerli hocalarım Prof. Dr. Mahmut SÜMER'e ve Doç. Dr. Çağrı URAL'a,

Doktora eğitimim boyunca her türlü bilimsel bilgi ve tecrübelerinden istifade ettiğim değerli bölüm hocalarıma,

Doktora eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan onur ve mutluluk duyduğum tüm bölüm arkadaşlarıma,

Sevgi ve desteği ile en zor anlarımda yanımda olan ve desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen çok kıymetli ailem ve sevgili eşim Halil İbrahim EVMEK'e,

EN İÇTEN TEŞEKKÜRLERİMLE...

Bu çalışma, PYO.DIS.1904.16.001 proje numarası ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından desteklenmiştir.

ÖZET

FARKLI RENKLERDEKİ FELDSPATİK SERAMİKLERİN FARKLI IŞIK KAYNAKLARI KULLANILARAK REZİN SİMANLA OLAN BAĞLANTISININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç : Bu çalışmanın amacı farklı renklerdeki CAD-CAM üretim tekniğinde kullanılan prefabrike feldspatik seramik blokların, farklı ışık kaynakları altında rezin simanla olan bağlantısının değerlendirilmesidir.

Materyal ve Metot : Çalışmada 2mm (± 0.1 mm) kalınlıkta ve 9 farklı renk grubunda Cerec feldspatik seramik örnekler hazırlandı. Bütün örnekler Plazma ark (2400 mw/cm^2), LED ($1600-1800 \text{ mw/cm}^2$) ve halojen ($800-1200 \text{ mw/cm}^2$) ışık kaynakları kullanılarak ışıkla sertleşen rezin simanla kompozit rezin bloklara bağlandı. Simantasyondan sonra kapalı kaplarda distile su içerisinde 24 saat bekletilen örneklere makaslama testi uygulandı. Elde edilen sonuçlar istatistiksel olarak iki yönlü varyans analizi (ANOVA), tek yönlü varyans analizi (ANOVA), ve Tukey HSD testi kullanılarak değerlendirildi ($p < 0,05$).

Bulgular : Çalışmanın sonuçları istatistiksel olarak değerlendirildiğinde, gruplar içerisinde plazma ark grubu en yüksek ortalama değere sahipken, en düşük değer halojen grubundadır ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır ($p < 0,05$). Işık cihazı ayırt edilmeksizin en yüksek bağlantı dirençleri S2M ve S2T renk gruplarında elde edilmiş ve bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. En düşük bağlantı direnci ise S4O renk grubunda elde edilmiştir.

Sonuç : Yapılan bu in vitro çalışmanın sonucunda feldspatik seramik restorasyonların bağlantı direncinin kullanılan ışık kaynağı ile doğrudan ilişkili olduğu ortaya çıkmış ve seramik rengi koyulaştıkça bağlantı direnci düşmüştür. Çıkan sonuçlar ışığında, 2mm kalınlığındaki koyu renkli restorasyonlarda ışıkla polimerize olan rezin siman sisteminin yerine dual olarak polimerize olan rezin sisteminin kullanımının daha güvenli olabileceği söylenebilir.

Anahtar Kelimeler : Bağlantı dayanımı, CAD-CAM, Işık cihazları, Resin siman

Betül YILMAZ EVMEK, Doktora Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Aralık-2016

ABSTRACT

THE EVALUATION OF RESIN BOND STRENGTH OF FELDSPATHIC CERAMICS IN DIFFERENT COLORS USING DIFFERENT LIGHT SOURCE

Aim : The aim of this study is to investigate the bonding with resin cement different prefabricated feldspathic ceramic blocks in different colors used in CAD-CAM manufacturing technique with different light sources beneath ceramics.

Material and Method : In this study, feldspathic ceramic specimens were prepared 2mm thickness in nine different colors. All groups were bonded to composite resin blocks with a light-cure resin cement beneath plasma arc (2400 mW/cm²), LED (1600-1800 mW/cm²) and halogen (800-1200 mW/cm²) light sources. After the cementation, all specimens were kept in distilled water for 24 hours in closed cups and shear test was performed. The data were analyzed with two-way and one-way analysis of variance (ANOVA) and Tukey HSD test (p<0,05).

Results : When the results of the study are evaluated statistically, for all groups while the highest light power was observed in plasma arc groups, the lowest was observed in halogen groups and difference was statistically significant (p<0,05). The highest bonding strength were obtained in the S2M and S2T color groups without discrimination of the light source, and no statistically significant difference was found between these groups. The lowest bonding strength is obtained in the S4O color group.

Conclusion : As a result of this in vitro study, it has been found that the feldspathic ceramic restorations are directly related to the light source of the bonding strength and the bonding strength decreases as the ceramic color becomes darker. In the light of the results, it can be said that the use of dual polymerized resin system may be safer instead of the light-cured resin system which is polymerized by light in dark restorations of 2mm thickness.

Keywords : Bond strength, CAD-CAM, Light curing units, Resin cement

Betül YILMAZ EVMEK, Ph.D. Thesis

Ondokuz Mayıs University - Samsun, December-2016

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	: Yüzde
<	: Küçüktür
>	: Büyüktür
µm	: Mikrometre
a*	: CIE Renk Sistemi, Kırmızı-Yeşil Koordinatı
Al₂O₃	: Alumina
Al₂O₃SiO₂2H₂O	: Aluminyum hidrat silikat (Kaolin)
b*	: CIE Renk Sistemi, Sarı-Mavi Koordinatı
Bis-GMA	: Bisfenol glisidil dimetakrilat
°C	: Santigrad derece (Celsius)
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar destekli tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
CaO	: Kalsiyum oksit
CIE	: Uluslararası Aydınlatma Komisyonu Renk Sistemi
cm	: Santimetre
Cr-Co	: Krom-Kobalt
dk	: Dakika
EGDMA	: Etilen glikol dimetakrilat
g	: Gram
GPa	: Gigapaskal
HF	: Hidroflorik asit
ISO	: International Organization for Standardization
K₂O	: Potas
K₂O.Al₂O₃.6SiO₂	: Potasyum aluminyum silikat
kHz	: Kilohertz
L*	: CIE Renk Sistemi Parlaklık Değeri Koordinatı
LED	: Light Emitting Diode
Li₂O	: Lityum oksit
Li₂Si₂O₅	: Lityum disilikat
Li₂SiO₃	: Lityum metasilikat
Li₃PO₄	: Lityum ortofosfat

MgAl₂O₄	: Magnezyum spinel
mm	: Milimetre
mm²	: Milimetrekare
MPa	: Megapaskal
mW/cm²	: miliwat/santimetrekare
N	: Newton
Na₂O	: Soda
Na₂O.Al₂O₃.6SiO₂	: Sodyum aluminyum silikat
nm	: Nanometre
O⁻	: Oksijen
P₂O₅	: Fosfor pentaoksit
PAC	: Plazma Ark Işık Kaynakları
QTH	: Quartz Tungsten Halojen
sa	: Saat
SiO₂-Al₂O₃-K₂O	: Lösit
Si₄⁺	: Silisyum
SiO₂	: Silisyum dioksit (Silika)
SiO₄	: Silisyum tetraoksit
(SiO₄)⁴⁻	: Silisyum tetrahedralden
sn.	: Saniye
TEG-DMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
Ti	: Titanyum
TiO₂	: Titanyum dioksit
UDMA	: Üretan dimetakrilat
UV	: Ultra Viöle
Y₂O₃	: Yitrium oksit
Y-TZP	: Yitriyum stabilize tetragonal zirkonyum polikristalleri
ZrO₂	: Zirkonyum dioksit
ZrSiO₂	: Zirkonyum silikat

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	viii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental Seramikler	4
2.1.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramiğin Yapısı	4
2.1.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	6
2.2. Tam Seramikler	7
2.2.1. Cam Seramikler	8
2.2.2. Alumina Seramikler	16
2.2.3. Zirkonya Seramikler	16
2.2.4. Rezin İçerikli Seramikler	17
2.3. CAD/CAM Sistemleri	17
2.3.1. Klinikte Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	21
2.3.2. Laboratuvarında Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	22
2.3.3. Üretim Merkezli CAD/CAM Sistemleri	24
2.4. Kompozit Rezinler	25
2.4.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı	26
2.4.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	27
2.5. Işık Kaynakları	29
2.5.1. Ultraviyole (UV) Işık Cihazları	30
2.5.2. Kuartz-Tungsten-Halojen (QTH) Lambalar	30
2.5.3. Light -Emitting Diodes Işık Kaynakları (LED)	31
2.5.4. Plazma Ark Işık Kaynakları (PAC)	32
2.5.5. Argon Lazer Işık Kaynakları	33
2.6. Renk	33
2.6.1. Renk Sistemleri	33
2.6.2. Diş Hekimliğinde Renk Ölçüm Yöntemleri	35

2.6.3. Translusens ve Floresans Özellikler	38
2.7. In Vitro Bağlantı Testleri	38
2.7.1. Makaslama (Shear) Bağlantı Testi	38
2.7.2. Mikromakaslama (Microshear) Bağlantı Testi	39
2.7.3. Germe (Tensile) Bağlantı Testi	39
2.7.4. Mikrogerilim (Microtensile) Bağlantı Testi	39
3. MATERYAL VE METOT	40
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Cihazlar	40
3.2. Seramik Örneklerin Hazırlanması	43
3.3. Çalışmada Kullanılan Kompozitlerin Hazırlanması	44
3.4. Deney Gruplarının Oluşturulması	46
3.5. Seramik Örneklerin Adeziv Simantasyonu	47
3.5.1. Seramik Örneklerin Simantasyon İçin Hazırlanması	47
3.5.2. Seramik Örneklerin Variolink Veneer İle Simantasyonu	48
3.6. Makaslama Testinin Uygulanması	49
3.7. İstatistiksel Değerlendirme	51
4. BULGULAR	52
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları	52
5. TARTIŞMA	64
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	77
KAYNAKLAR	79
ÖZGEÇMİŞ	93

1. GİRİŞ

Son yıllarda, diş hekimine başvuran hastaların büyük bölümünde estetik kaygıların giderek ön planda yer aldığı bilinmektedir. Bu da diş hekimliğinde estetiğin en az fonksiyon ve fonasyon kadar önemli bir hal almasına neden olmaktadır. Hastaların estetik talebi doğrultusunda araştırmacılar gün geçtikçe daha estetik materyaller geliştirmeyi hedeflemişlerdir.

Dental seramikler, diş hekimliğinde geçmişten günümüze en yaygın kullanılan materyallerdendir. Seramik materyali sabit protezlerde temel olarak metal alt yapıli seramikler ve tam seramikler olarak uygulanmaktadır. Metal seramik sistemleri, sabit protetik restorasyonlarda yaygın kullanım alanına sahiptir. Ancak bunlar bir takım estetik dezavantajlara sahiptirler. Metal alt yapının ışık geçişine engel olması, korozyon ve diş eti sınırında metal yansıması gibi dezavantajlarından dolayı tam seramiklere ilgi artmıştır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Tam seramik restorasyonlar metal destekli restorasyonlara göre daha estetikdir, doğal diş dokusuna daha yakın bir görüntü elde etme imkanı verir ve biyouyumlu materyallerdir. Ağızda tat değişikliğine sebep olmazlar. Isısal genleşme katsayıları ve ısı iletkenlikleri doğal diş dokusuna benzerdir. Çoğunlukla radyografide çürük teşhisine imkan sağlarlar. Bu özelliklerinden dolayı son yıllarda protetik uygulamalarda çok sık kullanılan bir seçenek haline gelmişlerdir (Shillingburg ve ark., 2010).

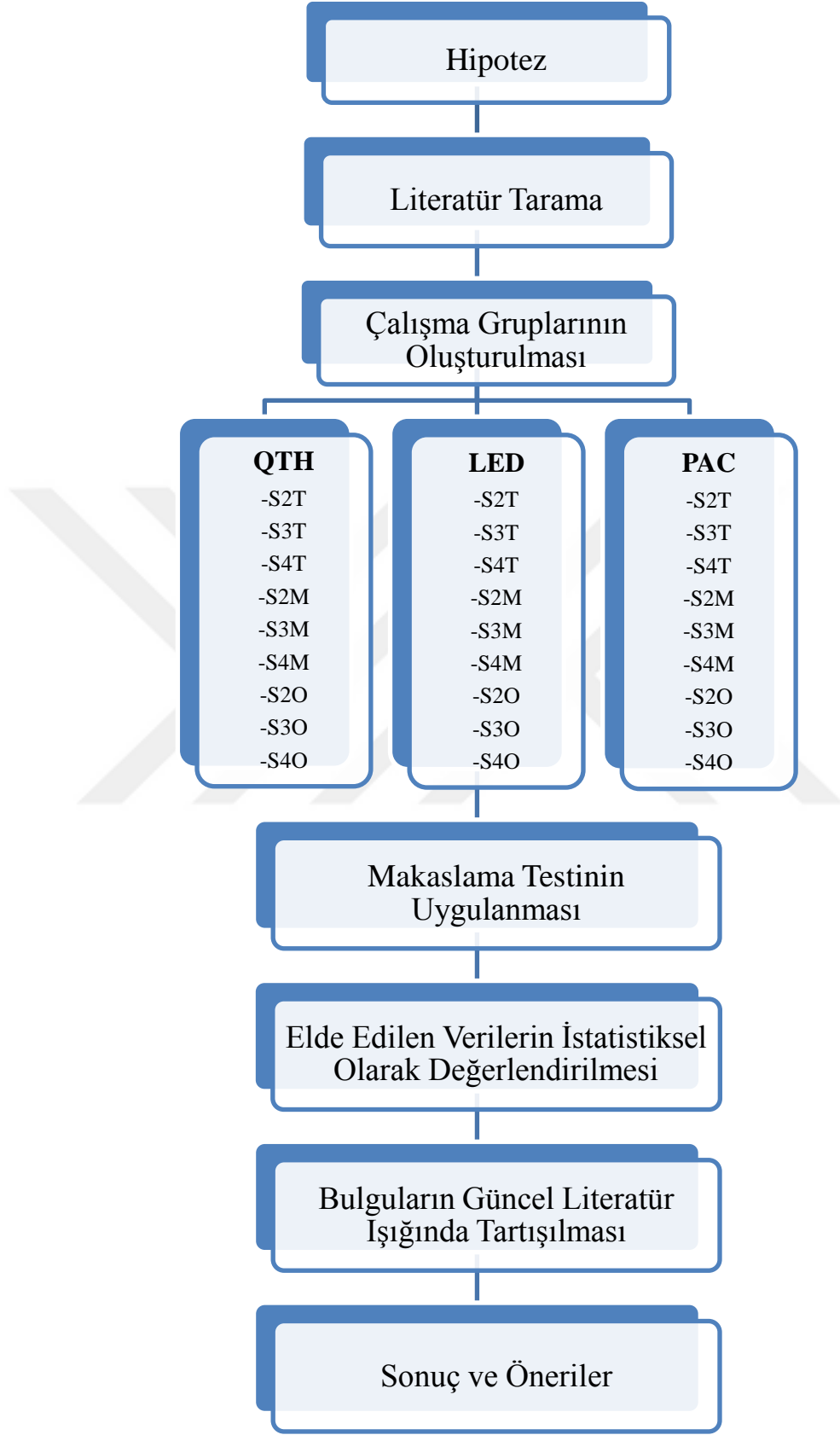
Günümüzde diş hekimliğinde tam seramik restorasyonların üretiminde bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) güncel olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde CAD/CAM konsepti sürekli olarak gelişmekte olan bir teknolojidir. Sistemin temelinde hassas bir freze makinesinin, bilgisayar yazılımı ile çalışarak farklı materyallerden protez üretmesi yer almaktadır (Heffernan ve ark., 2002). CAD/CAM sisteminin geleneksel yöntemlere göre birçok avantajı bulunmaktadır. Geleneksel ölçü alma işlemi elimine edilmiş, indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek çapraz kontaminasyonların önüne geçilmiş ve bekleme süresi en aza indirilmiştir (Duret ve Preston 1991; Palin ve Burke 2005). Kısa süre içinde daha uyumlu restorasyonların üretilmesi sağlanmış ve hata potansiyelini oldukça azaltılmıştır (Liu, 2005).

Bütün bu avantajlarından dolayı günümüzde sık kullanılan bu sistemle restorasyon eldesi kadar simantasyonu da restorasyonun prognozu açısından oldukça

önemlidir. Tam seramik restorasyonlarda estetik özelliklerinden dolayı rezin simanlar tercih edilmektedir. Resin simanlar içinde de ışıkla sertleşen resin simanlar, kimyasal ve dual simanlara göre renk stabilitesi açısından daha iyidir (Blackman ve ark., 1990; Jung ve ark., 2001; Good ve ark., 2008).

Çalışmamızda 9 farklı renkteki CAD-CAM feldspatik porselen örnekleri 3 farklı ışık kaynağı kullanılarak resin simanla olan bağlantısı değerlendirilmiştir. Çalışmanın amacı, feldspatik seramik kullanılan restorasyonlarda farklı renk gruplarında sağlıklı bir polimerizasyon sağlanması için gerekli resin siman ve ışık tipinin seçimi konusunda bilimsel verilere ulaşmaktır.

Bu çalışmanın sonucunda, CAD-CAM feldspatik porselen örneklerin güvenli polimerizasyonu için yeterli bağlantının sağlanıp sağlanmadığı, sağlanmıyorsa bunun hangi renk gruplarında ve ışık kaynaklarında olacağı belirlenmiş olacaktır. Bu çalışmanın hipotezi, farklı renklerdeki feldspatik örneklerin farklı ışık kaynakları ile simantasyonunda farklı bağlantı değerlerine sahip olacaktır. Çalışmamızın akış şeması Şekil 1' de gösterilmiştir.



Şekil 1. Tez çalışmasının akış şeması

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

Seramik, kökenini topraktan yapıma anlamına gelen Yunanca ‘keramos’ kelimesinden alan, insan tarafından yapısı değiştirilerek oluşturulmuş ilk inorganik cam fazlı kristalin yapıda olan materyaldir (The glossary of prosthodontic term, 2005).

‘Dental seramikler’ terimi geniş kapsamlı bir materyal grubunu ifade ederken kullanılırken, ‘dental porselenler’ ifadesi alt gruplardan birini tanımlamaktadır. Dental seramikler, bir veya birden fazla metalik ve yarı metalik elementin (alümina, sodyum, magnezyum, kalsiyum, potasyum, fosfor, lityum, silikon, zirkonyum, titanyum) oksijen ile reaksiyona girmesiyle oluşan inorganik ve ametalik yapılardır (McLaren ve Cao, 2009). Yüksek ısıda fırınlanması ve içeriğindeki feldspar, kaolinin ve silika gibi materyallerle karıştırılması sonucu elde edilen materyale “porselen” adı verilir. Dental seramikler de bu şekilde üretildikleri için, dental porselenler terimi de diş hekimliğinde sıkça kullanılmaktadır.

Çok eski tarihlerden beri kullanılan porselenin kırılma olmasından dolayı kullanımı alanı kısıtlı kalmıştır. Ancak yapılan çalışmalar sonucunda, farklı materyallerle desteklenmeleri veya kimyasal yapılarına farklı elementler katılmaları ile daha dayanıklı hale getirilmişler ve bu durum özellikle diş hekimliğinde yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmasına olanak sağlamıştır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.1.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramiğin Yapısı

Seramikler, bir veya daha fazla metalin, metal olmayan elementlerle yaptığı bileşik olarak tanımlanmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan seramiğin yapısı, merkezdeki bir silisyum (Si_4^+) ile onun etrafında konumlanmış dört oksijen (O^-) atomunun oluşturduğu silisyum tetrahedradan $(SiO_4)^{-4}$ oluşmaktadır. Bu yapıda hem iyonik hem de kovalent bağlar oluşmaktadır. $(SiO_4)^{-4}$ feldspar, kuartz ve kaolinin yapısına girer ve seramiğin çekirdek yapısıdır (Nayır, 1999; Anusavice ve ark., 2012).

Feldspar

Feldspar, dental porselenin ana yapısını oluşturur. Feldspar potasyum alüminyum silikat ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) ve sodyum alüminyum silikat ($Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) yapısındadır. Dental seramiklerde içerik olarak yaklaşık %60

oranında bulunur. Seramiğe şeffaflık verir ve camsı fazın oluşmasını sağlar. Fırınlama esnasında eriyerek kuartz ve kaoline matriks görevi görür (Yavuzyılmaz ve ark., 2005).

Kuartz (Silika)

Kuartz (SiO_2) silika yapısında olup seramik içerisinde yaklaşık %10-30 oranında bulunur. Pişirmeden kaynaklanabilecek büzölmeleri önler. Eriyerek akıcılık kazanan materyale tutucu bir iskelet temin eder. Erime ısı yüksek olduğu için fırınlanma sırasında restorasyonun şeklinin korunmasında yardımcı olur. Isısal genişleme katsayısının kontrolünü sağlar ve seramiğin dayanıklılığın artmasında rol alır. Dentin porseleninde %20, mine porseleninde %3 oranında kuartz kullanılmaktadır. Kuartzın fazla kullanılması opasiteye neden olur (Yavuzyılmaz ve ark., 2005).

Kaolin (Kil)

Dehidrate olmuş alüminyum silikattır ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_3 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$). Volkanik kayaların bozulması sonucu meydana gelir. Seramiğin yapısında %1-10 arasında bulunur. Kuvvetli bir opaklayıcı olarak rol oynar. Bu nedenle mine porseleninde dentine oranla daha az kullanılır. Görevi başlangıçta porselenin işlenebilirliğini oluşturmaktır. Yapışkan yapısı ile partikülleri bir arada tutarak dental seramiğin şekillendirmesinde kolaylık sağlar (Yavuzyılmaz ve ark., 2005).

Renk Pigmentleri

Doğal diş tonunu taklit edebilecek restorasyonların üretilebilmesi için porselenin yapısına renk pigmentleri ilave edilmektedir. Bunlar porselenin erime ısısında stabil kalabilen metal oksitlerdir. Renk oluşturan pigmentler; demir, bakır, nikel, kobalt, kalay, titanyum, zirkonyum ve manganez gibi metal oksitlerdir (Nayır, 1999; Anusavice ve ark., 2012).

Ara Oksitler

Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerde temel yapı olan silisyum tetraoksit (SiO_4) akışkanlar ve cam modifiye edici ajanların ilave edilmesi, porselenin hem erime noktasını düşürür hem de viskozitesini azaltır. Kullanılan bu oksitlerle akışkanlığa direnç sağlanmaktadır. Bundan dolayı porselenlerin düşük fırınlama ısısına sahip ancak yüksek viskozitede olması istenmektedir. Bu sebeple porselen tozuna ara oksitler ilave edilmektedir (Anusavice ve ark., 2012).

Akışkanlar ve Cam Modifiye Ediciler

Silisyum tetraoksitin (SiO_4) yapısını bozarak porselenin erime ısını düşürmek ve termal genleşme katsayısını arttırmak için porselene sodyum potasyum ve kalsiyum iyonları eklenmektedir (Anusavice ve ark., 2012).

Opaklaştırıcı Ajanlar

Seramiğe eklenen renk fritleri, porselenin şeffaflığını arttırmaktadır. Özellikle yüksek opasiteye ihtiyaç duyulduğunda, porselen yapısına opaklaştırıcı ajanlar ilave edilir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince partikül boyutlarında metal oksitler içermektedir. Bu amaçla zirkonyum oksit, seryum oksit ve titanyum oksit yaygın olarak kullanılır (O'Brien, 2002).

2.1.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan seramikleri çok çeşitli şekillerde sınıflandırmak mümkündür:

Sinterleme Isılarına Göre Sınıflama

- Yüksek ısı porselenleri (1290-1370°C)
- Orta ısı porselenleri (1090-1260°C)
- Düşük ısı porselenleri (870-1065°C)
- Ultra düşük ısı porselenleri (<850°C) (Anusavice ve ark., 2012).

Yüksek ısı porselenleri özellikle yapay dişlerin yapımında ve nadiren yüksek ısı ile pişirilen jaket kronların yapımında kullanılır. Orta ısı porselenleri gövde (ara pontik) porseleninde kullanılırlar ve yüksek ısı porselenlerine göre daha fazla akışkan içerirler. Düşük ısı porselenleri jaket kronlarda, metal destekli porselenlerde, alüminoz porselenlerde ve parlatma (glaze) tozlarında kullanılır. Fırınlama sonrası daha fazla cama benzeyen ve daha homojen bir yapı gösterirler. Ultra düşük ısı porselenleri ise titanyum (Ti) alaşımları için özel olarak geliştirilmiştir. Fırınlama sıcaklıklarının düşük olması metal oksit açığa çıkarma riskini azaltmaktadır (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice ve ark., 2012).

Üretim Tekniklerine Göre Sınıflama

Günümüzde dental seramiklerin üretiminde birden fazla yöntem kullanılmaktadır. Metal destekli seramik restorasyonlar için kullanılan en yaygın

yöntem sinterlemedir. Sinterleme, seramik tozunun istenilen yoğunluğa gelene kadar yüksek ısıda fırınlanması işlemine verilen isimdir. Tam seramikler, sinterleme ile üretilebilseler de, ısı-basınç, slip-casting ve CAD/CAM (Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim) gibi tekniklerle de uygulanabilirler. Hatta restorasyonun üretiminde CAD/CAM ile ısı basınçla şekillendirme gibi yöntemlerin kombinasyonu da uygulanabilmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Uygulama Alanlarına Göre Sınıflama

Dental seramiklerin diş hekimliğinde iki temel kullanım alanı vardır. Birincisi metal destekli restorasyonlar, ikincisi ise tam seramik restorasyonlar, veneerler inley-onleyler ve sabit parsiyel protezlerdir. Bunların yanı sıra total protez dişlerinin yapımında, implant dayanağı olarak ve ortodontik braket olarak da uygulama alanlarına sahiptirler (Sakaguchi ve Powers; 2012).

Kimyasal Kompozisyonlarına Göre Sınıflama

Dental seramikler kimyasal içeriklerine göre üç temel gruba ayrılırlar:

- Cam seramikler (Aluminosilikat Cam)
- Doldurucu içeren cam seramikler (Lityum, Lantanyum)
- Polikristalin seramikler (Alumina, Zirkonya) (Kelly, 2008).

Dental seramiklerdeki mevcut kristalin fazın içeriği, miktarı ve pörözitesi, dental seramiklerin hem mekanik hem de optik özelliklerini etkiler. Kristalin fazın içeriğinin artması çatlağın ilerlemesine karşı direnç oluşturur ve yapıyı güçlendirirken aynı zamanda materyalin ışık geçirgenliğinin de azalmasına neden olmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.2. Tam Seramikler

Diş hekimliğinde estetiğe olan ilginin artışı tam seramik restorasyonların gelişmesine zemin hazırlamıştır. Tam seramiklerde son dönemde elde edilen gelişmeler hem dayanıklı hem de estetik restorasyonların elde edilmesine olanak sağlamaktadır (Shillingburg ve ark., 2010).

Kelly (2008), dental seramikleri kimyasal kompozisyonlarına göre; cam seramikler, doldurucu içeren cam seramikler ve polikristalin seramikler olmak üzere üç temel gruba ayırmıştır.

2.2.1. Cam Seramikler

Cam seramikler, mine ve dentinin optik özelliklerini en iyi şekilde yansıtan dental seramik çeşitidir. Temel yapısı feldspatik aluminosilikattan oluşan cam seramiklerde, doldurucu olarak yüksek erime noktasına sahip camlar, nefelin, albit veya lösit kullanılmaktadır. Üretimi sinterleme, ısı-basınç ya da CAD/CAM ile gerçekleştirilebilmektedir (Kelly, 2008).

Dicor (Dentsply International Inc., York Pa., ABD) protetik uygulamalar için kullanılan ilk dökülebilir cam seramik sistemidir. Isı uygulanarak sıvı hale gelen camın yavaş ve kontrollü bir şekilde kristalize edilerek seramiğe dönüştürülmesiyle elde edilir. Dicor'un yüksek baskı dayanımı, yoğunluğu, ısıl genleşme katsayısı, sertliği, aşınma direnci ve translüsent özelliği diş dokusuna benzerdir (Hondrum, 1992; Rosenblum ve Schulman, 1997; Anusavice ve ark., 2012). Bu sistem tek üyeli restorasyonlar için uygun olup, maskeleme gereksinimi duyulan vakalarda endike değildir (Wohlwend ve ark., 1989; Hondrum, 1992; Rosenblum ve Schulman, 1997; Coşkun ve Yaluğ, 2002). Posterior bölgede başarısızlık oranının yüksek olması ve daha dayanıklı yeni seramik sistemlerinin geliştirilmesi bu sistemin çok fazla tercih edilmemesine neden olmuştur (Shillingburg ve ark., 2010).

Cerapearl (Kyocera, ABD) dökümü yapılabilen apatit seramik olarak bilinir. İlk kez Hobo ve Iwata tarafından diş dokusunu taklit etmek amacıyla sentetik hidroksi apatitin kullanımıyla 1985 yılında indirekt bir teknik olarak geliştirilmiştir. Kırılma direnci düşük olduğu için restorasyonların adeziv simantasyon yöntemiyle yapıştırılması tavsiye edilir (McLean ve Odont, 2001; Yavuzylmaz ve ark., 2005).

Cam seramikler mine ve dentin dokusunun optik özelliklerini en iyi yansıtan seramik çeşitidir. Feldspatik seramikler, lösit ile güçlendirilmiş seramikler ve lityum disilikat seramikler bu gruba girmektedir (Conrad ve ark., 2007).

Feldspatik Seramikler

Metal veya kor yapı üzerine tabakalama tekniğiyle kullanılan estetik üst yapı porselenleridir. Yapısında %69 silika (SiO_2), % 8 alumina (Al_2O_3), % 8-10 oranında potas (K_2O) ve soda (Na_2O) bulunur (Zaimoğlu ve Can, 2011).

Vitablocs Mark I

İlk olarak 1985 yılında inlay yapımında kullanılmak üzere Vitablocs Mark I blokları (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) üretilmiştir (Mormann ve Bindl, 2002). Bükülme dayanıklılığı yaklaşık 60-70 MPa'dır. İnley, onley, veneer kron restorasyonlarında kullanımları uygundur. Yapılan çalışmalarda 10 yıllık takip sonucu başarı oranı %90.4 bulunmuştur (Otto ve De Nisco, 2002).

Vitablocs Mark II

Vita'nın (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) 1991 yılında Vitablocks Mark I'in yapısına göre daha ince gren boyutlarına sahip ve daha dayanıklı olarak ürettiği bloklardır. Bükülme dirençleri 120-154 MPa arasındadır (Giordano, 2006; Li ve ark., 2014). Laboratuvarında sinterlenip üretilen seramiklerle karşılaştırıldığında daha homojen yapıdadır. Boyama, glaze ve kristalizasyon fırınlaması gibi herhangi bir işleme gerektirmezler. Cerec inLab inley, onley, parsiyel kron, full kron ve veneerlerin restorasyonlarında kullanımları uygundur (Vitablocs for Cerec/inLab Working Instructions, 2014).

Cerec Blocs

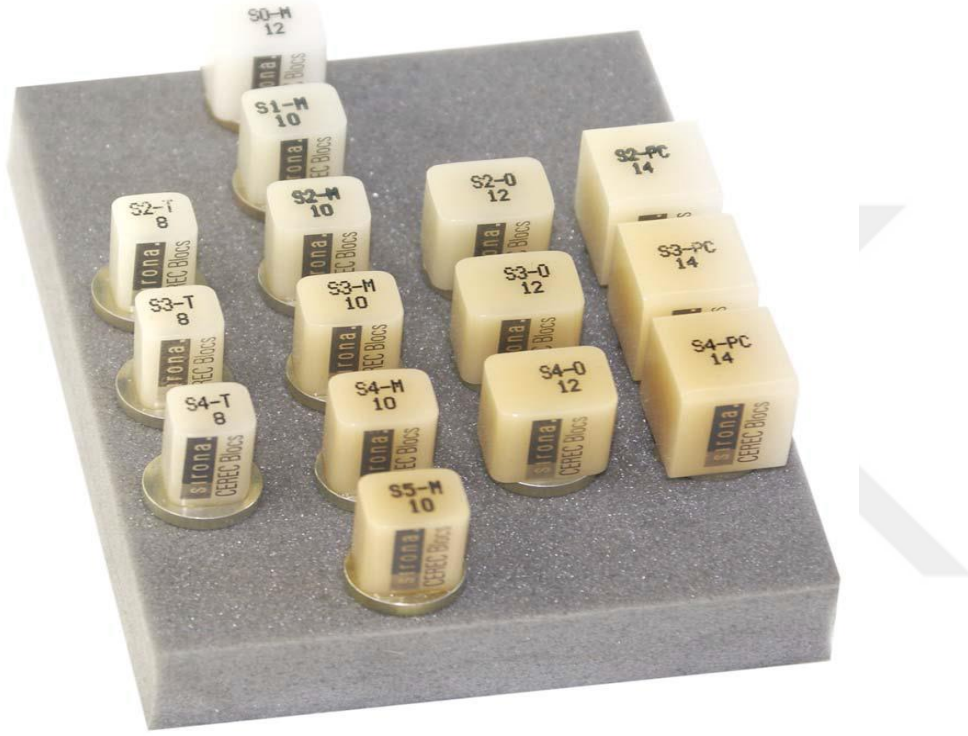
Sirona'nın (Sirona, Bensheim, Almanya) ürettiği feldspatik bir bloktur. Sinterleme yöntemi ile üretilmektedir. S0, S1, S2, S3 S4 ve S5 olmak üzere 5 farklı value ve translüsent (T), medium (M) ve opak (O) olmak üzere 3 farklı croma olmak üzere 12 farklı renk seçeneği mevcuttur (S2-T, S3-T, S4-T ,S0-M ,S1-M, S2-M, S3-M ,S4-M, S5-M, S2-O, S3-O, S4-O). Cerec Blocs PS'de ise S2-PC, S3-PC ve S4-PC olmak üzere 3 farklı renk seçeneği bulunmaktadır (Sirona, 2011) (Şekil 2).

Endikasyonları;

- İnley , onleyler
- Veneerler
- Parsiyel kronlar
- Anterior ve posterior tek kronlar
- Tek üye implant üzeri kronlar

Kontrendikasyonları ;

- Oral hijyeni zayıf hastalar
- Yetersiz preparasyon
- Yetersiz diş yapısı
- Yetersiz interokluzal mesafe
- Bruksizm



Şekil 2. Farklı renklerdeki cerec bloklar (Sirona, 2011)

Cerec blok sisteminin kimyasal yapısı Tablo 1’de gösterilmiştir (Sirona, 2011).

Tablo 1. Cerec blocs’un kimyasal yapısı

Oksitler	Ağırlık içerisindeki %
SiO ₂	56 – 64
Al ₂ O ₃	20– 23
Na ₂ O	6 – 9
K ₂ O	6 – 8
CaO	0,3 – 0,6
TiO ₂	0,0 – 0,1

Bükülme direnci 154 ± 15 Mpa'dır. Cerec Blocs çok iyi parlatılabilir ve mineye yakın aşınma direnci bulunmaktadır (Sirona, 2011).

Lösit ile Güçlendirilmiş Seramikler

Lösit içerikli seramikler, kontrolsüz kristalizasyon ile üretilen porselen türüdür. Lösitin dental porselendeki görevi termal genişleme katsayısını arttırmak ve dolayısıyla sertliği ve bağlanmayı arttırmaktır. Lösit, ısıya dayanıklı bir iskelet oluşturarak aradaki boşlukların cam ile dolmasına olanak sağlar (Şener ve Türker, 2009). IPS Empress, lösit ile üretilen ilk cam seramiktir.

IPS Empress

Cam seramik yapının lösit ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$) kristalleri ile güçlendirildiği cam seramik sistemi olan IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemi Zürih Üniversitesi'nde geliştirilmiş ve 1991 yılında Ivoclar Vivadent firması tarafından piyasaya sürülmüştür (McLean ve Odont, 2001). Silikat cam matriks hacminin %30-40 kadarını 1-5 μm boyutunda lösit kristalin fazı oluşturur (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Pres döküm tekniği ve kaybolan mum tekniğinin birlikte kullanıldığı IPS Empress sisteminde, lösit ile güçlendirilmiş cam seramik tabletler ısı ile yumuşatılarak yavaşça presleme işlemine tabii tutulur. Laboratuvarda modelde mum modelasyon yapılır, revetmana alınır ve 850^0 C'ye kadar ısıtılarak mumun uzaklaşması sağlanır. Döküm yoluna seramik blok ve alüminyum piston yerleştirilir. Manşet bu sisteme özel porselen fırınına koyulduktan sonra 1150^0 C'de 0,3-0,4 MPa basınç ile vakum altında preslenir. Revetmandan çıkarıldıktan sonra kumlama işlemi ile temizlenerek kontroller yapılır (Rosenblum ve Schulman, 1997; Coşkun ve Yaluğ, 2002; Zaimoğlu ve Can, 2011). Restorasyonun son şeklini alması için döküm sonrası yüzey karakterizasyonu ve tabakalama tekniği olmak üzere iki işlem daha uygulanabilir. Yüzey karakterizasyon tekniğinde renksiz restorasyona yüzey boyaması yapılır. Tabakalama tekniğinde ise, renkli dentin tabletleri kullanılarak elde edilen restorasyona veneer porselen materyali ile tabakalama yapılır (Rosenblum ve Schulman, 1997; Zaimoğlu ve Can, 2011).

Bükülme dayanımı yaklaşık 95-200 MPa'dır. Bükülme dayanımı feldspatik seramiklerle karşılaştırıldığında iki kat artmıştır. Bu fark lösit kristalin fazı içermesi ve ısı ile presleme tekniği sayesinde oluşmuştur. Işık geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişe benzerdir. IPS Empress; inley, onley, lamine veneer ve tek kron restorasyonların

yapımında endikedir (Rosenblum ve Schulman, 1997; Zaimoğlu ve Can, 2011; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Lityum Disilikat Seramikler

Lityum disilikat cam seramik ilk kez 1959 yılında geliştirilmiş ancak kimyasal direncinin düşük olması, mikro çatlak oluşumunun kontrol edilememesi, yetersiz yarı geçirgenliği ve laboratuvar safhasının komplike ve zaman alıcı olması gibi dezavantajları sebebiyle kullanımı bırakılmıştır (Yavuzyılmaz ve ark., 2005).

Lityum disilikat esaslı seramikler, lösit içerikli seramiklerle karşılaştırıldığında, mekanik yapıyı güçlendirirken doğal dişlere benzer özellikte restorasyonların yapımına da olanak sağlarlar (Küçük ve Kunt, 2012).

Sistemin gelişimini 1984 yılında Headley ve Loehmen isimli iki araştırmacı $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$ (silisyum dioksit-lityum oksit) yapısındaki cam faza P_2O_5 (fosfor pentaoksit) ilavesi sonucu lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) ve lityum ortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri elde ederek sağlamışlardır. Günümüzde kullanılan lityum disilikatın kimyasal yapısı ise 1998 yılında Schweiger ve arkadaşları tarafından ifade edilmiştir (%57-80 SiO_2 , %0-5 Al_2O_3 , %0.1-6 La_2O_3 , %0-5 MgO , %0-8 ZnO , %0-13 K_2O , %11-19 Li_2O , %0.5-11 P_2O_5 , %0-6 katkı maddeleri ve renk pigmentleri) (Höland ve ark., 2003).

Lityum disilikat, gelişmiş güzel bir şekilde iç içe geçen tabaka biçimli birçok kristalden oluşmaktadır. Dayanım bakımından değerlendirildiğinde iğnemsiz kristaller, çatlakların yön değiştirmesini ve kollara ayrılıp büyümesini engellemektedir. Seramik yapısında oluşan çatlaklar lityum disilikat kristalleri tarafından tutularak seramiğin bükülme direncinde arttırmaktadır. Lityum disilikat cam seramiklerin mekanik özellikleri, lösit seramiklerden daha yüksektir. Bükülme dirençleri ortalama 350-400 MPa'dır. Kırılma sertlikleri ise lösit seramiklerin yaklaşık üç katıdır (Sorensen, 1999; Küçük ve Kunt, 2012).

Lityum disilikat cam seramikler, lösit cam seramikler benzer şekilde mum eliminasyonu, ısı-basınç tekniği ve hazır bloklardan freze tekniği ile üretilmektedirler ve ısı işlem 920°C 'de yapılmaktadır. Bu yöntemle, premolar bölgeye kadar üç üyeli köprü yapılabilir (Raigrodski, 2004).

Günümüzde lityum disilikat seramiklerinden IPS e.max Press ve IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, USA) presleme ve frezeleme teknikleriyle üretilerek, final restorasyonun çoklu translüsensi ve opasitesini sağlar. Bunlar, geleneksel

feldspatik porselenlere oranla beş kat daha dayanıklıdır ve düşük kırılma oranı da en büyük avantajıdır (Ritter, 2010).

IPS Empress 2

1998 yılında Beall ve Echeverria tarafından üretilmiştir. Hacimce %60 oranında 0.5-4 µm uzunluğunda lityum disilikat kristalleri ve 0,1-0.3 µm uzunluğunda küçük lityum ortofosfat kristalleri içerir. Dayanıklılığı yoğunlaşmış kristal yapı içeren seramik kor üzerine, florapatit yapıda cam seramik pişirilerek arttırılmıştır (Akgüngör ve ark., 2005; Zaimoğlu ve Can, 2011).

IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ısı ile presleme ve kayıp mum tekniği kullanılarak üretilen bir lityum disilikat cam seramiğidir. Lityum disilikat cam seramik tabletleri vakum ve basınç altında EP 500 veya EP 600 adı verilen özel fırında 920⁰ C'de akma özelliğine ulaşır ve basınçla revetman boşluğuna gönderilir. Lityum cam porselen kor yapı üzerine, florapatit veneer porseleni (IPS Eris;Ivoclar Vivadent) tabakalama tekniği ile yerleştirilerek ışık geçirgenliğine izin veren semi translüsent restorasyonlar üretilir (Conrad ve ark., 2007; Zaimoğlu ve Can, 2011). Isısal genişleme katsayıları birbiri ile uyumlu olan lityum disilikat cam porselen kor yapı ile üzerine pişirilen apatit cam porselenleri arasında oluşan bağlantının güvenilir olduğu belirtilmiştir (Zaimoğlu ve Can, 2011).

Lösit içerikli IPS Empress'in bükülme direnci arttırılarak ikinci premolara kadar uzanan üç üyeli köprülerde de kullanılabilen IPS Empress 2 üretilmiştir (Oh ve ark., 2000; Zaimoğlu ve Can; 2011). IPS Empress ve IPS Empress 2 arasındaki esas farklılık materyalin kor kısmındaki kimyasal yapılardır. Bu farklılık, IPS Empress 2 nin kırılmaya direncini IPS Empress' e göre yaklaşık üç kat arttırmıştır. Bununla birlikte, IPS Empress 2 de cam daha az olduğundan kırılmaya karşı direnç fazla, mikro çatlak oluşum riski daha düşüktür (Oh ve ark., 2000; Conrad ve ark., 2007; Zaimoğlu ve Can, 2011).

IPS Empress 2 sistemi inley ve onley, laminate kronlar, anterior ve posterior grup dişlerde tek kronlar, ön ve arka grup dişlerde üç üyeli köprü yapımında kullanımları uygundur. Arka grupta üç üyeli köprü olarak kullanılabilmesi için gövde bir premolar genişliğinde (yaklaşık 7-8 mm) olmalı ve ikinci premolar en son distal destek olarak kullanılmalıdır. (Scientific Documentation IPS Empress System, 2003; Zaimoğlu ve Can, 2011).

IPS e.max

IPS Empress II sisteminin kristalizasyon aşamaları değiştirilerek oluşturulmuş yeni nesil lityum disilikat cam seramiktir. IPS e.max aşağıdaki beş farklı şekilde kullanılabilir (Scientific Documentation IPS e.max Press, 2005).

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

IPS e.max Press

IPS e.max Press 2005 yılında IPS Empress 2 ile kıyaslanarak geliştirilen, IPS Empress 2 gibi lityum disilikattan oluşan preslenebilen bir cam seramiktir. Ancak farklı pişirme prosedürü uygulanarak daha translüsent ve daha iyi fiziksel özelliklere sahip restorasyonların üretilmesine olanak sağlar (Etman ve Woolford, 2010). IPS e.max Press'in mikroyapısı cam matriks içine yerleştirilmiş yaklaşık %70 oranında lityum disilikat kristalleri içerir. IPS e.max Press sisteminin temel kristal fazı olan lityum disilikat kristalleri hacimsel kristalizasyon adı verilen bir yapı ile oluşur. Hacimsel kristalizasyon; cam yapı içerisine çekirdek oluşumuyla maddeler yerleştirilerek homojen dağılım gösteren kristal alanların elde edilmesidir. IPS e.max Press kor materyali olarak ya da kronun tamamının yapımında kullanılabilir (Etman ve Woolford, 2010).

IPS e.max CAD

Restorasyonların üretimi, IPS e.max CAD blokların CAD/CAM ile şekillendirilmesi veya IPS e.max Press blokların basınç ile preslenmesi ile gerçekleştirilir. Her iki ürün de bileşim olarak birbirine çok benzemekle birlikte makine ile şekillendirilen bloklara üretim sürecinde farklı ısı işlem uygulanmaktadır. Bunun sonucunda IPS e.max CAD bloklar kısmi şekilde kristalize edilmiş durumda (blue, translucent state) kullanıma sunulur. Kısmi şekilde kristalize edilmiş bloklarda lityum

metasilikat (Li_2SiO_3) temel kristal fazdır. Lityum metasilikat kristali bu bloklarda hacimce %40 oranında bulunmaktadır. Blokların lityum metasilikat kristalleri şeklindeki kısmi kristalizasyonunun amacı, frezeleme ünitesinde şekillendirilirken şekillendirici aletlerin gereksiz yere aşınmasını önlemek, kolay ve hızlı bir şekilde freze edilmesini sağlamak ve milledme sırasında parçacık atması şeklinde rastlanan (chipping) riskini azaltmaktır. (Höland ve ark., 2006, Ritter 2010). Kısmi kristalize fazda renklendirici iyonlar farklı bir oksidasyon gösterdiklerinden dolayı bloklar mavi renkte gözlemlenirler.

Seramikler şekillendirildikten sonra 20-30 dakika fırınlanma işlemi ile kristalizasyon tamamlanır, restorasyonların fiziksel özellikleri tamamlanır ve maksimum dayanıklılığa ulaşırlar. Fırınlama sonucunda lityum metasilikat kristalleri lityum disilikat kristallerine dönüşür. Sonuçta IPS e.max Press'in kristal yapısına ve mekanik özelliklerine benzer bir madde elde edilir. Lityum disilikat cam seramikler kristal fazın dönüşümü esnasında yaklaşık % 0,2-0,3 oranında göz ardı edilebilecek bir büzümeye uğrar. Kristalizasyon tamamlandığında mikro yapı % 70 oranında ince grenli lityum disilikat kristalleri içerecek şekilde değişir. Lityum metasilikat, lityum disilikata dönüştüğünde restorasyonun rengi de istenilen diş rengine dönüşür ve translüent özellik kazanır (Ritter, 2010).

Zirkonyum İçerikli Lityum Silikat Seramikler

Lityum silikat yapının içerisine ağırlığının %10'u kadar zirkonyum oksit ilave edilerek elde edilen en yeni jenerasyon lityum disilikat cam seramik olarak piyasaya sürülmüştür (Aboushelib ve Sleem, 2014).

Zirkonyum içeren lityum silikat cam seramiklerin gelişimi sayesinde seramik materyallerin uygun translüensensi ile üstün mekanik özellikleri bir araya getirmesine olanak verilmiştir. Bu seramikler zirkonya seramiklere göre daha güvenilirdir ancak hala geliştirilmeye ihtiyaç duymaktadırlar (Denry ve Kelly, 2014).

Vita Suprinity

Cam seramiğe %10 zirkonyum eklenmesi sayesinde güçlendirilmiş yeni jenerasyon bir cam seramik materyalidir. Bu sayede ilk zirkonyum destekli lityum silikat seramik üretimi sağlanmıştır.

Bu cam seramik Degudent Gmbh ve Fraunhofer Enstitüsü tarafından

üretiştir. Cam seramik ve zirkonyanın olumlu özelliklerini içeriğinde toplamıştır. Kristalizasyon sonrası içeriğindeki %10 zirkonya sayesinde yüksek mekanik özellikler ve estetik olarak memnun edici sonuçlar elde edilmiştir. Bükülme dayanımı 420 Mpa'dır. Vita Suprinity inley, onley, veneer, tek üyeli anterior ve posterior kronlar ve implant üzeri kronlarda uygulama alanına sahiptir (Denry ve Kelly, 2014; Vita Suprinity, Technical and Scientific Catalog, 2014).

2.2.2. Alumina Seramikler

Tam seramik sistemlerin kırılma dayanıklılığını artırmak amacıyla içeriğindeki alumina miktarı arttırılmıştır. In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell, In-Ceram Zirkonya, Procera alüminyum oksit kor bu sistemdendir (Conrad ve ark., 2007).

In-Ceram, 1985 yılında Fransa'da Dr. Mickael Sadoun tarafından geliştirilmiştir. Altyapı slip-cast veya yarı sinterize hazır bloklardan freze tekniğiyle üretilir (Raigrodski, 2004). In-Ceram Alumina sistemi feldspatik cama ilave edilen alumina oranı hacim olarak %40-50'den %90' a çıkarılarak geliştirilmiştir. Slip-cast tekniğiyle refraktör day üzerine alumina tozundan sulu ince hamur ile bir çekirdek yapı hazırlanarak 1120°C'de 10 saat sinterlenmektedir. Alüminanın erime derecesi çok yüksek olduğu için tam yoğunlaşma akışkan fazda gerçekleşmez ve sinterleme katı fazda oluşur. Üretilen ilk yapıda alumina oldukça poröz yapıdadır. Yapı lantum camı infiltre edilerek 1100 °C'de 4-6 saat daha sinterlenir. Eriyen camın poröz yapıyı doldurmasıyla yoğun ve direnci yüksek bir seramik elde edilir. In-Ceram alumina 446 MPa civarında bir bükülme dayanımı göstermektedir (Bayındır ve Uzun, 2007).

In-Ceram sisteminin hazırlanan altyapının kimyasal içeriğine göre; In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell, In-Ceram Zirkonya olmak üzere üç farklı yapıda bulunur. In-Ceram Spinell kristal olarak magnezyum spinel ($MgAl_2O_4$) içerir. Restorasyonun şeffaflığını artırır ve alüminaya göre daha estetik olmakla birlikte direnci daha düşüktür (350 MPa). In-Ceram Zirkonya'da ise alüminaya %33'lük zirkonya ilave edilerek daha yüksek bükülme direnci (700 MPa) sağlanmıştır (Yavuzylmaz ve ark., 2005; Bayındır ve Uzun, 2007).

2.2.3. Zirkonya Seramikler

Doğada tek başına serbest metal olarak bulunmayan ve üzerinde en çok çalışma yapılan metal oksittir. Polikristalin seramiktir. Bilinen mineralleri zirkonyum silikat

(ZrSiO₂) ve zirkonyum oksittir (ZrO₂). Diş hekimliğinde zirkonyum oksit seramiği kullanılır (Zaimoğlu ve Can, 2011).

Zirkonyumun oda ısısında stabil olması için yapısına bazı metal oksitler (CaO₂, CeO₂, MgO₂, Y₂O₃) ilave edilir. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar elde edilirken saf zirkonya ağırlığının % 3-5 mol oranında yttrium oksit (Y₂O₃) yapıya ilave edilerek Y-TZP (yttrium stabilize tetragonal zirkonya polikristali) olarak adlandırılan zirkonyum seramiği elde edilir (Zaimoğlu ve Can, 2011; Anusavice ve ark., 2012). Y-TZP seramikleri day üzerinde direk sinterizasyona uygun olmadıkları için sadece freze tekniği ile şekillendirilebilmektedir (Zaimoğlu ve Can, 2011).

2.2.4. Rezin içerikli seramikler (Hibrid Seramikler)

Vita Enamic

Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) 2013 yılında piyasaya sunulan ilk hibrit seramiktir. Seramik içerisindeki boşluklara polimer infiltrasyon yöntemi kullanılarak üretilmiştir. Polimer infiltre seramik ağ materyalleri (PICN, Polymer-Infiltrated-Ceramic-Networks); ağırlık olarak % 86 seramik, %14 polimerden oluşmaktadır. Bu iki ağ yapının birbiri içine penetre olmuş şekildedir. Vita Enamic yapısal olarak azalmış sertlik, rijidite ve kırılgenlikle beraber artmış esneklik ve kolay işlenebilme özelliklerine sahiptir. Bükülme direnci yaklaşık olarak 160 MPa, elastik modülü 38 GPa civarındadır ve yapılan çalışmalar bu özelliklerin mine ve dentine yakın olduğu göstermiştir (Coldea ve ark., 2013).

2.3. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sistemleri 3 temel yapıdan oluşmaktadır. Birincisi, preparasyonun ekstraoral ya da intraoral olarak taranarak verilerin toplanmasıdır. İkincisi CAD, yani restorasyonun bilgisayarda 3 boyutlu olarak planlanması ve tasarlanmasını sağlar. Üçüncüsü CAM ise, sanal olarak hazırlanmış restorasyonun üretiminin yapılmasıdır.

Verilerin Toplanarak Kaydedilmesi

Verilerin toplanarak kaydedilmesi aşaması farklı CAD/CAM sistemlerine göre değişiklik göstermektedir. Verilerin toplanması mekanik veya optik sayısallaştırıcılarla yapılır. Mekanik sayısallaştırıcı, tarayıcının diş ile olan pozisyonunu koruyarak prepare edilen diş yüzeyinin tamamının bir haritasının oluşumunu sağlar. Bu şekildeki

sayısallaştırıcılar genellikle dişin ölçüsü gibi kavite ve negatif yüzeylerden veri elde etmek için kullanılmaktadırlar. Ancak tarama sırasında marjinal bölgelerde deformasyonlar oluşabileceği için ölçü alınıp model elde edildikten sonra mekanik sayısallaştırıcıların kullanımı önerilmektedir. (Witkowski, 2005; Marchack, 2007).

Optik sayısallaştırıcılar genel itibariyle harekete duyarlı materyallerdir. Bu sebeple optik tarayıcılar ile veri toplanırken hastanın en ufak bir hareketi hazırlanan restorasyonun uyumunu olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Hızlı ve yüksek çözünürlüğe sahip veriler elde edilmesine olanak sağlamaktadır. Ancak gölgelenme ekstraoral optik sayısallaştırıcının dezavantajlarından biridir. Yeni nesil tarayıcılarda modelin pozisyonu 3-5 aks üzerinde değiştirilerek istenilen bölgelerin taranmasına olanak sağlanmaktadır. Gölge ve yansımalar için üretilmiş alçı ve yüzeyler için opak spreiler bulunmaktadır (Ersu ve ark., 2008).

Tasarımın Bilgisayar Yardımı İle Hazırlanması (CAD)

Bilgisayar ortamına kaydedilen veriler daha sonra bilgisayar yazılımı sayesinde üç boyutlu olarak her yöne çevrilebilen ve üzerinde düzenlemelerin yapılabildiği sanal bir modele dönüştürülmektedir (Sertgöz ve Balcı, 2007). Restorasyonun tasarımı bitince CAD yazılımı sanal modeli CAM ünitesini kontrol edebilen komutlara dönüştürmektedir.

Restorasyonun Üretilmesi (CAM)

Elde edilen 3 boyutlu modeller CAM uygulamaları ile üretim formuna geçmeye hazır hale gelir. Bu aşamada birden fazla üretim sistemleri bulunmaktadır. Bu sistemlerin içinden en bilineni freze sistemleridir (Russell ve ark., 1995). Freze sistemleri yumuşak zirkonya bloklarını aşındırdıkları gibi metal blokla da aşındırabilmektedirler. Bu sistemde, döner sistem şekillendirme işlemi yaparken bloklar da bilgisayar kontrolü ile hareket kapasitesine sahiptirler. Bunlar, yüksek sayıdaki işlemleri, yüksek hassasiyette ve çok düşük hata oranlarıyla üretebilmektedirler.

İlk üretilen CAD/CAM sistemleri, restorasyonların sadece prefabrik bloklardan frezler kullanılarak frezelenmesiyle üretilmesine olanak sağlamaktaydı. 'Eksiltme yöntemi' olarak isimlendirilen bu teknikte istenilen şekli elde etmek için blok halindeki materyallerden kazıma yapılmaktadır (Witkowski, 2005). Bu etkin bir yöntem olsa da dental bir restorasyon elde edebilmek için prefabrik blokların %90'a yakını

uzaklaştırılmakta ve kalan kısmı boşa gitmektedir (Baysal, 2007). Bu yöntem alternatif olarak günümüzde hızlı prototip üretimi gibi (üç boyutlu serbest şekilli üretim/ *solid free-form fabrication*) ‘ekleme’ yoluyla üretim yapan sistemler bulunmaktadır. Bu yöntemde, restorasyonun bilgisayar tasarımı, mevcut CAD/CAM sistemlerindeki kesme işlemine benzer bir prosedür takip edilerek yapılmaktadır. Fakat eksiltme yönteminden farklı olarak kesme işlemi yerine metal ya da seramik toz havuzundaki materyal sürekli eklemelerle sinterize edilerek restorasyon üretilmektedir. Bu sayede materyal israfının önüne geçilmektedir.

Bazı CAD/CAM sistemleri ise bu iki yöntemi (ekleme ve eksiltme) birlikte kullanmaktadır. Bu yöntemlerden birinde (Procera, Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) preparasyonu yapılan dişin 3 boyutlu büyütülmüş metal dayı eksiltme yöntemiyle frezelenir. Büyütülmüş day sinterizasyonundan sonra restorasyonda oluşacak büzülmeyi ortadan kaldırmak için kullanılmaktadır. Materyal metal day üzerine toz halinde ve basınç ile ekleme yöntemi kullanılarak büyük bir blok oluşturacak şekilde hazırlanmaktadır. Elde edilen blok restorasyonun şeklini vermek için frezelenmektedir. Restorasyon daydan uzaklaştırıldıktan sonra normal boyutlarına gelmesi için yoğun olarak sinterizasyonu sağlanır. Diğer bir kombine sistemde (Wol Ceram, Wol-Dent, Ludwigshafen, Almanya), sıvı karışımda bulunan alumina tozları direkt olarak ana modelde bulunan day üzerine elektroforez ekleme yöntemi ile uygulanmaktadır. Marjinlerden taşan materyal uzaklaştırılır. Restorasyonun dış yüzeyi daydan uzaklaştırılır ve cam infiltrasyon aşamasına geçilir. 100 nm’den küçük seramik partikülleri içeren saf alumina ya da zirkonyum esaslı seramiklerden altyapı hazırlamak için de ekleme yöntemi kullanılabilir. Sonrasında üretilen restorasyonun simantasyon aşamasına geçilir. Restorasyonun hasta ağızında provası yapılır ve prematür temaslar tespit edilerek uyumlanır. Uyumlama işlemi tamamlandıktan sonra restorasyonun iç yüzeyi asitlenir ve asitleme sonrası silanizasyon işlemi yapılır. Preparasyonda mine yüzeyleri %37’lik fosforik asitle asitlenir. Sonrasında siman restorasyonun iç kısmına yerleştirilir ve restorasyon dış yüzeyine adapte edilir. Adaptasyon sonrasında artık simanlar uzaklaştırılır ve polimerizasyon işlemi tamamlanır. Oklüzal yüzeyler sistem tarafından tahmini olarak ayarladığı ve tam olarak şekillendiremediği için simantasyondan sonra orta grenli bir frez yardımıyla oklüzyon kontrol edilir. Bu işlemin ardından mekanik cila işlemi yapılmalıdır (Ayan, 2007).

CAD/CAM sistemlerde kullanılan milleden üniteleri, frezeleme işleminin gerçekleştiği eksenlerin sayısına göre farklılık göstermektedirler. Günümüzde kullanılan CAD/CAM sistemlerinde üç eksenli, dört eksenli ve beş eksenli milleden üniteleri bulunmaktadır. (Beuer ve ark., 2008).

Üç eksenli milleden üniteleri: Bu cihazlarda frezeleme işlemi uzaysal olarak sadece x, y ve z eksenlerinde gerçekleşir. Frezeleme işlemi sırasında eğimli açılar oluşturarak kazıma işlemi gerçekleştirmek mümkün değildir. Tüm üç eksenli frezeleme ünitelerinde, restorasyonun iç ve dış konturlarının şekillendirilebilmesi için uygulama yapılan parça 180° döndürülebilmektedir. Bu sistemlerin avantajları, işlem süresinin daha kısa olması, eksen sayısının az olmasına bağlı olarak kontrol sisteminin daha basit olması ve maliyetinin düşük olmasıdır (Beuer ve ark., 2008).

Dört eksenli milleden üniteleri: Bu cihazlarda x, y ve z eksenlerine ek olarak frezelenen materyalin bağlı olduğu tansiyon köprüsü sayısız varyasyonda döndürülebilmektedir. Rotasyonel tansiyon köprüsü dördüncü freze eksenini oluşturur. Böylece fazla materyal kaybı engellenmekte ve zaman tasarruf sağlanmaktadır (Beuer ve ark., 2008).

Beş eksenli milleden üniteleri: Bu cihazlarda, üç uzaysal eksen ve rotasyonel tansiyon köprüsüne ilave olarak frezeleme işlemi gerçekleştiren frezlerin bağlı olduğu mil yatağının rotasyonu sağlanmıştır (Gray ve ark., 2003; Beuer ve ark., 2008). Rotasyonel mil yatağı beşinci freze eksenini oluşturur. Bu sayede daha kompleks detaylar işlenebilmekte ve son molar dişlerin dişsiz boşluğa doğru eğilmesinden kaynaklanan protetik problemler ortadan kaldırılabilir. Eksen sayısındaki artışın restorasyonun kalitesine önemli ölçüde bir etkisi yoktur. Restorasyonun asıl kalitesini belirleyen faktörler, tarayıcıdan elde edilen verilerin doğru bir şekilde işlenmesi ve sonrasında elde edilen dijital tasarımıdır (Beuer ve ark., 2008).

CAD/CAM sistemleri üretim metotlarına göre 3 gruba ayrılırlar;

Direkt klinikte kullanılan sistemler; diş preparasyonunu ağız içinde tarar ve restorasyon klinikte hazırlanır. Bu grupta CEREC ve E4D Dentist sistemleri kullanılmaktadır.

Laboratuvarda kullanılan sistemler; tarama ağız dışından yani ölçüden ya da alçı modelden yapılmaktadır. Bu sistemlerin büyük kısmında altyapı üretilir ve

teknisyen restorasyonu karakterize edebilmek için üzerine porselen ekler. Bu grupta CEREC İnLab, DCS Preci-fit, Cercon, Everest sistemleri yer almaktadır.

Üretim merkezli CAD/CAM sistemleri; model laboratuvarında taranır ve sonrasında internetten ana üretim merkezine gönderilir. Ana üretim merkezinde altyapısı hazırlanan restorasyon, üzerine porselen uygulanması için laboratuvara geri gönderilir. Tüm altyapılar aynı merkezde yapıldığı için kalite kontrolü optimal seviyededir. Bu grupta Procera ve Lava sistemleri yer almaktadır (Liu ve Essig, 2008).

2.3.1. Klinikte kullanılan CAD/CAM sistemleri

Cerec 3

Tüm CAD/CAM sistemleri içinde Sirona (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany), CEREC sistemiyle hem klinikte hem de laboratuvarında kullanılan sistemlere sahip tek üreticidir. Geliştirilen ilk CAD/CAM sistemidir ve ilk olarak 1985 yılında kullanılmaya başlanmıştır. CEREC 2 1994 yılında, CEREC 3 ise 2000 yılında piyasaya sürülmüştür. CEREC 3D sisteminde ağız içi kamera ağızda sabit tutulur ve ayak pedalı yardımıyla görüntünün yakalanması sağlanır. CEREC AC sisteminde ise bu işlem biraz daha geliştirilerek pedala ihtiyaç duyulmaksızın kamera ağızda sabit bir şekilde tutulduğunda sistemin otomatik olarak görüntüyü yakalaması sağlanmıştır (Çelik ve ark., 2013).

CEREC sisteminde feldspatik ve lösitle güçlendirilmiş cam seramik bloklar kullanılabilirdiği gibi, lityum disilikat gibi yüksek dirence sahip seramikler, nano seramikler ve geçici amaçla kullanılan bloklar da kullanılabilir. Yücel ve ark. (2013), yaptıkları çalışmada farklı tam seramik sistemlerin marjinal uyumları değerlendirilmiştir. Çalışmada Cerec 3 ve IPS Empress 2 sistemlerinde marjinal açıklık değerlendirildiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

E4D Dentist

E4D Dentist sistemi 2005 yılında piyasaya sürülmüştür. Yansıtıcı toz olmadan intra-oral lazer tarayıcı (IntraOral Digitizer) kullanılarak preparasyon taranabilmektedir. Klinisyen birden fazla açıdan görüntü alarak veri noktalarını arttırabilir. Bu sayede doğru morfoloji elde edilebilir (Çelik ve ark., 2013).

Üretici firmanın online ücretsiz yazılım güncellemesi yapması bu sistemin ayrıcalıklarındandır. Ancak kullanılacak materyal çeşitliliğinin CEREC 3 kadar

fazla olmaması bu sistemin önemli bir dezavantajıdır. Lösitle güçlendirilmiş seramik bloklar, nanoseramikler, geçici amaçla kullanılan bloklar ve lityum disilikat bloklar bu sistem ile uyumludur.

2.3.2. Laboratuvarda Kullanılan CAD/CAM Sistemleri

Cerec InLab

Laboratuvarda kullanım için 2004 yılında üretilmiştir. Lazer tarayıcı (inEos Blue) ile çalışma modelin dijital görüntüsü alınır. Sistemin inEos Blue kısmı; tarayıcı, bilgisayar ve inLab 3D tarayıcı-tasarım yazılımını içermektedir. InEos Blue kısmının dışında frezeleme ve sinterleme cihazı da sistemde yer almaktadır. Tasarım yazılımında yer alan “biogeneric” özelliği sayesinde hastanın var olan dişlerine benzer morfolojide restorasyonlar üretilebilir. Bu sayede yazılımda yer alan standart diş morfolojileri değil, her hastaya bireysel olarak uygun morfolojide restorasyonlar yapılabilmektedir. Tasarım aşamasından sonra restorasyon inLab MCXL frezeleme cihazıyla üretilir. Bu cihaz ± 25 mikron hassasiyetle çalışmaktadır ve 10 üyeye kadar köprü frezeleyebilmektedir. Günde 40-60 üye restorasyon üretebilir. Sinterleme fırını olan inFire HTC Speed sayesinde de beş üye köprü 90 dakikada sinterlenebilmektedir (Çelik ve ark., 2013).

CEREC inLab sisteminin bir başka özelliği de zirkonya köprü altyapılarıyla birlikte kullanılacak porselenleri de freze ederek, sonrasında bu iki parçanın birbiriyle birleştirilmesine olanak sağlamasıdır. CAD-on olarak adlandırılan bu sistemde klasik porselen yığma işlemi yerine altyapıyla daha uyumlu ve morfolojisi cihazın CAD kısmıyla önceden tasarlanmış olan üst yapılar üretilir. Zirkonya üzerinde özellikle lityum disilikat porselenlerin kullanılması uzun dönem prognozu açısından ümit vadetmektedir (Rekow ve ark., 2011).

Guess ve ark. (2009), yaptıkları çalışmada, tam seramik kronların 3 yıllık klinik takibini yapmışlardır. Çalışmada preslenebilen porselen (IPS e.max Press), Cerec 3 ve Cerec Inlab sistemiyle hazırlanmış restorasyonlar değerlendirilmiştir. Restorasyonların her ikisinin de aşırı madde kaybı olan posterior dişlerde güvenle kullanılabileceği belirtilmiştir.

DCS Preci-Fit

DCS Preci-fit sistemin kullanımına 1990 yılında başlanmıştır. Cam seramik, güçlendirilmiş seramikler ve metali freze etmesinin yanı sıra, restorasyon altyapılarını tam sinterlenmiş bloklardan (DC-Zirkon) ve titanyumdan (DC Titan) da üretebilen sayılı CAD/CAM sisteminden biridir (Liu ve Essig, 2008).

Att ve ark. (2009), 3 farklı üretim sistemiyle hazırlanmış zirkonya destekli köprülerin marjinal adaptasyonunu incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda marjinal uyum, üretim sistemlerine göre farklılık gösterse de, çalışılan üç sisteme ait marjinal aralık değerleri birbirlerinden istatistiksel olarak farklı bulunmamış ve değerlerin klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde yer aldığı sonucuna ulaşılmıştır.

DCS Preci-fit sistemle hazırlanmış alumina ve zirkonya destekli 3-5 üyeli köprülerin marjinal uyumunun değerlendirildiği bir başka çalışmada, marjinal aralık 60.5-74 µm olarak bulunmuş ve çalışma sonucunda sistemin, klinik olarak kabul edilen 100 µm'lik aralığın altında değerler verdiği sonucuna ulaşılmıştır (Tinschert ve ark., 2001).

Cercon

Bu sistem 2002 yılında piyasaya sürülmüştür. Piyasaya ilk sürüldüğünde sadece CAM sistemi olarak çalışan bu sistem, 2005 yılında sisteme 3 boyutlu optik tarayıcı (Cercon eye) ve Cercon Art CAD tasarım yazılımı eklendikten sonra tam bir CAD/CAM sistemi olmuştur. Her bir üye 20 saniyeden daha kısa sürede ve 10 mikron hassasiyetle taranabilmektedir. Yarı sinterlenmiş zirkonya blokları 9 üyeye kadar freze edebilir ve 16 üyeye kadar da köprü sinterlemesi yapılabilir.

Tsumita ve ark. (2010), yaptıkları çalışmalarında Cercon köprülerin 28.1 aylık klinik takibi yapılmışlar ve bu süre zarfında restorasyonlarda herhangi bir kırığa rastlamamışlardır.

Everest

Tarayıcı (Everest Scan), aşındırma ünitesi (Everest Engine), sinterleme fırını (Everest Therm) ve bu üniteler arası koordinasyonu sağlayarak tasarımın yapıldığı bilgisayardan oluşan bir sistemdir. 5 eksenle frezeleme özelliği bulunmaktadır.

Everest ve CEREC 3 sistemleriyle üretilmiş farklı bevel açılarında üretilen kopinglerin kenar bütünlüğünün karşılaştırıldığı bir çalışmada, özellikle aç 60°

olduğunda koping kenarlarında oluşan chipping miktarının belirgin bir şekilde farklı bulunduğuna belirtilmiştir (Giannetopoulos ve ark., 2010).

Zeno Tec Sistem

Bu sistem 2005 yılında piyasaya sürülmüştür. 3 boyutlu lazer tarayıcı, freze makinesi ve vakumu ile sinterleme fırınından oluşmaktadır. Zirkonya blokların yanı sıra, Cr-Co köprü ve titanyum altyapılarının üretimini de sağlayabilmektedir.

Stawarczyk ve ark. (2011), Zeno Tec sistem ile ZenoTec Zr bloklarını kullandıkları bir çalışmada, veneer üst yapı porselenini yığma ve presleme yöntemleriyle hazırlamışlar ve yük karşılama kapasiteleri incelemişlerdir. Sonuçta preslenerek hazırlanmış kronların diğer gruba göre benzer veya daha iyi sonuç verdiğini bulmuşlardır.

2.3.3. Üretim Merkezli CAD/CAM Sistemleri

Procera

1993 yılında Andersson ve Oden tarafından geliştirilmiş, bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) konseptini benimsemiş bir sistemdir. İlk etapta sistem titanyum alt yapı ile düşük ısı veneer porseleninin kombinasyonu ile oluşan restorasyonların üretimi için kullanılmaktaydı. Daha sonraları bu teknoloji Procera AllCeram restorasyon yapımı için geliştirildi. Bu restorasyonlar, yoğun sinterize edilmiş yüksek saflıktaki alüminyum oksit kopinglerin, düşük ısı AllCeram Veneer porseleni ile kaplanması ile üretilmektedirler (Raigrodski, 2004).

Procera sistemi ile CAD/CAM teknolojisi birlikte kullanılarak alüminyum oksit alt yapı (Procera AllCeram), zirkonyum oksit alt yapı (Procera AllZirkon) ve titanyum alt yapı restorasyonlar (Procera AllTitan), titanyum ya da alüminyum oksit abutmentler, implant üstü seramik kronlar ve implant üstü titanyum köprü alt yapılarının üretimi mümkün hale gelmiştir (Şener ve Türker, 2009).

Modelin 20.000 ölçüm noktası veren taraması yapılır. Laboratuvarda kullanılan tarama cihazıyla alçı modelin taraması yapılır ve elde edilen veriler internet yardımıyla ABD ya da İsveç'te bulunan üretim merkezlerinden birine gönderilir (Miyazaki ve ark., 2009).

Procera AllCeram sisteminde CAD/CAM teknolojisi kullanılarak saf, dayanıklılığı yüksek ve yoğun olarak sinterlenmiş alüminyum oksit (%99.5) altyapılar

yapılabilmektedir (Conrad ve ark., 2007). Bununla birlikte zirkonyum oksit altyapılı restorasyonlar (Procera AllZirkon), titanyum altyapılı restorasyonlar (Procera AllTitan), titanyum veya alüminyum oksit abutmentler, implant üstü tam seramik kronlar ve implant üstü titanyum köprü altyapılarının üretimi mümkündür (Ural, 2011). Procera kronların 5 ve 10.5 yıllık takibi sonucu yapılan bir çalışmada, 5 yıllık başarı oranı % 97.7, 10 yıllık başarı oranı ise % 92.2 bulunmuştur (Odman ve Andersson, 2001).

Lava

Bu sistem 2002 yılında piyasaya sürülmüştür ve yarı sinterlenmiş Y-TZP kullanılmaktadır. Özel tarayıcı (Lava Scan), kazıma ünitesi (Lava Form) ve sinterleme fırınından (Lava Therm) oluşan üç parçaya sahiptir. Lava sisteminde restorasyon Lava Scan ile taranır. Lava CAD yazılımı ise kenar dizaynı ve gövde tasarımı otomatik olarak tasarlar. Tasarım işleminden sonra yarı sinterlenmiş ZrO₂ seramik blok Lava Form ile freze edilir. CAM ünitesi 21 üye alt yapıya kadar hiçbir müdahaleye ihtiyaç duyulmadan üretim yapabilir. ZrO₂ bloktan elde edilen alt yapı, olması gerektiğinden hacimce %20-25 oranında daha büyük üretilir. Bu boyut farkı sonrasında yapılan sinterleme işlemi ile ortadan kalkar ve zirkonyum alt yapıya gerçek boyutu, yoğunluğu ve direnci kazandırılır. Sinterlenen alt yapılar, termal ekspansiyon katsayısının da zirkonya ile uyumlu olduğu Lava Ceram seramik materyali ile sonlandırılır (Şener ve Türker, 2009).

Baldissara ve ark. (2010), yaptıkları bir çalışmada farklı CAD/CAM sistemleriyle hazırlanmış zirkonya alt yapıların şeffaflığını incelemişler ve en fazla şeffaflığı Lava sistemle üretilen alt yapılarda bulmuşlardır.

2.4. Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler organik bir matriks içerisinde, inorganik doldurucuların ve bu doldurucuların organik matrikse tutunmasını sağlayan ara bağlayıcıların bulunduğu organik polimer matriks tarafından çevrelenmiş bir yapıdır. Kompozit rezinler estetik olmaları, biyouyumlu olmaları, diş dokusuna adezyon ve adaptasyonları sebebiyle diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen materyallerdendir (Dayangaç, 2011).

2.4.1. Kompozit Rezinerin Yapısı

Kompozit rezinlerin kimyasal yapısı organik rezin matriks (taşıyıcı faz), inorganik doldurucular (dağılan faz) ve ara bağlayıcılar (silan faz) ve olmak üzere üç kısımdan oluşur (Ferracane, 1995; Altun, 2005; Chen ve ark., 2011).

Organik Rezin Matriks

Bu faz monomerler, komonomerler, polimerizasyon başlatıcıları, inhibitörler, plastize edici ajanlar ve pigmentleri içermektedir (Craig ve Powers, 2002; Önal, 2004).

Monomerler genelde bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) veya üretan dimetakrilat (UDMA)'dır. Bis-GMA yüksek viskoziteye sahiptir ve bunu düşürmek için üreticiler rezin matriks içerisine düşük viskoziteli TEGDMA ve EGDMA monomerlerini eklemiştir. Böylece viskozite azaltılırken, çapraz bağ miktarı ve sertlik artırılmıştır. Polimerizasyon başlatıcıları, kimyasal veya fiziksel aktivasyon sonucu monomerin çift bağları ile reaksiyona giren serbest radikallerin ve polimer zincirlerinin oluşmasına olanak verir. İnhibitörler, kompozit rezinlerin kendi kendine polimerizasyonunu önlemek için kullanılan fenol türevi bileşiklerdir. Pigmentler ise kompozit rezinlere dişlerle uyumlu renkte olması için ilave edilen inorganik oksitlerdir (Craig ve Powers, 2002; Önal, 2004).

Ara bağlayıcılar (Silan)

Silan, inorganik doldurucu partiküller ve organik rezin matriksin birbirlerine bağlanmasını sağlayan ajandır. Doldurucu ile rezin matriks ara yüzeyinde rezin kırılmasına sebep olan hidrolitik kırılmayı önler, doldurucu ile rezin matriks arasında stres transferini sağlar ve direkt olarak kompozitin mekanik özelliklerini, polimerizasyon stresini ve dayanıklılığını etkiler (Musanje ve Ferracane, 2004).

İnorganik Doldurucular

İnorganik yapı, kompozit rezinlerin yapısında bulunan ve matriks içine dağılmış olarak yer alan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, baryum, stronsiyum, borosilikat cam, lityum aliminyum silikat, baryum aliminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerinden oluşmaktadır. Baryum, stronsiyum ve çinko rezine radyopak özellik verir. Silika partikülleri mekanik özellikleri artırır ve ışık geçişine olanak sağlar. Böylece kompozit rezine, mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Kristal yapının sert olması kompozit rezinin bitim ve polisaj işlemlerinin

zorlaşmasına neden olur. Bu sebeple kompozit rezinler günümüzde silikanın non kristalin formu kullanılarak üretilirler. İnorganik doldurucular kompozite ne kadar çok ilave edilirse mekanik ve fiziksel özellikleri o kadar artar ancak akışkanlık azalır ve parlatma işlemi daha da zorlaşır (Willems ve ark., 1993; Van Noort, 2007).

2.4.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler; sahip oldukları inorganik doldurucuların miktarına, partikül boyutuna, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılmaktadır (McCabe, 1999; Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003; Altun, 2005).

Doldurucu partikül boyutuna göre kompozit rezinler

Yaygın olarak kullanılan doldurucu partikül büyüklüğüne göre kompozit rezinlerin sınıflaması Tablo 2’de gösterilmiştir (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003).

Tablo 2. Doldurucu partikül boyutuna göre kompozit rezin sınıflaması

Kompozit rezinler	Doldurucu partikül büyüklüğü
Geleneksel kompozit rezinler (büyük partiküllü)	1-50 µm cam
Hibrit kompozit rezinler (büyük partiküllü)	1-20 µm cam 0,04 µm silika
Hibrit kompozit rezinler (orta partiküllü)	0,1-10 µm cam 0,04 µm silika
Hibrit kompozit rezinler (küçük partiküllü)	0,1-2 µm cam 0,04 µm silika
Kondanse edilebilen kompozit rezinler	Orta doldurucu/küçük doldurucu
Akışkan kompozit rezinler	Orta doldurucu

Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezin simanlar

Rezin esaslı yapıştırma simanları, içeriğinde belli oranda rezin içeren kimyasal bileşiklerdir. Seramik restorasyonların adeziv simantasyonunda rezin simanlar sıklıkla tercih edilmektedir. Ağız sıvılarında çözünürlüğünün düşük olması, yüksek kırılma dayanıklılığı, basma ve gerilme direnci gibi fiziksel özelliklere sahiptir. Adeziv sistemlerle birlikte kullanıldığında, restorasyon ile diş dokusu arasında mikrosızıntı olasılığı düşüktür (O’Brein, 2002; Burke, 2005).

Rezin simanlar polimerizasyon yöntemlerine göre;

- Kimyasal olarak polimerize olan (otopolimerizan),
- Işık ile polimerize olan (light-cured),
- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan (dual-cured) rezin simanlar olarak sınıflandırılmaktadırlar (Blatz ve ark., 2003; Zaimoğlu ve Can, 2011).

Kimyasal olarak polimerize olan (self-auto cure) rezin simanlar

Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezin yapıştırma simanları, çift pat sisteminde ya da toz-likit şeklinde üretilir. Kimyasal polimerizasyonu başlatan ‘benzol peroksit’ baz kısmında, polimerizasyonu hızlandıran ‘tersiyer amin’ ise katalizör kısmında bulunur. İçerdikleri tersiyer aromatik aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması sonucunda amin renklenmesi görülür. Çalışma ve polimerizasyon sürelerinin hekimin kontrolünde olmaması bir dezavantaj olmasına rağmen, polimerizasyon miktarı restorasyonun kalınlığından etkilenmez. Bu tür yapıştırma simanlarının renk seçeneği sınırlıdır. Bu yüzden metal alt yapısız translusent restorasyonlar için kullanımı uygun değildir. (Blatz ve ark., 2003; Lu ve ark., 2005).

Işıkla polimerize olan (light cure) rezin simanlar

Işık ile polimerize olan kompozit rezin yapıştırma simanları, tek pat şeklinde üretilir. Yapılarında 400-500 nm dalga boyuna sahip ışıkla aktive olan polimerizasyon reaksiyonunu başlatan ‘kamforokinon’ ve hızlandırıcı ‘alifatik aminler’ bulunur. Polimerizasyonun işleminin başlatılması hekim kontrolündedir. Bu simanlar, yeterli ışık aktivasyonu sağlanacak kadar ince olan indirekt kompozit, porselen laminate veneer ve tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılır.

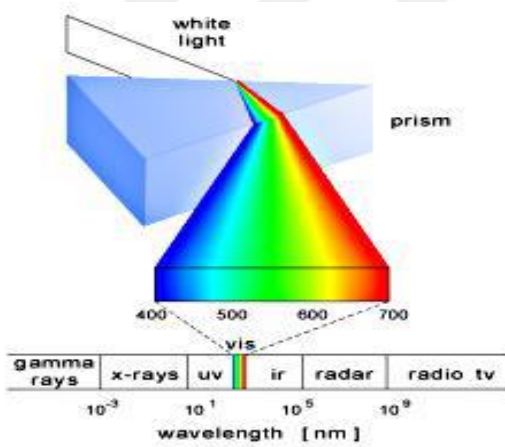
Işıkla polimerize olan rezin simanlar; manipülasyon sürelerinin daha uzun olması, sertleşme sürelerinin daha kısa olması, artıkların kolay temizlenebilmesi, renk seçeneklerinin olması, renk stabilitesini olumsuz yönde etkileyen peroksit başlatıcılar ve aromatik tersiyel amin türevlerini içermemesi ve karıştırma sırasında oluşan hava kabarcığına bağlı problemlerin olmaması gibi özelliklere sahiptir. Bununla beraber, simanın yeterli miktarda ve sürede ışık alamaması sonucu oluşan polimerizasyon eksikliği, simanın kimyasal, mekanik ve fiziksel özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilir (Caughman ve ark., 2001; Hofmann ve ark., 2001; Anusavice ve ark., 2003; Shortall, 2005; Pegoraro ve ark., 2007).

Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan (dual-cure) rezin simanlar

Hem kimyasal hem ışık ile polimerize olan (dual) yapıştırma simanları, çift pat sisteminde üretilir. Dual polimerize olan simanın baz kısmında kamforokinon gibi ışığa duyarlı polimerizasyon sistemleri, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyon (peroxide/amin) sistemleri vardır (Lu ve ark., 2005). Bu simanlarda polimerizasyon ışıkla başlar ve kimyasal olarak devam eder. Polimerizasyon yaklaşık 8-24 saat içerisinde tamamlanır (Yan ve ark., 2010). Bu tip simanlar, translusent yapıdaki restorasyonlarda, bir miktar ışık penetrasyonuna izin veren ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayabileceği kalınlıktaki restorasyonların simantasyonunda kullanılır (O, Brien, 2002).

2.5. Işık Kaynakları

Işık, 400-700 nm aralığında dalga boyuna sahip elektromanyetik bir ışımadır (Şekil 3). Bu ışımın ana karakteristiği insan beyni tarafından görüntüye dönüştürülebilmesidir. Işık; dalga boyu, ışınım miktarı ve yoğunluğu ile karakterizedir (Jiménez-Planas ve ark., 2008).



Şekil 3. Görünür ışık ve ışık spektrumu (Spectral Color Resarch, 2010).

Kompozit rezinlerde klinik olarak meydana gelen başarısızlıkların büyük bir bölümü polimerizasyon sırasında olduğundan ve polimerizasyonun oluşumu ışık cihazı ve ışığın uygulandığı teknikle bağlantılı olduğundan, polimerizasyon lambaları pratik diş hekimliğinde anahtar bir rol üstlenmektedir (Jiménez-Planas ve ark., 2008).

Üreticiler ışık ile polimerizasyonun sağlanması amacı ile ultraviyole (UV), Argon Lazerler, Kuantum Tungsten Halojen, Light Emitting Diode (LED) ve Plazma ark

(PAC) gibi farklı ışık cihazlarının gelişimine katkıda bulunmuşlardır ancak klinik pratikte kullanılan tungsten-halojen, LED (Light Emitting Diode), plazma ark ve lazer olmak üzere 4 tip lamba sistemi kullanılmaktadır. Halojen lambaları geniş bir dalga boyu aralığında ışık vermeleri çeşitli rezin tipleri üzerinde etkili olabilmelerini sağlamıştır. Lazerlerin ve plazma arkların popülerliğini sağlayan yüksek güçte ışık imkânı sunmaları ise bazı durumlarda klinik kullanımlarını kısıtlamıştır (Ünlü ve Çetin, 2006).

2.5.1. Ultraviyole (UV) Işık Cihazları

Işık ile aktive olan ilk kompozitlerde UV ışığı kullanılmıştır. Bu ışığın dalga boyu 320-365 nm arasındadır. UV ışığı ile aktive edilen kompozitlerin foto başlatıcıları benzoin metil eterdir. Hem kompozitlerin polimerizasyon derinliği bu sistemlerde yetersiz olduğu için hem de zamanla hasta ve hekime zararlı olabileceği gerekçesiyle kullanımdan çıkarılmış ve yerine görünür ışık kullanılmaya başlanmıştır (Newman ve ark., 1983; Mc Cabe ve Walls, 2000; Craig ve Powers, 2002).

2.5.2. Kuartz-Tungsten-Halojen (QTH) Lambalar

Halojen ışık kaynakları gerek ışığın çıkış gücünün artırılabilirliği, gerekse farklı çıkış güçlerindeki ışığın aynı cihazla farklı sürelerde uygulanabildiği aletler olmaları sebebiyle günümüzde diş hekimliğinde polimerizasyon amacıyla en yaygın kullanılan ışık kaynakları olarak yerlerini korumaktadır (Ünlü ve Çetin, 2006).

Kompozit rezinlerde, polimerizasyon başlatıcı olarak en çok kullanılan madde olan kamferokinonun aktivasyonu için gereken ışığın dalga boyu 460-480 nm arasındaki mavi ışıktır. Halojen ampuller beyaz ışık üretirler ve mavi ışığın oluşması için filtrelere gereksinim duyarlar (Jiménez-Planas ve ark., 2008). QTH akkor ampullerden açığa çıkan ışık filtrelenerek, dalga boyu 380-520 nm aralığında olan görünür mavi ışık meydana getirilir (Mills ve ark., 2002; Yap ve Soh, 2003; Bouillaguet ve ark., 2005). Açığa çıkan ışığın sadece küçük bir kısmı polimerizasyon için kullanılır ve kalan enerjinin büyük kısmı ısıya dönüşür (Yap ve Soh, 2003). Bu cihazlarda etkili ışık gücü 300-600 mW/cm² arasındadır. Tavsiye edilen uygulama zamanı her 2 mm'lik kompozit tabakası için 20-60 sn arasında değişmektedir (Mills ve ark., 2002; David ve ark., 2007).

QTH ışık cihazlarının; açığa çıkardıkları ısıya bağlı olarak ampul ömrünün kısılması, filtre ve soğutucu fan gereksinimleri, uzun ışık uygulama zamanı ve yetersiz güç çıkışı gibi dezavantajları bulunmaktadır (Jiménez-Planas ve ark., 2008).

2.5.3. “Light -Emitting Diodes” Işık Kaynakları (LED)

Kuartz-tungsten-halojen lambaların belirli dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacı ile LED ışık kaynakları üretilmiştir. LED'ler ışığı, güçlendirilmiş yarı iletken bağlantıları kullanarak üretirler (Campregher ve ark., 2007). Bu cihazların ampullerinin ömrünün 10.000 saat olması, düşük enerji tüketimleri sayesinde şarj edilebilmeleri, kablosuz ve portatif düzenekleri, ürettikleri ısının halojenlere kıyasla daha az olması gibi avantajlara sahiptir. (Duke, 2001; Yap ve Soh, 2005).

Daha önceleri yaygın olarak kullanılan kırmızı LED'ler günümüzde yerini mavi LED'lere bırakmıştır. Mavi LED; birçok kompozitte fotoaktivatör olarak kullanılan kamforokinonun abzorbe ettiği ışık spektrumu ile iyi bir uyum sağlayan dar aralıkta (455 - 486 nm) dalga boyunda ışık yayar. Bu sebeple bu ışık kaynakları filtre gerektirmeyen tek ışık kaynaklarıdır (Hofmann ve ark., 2002).

Birinci nesil LED ışık cihazları, 400 mW/cm² den düşük ışık yoğunluğuna sahip olduğu için QTH ışık cihazları kadar iyi bir polimerizasyon sağlayamamışlardır. Dar dalga boyu spektrumundan dolayı ve tüm markaları polimerize edemezler. Yayıdıkları ısı düşüktür (Price ve ark., 2003).

İkinci nesil LED ışık cihazları; birinci nesil ışık cihazlarına göre daha yüksek çıkış gücüne (600-1000mW/cm² den yüksek) sahiptir. Daha kısa polimerizasyon süresiyle daha iyi bir performans sağlamaktadır. Her tip kompozite güçlü penetrasyon kabiliyetine sahiptir (Price ve ark., 2003). İkinci nesil LED sistemi yüksek enerjili halojenlerle karşılaştırılabilir polimerizasyon başarıları göstermektedir. Yeni LED cihazlarında konvansiyonel LED elementleri yerine nano teknoloji ile geliştirilen büyük yüzeyden yayılım yapan küçük LED cipleri kullanılmaktadır. Bu dizayn ilk jenerasyondan daha şiddetli bir ışık çıkışı sağlar ve ışık verme süresini azaltır. Ancak ışık çıkış gücündeki bu artış, ışık kaynağı çalışırken oluşan ısının artmasına sebep olur. (Leonard ve ark., 2002). Bu sebeple yeni modellerde oluşan ısı sebebi ile LED kaynağında bozulma oluşmaması için bir iç soğutma fanı gerekmektedir. Bu fan ilavesi boyut, ses düzeyi, ağırlık ve güç tüketiminde artışa sebep olacaktır. Bu da 1. jenerasyondaki avantajı ortadan kaldırmaktadır (Wiggins ve ark., 2004).

2.5.4. Plazma Ark Işık Kaynakları (PAC)

Uzun bir ışık uygulama süresinin hasta ve hekim için sıkıntı oluşturması ve maliyeti yükseltmesi, çocuk hastalarda pratik olmaması gibi nedenlerle daha etkili bir ışık cihazı arayışı sonucu Plazma Ark ışık cihazları geliştirilmiştir (Park ve ark., 2002; Thind ve ark., 2006). Plazma ark ışık kaynaklarında inert gaz dolu basınçlı bir hazne içerisinde birbirinden ayrı iki tungsten elektrot yer almaktadır. Bu elektrotlar aralarında yer alan boşluklarda yüksek miktarda elektrik oluştururlar. Elektrotlar arasında yüksek voltajlı elektrik oluştuğunda ise bir kıvılcım meydana gelir ve bu kıvılcım çevresindeki Ksenon gazını iyonize ederek negatif ve pozitif sarj edilmiş plazmayı bununla birlikte beyaz ışığı oluşturur. Plazma kelimesi yüksek ısıda, pozitif iyon ve elektronlardan oluşan iyonize gazı ifade eder. Bu sayede çok yüksek seviyelerde enerji ortaya çıkar. PAC üniteleri son yıllardaki geliştirmeler ile 2000 mW/cm^2 'den daha yüksek şiddette ışık üreterek kompozitin çok kısa sürede polimerize edilmesine olanak sağlarlar. Yüksek voltaj ve ısı oluşturmaları sebebiyle tabanca formunda değil de bir kaide mekanizmasına bağlı olarak kullanılırlar. Beyaz ışığı, 430–490 nm dalga boyları arasında dar spektrumdaki mavi ışığa filtre eden mekanizmaya sahiptirler. (Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005).

Plazma ark ışık kaynaklarının ömrü halojen lambalarına göre daha uzundur. Üretici firmalar PAC ömrünün genellikle 5 yıl olduğunu ifade etmektedirler. Bu tip ışık kaynaklarında da halojen ışık kaynaklarında olduğu gibi zamanla ışık güçlerinde azalmalar meydana gelebilmektedir (Albers, 2002).

Üretici firmalar genellikle kompozit rezinin polimerizasyonu için 3s PAC kullanımının yeterli olduğunu ifade etmektedirler. Ancak Danesh ve ark. (2004), yaptıkları çalışmalarında, 3 s plazma ark kullanılarak polimerize edilen farklı kompozit rezinlerde mekanik özelliklerin yeterince sağlanmadığını ve kısa süreli ışık uygulamalarının sadece kompozitin üst tabakalarında etkili olduğunu, daha derinlerde yeterli polimerizasyonun sağlanmadığını belirtmişlerdir. Bu sistemde yüksek ışık gücü hızlı ve yeterli polimerizasyonu çok kısa sürede (3-5s) yapabilmektedir ancak restorasyon sırasında dişte meydana gelebilecek intrapulpal ısı yükselmesi ve diş ile restorasyon arasında gözlenen polimerizasyon büzülmesi gibi dezavantajlar bu cihazların klinik kullanımlarını kısıtlamıştır (Ünlü ve Çetin, 2006).

2.5.5. Argon Lazer Işık Kaynakları

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için ısı enerjisini ışık enerjisine dönüştüren, 400-500 nm ışık dalga boyuna ve kısa uygulama süresine sahip argon lazer ışık kaynakları da kullanılmaktadır (Vargas ve ark., 1998; Rueggeberg ve ark., 2000).

Lazerlerin geleneksel halojen ışık cihazlarına göre daha iyi polimerizasyon sağladığı (Perry ve ark., 2000) ve polimerize edilmiş kompozitlerin yüzey direncinin ve elastik modüllerinin artması gibi fiziksel özelliklerinde gelişmeler sağlandığı belirlenmiştir (Tarle ve ark., 1995).

Lazer sistemleri diğerleri ile karşılaştırıldığında teknik bilgi ve donanım gerektiren aliyeti yüksek sistemlerdir. Günümüzde çeşitli foto başlatıcılar kullanıldığından dar spektral banda sahip lazerler sadece kamforokinon aktivasyonunda kullanılabilirler (Fleming ve Mailet, 1999). Diş hekimliğinde kullanımlarının kısıtlı olması, maliyetlerinin yüksek, taşınabilirliklerinin az ve pratik kullanım imkanının olmamasından kaynaklanmaktadır. (Albers, 2002; Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005).

2.6. Renk

Renk, insan gözü ile görülebilen ışık tayfının elektromanyetik dalga boyu olarak ifade edilebilir. Nesnelerin yeni bir boyut kazanmasına olanak sağlayan renk gerçekte ışıktır. Nesnenin üzerine düşen ışığın bir kısmı nesne tarafından emilir, bir kısmı ise yansyarak insan gözünde renk olarak algılanır (Russell ve ark., 2000).

2.6.1 Renk Sistemleri

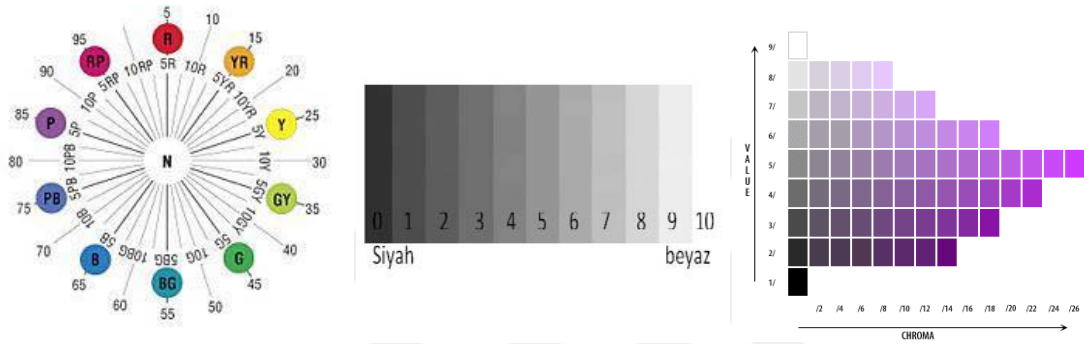
Munsell Renk Sistemleri

En çok kullanılan renk tanımlama sistemidir. Munsell renk sistemi hue, value ve chroma koordinatlarını içeren üç boyutlu görsel bir sistemdir (Powers ve Sakaguchi, 2006) (Şekil 4).

Hue(Ana renk); Renk ya da renk çeşidi olarak ifade edilir. Retina üzerinde etkili olan ve spesifik bir dalga boyundaki ışık tarafından yaratılan renktir. Mavi, sarı, kırmızı gibi ana renklerin ayrımını sağlar. Hue aynı zamanda gözlemlenen ışığın dalga boyu ile ilişkilidir (O'Brien, 2002; Joiner, 2004). Diş hekimliğinde hue, yaygın olarak Vita klasik renk skalasında (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) A, B, C, D harfleriyle ifade edilmektedir.

Value (parlaklık); bir rengin açıklığı veya koyuluğudur (O'Brien, 2002). Munsell, parlaklığı siyah-beyaz bir skala olarak ifade etmiştir. Parlaklığın (value) siyah kısmı 0, beyaz kısmı 10 ile numaralandırılır ve 0-10 arasında gri tonları siyahtan beyaza doğru farklı parlaklıklar oluşturur (Joiner, 2004). Diş renginin eşleştirilmesinde value en önemli renk faktörüdür (O'Brien, 2002).

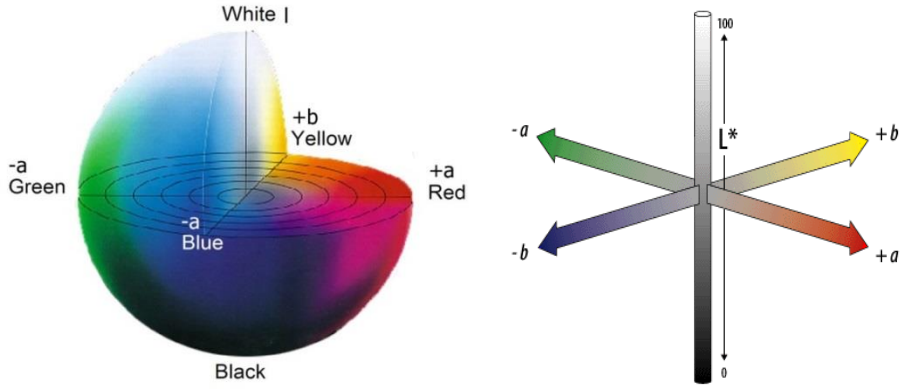
Chroma (Yoğunluk); renk doygunluğunun derecesidir ve bir rengin gücünü, yoğunluğunu ve berraklığını tanımlar (Joiner, 2004).



Şekil 4. Munsel renk sisteminde; Hue (solda), Value (ortada) ve Croma (sağda) (Chu ve ark., 2004)

CIEL*a*b* Renk Sistemleri

Bu sisteme göre rengin 3 farklı boyutu vardır. Tüm renkler, 3 farklı eksenin kesişerek merkezini oluşturduğu bir küre içinde yer almaktadır. Bu eksenler L^* , a^* , b^* 'dır. L^* eksenini, rengin açıklık - koyuluk koordinatlarını belirler. Mükemmel siyah rengin L^* değeri 0, mükemmel beyaz rengin L^* değeri ise 100'dür (Joiner, 2004). a^* değeri kırmızı-yeşil eksenini, b^* değeri ise sarı-mavi eksenini oluşturur. Pozitif a^* değerleri kırmızıya değişimi gösterirken negatif a^* değerleri ise yeşile değişimi gösterir. Benzer şekilde pozitif b^* değerleri sarı renk dizisini gösterirken negatif b^* değerleri ise mavi renk dizisini gösterir. Nötr renklerde (beyaz, gri) a^* ve b^* değerleri sifıra yaklaşır ve renk yoğunlaştıkça bu değerler artar (Joiner, 2004) (Şekil 5).



Şekil 5. CIE Lab renk aralığı (Joiner, 2004)

2.6.2. Diş Hekimliğinde Renk Ölçüm Yöntemleri

Bu yöntemleri geleneksel ölçüm yöntemi ve dijital ölçüm yöntemleri olarak iki gruba ayırmak mümkündür.

Geleneksel Renk Ölçüm Yöntemi

Diş renginin sabit diş rengi skalaları ile karşılaştırılarak tespit edilmesine geleneksel ölçüm yöntemi adı verilir. Ancak skalada kullanılan materyalin rengi ile restorasyonun yapılacağı materyalin aynı olmaması durumunda metamerizm ortaya çıkarır (Mayekar, 2001).

Dişin renk tonu insizal bölgeden kole bölgesine kadar farklılık gösterebileceğinden dolayı hekimin, genel olarak dişin esas temel rengini veren sadece orta 1/3 bölgesini değerlendirmesi önerilir (Guo ve ark., 2000).

Renk Skalaları

Restorasyonların estetik açıdan başarılı sonuç verebilmeleri için diş renginin değerlendirilmesinde doğru ve güvenilir bir yöntem kullanılmalıdır. Doğru bir renk seçimine ulaşmak için önemli koşulların başında nötr bir çevre, doğru miktarda ve nitelikte ışığın sağlanması ve göz yorulmasına sebep olabilecek etkenlerin ortadan kaldırılması gelmektedir. Vitapan Classical, Ivoclar Chromascop ve Vitapan 3D Shade Master günümüzde en yaygın kullanılan sistemleridir.

Chromascop Sistemi renkleri tanımlamak için numaralar kullanır.

- | | |
|--------------|------------------|
| 100 – Beyaz | 400 – Gri |
| 200 – Sarı | 500 - Kahverengi |
| 300 –Turuncu | |

Vitapan 3D ShadeMaster, geleneksel harf ve numara sınıflandırmasından farklı özel bir sistemdir.

L - sarı tona doğru eğilimi ifade eder.

R - kırmızı tona doğru eğilimi ifade eder.

Vitapan Classical ve Ivoclar Chromascop sistemlerinde doygunluk, artan numaralar sistemi ile tanımlanmaktadır.

Vitapan Classical : 1 'den 4'e - en düşük doygunluk 1, en yüksek doygunluk 4'tür.

Chromascop: 10 'dan 40'a - en düşük doygunluk 10, en yüksek doygunluk 40'tır.

3D Shade Master: 1 'den 3'e - en düşük doygunluk 1, en yüksek doygunluk 3'tür.

Vitapan Classical ve Ivoclar Chromascop Sistemlerinde parlaklık, doygunluk üzerinden değerlendirilmektedir (Şekil 6). 1 'den 4'e ve 10'dan 40'a gidildikçe sadece doygunluk artmakla kalmaz, parlaklık da düşer. 3D Shade Master ise önce parlaklığı belirtir. 1 'den 5'e - 1 en yüksek parlaklık, 5 en düşük parlaklıktır (Stepheni, 2004).



Şekil 6. 'Vitapan Classical' ve 'VITA Toothguide 3D-MASTER' renk skalaları (Vita-Zahnfabrik, 2016)

Enstrümantal Yöntem

Dental materyallerin renk ölçümleri, görsel olarak yapılmasının yanında, daha güvenilir bir yöntem olan insan görme sistemini taklit ederek renkleri matematiksel olarak hesaplayabilen aletler geliştirilmiştir. Cihaz kullanılarak yapılan renk ölçümlerinin; bireysel, çevre ve aydınlatma koşullarından etkilenmemesi ve elde edilen sonuçların tekrarlanabilir ve matematiksel olarak hesaplanabilir olması gibi avantajları mevcuttur. Bununla beraber maliyetlinin fazla olması, aletin doğru kalibre edilmediği veya kullanılmadığı zaman hatalı sonuçlar verebilmesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Chu ve ark., 2004; Joiner, 2004, Bayındır ve Wee 2006). Bu amaçla

kullanılan cihazlar; dijital kamera, kolorimetre, spektrofotometre ve spektrodadyometredir.

Dijital Kameralar

Dijital kameraların çalışma prensibi, kamera ile alınan görüntülerin kameranın bağlantılı olduğu bilgisayar tarafından CIE L*a*b* değerleri cinsinden değerlendirilmesidir. Ancak cihazın hatalı kullanımı ve kalibrasyonun doğru yapılmaması gibi durumlar farklı ölçümlere neden olabilmektedir. Sistemin önemli bir avantajı, dişlerin renginin bir bütün olarak ölçülebilmesine olanak tanınmasıdır (Wee ve ark., 2002).

Kolorimetre

Bir cisimdeki renk verilerini standart bir kalibrasyona göre analiz eden cihazlardır. Diş veya porselen rengi hakkındaki pek çok in-vivo veya in-vitro çalışma, kolorimetre cihazı kullanılarak yürütülmektedir. Kolorimetreler, rengi sabit bir ışık kaynağı ve görme açısı kullanarak, objeden yansıyan ışığı üç ya da dört görünür spektrumda filtreleyip ölçmektedirler. Yansıyan ışığın yoğunluğunu kırmızı, yeşil ve mavi filtrelerden geçirerek CIE L*a*b* sistemi birimlerine (L*, a*, b*) göre ölçüm yaparlar. Kolorimetrelerin kullanımı, spektrodadyometre ve spektrofotometrelerle karşılaştırıldığında daha kolay ve maliyeti daha düşüktür. Bu aletlerin dezavantajları, ağız içinde ölçüm yapabilmek için özel başlıkların gerekmesi, tek bir ışık ve açı altında ölçüm yapılabilmesi, ve ölçümün tekrarlanabilirliğinin olmamasıdır (Joiner, 2004).

Spektrofotometre

Spektrofotometre ile ölçüm sistemi, farklı açılardan ışığa maruz bırakılan cismin yansıttığı ve geçirdiği enerji miktarını ölçme esasına dayanır. Yansıyan ışık demetlerini ton, doygunluk ve parlaklık değerleri olarak kaydeder. Cihaz üzerinde alınan görüntülerin CIE L*a*b* sistemine göre renk skorları belirlenerek istenilen ΔE^* değerlerine ulaşılabilir. Çok sayıda sensör içermelerinden dolayı, insan gözünün ayırt edemediği hassaslıkta ölçümler yapabilir. Birden fazla ışık kaynağı ile ölçüm yapabildiklerinden dolayı metamerizmi ayırt edebilmektedirler. Diğer dijital yöntemlerle karşılaştırıldığında daha güvenilir, kesin ve tekrarlanabilir sonuçlar vermektedir. Bu cihazların dezavantajları pahalı olmaları ve klinikte kullanımlarının komplike ve zor olmasıdır (Chu ve ark., 2004; Paravina ve Powers, 2004).

Spektroradyometre

Spektroradyometreler radyometrik değerlerin ölçümünde kullanılırlar. Tele-spektroradyometreler genelde renk reproduksiyonu işlemlerinde kullanılırlar. Bu aletlerin en önemli özelliği ölçüm sonuçlarını gerçek görüş şartlarında gerçekleştirebilmeleridir. Fakat kullanım hassasiyeti ve ölçüm açısındaki ufak değişikliklerin bile sonuçlarda büyük sapmalara neden olması bu aletlerin dezavantajlarıdır (Paravina ve Powers, 2004).

2.6.3. Translusens ve Floresans Özellikler

Dişlerde ana renk, parlaklık ve yoğunluk dışında önemli olan bir diğer faktör de translusensidir. Dişler değişen translusens miktarlarına göre karakterize edilirler. Transparanlık bir materyalden ışığın doğrudan geçebilmesidir. Opaklık ise, materyalin ışık geçişine gösterdiği direnç ya da ışık geçişine izin vermemesinin bir ölçütüdür. Translusensi transparan ve opak arasında bir derece olarak tanımlanabilir. Translüsensi, etki olarak, parlaklığın üç boyutlu uzaysal ilişkisi veya temsili görüntüsüdür. Genellikle, bir restorasyonun translusensinin artması parlaklığının azalması anlamına gelmektedir (Stepheni, 2004).

2.7. In Vitro Bağlantı Testleri

Bağlantı kuvveti testleri, adeziv-aderent ara yüzeyinde bağlanmanın bozulmasına neden olan minimum kuvveti ölçen testlerdir. Bağlantıyı bozmaktaki temel amaç, bağlanmanın ne kadar kuvvetli olduğunu gösteren değerleri görmektir (Demetoğlu, 2011).

ISO 1145 (2003), bağlantı direncinin ölçülmesinde kullanılan in vitro test metodları olarak çekme ve makaslama testlerini göstermiştir (Demetoğlu, 2011; Karasu ve Sertgöz, 2012). Çekme ve makaslama testleri restorasyonların ağız ortamında maruz kalacakları gerilimleri taklit eden ve materyal direncini araştırmaya yönelik uygulanan testlerdir (Ayaz ve ark., 2011).

Rezin içerikli materyallerin dental seramiklere olan bağlantısını değerlendirmek amacıyla en sık kullanılan test yöntemleri makaslama, germe, mikro germe ve mikro makaslama test yöntemleridir (Blatz ve ark., 2003; Braga ve ark., 2010).

2.7.1. Makaslama (Shear) Bağlantı Testi

Makaslama bağlantı testi, tasarlandığından beri diş hekimliğinde en çok

kullanılan test yöntemi olmuştur. Uygulanmasının kolay olması ve hızlı sonuç alınması nedeniyle tercih edilir. Bağlanma dayanımının değerlendirilmesi amacıyla yaygın olarak kullanılan bir test yöntemidir. Makaslama testlerinde iki farklı materyalden oluşan örnekler özel bir tutucu parça yardımıyla cihaza sabitlenir ve örnek yüzeyine paralel olarak örnekler arasındaki bağlantıda ayrılma meydana gelene kadar, 0.75 ± 0.3 mm/dk. hızla hareket eden bir makaslama ucu yardımıyla bağlantı kırılır Birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetinin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (ISO/TS 11405:2003; Ayaz ve ark., 2011).

2.7.2. Mikromakaslama (Microshear) Bağlantı Testi

Bağlantı yüzey alanı 1mm^2 veya daha küçük olan örneklere, konvansiyonel makaslama testine benzer şekilde uygulanan test yöntemidir. Büyük örneklerdeki boşlukların ve stres oluşturan faktörlerin olumsuz etkilerini ortadan kaldırabilmek amacıyla geliştirilmiştir (Andrade ve ark., 2010).

2.7.3. Germe (Tensile) Bağlantı Testi

Çekme testinde, kullanılan malzemeler birbirinden ayrılana kadar çekme kuvveti uygulanır. Çekme testlerinde yapışma bölgesi örnek yüzeyine 90° açıyla yani dik olarak hareket eden bir kuvvet etkisiyle kırılır. Örneklerin yapıştırılması ve testin uygulanması sırasında düzgün olmayan arayüz şekline bağlı oluşabilecek stresleri önleyebilmek için test cihazının hizasının korunması bu testteki temel problemdir. Bu dezavantajından dolayı mikrogerilim bağlantı testi günümüzde germe testine göre daha çok tercih edilmektedir (Ayaz ve ark., 2011; Karasu ve Sertgöz, 2012).

2.7.4. Mikrogerilim (Microtensile) Bağlantı Testi

1994 yılında daha küçük yüzeylerde (yaklaşık 1mm^2) bağlantı değerlerini ölçmenin mümkün olduğu mikrotensile testi gündeme gelmiştir. Gerilim testinde, ara yüzde bulunan defektlerin etkisini minimize etmek ve ara yüzdeki stres dağılımını homojenize etmek amacıyla geliştirilmiştir (Della Bona, 2005).

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Cihazlar

Bu çalışma Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yapılmıştır. Ayrıca Ondokuz Mayıs Üniversitesi Proje Yönetim Ofisi 1904.16.001 no'lu bap projesi ile desteklenmiştir.

Farklı renklerdeki feldspatik seramiklerin farklı ışık kaynakları kullanılarak rezin simanla olan bağlantısının değerlendirildiği çalışmamızda kullanılan materyaller Tablo 3'te verilmiştir.



Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyaller

MARKA	MATERYAL	ÜRETİCİ FİRMA
Cerec Blocs	%30 Feldspatik Seramik İçerikli Cam Seramik	VITA Zahnfabrik, Säckingen, Almanya
Meliodont	Otopolimerizan akrilik	Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya
Series 15 LC Diamond	Elmas Kesme Bıçağı	Buehler, Illinois, ABD
VOCO Arabesk	Mikrohibrit Kompozit Rezin	VOCO GmbH P.O. Box 767 27457 Cuxhaven Germany
Bisco	% 9.5'luk Hidroflorik Asit	Bisco, Inc. 1100W.Irving Park Rd. Schaumburg, U.S.A
Monobond S	Silan	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Heliobond	Bonding Ajan	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Variolink Veneer	Işıkla Polimerize Olan Rezin Siman	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Liquid Strip	Oksijen Bloke Edici Ajan	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

Çalışmamızda kullanılan kullanılan ışık cihazları Tablo 4'te ve diğer cihazlar Tablo 5'te görülmektedir.

Tablo 4. Çalışmada kullanılan ışık cihazları

İŞIK CİHAZI	ÇIKIŞ (mW/cm²)	GÜCÜ	DALGA BOYU (nm)	BAŞLIK ÇAPI (mm)	ÜRETİCİ FİRMA
QTH	800-1200		450-490	10 mm	Monitex Inc., Çin
LED	1600-1800		420-480	8 mm	Woodpecker Inc., Çin
PAC	2400		430-470	7 mm	Monitex Inc., Çin

Tablo 5. Çalışmada kullanılan diğer cihazlar

CİHAZ	MODEL	ÜRETİCİ FİRMA
Kesim Cihazı	Isomet-1000	Buehler, Illinois, ABD
Dijital Kumpas	Digimatic Caliper	Mitutoyo, Tokyo, Japonya
Basınçlı Polimerizasyon Cihazı	Vertex Multicure	Vertex-Dental B.V. Headquarters The Netherlands
Yüzey Parlatma Makinesi	Minitex 233	Presi,38320 Brié-et-Angonnes Grenoble, France
Ultrasonik Memizleme Makinesi	Kudos SK 3310 HP	Shanghai Kudos Ultrasonic instrument co.ltd, Shanghai cao bao road 1467, China
Universal Test Cihazı	Shimadzu AGS-X	Shimadzu Corp., Tokyo, Japonya

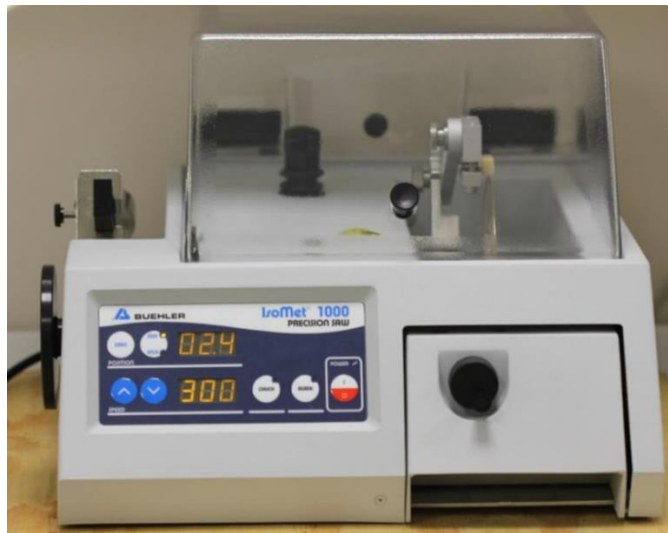
3.2. Seramik Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda 12 x 14 x 18 mm ebatlarında ve 9 farklı renkteki (S2-T, S3-T, S4-T, S2-M, S3-M, S4-M, S2-O, S3-O, S4-O) Cerec feldspatik bloklar (Şekil 7) kullanılmıştır.

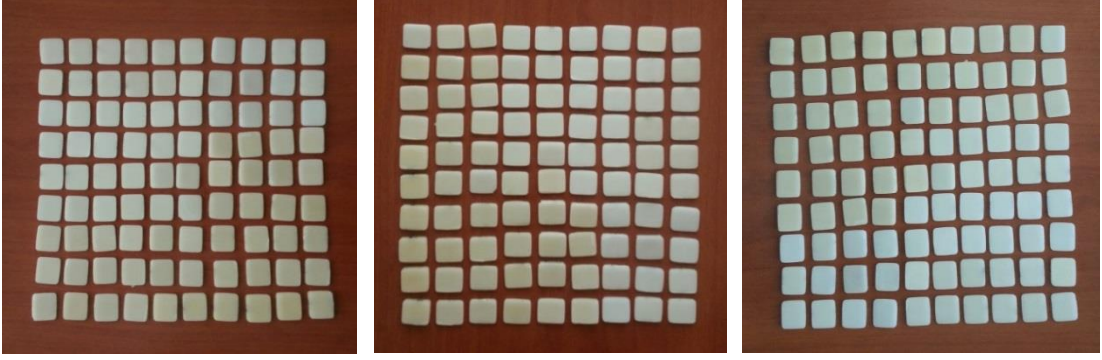


Şekil 7. Cerec feldspatik bloklar

Seramik blokların kesim işlemi Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda kesme cihazıyla (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff IL, ABD) yapıldı. Seramik bloklar cihazın tutucu aparatına sabitlendi (Şekil 8). Örnekler, kullanılan elmas kesme diski (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) kalınlığı da hesaplanarak su soğutması altında düşük hızda (300 m/sn) kesildi ve 6 x 5 x 2 mm ebatlarında örnekler elde edildi (Şekil 9).



Şekil 8. İsoMet cihazıyla örneklerin hazırlanması



Şekil 9. Elde edilen seramik örnekler

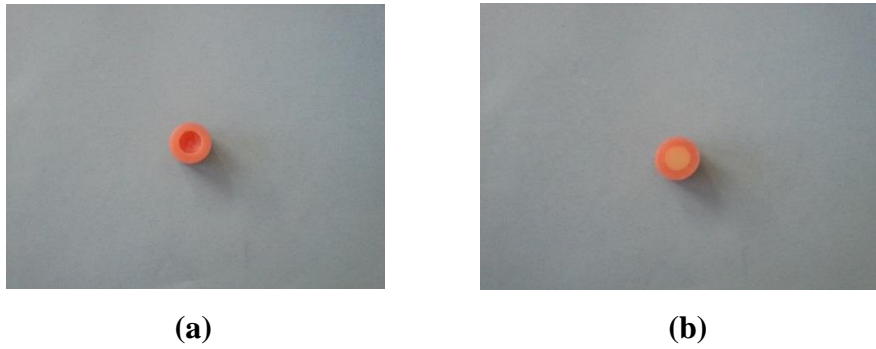
Kesme cihazında kesimi tamamlanan örneklerin ebatları ve kalınlığı dijital kumpas (Mitutoyo, Tokyo, Japonya) kullanılarak kontrol edildi (Şekil 10).



Şekil 10. Seramik örneklerin ebatları

3.3. Çalışmada Kullanılan Kompozitlerin Hazırlanması

Hazırlanan silindirik kalıpların içerisi otopolimerizan akrilik ile dolduruldu. Elde edilen akrilik kalıplara 2 mm derinliğinde ve 7 mm çapında yuvalar hazırlandı ve hazırlanan yuvalara kompozit rezin materyali yerleştirilerek polimerizasyonu sağlandı (Şekil 10).



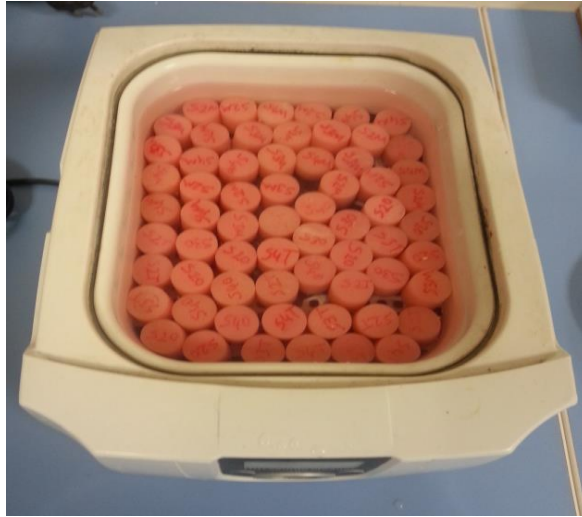
Şekil 11. a: Akrilik kalıba yuva açılması **b:** kompozit rezinlerin kalıba yerleştirilmesi

Elde edilen örnekler parlatma cihazında (Minitech 233, Presi, 38320 Brié-et-Angonnes - Grenoble - France) 500 devir/dk hızda 240, 400, 800 ve 1200 grit lik aşındırıcı kağıt parlatma diskleriyle akan su altında 1 dk boyunca tutularak yüzey pürüzsüzlüğü sağlandı (Şekil 12).



Şekil 12. Kompozit yüzeylerin hazırlanması

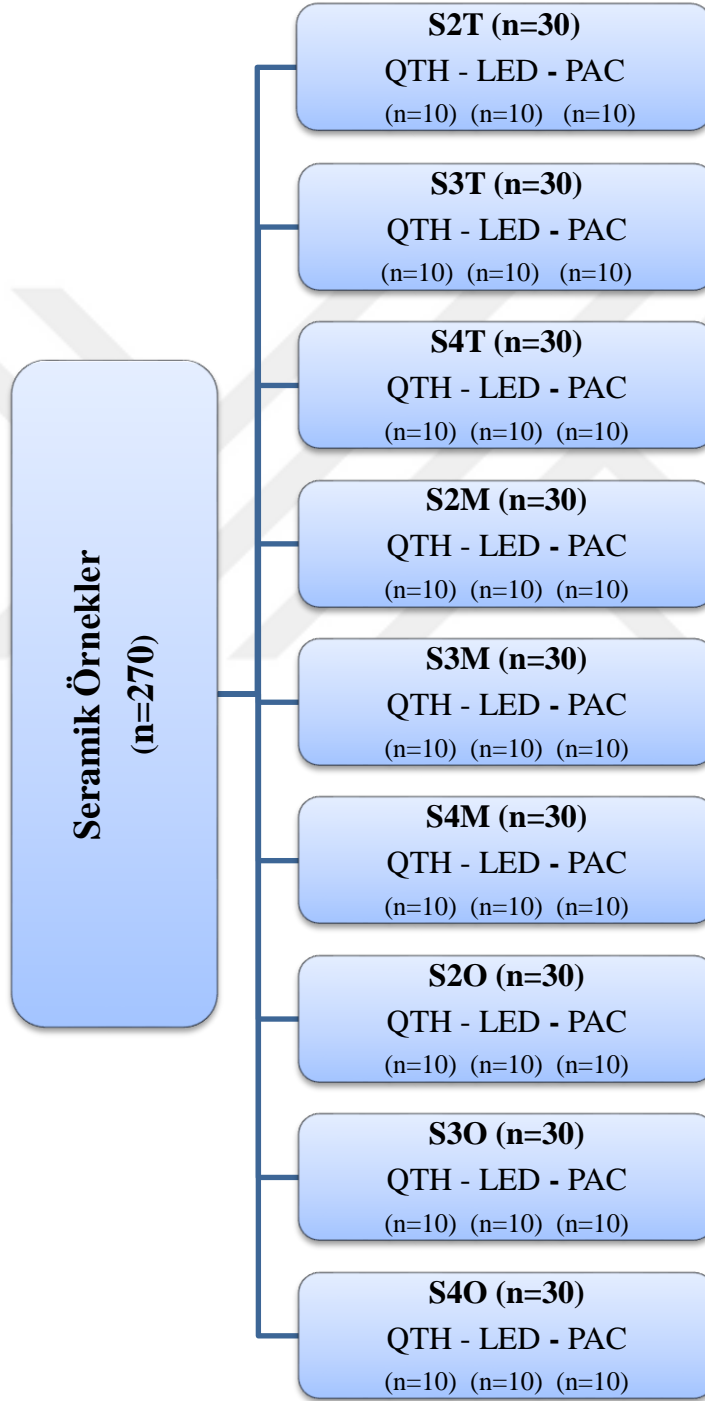
Hazırlanan örnekler distile su kullanılarak 53 khz lik ultrasonik temizleyiciyle (Kudos, Shanghai Kudos Ultrasonic instrument co.ltd, Shanghai cao bao road 1467, China) 90 sn süre ile yüzey temizliği sağlandı (Şekil 13).



Şekil 13. Ultrasonik temizleyici ile yüzey temizliğinin sağlanması

3.4. Deney Gruplarının Oluşturulması

Çalışmamızda 9 farklı renkte ve her renk için 30 adet hazırlanan seramik örnekler, QTH, LED ve PAC ışık cihazına göre 10'ar örnek içeren 3 gruba ayrıldı. 3 farklı ışık cihazı ve 9 farklı renk kullanıldığından, çalışmamız toplamda 27 grup içermektedir (Şekil 14).



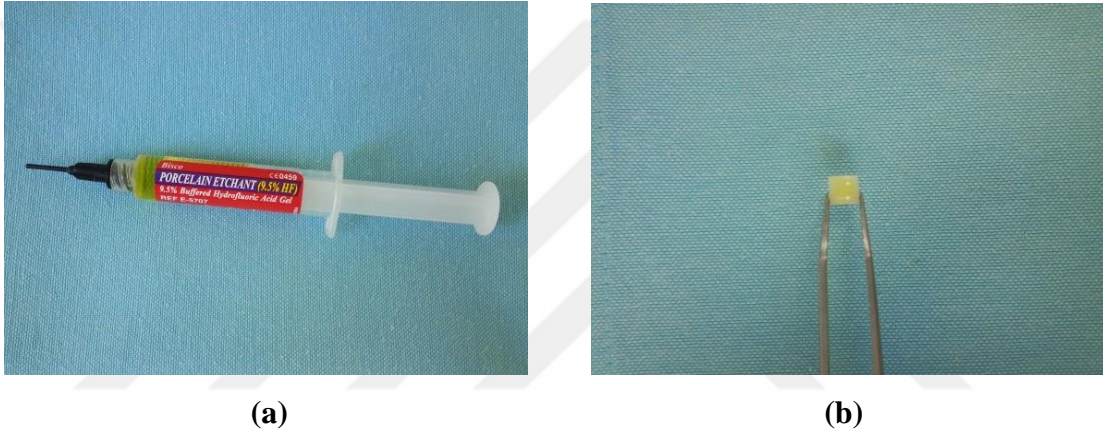
Şekil 14. Deney gruplarının oluşturulması

3.5. Seramik Örneklerin Adeziv Simantasyonu

Çalışmada kullanılan tüm materyaller üretici firmaların önerileri doğrultusunda uygulanmıştır. Bu çalışmada seramik örneklerin kompozit yüzeyine simantasyonunda QTH, LED ve PAC olmak üzere 3 farklı ışık cihazı kullanılmıştır.

3.5.1. Seramik Örneklerin Simantasyon için Hazırlanması

Seramik örneklerin yapışma yüzeyleri üretici firmanın direktifleri doğrultusunda %9.5 luk hidroflorik asit jel (9.5% Buffered Hydrofluoric Acid Gel, BISCO, Schaumburg, U.S.A.) ile 60 sn süreyle pürüzlendirilmiş, ardından 20 sn hava su spreyi ile yıkanarak 20 sn yağsız bir hava ile kurutulmuştur (Şekil 15,16).

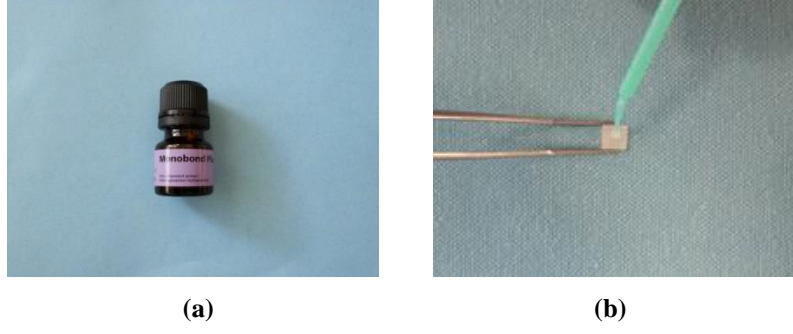


Şekil 15. a: HF asit b: seramik yüzeyin asitlenmesi



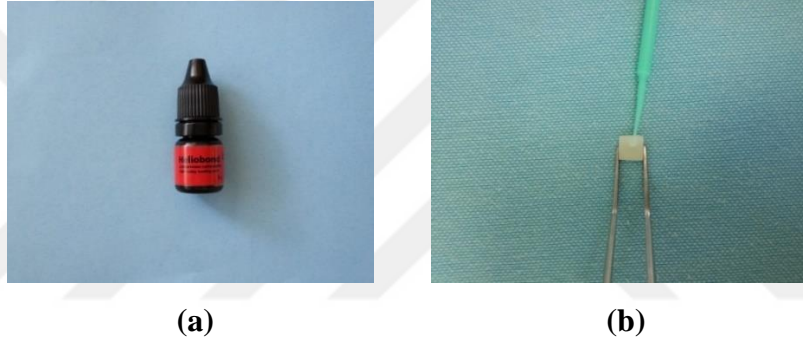
Şekil 16. Seramik yüzeyin asitleme sonrası görüntüsü

Seramik örneklerin bağlanma yüzeylerine silan (Monobond S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 60 saniye süre ile uygulanmış ve 2-5 sn hava sıkılarak kurutulmuştur (Şekil 17).



Şekil 17. a: Çalışmada kullanılan silan b: Silanın yüzeye uygulanması

Silan uygulanan seramik örneğin bağlanma yüzeyine Heliobond bağlayıcı ajan (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) tek kullanımlık fırça yardımıyla 10 saniye uygulanmış ve 2-3 sn hava sıkılmıştır (Şekil 18).



Şekil 18. a: Heliobond bağlayıcı ajan b: Porselen örneklere bonding ajan uygulanması

3.5.2. Seramik Örneklerin Variolink Veneer ile Simantasyonu

Yüzey işlemleri tamamlanan seramik örneklerin simantasyonu için Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ışıkla polimerize olan rezin simanın medium value 0 (MV 0) rengi kullanıldı (Şekil 19).



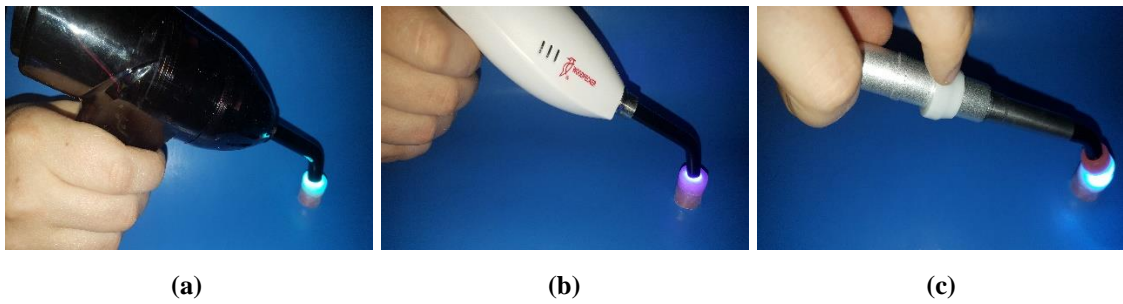
Şekil 19. Variolink Veneer rezin siman seti

Işıklı polimerize olan yapıştırıcı rezin tüpten direkt olarak sıkılarak seramiğin yapışma yüzeyine uygulanmıştır. Seramik örnek, bir presel ile hazırlanan yüzeye yerleştirilerek 500 gram sabit bir basınç ile yerine sabitlendikten sonra, fazla siman bir fırça yardımı ile uzaklaştırılmıştır. Simantasyon sahasının çevresine oksijen bloke edici ajan (Liquid Strip, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sürülerek 2 dakika süreyle beklenmiştir (Şekil 20).



Şekil 20. a: Oksijen bloke edici ajan b: Oksijen bloke edici ajan uygulanması

Seramiğin tam üzerinden ve seramiği ortalayacak şekilde 40 sn halojen ışık cihazı (Monitex Inc., Çin, 800 – 1200 mW/cm²), 20 sn LED ışık cihazı (Woodpecker Inc., Çin, 1600 – 1800 mW/cm²) ve 3 sn süreyle PAC ışık cihazı (Monitex Inc., Çin, 2400 mW/cm²) kullanılarak polimerizasyon sağlanmıştır (Şekil 21).



Şekil 21. Örneklerin a: QTH b: LED c: PAC ışık cihazlarıyla polimerizasyonu

3.6. Makaslama Testinin Uygulanması

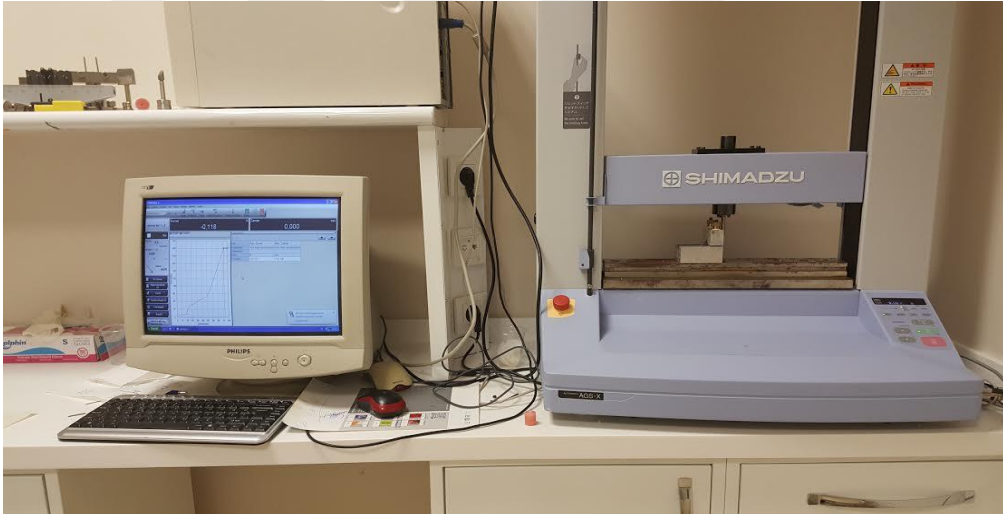
Işıklı polimerizasyon sürecinin sonunda seramik diskler simantasyon düzeneğinden çıkarılıp, kapalı kaplarda distile su içerisinde 24 saat süre ile bekletildi. Seramik ile kompozit rezin arasındaki makaslama bağlanma dayanımının ölçülmesi ISO

TR 11405 kriterleri göz önüne alınarak Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma ve Geliştirme Laboratuvarında bulunan üniversal test cihazı (Shimadzu AGS-X, Shimadzu Corp., Tokyo, Japonya) kullanılarak yapılmıştır (Şekil 22). Seramik ve kompozit rezin ara yüzeyine paralel olarak yerleştirilen bıçak sırtı şeklindeki metal uç bağlanma ara yüzeyine yerleştirilmiş ve iniş hızı 0.5 mm/dk olacak şekilde kuvvet uygulanmıştır (Şekil 23). Kırılmanın meydana geldiği maksimum kuvvet N (Newton) değerinde kaydedilmiştir. Daha sonra bu veriler, $\sigma = P/A$ denklemiyle örneklerin bağlantı yüzey alanına (mm²) bölünerek MPa (Megapaskal) cinsinden sonuçlar elde edilmiştir.

$$\sigma = P/A$$

P: Kopma anındaki kuvvet N (Newton)

A: Bağlantı alanı (mm²)



Şekil 22. Araştırmada kullanılan üniversal test cihazı



Şekil 23: Örneklere kuvvet uygulanması ve kopma sonrası görüntü

3.7. İstatistiksel Değerlendirme

Veriler IBM SPSS V.23 (SPSS Statistics; IBM, Somers, New York, USA) paket programı ile analiz edildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk ile incelendi. Normal dağılım gösteren verilerin karşılaştırılmasında iki yönlü ve tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı. Varyansların homojenliği Levene testi ile incelendi ve farklılık gösteren grupların karşılaştırılmasında çoklu karşılaştırma testlerinden Tukey HSD testi kullanıldı. Sonuçlar ortalama \pm standart sapma şeklinde sunuldu. Anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak alındı.



4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları

Çalışmada yer alan bütün deney gruplarının makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri Megapascal (N/m²) birimiyle Tablo 6-8’de verilmiştir.

Tablo 6 : Halojen ışık cihazı kullanılan seramik örneklerin bağlantı dirençleri (MPa)

	Renk								
	S2T	S3T	S4T	S2O	S3O	S4O	S2M	S3M	S4M
1	25,236	22,211	13,746	17,201	10,814	9,39	25,203	17,573	10,977
2	26,847	20,134	12,6	15,995	13,525	9,516	24,315	16,5	10,319
3	21,597	20,77	11,737	17,169	11,415	9,188	23,807	14,366	9,473
4	25,562	17,275	13,426	16,247	13,145	8,396	25,06	14,569	11,942
5	24,208	22,825	12,538	13,845	11,644	8,132	23,713	17,07	13,357
6	26,256	19,426	12,958	14,869	10,887	7,508	24,606	18,132	12,541
7	26,328	21,142	11,679	16,805	13,738	9,203	23,275	15,771	9,568
8	22,737	20,418	13,841	15,939	12,558	7,635	22,503	15,085	10,852
9	23,748	19,574	11,295	14,057	12,019	9,204	21,458	16,067	12,036
10	24,771	18,475	12,552	14,446	12,618	7,388	23,735	15,509	9,211

Tablo 7 : LED ışık cihazı kullanılan seramik örneklerin bağlantı dirençleri (MPa)

	Renk								
	S2T	S3T	S4T	S2O	S3O	S4O	S2M	S3M	S4M
1	27,482	21,067	14,51	19,88	13,571	11,542	28,016	21,268	14,277
2	25,344	22,918	17,095	16,82	13,291	12,286	26,608	20,307	12,668
3	27,684	23,145	15,574	20,375	14,055	8,681	24,989	21,177	12,311
4	27,388	24,195	13,945	17,775	10,217	9,788	26,94	23,357	13,419
5	25,672	23,204	12,954	19,515	13,893	9,276	25,503	21,399	11,682
6	22,979	24,041	13,609	16,507	12,875	11,404	26,855	18,478	11,42
7	25,857	21,344	14,103	18,478	11,825	9,321	22,848	21,18	12,867
8	24,518	20,4	12,616	19,403	13,962	10,97	26,203	20,501	12,08
9	26,737	22,195	15,109	18,12	13,405	9,284	24,836	21,092	14,178
10	21,751	23,603	14,268	16,738	11,878	8,866	23,761	21,407	13,868

Tablo 8 : Plazma Ark ışık cihazı kullanılan seramik örneklerin bağlantı dirençleri (MPa)

	Renk								
	S2T	S3T	S4T	S2O	S3O	S4O	S2M	S3M	S4M
1	27,521	24,595	17,495	21,511	15,965	12,27	26,881	24,857	17,803
2	24,137	23,744	15,938	21,769	17,068	11,402	23,525	24,503	15,074
3	25,447	22,837	17,492	19,267	14,229	13,403	26,229	23,752	16,201
4	26,213	25,215	18,122	22,852	16,818	12,156	28,472	22,863	17,095
5	25,619	26,17	20,415	21,611	15,566	11,425	25,503	24,071	15,885
6	28,126	26,737	17,803	19,871	14,596	12,288	26,338	24,481	14,755
7	26,404	23,734	15,355	23,485	15,502	13,762	24,855	22,761	17,832
8	23,944	24,852	19,281	22,615	17,4	12,503	27,492	25,215	16,744
9	26,278	25,232	17,68	22,811	14,962	11,552	25,159	24,388	15,028
10	24,678	24,541	15,966	21,936	14,548	12,401	28,408	22,118	15,849

Farklı ışık kaynakları ve farklı renk gruplarının tek tek ve birbirlerine göre değerlendirildiği iki yönlü varyans analizi sonucuna göre; bağlantı dirençleri üzerinde ışık ve rengin etkileri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Işık ile renk etkileşimi bağlantı dirençleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahiptir ($p<0,001$) (Tablo 9).

Tablo 9: Farklı ışık kaynakları ve farklı renk gruplarının tek tek ve birbirlerine göre değerlendirildiği iki yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçları

	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p
Işık	864,47	2	432,23	252,73	<0,001
Renk	7252,93	8	906,61	530,11	<0,001
Işık*Renk	182,38	16	11,39	6,60	<0,001

F: İki yönlü varyans analizi test istatistiği

Işık kaynaklarının karşılaştırıldığı Tukey HSD testinin sonuçlarına göre, bağlantı dirençleri arasında istatistiksel olarak fark vardır ($p<0,001$). Halojende ortalama direnç 16,10 MPa iken, LED ışık kaynağında 18,16 MPa ve Plazma Ark ışık kaynağında ise 20,48 MPa olarak elde edilmiştir. Her bir ışık kaynağı diğerlerine göre farklılık

göstermektedir. En yüksek değer Plazma Ark ışık kaynağında elde edilirken, en düşük değer ise halojen ışık kaynağında meydana gelmektedir (Tablo 10).

Tablo 10: Tukey HSD testine göre farklı ışık kaynaklarının bağlantı direncine etkisi

Işık Kaynağı	Ortalama ± Standart Sapma (MPa)	Grup Farklılıkları*
Halojen (QTH)	16,10 ± 5,54	A
LED	18,16 ± 5,69	B
Plazma Ark (PAC)	20,48 ± 5,00	C

*Farklı harf grupları istatistiksel olarak farklılığı göstermektedir.

Renklerin karşılaştırıldığı Tukey HSD testinin sonuçlarına göre, bağlantı dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p < 0,001$). S2T ve S2M renklerinde maksimum bağlantı dirençleri elde edildi ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. Bunu S3T, S3M, S2O, S4T takip etmektedir ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır. S3O ve S4M renkleri arasında anlamlı fark yoktur. S4O renginde ise en düşük bağlantı direnci elde edildi ve S4O rengindeki bağlantı direnci diğer tüm renklerden istatistiksel olarak farklılık göstermektedir (Tablo 11).

Tablo 11: Tukey HSD testine göre farklı renklerin bağlantı direncine etkisi

Renk	n	Ortalama ± Standart Sapma (MPa)	Grup Farklılıkları*
S2T	10	25,37 ± 1,70	A
S3T	10	22,53 ± 2,31	B
S4T	10	14,86 ± 2,41	E
S2O	10	18,60 ± 2,85	D
S3O	10	13,60 ± 1,87	F
S4O	10	10,34 ± 1,84	G
S2M	10	25,24 ± 1,78	A
S3M	10	20,33 ± 3,48	C
S4M	10	13,38 ± 2,47	F

*Farklı harf grupları istatistiksel olarak farklılığı göstermektedir.

Halojen (QTH), LED ve Plazma Ark (PAC) ışık kaynaklarındaki her bir renge ilişkin bağlantı dirençlerinin ortalama ve standart sapma değerlerinin karşılaştırılması Tablo 12’de verilmiştir.

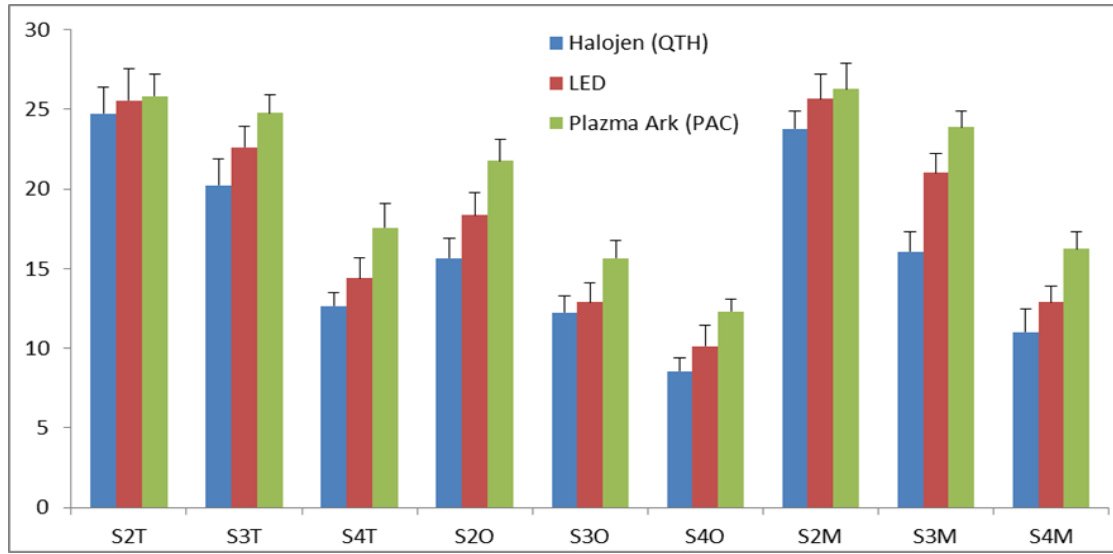
Tablo 12: Her bir renk için ışık kaynaklarındaki bağlantı dirençlerinin karşılaştırılması

Renk	n	Halojen		LED		Plazma Ark		p
S2T	10	24,73 ± 1,68	A	25,54 ± 1,98	A	25,84 ± 1,36	A	0,332
S3T	10	20,23 ± 1,66	A	22,61 ± 1,30	B	24,77 ± 1,16	C	<0,001
S4T	10	12,64 ± 0,88	A	14,38 ± 1,31	B	17,55 ± 1,55	C	<0,001
S2O	10	15,66 ± 1,27	A	18,36 ± 1,40	B	21,77 ± 1,33	C	<0,001
S3O	10	12,24 ± 1,05	A	12,90 ± 1,23	A	15,67 ± 1,12	B	<0,001
S4O	10	8,56 ± 0,84	A	10,14 ± 1,29	B	12,32 ± 0,79	B	<0,001
S2M	10	23,77 ± 1,15	A	25,66 ± 1,58	B	26,29 ± 1,59	B	0,002
S3M	10	16,06 ± 1,26	A	21,02 ± 1,21	B	23,09 ± 1,01	C	<0,001
S4M	10	11,03 ± 1,41	A	12,88 ± 1,03	B	16,23 ± 1,12	C	<0,001

A,B,C: Her bir renk için aynı harfe sahip aynı satırdaki ışık kaynakları arasında fark yoktur

Halojen (QTH), LED ve Plazma Ark (PAC) ışık kaynaklarına ait değerlerin ortalama standart sapma grafiği Şekil 24’te verilmiştir.

MPa



Renkler

Şekil 24. Renklere göre ışık kaynaklarına ait değerlerin ortalama standart sapma grafiği

Halojen ışık kaynağına ait tek yönlü varyans analizi sonuçları Tablo 13'te sunuldu. Tek yönlü varyans analizine göre Halojen ışık kaynağında 9 farklı rengin bağlantı dirençleri arasında istatistiksel farklılık olduğu belirlendi ($p < 0,001$).

Tablo 13. Halojen ışık kaynağındaki 9 Farklı rengin tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile karşılaştırılması

	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p
Gruplar Arası	2600,2	8	325,0	203,1	<0,001
Gruplar İçi	131,8	81	1,6		
Genel	2732,0	89			

F: Tek yönlü varyans analizi test istatistiği

Farklılığın hangi seramik renginden meydana geldiğini belirlemede ışık kaynaklarına ait varyanslar homojen olduğundan Tukey HSD testi kullanıldı (Tablo 14).

Tablo 14. Renklerin bağlantı dirençlerinin Tukey HSD Testi ile karşılaştırılması

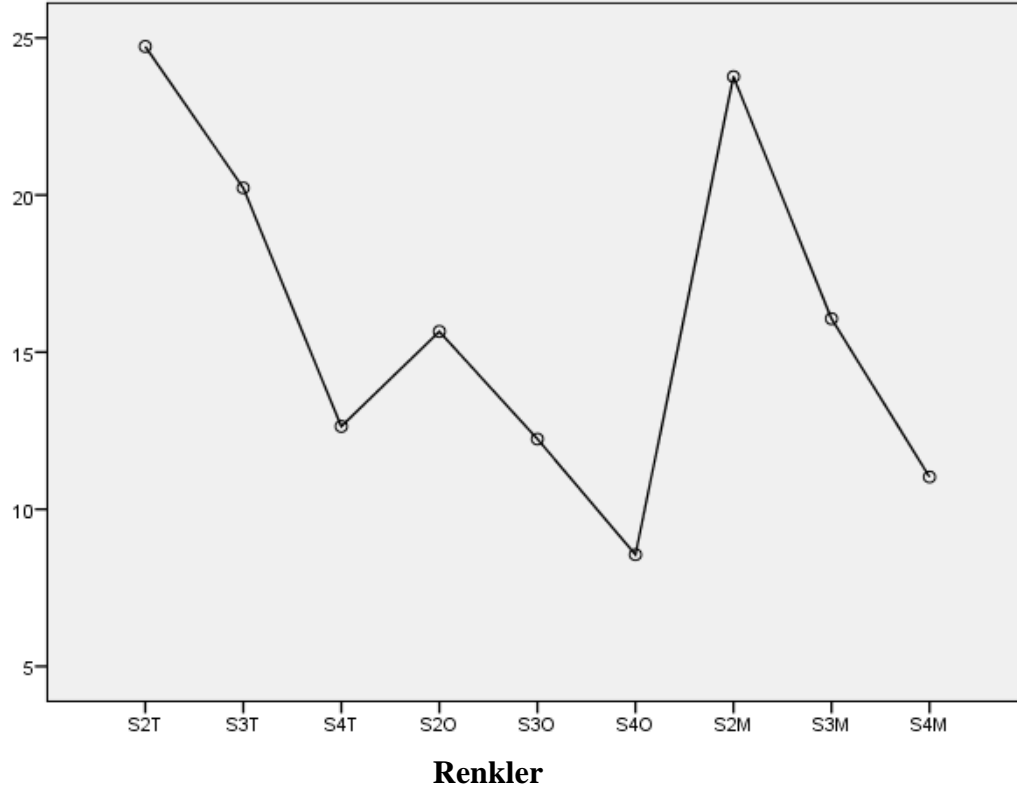
Renk	n	Ortalama ± Standart Sapma (Mpa)	Grup Farklılıkları*
S2T	10	24,73 ± 1,68	A
S3T	10	20,23 ± 1,66	B
S4T	10	12,64 ± 0,88	D
S2O	10	15,66 ± 1,27	C
S3O	10	12,24 ± 1,05	D
S4O	10	8,56 ± 0,84	E
S2M	10	23,77 ± 1,15	A
S3M	10	16,06 ± 1,26	C
S4M	10	11,03 ± 1,41	D

*Farklı harf grupları istatistiksel olarak farklılığı göstermektedir.

Tablo 14'te Halojen (QTH) ışık kaynağındaki 9 farklı renk için bağlantı dirençlerine ait ortalama ve standart sapma değerleri ile çoklu karşılaştırma sonuçları sunuldu. S2M ile S2T arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur. S2M ve S2T

renklerinde maksimum bağlantı dirençleri elde edildi. S3T de elde edilen bağlantı direnci ortalaması diğer renklerden farklıdır. S3M ve S2O arasında da ortalamalar açısından farklılık yoktur. S4T, S3O ve S4M renkleri arasında da farklılık yoktur. S4O renginde en düşük bağlantı direnci elde edildi ve S4O rengindeki bağlantı direnci diğer tüm renklerden istatistiksel olarak farklılık göstermektedir (Şekil 25).

MPa



Şekil 25. Halojen ışık kaynağındaki her bir renk için ortalama grafiği

LED ışık kaynağına ait tek yönlü varyans analizi sonuçları Tablo 15’te sunuldu. Tek yönlü varyans analizi ile LED ışık kaynağında 9 farklı rengin bağlantı dirençleri arasında istatistiksel farklılık olduğu belirlendi ($p < 0,001$). Farklılığın hangi seramik renginden meydana geldiğini belirlemede ışık kaynaklarına ait varyanslar homojen olduğundan Tukey HSD testi kullanıldı (Tablo 16).

Tablo 15. LED ışık kaynağındaki 9 Farklı rengin tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile karşılaştırılması

	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p
Gruplar Arası	2728,8	8	341,1	179,5	<0,001
Gruplar İçi	157,3	81	1,9		
Genel	2886,1	89			

F: Tek yönlü varyans analizi test istatistiği

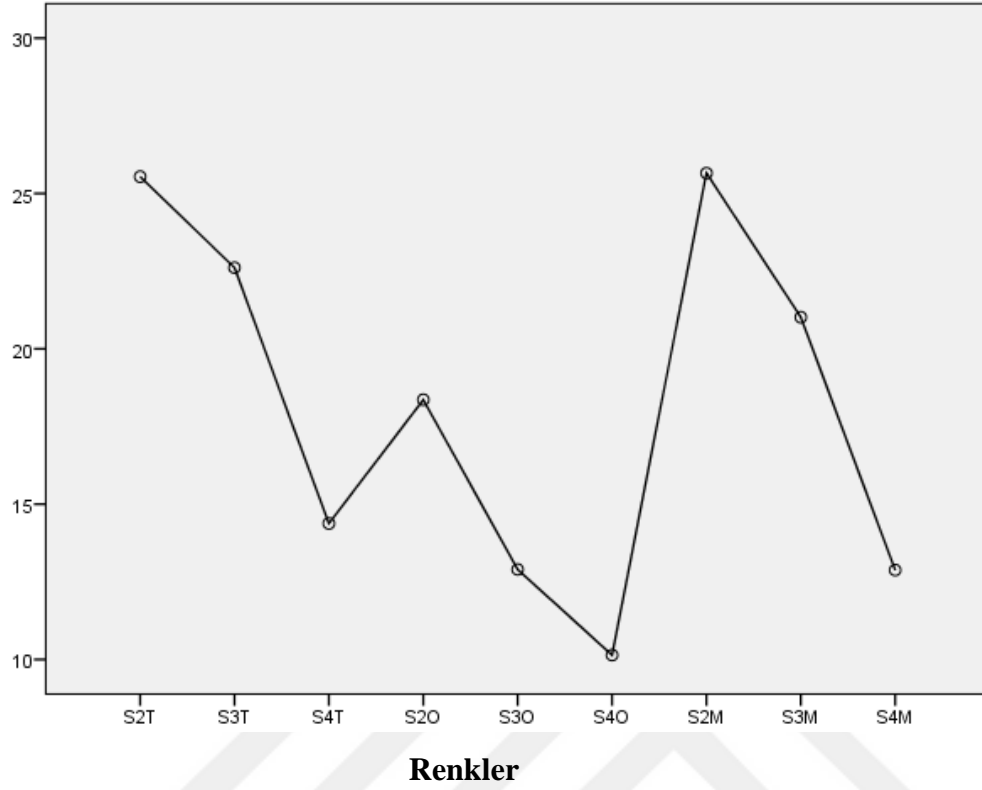
Tablo 16. Renklerin bağlantı dirençlerinin Tukey HSD Testi ile karşılaştırılması

Renk	n	Ortalama ± Standart Sapma (Mpa)	Grup Farklılıkları*
S2T	10	25,54 ± 1,98	A
S3T	10	22,61 ± 1,30	B
S4T	10	14,38 ± 1,31	D
S2O	10	18,36 ± 1,40	C
S3O	10	12,90 ± 1,23	D
S4O	10	10,14 ± 1,29	E
S2M	10	25,66 ± 1,58	A
S3M	10	21,02 ± 1,21	B
S4M	10	12,88 ± 1,03	D

*Farklı harf grupları istatistiksel olarak farklılığı göstermektedir.

Tablo 16’da LED ışık kaynağındaki 9 farklı renk için bağlantı dirençlerine ait ortalama ve standart sapma değerleri ile çoklu karşılaştırma sonuçları sunuldu. S2M ile S2T arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur. S2M ve S2T renklerinde maksimum bağlantı dirençleri elde edildi. S3T ve S3M renklerinde elde edilen dirençler arasında da fark yoktur. S2O da elde edilen bağlantı dirençleri diğerlerinden farklılık göstermektedir. S4T, S3O ve S4M renkleri arasında da farklılık yoktur. S4O renginde en düşük bağlantı direnci elde edildi ve S4O rengindeki bağlantı direnci diğer tüm renklerden istatistiksel olarak farklılık göstermektedir (Şekil 26).

MPa



Şekil 26. LED ışık kaynağındaki her bir renk için ortalama grafiği

Plazma Ark ışık kaynağına ait tek yönlü varyans analizi sonuçları Tablo 17’te sunuldu. Tek yönlü varyans analizi ile Plazma Ark ışık kaynağında 9 farklı rengin bağlantı dirençleri arasında istatistiksel farklılık olduğu belirlendi ($p < 0,001$). Farklılığın hangi seramik renginden meydana geldiğini belirlemede ışık kaynaklarına ait varyanslar homojen olduğundan Tukey HSD testi kullanıldı (Tablo 18).

Tablo 17. Plazma Ark (PAC) ışık kaynağındaki 9 Farklı rengin tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile karşılaştırılması

	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p
Gruplar Arası	2106,2	8	263,3	164,6	<0,001
Gruplar İçi	126,4	81	1,6		
Genel	2232,6	89			

F: Tek yönlü varyans analizi test istatistiği

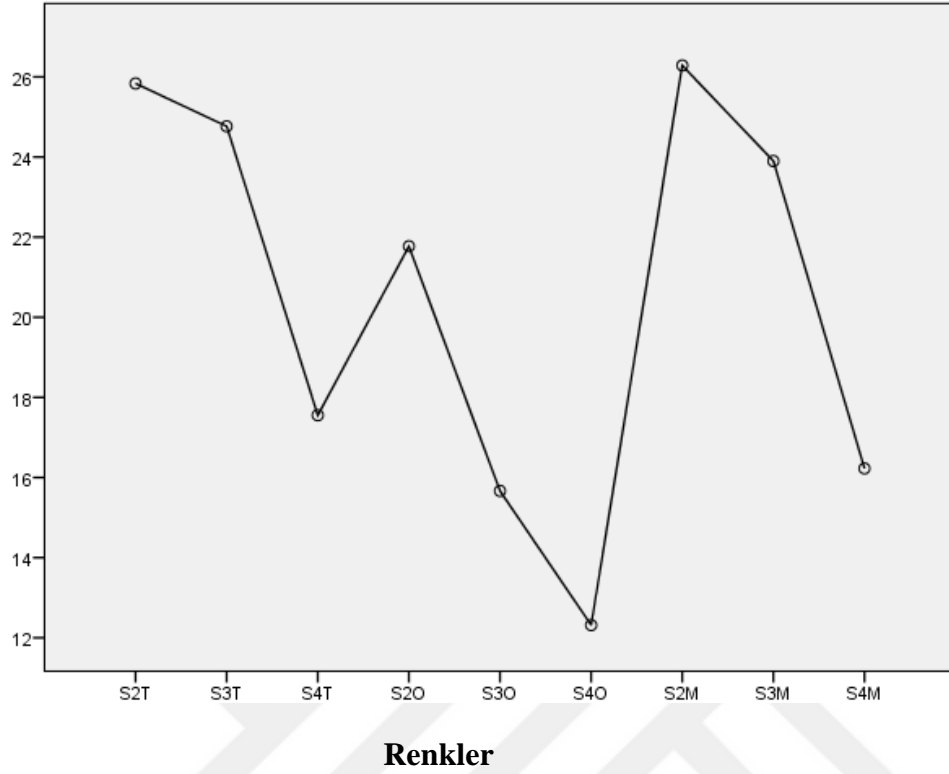
Tablo 18. Renklerin bağlantı dirençlerinin Tukey HSD Testi ile karşılaştırılması

Renkler	n	Ortalama ± Standart Sapma (Mpa)	Grup Farklılıkları*
S2T	10	25,84 ± 1,36	A
S3T	10	24,77 ± 1,16	AB
S4T	10	17,55 ± 1,55	D
S2O	10	21,77 ± 1,33	C
S3O	10	15,67 ± 1,12	E
S4O	10	12,32 ± 0,79	F
S2M	10	26,29 ± 1,59	A
S3M	10	23,09 ± 1,01	B
S4M	10	16,23 ± 1,12	DE

*Farklı harf grupları istatistiksel olarak farklılığı göstermektedir.

Tablo 18’de Plazma Ark (PAC) ışık kaynağındaki 9 farklı renk için ilişkin bağlantı dirençlerine ait ortalama ve standart sapma değerleri ile çoklu karşılaştırma sonuçları sunuldu. S2T, S3T ve S2M arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur ve bu renklerde maksimum bağlantı dirençleri elde edilmiştir. S3T ve S3M renklerinde elde edilen dirençler arasında da fark yoktur. S2O da elde edilen bağlantı dirençleri diğerlerinden farklılık göstermektedir. S4T ve S4M renkleri arasında da farklılık yoktur. S3O da elde edilen bağlantı direnci diğerlerinden farklılık göstermektedir. S4O renginde en düşük bağlantı direnci elde edildi ve S4O rengindeki bağlantı direnci diğer tüm renklerden istatistiksel olarak farklılık göstermektedir (Şekil 27).

MPa



Şekil 27. Plazma Ark ışık kaynağındaki her bir renk için ortalama grafiği

S2T rengindeki bağlantı dirençleri ışık kaynaklarına göre farklılık göstermemektedir ($p=0,332$). Halojen ışık kaynağında ortalama değer 24,73 MPa iken LED ışık kaynağında 25,54 MPa ve Plazma Ark ışık kaynağında da 25,84 MPa olarak elde edildi.

S3T rengindeki bağlantı dirençleri ışık kaynaklarına göre farklılık göstermektedir ($p<0,001$). Halojen ışık kaynağında ortalama değer 20,23 MPa iken LED ışık kaynağında 22,61 MPa ve Plazma Ark ışık kaynağında da 24,77 MPa olarak elde edildi. Tüm ışık kaynakları arasında bağlantı dirençleri açısından farklılık vardır. Maksimum bağlantı direnci S3T rengi için Plazma Ark ışık kaynağında elde edildi.

S4T rengindeki bağlantı dirençleri ışık kaynaklarına göre farklılık göstermektedir ($p<0,001$). Halojen ışık kaynağında ortalama değer 12,64 MPa iken LED ışık kaynağında 14,38 MPa ve Plazma Ark ışık kaynağında da 17,55 MPa olarak elde edildi. Tüm ışık kaynakları arasında bağlantı dirençleri açısından farklılık vardır. Maksimum bağlantı direnci S4T rengi için Plazma Ark ışık kaynağında elde edildi.

S2O rengindeki bağlantı dirençleri ışık kaynaklarına göre farklılık göstermektedir ($p<0,001$). Halojen ışık kaynağında ortalama değer 15,66 MPa iken LED ışık kaynağında 18,36 MPa ve Plazma Ark ışık kaynağında da 21,77 MPa olarak elde edildi. Tüm ışık kaynakları arasında bağlantı dirençleri açısından farklılık vardır. Maksimum bağlantı direnci S2O rengi için Plazma Ark ışık kaynağında elde edildi.

S3O rengindeki bağlantı dirençleri ışık kaynaklarına göre farklılık göstermektedir ($p<0,001$). Halojen ışık kaynağında ortalama değer 12,24 MPa iken LED ışık kaynağında 12,90 MPa ve Plazma Ark ışık kaynağında da 15,67 MPa olarak elde edildi. Halojen ve LED ışık kaynakları arasında fark yoktur. Plazma Ark ışık kaynağından elde edilen ortalama değer diğerlerinden farklıdır ve maksimum bağlantı direnci S2O rengi için Plazma Ark ışık kaynağında elde edildi.

S4O rengindeki bağlantı dirençleri ışık kaynaklarına göre farklılık göstermektedir ($p<0,001$). Halojen ışık kaynağında ortalama değer 8,56 MPa iken LED ışık kaynağında 10,14 MPa ve Plazma Ark ışık kaynağında da 12,32 MPa olarak elde edildi. Halojen ışık kaynağından elde edilen bağlantı direnci diğer ışık kaynaklarından istatistiksel olarak daha düşük elde edildi. LED ve Plazma Ark ışık kaynaklarından elde edilen ortalama değerler arasında fark yoktur.

S2M rengindeki bağlantı dirençleri ışık kaynaklarına göre farklılık göstermektedir ($p=0,002$). Halojen ışık kaynağında ortalama değer 23,77 MPa iken LED ışık kaynağında 25,66 MPa ve Plazma Ark ışık kaynağında da 26,29 MPa olarak elde edildi. Halojen ışık kaynağından elde edilen bağlantı direnci diğer ışık kaynaklarından istatistiksel olarak daha düşük elde edildi. LED ve Plazma Ark ışık kaynaklarından elde edilen ortalama değerler arasında fark yoktur.

S3M rengindeki bağlantı dirençleri ışık kaynaklarına göre farklılık göstermektedir ($p<0,001$). Halojen ışık kaynağında ortalama değer 16,06 MPa iken LED ışık kaynağında 21,02 MPa ve Plazma Ark ışık kaynağında da 23,90 MPa olarak elde edildi. Tüm ışık kaynakları arasında bağlantı dirençleri açısından farklılık vardır. Maksimum bağlantı direnci S3M rengi için Plazma Ark ışık kaynağında elde edildi.

S4M rengindeki bağlantı dirençleri ışık kaynaklarına göre farklılık göstermektedir ($p<0,001$). Halojen ışık kaynağında ortalama değer 11,03 MPa iken LED ışık kaynağında 12,88 MPa ve Plazma Ark ışık kaynağında da 16,23 MPa olarak

elde edildi. Tüm ışık kaynakları arasında bağlantı dirençleri açısından farklılık vardır. Maksimum bağlantı direnci S4M rengi için Plazma Ark ışık kaynağında elde edildi.

Renk ışık etkileşiminin çoklu karşılaştırma sonuçları Tablo 19’ da verilmiştir.

Tablo 19. Renk ışık etkileşiminin çoklu karşılaştırma sonuçları

Işık*Renk	n	Ortalama ± Standart Sapma	Grup Farklılıkları*
		(MPa)	
QTH - S4O	10	8,56 ± 0,84	O
LED - S4O	10	10,14 ± 1,29	ON
QTH - S4M	10	11,03 ± 1,41	NM
QTH - S3O	10	12,24 ± 1,05	NML
PAC - S4O	10	12,32 ± 0,79	NML
QTH - S4T	10	12,64 ± 0,88	ML
LED - S4M	10	12,88 ± 1,03	ML
LED - S3O	10	12,9 ± 1,23	ML
LED - S4T	10	14,38 ± 1,31	LK
QTH - S2O	10	15,66 ± 1,27	KJ
PAC - S3O	10	15,67 ± 1,12	KJ
QTH - S3M	10	16,06 ± 1,26	KJ
PAC - S4M	10	16,23 ± 1,12	KJH
PAC - S4T	10	17,55 ± 1,55	JH
LED - S2O	10	18,36 ± 1,4	JG
QTH - S3T	10	20,23 ± 1,66	GF
LED - S3M	10	21,02 ± 1,21	FE
PAC - S2O	10	21,77 ± 1,33	FED
LED - S3T	10	22,61 ± 1,3	EDC
QTH - S2M	10	23,77 ± 1,15	DCB
PAC - S3M	10	23,9 ± 1,01	DCB
QTH - S2T	10	24,73 ± 1,68	CBA
PAC - S3T	10	24,77 ± 1,16	CBA
LED - S2T	10	25,54 ± 1,98	BA
LED - S2M	10	25,66 ± 1,58	BA
PAC - S2T	10	25,84 ± 1,36	BA
PAC - S2M	10	26,29 ± 1,59	A

*Farklı harf grupları istatistiksel olarak farklılığı göstermektedir.

5. TARTIŞMA

9 farklı renkteki CAD-CAM feldspatik porselen örneklerin 3 farklı ışık kaynağı kullanılarak rezin simanla olan bağlanma dayanımının değerlendirildiği in vitro çalışmamızda, farklı renklerdeki porselenlerde ve ışık cihazlarında bağlanma dayanımları farklı olduğu için hipotezimiz kabul edilmiştir.

Diş hekimliğinde, hekimlerin dental materyalleri tercih etmesinin ve kullanmasının en önemli kriterlerin başında, bu ürünlerin performansının in vitro ve in vivo çalışmalar ile karşılaştırılması gelir (Lee ve ark., 2007). Teknolojinin hızla gelişmesiyle birlikte yeni üretilen ürünlerin güncelliğini yitirmeden denenmesi ancak in vitro çalışmalarla mümkün olmaktadır. Çünkü in vitro çalışmalar, in vivo çalışmalara göre çok daha hızlı, kolay ve ekonomiktir (Buonocore ve ark., 1968). Bu nedenle çalışmamız in vitro koşullarda yürütülmüştür.

Dental seramikler, diş hekimliğinde geçmişten günümüze kullanılan en eski ve estetik materyallerdendir. Seramik materyali sabit protezlerde, metal alt yapıli seramik sistemler ve tam seramik sistemler olmak üzere 2 temel uygulama alanına sahiptir. Metal seramik sistemleri, sabit protetik restorasyonlarda yaygın kullanım alanına sahiptir. Ancak bunlar bir takım estetik dezavantajlara sahiptirler. Metal alt yapının ışık geçişine engel olması, korozyon ve diş eti sınırında metal yansıması gibi dezavantajlarından dolayı tam seramiklere ilgi artmıştır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Tam seramik restorasyonlar ışığı geçirme ve yansıtma özelliğine sahip olduklarından dolayı metal destekli restorasyonlara karşılaştırıldığında, doğal diş dokusuna daha yakın görünüm ve estetik sağlarlar. Biyoyumlu materyallerdir. Ağızda tat değişikliğine sebep olmazlar. Genellikle doğal diş dokusuna benzer ısıl genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptir. Çoğunlukla radyografide çürük teşhisine imkan sağlarlar. Bu üstün özelliklerinden dolayı son yıllarda sabit protetik uygulamalarda vazgeçilmez bir seçenek haline gelmişlerdir (Shillingburg ve ark., 2010).

Tam seramik sistemlerin üstün estetik özellikleri, son yıllarda klinisyenler ve hastalar tarafından tercih edilmesinin en önemli sebeplerindedir. Tam seramik restorasyonların rengi ve translüsensi özellikleri, ışığın diffüz ve speküler yansıması üzerine etkili olduğundan final estetiğin sağlanmasında önemli belirleyici faktörlerdir (Blatz ve ark., 2003).

Diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisi, geleneksel döküm tekniğine alternatif olarak sürekli gelişen ve önem kazanan bir sistemdir. CAD/CAM sisteminin geleneksel yöntemlere göre birçok avantajı bulunmaktadır. Geleneksel ölçü alma işlemi elimine edilmiş, indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek çapraz kontaminasyonların önüne geçilmiş ve bekleme süresi en aza indirilmiştir (Duret ve Preston 1991; Palin ve Burke 2005). Kısa süre içinde daha uyumlu restorasyonların üretilmesi sağlanmış ve hata potansiyelini oldukça azaltılmıştır (Liu, 2005). Diş hekimliğinde CAD/CAM kullanılmasıyla seramik materyallerin kondensasyon, eritme, kaynaştırma işlemleri büyük oranda azalmıştır (Heffernan ve ark., 2002). CAD/CAM sistemlerinin avantajlarından birisi de tek seansta uygulamalar yapılabildiği için hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybının olmamasıdır. Bu sayede çeşitli klinik problemlere yol açabilecek ölçü almanın yanı sıra, geçici kuron hazırlama gibi zorunluluklar da ortadan kaldırılmış, ayrıca bu faktörlerin elimine edilmesiyle ekonomik kazançta da katkıda bulunulmuştur (Cheah ve ark., 2003; Allen ve ark., 2004; Miyazaki ve ark., 2009). CAD/CAM bu üstünlükleri nedeniyle giderek yaygınlaşmakta ve bu teknolojiyle kullanılan materyal yelpazesi de hızla genişlemektedir. Bu teknoloji sayesinde yüksek hassasiyette ve daha homojen yapıda restorasyonlar üretilmektedir. CAD/CAM sistemleri için hazır olarak üretilen bloklar daha yüksek homojenliğe ve daha az hata payına sahip olarak üretilbildiği için CAD/CAM restorasyonlar diğer restoratif seçeneklere göre daha çok tercih edilirler (Hickel ve Manhart, 2001; Manhart ve ark., 2004). Bütün bu avantajlarından dolayı günümüzde sıklıkla tercih edildiği için biz de çalışmamızda CAD/CAM sisteminde kullanılan feldspatik porselen blokları kullanmayı tercih ettik.

Tam seramik restorasyonların klinik başarısı, yapıştırıcı simanlar ve simantasyon işlemleriyle de doğrudan ilişkilidir (Vargas ve ark., 2011; Tian ve ark., 2014). İndirekt restoratif materyalin yapısı, rengi, kalınlığı, restorasyonun lokalizasyonu, uygulanan ışığın yoğunluğu, süresi, ışık cihazı ucunun çapı, restorasyon yüzeyi ile ışık ucu arasındaki mesafe gibi birden fazla faktör polimerizasyon işlemi etkilemektedir (Burke, 2005; Pick ve ark., 2010).

Yetersiz polimerizasyon, restorasyon-diş bağlantısında bozukluklara, marjinal sızıntıya, polimerize olmayan toksik monomerlerin pulpa üzerinde olumsuz etkilerine, postoperatif hassasiyete, renklenme, aşınma ve sekonder çürüğe neden olabilir. Yüksek

polimerizasyon oranı, rezin esaslı restoratif materyallerin daha iyi fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olmasında etkilidir (Kim ve Watts, 2008; Knezevic ve ark., 2008).

Yapıştırıcı simanların karşılaştırıldığı klinik ve laboratuvar çalışmalarında, tam seramik restorasyonlarda rezin simanların kullanımının başarıyı arttırdığı belirtilmektedir (Yüksel ve Zaimoğlu, 2011; Tian ve ark., 2014). Günümüzde kullanım alanları oldukça yaygınlaşan rezin esaslı yapıştırma simanları, tam seramik restorasyonların simantasyonunda yüksek mekanik dayanıklılığı, düşük çözünürlüğü ve estetik özellikleri nedeniyle tercih edilmektedir. Resin esaslı yapıştırma simanlarının mekanik özellikleri, içeriğindeki doldurucu miktarı, simanın yapısı ve polimerizasyon derecesi ile yakından ilişkilidir. Yapıştırma simanlarının polimerizasyon miktarının yeterli olması, rezin simanın biyouyumluluğu ve artık monomer miktarının azalması için önemlidir (Kümbüloğlu ve ark., 2005; Yan ve ark., 2010).

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda; ışık ile polimerize olan, kimyasal olarak polimerize olan ve hem ışık ile hem kimyasal olarak polimerize olan (dual-cure) rezin simanlar kullanılabilir. (Vargas ve ark., 2011; Tian ve ark., 2014). Klinik uygulamalarda tam seramik restorasyonların adeziv simantasyonu ışıkla ya da dual olarak polimerize olan rezin esaslı yapıştırma simanlarıyla yapılmaktadır. Bu simanlar karşılaştırıldığında, çalışma zamanının uzun olması, hekimin simanı istediği zaman polimerize edebilmesine olanak sağlaması, polimerizasyon tamamen hekimin kontrolünde olduğundan siman artıklarının daha kolay temizlenebilmesi, farklı opasite ve renk seçeneklerine sahip olmaları ve buna bağlı olarak estetik başarının iyi olması ışıkla polimerize olan rezin simanların avantajlarından (Caughman ve ark., 2001; Zaimoğlu ve Can, 2011). Ancak ışıkla polimerize olan rezin simanlarda karşılaşılan en önemli dezavantaj seramik restorasyonun translusentliğine ve kalınlığına bağlı olarak ışık geçişinin engellenmesi ve simanın polimerizasyonunun tamamlanamamasıdır (Jung ve ark., 2006). Dual olarak polimerize olan rezin simanlar ise ışık geçirgenliğinin kısıtlı olduğu vakalarda içerdiği kimyasal başlatıcılarla polimerizasyonun tamamlanmasını sağlamaktadır. Polimerizasyon ışık ile başlar ve yeterli ışık geçişi olmasa dahi kimyasal olarak devam eder (Öztürk ve ark., 2004). Dual polimerize rezin simanların ışıkla polimerize rezin simanlara göre en önemli dezavantajı renk stabiliteilerinin daha kötü olmasıdır (Jung ve ark., 2001; Good ve ark., 2008). Bu duruma neden olarak dual polimerize rezin simanların içinde bulunan ve benzol peroksit ile reaksiyona girerek

kimyasal reaksiyonu başlatan aromatik tersiyer aminin okside olması gösterilmektedir. Işıkla polimerize rezin simanların yapısında bulunan ve kamforokinonla reaksiyona girerek polimerizasyonu başlatan alifatik tersiyer aminlerin renk stabilitesi ise daha iyidir (Lu ve ark., 2005). Hekimoğlu ve arkadaşları (2000) kimyasal, dual ve ışıkla polimerize olan simanların renk stabilitesini karşılaştırdıkları araştırmalarında, en az renk değişikliğini ışıkla sertleşen reçine simanında elde etmişlerdir. Ghavam ve arkadaşları (2010) da yaptıkları çalışmada ışıkla sertleşen rezin simanların renk stabilitesini daha başarılı bulmuşlardır. Tüm bu avantajları göz önüne alınarak çalışmamızda da ışıkla sertleşen rezin siman kullanılmıştır. Dual polimerize rezin simanların diğer bir dezavantajı baz ile katalizörün karıştırılması sırasında hava kabarcığı oluşması riskidir. Siman içindeki hava kabarcıkları ışık kırma katsayısını değiştirerek estetik özellikleri olumsuz etkileyebileceği gibi içerdiği oksijen nedeniyle hava kabarcığının çevresinde rezin simanının tam olarak polimerize olmasını da engelleyebilmektedir (Koch ve ark., 2007). Ancak, ışık ile polimerize olan rezin simanların polimerizasyon derecesini restorasyonun kalınlığı belirlediği için, restorasyon kalınlığı 2 mm'yi geçtiği durumlarda dual-cure rezin simanların kullanılması önerilmektedir (Blatz ve ark., 2003; Vargas ve ark., 2011). Işıkla polimerize olan rezin simanların en düşük başarı derecesi göstereceği bu sınır çalışmamızda test edilmek istendiği için seramik kalınlığı 2mm olarak ayarlanmıştır.

Bu çalışmada 2mm kalınlığında, farklı renklerdeki feldspatik seramik örneklerin farklı ışık kaynakları altında rezin simanla olan bağlantısına bakılarak hangi renklerde ışıkla sertleşen rezin simanların kullanılabileceğini belirlemek amaçlanmıştır. Dolayısıyla yetersiz polimerizasyon sonucu oluşan mikrosızıntı, sekonder çürük ve desimantasyon gibi dezavantajlar ortadan kaldırılmış, mekanik ve biyolojik başarısızlıklar elimine edilmiş olur. Literatür incelendiğinde konu ile alakalı farklı tam seramik sistemlerde farklı kalınlık ve renkler için bir takım çalışmalar mevcut iken (Kılınç ve ark., 2011; Alqahtani ve ark., 2012; Passos ve ark., 2013; Peumans ve ark., 2013; Selz ve ark., 2013; Souza ve ark., 2013), CAD/CAM ile imal edilmiş feldspatik seramik blokların farklı renklerinin bağlantısının değerlendirildiği spesifik bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Restorasyonun rengi, kalınlığı, ışık uygulama zamanı simantasyonda birbirlerini etkileyen üç önemli faktördür. Özellikle ışıkla sertleşen rezin sistemlerde

restorasyon renginin koyulaşması rezin simanın polimerizasyon derinliğini önemli derecede azaltmaktadır. Duran ve Güler (2012), 12 farklı renk ve 3 farklı kalınlıkta zirkonyum örnek kullanarak yaptıkları çalışmada renk koyulaştıkça ışık geçişinin azaldığını tespit etmişlerdir. Peixoto ve ark. (2007), 1,5 ve 2 mm seramik kalınlıklarında Vita renk skalasının A,B,C renk gruplarında her grubun en açık ve en koyu rengi arasında ışık geçirgenliği açısından anlamlı bir farklılık saptamışlardır. Ancak aynı çalışmada A1, B1, C1 renkleri arasında ve A4, B4, C4 renkleri arasında anlamlı bir farklılık ölçülmemiştir.

Çalışmamızda ışık cihazı ayırt edilmeksizin en yüksek bağlantı dirençleri S2M ve S2T renk gruplarında elde edilmiş ve bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. En düşük bağlantı direnci ise S4O renk grubunda elde edilmiştir.

Kılınç ve ark. (2011), 4 farklı renk ve 4 farklı seramik kalınlığı kullanarak yaptıkları çalışmada renk koyulaştıkça ışık geçişinin azaldığı sonucuna varmışlardır. Cardash ve ark. (1993) tarafından 2 mm seramik kalınlığı kullanılarak gerçekleştirilen çalışmada ise renk koyulaştıkça ışık geçirgenliğinin azaldığını tespit etmişlerdir. Çalışmamızda da buna paralel sonuçlar çıkmış olup renk koyulaştıkça bağlantıda azalma görülmüştür.

Feldspatik ve preslenebilir seramik örneklerinin kullanıldığı bir çalışmada; tamamı seramik restorasyonların kalınlık ve renkleri, altındaki ışıkla polimerize ajanın polimerizasyon derecesini etkiler denilmiştir. Genellikle daha kalın ve koyu renkli restorasyonlarda, materyalin optimal polimerizasyonu için mevcut ışık kaynağının gücü daha önemlidir. Kamforokinonun aktivasyonunun sağlanabilmesi için gerekli ışık çıkış gücü minimum 280-300 mW/cm²'dir (Rasetto ve ark., 2004).

Soares ve ark. (2006), 1, 2 ve 4 mm kalınlıkta A1, A2, A3, A3.5, A4 renklerinde hazırlanan feldspatik seramik örneklerinden 4mm kalınlıkta, A3.5 ve A4 renklerinde siman polimerizasyonun yetersiz olduğu, artan kroma değerlerinin ışık geçişini olumsuz etkilediği, bununla beraber artan kalınlığın ışık geçişini renkten daha fazla etkilediğini ortaya koymuşlardır. Seramik renginin, kalınlığının ve ışık kaynaklarının ışıkla polimerize olan rezin simanın polimerizasyon etkinliğine etkisine bakılan bir başka çalışmada 1 ve 2 mm kalınlığında ve yüksek value düşük kroma değeri gösteren A1 ve düşük value yüksek kroma değeri gösteren C4 renkleri örnek

olarak kullanılmış ve Mylar matrix altında polimerize edilen 0.5 mm kalınlığında kompozit kontrol grubu olarak belirlenmiştir. Kontrol ve LED grubu karşılaştırıldığında 30 ve 60 s'lik ışık uygulamalarında rezinin sertliği bakımından gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken, C4 renginde konvansiyonel halojen ışık ünitesinin kullanıldığı örneklerde ışıkla sertleşen rezin simanın sertlik değerleri anlamlı bir şekilde diğer gruplardan düşük çıkmıştır (Barghi ve McAlister, 2003). Konu hakkında yapılan benzer çalışmalar ve çalışmamızın sonucu ışığında düşük value, yüksek kroma değerlerinde azalan ışık geçişini kompanze etmek için çıkış gücü daha yüksek olan ışık ünitelerinin kullanılması gerektiğini söylemek mümkündür.

Rezin simanlar ile cam seramikler arasındaki bağlanma dayanımının incelendiği çalışmalarda seramik yüzeyine hidroflorik asit ve silan bağlayıcı ajan uygulamasının bağlanma dayanımını arttırdığı ifade edilmiştir (Piwowarczyk ve ark., 2004; Kümbüloğlu ve ark., 2005). Hidroflorik asit, seramik ile rezin siman arasındaki bağlantıyı etkili bir şekilde artırmasına rağmen, deri yoluyla kan ve kemik içine absorbe edilebileceği ve kardiyak arreste yol açabileceği ifade edilmiştir. Bu sebeple hidroflorik asit yerine fosforik asit gibi alternatif asitler önerilmiştir (Tian ve ark., 2014). Ancak, Shimada ve ark. (2002), %40'lık fosforik asidin 5 veya 60 saniye süreyle uygulanmasının seramik yüzeyinde belirgin bir morfolojik değişime neden olmadığını belirtmişlerdir. Nagai ve ark. (2005), ise bu çalışmaya paralel sonuçlar bulmuş ve fosforik asit yerine hidroflorik asidin kullanılmasını önermişlerdir.

Ayad ve ark. (2008), hidroflorik asidin, fosforik asit ve Al_2O_3 ile kumlara göre seramik yüzeyinde belirgin morfolojik değişime neden olduğunu ve hidroflorik asit uygulamasının bağlanma dayanımı diğer yüzey işlemlerine göre anlamlı derecede arttırdığını bulmuşlardır.

Mohamed ve ark. (2014), yaptıkları çalışmalarında, porselenin porselene bağlanma dayanımı üzerine rezin simanların ve yüzey işlemlerinin etkisini incelemiş, hidroflorik ve fosforik asidin birlikte uygulanması neticesinde en yüksek bağlanma dayanımı elde ettiklerini ve rezin simanların bağlanma dayanımını etkilediğini belirtmişlerdir.

Asitle pürüzlendirme işleminde, uygulanan asidin asit derecesinden öte, hidroflorik asidin silisyum dioksit ile reaksiyona girmesiyle seramiğin cam fazını aşındırarak yüzeydeki kristalleri uzaklaştırmasının daha önemli olduğu belirlenmiştir

(Tian ve ark., 2014). Çalışmamızda yapılan çalışmalar ve üretici firmanın talimatları göz önüne alınarak, feldspatik seramik örneklerin yapışma yüzeyleri %9.5 luk hidroflorik asit jel ile 60 sn süreyle pürüzlendirilmiş, ardından 20 sn hava su spreyi ile yıkılarak 20 sn yağsız bir hava ile kurutulmuştur.

Silan bağlayıcı ajan, rezin siman ile cam seramik arasında kimyasal bir bağlanma sağlamaktadır. Silan bağlayıcı ajan, çift bağa sahip bir fonksiyonel molekül olup, inorganik grubu seramik materyalin silanol grupları ile bağlantı oluştururken, organik grubu ise rezin simanın metakrilat grupları ile bağlantı oluşturur. Bununla birlikte silan uygulaması seramik yüzeyin ıslanabilirliğini arttırmaktadır (Blatz ve ark., 2003; Tian ve ark., 2014).

Nagai ve ark. (2005), yüzey pürüzlendirme yöntemlerine bakılmaksızın silan uygulamasının bağlanma dayanımını arttırdığını belirtmişlerdir. Taira ve ark (2012), seramik restorasyonların simantasyonunda, hekimlerin primer seçerken sadece silan uygulamasının değil aynı zamanda primerin ilave bileşenlerinin de büyük ölçüde bağlanma dayanımını etkilediğinin farkında olması gerektiğini ifade etmişlerdir. Kitahara ve ark. (2013), ise silan bağlayıcı ajana dentin bonding ajanı olan 4-META ilavesinin bağlanma dayanımını anlamlı olarak arttırdığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda seramik örneklerin bağlanma yüzeylerine, diğer çalışmalara paralel olacak şekilde ve üretici firmanın talimatları doğrultusunda 60 saniye süre ile silan uygulanmış ve 2-5 sn hava sıkılarak kurutulmuştur. Ardından, silan uygulanan seramik örneğin bağlanma yüzeyine Heliobond bağlayıcı ajan 10 saniye uygulanmış ve 2-3 sn hava sıkılmak suretiyle kurutulmuştur.

Restorasyonların başarısı için önemli olan bir diğer konu da hangi ışık cihazının kullanılacağıdır. ISO polimerizasyon ışıkları için 300 mW/cm^2 önermektedir ve polimerizasyon derinliği için de 1.5 mm ' yi standart kabul etmektedir (Fano ve ark., 2002). Çalışmamızda çıkış güçleri 800 ile 2400 mW/cm^2 arasında değişen ışık üniteleri kullanılmıştır. Tam seramik restorasyonların simantasyonunda ışık ünitelerinin gösterdikleri bu çıkış güçleri tamamlanmamış rezin polimerizasyonu olarak klinisyenin karşısına çıkabilmektedir.

Adeziv rezinlerin ışıkla polimerizasyonu için en sık kullanılan ışık kaynağı QTH ışık cihazlarıdır (Hofmann ve ark., 2002). QTH ampuller çevresinde halojen gazının bulunduğu tungsten filament içerirler ve mavi ışığın elde edilmesi için filtrele

ihtiyaç duyarlar (Jiménez-Planas ve ark., 2008). Bu cihazlardan elde edilen ışığın ana kaynağı infrared enerjidir ve beraberinde ısı açığa çıkar. Bu enerji, kompozit rezinler tarafından absorbe edildiğinde moleküler vibrasyon artar ve ışık cihazının oluşturduğu ısıya ek olarak ekzotermik ısı da meydana gelir. Bu nedenle konvansiyonel ışık cihazları, dışa iletilen infrared enerjinin önlenmesi için ısı absorbe eden filtreleme ihtiyacı duyarlar (Schneider ve ark., 2005; Jiménez-Planas ve ark., 2008).

QTH ışık cihazları, filtrelenmelerine rağmen LED ışık cihazlarından daha geniş emisyon spektrumuna ve yüksek ısı üretebilecek dalga boylarına sahiptirler (Vandewalle ve ark., 2005). LED'ler ise ışığı, güçlendirilmiş yarı iletken bağlantıları kullanarak üretirler ve üretilen ışık 470 nm dalga boyunda mavi ışıktır (Campregher ve ark., 2007). Bu nedenle farklı dalga boylarının oluşturduğu ısı bu cihazlarda oluşmamaktadır (Asmussen ve Peutzfeldt, 2005).

LED ışık cihazlarının ürettikleri mavi ışığın spektrumu oldukça dardır ve bu nedenle oldukça etkin ışık cihazlarıdır. LED ışık cihazları, bu etkinliklerinin yüksek olması sayesinde, pille çalışan kablosuz tasarımların gelişimine ve soğutucu fanların elemine edilmesine olanak sağlamışlardır (Hofmann ve ark., 2002). Birinci jenerasyon LED ışık kaynakları düşük ışık gücüne sahiplerdir (Leonard ve ark., 2002) ve bu nedenle QTH ışık cihazlarına göre daha az ısı meydana getirdiği savunulmaktadır (Yap ve Soh, 2003; Yazıcı ve ark., 2006). Düşük güçteki enerji yoğunluğuna sahip ışık cihazları, diğer ışık cihazlarıyla eşit güçteki enerji yoğunluğu ve polimerizasyon derinliği elde edebilmek için daha fazla uygulama zamanına ihtiyaç duyar. Bu da daha yüksek ısı oluşumuna neden olabilir (Vandewalle ve ark., 2005). Price ve ark. (2003), göre ikinci nesil LED ışık cihazları genellikle daha yüksek güç yoğunluğuna ve bunun bir sonucu olarak daha yüksek termal yayılıma ve daha fazla polimerizasyon derinliğine sahiplerdir. Son yıllarda, yüksek güçte LED ışık kaynakları ($\geq 1000 \text{ mW/cm}^2$) kullanılmaya başlanmıştır.

Işık cihazlarının farklı tip ışık ileticileri, oluşan ışığın odaklama etkisi üzerinde etkilidir. Turbo tip ışık ileticilerinin yüksek odaklama etkisi, ışık ileticinin ucunda oluşan ışık yoğunluğunun gücünü artırır fakat ışık ileticisinden uzaklaştıkça oluşan ışığın dağılımı daha yüksek oranda olmaktadır (Vandewalle ve ark., 2005).

PAC ışık cihazları, direk restorasyonlarda kullanılan kompozit rezin dolguların hızlı bir şekilde polimerizasyonu için dizayn edilmiştir. Bir elektrik devresinde bulunan

yüksek basınçlı iyonize gazın oluşturduğu yüksek enerji, kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesini yükseltmek için yeterli güce sahip yüksek ısılı ışığın meydana getirilmesi için kullanılır (Öztürk ve ark., 2004). PAC ışık cihazları diş hekimleri için zaman tasarrufu sağlayan cihazlardır. Üreticiler bu cihazların yüksek çıkış gücüne sahip olmalarına bağlı olarak kompozit rezinlerin polimerizasyonu için 3-5 saniye gibi çok daha düşük sürelerde uygulanmaları gerektiğini bildirmişlerdir. Geleneksel QTH ve LED ışık cihazları kullanıldığında ise polimerizasyon için gerekli olan bu süre 20-40 saniye arasında değişmektedir. Rezin içerikli materyallerin hızlı polimerizasyonu; klinik zamanı kısaltmasının yanında bu cihazlarla polimerize edilen dental materyallerin de yüksek fiziksel özellikler gösterebilmesi diş hekimleri için önemli bir faktördür (Feng ve ark., 2009). Klinik uygulama zamanını azaltmasına rağmen PAC ışık cihazları ile polimerizasyon sonucu monomerlerin dönüşümünde düşüş (Fano ve ark., 2002; Bang ve ark., 2004), monomerlerin yüksek kaybı (Munksgaard ve ark., 2000), polimerizasyon derinliğinde azalma (Munksgaard ve ark., 2000; Nemoto ve ark., 2004), düşük yüzey sertliği (Deb ve Sehmi, 2003), bağlantı dayanımında azalma (Klocke ve ark., 2002; Okamoto ve ark., 2003) ve renk stabilizasyonunda zayıflama olduğu bildirilmiştir (Janda ve ark., 2005; Üşümez ve ark., 2005).

Bizim çalışmamızda da günümüzde yaygın olarak kullanılan halojen, LED ve plazma ark ışık cihazları seçilmiştir. Lazer ışık kaynakları pratik olmamaları, pahalı olmaları, teknik bilgi ve donanım gerektirmelerinden dolayı klinik pratikte bu amaçla tercih edilmemesi nedeniyle bu çalışmanın kapsamı dışında bırakılmıştır.

Çalışmamızda çıkış güçleri 800 ile 2400 mW/cm² arasında değişen ışık üniteleri kullanılmıştır. Halojen ışık cihazı için farklı renk gruplarının karşılaştırılmasında en yüksek bağlantı direnci S2T ve S2M gruplarında elde edilmiş ve bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. En düşük bağlantı direnci ise S4O gruplarında elde edilmiştir. LED ışık cihazı için S2T ve S2M en yüksek bağlantı direnci gösterirken, aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur. Bunu S3T ve S3M takip etmektedir ve elde edilen dirençler arasında da anlamlı fark yoktur. En düşük bağlantı direncini ise S4O göstermiştir. Plazma ark ışık cihazında da S4O en düşük bağlantı direncini gösterirken, en yüksek bağlantı direncini S2T, S3T ve S2M göstermiştir ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur.

Çalışmamızda ışık tipleri karşılaştırıldığında halojen, LED ve plazma ark ışık üniteleri istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde birbirlerinden farklı bulunmuştur. Gruplar içerisinde plazma ark en yüksek ortalama değere sahipken, en düşük değer halojenedir.

Mills ve ark. (1999), LED ve QTH ışık kaynaklarının üç farklı tipte kompozit rezinin polimerizasyon derinliği üzerine etkisini karşılaştırdıkları çalışmalarında, LED ışık kaynağının daha fazla polimerizasyon derinliği oluşturduğu sonucuna varmışlardır. Oberholzer ve ark. (2003), ise LED ve QTH ışık kaynaklarının dentin-sement bileşiminde oluşturduğu mikrosızıntıyı karşılaştırmışlar ve LED ile polimerize edilen restorasyonda daha az mikrosızıntı gözlemlemişlerdir. Santos ve arkadaşları (2004), yüksek ışık şiddeti veren QTH ve LED ışık kaynaklarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, yüksek ışık şiddetinin ve uzun polimerizasyon süresinin kompozit restorasyonlarda daha fazla sertlik oluşturduğunu belirtmişlerdir.

Halojen, LED ve plazma arkın sırasıyla 40 sn, 40 sn ve 3 sn ışık uygulama sürelerinde feldspatik seramik altında rezin simanın polimerizasyon etkinliğine bakıldığı bir çalışmada LED ışık ünitesinin etkinliği daha yüksek bulunmuştur. Oysa ki çıkış güçleri karşılaştırıldığında plazma ark en yüksek ışık gücünü göstermektedir. Burada ışık kaynağının kamforokinon aktivasyonu için gerekli olan dalga boyunu sağlaması, yeterli ışık uygulama süresi, farklı seramiklerin farklı ışık kaynaklarında değişen geçirgenlik değerleri göstermesi gibi parametreler de göz önünde bulundurulmalıdır (Tango ve ark., 2007). Bu çalışmadan farklı olarak bizim çalışmamızda PAC ışık ünitesi LED ışık ünitesinden daha yüksek bağlantı direnci göstermiştir. Bunun sebebinin çalışmamızda LED ışık ünitesinin ışık uygulama süresinin 20 sn olması düşünülmektedir.

Duran ve Güler (2012), yaptıkları çalışmalarında, halojen, LED-1, LED-2, Bluephase ve plazma ark ışık ünitelerini kullanarak 12 farklı renk ve 3 farklı kalınlıkta zirkonyum örneklerin ışık geçişini değerlendirmiş ve halojen, LED-1, LED-2, Bluephase ve plazma ark ışık üniteleri istatistiksel olarak anlamlı bir biçimde birbirlerinden farklı bulmuşlardır. Gruplar içerisinde plazma ark en yüksek ortalama değere sahipken, en düşük değer halojenedir. Sırasıyla Bluephase'in, LED-2'den, LED-2'nin de LED-1'den daha yüksek ışık geçişi gösterdiğini belirtmişlerdir.

Valentino ve ark. (2010), farklı seramik materyalleri altında rezin simanın polimerizasyon etkinliğine baktıkları bir çalışmada alumina ve zirkonya içeren

seramiklerin, silika ve di-silika içeren seramiklere göre daha düşük rezin aktivasyonu sağladıklarını bulmuşlardır. Aynı çalışmada rezin simanın 24 saatlik bekleme sonunda daha iyi polimerizasyon gösterdiği bu sebeple ışık ile polimerizasyon sonrasında hastanın simantasyon yapılan alanda 24 saat çiğneme fonksiyonu yapmamasının uygun olacağı belirtilmiştir. Bu sonuca paralel olarak, çalışmamızda elde edilen örnekler simantasyondan sonra 24 saat boyunca distile su içerisinde bekletilmiştir.

Adeziv materyallerin mine, dentin veya seramik materyallere bağlanma etkinliğini değerlendiren çalışmalarda genellikle makaslama ve gerilme bağlanma dayanımı testleri kullanılmaktadır (Braga ve ark., 2010; Van Meerbeek ve ark., 2010). Hooshmand ve ark. (2002), standardize edilmiş bağlanma dayanımı testlerinde, makaslama veya gerilme bağlanma dayanımı ölçümlerinin ideal olduğunu ve gerilme bağlanma dayanımı testlerinin daha uygun ölçüm sağladığını belirtmişlerdir ancak gerilim testleri oldukça hassastır ve kuvvet uygulaması sırasında örnekteki ya da stres dağılımındaki küçük değişikliklerin sonuçlar üzerinde çok büyük etkileri vardır. Ayrıca, makaslama bağlanma dayanımı testi gerilim ve mikro gerilim bağlanma dayanımı testlerine göre, adeziv sistemlerin bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde daha uygun ve etkili bir yöntem olduğu bildirilmiş ve klinik durumu daha iyi taklit edebildiği belirtilmiştir.

Mikro gerilim bağlanma dayanımı testleri bağlanma dayanımı ölçümü için kullanılan güvenilir bir test olmasına rağmen, makaslama bağlanma dayanımı testi, uygulaması kolay ve hızlı olduğu için dental materyallerin diş yapısına adezyonunun tespit edilmesinde en yaygın olarak kullanılan bağlanma testidir (Armstrong ve ark., 2010; Braga ve ark., 2010; Van Meerbeek ve ark., 2010; Sirisha ve ark., 2014a; Sirisha ve ark., 2014b). Bu bilgiler ışığında, çalışmamızda da makaslama testi tercih edilmiştir.

Makaslama testini uygularken ISO TS 11405 (Testing of adhesion to tooth structure) No'lu spesifikasyonuna (ISO/TS 11405:2003) uygun olarak, kesme işlemini yapacak bıçak ucu 1 mm kalınlığında ve künt şekilde hazırlanmıştır. Bıçak ucu örneklerdeki porselen yüzeyiyle 90°'lik açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir. ISO 11405 standartlarına göre makaslama testlerindeki ideal ilerleme hız aralığı 0,45-1,05 mm/dk olarak belirtilmiştir. Yapılan çalışmada kesme işlemi 0.5 mm/dk olacak şekilde ayarlanmıştır.

Günümüzde, teknik hassasiyet gerektirmeyen, kullanımı kolay, mine ve dentine ideal bağlantı gösteren adeziv sistemler bulunmaktadır. Adeziv sistemlerin bağlanma dayanımını araştıran çalışmalar, makaslama bağlanma dayanım değerlerinin mine için 20-30 MPa arasında olduğunu gösterirken, dentine olan makaslama bağlanma dayanımını ise 15-20 MPa arasında olduğunu göstermiştir. Klinik olarak bağlanma kuvveti değerlerinin 20 MPa ve üzerinde olması yeterli kabul edilmektedir (Papia ve ark., 2014).

Çalışmamızın sonucunda; QTH ışık cihazı için S2T, S3T ve S2M; LED ışık cihazı için S2T, S3T, S2M ve S3M; Plazma Ark ışık cihazı için ise S2T, S3T, S2O, S2M ve S3M grupları hariç diğer grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri 20 MPa'nın altında çıkmıştır.

Translusens (T) renk grubuna ait sonuçlara bakıldığında; S2T renk grubu bağlantı dayanım değerleri, her üç ışık kaynağında da 20 MPa'nın üzerinde çıkmış ve ışık kaynaklarına göre farklılık göstermemiştir ($p=0,332$). S3T renk grubu bağlantı dayanım değerleri, her üç ışık kaynağında da 20 MPa'nın üzerinde çıkmış ancak ışık kaynaklarına göre farklılık göstermiştir ($p<0,001$). Tüm ışık kaynakları arasında bağlantı dirençleri açısından farklılık vardır ve maksimum bağlantı direnci plazma ark ışık kaynağından elde edilmiştir. S4T renk grubu bağlantı dayanım değerleri ise hiçbir ışık kaynağında 20 MPa'nın üzerine çıkamamıştır.

Medium (M) renk grubuna ait sonuçlara bakıldığında; S2M renk grubu bağlantı dayanım değerleri, her üç ışık kaynağında da 20 MPa'nın üzerinde çıkmış ve ışık kaynaklarına göre farklılık göstermemiştir ($p=0,002$). S3M rengindeki bağlantı dayanım değerleri, LED ve plazma ark ışık kaynaklarında 20 MPa'nın üzerinde çıkmış, halojen ışık kaynağında 20 MPa'nın altında kalmıştır. Tüm ışık kaynakları arasında bağlantı dirençleri açısından farklılık vardır ($p<0,001$) ve maksimum bağlantı direnci S3M rengi için plazma ark ışık kaynağında elde edilmiştir. S4M renk grubu bağlantı dayanım değerleri ise hiçbir ışık kaynağında 20 MPa'nın üzerine çıkamamıştır.

Opak (O) renk grubuna ait sonuçlara bakıldığında ise; S2O renk grubu bağlantı dayanım değerleri, sadece plazma ark ışık kaynağında 20 MPa'nın üzerinde çıkabilmiştir ve tüm ışık kaynakları arasında bağlantı dirençleri açısından farklılık vardır ($p<0,001$). S3O ve S4O renk gruplarındaki bağlantı dayanım değerleri ise hiçbir ışık kaynağında 20 MPa'nın üzerine çıkamamıştır.

Rasetto ve ark. (2004), seramik veneerin altındaki rezin simanın polimerizasyonunu inceledikleri bir çalışmada, yüksek çıkış gücüne sahip lambaların konvansiyonel halojenlere göre, seramik veneer altında daha kısa zamanda daha efektif bir polimerizasyon gösterdiğini belirlemişlerdir. Restorasyonun altındaki rezin simanın yetersiz polimerizasyonu, restorasyonun mekanik özelliklerini ve boyutsal stabilitesini olumsuz etkileyebilmektedir. Çalışmamızda da yüksek çıkış gücüne sahip ışık cihazında bağlantı değerleri daha yüksek bulunmuştur.

4 farklı renk ve 4 farklı seramik kalınlığı kullanarak yapılan bir çalışmada renk koyulaştıkça ışık geçişinin azaldığı sonucuna varılmıştır (Kılınç ve ark., 2011). 12 farklı renk ve 3 farklı kalınlıkta zirkonyum örnek kullanarak yapılan bir başka çalışmada renk koyulaştıkça ışık geçişinin azaldığını tespit etmişlerdir (Duran ve Güler 2012). Bizim çalışmamızda da bu çalışmalara paralel sonuçlar elde edilmiş ve renk koyulaştıkça bağlantı değeri azalmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarını direkt olarak klinik durumla karşılaştırmayı zorlaştıran bazı limitasyonları vardır. Çalışmamızda seramik örnekler diş yerine kompozit rezine bağlanmıştır. Bağlanma dayanımı testinden önce, örnekler ISO standartlarının kısa süreli bekletme protokolü doğrultusunda $37\pm 2^{\circ}\text{C}$ 'de 24 saat bekletilmiştir (ISO/TS 11405:2003). Termal siklus ya da uzun süreli bekletme protokolünün bağlanma dayanımı üzerine etkisinin değerlendirilmemesi ağız ortamının simülasyonunu tam olarak yansıtmamaktadır. Bununla beraber, tükürük, bakteri, çeşitli enzimler ve gıda artıklarının da bulunduğu ağız içi koşullar, in vitro çalışmalarda tam olarak taklit edilememektedir (Peumans ve ark., 2000; Walker ve ark., 2006). Ayrıca protetik restorasyonlar simantasyondan sonra mekanik ve kimyasal streslere de maruz kaldığından dolayı in vitro çalışmalarda bu durum direkt olarak taklit edilememektedir. Gelecekte yapılacak çalışmalarda mekanik, kimyasal ve termal streslerin bağlanma dayanımı üzerine etkileri değerlendirilmeli ve bu çalışmadan elde edilen sonuçlar uzun süreli klinik çalışmalarla da desteklenmelidir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı renklereki feldspatik seramiklerin farklı ışık kaynakları kullanılarak rezin simanla olan bağlantısının değerlendirildiği in vitro çalışmamızda, çalışmanın limitasyonları dahilinde elde edilen sonuçlar ve öneriler şu şekildedir;

- Feldspatik seramik restorasyonların bağlantı direnci kullanılan ışık kaynağı ile doğrudan ilişkilidir.
- Çalışmamızda kullanılan ışık kaynakları içinde feldspatik seramik örneklerin bağlantı dirençleri değerlendirildiğinde plazma ark ışık kaynağı en yüksek değerleri göstermektedir. Çıkış gücü olarak da diğer polimerizasyon ünitelerinden daha düşük değere sahip olan konvansiyonel halojen lambası ise seramik altında en düşük bağlantı değerini veren polimerizasyon ünitesidir.
- Işık cihazı ayırt edilmeksizin en yüksek bağlantı dirençleri S2M ve S2T renk gruplarında elde edilmiş ve bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. En düşük bağlantı direnci ise S4O renk grubunda elde edilmiştir.
- Çalışmamızın sonucunda; QTH ışık cihazı için S2T, S3T ve S2M; LED ışık cihazı için S2T, S3T, S2M ve S3M; Plazma Ark ışık cihazı için ise S2T, S3T, S2O, S2M ve S3M grupları hariç diğer grupların makaslama bağlanma dayanımı değerleri 20 MPa'nın altında çıkmıştır. Dolayısıyla, ışıkla sertleşen rezin simanın 2 mm kalınlığındaki bir restorasyonda belli renklerde kullanılabileceği, renk koyulaştıkça bağlantı değerinin düştüğü görülmüştür.
- Çalışmamızın sonucu ışığında düşük value, yüksek kroma değerlerinde azalan ışık geçişini kompanze etmek için çıkış gücü daha yüksek olan ışık üniteleri tercih edilebilir.
- Daha yüksek çıkış gücüne sahip ışık cihazlarının kullanılmadığı durumlarda ise, ışıkla sertleşen rezin simanlar yerine, polimerizasyonunun ışıkla başlayıp kimyasal devam ettiği dual-cure rezin simanların kullanılması önerilebilir.
- CAD/CAM sisteminde kullanılan feldspatik seramikler üzerinde yapılan bu çalışmanın, klinikte güncel olarak kullanılan diğer seramik çeşitleri üzerinde benzer sonuçlar verip vermediğinin anlaşılabilmesi için bu alanda yapılacak yeni çalışmalara ihtiyaç vardır.

- Çalışmamızın in vitro koşullarda yapılması ve seramik örneklerin kompozit rezin bloklara bağlanması limitasyonları dahilindedir ve bu sonuçları destekleyecek klinik çalışmaların da yapılması önerilmektedir.
- Bu çalışmamızın sonucunda ışık çıkış gücü arttıkça başarısız renk sayısı azalmaktadır.



KAYNAKLAR

- Aboushelib MN, Sleem D. Microtensile bond strength of lithium disilicate ceramics to resin adhesives. *J Adhes Dent* 2014;16:547-552.
- Akgüngör G, Akkayan B, Gaucher H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a disilicate based ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005;94(3):234-241.
- Albers, HF. Resin Polymerization. In: Tooth- colored restoratives. Chapter 6. 9st Ed. BC. Decker, Inc. Hamilton, ON, CA, 2002;81-110.
- Allen KL, Schenkel AB, Estafan D. An overview of the CEREC 3D CAD/CAM system. *Gen Dent* 2004;52:234-235.
- Alqahtani MQ, Aljuraiss RM, Alshaafi MM. The effects of different shades of resin luting cement on the color of ceramic veneers. *Dent Mater J* 2012;31(3):354-61.
- Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi* 2005; 47: 77-82.
- Andrade AMD, Moura SK, Reis A, Loguercio AD, Garcia EJ, Grande RHM. Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: effects of composite resin. *J Appl Oral Sci* 2010;18(6):591-598.
- Anusavice KJ, Philips RW, Skinner EW. Physical properties of dental materials. In: Anusavice KJ, editors. Philips Science of Dental Materials. 11th Ed., Philadelphia, WB Saunders. 2003;37-44.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Dental cements. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, editors. Phillip's science of dental materials. 12th Ed., St. Louis-Missouri, W.B. Saunders. 2012.
- Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials* 2010;26: 50-62.
- Asmusen E, Peutzfeldt A. Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *Eur. J. Oral Sci* 2005;113:417-421.
- Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide threeunit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2009;101(4):239-247.
- Ayad MF, Fahmy NZ, Rosenstiel SF. Effect of surface treatment on roughness and bond strength of a heat-pressed ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2008;99:123-130.

- Ayan B. Bilgisayar Sistemli (CAD-CAM) Tüm Seramik Restorasyonların İncelenmesi. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi. 2007.
- Ayaz F, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. J. Dent Fac Atatürk Uni 2011;4:49-56.
- Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. J Prosthet Dent 2010;104(1):6-12.
- Bang HC, Lim BS, Yoon TH, Lee YK, Kim CW. Effect of plasma arc curing on polymerization shrinkage of orthodontic adhesive resins. J. Oral Rehabil 2004;31:803-810.
- Barghi N, McAlister EH. LED and halogen lights: effect of ceramic thickness and shade on curing luting resin. Compend Contin Educ Dent 2003;24(7):497- 504.
- Bayındır F, Uzun İH. Tam seramik kuron sistemleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Dergisi 2007;2:33-42.
- Bayındır F, Wee AG. Diş Rengi Seçiminde Bilgisayar Destekli Sistemlerin Kullanımı. Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg 2006;30(3):40-6.
- Baysal B. Dişhekimliğinde Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim. Dentalife 2007;06:18-22.
- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J 2008;204(9):505-511.
- Blackman R, Barghi N, Duke E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. J Prosthet Dent 1990;63:295-300.
- Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: A review of the literature. J Prosthetic Dent 2003;89(7):268-74.
- Bouillaguet S, Caillot G, Forchelet J, Cattani-Lorente M, Wataha JC, Krejci I. Thermal risks from LED and high-intensity QHT curing units during polymerization of dental resins. J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater 2005;72:260-267.
- Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. Dent Mater 2010;26(2):38-49.
- Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. Arch Oral Biol 1968;13(1):61-70.
- Burke, FJT. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. Dent. Update 2005;32: 251-260.

- Campregher UB, Samuel SM, Fortes CB, Medina AD, Collares FM, Ogliari FA. Effectiveness of second-generation light-emitting diode (LED) light curing units. *J. Contemp. Dent. Pract* 2007;8:35-42.
- Cardash HS, Baharav H, Pito R and Ben-Amar A. The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement. *J Prosthet Dent* 1993;69(6):620–623.
- Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent* 2001;85: 479-84.
- Cheah CM, Chua CK, Tan KH, Teo CK. Integration of laser surface digitizing with CAD/CAM techniques for developing facial prostheses. Part 1: Design and fabrication of prosthesis replicas. *Int J Prosthodont* 2003;16:435-441.
- Chen L, Yu Q, Wang Y, Li H. BisGMA/TEGDMA dental composite containing high aspect-ratio hydroxyapatite nanofibers. *Dent Mater* 2011;27:1187-95.
- Chu SJ, Devigus A, Mielezsko AJ. *Fundamentals of Color*. Chicago, Ill: Quintessence Publishing Co 2004;2(9):14-16.
- Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater* 2013;29:419-426.
- Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98(5):389-404.
- Coşkun A, Yaluğ S. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *CÜ Dişhek Fak Derg* 2002;5(2):97-102.
- Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials*. 11th Ed. St. Louis: Mosby. 2002;260-285.
- Çelik G, Üşümez A, Sarı T. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dent J* 2013;16(1):74-82.
- Danesh G, Davids H, Duda S, Kaup M, Ott K, Schafer E. Temperature rise in the pulp chamber induced by a conventional halogen light-curing source and a plasma arc lamp. *Am. J. Dent* 2004;17:203-208.
- David JR, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Reis A. Effect of exposure time on curing efficiency of polymerizing units equipped with light-emitting diodes. *J. Oral. Sci* 2007;49:19-24.
- Dayangaç BG. *Kompozit Rezinler*. İn:Kompozit Restorasyonlar. 2.Baskı, İstanbul, Quintessence. 2011;1:1-25.
- Deb S, Sehmi H. A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. *Dent. Mater* 2003;19:517-522.

- 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;13(2):101-109.
- Demetoğlu, GA. Yaşlandırma sonrası yüzey işlemlerinin, zirkonyum oksit seramiklerin bağlantı direnci ve sızıntı üzerine etkisi. Erciyes Üniversitesi, Kayseri, Doktora Tezi, 2011;27-28.
- Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*. 2014;93(12):1235-1242.
- Duke ES. Light-emitting diodes in composite resin photopolymerization. *Compendium* 2001;22:722-725.
- Duran İ, Güler AU. Light transmission of zirconia ceramics with different colors and thicknesses. *Journal of Dental Sciences* 2012;11:1-7.
- Duret D, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opinion Dent* 1991;1(2): 150-154.
- Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Dişhek Fak Derg* 2008;32(2):58-72.
- Etman MG, Woolford MJ. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. *J Prosthet Dent* 2010;103(2):80-90.
- Fano L, Ma WY, Marcoli PA, Pizzi S, Fano V. Polymerization of dental composite resins using plasma light. *Biomater* 2002;23:1011-1015.
- Feng L, Carvalho R, Suh BI. Insufficient cure under the condition of high irradiance and short irradiation time. *Dent. Mater* 2009;25:283-289.
- Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1995;6(4):302-318.
- Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc* 1999;65(8):447-450.
- Ghavam M, Amani-Tehran M, Saffarpour M. Effect of Accelerated Aging on the Color and Opacity of Resin Cements. *Operative Dentistry* 2010;35(6):605-609.
- Giannetopoulos S, van Noort R, Tsitrou E. Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two different CAD/CAM systems. *J Dent* 2010;38(12):980-986.
- Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137(Suppl.):14-21.

- Good ML, Orr JF, Mitchell CA. In vitro study of mean loads and modes of failure of all-ceramic crowns cemented with light-cured or dual-cured luting cement, after 1 and 30 d of storage. *Eur J Oral Sci* 2008;116: 83-8.
- Gray P, Bedi S, İsmail F. Rolling ball method for 5-axis surface macgining. *Comput Aid Des* 2003;35(4):347-357.
- Guess PC, Strub JR, Steinhart N, Wolkewitz M, Stappert CFJ. Allceramic partial coverage restorations-Midterm results of a 5- year prospective clinical splitmouth study. *J Dent* 2009;37(8):627-637.
- Guo H, Wang F, Feng H, Gou X, Li K, Wu T, Yao C. The investigation of color selection of 4340 cases of ceramic restorations. *West China Journal of Stomatology* 2000;18(3):174-177.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic system. Part 2: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002;88(1):10-5.
- Hekimoğlu C, Anil N, Etikan I. Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. *Int J Prosthodont* 2000;13:29-33.
- Hickel R, Manart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent* 2001;3:45-64.
- Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci* 2002;110(6):471-479.
- Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil.* 2001;28(11):1022-8.
- Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992;67(6):859-865.
- Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials* 2002;18:179-188.
- Höland W, Rheinberger V, Apel E, Hoen C, Höland M, Dommann A, Obrecht M, Mauth C, Graf-Hausner U. Clinical application of glass ceramic in dentistry. *J Mater Sci Mater Med* 2006;17(11):1037-1042.
- Höland W, Rheinberger V, Schweiger M. Control of nucleation in glass ceramics. *Phil Trans R Soc Lond A* 2003;361(1):575-589.
- International Organization for Standardization. ISO/TS 11405:2003:Dental materials–testing of adhesion to tooth structure.

- Janda R, Roulet JF, Latta M, Steffin G, Ruttermann S. Color stability of resin-based filling materials after aging when cured with plasma or halogen light. *Eur. J. Oral Sci* 2005;113:251-257.
- Jimenez-Planas A, Martin J, Abalos C, Llamas R. Developments in polymerization lamps. *Quintessence Int* 2008;39:74-84.
- Joiner A. Tooth Colour: A Review of the Literature. *J Dent* 2004;32(1):3-12.
- Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Furch H, Bernhardt S, Schmalz G. Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Oper Dent* 2006;31:68-77.
- Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Haller A, Schmalz G. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. *Clin Oral Investig* 2001;5(3): 156-161.
- Karasu P, Sertgöz A. Adezivlerin diş dokusuna olan bağlantı dayanıklılığının değerlendirilmesinde kullanılan in vitro test metotları. *Dent Fac Atatürk Uni* 2012;6:142-46.
- Kelly JR. Dental ceramics: What is this stuff anyway?. *JADA* 2008;139(4): 4-7.
- Kılınç E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. *Oper Dent* 2011;36:661-9.
- Kim SH, Watts DC. Degree of conversion of bis-acrylic based provisional crown and fixed partial denture materials. *J. Korean Acad. Prosthodont* 2008;46:639-643.
- Kitahara N, Itoh K, Kusunoki M, Oikawa M, Miyazaki T. One-bottle silane coupling agent containing 4-META. *Dental Materials Journal* 2013;32:409-412.
- Klocke A, Korbmacher HM, Huch LG, Kahl-Nieke B. Plasma arc curing lights for orthodontic bonding. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop* 2002;122:643-648.
- Knezevic A, Ristic M, Tarle Z, Pichler G, Music S. Degree of conversion and temperature increase during composite polymerisation with LED units of different intensity. *Acta Stomatol. Croat* 2008;42:19-29.
- Koch A, Kroeger M, Hartung M, Manetsberger I, Hiller KA, Schmalz G. Influence of ceramic translucency on curing efficacy of different light-curing units. *J Adhes Dent* 2007;9:449-62.
- Kümbüloğlu Ö, Lassila LV, User A, Toksavul S, Vallittu PK. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation* 2005;32:128-133.
- Küçük BE, Kunt GE. Lityum disilikat seramikler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2012;5:123-131.

- Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc* 2007;138(12):1599-1603.
- Leonard D, Charlton G, Roberts W, Cohen E. Polymerization Efficiency of LED Curing Lights. *J Esthet Restor Dent* 2002;14(5):286-295.
- Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Rest* 2014 Oct;58(4):208-16.
- Liu PR, Essig ME. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2008;29(8):482-493.
- Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2005;6(7):507-12.
- Lu H, Mehmood A, Chow A, Powers JM. Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents. *J. Prosthet. Dent* 2005;94:549-554.
- Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 2004;29:481-508
- Marchack CB. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *J Prosthet Dent* 2007;97:389-394.
- Mayekar SM. Shades of a color. Illusion or reality? *Dent Clin North Am* 2001;45(1):155-172.
- MC Cabe JF, Walls AWG. *Applied dental materials*. 8th Ed. Oxford, England, Blackwell Scientific Pub 2000;87-178.
- McCabe JF. *Diş hekimliği maddeler bilgisi*. Nayır E (Çev), 7. Basım, İstanbul, İÜ Basımevi ve Film merkezi. 1999.
- McLaren EA, Cao PT. Ceramics in dentistry-part I: classes of materials. *Inside Dentistry* 2009;9:94-103.
- McLean JW, Odont D. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;85: 61-66.
- Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J* 1999;186(8):388-91.
- Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br. Dent. J* 2002;193: 459-463.
- Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM:

- current status of and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28(1):44-56.
- Mohamed FF, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H, Kugel G. Effects of Surface Treatments and Cement Types on the Bond Strength of Porcelain-to Porcelain Repair. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists* 2014; 23(8):618-25.
- Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer aided design/computer aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002;46:405–26.
- Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur. J. Oral Sci* 2000;108:341-345.
- Musanje L, Ferracane JL. Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on the properties of experimental hybrid resin composite. *Biomaterials* 2004;25(18):4065-4071.
- Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *Journal of Oral Rehabilitation* 2005;32:598-605.
- Nayır E. *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi*. 7. Baskı, İstanbul, İ.Ü. Diş Hek Fak Yayınları. 1999; 64-70.
- Nemoto R, McCabe JF, Hirano S. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. *Oper. Dent* 2004;29:287-294.
- Newman SM, Murray GA, Yates JL. Visible lights and visible light activated composite resins. *J. Prosthet. Dent* 1983;50:31-35.
- O'Brien WJ. Abrasion, Polishing and Bleaching, In: *Dental Materials and Their Selection*, Ed: O'Brien WJ, Quintessence Books, Canada. 2002.
- Oberholzer TG, Pameijer CH, Grobler SR, Rossouw RJ. The effect of different power densities and method of exposure on the marginal adaptation of four light-cured dental restorative materials. *Biomaterials* 2003;24(20):3593-8.
- Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2001;14(6):504-509.
- Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont* 2000;13(6):468-472.
- Okamoto M, Mine A, Watanabe K, Kawahara D, Yatani H. Porcelain veneer bonding to dentin and the curing performance of plasma-arc light with respect to porcelain thickness. *Dent. Mater. J* 2003;22:313-320.

- Otto T, de Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont* 2002;15:122–8.
- Önal B. Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları, 1. Baskı. İzmir, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 2004.
- Öztürk B, Öztürk AN, Üşümez A, Üşümez S, ÖZER F. Temperature rise during adhesive and resin composite polymerization with various light curing sources. *Oper. Dent* 2004;29:325-332.
- Palin W, Burke FJ. Trends in indirect dentistry:8.Cad/Cam Technology. *Dent Update* 2005;32(10):566–72.
- Papia E, Larsson C, du Toit M, Vult von Steyern P. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials* 2014;102:395-413.
- Paravina RD, Powers JM. *Esthetic Color Training In Dentistry*. St. Louis, Elsevier Mosby. 2004;3-33.
- Park SH, Krejci I, Lutz F. Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper. Dent* 2002;27:30-37.
- Passos SP, Souza RO, Michida SM, Zamboni SC, Oliveira SH. Effects of cement-curing mode and light-curing unit on the bond durability of ceramic cemented to dentin. *Braz Oral Res* 2013;27(2):169-75.
- Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am* 2007;51(2):453-71.
- Peixoto RT, Paulinelli VM, Sander HH, Lanza MD, Cury LA, Poletto LT. Light transmission through porcelain. *Dental Material* 2007;23(11):1363-1368.
- Perry R, Kugel G, Kunzelmann KH, Flessa HP, Estafan D. Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer. *J. Am. Dent. Assoc* 2000;131:1472-1477.
- Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts,P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent* 2000;28(3):163-177.
- Peumans M, Voet M, De Munck J, Van Landuyt K, Van Ende A, Van Meerbeek B. Four-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays. *Clin Oral Investig* 2013;17(3):739-50.
- Pick B, Gonzaga CC, Junior WS, Kawano Y, Braga RR, Cardoso PEC. Influence of curing light attenuation caused by aesthetic indirect restorative materials on resin cement polymerization. *Eur. J. Dent* 2010;4:314-323.

- Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2004;92:265-273.
- Powers JM, Sakaguchi RL. Resin Composite Restorative Materials, In: Craig's Restorative Dental Materials, 12th Ed. Mosby, Missouri. 2006.
- Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second generation LED curing light. *J Can Dent Assoc* 2003;69(10):666.
- Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92(6):557-562.
- 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.
- Rawls HR, Esquivel-Upshaw JF. Restorative resins. In: Anusavice KJ, editor. Phillip's science of dental materials. 11th Ed., Saunders. 2003;399-437.
- Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res* 2011;90(8):937-952.
- Ritter R.G. Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent* 2010;22(5):332-341.
- Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997;128(3):297-307.
- Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenberg DJ. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent* 2000;12:340-349.
- Russell M, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog ME, Lang BR. Uter A new computer assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1995;126:757-63.
- Russell MD, Gulfranz M, Moss BW. In vivo measurement of color changes in natural teeth. *J Oral Rehabil* 2000;27:786-792.
- Sakaguchi RL, Powers JM. Restorative materials-ceramics. In: Sakaguchi RL, Powers JM, editors. Craig's restorative dental materials. 13th Ed., United States, Elsevier Mosby. 2012; 253-275.
- Santos GC, El-Mowafy O, Rubo JH, Santos MJ. Hardening of dualcure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *J Can Dent Assoc* 2004;70(5):323-8.
- Scheineder LFJ, Consani S, Sinhorette MA, Sobrinho LC, Milan FM. Temperature change and hardness with different resin composites and photoactivation methods. *Oper. Dent* 2005;30:516-521.

- Scientific Documentation: IPS e.max Press, Research and Development Scientific Service. Ivoclar. 2005.
- Scientific Documentation: IPS Empress System. Research and Development Scientific Service. Ivoclar. 2003.
- Selz CF, Strub JR, Vach K, Guess PC. Long-term performance of posterior InCeram Alumina crowns cemented with different luting agents: a prospective, randomized clinical split-mouth study over 5 years. *Clin Oral Investig* 2013; 18(6):1695-703.
- Sertgöz A, Balcı B. Diş Hekimliğinde CAD-CAM Teknikleri. *Türk Diş Hekimleri Birliği Dergisi* 2007;102:61-67.
- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Sabit Protezin Temelleri*. 3. Baskı, İstanbul, Quintessence Yayıncılık. 2010; 431-453.
- Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials* 2002;18:380-388.
- Shortall AC. How light source and product shade influence cure depth for a contemporary composite. *J Oral Rehabil*. 2005;32(12):906-11.
- Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *Journal of Conservative Dentistry* 2014;17:420-426.
- Sirisha K, Rambabu T, Shankar YR, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *Journal of Conservative Dentistry* 2014;17:305-311.
- Sirona 2011. Operating Instructions, Cerec Blocs. <http://td.sirona.com/pdf/6172642.pdf>. 2016.
- Soares CJ, Silva NR, Fonseca RB. Influence of feldspathic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement. *Oper Dent* 2006;31(3): 384-9.
- Sorensen JA. The IPS Empress 2 system: defining the possibilities. *Quintessence Dent Technol* 1999;22:153-163.
- Souza EJ Jr, Borges BC, Oliveira DC, Brandt WC, Hirata R, Silva EJ, Sinhoreti MA. Influence of the curing mode on the degree of conversion of a dual-cured self-adhesive resin luting cement beneath ceramic. *Acta Odontol Scand* 2013;71(3-4):444-8.
- Stawarczyk B, Ozcan M, Roos M, Trottmann A, Sailer I, Hammerle CHF. Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. *Dent Mat* 2011;27(10):1045-1053.
- Stephani J. *Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı*. 5. Bölüm Renk, Gürel G. Editör, Quintessence, İstanbul. 2004.

- Şener ID, Türker ŞB. Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. Atatürk Ü. Diş Hek Fak. Derg 2009;19(1):61-67.
- Taira Y, Sakai M, Sawase T. Effects of primer containing silane and thiophosphate monomers on bonding resin to a leucite-reinforced ceramic. Journal of Dentistry 2012;40:353-358.
- Tango RN, Correr AB, Henriques GEP. Effect of light-curing method and cement activation mode on resin-cement Knoop hardness. J Prosthodont 2007;16(6): 480-484.
- Tarle Z, Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G. Polymerization of composites using pulsed laser. Eur. J. Oral. Sci 1995;103:394-398.
- The glossary of prosthodontic term. The academy of prosthodontics. The journal of prosthetic dentistry 2005; 94: 10-83.
- Thind BS, Stirrups DR, Lloyd CH. A comparison of tungstenquartz-halogen, plasma arc and lighth-emitting diode light sources for the polymerization of an orthodontic adhesive. Eur. J. Orthod 2006;28:78-82.
- Tian T, Tsoi JK, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials 2014;30:147-162.
- Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. Oper Dent 2001;26(4):367-374.
- Tsumita M, Kokubo Y, Ohkubo C, Sakurai S, Fukushima S. Clinical evaluation of posterior all-ceramic FPDs (Cecon): a prospective clinical pilot study. J Prosthodont Res 2010;54(2):102-105.
- Ural Ç. Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad/Cam Uygulamaları. Dirim Tıp Gazetesi 2011;86(1):27-38.
- Ünlü M, Çetin AR. Modern kompozit rezinlerin polimerizasyonu için kullanılan ışık kaynakları. Türk Dis Hek Derg 2006;64(1):101-107.
- Üşümez A, Öztürk N, Öztürk B. Two-year color changes of light-cured composites: influence of different light-curing units. Oper. Dent 2005;30:655-660.
- Valentino TA Borges GA, Borges LH, Vishal J, Martins LRM, Sobrinho L. Dual resin cement knoop hardness after different activation modes through dental ceramics. Braz Dent J 2010;21(2):104-110.
- Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials 2010;26: 100-21.

- Van Noort, R. An introduction to dental materials. 3rd Ed., Edinburgh, Mosby. 2007.
- Vandewalle KS, Roberts HW, Tiba A, Charlton DG. Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. *Oper. Dent* 2005;30:257-264.
- Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *The Journal of the American Dental Association* 2011;142 Suppl 2: 20-24.
- Vargas MA, Cobb DS, Schmit JL. Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Oper Dent* 1998;23:87-93.
- Vita Suprinity, Technical and Scientific Catalog. 2014.
- Vita-Zahnfabrik, 2016. <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-classical-A1-D4-shade-guide-39699,27568.html>, 2016.
- Vitablocs for Cerec/inLab Working Instructions, 2014. http://vitanorthamerica.com/wp-content/uploads/2012/06/VITABLOCKS-for-CERECinLab-Working-Instructions_1455E.pdf, 2016.
- Walker MP, Haj-Ali R, Wang Y, Hunziker D, Williams KB. Influence of environmental conditions on dental composite flexural properties. *Dent Mater* 2006;22(11):1002-1007.
- Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent* 2002;87(6):657-666.
- Wiggins M, Hartung M, Althoff O, Wastian C, Mitra B. Curing performance of a new generation light-emitting diode dental curing unit. *J Am Dent Assoc* 2004;135(10):1471-1479.
- Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite Resins in the 21st Century, *Quint. Int.* 1993;24:641-657.
- Witkowski S. CAD-CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol* 2005;28:169-184.
- Wohlwend A, Strub JR, Scharer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations current considerations. *Int J Prosthodont* 1989;2(1):13-26.
- Yan, YL, Kim YK, Kim KH, Kwon, TY. Changes in degree of conversion and microhardness of dental resin cements. *Oper. Dent* 2010;35:203-210.
- Yap AUJ, Soh MS. Curing efficacy of a new generation high-power LED lamp. *Oper. Dent* 2005;30:758-763.
- Yap AUJ, Soh MS. Thermal emission by different light-curing units. *Oper. Dent* 2003;28:260-266.

- Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam Porselen Sistemleri 1. GÜ Dişhek Fak Derg 2005;22(1):41-48.
- Yazıcı AR, Müftü A, Kugel G, Perry RD. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. Oper. Dent 2006;31:261-265.
- Yücel MT, Aykent F, Avunduk MC. In vitro evaluation of the marginal fit of different all-ceramic crowns. J Dent Sci 2013;8:225-230.
- Yüksel E, Zaimoğlu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. Brazilian Oral Research 2011;25:261-266.
- Zachrisson BU, Büyükyılmaz T. Bonding in Orthodontics. In: Orthodontics, Current Principles and Techniques, 4th Ed, Graber TM, Vanarsdall RL, Vig KWL, Elsevier Press, Philadelphia. 2005.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Dental porselenler. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L, Editörler. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, 1. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. 1993.
- Zaimoğlu A, Can G. Tam seramik (yüksek dirençli) kronlar. Zaimoğlu A, Can G, Editörler. Sabit Protezler. 2. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. 2011.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Betül YILMAZ EVMEK

Doğum Yeri: Antalya

Doğum Tarihi: 28.01.1987

Medeni Hali: Evli

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl):

Lisans : Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2004-2009)

Doktora : Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD (2013-2016)

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl:

Özel Modern Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği, Alanya (2009-2010)

Özel Ayan Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği, Bursa (2010-2011)

Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Bolu (2011-2013)

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Samsun (2013-2015)

E-posta: betulylmz87@gmail.com