



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**LİTYUM DİSİLİKAT SERAMİKLER ÜZERİNE
UYGULANAN KOMPOZİT REZİN TAMİR
MATERYALLERİNİN TRANSLUSENSİ VE RENK
DEĞİŞİMİNE ETKİSİ**

DOKTORA TEZİ

İsmail KAYA

Samsun

Ocak-2015



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**LİTYUM DİSİLİKAT SERAMİKLER ÜZERİNE
UYGULANAN KOMPOZİT REZİN TAMİR
MATERYALLERİNİN TRANSLÜSENSİ VE RENK
DEĞİŞİMİNE ETKİSİ**

DOKTORA TEZİ

İsmail KAYA

Danışman

Prof. Dr. Gözlem CEYLAN

Samsun

Ocak-2015

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Dt. İsmail KAYA tarafından Prof. Dr. Gözlem CEYLAN danışmanlığında hazırlanan Lityum Disilikat Seramikler Üzerine Uygulanan Kompozit Rezin Tamir Materyallerinin Translusensi ve Renk Değişimine Etkisi başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 09/01/2015 tarihinde yapılan sınav ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA Tezi olarak kabul edilmiştir.

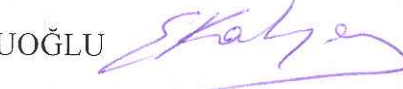
Başkan : Prof. Dr. Gözlem CEYLAN
Ondokuz Mayıs Üniversitesi



Üye : Prof. Dr. Duygu SARAÇ
Ondokuz Mayıs Üniversitesi



Üye : Yrd. Doç. Dr. Elif KALYONCUOĞLU
Ondokuz Mayıs Üniversitesi



Üye : Yrd. Doç. Dr. Doğu Ömür DEDE
Ordu Üniversitesi



Üye : Yrd. Doç. Dr. İbrahim DURAN
Ondokuz Mayıs Üniversitesi



ONAY:

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

Doç. Dr. Aydın HİM
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

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

Tezime olan katkıları, harcadıkları vakit ve yapıcı eleştirileri için tez izleme komitesinde yer alan değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Duygu SARAÇ ve Sayın Prof. Dr. Bilinç BULUCU'ya,

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

Tez verilerinin istatistiksel olarak incelenmesinde yardımcı olan Sayın Yrd. Doç. Dr. Naci MURAT'a,

Doktora eğitimim boyunca yan yana çalıştığım, bana destek veren ve bu süreci varlıklarıyla kolaylaştıran birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum sevgili asistan arkadaşlarıma,

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

Sevgi ve desteğiyle her anımda yanımda olan biricik eşim Dt. Özlem AKBELEN KAYA'ya

Teşekkür ederim.

ÖZET

LİTYUM DİSİLİKAT SERAMİKLER ÜZERİNE UYGULANAN KOMPOZİT REZİN TAMİR MATERYALLERİNİN TRANSLUSENSİ VE RENK DEĞİŞİMİNE ETKİSİ

Amaç: Çalışmamızın amacı, IPS e.max Press seramik restorasyonlar üzerine uygulanan kompozit rezin tamir materyallerinin translusensi ve renk değişimi üzerine olan etkisini incelemektir.

Materyal ve Metot: IPS e-max Press orta opasite ingotlardan üretici talimatlarına göre altyapı seramikleri hazırlandı. Bu seramik örneklerden her grup için 5 adet olmak üzere 21 farklı grup için toplam 105 adet örnek hazırlandı. Tam seramik altyapı örnekleri 0,6 mm kalınlığında ve 11 mm çapında disk şeklinde hazırlandı. Hazırlanan alt yapı seramiklerine kontrol gruplarında A1, A2 ve B1 renklerinde IPS e.max Ceram tabakalama seramiği 0,6 mm kalınlığında uygulandı ve glaze işlemi yapıldı. Çalışma gruplarında ise hazırlanan altyapılar üzerine gruplara göre A1, A2 ve B1 renklerinde nanohibrit ve mikrohibrit kompozit rezinler 0,6 mm kalınlıkta tabakalandı ve farklı yüzey bitim ve polisaj işlemleri uygulandı. Renk ölçümleri spektrofotometre ile yapıldı. Tüm gruplara termal siklus işlemi uygulandı ve renk ölçümleri tekrarlandı. Veriler iki yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tukey testi ile incelendi. Termal siklus öncesi ve sonrası elde edilen veriler eşli iki örnek t testi ile analiz edildi.

Bulgular: Tabakalama seramiği ile mikrohibrit kompozit rezinler arasında tüm renklerde en yüksek renk farklılığı değerleri gözlemlendi. En düşük translusensi parametresi değeri tabakalama seramiği gruplarında, en yüksek ise mikrohibrit kompozit rezin gruplarında görüldü. Termal siklus işleminin translusensi parametresine etkisi tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0,05$).

Sonuç: Kırılan seramik restorasyonların ağız içi tamiri yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Tamir materyali olarak nanohibrit kompozit rezin kullanılması renk ve translusensi özellikleri bakımından seramik ile daha uyumlu sonuçlar vermiştir.

Anahtar kelimeler: Ağız içi tamir; kompozit rezin; lityum disilikat seramik; renk; translusensi.

İsmail KAYA, Doktora Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Ocak-2015

ABSTRACT

EFFECT OF REPAIRING RESIN COMPOSITES APPLIED TO LITHIUM DISILICATE CERAMICS ON TRANSLUCENCY AND COLOR CHANGE

Aim: The aim of this study was to evaluate the effect of repairing resin composites applied to IPS e.max Press ceramics on translucency and color change.

Material and Method: Core ceramics were fabricated according to the manufacturer's instructions from IPS e-max Press medium opacity ingots. These ceramic specimens were prepared for 21 different groups, including 5 for each group, in total 105. Core ceramic specimens were prepared as discs 0.6 mm thick and 11 mm diameter. In control groups, 0.6 mm thickness IPS e.max Ceram veneering ceramic with A1, A2 and B1 colors was applied on core ceramics and glazed. In test groups, 0.6 mm thickness nanohybrid and microhybrid resin composites with A1, A2 and B1 colors were applied on core ceramics and surface finishing and polishing was performed. Color measurements were done with a spectrophotometer. Thermocycling procedure was performed for all groups and color measurement was repeated. The data were statistically analyzed using two way ANOVA and Tukey test. Data obtained before and after thermocycling statistically analyzed using paired t test.

Results: Color difference values between veneering ceramic and microhybrid resin composite were the highest. The lowest translucency parameter values were seen in the veneering ceramic groups, while the highest were seen in microhybrid resin composite groups. The effect of thermocycling procedure on translucency parameter was not statistically significant ($p>0.05$).

Conclusion: Intraoral repair of fractured ceramic restorations is a commonly used method. The use of nanohybrid composite as a repair material yielded more consistent results with ceramic in properties of color and translucency.

Keywords: Color; intraoral repair; lithium disilicate ceramic; resin composite; translucency.

Ismail KAYA, PhD Thesis

Ondokuz Mayıs University - Samsun, January-2015

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
<	Küçüktür
>	Büyüktür
ΔE	Renk değişimi
μm	Mikrometre
$^{\circ}$	Derece
$^{\circ}C$	Derece Santigrat
$^{\circ}K$	Derece Kelvin
Al_2O_3	Aluminyum oksit
$Al_2O_3SiO_2 \cdot 2H_2O$	Aluminyum hidrat silikat (Kaolin)
AM	Amplitude Modulation (Genlik Modülasyonu)
B_2O_3	Borik oksit
Ba	Baryum
BaO	Baryum oksit
Bis-EMA	Bis etilen glikol dimetakrilat
Bis-GMA	Bis fenol glisidil metakrilat
$Ca_5(PO_4)_3F$	Floroapatit
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar destekli tasarım)
CAM	Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
CaO	Kalsiyum oksit
CeO_2	Seryum dioksit
CIE	Uluslararası Aydınlatma Komisyonu Renk Sistemi
cm	Santimetre
dk	Dakika
gr	Gram
HEMA	Hidroksietilmetakrilat
ISO	International Organization for Standardization
K_2O	Potas
$K_2OAl_2O_3 \cdot 4SiO_2$	Lösit

K₂OAl₂O₃6SiO₂	Potasyum aluminyum silikat
La₂O₃	Lantan oksit
LED	Light Emitting Diode
Li₂O	Lityum oksit
Li₂Si₂O₅	Lityum disilikat
Li₂SiO₃	Lityum metasilikat
MDP	Metakriloksidessildihidrojenfosfat
MgAl₂O₄	Magnezyum spinel
MgO	Magnezyum oksit
ml	Mililitre
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
mW/cm²	Miliwatt /santimetrekare
n	Kırılma indisi
Na₂O	Soda
Na₂OAl₂O₃6SiO₂	Sodyum aluminyum silikat
nm	Nanometre
O	Oksijen
P₂O₅	Fosfor pentaoksit
PEGDMA	Poli etilen glikol dimetakrilat
Si⁺⁴	Silisyum
SiO₂	Silisyum dioksit (Silika)
SiO₄	Silisyum tetraoksit
SiOH	Silanol
sn	Saniye
Ss	Standart sapma
St	Stronsiyum
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
Ti	Titanyum
Ti₂O	Titanyum oksit
TP	Translusensi Parametresi
UDMA	Üretan dimetakrilat

Y-TZP	Yttriyum katyonu ilave edilmiş tetragonal zirkonyum polikristalleri
Zn	Çinko
ZnO	Çinko oksit
Zr	Zirkonyum



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	ix
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramikler.....	3
2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	3
2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı	5
2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	6
2.2. Kompozit Rezinler	19
2.2.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı	19
2.2.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması.....	20
2.2.3. Kompozitlerde Yüzey Bitirme ve Cila İşlemleri.....	22
2.3. Tamamı Seramik Restorasyonların Tamiri	23
2.3.1. Yüzey İşlemleri.....	24
2.3.2. Silan Uygulanması.....	25
2.4. Diş Hekimliğinde Renk.....	26
2.4.1. Işığın Emilmesi	27
2.4.2. Işığın Yansıması	27
2.4.3. Işığın Kırılması	28
2.4.4. Rengin Algılanması	29
2.4.5. Materyallerin Işığın Yayılımına Etki Eden Özellikleri.....	29
2.4.6. Renk Sistemleri.....	33
2.4.7. CIE'nin Önerdiği Standart Aydınlatma Koşulları	39
2.4.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Tespit Yöntemleri	39
2.5. Termal Siklus	44
3. MATERYAL VE METOT	45
3.1. IPS e.max Press Örneklerin Hazırlanması	47
3.2. IPS e.max Ceram Tabakalama Seramiğinin Uygulanması	50

3.3. Kompozit Resin Tamir Materyallerinin IPS e.max Press Alt Yapılar Üzerine Uygulanması	52
3.4. Renk Farklılığı ve Translusensi Parametresi Değerlerinin Belirlenmesi	59
3.5. Termal Siklus İşlemi	60
3.6. Verilerin İstatistiksel Analizlerinin Yapılması.....	61
4. BULGULAR	62
4.1. Grupların Renk Farklılıkları (ΔE) Açısından Değerlendirilmesi	62
4.2. Renk Farklılıklarının (ΔE) Karşılaştırılması	65
4.2.1. A1 Rengindeki Gruplarda ΔE Karşılaştırılması	65
4.2.2. A2 Rengindeki Gruplarda ΔE Karşılaştırılması	67
4.2.3. B1 Rengindeki Gruplarda ΔE Karşılaştırılması	69
4.3. Grupların Translusensi Parametresi (TP) Açısından Değerlendirilmesi.....	70
4.4. Translusensi Parametresinin (TP) Karşılaştırılması.....	73
5. TARTIŞMA	78
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	91
KAYNAKLAR	92
ÖZGEÇMİŞ	108

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde artan estetik beklentiler tam seramik restorasyonların daha sık kullanımına neden olmuştur. Tam seramik restorasyonlarda zirkonya, alumina, cam seramik gibi altyapılar kullanılmaktadır. Bu altyapıların kullanım amacı veneer porseleni destekleyerek mekanik özelliklerini güçlendirmektir (Denry ve Kelly, 2008; Ortorp ve ark., 2009).

Ancak farklı materyallerin birbirine bağlanmaları nedeniyle altyapıda ve dentin porseleninde kırılmalar meydana gelebilmektedir. Bu tür bir başarısızlık her zaman restorasyonun değiştirilmesine neden olmaz. Ancak hasta ve hekim açısından sorun teşkil eder. Çok üyeli restorasyonlarda görülebilecek bu tür bir başarısızlık, özellikle ön bölgede yer alıyor ise büyük bir problem oluşturur (Burke, 2002).

Porselenlerin doğasından dolayı ağız içinde yeni porselen ilavesi mümkün değildir. Daimi simante edilmiş restorasyonun ağızdan çıkartılması ve laboratuvarında fırınlanma aşamalarında çeşitli komplikasyonların gelişebilmesi söz konusudur. Bu durum; ağız içi porselen tamir yöntemlerinin geliştirilmesi için bir sebep olmuştur. Kırılmış restorasyonu ağızdan çıkartmadan tamir edebilmek hasta ve hekim için memnuniyet verici bir durumdur. Böylece restorasyonun ağızdan çıkartılması sırasında yaşanabilecek ağrı, dişlerde oluşabilecek harabiyet, zaman kaybı ve ekonomik yönden meydana gelebilecek kayıplar önlenmiş olur (Llobell ve ark., 1992; Thurmond ve ark., 1994; Chadwick ve ark., 1998).

Restorasyonun tamirindeki temel amaç fonksiyon ve estetiğin yeniden kazandırılmasıdır (Özcan, 2003). Ağız içi porselen tamirine başlamadan önce kırık sebebinin belirlenmesi son derece önemlidir. Restorasyonda meydana gelen kırığın nedeni tek bir faktör olabileceği gibi, birçok faktörün bir araya gelmesi de olabilir.

Ağız içi porselen tamirinde işlemin başarısı kullanılan kompozit rezin tamir materyalinin veneer porselenine veya altyapı seramiğine bağlanma kuvveti ve bu iki materyalin optik özelliklerinin eşleşmesine bağlıdır. Literatürde kompozit rezin tamir materyallerinin seramiğe bağlanma kuvveti ile ilgili birçok çalışma olmasına karşın, bu iki materyalin renk uyumu ve translusensileri gibi optik özelliklerinin değerlendirildiği çok az sayıda çalışma vardır.

Bu çalışmanın amacı, en son geliştirilen lityum disilikat seramik sistemi olan IPS e.max Press alt yapı seramiklerine farklı tipte ve farklı yüzey bitim ve polisaj işlemi uygulanmış kompozit rezin tamir materyallerinin IPS e.max Press alt yapı seramiklerinin

üzerine uygulanmış IPS e.max Ceram tabakalama seramiğine göre olan renk farklılıklarını ve translusensi değerlerini in vitro olarak incelemektir.

Bu çalışmanın hipotezi, lityum disilikat altyapı seramikler üzerine uygulanan kompozit rezin tamir materyallerinin IPS e.max Ceram tabakalama seramiğine göre renk ve translusensi değerlerinde bir farklılık göstermeyeceği yönünde oluşturulmuştur.



2. GENEL BİLGİLER

2.1.Dental Seramikler

2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik kelimesi, Yunanca bir sözcük olan ve “topraktan gelme, yakılmış olan” anlamlarını taşıyan “keramos, keramikos, keramenes” kelimelerinden gelmektedir. Seramikler insanlar tarafından yapısal olarak değiştirilmiş en eski inorganik materyallerdir. İlk seramikler ev ve süs eşyalarının yapımında kullanılmıştır. Bu seramikler oldukça zayıf, pöröz ve opak yapıda olup kaolinden meydana gelmişlerdir. İçeriğindeki kaolinin, silika ve feldspar gibi diğer minerallerle karıştırılması sonucu şeffaflık ve dayanıklılık sağlanır. Bu ilave unsurları içeren materyale porselen adı verilir (Jones, 1985; Kelly ve ark., 1996; Nayır, 1999; Yavuzyılmaz ve ark., 2005a).

Seramiğin diş hekimliğinde ilk olarak kullanımı, 1789 yılında Fransız diş hekimi De Chemant ile eczacı Duchateau'nun geliştirdikleri ve patentini aldıkları hareketli protez dişleri ile olmuştur. Ancak o yıllarda, fırınlama yöntemiyle elde edilen bu dişlerin protez kaide materyaline bağlanması mümkün olmadığı için kişisel protezlerin yapımında kullanılamamıştır. İtalyan Giusseppangelo Fonzi 1808 yılında porselen dişlerin, arka yüzeylerine platin pinler yerleştirerek, estetik ve mekanik özelliklerini geliştirmiş ve porselen dişlerin metal kaide plağına lehimlenebilmelerini sağlamıştır (Kelly ve ark., 1996; Gökçe ve Beydemir, 2002; Yavuzyılmaz ve ark., 2005a; Sakaguchi ve Powers, 2012; Anusavice ve ark., 2013).

1873'de Beers porselen tam kron fikrini ortaya atmıştır. 1885'de Logan porselenin platin bir post ile kaynaştığı Richmond kronunu tanıtmıştır. 1886'da Matterson altın yaprak ile ilk estetik kronu yapmış üstüne porselen pişirmiştir. İlk olarak porseleni kaviteye göre pişirmeyi 1887'de Land ortaya koymuştur. Bu şekilde porselen inleylerin güncel yapım metodu ortaya çıkmıştır. 1889'da Dr. Charles H. Land tarafından, ilk porselen tam kronun yapımı ile diş hekimliğinde porselenin kullanılması yaygınlaşmıştır. 1925 yılında Dr. Abert Le Gro tarafından yayınlanan *Ceramics In Dentistry* adlı kitap ile porselenin tanınması artmıştır (Yavuzyılmaz ve ark., 2005a).

Metal destekli seramik sistemin temelini oluşturan çalışmalar, 1962 yılında Weinstein tarafından yapılmış ve metal alaşımları ile ısıl olarak uyumlu yüksek genleşmeye sahip seramikler tanıtılmıştır. 20. yüzyılın başlarında metal destekli seramik restorasyonlar klinik kullanıma girmiştir (Anusavice ve ark., 2013).

1965 yılında McLean ve Hughes, seramiğin platin folyo üzerinde metal destek olmaksızın fırınlandığı bir sistem geliştirmişlerdir. İçeriğin %40-50 oranında alumina kristalleri ile kuvvetlendirildiği bu sistemde, dayanıklılığın artmasıyla beraber oldukça opak bir görüntü oluşmaktadır (McLean ve Odont, 2001; Anusavice ve ark., 2013). 1976 yılında McLean tarafından aluminus seramiklerin kalay oksit kaplı platin yaprak üzerinde pişirildiği çift foli tekniği geliştirilerek dayanıklılık daha da arttırılmıştır (McLean ve Odont, 2001). Ayrıca 1972 yılında Southan ve Jorgensen tarafından geliştirilen refraktör day malzemesi ile restorasyonun fırına platin folyo üzerinde taşınması gerekliliğinin ortadan kaldırılması hedeflenmiştir (McLean ve Odont, 2001; Shillingburg ve ark., 2010).

1980'li yılların sonlarında %70 oranında alumina içeren ve refraktör day üzerinde fırınlanan Hi-Ceram ve %90 oranında alumina içeren, refraktör day üzerinde uzun süre fırınlandıktan sonra ortaya çıkan pöröz seramik yapıya cam infiltrasyonu yapılan In-Ceram seramik sistemleri geliştirilmiştir (McLean ve Odont, 2001; Shillingburg ve ark., 2010).

1991 yılında Wohlwend tarafından, %34 lösit kristalleri içeren ve basınç altında yüksek sıcaklıkta preslenerek üretilen bir seramik sistemi olan IPS Empress sistemi geliştirilmiştir. Bu seramik materyalinin dayanıklılığı, yüksek alümina içeren seramiklere göre %50 oranında daha düşük ancak daha translusent yapıdadır. 1998 yılında ise, içeriğinde %70 oranındaki lityum disilikat ve lityum ortofosfat bulunan IPS Empress II piyasaya sürülmüştür. IPS Empress'e göre daha dayanıklı bir seramiktir. IPS Empress sisteminin kullanımı tek üyeli restorasyonlar ile sınırlıyken, IPS Empress II sisteminde ikinci küçük azı dişine kadar üç üyeli sabit restorasyonlarında uygulanabileceği bildirilmektedir (Kelly ve ark., 1996; Brochu ve El-Mowafy, 2002; Shillingburg ve ark., 2010; Anusavice ve ark., 2013). 2005 yılında ise içeriğinde %70 lityum disilikat bulunan IPS e.max Press geliştirilmiştir. Sistemin Empress ve Empress II sistemlerinden üstünlüğü, dört farklı opasitede ingot çeşidi sunması sayesinde estetik

kaliteyi arttırması ve oldukça dayanıklı olmasıdır (Ivoclar Scientific Document, 2005; Küçük ve Kunt, 2012).

2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, yapı olarak dört oksijen (O⁻) atomu ile merkezde yer alan bir silisyum (Si⁺⁴) arasında kimyasal bağlar içeren silisyum tetraoksitten (SiO₄) oluşmaktadır. Feldspar, kuartz ve kaolin porselenin temel bileşenleri olup SiO₄ içermektedir (Nayır, 1999).

Feldspar

Porselende %75-85 oranında bulunan feldspar ana yapıyı teşkil eder. Göreceli olarak saf ve renksiz olan maddedir. Bağlayıcı bir özelliği vardır ve opaktır. Minimum %60 oranında içeriğe katılır. Potasyum alüminyum silikat (K₂OAl₂O₃6SiO₂) ve sodyum alüminyum silikat (Na₂OAl₂O₃6SiO₂) karışımından meydana gelir. Doğal feldspar saf olmayıp, potas (K₂O) ve soda (Na₂O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur (O'Brien, 2008; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Potas, erimiş camın viskozitesini arttırdığından diş hekimliğinde kullanılan seramiklerde potas oranı yüksek olan feldspar tercih edilmektedir. Erime sıcaklığı 1100–1300 °C arasında olan feldspar, pişirme işlemleri sırasında bileşenlerin erimesini kolaylaştırmakta ve seramiğin pişirilmesi sırasında eriyerek diğer bileşenleri bir arada tutan bir matriks görevi görmektedir. Eridikten sonra ise camsı ve yüksek viskoziteli parlak bir madde haline gelmekte ve seramiğe belirli bir şeffaflık kazandırmaktadır (Nayır, 1999; Sakaguchi ve Powers, 2012; Anusavice ve ark., 2013). Potas formundaki feldspar molekülünün yapısında 6 adet silisyum dioksit bağlanmakta (K₂OAl₂O₃6SiO₂), 4 adet silisyum dioksit bağlandığında ise molekül lösit olarak tanımlanmaktadır. Potasın cam ile reaksiyonu sonucunda elde edilen ve feldspardan daha güçlü yapıdaki lösit (K₂OAl₂O₃4SiO₂), seramiği güçlendirmekte, optik özelliklerini arttırmakta ve ısıl genleşme katsayısını yükseltmektedir (Mackert ve Evans, 1991; Kelly ve ark., 1996; Anusavice ve ark., 2013).

Kuartz

Silika (SiO₂) yapısında olan kuartz matriks içinde doldurucu görevi yapar. Pişirme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler ve kitleye stabilite sağlayarak dayanıklılığı artırır. Termal genleşme katsayısını kontrol etmeye yardımcıdır. Aynı

zamanda materyale şeffaf bir görünüm kazandırır. %10-30 oranında bulunur (Zaimoğlu ve ark., 1993; Coşkun ve Yaluğ, 2002).

Kaolin

Dehidrate olmuş alüminyum silikattır ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$). Isıya oldukça dayanıklıdır ve porselen hamuruna elastikiyet verir. Yapışkan bir yapıya sahip olduğundan diğer materyalleri bir arada tutar ve porselenin modelajında kolaylık sağlar. Opak olduğundan porselen tozunda %1-5 oranında bulunur (Zaimoğlu ve ark., 1993; Coşkun ve Yaluğ, 2002).

Porselen yapısında bu üç ana maddenin dışında; porselenin erime derecesini düşürüp ısıl genleşme katsayısını arttıran, akışkanlar veya cam modifiye ediciler, cam modifiye edicilerin düşürdüğü viskoziteyi arttıran ara oksitler, camlaşma işleminin daha kolay oluşabilmesinde kullanılan camlaştırıcı oksit, çeşitli renk pigmentleri (Tablo 1), opaklaştırıcı veya floresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da eklenmektedir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Kelly ve ark., 1996; Nayır, 1999; Coşkun ve Yaluğ, 2002).

Tablo 1. Porselen yapısına ilave edilen renk pigmentleri (Zaimoğlu ve ark., 1993'den uyarlanmıştır)

Metal Oksitler	Renk
Titanyum Oksit	Sarı
Uranyum Oksit	Sarı-Turuncu
Krom Aluminat	Gül Rengi
Metalik Altın	Kahverengi-kırmızı
Demir Oksit ya da Nikel Oksit	Kahverengi
Kobalt Aluminat	Mavi
Krom ya da Bakır Oksit	Mavi-Yeşil
Manganez	Gri-Lavanta yeşili
Demir fosfat ya da platin	Gri

2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Fırınlanma Derecelerine Göre Sınıflandırılması

Dental seramikler, fırınlanma derecelerine göre şu şekilde sınıflandırılır:

- a.** Yüksek ısı seramikleri
- b.** Orta ısı seramikleri
- c.** Düşük ısı seramikleri
- d.** Çok düşük ısı seramikleri (Anusavice ve ark., 2013).

Yüksek Isı Seramikleri

Fırınlanma sıcaklıkları 1300°C'nin üzerindedir. Özellikle suni dişlerin yapımında ve nadiren yüksek ısı ile pişirilen jaket kronların yapımında kullanılırlar (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice ve ark., 2013).

Orta Isı Seramikleri

Fırınlama sıcaklıkları 1101-1300°C arasındadır. Gövde porseleni yapımında kullanılırlar (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice ve ark., 2013).

Düşük Isı Seramikleri

Fırınlama sıcaklıkları 850-1100°C arasındadır. Jaket kron, metal destekli seramik sistemlerde, aluminöz seramiklerde, çeşitli boya ve parlatma tozlarında kullanılırlar (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice ve ark., 2013).

Çok Düşük Isı Seramikleri

850°C'den daha düşük sıcaklıkta fırınlanırlar. Ultra düşük ısı seramikleri, büzülme katsayılarının düşük olması nedeniyle titanyum ve titanyum alaşımları ile birlikte, inley-onley ve hassas bağlantılı kronlarda kullanılmaktadırlar. Fırınlama sıcaklıklarının düşük olması, metal oksit açığa çıkma riskini azaltmaktadır (Anusavice ve ark., 2013).

Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması

Dental seramikler, yapım tekniklerine göre şu şekilde sınıflandırılır:

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

Metal Destekli Dental Seramikler

Seramiğe direnç sağlamak için altyapı olarak metal desteği yaklaşık 50 yıldır yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Kelly ve ark., 1996; Yavuzylmaz ve ark., 2005a). Metal destekli seramik sistemleri, seramiği üstün estetik özellikleri ile birlikte metal altyapıya bağlayarak, kırılmaya neden olan gerilim kuvvetlerine karşı daha dirençli

kılmış ve kron-köprü protezleri için beklenen gereksinimleri büyük ölçüde karşılamışlardır (Zaimoğlu ve ark., 1993; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Seramik ve metalin ısıl genişleme katsayısının benzer olması iki materyalin bağlanabilmesi için şarttır. En çok arzu edilen seramiğin ısıl genişleme katsayısının metalinkinden biraz düşük olmasıdır. Bu, metalin fırınlama sırasında genişerek soğuma esnasında seramiği sıkıştırması demektir ki bağlantıyı artırır (Kelly ve ark., 1996; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Metal alaşımla seramik arasında yeterli bağlantı sağlayabilmek için, metal yüzeyinin temiz olması, gaz içermemesi, metal yüzeyinde yeterli kalınlıkta oksit tabakası oluşması gerekmektedir (McLean ve Odont, 2001). Metal rengini maskelemek ve opak seramik kalınlığını en aza indirmek amacıyla seramik tozuna daha fazla miktarda metal oksit ilave edilmesi gerekmektedir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Metal destekli seramiklerin fırınlama sıcaklıkları kullanılan metal altyapıya göre değişmektedir. Titanyum alaşımlar, 800°C'de kalın bir oksit tabakası oluşturmaktadır. Bu oksit tabakası metal seramik bağlantısını olumsuz etkilemektedir. Dolayısıyla, bu alaşımlar ile kullanılan üstyapı seramikleri, yaklaşık 760°C'de fırınlanan ultra düşük ısı seramikleridir. Nikel-krom alaşımları ile kullanılan üstyapı seramikleri yaklaşık 950°C'de, kıymetli metal alaşımları ile kullanılanlar ise 890°C'de fırınlanmaktadır (Garbelini ve ark., 2003).

Metal destekli seramik sistemlerin uzun yıllar boyunca kullanılmaları kırılmaya karşı dirençleri, dayanıklılıkları ve fena sayılamayacak estetiklerine bağlanabilir (Shillingburg ve ark., 2010). Ancak ışık geçirgenliği özelliklerinin olmayışı ve metallere karşı toksik alerjik reaksiyonlar hakkında kaygıların artmasına bağlı olarak hasta ve hekimler, metal desteksiz diş rengine uygun restorasyonları tercih etmeye başlamışlardır.

Metal Desteksiz Dental Seramikler

Metal destekli sistemlerde estetik alandaki gelişmeler, o anki ihtiyaçları karşılamış olsa da, metal altyapının bütün olarak seramikten yapılmasının, estetik kaliteyi çok daha fazla arttıracığı düşünülmüştür. Ancak bu görüş; tümü ile seramik olarak imal edilen bir sistemde, metal seramik sistemleri kadar yüksek dayanıklılığın elde edilemeyeceği düşüncesini de beraberinde getirmiştir. Tam seramik sistemleri,

geliştirilmiş yüksek dayanıklılığa sahip bir altyapı seramiğinin kullanıldığı ya da seramiğin tüm yapısının kuvvetlendirildiği sistemlerdir (Fischer ve Fischer, 1999).

Tam seramik sistemler renkte derinlik sağlarlar, ışık geçirgenlikleri ve ışığı yansıtma karakterleri doğal dişin mine ve dentin dokularına benzer optik özellikler taşır. Metal destekli restorasyonlarda, metal ve opak tabakalarına bağlı olarak ışığın yansıtılması ve emilmesine rağmen, ışığı çok az geçirmesine bağlı olarak ortaya çıkan opak görüntü tam seramik sistemlerde yoktur. Tam seramik restorasyonlar doğal dişe benzer translusent özellik taşırlar. Ayrıca tam seramik sistemlerde metal destekli restorasyonlarda gözlenen marjinal renklenme problemi de gözlenmez. Tam seramiklerin bu özellikleri, başlıca estetik avantajlarını oluşturur (Seghi ve ark., 1995; Rosenblum ve Schulman, 1997; Coşkun ve Yaluğ, 2002; Gökçe ve Beydemir, 2002; Donovan, 2008; Chang ve ark., 2009; Azer ve ark., 2011; Anusavice ve ark., 2013). Metal destekli seramik restorasyonlarda metal alaşıma bağlı oluşan iyon salınımı ve elektrolitik korozyon tam seramik sistemlerde gözlenmez. Homojen bir yapı gösterirler, biyolojik olarak uyumludurlar, toksik ve allerjik reaksiyon oluşturmazlar (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Yavuzyılmaz ve ark., 2005a; Shillingburg ve ark., 2010). Tam seramik restorasyonların ısı ve elektrik iletkenliklerinin az olması nedeni ile destek dişte de daha az hassasiyet gözlenmektedir (Raigrodski, 2004). Metal destekli sistemlerdeki kadar fazla bir kesim derinliğine ihtiyaç yoktur (Shillingburg ve ark., 2010). Sıkışma kuvvetlerine karşı çok dayanıklıdırlar (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Gökçe ve Beydemir, 2002).

Bu avantajlarının yanında; metal destekli porselen kronlara göre diş preparasyonu, laboratuvar işlemleri ve klinik uygulama prosedürlerinde daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirir (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Yavuzyılmaz ve ark., 2005a; Donovan, 2008). Mekanik özellikleri nedeniyle her tam seramik sistem, uzun ve posterior bölgede yapılacak olan köprü restorasyonlar için uygun olmayabilir (Yavuzyılmaz ve ark., 2005a). Metal destekli sistemler kadar ekonomik olmayıp, yapımları için çoğu zaman özel ekipmanlar gerektirir (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Yavuzyılmaz ve ark., 2005a; Donovan, 2008). Ayrıca çekme kuvvetlerine karşı dirençleri oldukça düşük ve kırılğan bir yapıya sahiptirler (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Yavuzyılmaz ve ark., 2005a; Bayındır ve Uzun, 2007; Donovan, 2008; Pjetursson ve ark., 2008; Anusavice ve ark., 2013).

Geleneksel Toz-likit Karışımı ile Üretilen Seramikler

Daha yüksek dayanıklılık elde etmek amacıyla, geleneksel metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik porselenin kristalin içeriğinin artırılması ile elde edilmiştir (Blatz, 2002). Bu porselen tozları, teknisyen tarafından sulandırılarak refraktör day materyali üzerine tabakalar halinde uygulanır ve restorasyon formu oluşturulur (Rosenblum ve Schulman, 1997).

Kullanılan porselen tozları farklı renk ve translusensi özelliklerine sahiptir. İstenilen renkte restorasyon elde edilebilmesi için son aşamada yüzey boya da uygulanabilir (Rosenblum ve Schulman, 1997).

Porselen tozu ile su karıştırıldığında porselenin tanecikleri arasında boşluklar oluşur. Porselen tozundaki taneciklerin bir araya getirilerek aradaki sıvı bağlayıcının uzaklaştırılması işlemi kondenzasyon olarak bilinmektedir. Bu işlem; fırça uygulama, vurma, spatülasyon ve vibrasyon gibi çeşitli tekniklerle uygulanır. Vibrasyon işlemi oldukça etkilidir ve kondenzasyon amacıyla en sık kullanılan yöntemdir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Optec HSP (Jeneric, Pentron Inc., ABD) lösitle güçlendirilmiş feldspatik porselenlerdendir. **Hi-Ceram** (Vita, Zahnfabrik, Bad Sakigen, Almanya) ise alumina içeriği artırılarak güçlendirilmiş bir feldspatik porselendir. Feldspatik porseleni güçlendirmede kullanılan diğer yöntem ise zirkonyum oksit ilavesidir. **Mirage II** (Chameleon Dental, Kansas City, ABD) bu yöntemle elde edilmiştir. Piyasadaki diğer geleneksel toz-likit porselen örnekleri; **Ceramco** ve **Ceramco II** (Dentsply Ceramco, Burlington, ABD), **Cerinate** (Den-Mat, California, ABD), **Finesse** (Dentsply Ceramco, Burlington, ABD) ve **Duceram LFC** (Degussa Dental GmbH, Hanau, Almanya)'dir (Blatz, 2002).

Dökülebilir Seramikler

Bu ürünler kaybolan mum tekniği ve santrifüj döküm tekniği kullanılarak korların ya da tam konturlu restorasyonların yapımı için üretilen seramik ingotlardır. Genelde materyalin sınırlı sayıda rengi mevcuttur ve kor altyapıya konvansiyonel feldspatik porselenle tabakalanarak, tabakalama tekniğiyle ya da boyamayla karakterizasyon kazandırılır (Sjögren ve ark., 1999; McLean ve Odont, 2001; Anusavice ve ark.,2013).

Dicor

Tetrasilisik flor-mika kristalleri içeren, dökülebilir cam seramiktir. Bu seramiklerin %45'ini cam oluşturur. Mika kristaller yaklaşık 1µm kalınlıkta olup materyalin esnekliğini ve yüzey işlenebilirliğini sağlarken kırık oluşumuna karşı direnç ve dayanıklılık da kazandırır (Yavuzylmaz ve ark., 2005b). Restorasyon, mum model elde edilmesini takiben fosfat bağlı revetmana alınır. Mumun eliminasyonundan sonra transparan cam seramik kütleler 1350°C'de santrifüjlü döküm apareylerinde dökülür. Döküm işlemi tamamlandıktan sonra henüz şeffaf ve zayıf olan kron tekrar revetmana alınarak yüksek sıcaklıkta seramikleştirme işlemi gerçekleştirilir. 10 saat süren kontrollü fırınlama kristallerin gelişmesini sağlar, şeffaf malzemeye buzlu cam görüntüsü kazandırır. Dayanıklılığını da büyük oranda artırır (Zaimoğlu ve Can, 2011).

Dicor sisteminin dezavantajı ileri derecede ışık geçirgen olmasıdır. Bu nedenle renk maskelenmesi ihtiyacını gösteren vakalar, diastema kapatılması veya kırık dişlerin restorasyonu gibi desteksiz seramiğin fazla olduğu durumlarda yeterli opasiteyi gösteremez. Yaklaşık 153 MPa bükülme direncine sahiptir. Sistem anterior ve posterior bölgede tek kron restorasyonlarında kullanılmaktadır (Hondrum, 1992; Coşkun ve Yaluğ, 2002).

Cerapearl

Hidroksiapatit kristalleri içeren, dökülebilir cam seramiktir. Döküm apatit seramik olarak bilinen Cerapearl, 1985 yılında indirekt bir teknik olarak geliştirilmiştir. Santrifüj ile dökümü yapıldıktan sonra kontrollü kristalizasyon ısıl işlemi ile yapı içerisinde hidroksiapatit kristalleri oluşmaktadır. Tekniği Dicor cam seramik sistemlere benzemektedir (Yavuzylmaz ve ark., 2005b).

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

Bilgisayar Destekli (CAD/CAM) Hazırlanan Seramikler

CAD-CAM (computer aided design-computer aided manufacturing) teknolojinin birçok alanında kullanılan bir üretim şeklidir. Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim şeklinde ifade edilebilir. Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemlerinin kullanılmasıyla birlikte seramik materyallerin kondenzasyon, eritme, kaynaştırma işlemleri nispeten azalmaktadır. Sistemin temeli çok hassas bir freze

makinasının, bilgisayar yazılımı ile çalıştırılarak, seramik bloklardan korlar, kronlar, köprüler üretmesidir. Bütün CAD/CAM sistemleri teknik olarak üç aşamayı gerektirir; verilerin toplanması, restorasyonun tasarımı ve üretimi. CAD/CAM sistemlerinde seramik restorasyonlar homojen seramik bloklar kullanılarak elde edildiği için, diğer seramik sistemlerinde görülen mikropörözite, homojenite problemleri ve yüksek ısılardaki fırınlama işlemleri sonucu sonrası oluşan büzülme problemlerinin elimine edilmesi hedeflenmiştir. Ayrıca, laboratuvar işlemlerinin kısaltılması da zaman ve para tasarrufu sağlamaktadır. Bu sistem, geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırdığı ve bekleme süresini kısalttığı için oldukça ilgi çekicidir (Blatz, 2002; Palin ve Burke, 2005; Bayındır ve Uzun, 2007).

Cerec

CAD-CAM sistemleri içinde en yaygın kullanıma sahip olan sistem CEREC (Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics) (Sirona Dental Systems, Charlotte, North Carolina, ABD)' dir. 1992'de CEREC I, 1994 yılında da CEREC II üretilmiştir, frezeleme ünitesinin 3 akstan 6 aksa çıkarılmış olması sistemin avantajlarından. CEREC II'de ağız içi kamerası ile 3 boyutlu tarama yapılabilmektedir ve piksel büyüklüğü 25x29 µm' e düşürülmüştür. Ancak, CEREC II' de yazılım problemleri mevcuttur (Möhrmann ve Bindl, 1996; Bindl ve Möhrmann, 2003). 2000 yılında CEREC III geliştirilmiştir. Farklı olarak, üretim işlemi çabuklaştırılmış, görüntü elde etme ve veri toplama işlemleri ileri derecede hızlandırılmıştır. Cerec sistemi, inley, onley, lamina veneer, tek ve çok üyeli sabit protetik restorasyonların hazırlanmasında kullanılabilir (Mörmann ve Bindl, 1996; Bayındır ve Uzun, 2007; Şener ve Türker, 2009).

Dicor MGC light, Dicor MGC dark (Dentsply International Inc., York, Pa., ABD), Cerec Vitablocks Mark I, Cerec Vitablocks Mark II, Vitablocks TriLuxe (Sirona Dental Systems, Charlotte, North Carolina, ABD), Vita Celay, Vita InVizion ve IPS e.max CAD porselen blokları, CEREC sisteminde kullanılabilir (Giordano, 1996; Kelly ve ark., 1996; Rosenblum ve Schulman, 1997; Wassell ve ark., 2002; Flury ve ark., 2010).

Procera

Yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit yapıları için geliştirilmiş bir CAD/CAM metodudur. Procera metodu ile Procera tarayıcı (kontakt problemler ile mekanik tarama) ile

ölçü laboratuvarında tarandıktan sonra, taranan görüntü elektronik posta yoluyla Nobel Biocare Procera Sandvik'e yollanır. Bu dosya bilgisayar ekranına dayın uzun ekseninde iki boyutlu kesit alanlar şeklinde yansıtılır. Orijinalinden taranan model üzerinde tüm ince detaylar belirlenerek koping şekillendirilir. Seramik veneer kaplaması yapılarak glazelenir (Yavuzylmaz ve ark., 2005b).

LAVA-System (3M/ESPE, Almanya), Cercon Smart Ceramics (DeguDent GmbH, Hanau, Almanya), WOL-CERAM (Wol-Dent GmbH, Ludwigshafen, Almanya), Cicero (Cicero Dental Systems B.V., Hoorn, Hollanda), Bego Medifactory (Bego Medical, Almanya) ve CELAY (Mikrona Technologie AG, Spreitenbach, İsviçre) kullanılmakta olan diğer CAD-CAM sistemleridir.

Isı ve Basınç Altında Preslenen Seramikler

Bu ürünler seramik ingotlar halinde bulunur, kayıp mum tekniğiyle oluşturulan boşluğa ısı ve basınç etkisiyle preslenir. Preslenmiş form tam konturlu restorasyon olabilir ya da sadece kor alt yapı olabilir ve tabakalama tekniğiyle konvansiyonel felspatik seramik kullanılarak tam restorasyon elde edilir (Giordano ve ark., 1996; Rosenblum ve Schulman, 1997).

IPS Empress Sistemi

1983 yılında Zürih Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protez Bölümü'nde Wohlwend tarafından geliştirilmiş ve 1991 yılında Ivoclar Vivadent firmasınınca piyasaya sunulmuştur (Dong ve ark., 1992; McLean ve Odont, 2001).

IPS Empress; ısı ve basınç altında şekillendirilen, yüksek lōsit içerikli feldspatik seramiktir (Prōbster ve ark., 1997). Silikat cam matriks hacminin yaklaşık %30-40'ını 1-5 µm büyüklüğünde olan homojen dağılmış lōsit kristalin faz oluşturmaktadır (Myers ve ark., 1994). Cam seramik materyali ağırlık olarak %63 SiO₂, %17,7 Al₂O₃, %11,2 K₂O, %4,6 Na₂O, %0,6 B₂O₃, %0,4 CeO₂, %1,6 CaO, %0,7 BaO, %0,2 Ti₂O içermektedir (Dong ve ark., 1992).

Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişlere benzerdir, bükülmeye karşı direnci ise 120-200 MPa'dır (Giardano ve ark., 1996). Bu sistemde lōsitle kuvvetlendirilmiş cam porselen tabletler EP500 adı verilen özel fırında 1150°C de viskōz alumina özelliğine ulaşır ve kayıp mum tekniğiyle elde edilen kalıp içerisine basınç ile transfer edilerek şekillendirilmesi sağlanır (Dong ve ark., 1992; Denry ve Holloway, 2010).

Sistem, iki farklı yapım tekniğine sahiptir. İlk teknikte, renksiz porselen kullanılarak yapılan restorasyon yüzey renklendirmesine tabi tutulur. İkinci teknikte, renkli dentin tabletleri kullanılarak elde edilen altyapının final formu, veneer porselen materyali ile tabakalama tekniği kullanılarak verilir. IPS Empress, inley, onley, laminate veneer ve tek kron yapımında kullanılmaktadır (Yavuzylmaz ve ark., 2005b).

IPS Empress II

IPS Empress II Ivoclar Vivadent firması tarafından konvansiyonel IPS Empress lösit seramiklerine alternatif olarak 1998 yılında piyasaya sunulmuş lityum disilikat cam seramiklerdir. Hacimce %60 oranında 0,5-5 µm uzunluğunda lityum disilikat kristalleri ve 0,3 µm uzunluğunda küçük lityum ortofosfat kristalleri içerir (Küçük ve Kunt, 2012). Bu sistem, lösitle güçlendirilmiş IPS Empress'den üç kat (300-400 MPa) daha dayanıklı, bükülme direnci daha yüksek ve yüksek translusentliğinden kaynaklanan mükemmel estetik özelliğe sahiptir. IPS Empress II ağırlık olarak; %57-80 SiO₂, %11-19 Li₂O, %0-13 K₂O, %0-11 P₂O₅, %0-8 ZnO, %0-5 MgO, %0,1-6 La₂O₃, %0-5 Al₂O₃ ve %0-8 pigmentlerden oluşur (Höland ve ark., 2000; Albakry ve ark., 2003; Anusavice, 2013).

Sistemin esaslı mum uçurma ve sıcak presleme işlemlerine dayanmaktadır. Seçilen renkteki lityum disilikat cam porselen tabletleri EP500 veya EP600 adı verilen özel fırında 920°C'de visköz akma özelliğine ulaşır ve basınçla revetman boşluğunun içine yollar. IPS Empress 2 sistemi, anterior ve posterior tek kronlarda, anterior ve posterior üç üyeli köprü yapımında kullanılabilir. Posterior üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci premolar en son distal destekli ve gövde bir premolar genişliğinde (yaklaşık 7-8 mm) olmalıdır.

IPS e.max

IPS e.max Press, 2005 yılında IPS Empress II ile kıyaslanarak geliştirilmiştir. Preslenebilen (IPS e.max Press) ingotlardan ya da CAD/CAM teknolojisiyle şekillendirilen (IPS e.max CAD) bloklardan oluşmaktadır.

IPS e.max Press

IPS Empress II gibi lityum disilikattan oluşan preslenebilir cam seramiktir, fakat farklı pişirme yöntemi uygulanarak daha translusent ve daha iyi fiziksel özelliklere sahip restorasyonlar yapmaya imkan verir (Stappert ve ark., 2006).

Temel kristal faz olan lityum disilikat 3-6 µm uzunluğundaki iğne benzeri kristallerden oluşur. Bu lityum disilikat kristaller ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) %70 oranında cam matriks içine gömülmüş haldedir. IPS e.max Press seramik ingot içeriğinde ağırlıkça; %57-80 SiO_2 , %11-19 Li_2O , %0-13 K_2O , %0-11 P_2O_5 , %0-8 ZrO_2 , %0-8 ZnO ve %0-10 diğer oksitler ve seramik pigmentleri bulunmaktadır (Ivoclar Scientific Document, 2005).

Bu teknikte, renk pigmentleri erime ısısına ulaştığı anda eriyeceği için materyale ilave edilmezler. Bunun yerine cam içinde çözünen polivalent iyonlar istenilen rengi sağlamak için kullanılır. İyon esaslı renklendirme mekanizmasının kullanılmasının avantajı, renk salan iyonların materyal içinde homojen şekilde dağılabilmesidir. Renk pigmentleri bunun aksine mikro yapıda kusurlara neden olmaktadır (Yalım ve Türker, 2012).

Presleme işlemi ile lityum disilikat kristalleri, cam matriks içerisinde homojen bir şekilde dağılmakta ve lityum disilikat kristalleri çatlağın yönünü değiştirerek kırılma direncini artırmaktadır. IPS e.max Press'in biaksiyel dayancı diğer IPS Empress sistemlerine göre oldukça yüksek ve 440 ± 55 MPa olarak bildirilmiştir. IPS e.max Press'in ışık geçirgenliği oldukça iyi ve alumina seramiklerden çok daha yüksek bulunmuştur. IPS e.max Press hem anterior hem de posterior tek diş eksikliklerinde 3 üyeli köprü yapımında kullanılabilir (Ivoclar Scientific Document, 2005; Chaiyabutr ve ark., 2011).

IPS e.max Press sisteminde ingotlar 4 farklı translusensi derecesine sahiptir. Bunlar yüksek seviyede opaklık 'high opacity' (HO), orta seviyede opaklık 'medium opacity' (MO), düşük seviyede translusensi 'low translucency' (LT) ve yüksek seviyede translusensi 'high translucency' (HT) şeklindedir. Bunlardan HT ve LT ingot grupları için Vita renk skalasında yer alan 16 A-D ve 4 BL farklı beyaz (bleach) renk seçeneği bulunmaktadır. MO ingot grubu için 5 (MO 0-MO 4) ve HO grubu için ise 3 (HO 0-HO 2) farklı renk seçeneği bulunmaktadır. Her bir translusensi derecesi için de farklı renklerde ve biri tek üye için küçük boyutta, diğeri üç üyeli restorasyonlar için büyük boyutta ingotlar mevcuttur. Translusensisi az olan bloklar altyapı maddesi olarak kullanılırken translusensisi fazla olan ingotlar ile tam konturda restorasyonlar yapılabilir. Yüksek seviyede opasiteye (HO) sahip ingotlarla dayanak diş yapısındaki renklenmeler maskelenebilir. MO ingotlar tam tabakalama yöntemi ile kullanılabilir, LT ingotlar tam konturda restorasyon üretimi ve boyama-glaze yöntemiyle veya kısmi

tabakalama yöntemiyle kullanılabilir. HT ingotlar ise özellikle tam konturda restorasyon üretimi ve bunun boyama-glazelenme yöntemi için uygundur. LT ve HT ingotlar translusens özellikte olmaları sayesinde hekimin restorasyon kenarlarını istediği konumda yerleştirmesine imkan tanımaktadır. Bu durum özellikle parsiyel preparasyon yapılan inley, onley ve veneerler için istenen bir özelliktir. HO ve MO gibi opasitesi artırılmış ingotların kullanımında restorasyon kenarı hafif opaklık göstereceğinden dişeti hizasında ve dişeti altında konumlanmalı, kalın bir basamak oluşturulmalıdır (Culp ve McLaren, 2010).

IPS e.max Press için kullanılan veneer seramiği IPS e.max Ceram, presleme veya CAD/CAM teknolojisi ile üretilen restorasyonlarda veneerlenmenin yanı sıra karakterizasyona da izin veren düşük ısı nanoflorapatit cam seramiktir. Bu seramik materyali IPS e.max Press, IPS e.max ZirPress ve IPS e.max CAD ile kullanılabilir. IPS e.max Ceram, $Ca_5(PO_4)_3F$ gibi cam seramik ve florapatit kristalleri içerir. Feldspar ve lösit içermez. Materyal, vital dişe yakın kristal yapı sergiler. Farklı boyutlardaki florapatit kristalleri seramik içine katılmıştır. Opalesans, parlaklık, opasite ve translusensi gibi optik etkiler, farklı boyutlardaki florapatit kristallerine bağlı olarak değişen ışık saçılımı ile ayarlanabilmektedir. Materyalin opasitesi daha çok büyük florapatit kristalleri tarafından belirlenmektedir. IPS e.max Ceram ve IPS e.max Press beraber kullanıldığında veneer seramiği, altyapı materyali ve bunların total restorasyon kalınlığı ile ilişkilerine uyulmalıdır. Üretici firma tarafından önerilen kalınlıklar Tablo 2’de gösterilmiştir.

Tablo 2. IPS e.max Press kor, veneer ve total kalınlık oranları (<http://ivoclarvivadent.com>, 2014)

Maksimum veneer seramik kalınlığı (mm)	0,6	0,7	0,8	0,9	1,2	1,4
Maksimum altyapı seramiği kalınlığı (mm)	0,6	0,8	1,0	1,1	1,3	1,6
Restorasyonun total kalınlığı (mm)	1,2	1,5	1,8	2,0	2,5	3,0

IPS e.max CAD

IPS e.max CAD bloklara IPS e.max Press ingotlardan farklı olarak üretim sürecinde farklı ısıl işlem uygulanmaktadır. Bunun sonucunda IPS e.max CAD bloklar kısmi şekilde kristalize edilmiş durumda (blue, translucent state) piyasaya sunulmuştur.

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 makine ile şekillendirilirken şekillendirici aletlerin gereksiz yere aşınmasını önlemek, kolay ve hızlı bir şekilde freze edilmesini sağlamak, aynı zamanda bloklara frezeleme işlemine dayanabilecekleri kadar direnç kazandırmak ve milledme sırasında kırılma riskini azaltmaktır. (Höland ve ark., 2006; Tysowsky, 2009; Ritter, 2010) Kısmi kristalize fazda renklendirici iyonlar farklı bir oksidasyon gösterdikleri için bu fazda bloklar mavi renkte gözüktürler.

Bu tür seramiklere istenilen şekil verildikten sonra 20-30 dk arasında vakumla 850°C 'de fırınlanma ile kristalizasyon tamamlanır, restorasyonların fiziksel özellikleri tamamlanır ve tam dayanımlarına ulaşırlar. Fırınlama sonucunda lityum metasilikat kristalleri tam kristalize durumları olan lityum disilikat kristallerine dönüşür. Sonuçta IPS e.max Press'in kristal yapısına ve mekanik özelliklerine benzer bir madde elde edilir (Giordano, 2006). Lityum disilikat cam seramikler kristal fazın bu dönüşümü sırasında %0,2-0,3 oranında önemsiz sayılacak bir çizgisel büzümeye uğrar. Kristalizasyon tamamlandığında mikroyapı %70 oranında ince grenli lityum disilikat kristalleri içerecek şekilde değişir. Bu kristaller 3-6 μm uzunluğunda, 0,5 μm kalınlığında, iğne şeklinde ve camı matrise gömülmüş durumdadır. Lityum metasilikat lityum disilikata dönüştüğünde restorasyonun rengi de istenilen diş rengine dönüşür. IPS e.max CAD cam seramiklerin bükülme dirençleri 320 MPa'dır (Ivoclar Scientific Document, 2005; Giordano, 2006; Ritter, 2010).

İnfiltrasyon Seramikler

İnfiltrasyon seramikler, pöröz yapıda üretilmiş alüminyum oksit tozu ve yüksek sıcaklıkta pöröz yapıya infiltrasyon olan cam olmak üzere iki esas bileşenden oluşmaktadırlar. Bu iki bileşen, kor yapısı olarak kullanılmakta ve feldspatik porselenle veneerlenmektedir (Rosenblum ve Schulman, 1997).

In-Ceram

Sinterlenmiş oksit alt yapıya, cam partiküllerinin eritilerek infiltrasyon edilmesiyle hazırlanan In-Ceram(VİTA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) sistemin hazırlanan alt yapının kimyasal içeriğine göre; In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram

Zirkonya olmak üzere üç çeşidi bulunur (Bayındır ve Uzun, 2007; Şener ve Türker, 2009).

In-Ceram Alumina

1985 yılında Dr. Sadun tarafından Fransa'da geliştirilmiş ve 1989 yılında VITA tarafından piyasaya sunulmuştur. Kor yapısında 2-5 µm boyutunda ve hacimce %90 oranında alumina partikülleri içermektedir, bu partiküller çatlak oluşumunu sınırlamaktadır. Bu sistem, anterior ve posterior tek kronların ve anterior üç üyeli köprülerin üretilmesinde kullanılmaktadır ve yaklaşık olarak 450-600 MPa dayanımına sahiptir (Pröbster ve Diehl, 1992; Raigrodski, 2004; Bayındır ve Uzun, 2007).

Bu sistemde altyapı, çok ince granüllü Al_2O_3 partikülleri içeren tozun özel sıvısıyla karıştırılıp "slip" adı verilen bir süspansiyon haline getirildikten sonra, refraktör day üzerine sürülerek uygulanır (slip casting). Hızla sıvı kaybına uğrayan yapı iyice yoğunlaşır ve 1120°C'de 10 saat boyunca sinterlenir (Wall ve Cipra 1992; Kelly ve ark., 1996; Qualtrough ve Piddock, 1997). Sinterlenen bu yapıda, çok yüksek ısılarda eriyebilen alümina parçacıkları birbirleriyle sadece temas etmiş ve ortaya tebeşirimsi, pöröz, oldukça kırılğan (6-10 MPa) bir yapı çıkmıştır. Bu yapıya lantan oksit camı (La_2O_3) infiltre edilerek 1100°C'de 4-6 saat boyunca pişirilir. Eriyen camın kapiller aktiviteyle pöröziteleri doldurmasıyla oldukça yoğun ve yüksek dirençli bir altyapı seramiği elde edilir. Fazla camın kuşlama ile uzaklaştırılmasının ardından üzerine tabakalama porseleni uygulanarak restorasyon bitirilir (Hondrum, 1992; Kelly ve ark, 1996; Qualtrough ve Piddock, 1997; McLean ve Odont, 2001; Bayındır ve Uzun, 2007; Koutayas ve Charisis, 2008). Cam infiltrasyonu sonrasında ortaya çıkan altyapının oldukça yoğun ve opak olması, sisteme dayanıklılık açısından pek çok tam seramik sisteme göre avantaj kazandırırken aynı zamanda estetik olarak da dezavantaj oluşturur (Qualtrough ve Piddock, 1997).

In-Ceram Spinell

1994 yılında In-Ceram Alüminanın opak kor yapısına alternatif olarak geliştirilmiş ve majör kristalin fazı olarak magnezyum spinel ($MgAl_2O_4$) içermektedir. Böylelikle alumina kora göre ışık geçirgenliği daha yüksek ancak daha az bükülme direncine sahip (350 Mpa) restorasyonlar elde edilmektedir. Estetik bölgelerdeki tek üye restorasyonlarda kullanımı endikedir (Heffernan ve ark., 2002a; Giordano, 2006; Bayındır ve Uzun, 2007; Şener ve Türker, 2009).

In-Ceram Zirkonya

In-Ceram alumina sisteminin, %35 oranında parsiyel stabilize zirkonya (Y-TZP) ve cam infiltre edilmiş alümina içeren bir modifikasyonudur. Materyalin bükülme direnci 620-700 MPa olacak şekilde arttırılmıştır (Blatz, 2002; Giordano, 2006). Kor yapısı oldukça opak olduğundan dolayı, posterior kron ve köprülerin yapımında endikedir (Guazzato ve ark., 2002; Raigrodski, 2004).

2.2. Kompozit Rezinerler

1962 yılında Dr. Ray L. Bowen tarafından geliştirilen Bisfenol A-Glisidil Metakrilat (BIS-GMA, Bowen rezini) monomeri ile birlikte kompozit esaslı restoratif maddeler günümüze kadar giderek artan bir şekilde kullanım alanları bulmuştur (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003).

2.2.1. Kompozit Rezinerlerin Yapısı

Kompozit rezinerler organik faz, inorganik faz ve ara faz olmak üzere üç ayrı fazdan oluşur.

Organik Faz

Organik fazı yani rezin matriksi oluşturan yapılar; monomer sistem ve serbest radikal polimerizasyonu için başlatıcı ve stabilize edicilerdir. Bis-GMA ve son yıllarda ise daha iyi adezyon ve renk değişimine direnç sağlayan UDMA, polimer matriks olarak kullanılmaktadır. Hem Bis-GMA hem de UDMA monomerleri aşırı derecede visközdür. Bu nedenle TEGDMA monomeri, viskoziteyi azaltmak için matrikse ilave edilmektedir. Reaksiyon başlatıcı madde, kimyasal veya fiziksel aktivasyon yoluyla monomerlerin çift bağlarıyla reaksiyona giren enerjice zengin serbest radikallerin oluşmasına ve bu sayede polimer zincirlerinin meydana gelmesine olanak sağlar. Başlatıcı madde olarak kullanılan benzoil peroksit veya kamforokinonun reaksiyon kabiliyeti polimerizasyon derecesini ve çift bağların değişim derecesini etkiler (Peutzfeldt, 1997; Koray ve Yücel, 2002).

İnorganik Faz

İnorganik doldurucular, matriks içine dağılmış çeşitli şekil ve büyüklükteki cam partiküller, kuartz, alüminyum silikat, lityum silikat, borosilikat ve hidroksiapatit gibi partiküllerden oluşur. İnorganik doldurucuların yapısına St, Ba, Zn, Zr ve Si gibi elementler ilave edilerek aşınmaya dirençli radyopak görüntü veren kompozit rezinerler elde edilmiştir. Doldurucular kompozit rezinerlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin

iyileştirilmesi, yani sıkışma ve gerilme direncini arttırmak, elastisite modülü değerlerini olumlu yönde geliştirmek ve aynı zamanda ısıl genişleme katsayısını ve su emilimini azaltmak amacıyla ilave edilmişlerdir. Silika yapıyı güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar. Böylece kompozit rezine, mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Saf silika, kristalin ve nonkristalin formlarında bulunur. Kristalin formları serttir ve kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemini güçleştirir. Bu nedenle kompozit rezinler günümüzde silikanın nonkristalin formu kullanılarak üretilmektedir (Dayangaç, 2000; Koray ve Yücel, 2002).

Ara Faz

Kompozit materyalinin fiziksel özelliklerinin tam olarak ortaya çıkabilmesi için doldurucular ve rezin arasındaki bağlantının yeteri kadar sağlanabilmesi gerekir. Resin ile doldurucu partiküllerin birbirlerine bağlanabilmeleri kimyasal ve/veya mekanik bir bağlantı oluşturabilmeleri için monomer yapının doldurucu partikülleri ıslatması gerekir. Bu yüzden iki ana bileşeni birbirine bağlayacak olan ara fazın hem rezinin hem de doldurucuların özelliklerini taşıyabilmesi gerekir. Bağlayıcı ajan olarak bilinen silan bu bağlantının oluşabilmesini sağlar. Silanın bir ucu SiOH gruplarına sahipken diğer ucu resin ile kovalent bağ oluşturabilen metakrilat grupları içerir. Silan bir taraftan doldurucularla silisyum-oksijen gruplarıyla, diğer taraftan resinle de metakrilat grupları ile kovalent bağlar oluşturur (Ferracane, 1995).

2.2.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Kompozit resinler inorganik doldurucu partikül büyüklükleri, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılırlar.

Kompozit Resinlerin Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması

Tablo 3. Doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflandırma (Altun, 2005'den uyarlanmıştır)

Kompozit Resin	İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü
Megafil	50-100 µm
Makrofil	10-100 µm
Midifil	1-10 µm
Minifil	0,1-1 µm
Mikrofil	0,01-0,1 µm
Hibrit	0,04-1 µm
Nanofil	0,005-0,01 µm

Hibrit Kompozitler

Günümüzde kliniklerde kullanılan kompozit rezinlerin çoğu genel bir terim olan hibrit kompozitler olarak sınıflandırılmaktadır. Bu geniş sınıflandırma geleneksel hibrit, mikrohibrit ve nanohibrit kompozitleri içermektedir. Hibrit tanımı, submikron boyuttaki (0,04 µm) inorganik doldurucu partiküller ile küçük partiküllerin (1-4 µm) karışımını ifade etmektedir. Farklı boyutlardaki doldurucu partiküllerin birleşimi fiziksel özelliklerde gelişmeye sebep olurken aynı zamanda cilalanabilirliği de yüksek seviyelere çıkarmaktadır (Ferracane ve ark., 1998).

Doldurucu teknolojisindeki gelişmeler neticesinde submikron boyuttaki (0,04 µm) partiküller ve daha küçük partiküllerin (0,1-1 µm) bileşimi ile yeni bir kompozit formülasyonu oluşturulmuştur. Bu materyaller mikrohibrit kompozitler olarak sınıflandırılmıştır. Mikrohibrit kompozitlere daha küçük partiküllerin ilave edilmesi onları geleneksel hibrit kompozitlerden ayırmaktadır ve daha iyi cilalanabilme ve uygulama sağlamaktadır. Ancak mikrohibrit kompozitlerin fiziksel özellikleri geleneksel mikrofil kompozitlerden üstün olmasına rağmen cilalanabilirlikleri daha iyi değildir. Mikrohibrit kompozitlerin son versiyonları ise nanodoldurucu teknoloji ile geliştirilen nanohibrit kompozit rezinlerdir. Nanohibrit kompozitler nanometre boyutunda doldurucu partiküller (0,005–0,01 µm) ile geleneksel tipteki doldurucu partiküllerin kombinasyonunu içermektedir. Nanohibritler mikrofil kompozitlerin uygulama ve cilalanabilme özellikleri ile geleneksel hibrit kompozitlerin fiziksel güçleri ve aşınma dirençlerini gerçek anlamda taşıyan universal kompozit rezinler olarak sınıflandırılabilir (Swift, 2005).

Kompozit Resinlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Resinler

Bu sistemde, pasta ve pasta, pasta ve likit veya toz ve likit komponentlerinin karıştırılmasıyla polimerizasyon başlar. Yapısal özelliklerinden dolayı uygulandıktan 3-5 yıl sonra renklerinde değişimler görülmüştür (Dayangaç, 2000).

Görünür Işıqla Polimerize Olan Kompozit Resinler

Kimyasal yolla polimerize olan kompozitlere alternatif olarak polimerizasyonu başlatmak için, ultraviyole ışık ve başlatıcı olarak da benzoin metil eter kullanılmıştır (Altun, 2005).

Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozit Reziner

Bu tür rezinlerin kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır, ancak fotokimyasal olarak rezine ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her ortamda kullanılması önerilen bu tip rezinler, özellikle derin kaviteelerde, 2 mm'den daha kalın rezin uygulamalarında, girişin zor olduğu interproksimal alanlarda başarılıdır (Dayangaç, 2000).

Kompozit Rezinerlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması

Akışkan ve kondanse edilebilir kompozit rezinler olarak sınıflandırılırlar.

2.2.3. Kompozitlerde Yüzey Bitirme ve Cila İşlemleri

Kompozit restorasyonlarda son aşama, restorasyonun devamlılığını önemli ölçüde etkileyen bitirme ve cila işlemleridir. Bu işlemlerdeki birincil amaç; kompozit restorasyonların yüzeylerinin anatomik yapıya benzer ve olabilecek en yüksek düzeyde pürüzsüz olmasıdır. Pürüzsüz bir yüzey, plak birikimini ve renklesme riskini azaltarak, restorasyonun doğal bir görünüm kazanmasına ve sağlıklı bir dişeti dokusu oluşmasına yardımcı olur. Bunun gibi faktörler, restorasyonun devamlılığını ve estetik özelliklerini geliştirmektedir (Weitman ve Eames, 1975; Hachiya ve ark., 1984).

Kompozit ve porselen gibi restoratif materyallerin şekillendirilmesi ve pürüzsüz yüzey elde edilmesi amacıyla genellikle elmas bitirme frezleri kullanılmaktadır (Jefferies, 2007). Bu frezler, tungsten karbit bitirme frezlerine oranla daha uzun ömürlü ancak daha pahalıdır. Hibrit ve mikrofil kompozitlerde oldukça düzgün yüzeyler oluştururlar. Değişik şekillerde, boyutlarda ve gren büyüklüklerinde üretilmektedirler. Genellikle daha kaba grenle işleme başlanır ve daha ince grenle devam edilir. Elmas frezler her zaman su soğutmasıyla ve düşük hızla kullanılmalıdır. Mine ve sement dokusunu zedeleme olasılıkları vardır. Elmas bitirme frezleri materyal kaldırmada yüksek oranda etkilidir, fakat ileri bitirme ve polisaj işlemleri gerektiren, belirgin bir pürüzlü yüzey bırakırlar. Bu nedenle genellikle elmas bitirme frezlerinin devamında aşındırıcı kaplanmış diskler, polisaj lastikleri ve polisaj patları gibi diğer bitirme ve polisaj malzemeleri kullanılmaktadır (Dayangaç, 2000).

Gedik ve ark. (2005), mikrohibrit rezin bazlı kompozitlerde bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmişler ve en iyi sonuçların alüminyum oksit kaplanmış diskler, alüminyum oksit emdirilmiş lastikler, silikon dioksit ve ince elmas partiküller içeren lastiklerden elde edildiğini; en pürüzlü

yüzeylerin ise silikon karbit emdirilmiş fırça kullanımı sonrası görüldüğünü bildirmişlerdir.

Şeffaf bant altında polimerize olmuş ve yüzeyine hiçbir işlem yapılmamış kompozit restorasyonlar direkt estetik restorasyon materyallerinin çoğunluğunda en pürüzsüz yüzeyi oluşturmaktadırlar. Ancak düzgün konturlar elde etmek ve oklüzal uyumu sağlamak için tüberkül ve fissürlerde polimerizasyon sonrası yapılan düzeltmeler sonucunda, şeffaf bant ile bitirilen düzgün yüzeyler pürüzlü hale gelmekte ve bu pürüzlülüğün giderilmesi amacıyla bitirme ve polisaj işlemlerinin yapılması gerekmektedir (Borges ve ark., 2004; Gedik ve ark., 2005; Watanabe ve ark., 2005; Saraç ve ark., 2006; Üçtaşlı ve ark., 2008; Zimmerli ve ark., 2011). Ayrıca şeffaf bant altında polimerize olan yüzeyin rezin matriks içeriği yüksek olduğundan aşınma direncinin de düşük olduğu söylenmektedir (Borges ve ark., 2004; Gedik ve ark., 2005; İlday ve ark., 2008).

2.3. Tamamı Seramik Restorasyonların Tamiri

Estetik materyallerin kırıldığı sabit protetik restorasyonlarda tamir işlemleri ağız içinde tamir (direkt yöntem) ve ağız dışında tamir (indirekt yöntem) olarak ikiye ayrılır. Ağız dışında tamir için zarar görmüş restorasyonun ağızdan çıkarılması sırasında, destek dişlerde, yumuşak dokularda ve restorasyonda ek travmalar oluşacağından bu işlem hekimler ve hastalar tarafından tercih edilmemektedir (Fan, 1991).

Özellikle tamamı seramiklerin adeziv simantasyonu söz konusu olduğundan restorasyonun ağızda çıkarılması daha da zor bir durum haline gelmektedir. Yaşanabilecek problemler göz önüne alındığında; ağız içi tamir yöntemlerinin denenmesi konservatif bir yaklaşımla restorasyonların hizmet sürelerini arttıracaktır. Ağız içi tamir kırılmış restorasyonun çıkarılmasına ve yeniden yapılmasına bir alternatif olarak uygulanması mümkün, düşük riskli ve yan etkisi olmayan etkili bir tedavi seçeneğidir. Bu yöntemle klinik başarının sağlanmasında tutuculuk, yüzey bitirmesi, renk uyumu ve konturlar en önemli faktörlerdir (Moghadam, 1994).

Eski tamir sistemlerinde tutuculuk çukur ve andırkat yaratılarak elde edilen makromekanik retansiyona dayanmaktaydı. Günümüzde ise; gelişen tamir sistemlerinde kimyasal bağlanma için daha büyük yüzey sağlayan mikromekanik tutuculuk önem kazanmıştır.

Tamir materyali restorasyonun kırık sahasına kimyasal, mekanik veya her iki şekilde bağlanabilir. Tamir materyalinin uygulandığı yüzey ile nasıl bir tutunma sağlayacağı materyal uygulanmadan önce gerçekleştirilen yüzey işlemlerine bağlıdır.

2.3.1. Yüzey İşlemleri

Asit Uygulanması

Hidroflorik asit, porselen yüzeyinin asitlenmesi için sıklıkla tercih edilen ajandır. %2,5-10 oranlarındaki konsantrasyon ve 1 dk'dan 3 dk'ya kadar değişen uygulama süreleri ile kırık porselenin yüzeyinde amorf bir yapı ile çok sayıda gözenek meydana getirerek porselen ile rezinin bağlanmasını kuvvetlendirir. Hidroflorik asit aynı zamanda uygulandığı yüzeyde cam matriksi seçerek uzaklaştırır ve kristalin yapısını açığa çıkarır (Wolf ve ark., 1992; Thurmond ve ark., 1994; Kupiec ve ark., 1996; Jardel ve ark., 1999a;1999b). Hidroflorik asit, ağız içi dokularına zarar verebildiği için dikkatli kullanılmalıdır (Özcan, 2003).

Fosforik asit, porselen ya da kompozit yüzeyinin pürüzlendirilmesi için %36-40 oranlarındaki fosforik asitlerden yararlanır. Hidroflorik asite göre daha az güçlü bir asittir (Özcan, 2003).

Asidüle fosfat florür, porselen yüzeyinin güvenli ve etkili asitlenmesinde %1,23 oranındaki asidüle fosfat florür kullanılır. Porselen yüzeyinde düzgün, homojenize bir alan yaratır (Özcan, 2003).

Kumlama

Dental restorasyonların kumlanması materyallerin yüzeylerini temizlemek ve hem yüzeyi arttırmak hem de mikroretantif topografiyi sağlamak için sıklıkla kullanılır. Böylece aktive olan yüzeyde uygulanacak materyalin ıslanabilirliği artar. Ancak kumlama dikkatli bir şekilde yapılmalıdır, çünkü uygulama sırasında meydana gelebilecek materyal kaybı restorasyonun klinik olarak uyumunu bozabilir (Kern ve Thompson, 1993).

Aluminyum oksit partikülleri ile kumlama, yüzey gerilimini azaltmak ve bağlantı yüzey alanını arttırmak amacıyla, Al₂O₃ ile kumlama yapılarak yüzeyi pürüzlendirmek ağız içi tamir için basit bir metottür. Bu metot ağız içinde kullanılan bir alet yardımı ile kırık yüzeyinin doğrudan kumlanması esasına dayanır. Hava abrazyonu veya kumlama, mikromekanik retansiyonu geliştirir. Al₂O₃ ile porselen yüzeyinin fiziksel değişikliği, genellikle 50 µm'lik partiküller kullanılarak sağlanır (Özcan, 2003).

Silisyum oksit partikülleri ile kumlama, tribokimyasal silika kaplama ile rezinin yüzeye adezyonu kuvvetlendirilir (Özcan ve ark., 1998; Özcan ve Niedermeier, 2002). Silisik asitle modifiye edilmiş mineral parçacıklarından oluşur. Partiküller açığa çıkmış kırık yüzeyine yüksek enerjiyle atılır. Yüksek ısı, abraziv parçacıklarının etkilerinin yüzeyde 15 µm derinliğe ulaşmasını sağlar. Sonuçta, porselen veya kompozit yüzeyinde mikromekanik ve kimyasal adezyonu sağlayacak, küçük silika parçacıklarından bir tabaka oluşur (Kern ve Thompson, 1993). İyi bir sonuç elde etmek için ağız içi kumlama aletini restorasyona yaklaşık 10 mm uzaktan tutmak gerekmektedir. Kırığın boyutuna bağlı olarak 10-15 sn uygulamanın başarılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Silicoater, CoJet ve Rocatec bu uygulamanın en bilinen sistemleridir (Kern ve Thompson, 1993; Özcan ve ark., 1998; Özcan ve Niedermeier, 2002; Özcan, 2003).

Frezle Pürüzlendirme

Kırık yüzeyine kompozit rezinin tutunması için, andırkat veya oluğa benzer retantif alanların yaratılmasında ince ve kalın frezlerden yararlanılabilir. Retansiyon yaratan bu frezler elmas olabildiği gibi, tamir setlerinin içinde özel olarak bulunan taşlar da olabilir. Frezler kullanılarak kırık yüzeyinde kompozit rezinin bağlanması için retantif alan oluşturulurken çukurlar ve düzensiz alanlar meydana gelebilir. Böylece yetersiz mekanik retansiyon oluşabilir (Shahverdi ve ark., 1998).

2.3.2. Silan Uygulanması

Günümüzde birçok tamir setinde bulunan silan bağlama ajanları, rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir. Silan porselen yüzeye uygulandığı zaman hidrolize olarak porselen ile bağlantıya geçmektedir (Özcan, 2003).

Silan bağlama ajanları aynı zamanda porselenin ıslanabilirliğini de geliştirerek düşük viskozitedeki kompozit rezinlerin akışkanlıklarını da arttırlar (Aida ve ark., 1995). Silanlar su ile karışırlar ise; bir oligomer oluştururlar ve yapışma özelliklerinin kaybederler (Önal, 2001).

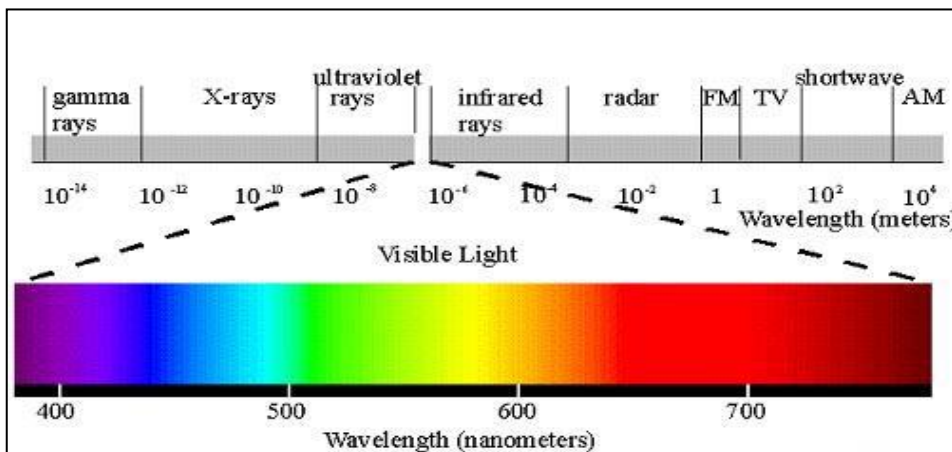
Organofonksiyonel bağlayıcılar olarak silanların inorganik yapı ile polimer arasında kullanılması birçok araştırmacı tarafından önerilmiştir. Kompozit rezinlerde matriks ile doldurucular arasında sıkı bir bağlanmaya gereksinim vardır. Bu bağlanma ara faz ve ajan ile sağlanır. Bu ara faz organik silisyum bileşiği olan uzun moleküllü silanlardan oluşur. Kompozit rezinlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlayıcı

ajanlarla önceden kaplanmıştır. Silan bağlayıcı ajanlar, molekül zincirlerinin her iki ucunda farklı fonksiyonel gruplara sahiptir. Bu uzun moleküllü silanlar bir uçtan polimer matrikse bağlanırken, diğer uçtan da doldurucuya (silika) bağlanır. Silan bağlayıcı ajanlar zayıf yapıya sahip olan matriksten, nispeten daha güçlü yapıya sahip olan dolduruculara streslerin iletimini sağlar, rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin ve doldurucu ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (Matinlinna ve ark., 2004).

2.4. Diş Hekimliğinde Renk

Renk, subjektif gözleme bağlı, cismin ışık enerjisiyle fiziksel etkileşimi sonucu algılanan psikofiziksel bir cevaptır (Paravina ve Powers, 2004). Rengin algılanabilmesi için ışık, cisim ve gözlemci arasında bir etkileşim olması gerekir (Chu ve ark., 2004; Joiner, 2004; Paravina ve Powers, 2004).

Işık, nanometreler ile ifade edilen dalga boylarının meydana getirdiği elektromanyetik bir radyasyondur. Kırıldığında ise bir spektrum oluşturur. Bu spektrumun bir ucunda kozmik gama ışınları, diğer ucunda ise AM radyo yayın dalgaları bulunmaktadır. Görünür ışık, bu elektromanyetik spektrumun kızılötesi ve ultraviyole ışınları arasında kalan, 360-780 nm'lik kısmında yer almaktadır. Bu alana, görünür ışık spektrumu adı verilmektedir (Berns, 2000; Paravina ve Powers, 2004). Görünür ışık spektrumunda renkler, kısa dalga boyundan uzun dalga boyuna doğru mor, mavi, yeşil, sarı, turuncu ve kırmızı şeklinde sıralanmıştır. Görünür ışık spektrumu Şekil 1'de gösterilmektedir.



Şekil 1. Elektromanyetik spektrum (www.yorku.ca/eye/spectru.htm, 2014)

Bir ışık kaynağının yaydığı farklı dalga boyundaki ışık ışınları, onun spektral güç dağılımını belirler. Farklı dalga boylarındaki ışık ışınlarını eşit seviyede enerjiye

sahip oldukları ışık türlerine tam ya da homojen spektrumlu ışıklar denir. Homojen spektrumlu ışıklar, özellikle renk eşleştirmesinde kullanılacak ışık kaynaklarında aranan bir özelliktir ve güneş ışığı tüm renkleri kapsayan homojen spektruma sahiptir. Ancak dünyanın farklı bölgelerinde ve günün değişik saatlerinde güneş ışınları homojen enerji dağılımı içermezler (Paravina ve Powers, 2004). Homojen spektrumlu olmayan bir ışık kaynağı altında cismin renklerinden enerjisi daha fazla olan daha fazla yansırken, daha az olan ise daha az yansiyarak cismin renginin farklı algılanmasına yol açar (Berns, 2000; Lee ve ark., 2005; Kim ve ark., 2007).

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

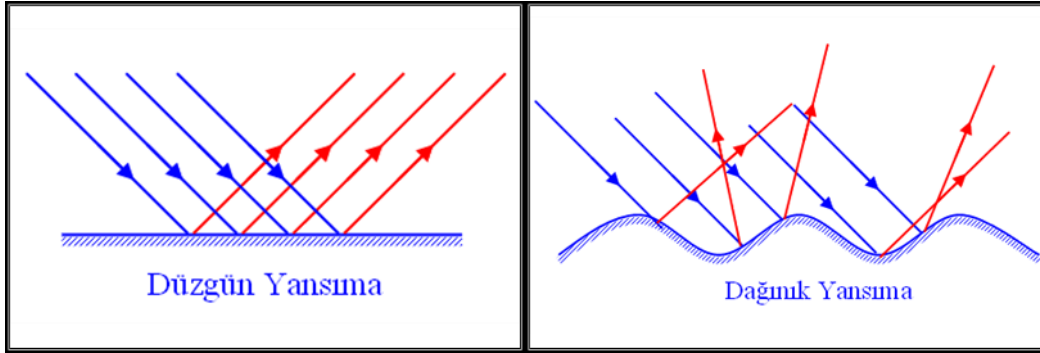
2.4.1. Işığın Emilmesi

Bir cisim üzerine ışık kaynağından gelen kendi rengi dışındaki ışık türleri cisim tarafından emilir, kendi rengi ise yansıtılır. Cisim kırmızı ise, kırmızı dışındaki tüm dalga boylarını emer ve sadece kırmızı dalga boyundaki ışığı yansıtarak kırmızı renkte algılanır (Ulusoy ve Toksavul, 1992). Elektromanyetik spektrum içindeki her dalga boyundaki ışığı emen bir cisim siyah renkte, yansıtan ise beyaz renkte algılanır. Cisim tarafından emilen ışığın türünü etkileyen bir diğer faktör de ışık kaynağından gelen ışınların dalga boyudur. Aydınlatmanın bu etkisinden dolayı homojen spektrumlu ışık kaynaklarının kullanılmadığı bir ortamda objenin gerçek rengini tespit etmek mümkün değildir (Paravina ve Powers, 2004).

2.4.2. Işığın Yansması

Işık ışınlarının bir yüzeye çarpıp geri dönmesine yansıma denir. Işık kaynağından cisme ulaşan ve yansıyan ışık ışınları, cisim tarafından emilmeyen, cisim ile aynı dalga boyundaki ışınları içerir. Yani cismin rengi, emilmeden üzerinden yansıyan ışık sayesinde algılanır ve bu ışığın dalga boyu renk algısını belirler. Yüzeyi düzgün bir cisim üzerine gelen ışık ışınlarının, cisim üzerine geldiği açının aynısıyla geri yansımaya düzgün yansıma, yüzeyi düzgün olmayan bir cisme gelen ışık ışınlarının değişik açılarda birçok yöne yansımaya ise dağınık yansıma denir (Şekil 2). Doğal dışlardaki prizmatik ve interprizmatik yapılar arasında dağınık yansıma

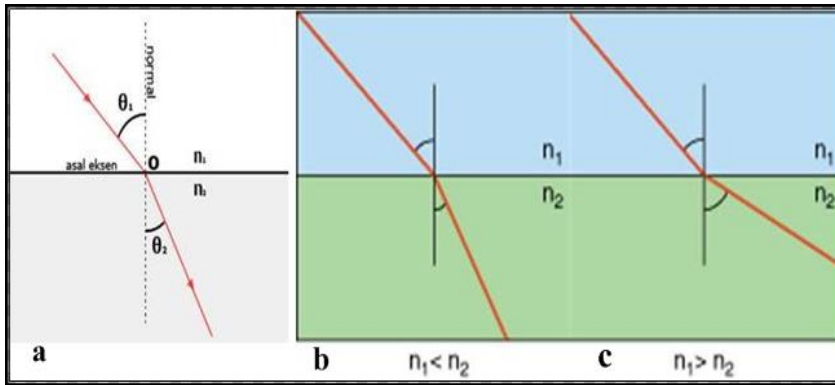
olduğundan restoratif materyallerin yapısının da bu özellikte olması beklenir (Chu ve ark., 2004).



Şekil 2. Işığın düzgün ve dağınık yansımaları (Dede, 2011'den uyarlanmıştır)

2.4.3. Işığın Kırılması

Işık ışınları saydam bir ortamdan farklı yoğunluğa sahip başka bir saydam ortama geçerken, ışık demetinin hızında ve yönünde değişiklik oluşur. Işığın hız değiştirmesinden kaynaklanan bu optik olaya kırılma denir. Işığın farklı yoğunlukta ortamlardaki hız oranları ortamın kırılma indisini (n) verir. Kırılma indisi; cismin karakteristik bir özelliğidir ve cismin tipini belirlemede kullanılır. Işık, saydam bir ortamdan daha az yoğun saydam bir ortama geçtiğinde hızı artarak normalden uzaklaşır, daha yoğun saydam bir ortama geçtiğinde ise hızı azalarak normale yaklaşır (Şekil 3). Işığın havadaki kırılma indisi “1” olarak kabul edilir (Berns, 2000; Chu ve ark., 2004; Lee, 2008).



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

Doğal dişler birkaç farklı tabaka içeren karmaşık prizmatik ve interprizmatik bir yapıya sahiptir. Bu yapı nedeniyle ışık prizmatik kristal yapılar arasında geçerken kırılmaya uğrar ve bir kısmı da yansyarak dışarı doğru yönlendirilir. Restoratif

materyallerin de doğal dişle aynı optik özellikler taşıyabilmesi için benzer kristal yapısında olması gerekmektedir (Rosenstiel ve ark., 2001).

2.4.4. Rengin Algılanması

Diş hekimliğinde renk algısı ve doğal diş ile restorasyon arasındaki renk uyumunun sağlanması için, renk fiziğinin çok iyi bilinmesi gerekmektedir. Cisimden yansıtılarak göze gelen uygun dalga boylarındaki ışık ışınları, öncelikle gözün mercek sistemi tarafından görme reseptörlerinin yoğun olarak bulunduğu gözün retina kısmına odaklanır. Buradan da göz sinirleri yoluyla beyindeki görme merkezine iletilir. Görme merkezi tarafından yorumlanarak algılanan cismin rengi algılanmış ve görme olayı tamamlanmış olur (Joiner, 2004).

Gözün retina tabakasında bulunan reseptör hücreleri başlıca iki grupta incelenirler. Birincisi; çubuk şeklinde olup gece görüşten, karanlığa ve aydınlığa adaptasyondan sorumlu olan basil reseptörleri, ikincisi ise; koni şeklinde olup görme keskinliği ve renkli görmeden sorumlu olan koni reseptörleridir. Düşük aydınlatma şartlarında görmeden sadece basil reseptörleri sorumludur ve bu reseptörler objelerin rengini değil koyuluk-açıklığının (skotopik görme, siyah-beyaz görme) algılanmasını sağlar. Yüksek aydınlatma şartlarında ise renk algılanmasını koni reseptörlerince gerçekleştirilir (fotopik görme, renkli görme). Koni reseptörleri üç temel renk (kırmızı, mavi, yeşil) için özelleşmiş olan 3 çeşit hücreden oluşmaktadır. Bu üç koni hücrenin ışık dalga boyu absorpsiyon eğrileri önemli ölçüde birbirlerini örterler. Bundan dolayı da görülebilir ışık dalga boyları birden fazla koniyi değişik oranlarda uyararak çok çeşitli renk tonlarının algılanmasını sağlar (Berns, 2000; Chu ve ark., 2004; Joiner, 2004).

2.4.5. Materyallerin Işığın Yayılımına Etki Eden Özellikleri

Bir objenin rengi, sadece objenin yapısını oluşturan renklendirme maddesi ve tonu ile değil, aynı zamanda objenin üzerine gelen ışığı ne kadar yansıttığı veya kırdığıyla da alakalıdır. Buna göre obje ışık geçirgenliğine göre şeffaf (transparan), yarı şeffaf (transludent) ve opak (geçirimsiz) özellikte olabilir. Diş ve diş çevreleyen destek dokular yarı şeffaf dokulardır (Arikawa ve ark., 2007; Ota ve ark., 2012).

Opasite

Opasite, temel olarak bir materyali maskeleyebilme gücünün ölçüsü olarak tanımlanmaktadır. Başka bir deyişle, materyalin ışığı geçirmesini engelleme özelliğidir.

Eğer cisim, günışığı kaynağından gelen ışığı tamamen yansıtıyorsa, bu durumda beyaz görünür. Tüm ışığı emiyorsa, cisim bu durumda siyah görünecektir. Opak bir materyal ise, ışığın bir kısmını emerken bir kısmını yansıtarak içinden geçmesine olanak vermez (Fondriest, 2003; Paravina ve Powers, 2004).

Translusensi

Translusensi, bir materyalin ışık geçişine izin vermekle beraber geçen ışığın dağılması sonucu arkasındaki cismin görülememesidir. Translusensi, transparanlık ve opaklık arasında bir derecedir. Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, kompozit ve akrilik rezinler gibi pek çok materyal, dişin doğal görünümünü yakalayabilmek için translusent özellik taşıyor (Chu ve ark., 2004; Paravina ve Powers, 2004; Ota ve ark., 2012).

Translusensi parlaklığın üç boyutlu temsilidir ve en iyi parlaklık farkları ile temsil edilir. Yüksek oranda translusent dişler daha düşük parlaklıkta olmalıdır. Çünkü ışığın dişin içerisinden geçmesine izin verir ve ağız boşluğu ile çevrenin gölge ve karanlığını absorbe ederler. Daha opak dişler ışığın geçişine daha az izin verirler. Doğada daha yansıtıcıdır ve dolayısıyla daha parlak görünürler. Restoratif materyallerde doğal bir görünüm elde etmek ve cansız, opak görünümü engellemek için translusensi özelliği de mevcut olmalıdır. Metal seramik kron ve köprülerde doğal dişlere oranla iletilen ışığın penetrasyonu daha zordur. Opak ve metal yapı doğal olmayan yansımalara sebep olur. Metal destekli kronlarda özellikle proksimal alanlarda istenmeyen koyu renkli alanlar gözlenir. Cam seramik veya diğer tüm tam seramik restorasyonlarda estetik bir artı olarak bu gözlenmez (Gürel, 2004).

Tam seramik restorasyon uygulamalarında maskeleyici özelliği, renkleşmiş dişler ve metal postlar gibi restorasyonun final rengini etkileyecek durumların varlığında istenilen bir özelliktir. Opak materyaller arka zemini saklarken translusent materyaller arka zeminin renk geçişine izin verdikleri için zeminden daha fazla etkilenirler (Chu ve ark., 2007).

Translusensi miktarı, ışık saçılımı ile yakından ilişkilidir. Absorbe edilen, yansıyan ve iletilen ışık miktarı ise; kor matriksteki kristalin miktarına, partikül büyüklüğüne, kimyasal yapıya partiküllerin bağlı kırılma indekslerine bağlıdır (Çetin, 2011).

Işık dalga boyuna benzer büyüklükteki partiküller en çok saçılma etkisi gösterirler. Partiküllerin kimyasal yapıları ve bağlı kırılma indeksleri saçılma miktarını etkilemektedir. Küçük partiküllerden oluşan materyaller (ortalama 0,1 µm çapında), partikül sayısına da bağlı olarak daha az opaktırlar. Büyük partiküller (ortalama 10 µm çapında), yüzey yansımaya sebep olurlar. Ancak büyük partiküllerden oluşan materyallerin hacim başına düşen partikül sayısının daha az olması, saçılma ve opasiteyi azaltmaktadır. Maksimum saçılma ve opasite için, ışık dalga boyundan daha büyük ve matriksten farklı kırılma indeksine sahip partiküller gerekmektedir (Heffernan ve ark., 2002a). Seramik translusensisi, kalınlık, kristalin yapı ve fırınlama sayısı gibi birçok faktörden etkilenmektedir (Vichi ve ark., 2000; Hefferan ve ark., 2002b). Gelen ışığın dalga boyunun artması translusensiyi arttırmaktadır (Chu ve ark., 2007). Aynı zamanda translusensi miktarı, seramik materyalinin artan renk doygunluğu (chroma) ve parlaklığı (value) ile azalmaktadır (Shiraishi ve ark., 2011).

Materyallerin translusentliği, translüsensi parametresi (TP) kullanılarak belirlenmektedir. Translüsensi parametresi ise materyalin siyah ve beyaz zeminlerdeki renk farklılığının ölçülmesi esasına dayanmaktadır. Materyal tamamen opak ise translüsensi parametresinin değeri sıfırdır. TP değeri arttıkça materyalin translüsensi de artmaktadır. Restorasyonun rengi materyalin translüsensi özelliği ile kombine edildiğinde restorasyonu çevreleyen diş dokusuna benzer bir görünüm elde edilebilmektedir (Gül ve Akgül, 2013).

$$TP = [(L_S^* - L_B^*)^2 + (a_S^* - a_B^*)^2 + (b_S^* - b_B^*)^2]^{1/2}$$

L_S , a_S ve b_S değerleri kompozit örneklerin siyah zeminde ölçülen CIE L^* a^* b^* değerlerini, L_B , a_B ve b_B değerleri ise beyaz zeminde ölçülen CIE L^* a^* b^* değerlerini temsil etmektedir.

Transparanlık

Bir materyalin içinden ışık geçişine ve arkasındaki bir cismin görülebilmesine izin vermesidir. Cam transparan bir materyaldir. Diş hekimliğinde, genelde genç bireylerde, anterior dişlerin insizal kenarları boyunca ve mesial, distal eğimlerinde mine yapısı transparan özellik taşımaktadır. Bu alanların restorasyonlarında kullanılacak materyallerin de aynı özellikte olması gerekmektedir (Chu ve ark., 2004; Paravina ve Powers, 2004).

Fosforesans

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

Floresans

Spektrumun mavi bölgesinde, en büyük yoğunluğa sahip mor ötesi ışınların ortamda olması halinde doğal dişler floresans özelliği gösterir. Floresans, belirli bir dalga boyuna sahip radyasyonun absorbe edilerek daha uzun boylu radyasyon olarak geri yayılmasıdır. Ultraviyole ışık, doğal diş veya restoratif bir materyale çarptığında görülebilir radyasyon yayılır. Radyasyon başladığında materyaller floresans aktivite gösterir yani ışık saçar. Radyasyon bittiğinde floresans aktivite de sona erer (Chu ve ark., 2004).

Gelen ultraviyole ışık, materyaldeki elektronları daha yüksek bir enerji düzeyine çıkarır. Elektronlar eskiden bulunduğu düşük enerji düzeyine inerken kazanmış olduğu enerjiyi, görünür ışık formunda geri verir. Bu olgu ilk olarak florürde gözlenmiş ve dolayısıyla ismini bu mineralden almıştır (Öngül, 2006).

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

Opalesans

Opalesans, görünür spektrumdaki ışığın, düşük dalga boylarının saçılması ile oluşan optik bir özelliktir. Materyal, yansıyan ışık altında mavimtrak, iletilen ışık altında turuncu/kahverengi görünür. Bu ışık yansıması, translusent materyal içinde dağılmış, görünür ışığın dalga boyundan daha küçük, materyal matrisinden daha büyük yansıtma indeksine sahip partiküller tarafından oluşturulmaktadır (Paravina ve Powers, 2004).

Doğal dişler özellikle insizal kenarlarında ışık dağıtıcı etki gösterirler. Bu da dişe değişik açılardan bakıldığında mavi-beyaz bir görünüme sebep olur. Üreticiler dental seramiklerde de bu etkiyi yakalamaya çalışırlar. Dişin göz tarafından algılanan üç

boyutlu rengi, hafif bir floresans ve gelişmiş bir opalesanstan meydana gelir (Gürel, 2004).

Metamerizm

Çevresel faktörler ve aydınlatma durumu renk tespitinde önemli rol oynamaktadır (Paul ve ark., 2004). Belirli bir ışık altında aynı renkte gibi görünen cisimler başka ışık altında farklı görülebilir. Bu olay metamerizm olarak adlandırılır (Rosenstiel ve ark., 2001; Watts ve Addy, 2001). Metamerizm, iki değişik objenin spektral yansıma eğrilerindeki farklılıklarından kaynaklanan bir durumdur (Groh ve ark., 1992). Bir renk anahtarındaki renk örneğinin floresan ışıkta normal dişe uyması, ancak akkor flamanlı lamba ışığında farklı renkte görülmesi buna örnek olabilir. Floresan ışık kaynağında mavi-yeşil spektrum ön plana çıkar ve mavi-yeşil renk baskın olarak algılanırken akkor ışıkta kırmızı-sarı spektrum ön planda olduğundan bu renkler daha baskın olarak algılanır. Metamerizm probleminin yaşanmaması için, renk tespitinin tüm renk spektrumlarını eşit miktarda içeren gün ışığı gibi ışık kaynakları altında yapılması, kronlarda en basit kombinasyonlu renklerin tercih edilmesi ve klinik, laboratuvar aydınlatmasında aynı tip ışık kaynaklarının kullanılması gerekmektedir. Ancak gün ışığının da renginin günün değişik saatlerinde değişmesi sonucu, cisimlerin farklı renklerde görülebilmesi nedeniyle renk tespitinin farklı türdeki ışık kaynakları altında tekrarlanması renk uyumsuzluğu yaşanmaması açısından en güvenilir yöntemdir (Rosenstiel ve ark., 2001; Watts ve Addy, 2001; Chu ve ark., 2004; Sarıkaya ve Güler, 2009).

2.4.6. Renk Sistemleri

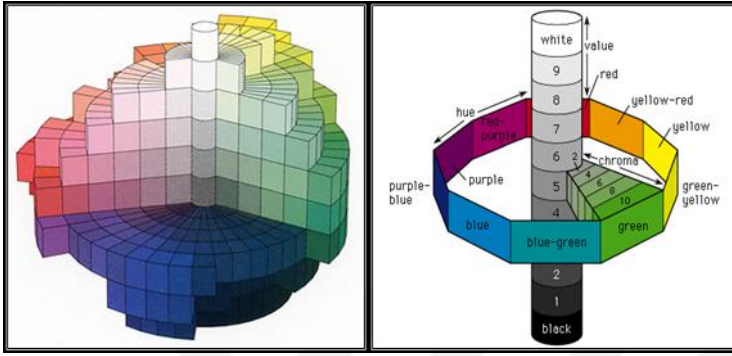
1900'lü yılların başından günümüze kadar, renklerin matematiksel olarak ölçülebilmesi amacıyla geliştirilmiş pek çok farklı sistem bulunmaktadır. Bunların bazıları sadece teorik, bazıları örneklerin yerleştirilmesi bazıları ise fiziksel ölçümler ve hesaplamaları esas almaktadır (Berns, 2000).

Renk sistemleri, renklerin üç boyutlu uzaydaki yerlerinin sistematik olarak düzenlenmesi amacıyla kullanılmaktadır. Bu sistemler rengi tanımlamada ve endüstride renk belirlenmesinde kullanılmaktadır.

Diş hekimliğinde nesnelerin renklerinin objektif olarak değerlendirilmesinde kullanılan dünya çapında kabul görmüş renk sistemleri Munsell ve CIE L*a*b* renk sistemleridir (Lou, 2004).

Munsell Renk Sistemi

Albert H. Munsell tarafından 1905 yılında geliştirilen bir sistemdir. Geliştirilmiş ilk renk sistemidir. Munsell renk sisteminde örneklerin üç boyutlu olarak yerleştirilme prensibini rengin üç özelliği belirlemektedir. Hue(H); ana renk, Value(V); parlaklık ve Chroma(C); rengin doygunluğudur (Şekil 4) (Seghi ve ark., 1986; Rosenstiel ve ark., 2001; Sproull, 2001; Fondriest, 2003; Joiner, 2004; Paravina ve Powers, 2004).

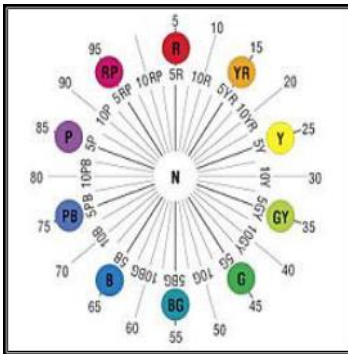


Şekil 4. Munsell'in üç boyutlu renk sistemi (www.daicolor.co.jp/english/color_e/color, 2014)

Hue

Rengin özel cinsi (adı) olarak tarif edilir. Kırmızıyı sarıdan veya yeşili maviden ayıran bir nitelik olarak, renk için daha doğru ve profesyonel bir terimdir. Bir cismin adı (Hue) kırmızı, yeşil ya da sarı olabilir ve yansıyan ya da cisimden geçen ışığın dalga boyu ile belirlenir (Fondriest, 2003; Joiner, 2004).

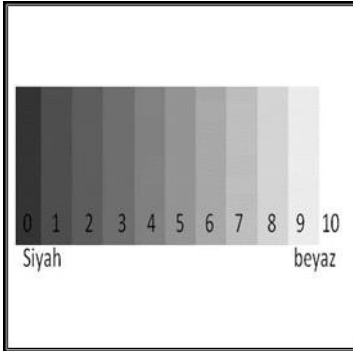
Göz, sadece görülebilir spektrum içinde kalan dalga boylarını ayırt edebilir (400 nm-700 nm). Ana renkler bu aralık içerisinde değişen dalga boylarına göre isimlendirilirler. Munsell renk sisteminde, rengin adı (Hue) 10 dereceye ayrılır: sarı, sarı-kırmızı, kırmızı, kırmızı-mor, mor, mor-mavi, mavi-yeşil, yeşil ve yeşil-sarı (Şekil 5) (Rosenstiel ve ark., 2001; Nohl ve ark., 2002; Chu ve ark., 2004).



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

Value

Bu terim rengin açıklığı koyuluğu ya da objenin parlaklığı olarak tanımlanır. Herhangi bir objenin parlaklığı direkt olarak objeden yansıyan ya da geçen ışık enerjisinin miktarına bağlıdır. Munsell renk sisteminde value değerleri 0'dan 10'a kadar derecelendirilmiştir ve sistemin en altında siyah, en üstünde ise beyaz renk bulunmaktadır. Bu değerler arasında siyahtan beyaza doğru olan gri tonları value değerlerini oluşturur ve saf beyaz 10, saf siyah ise 0 olarak belirlenmiş ve ulaşılmaz olarak değerlendirilmiştir (Şekil 6). Doğal dişlerin value değerleri 4-8 arasında değişmektedir. Pek çok araştırmacıya göre diş hekimliğinde renk seçiminin en önemli aşaması value değerinin tespitidir. Value değerinin hatalı tespit edildiği bir restorasyon, değer yüksek ise daha parlak ve opak, düşük ise daha gri ve cansız görülür. Özellikle yüksek value değerine sahip restorasyon doğal dişlerden daha kolay ayırt edilir ve estetik olarak daha fazla hataya neden olur. Öte yandan value değerinin doğru tespit edildiği bir restorasyonda, hue ve chroma değerlerinin hatalı tespiti sonucu ortaya çıkacak estetik hatalar nispeten daha az fark edilebilir. Ancak Hue ve Chroma'daki aşırı değişiklikler Value değerini de düşürerek, restorasyonun daha koyu ve gri görünmesine neden olur (Rosenstiel ve ark., 2001; Fondriest, 2003; Chu ve ark., 2004; Paravina ve Powers, 2004).

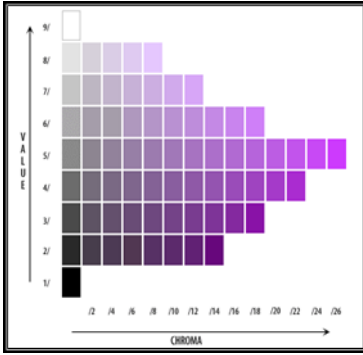


Şekil 6. Munsell renk sisteminde Value değerleri (Chu ve ark., 2004'den uyarlanmıştır)

Chroma

Renk doygunluğunun derecesidir ve bir rengin gücünü, yoğunluğunu ve berraklığını tanımlar. Munsell tarafından kuvvetli bir rengi zayıf bir renkten ayıran özellik olarak bildirilmiştir (Joiner, 2004). İki diş aynı hue değerine sahip olduğunda, biri diğerinden daha yoğun ya da saf olarak görülebilir (Şekil 7). Bu yoğunluk, diş

renginin doygunluğu ya da hue'dan kaynaklanan rengin gücünden gelmektedir. Dolayısıyla chroma, rengin içindeki hue miktarını belirleyen faktördür.

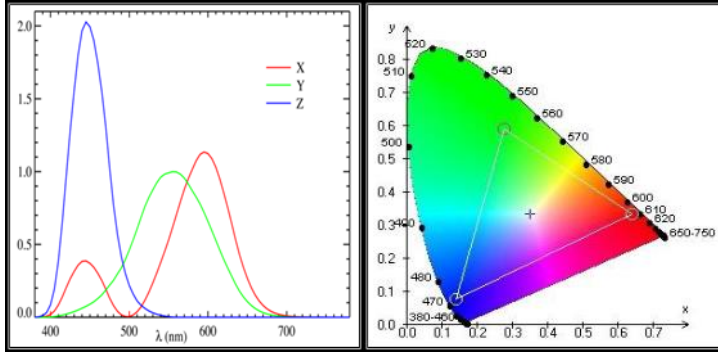


Şekil 7. Munsel renk sisteminde Chroma (Chu ve ark., 2004'den uyarlanmıştır)

CIE L*a*b* Renk Sistemi

1986 yılında kurulan Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE; “Commission de l’Eclairage” veya “International Commission on Illumination”) renk, görünüm gibi alanlarda standart bir ışık kaynağında, standart bir gözlemci ve verilen bir renge, insan görme sisteminin cevabını gösteren tristimulus değerlerinin hesaplanmasında yetkili bir organizasyondur (Joiner, 2004).

CIE renk sisteminin ilk oluşturduğu sistem, X, Y, Z renk koordinatları sistemidir. Bu sistemde kabaca X kırmızıya, Y yeşile, Z maviye denktir ve bunlara tristimulus değerleri denir. X, Y ve Z değerleri üç ana rengin (kırmızı, yeşil, mavi) algılanmasını sağlayan sinirlerin beyne yolladıkları uyarıların toplamıdır. Bu üç uyarımın toplamının uyarı miktarına oranı rengi tanımlar. X, Y ve Z değerlerinin toplamı rengin görsel duyulanma toplamına eşittir (Şekil 8) (Seghi ve ark., 1986; Paravina ve Powers, 2004). CIE XYZ renk koordinat sistemi algısal olmadığından rengin tanımlanmasında son nokta değildir. Yani XYZ renk yoğunluğu şemasındaki renklerin farkı eşit olarak algılanamaz. Örneğin bu diagramda bulunan çok yakın iki nokta farklı renkler olarak algılanırken göze çok farklı gelen iki rengin diagramdaki yerleri birbirine yakın olabilir (Aladağ, 2003).



Şekil 8. CIE renklerin tristimulus değerleri eğrileri (www.wikipedia.org/wiki/File:CIE_xyz10.png, 2014)

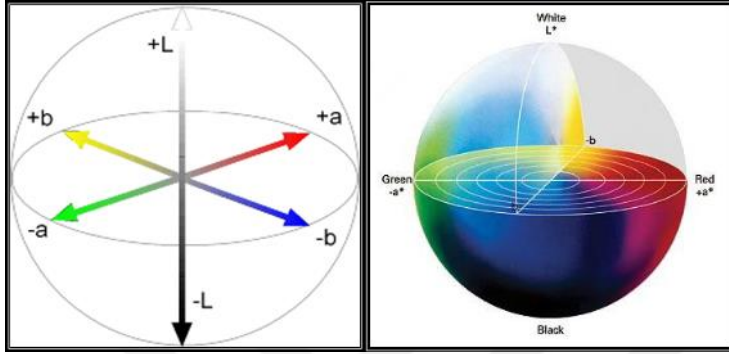
CIE tarafından, 1976 yılında geliştirilmiş olan sistem, standart bir gözlemci ile insan gözünün renge verdiği psiko-fiziksel cevabın koordinat değerlerinin hesaplanması ile ortaya çıkartılmıştır. CIE $L^*a^*b^*$ renk sisteminde de renk Munsell renk sisteminde olduğu gibi üç koordinatta verilir ve tüm renkler bu koordinatların oluşturduğu eksenlerin kesiştiği merkez etrafında bulunan bir küre üzerinde yer alır (Şekil 9). CIE $L^*a^*b^*$ renk sisteminde renklerin L^* , a^* ve b^* koordinatlarına göre dağılımları lineerdir, daha düzgün bir sıralama gösterir ve farklı renkler arasındaki uzaklıklar eşittir. Bu nedenle de renk ölçümü ve renk ayrımı yapıldığı durumlarda, dış hekimliği araştırmaları ve literatürde en sık kullanılan renk sistemidir (Seghi ve ark., 1986; Fondriest, 2003; Joiner, 2004; Paravina ve Powers, 2004; Bayındır ve Uzun, 2007; Karaağaçlıoğlu ve Yılmaz, 2008).

CIE $L^*a^*b^*$ renk sisteminin özelliklerini Munsell renk sistemindeki Value ve Chroma ile ilişkilendirecek olursak;

L^* : Bu, Munsell sistemindeki Value değeri ile orantılı olarak değişen bir parlaklıktır ve rengin açıklık, koyuluk veya siyah-beyaz karakterini gösterir. Rengin akromatik özelliği tarif eder. L^* parametreleri dikey ekseninde bulunur, açık renkler L^* dikey ekseninde daha yukarıda ve daha yüksek değere sahipken koyu renkler eksenin daha altında ve daha düşük değerdeler. Saf siyah rengin L^* değeri 0 iken saf beyazın L^* değeri 100'dür.

a^* ve b^* : Bu koordinatlar rengin kromatik özelliklerini tanımlar. Her ne kadar, Munsell renk sistemindeki Hue ve Chroma ile direkt olarak ilişkili değilse de, sayısal parametreler ile çevirebilir. a^*b^* koordinatlarının 0 değerleri nötral renkleri (beyaz, gri) verirken bu değerlerin artması rengin daha yoğun ve doygun olduğunu gösterir.

a* koordinatı Munsell renk sistemindeki kırmızı-yeşil renginin yerleri ile ilişkilidir. Değeri arttıkça renk kırmızıya azaldıkça yeşile kayar. Benzer şekilde b* koordinatı sarı-mavi eksenini ile ilişkilidir. Değeri arttıkça renk sarıya azaldıkça maviye kayar (Seghi ve ark., 1986; Okubo ve ark., 1998; Rosenstiel ve ark., 2001; Joiner, 2004; Paravina ve Powers, 2004; Güler ve ark., 2005a; Güler ve ark., 2005b; Bayındır ve Wee, 2006; Küçükkesmen ve ark., 2008).



Şekil 9. CIE L*a*b* üç boyutlu renk sistemi (Berns, 2000'den uyarlanmıştır)

CIE L*a*b* renk sisteminin en büyük avantajı, renk farklılıklarının algılayıcı tarafından kolayca fark edilebilmesi ve klinik olarak anlamlılık arz etmesidir. Ayrıca CIE L*a*b* renk sistemi, tüm ışık kaynaklarının standardizasyonunu sağlayarak, insan görsel algılamasındaki varyasyonları elimine eder. CIE L*a*b* renk sisteminde renkler geometrik olarak dizildiğinden iki renk arasındaki farklılıklar matematiksel olarak hesaplanabilir (Rosenstiel ve ark., 2001; Joiner, 2004). İki renk uyarımı arasındaki renk farklılığı (ΔE), bu renklerin L*a*b* değerlerinin aşağıdaki formül ile hesaplanması ile elde edilmektedir (Paravina ve Powers, 2004; Güler ve ark., 2005a; Güler ve ark., 2005b; Uludağ ve ark., 2007; Karamouzou ve ark., 2007; Chaiyabutr ve ark., 2011; de Azevedo Cubas ve ark., 2011).

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

ΔE renk farklılığı, ΔL^* , Δa^* ve Δb^* iki örneğin CIE L*, a*, b* renk değişkenleri arasındaki farklardır. ΔE değerleri farklı örneklerin veya aynı örneklerin zaman içindeki L*, a*, b* koordinatlarındaki değişikliklerin miktarını matematiksel olarak ifade eder. İnsan gözü bu renk farklılıklarını gözleme açısından sınırlıdır ve 1'in altındaki ΔE değerlerini algılayamamaktadır (Büyükyılmaz ve Ruyter, 1994). O'Brien (2002) 'a göre klinik renk toleransı aşağıdaki Tablo 4'te verilmiştir.

Tablo 4. ΔE değerleri ve klinik renk toleransı (O'Brien, 2002'den uyarlanmıştır)

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

2.4.7. CIE'nin Önerdiği Standart Aydınlatma Koşulları

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

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

2.4.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Tespit Yöntemleri

Diş hekimliğindeki restoratif tedavilerde renk belirlenmesi iki farklı şekilde yapılabilir. Diş hekimi görsel olarak, tedavisi yapılan dişin rengini skalalardaki renkler ile belirleyerek restorasyonu bitirebilir. Deneyimli ve uzman bir göz, renk seçiminde oldukça başarılı sonuçlar alsa da, görsel renk seçimi oldukça subjektif bir yöntemdir. Bir diğer renk belirleme metodu ise; özel olarak üretilmiş renk ölçüm cihazları kullanılarak rengin belirlenmesidir. Cihazların kullanımı ile; matematiksel, hızlı ve objektif sonuçlar alınabildiği için görsel yöntemle göre daha avantajlı sayılmaktadır (Okubo ve ark., 1998; Bayındır ve Wee, 2006).

Görsel Renk Tespiti

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

Renk seçimi sırasında kesici kenardan dişetine doğru renk değişimi olduğu için dişin temel rengini genelde orta üçlüsü yansıtır ve renk tespiti yapacak kişi bu bölgeye odaklanmalıdır (Schwabacher ve ark., 1994). İlk geliştirilen Vita Lumin renk skalaları (Vita Lumin Vacuum Shade) sadece hue ve kroma değerlerini yansıtıyordu. Bu skalalar ile yapılan restorasyonlarda value göz ardı edildiği için düz üç boyutlu görünümünden uzak, parlaklıktan yoksun donuk renkli restorasyonlar üretiliyordu (Vanini ve Mangani, 2001).

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

Cihaz Kullanılarak Yapılan Renk Tespiti

Renk ölçümünde cihaz kullanmanın en büyük avantajı nesnelliğin elimine edilmesidir. Renk ölçülmesi amacı ile günümüzde kullanılmakta olan cihazlar;

kolorimetreler, spektrometreler, spektrofotometreler ve dijital fotoğraf makineleridir (Okubo ve ark., 1998; Dancy ve ark., 2003; Joiner, 2004; Chu ve ark., 2010). 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; daha maliyetli olması, aletin doğru kalibre edilmediği veya kullanılmadığı zaman hatalı sonuçlar alınabilmesi gibi dezavantajları da mevcuttur (Seghi, 1990; Okubo ve ark., 1998; Wee ve ark., 2002; Chu ve ark., 2004; Joiner, 2004; Bayındır ve Wee 2006; Chu ve ark., 2010).

Kolorimetre

Standart bir renk kalibrasyonuna dayanarak rengi tespit edilecek nesnedeki renk verilerini analiz eden cihazlardır (Şekil 10). Kolorimetreler doğrudan gözün algıladığı üç temel renk üzerinden ölçüm yapmaktadır (Paravina ve Powers, 2004). Üç temel rengin örnek üzerinden yansıma değerlerine diğer bir deyişle üçlü uyaran değerlerine göre örneğin rengi saptanmış olur. Kolorimetreler, üçlü uyaran değerleri (X,Y ve Z) veya CIE L*, a*, b* değerleri cinsinden sonuçlar vermektedirler (Aladağ, 2003).

Diş hekimliğinde renk değerlendirilmesi için dizayn edilmiş ilk cihaz 1980'li yılların başlarında tanıtılmış olan Chromascan (Sterngold, Stamford, ABD) dir. Ancak, kullanıcı ara biriminin oldukça zor bir program olması kullanımını sınırlamıştır. The ShadeEye NCC (Natural Color Concept) Chromametre (Shofu Dental) ise, ikinci jenerasyon modern dental tristimulus kolorimetrelerindedir. Işık dişe daire şeklinde plastik prob yardımı ile ulaşır. Proben merkezindeki alan, diş üzerinden yansıyan ve dağılan ışığı toplayarak ışık dedektörüne iletir. Kolorimetrelerdeki ışığın yansıma ve dağılma sorunlarına ilişkin problemleri elimine etmek amacı ile, ShadeEye sisteminde rengi alınacak olan materyalin cinsinin seçilebileceği bir düğme bulunmaktadır. Kalibrasyon öncesinde hangi materyalin rengi alınacaksa cihaz ona göre ayarlandığında, matematiksel algoritmalar o cisme göre ölçüm yapacaktır (Paravina ve Powers, 2004).

Kolorimetrelerin kullanımı, spektrometre ve spektrofotometrelere göre daha kolay ve daha az maliyetlidir. Ancak aletin filtrelerinin zamanla eskimesine bağlı olarak tutarlılığı, sürekliliği ve filtrelerin tekrar CIE renk sistemine uyumlu sonuç vermesi olasılığı zayıflar. Aletin bir diğer dezavantajı da metamerizmin miktarının

ölçülmesinde kullanılmamasıdır. Ayrıca translusent materyallerin renklerinin belirlenmesinde, ışığın kırılarak, dağılmasından dolayı sonuçlarda problemler yaşanabilir. Örneğin, gerçek diş ile aynı renkteki metal seramik restorasyonun kolorimetrik sonuçlarında farklılık görülebilir. Bu duruma “edge loss” adı verilmektedir (Okubo ve ark., 1998; Joiner, 2004).



Şekil 10. ShadeEye kolorimetre cihazı

Spektroradyometre

Spektroradyometreler rengin radyometrik değerlerinin ölçümünde kullanılırlar. Renk ölçümünü, insan gözüne benzer şekilde nesneye temas etmeden yapmaktadırlar. Renk ölçümü için, aydınlatma kaynağı kullanılmaktadır. Ölçüm sonuçlarını gerçek görüş şartlarında gerçekleştirebilmeleri bu aletlerin olumlu özelliğidir. Ancak ölçüm açısındaki ufak değişiklikler bile sonuçlarda büyük sapmalara neden olmaktadır ve kullanım hassasiyeti bu aletlerin dezavantajlarıdır (Lou, 2004).

Spektrofotometre

Spektrofotometreler yüzey renginin ölçülmesinde en yaygın kullanılan aletlerdir. Temel çalışma prensibi, rengi ölçülecek nesneden ve standart beyaz zeminden yansıyan ışığı görülebilir spektrumda 1-25 nm aralıklarla ölçmektir (Lou, 2004; Chu ve ark., 2010). Spektral yansıma fonksiyonu ile cismin renk parametreleri hesaplanmaktadır. Bir spektrofotometre; ışık kaynağı, monokromatör ve algılayıcıdan oluşmaktadır (Chu ve ark., 2010).

Spektrofotometreler restoratif rezinlerin, akrilik protez dişlerin, porselenlerin, renk skalalarının renk parametrelerini ve renk değişikliklerini ölçmede kullanılmaktadır.

Metamerizmi ayırt edebilmeleri ve üç yerine daha çok dalga boyunda ölçüm yapabilmeleri sayesinde insan gözünün tespit edemeyeceği renkleri dahi algılayabilmeleri ile kolorimetrelere göre daha çok tercih edilirler. Kolorimetrelere göre daha doğru ve sistematik ölçüm sonuçları verirler ve kolorimetreler daha çok düz yüzeylerden ölçüm yapabilmek için tasarlanmış olduklarından, klinik kullanımda daha çok spektrofotometreler tercih edilmektedir. Ayrıca standart koşullarda hata payı kolorimetreye göre daha düşüktür, tutarlıdır ve zamanla bu standardizasyonunda değişiklik yaşanmaz (Okubo ve ark., 1998; Paul ve ark., 2004; Paravina ve Powers, 2004; Da Silva ve ark., 2008; Karaağaçlıoğlu ve Yılmaz, 2008; Küçükesmen ve ark., 2008; Kim-Pusateri ve ark., 2009; Chu ve ark., 2010).

Vita Easy Shade spektrofotometre (Vita Zahnarzt, Almanya) diş hekimliği kliniklerinde diş ve restorasyonların renk seçimi için üretilmiş cihazdır. Klasik spektrofotometrelerden en önemli farkı renk ölçümlerini CIE L*a*b* değerleri üzerinden ölçmekle kalmayıp bu değerleri Vita renk skalası değerlerine çevirerek vermesidir (Eroğlu ve ark., 2007).

Dijital Kameralar ve Görüntü Sistemleri

Renk ölçümünde dijital kameraların kullanılması son yıllarda giderek popüler hale gelmiştir. Bu sistemde objenin renginin tek bir noktada ölçülmesi yerine objenin tamamına ait görüntüsü ölçülür. Bu sistemin teknolojisi, kolorimetrik ve multispektral olarak iki açıdan ele alınmaktadır. Elektronik teknolojisindeki gelişmelerle beraber dijital fotoğrafçılık da diş hekimliğine pek çok fayda sağlamıştır. Kullanıcının fotoğraf metodolojisi ve bilgisayar teknolojisindeki becerilerini geliştirmesiyle beraber bu yöntem, renk ölçümü açısından son derece basit ve kullanışlıdır. X,Y,Z tristimulus değerlerinin hesaplanması gibi, kamerada da RGB (kırmızı, yeşil ve mavi) değerleri bir formül ile hesaplanır. Kamera algılayıcıları CIE'nin standart gözlemcileri ile aynı spektral hassasiyete sahip olmadıkları için kameranın RGB değerleri, CIE'nin XYZ değerleri ile eşleşmez. Renk ölçümü için bu değerlerin kamera karakterizasyonu denen bir yöntem ile eşleştirilmesi gerekmektedir (Chu ve ark., 2004; Chu ve ark., 2010).

Dijital kameralar ile renk ölçümü yapmak, klinik ve laboratuvar arasında daha kolay bağlantı sağlanması açısından son derece faydalıdır. Geleneksel renk skalalarıyla beraber alınan fotoğraflar, bu bağlantıyı daha da arttırmakta ve bu fotoğraflar ayrıca dışın translusensi, opasite özellikleri ve yüzey karakteristiği hakkında da bilgi

vermektedir. Bu bilgilerin teknisyene aktarılması restorasyonun estetik sonucunu büyük ölçüde etkilemektedir. Ancak tek başına dijital kameraların renk analizi için kullanılması ise çok etkili değildir (Chu ve ark., 2004; Paravina ve Powers, 2004; Sarıkaya ve Güler, 2009; Chu ve ark., 2010).

2.5. Termal Siklus

İstirahat halinde ölçülen ağız içi sıcaklık 36,4°C olarak bildirilmiştir (Levander ve ark., 2002). Ancak modern hayatın yemek pişirme ve yiyecekleri dondurma tarzı, içeceklerin ve yiyeceklerin ağız ısısının çok üzerinde (50–60°C) veya çok altında (0–10°C) tüketilmesine neden olmaktadır (Green, 1986). Bu değerlerin 85°C (kahve) ve -12°C (dondurma) olarak bildirildiği çalışmalar da vardır (Michailescu ve ark., 1995).

Termal siklus deyimi (ısı çevrim, ısısız döngü), in vitro olarak bir dişe ya da restoratif malzemeye ağız ortamını taklit edecek şekilde ısı değişimi uygulanmasını ifade eder (Rossomando ve Wendt, 1995; Helvatjoglu ve ark., 2004). Malzemelerin in vivo dayanımını öngörebilmek için sıklıkla kullanılan in vitro bir test yöntemidir. Termal siklus test protokolleri temel olarak ağız ortamını laboratuvar koşullarına nakletmek ilkesini hayata geçirmek üzere tasarlanmıştır (Palmer ve ark., 1992).

Bu yöntemde test aygıtı olarak birbirine komşu iki banyo tankı ve test örneklerini bu banyo tanklarına sıra ile daldırabilen taşıyıcı bir koldan oluşan bir aygıt kullanılır.

Termal siklus testleri en düşük 5°C ve en yüksek 55°C aralığında, ortalama 30 saniye bekletme süresinde gerçekleştirilmektedir. Ağız içerisindeki siklus sayısı ile ilgili çok kesin bilgi olmadığı için günde 20-50 siklus olabileceği düşünülerek 10000 siklusun 1 seneye denk gelebileceği bildirilmiştir (Lloyd ve ark., 1978; Gale ve Darvell, 1999).

3. MATERYAL ve METOT

Bu tez çalışması; Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı laboratuvarı ve Özel Ankara Özdemir Diş Laboratuvarında yapılmıştır.

Çalışmamızdaki örneklerin hazırlanmasında; yapısında temel olarak lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{O}_2\text{SiO}_2$) bulunan orta opasitede IPS e-max Press (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) tam seramik materyali altyapı seramiği olarak kullanıldı. Bu seramik örneklerden 0,6 mm kalınlığında ve 11 mm çapında disk şeklinde her grup için 5 adet olmak üzere 21 farklı grup için toplam 105 adet örnek hazırlandı. Tüm örnekler standardizasyon amacıyla A1, A2 ve B1 renkleriyle uyumlu olan MO1 (orta opasite) ingotlardan hazırlandı. Hazırlanan altyapı örneklerine kontrol gruplarında A1, A2 ve B1 renklerinde IPS Empress e.max Ceram tabakalama seramiği 0,6 mm kalınlığında uygulandı ve glaze işlemi yapıldı. Çalışma gruplarında ise hazırlanan altyapılar üzerine gruplara göre A1, A2 ve B1 renklerinde nanohibrit ve mikrohibrit kompozitler 0,6 mm kalınlıkta tabakalandı ve farklı yüzey bitim ve polisaj işlemleri uygulandı.

Çalışmamızda kullanılan materyaller, içerikleri ve üretici firmaları Tablo 5'de gösterilmiştir.

Tablo 5. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyalin adı	Materyalin içeriği ve tipi	Üretici Firma
IPS e.max Press	%70 lityum disilikat ve lityum ortofosfat kristali içeren cam seramik, MO1(orta opasite) ingot	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
IPS e.max Ceram	Nano-flourapatit tabakalama seramiği, A1, A2 ve B1 renklerinde	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Ultradent Porcelain Etch	%9,5' luk hidroflorik asit	Ultradent Products Inc, South Jordan, ABD
Single Bond Universal	MDP Fosfat Monomer, Dimetakrilat rezinler, HEMA, Vitrebond™ Copolymer, Doldurucu, Ethanol, Su, Initiatörler ve Silan içeren bonding ajan	3M ESPE, St. Paul, MN, ABD
Filtek Z 250	Organik matriks bileşimi Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA 'dan oluşur. Doldurucu partikül büyüklüğü 0,01-3,5µm arasında, ortalama 0,6µm olan mikrohibrit kompozit. A1, A2 ve B1 renklerinde	3M ESPE, St. Paul, MN, ABD
Filtek Z 550	Organik matriks bileşimi Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, PEGDMA ve TEGDMA' dan oluşur. Doldurucu partikül büyüklüğü 20 nm silika partikülleri ve 1-10 µm'luk zirkonya/silika partikülleri olan nanohibrit kompozit. A1, A2 ve B1 renklerinde	3M ESPE, St. Paul, MN, ABD
Astropol	Silikon karbit esaslı cila seti (kaba, ince, ekstra ince)	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Optrapol	Elmas kristalleri içeren cila seti (tek aşamalı)	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

3.1. IPS e.max Press Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılacak tam seramik örneklerin alt yapılarının çap ve kalınlıklarının standardize edilebilmesi amacıyla YenaDent Cam 4.0 programında istenilen boyutlarda çizimler yapıldı. YenaDent D15 milling ünitesinde (YenaDent Ltd. Şti. İstanbul, Türkiye) örnekler plastik bloktan freze edilerek 0,6 mm kalınlığında ve 11 mm çapında olacak şekilde hazırlandı (Şekil 11).



Şekil 11. Plastik örneklerin hazırlanması

Plastik örnekler için, üretici firmanın talimatları doğrultusunda, uygun boyutlarda manşet ve tabletlerin seçimi gerçekleştirildi. Hazırlanan plastik örnekler üretici talimatlarına göre tij mumu (Wax Wire for Sprues, Bego, Bremen, Almanya) ile yatay düzlemde 45-60° açı yapacak şekilde tijlenerek (Şekil 12) 100 gr'lık özel silikon manşetlere yerleştirildi (Ivoclar Scientific Document, 2005).



Şekil 12. Hazırlanan plastik örneklerin tijlenmesi ve manşete yerleştirilmesi

Plastik örneklerin manşete alınması için; revetman tozu ve likidi (IPS Press Vest Speed Investment) üretici firmanın talimatları doğrultusunda 27 ml revetman sıvısı 11 ml distile su ile seyreltilip 100 gr revetman tozu ile vakum altında 60 sn boyunca karıştırma makinesinde (Smartmix, Aman Girrbach AG, Österreich, Almanya) karıştırıldı. Revetman, içerisinde hava kalmaması için vibrasyon aleti üzerinde silikon manşete döküldü ve 30 sn kadar bekletildikten sonra manşet kapağı yerleştirildi.

Revetman, sertleşme işlemi tamamlanıncaya kadar 1 saat oda ısısında bekletildi (Ivoclar Scientific Document, 2005).

Revetmanın sertleşmesinin ardından, manşetin üst, alt kapakları ve silikon manşet dikkatlice çevrilerek çıkarıldı ve manşet mum uçurma işlemi için önceden 850°C’de ısıtılmış olan ön ısıtma fırınına (Vita Vacumat 300, Vita Zahnfabrik, Almanya) 45° açıyla yerleştirildi (Şekil 13).



Şekil 13. Manşetin ön ısıtma fırınındaki duruşu

Manşet fırında 60 dakika bekletildikten sonra, orta opasite (MO1) seramik ingot ve alüminyum oksit itici piston (IPS Alox Plunger) presleme işlemi için manşete yerleştirildi (Şekil 14).



Şekil 14. Seramik ingot ve itici pistonun manşete yerleştirilmesi

Presleme işlemi esnasında, itici pistonun ingotlara yapışmasının engellenmesi için piston yüzeyi bir izolasyon materyali (IPS Alox Plunger) ile izole edildi. Seramik ingot ve itici pistonu yerleştirilen manşet, presleme işlemi için presleme fırınına (Ivoclar P500) yerleştirildi ve üretici talimatlarına uygun olarak 700-924°C’de 25 dk preslendi (Şekil 15).



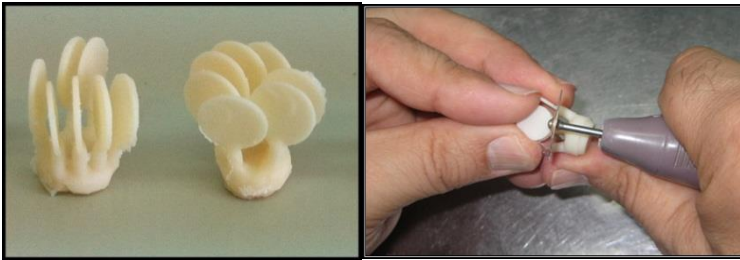
Şekil 15 IPS P500 Presleme fırını

Manşet presleme işleminin ardından fırından çıkartılarak oda ısısında 60 dk soğumaya bırakıldı. Manşet içerisindeki alüminyum oksit itici pistonun yeri işaretlenerek bir separe yardımıyla çıkartıldı (Şekil 16).



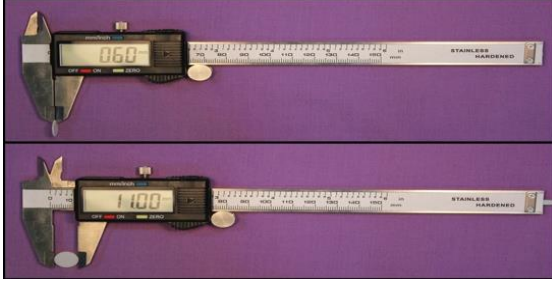
Şekil 16. İtici pistonun yerinin işaretlenmesi

Örneklerin etrafındaki revetman kalıntıları ise 2 ve 4 bar basınç altında 50 ve 110 μm 'lik alüminyum oksit kumu (Korox 110, Bego, Bremen, Almanya) ile kumlanarak uzaklaştırıldı. Seramik diskler ince bir elmas separe ile basınçsız ve düşük devirde tijlerinden ayrılarak buhar makinesinde (Bego Triton SLA, Almanya) temizlendi (Şekil 17) (Ivoclar Scientific Document, 2005).



Şekil 17. Örneklerin tijlerinin separe ile kesilerek uzaklaştırılması

Hazırlanan seramik disklerin yüzeyleri su soğutması altında zımpara cihazında düzeltildi. Bu işlemden sonra örnekler dikkatlice incelenerek kalınlıkları 0,6 mm ve çapları 11 mm olacak şekilde ayarlanarak dijital kumpasla çap ve kalınlık ölçüleri kontrol edildi (Şekil 18).



Şekil 18. Hazırlanan seramik disklerin kalınlık ve çaplarının kontrol edilmesi

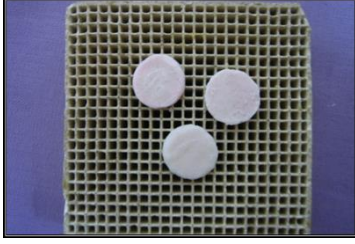
3.2. IPS e.max Ceram Tabakalama Seramiğinin Uygulanması

Seramik altyapı örneklerinin zımparalanmayan yüzeylerine VITA Klasik renk skalasında (Vita Zahnfabrik, Sackingen, Almanya) yer alan A1, A2 ve B1 renklerinde nano-floroapatit tabakalama seramiği (IPS e.max Ceram) yığıldı. Örneklerin final kalınlıklarının 1,2 mm olarak ayarlanabilmesi için 11 mm çap ve 1,2 mm derinliğinde bir dairesel yuvaya sahip teflon kalıp hazırlandı (Şekil 19).



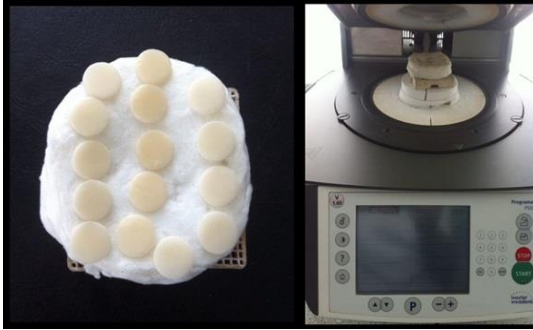
Şekil 19. Tabakalama seramiğinin uygulanması için hazırlanan teflon kalıp

Kalıp içerisine zımparalanmayan yüzeyi üstte olacak şekilde yerleştirilen alt yapı seramiğinin üzerine tabakalama seramiği, kalıptaki yuvanın tepesine kadar kondanse edilerek dolduruldu, fazla suyun uzaklaştırılması için vibrasyon ve kâğıtla emdirme işlemleri uygulandı. Örnekler dikkatlice kalıptan çıkartıldı (Şekil 20) ve Ivoclar P500 fırınında 4 dk süreyle 750°C’de pişirildi.



Şekil 20. IPS e.max Ceram tabakalama seramiğın yığılması sonrası örneklerin kalıptan çıkarılarak fırınlanmak üzere taşıyıcıya koyulması

Fırından çıkartılan ve soğuyan örneklerin yüzeyleri kontrol edilip, elmas porselen freziyle gerekli aşındırmalar ve düzeltmeler yapıldı. Ardından örneklerin veneerli yüzeylerine, üretici talimatlarına uygun olarak hazırlanan glaze materyali (IPS e-max Ceram Glaze Paste) sürülerek porselen fırınında glaze işlemi gerçekleştirildi (Şekil 21).

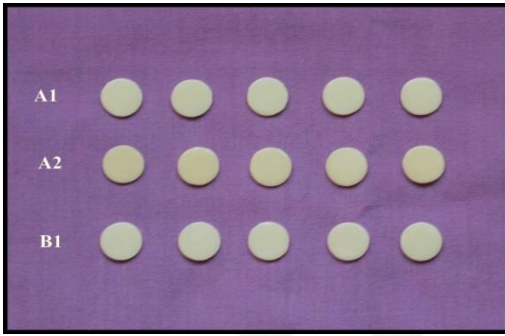


Şekil 21. Hazırlanan örneklere glaze uygulanması

Glaze işleminden sonra fırından çıkartılan örnekler dikkatlice incelenerek kalınlıkları dijital kumpasla 3 ayrı noktadan ölçülerek 1,2 mm olarak ayarlandı. Bu işlemlerin ardından 1,2 mm kalınlık ve 11 mm çapında; üç farklı grupta 5'er adet orta opasite altyapıya sahip A1, A2 ve B1 renklerinde IPS e-max Ceram tabaklama seramiği uygulanmış kontrol grubuna ait örnekler hazırlanmış oldu (Şekil 22, 23).



Şekil 22. Örneklerin çap ve kalınlıklarının kontrol edilmesi



Şekil 23. A1, A2 ve B1 renklerinde IPS e.max Ceram seramiği ile tabakalanmış IPS e.max Press örnekler

3.3. Kompozit Rezin Tamir Materyallerinin IPS e.max Press Alt Yapılar Üzerine Uygulanması

Çalışmada mikrohibrit kompozit olan Filtek Z250 (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) ve nanohibrit kompozit olan Filtek Z550 (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) olmak üzere iki farklı tip kompozit kullanıldı. Her iki kompozit rezinin A1, A2 ve B1 renkleri kullanıldı ve şeffaf bantla bitim, çok aşamalı polisaj ve tek aşamalı polisaj işlemleri uygulandı.

IPS e.max Press altyapıların üzerine kompozit rezin tamir materyallerinin tabakalanması için 11 mm çapında ve 1,2 mm derinliğinde yuvalar içeren teflon kalıp kullanıldı. Daha önce hazırlanan 11 mm çapında ve 0,6 mm kalınlığındaki IPS e.max Press altyapılar teflon kalıba yerleştirildi. Seramik altyapıların tamir kompoziti uygulanacak yüzeylerine %9,5'luk hidroflorik asit (Ultradent Products Inc, South Jordan, ABD) 1 dk süreyle uygulandı. Yüzeyde serbestleşen porselen artıklarının uzaklaştırılması için 1 dk boyunca basınçlı su ile yıkayıp kurutuldu. Asitleme işleminden sonra yüzeylere silan içeren Single Bond Universal adeziv (3M ESPE, St.

Paul, MN, ABD) üretici talimatlarına göre 20 sn süreyle uygulandı, 5 sn hava ile kurutuldu ve 10 sn süreyle polimerize edildi (Şekil 25).



Şekil 25. Hidroflorik asit ve bonding ajan

A1, A2 ve B1 renklerindeki mikrohibrit ve nanohibrit kompozit rezinler (Şekil 26) yüzey hazırlığı yapılmış ve hazırlanan teflon kalıba yerleştirilmiş altyapı seramiklerinin üzerine ağız spatülü yardımıyla tabakalandı. Düz bir yüzey elde etmek ve fazlalık materyalin taşması için şeffaf bant ve siman camı, hafif baskı uygulanarak alt yapı seramiğinin üzerine kompozit tabakalanmış yuvaların üzerine yerleştirildi. Polimerizasyon işlemi Hilux LEDMAX 1055 (Benlioğlu Dental A.Ş, Ankara, Türkiye) cihazıyla yapıldı. Işık cihazının polimerize edici ucu siman camına temas ettirilerek örneğin merkezine gelecek şekilde yerleştirilerek 20 sn polimerizasyon yapıldı. Işık cihazının gücü her örneğin polimerizasyonundan önce ışık cihazına dahili olan radyometre ile kontrol edildi (Şekil 27) ve 600 mW/cm^2 den yüksek güçte olmasına dikkat edildi.



Şekil 26.Çalışmada kullanılan kompozit rezinler



Şekil 27. Çalışmada kullanılan ışık kaynağı

Polimerizasyon işleminden sonra hazırlanan örnekler teflon kalıptan çıkarıldı ve 20 sn daha ışık uygulandı. Kalıptan çıkarılan örnekler kontrol edilip, gerekli düzeltmeler yapıldı. Hazırlanan örneklerin ölçüleri dijital kumpasla ölçülerek çapları 11 mm ve kalınlıkları 1,2 mm olarak ayarlandı.

Toplam 90 adet örnek A1, A2 ve B1 renklerinde mikrohibrit ve nanohibrit kompozitler kullanılarak hazırlandı. Hazırlanan örneklere her renk grubunda sadece şeffaf bantla bitim, çok aşamalı polisaj ya da tek aşamalı polisaj yapıldı.

Çok aşamalı polisaj işleminde Astropol (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) polisaj seti kullanıldı (Şekil 28). 15000 rpm sabit hızdaki mikromotora takılan Astropol setinin sırasıyla gri, yeşil ve pembe enstrümanları su soğutması altında 15'er sn boyunca aynı yönde üretici talimatlarına göre uygulandı. Enstrümanlar her beş kullanımdan sonra yenisiyle değiştirildi.



Şekil 28. Çalışmada kullanılan çok aşamalı polisaj seti

Tek aşamalı polisaj işleminde Optrapol (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) polisaj seti kullanıldı (Şekil 29). 15000 rpm sabit hızdaki mikromotora

takılan Optrapol setinin enstrümanları su soğutması altında 15'er sn boyunca aynı yönde üretici talimatlarına göre uygulandı. Enstrümanlar her beş kullanımdan sonra yenisiyle değiştirildi.



Şekil 29. Çalışmada kullanılan tek aşamalı polisaj seti

Çalışmada oluşturulan gruplar Tablo 6,7 ve 8'de gösterilmektedir.

Tablo 6. A1 renginde hazırlanan örnek grupları

Altyapı Materyali	Tabakalama materyali	Polisaj	Grup kodu	Örnek sayısı (n)
IPS e.max Press (MO1)	IPS e.max Ceram	Glaze	A1C	5
IPS e.max Press (MO1)	Filtek Z250	—	A1Z2	5
IPS e.max Press (MO1)	Filtek Z250	Astropol	A1Z2A	5
IPS e.max Press (MO1)	Filtek Z250	Optropol	A1Z2O	5
IPS e.max Press (MO1)	Filtek Z550	—	A1Z5	5
IPS e.max Press (MO1)	Filtek Z550	Astropol	A1Z5A	5
IPS e.max Press (MO1)	Filtek Z550	Optropol	A1Z5O	5

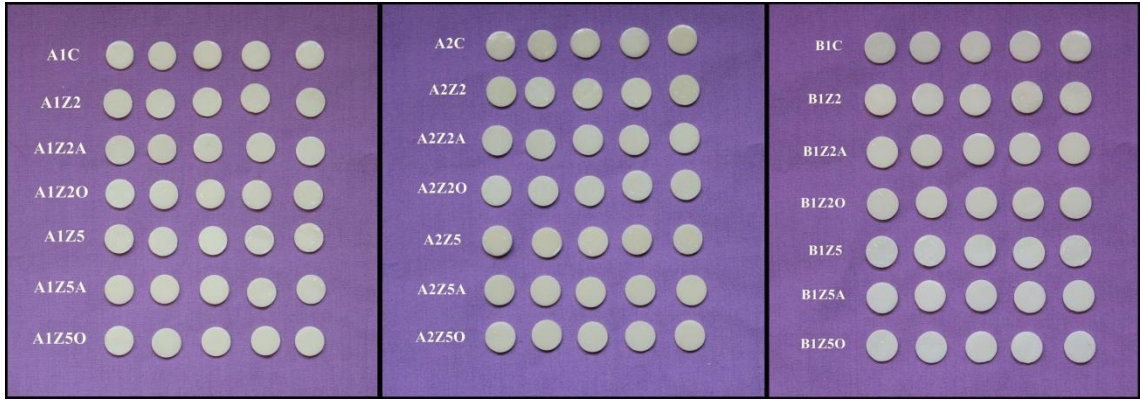
Tablo 7. A2 renginde hazırlanan örnek grupları

Altyapı Materyali	Tabakalama materyali	Polisaj	Grup kodu	Örnek sayısı (n)
IPS e.max Press (MO1)	IPS e.max Ceram	Glaze	A2C	5
IPS e.max Press (MO1)	Filtek Z250	—	A2Z2	5
IPS e.max Press (MO1)	Filtek Z250	Astropol	A2Z2A	5
IPS e.max Press (MO1)	Filtek Z250	Optrapol	A2Z2O	5
IPS e.max Press (MO1)	Filtek Z550	—	A2Z5	5
IPS e.max Press (MO1)	Filtek Z550	Astropol	A2Z5A	5
IPS e.max Press (MO1)	Filtek Z550	Optrapol	A2Z5O	5

Tablo 8. B1 renginde hazırlanan örnek grupları

Altyapı Materyali	Tabakalama materyali	Polisaj	Grup kodu	Örnek sayısı (n)
IPS e.max Press (MO1)	IPS e.max Ceram	Glaze	B1C	5
IPS e.max Press (MO1)	Filtek Z250	—	B1Z2	5
IPS e.max Press (MO1)	Filtek Z250	Astropol	B1Z2A	5
IPS e.max Press (MO1)	Filtek Z250	Optropol	B1Z2O	5
IPS e.max Press (MO1)	Filtek Z550	—	B1Z5	5
IPS e.max Press (MO1)	Filtek Z550	Astropol	B1Z5A	5
IPS e.max Press (MO1)	Filtek Z550	Optropol	B1Z5O	5

Çalışmada kullanılan tüm örnekler ve gruplar Şekil 30'da görülmektedir.



Şekil 30. Çalışmada hazırlanan tüm örnekler ve grup kodları

3.4. Renk Farklılığı ve Translusensi Parametresi Değerlerinin Belirlenmesi

Örneklerin renk ölçümleri ve translusensi parametresi değerlerinin belirlenmesi için bir spektrofotometre cihazı olan VITA Easyshade kullanılarak gerçekleştirildi. VITA Easyshade; 6500°K renk ısısına sahip ışık kaynağı, içerisinde aydınlatıcı ve üç farklı alıcı olmak üzere 19 adet fiber uçtan oluşan 5 mm çapında bir fiber başlık ve geri yansıtılarak alıcı tarafından toplanan ışığın yoğunluğunu dalga boyu cinsinden hesaplayan bir spektrofotometreden oluşur. Fiber başlığın algılama açısı 2° ve algıladığı dalga boyları 425-700 nm arasındadır.

Örnekler, renk ölçümleri esnasında örneklerin ve spektrofotometrenin optik ucunun sabit olarak konumlandırılmasını sağlayacak olan, poliasetat kalıba veneerli yüzleri yukarıda olacak şekilde yerleştirildi. Bu kalıp iki parçadan oluşmakta ve birinci parçada, ortasında örneklerin yerleştirilebileceği 11 mm çap ve 1,2 mm derinlikte bir boşluk bulunmaktadır. Kalıbın diğer parçası ise, ilk parçadaki boşluğun merkeziyle çakışan 6,5 mm çap ve 4 mm kalınlığında bir başka boşluk içeren bir poliasetat diskten oluşmakta olup spektrofotometrenin örneklerin merkezinde konumlandırılmasını sağlamaktadır (Şekil 31, 32). Ayrıca kalıbın ilk parçasındaki boşluğun arka poliasetat yüzeyi, ölçümlerin standart beyaz arka plan kullanılarak yapılmasını sağlamaktadır. Her örneğin merkezinden yapılan ölçümler üç kez tekrarlanarak CIE Lab renk sistemi kullanılarak kaydedildi. Her örnek için üç kez tekrarlanan ölçümlerin ortalamaları; kontrol gruplarında L_1^* , a_1^* ve b_1^* , çalışma gruplarında ise L_2^* , a_2^* ve b_2^* değerleri olarak kaydedildi. Her renk ölçümü işleminden önce cihaz, üretici talimatlarına uygun olarak şarj aparatının üzerinde bulunan kalibrasyon tablası kullanılarak kalibre edildi.



Şekil 31. Poliasetat kalıbın parçaları ve seramik örneğin kalıbın birinci parçasına yerleştirilmesi



Şekil 32. Poliasetat kalıbın konumlandırıcı parçasının yerleştirilip renk ölçümünün gerçekleştirilmesi

Yapılan birinci ölçüm sonuçları bilgisayara kaydedildi. Elde edilen veriler; ΔL^* , Δa^* , Δb^* ve ΔE^* formüllerindeki yerlerine yerleştirilerek; altyapı seramiği üzerine uygulanan farklı kompozit rezin tamir materyallerinin ve polisaj yöntemlerinin oluşturduğu muhtemel renk farklılıkları hesaplandı (Da Silva ve ark., 2008; Küçükmesmen ve ark., 2008; Chang ve ark., 2009).

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

Translüsensi parametresinin belirlenmesinde spektrofotometre ile siyah ve beyaz arka planlar üzerinde üçer kez ölçüm yapıldı ve ortalamaları alındı. Siyah arka plan üzerinde yapılan ölçümler L_S^* , a_S^* ve b_S^* , beyaz arka planda yapılan ölçümler L_B^* , a_B^* ve b_B^* olarak kaydedildi. Translüsensi parametresi tüm gruplar için aşağıdaki formüle göre hesaplandı.

$$TP = [(L_S^* - L_B^*)^2 + (a_S^* - a_B^*)^2 + (b_S^* - b_B^*)^2]^{1/2}$$

3.5. Termal Siklus İşlemi

Tüm örnekler 24 saat $37 \pm 2^\circ\text{C}$ 'deki suda bekletildikten sonra örneklere $5 \pm 2^\circ\text{C}$ ve $55 \pm 2^\circ\text{C}$ 'de bekleme süresi 30 sn olacak şekilde toplamda 3000 kez termal siklus (Dentester Solubris Technica, İstanbul, Türkiye) uygulandı (Şekil 33).



Şekil 33. Çalışmada kullanılan termal siklus uygulama cihazı

Örneklerin renk ölçümleri termal siklus işleminden önce yapıldığı şekilde tekrarlandı. ΔE ve TP değerleri belirtilen formüllere göre tekrar hesaplandı.

3.6. Verilerin İstatistiksel Analizlerinin Yapılması

Veriler IBM SPSS (V.21, Chicago, ABD) paket programında analiz edildi. Renk ve renklere ait alt grupların karşılaştırılmasında iki yönlü varyans analizi (two way ANOVA) kullanıldı. Gruplar arasındaki farklılık Tukey testi ile incelendi. Termal siklus öncesi ve sonrası yapılan ölçümler eşli iki örnek t testi ile analiz edildi. Sonuçlar aritmetik ortalama \pm standart sapma olarak sunuldu. Anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

4.1. Grupların Renk Farklılıkları (ΔE) Açısından Değerlendirilmesi

IPS e.max Press altyapı örneklerin üzerine uygulanan kompozit rezin tamir materyallerinin IPS e.max Press altyapı örneklerinin üzerine uygulanan IPS e.max Ceram örneklerine göre oluşan renk farklılıkları (ΔE) A1, A2 ve B1 olmak üzere her renk grubu için incelendi. Elde edilen veriler iki yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Post-Hoc Tukey HSD testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi. ANOVA sonuçları Tablo 9 ve 10'da verilmiştir. Grupların termal siklus öncesi ve sonrası kontrol gruplarına göre ortalama renk farklılığı (ΔE) değerleri ve standart sapmaları Tablo 11, 12 ve 13'de görülmektedir.

Tablo 9. Termal siklus öncesi renk farklılıkları (ΔE) değerlerinin karşılaştırıldığı iki yönlü ANOVA sonuçları

	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p
Renk	78,165	2	39,082	53,291	,000
Alt grup	430,288	5	86,058	117,346	,000
Renk-Alt grup	49,345	10	4,935	6,729	,000
Hata	52,803	72	,733		

* $p < 0,05$ ' de anlamlı farklılık bulunmaktadır.

Tablo 10. Termal siklus sonrası renk farklılıkları (ΔE) değerlerinin karşılaştırıldığı iki yönlü ANOVA sonuçları

	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p
Renk	98,111	2	49,056	53,821	,000
Alt grup	520,288	5	104,058	114,167	,000
Renk-Alt grup	89,279	10	8,928	9,795	,000
Hata	65,624	72	,911		

* $p < 0,05$ ' de anlamlı farklılık bulunmaktadır.

Tablo 11. Termal siklus işlemi öncesi ve sonrası A1 renk grubundaki örneklerin A1C grubuna göre ortalama ΔE değerleri ve standart sapmaları

Grup	Termal siklus öncesi		Termal siklus sonrası		Örnek sayısı (n)
	Ort.	Ss.	Ort.	Ss.	
A1Z2	6,02	0,61	4,41	0,88	5
A1Z2A	6,20	0,72	6,33	0,30	5
A1Z2O	5,88	0,45	6,11	0,54	5
A1Z5	3,77	0,60	2,60	0,86	5
A1Z5A	3,24	0,70	2,92	0,76	5
A1Z5O	3,62	0,89	3,40	0,41	5

Tablo 12. Termal siklus işlemi öncesi ve sonrası A2 renk grubundaki örneklerin A2C grubuna göre ortalama ΔE değerleri ve standart sapmaları

Grup	Termal siklus öncesi		Termal siklus sonrası		Örnek sayısı (n)
	Ort.	Ss.	Ort.	Ss.	
A2Z2	10,09	1,05	8,58	1,18	5
A2Z2A	9,90	0,65	9,58	0,67	5
A2Z2O	9,86	1,06	9,34	1,29	5
A2Z5	3,41	0,49	3,14	0,97	5
A2Z5A	4,03	0,48	3,69	1,15	5
A2Z5O	5,11	0,79	4,91	0,64	5

Tablo 13. Termal siklus işlemi öncesi ve sonrası B1 renk grubundaki örneklerin B1C grubuna göre ortalama ΔE değerleri ve standart sapmaları

Grup	Termal siklus öncesi		Termal siklus sonrası		Örnek sayısı (n)
	Ort.	Ss.	Ort.	Ss.	
B1Z2	8,38	0,75	11,16	1,11	5
B1Z2A	8,30	1,04	9,28	0,53	5
B1Z2O	8,55	1,03	8,59	1,40	5
B1Z5	3,93	0,89	3,32	1,07	5
B1Z5A	3,15	1,44	2,94	1,12	5
B1Z5O	3,74	1,05	3,54	1,29	5

Termal siklus öncesi renk farklılıkları (ΔE) incelendiğinde klinik olarak algılanabilir düzeyde renk farklılığı ($\Delta E > 3,5$):

A1C grubuna göre A1Z2, A1Z2A, A1Z2O, A1Z5 ve A1Z5O gruplarında tespit edildi.

A2C grubuna göre A2Z2, A2Z2A, A2Z2O, A2Z5A ve A2Z5O gruplarında tespit edildi.

B1C grubuna göre B1Z2, B1Z2A, B1Z2O, B1Z5 ve B1Z5O gruplarında tespit edildi.

Termal siklus sonrası renk farklılıkları (ΔE) incelendiğinde klinik olarak algılanabilir düzeyde renk farklılığı ($\Delta E > 3,5$):

A1C grubuna göre A1Z2, A1Z2A, A1Z2O gruplarında tespit edildi.

A2C grubuna göre A2Z2, A2Z2A, A2Z2O, A2Z5A ve A2Z5O gruplarında tespit edildi.

B1C grubuna göre B1Z2, B1Z2A, B1Z2O ve B1Z5O gruplarında tespit edildi.

A1, A2 ve B1 renkleri için termal siklus öncesi renk farklılıkları (ΔE) değerlendirildiğinde;

A1C grubuna göre en yüksek ΔE değeri A1Z2A ($6,20 \pm 0,72$); en düşük ise A1Z5A ($3,24 \pm 0,70$) gruplarında tespit edildi.

A2C grubuna göre en yüksek ΔE değeri A2Z2 ($10,09 \pm 1,05$); en düşük ise A2Z5 ($3,41 \pm 0,49$) gruplarında tespit edildi.

B1C grubuna göre en yüksek ΔE değeri B1Z2 ($8,38 \pm 0,75$); en düşük ise B1Z5A ($3,15 \pm 1,44$) gruplarında tespit edildi.

A1, A2 ve B1 renkleri için termal siklus sonrası renk farklılıkları (ΔE) değerlendirildiğinde;

A1C grubuna göre en yüksek ΔE değeri A1Z2A ($6,33 \pm 0,30$); en düşük ise A1Z5 ($2,60 \pm 0,86$) gruplarında tespit edildi.

A2C grubuna göre en yüksek ΔE değeri A1Z2O ($9,34 \pm 1,29$); en düşük ise A2Z5 ($3,14 \pm 0,97$) gruplarında tespit edildi.

B1C grubuna göre en yüksek ΔE değeri B1Z2 ($11,16 \pm 1,11$); en düşük ise B1Z5A ($2,94 \pm 1,12$) gruplarında tespit edildi.

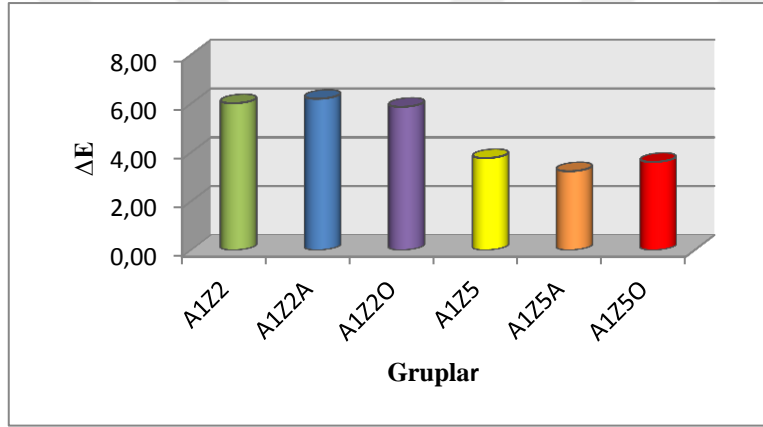
4.2. Renk Farklılıklarının (ΔE) Karşılaştırılması

4.2.1. A1 Rengindeki Gruplarda ΔE Karşılaştırılması

Tablo 14. Tukey HSD testine göre A1 rengindeki grupların A1C grubuna göre termal siklus öncesi olan renk farklılıklarının karşılaştırılması

Gruplar	Ortalama ΔE	Farklılık
A1Z2	6,02	d
A1Z2A	6,20	d
A1Z2O	5,88	cd
A1Z5	3,77	ab
A1Z5A	3,24	ab
A1Z5O	3,62	ab

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



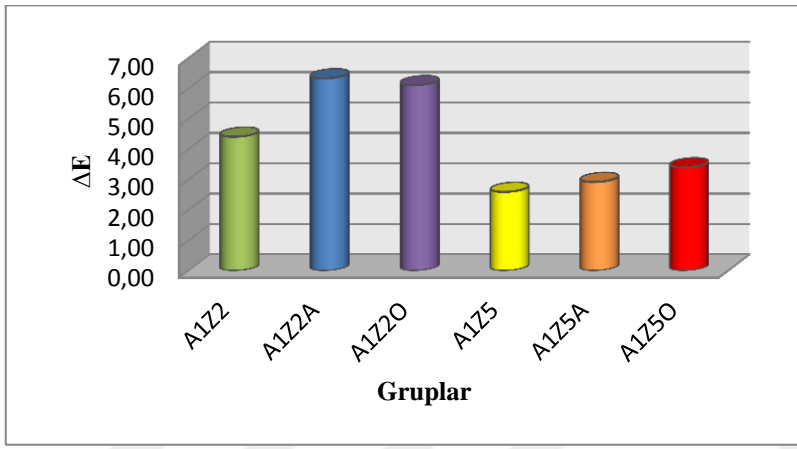
Şekil 34. A1 rengindeki grupların A1C grubuna göre termal siklus öncesi olan renk farklılıkları

A1 rengindeki grupların A1C grubuna göre termal siklus öncesi olan renk farklılıkları karşılaştırıldığında; A1Z2 grubu ile A1Z5, A1Z5A ve A1Z5O grupları arasında, A1Z2A grubu ile A1Z5, A1Z5A ve A1Z5O grupları arasında, A1Z2O grubu ile A1Z5, A1Z5A ve A1Z5O grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olduğu ($p<0,05$), diğer gruplar arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığı tespit edildi ($p>0,05$) (Şekil 34, Tablo 14).

Tablo 15. Tukey HSD testine göre A1 rengindeki grupların A1C grubuna göre termal siklus sonrası olan renk farklılıklarının karşılaştırılması

Gruplar	Ortalama ΔE	Farklılık
A1Z2	4,41	abc
A1Z2A	6,33	c
A1Z2O	6,11	c
A1Z5	2,60	a
A1Z5A	2,92	ab
A1Z5O	3,40	ab

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



Şekil 35. A1 rengindeki grupların A1C grubuna göre termal siklus sonrası olan renk farklılıkları

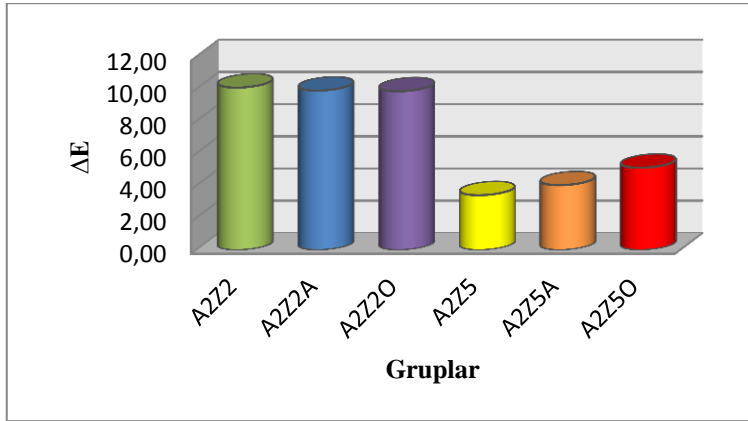
A1 rengindeki grupların A1C grubuna göre termal siklus sonrası olan renk farklılıkları karşılaştırıldığında; A1Z2A grubu ile A1Z5, A1Z5A ve A1Z5O grupları arasında, A1Z2O grubu ile A1Z5, A1Z5A ve A1Z5O grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olduğu ($p<0,05$), diğer gruplar arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığı tespit edildi ($p>0,05$) (Şekil 35, Tablo 15).

4.2.2. A2 Rengindeki Gruplarda ΔE Karşılaştırılması

Tablo 16. Tukey HSD testine göre A2 rengindeki grupların A2C grubuna göre termal siklus öncesi olan renk farklılıklarının karşılaştırılması

Gruplar	Ortalama ΔE	Farklılık
A2Z2	10,09	e
A2Z2A	9,90	e
A2Z2O	9,86	e
A2Z5	3,41	ab
A2Z5A	4,03	abc
A2Z5O	5,11	bcd

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



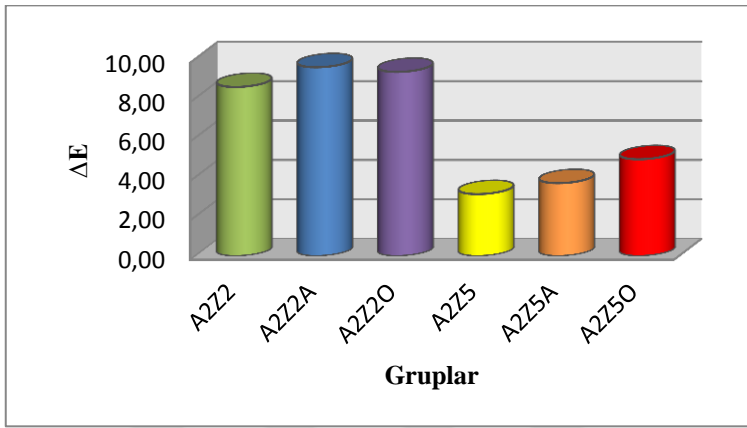
Şekil 36. A2 rengindeki grupların A2C grubuna göre termal siklus öncesi olan renk farklılıkları

A2 rengindeki grupların A2C grubuna göre termal siklus öncesi olan renk farklılıkları karşılaştırıldığında; A2Z2 grubu ile A2Z5, A2Z5A ve A2Z5O grupları arasında, A2Z2A grubu ile A2Z5, A2Z5A ve A2Z5O grupları arasında, A2Z2O grubu ile A2Z5, A2Z5A ve A2Z5O grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olduğu ($p<0,05$), diğer gruplar arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığı tespit edildi ($p>0,05$) (Şekil 36, Tablo 16).

Tablo 17. Tukey HSD testine göre A2 rengindeki grupların A2C grubuna göre termal siklus sonrası olan renk farklılıklarının karşılaştırılması

Gruplar	Ortalama ΔE	Farklılık
A2Z2	8,58	d
A2Z2A	9,58	de
A2Z2O	9,34	de
A2Z5	3,14	ab
A2Z5A	3,69	ab
A2Z5O	4,91	bc

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



Şekil 37. A2 rengindeki grupların A2C grubuna göre termal siklus sonrası olan renk farklılıkları

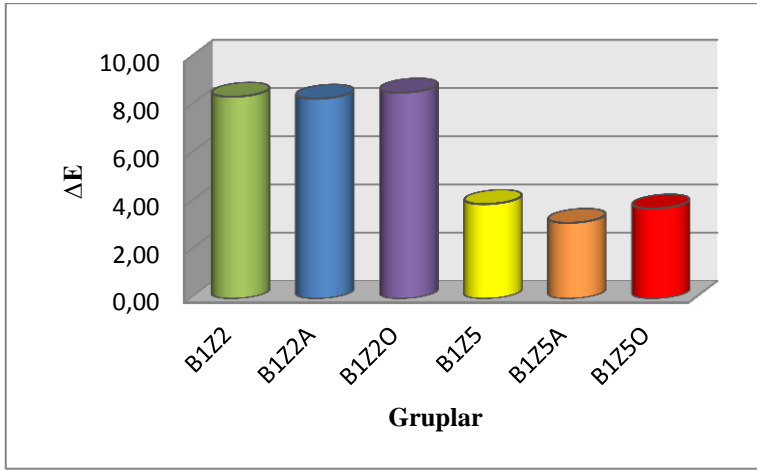
A2 rengindeki grupların A2C grubuna göre termal siklus sonrası olan renk farklılıkları karşılaştırıldığında; A2Z2 grubu ile A2Z5, A2Z5A ve A2Z5O grupları arasında, A2Z2A grubu ile A2Z5, A2Z5A ve A2Z5O grupları arasında, A2Z2O grubu ile A2Z5, A2Z5A ve A2Z5O grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olduğu ($p<0,05$), diğer gruplar arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığı tespit edildi ($p>0,05$) (Şekil 37, Tablo 17).

4.2.3. B1 Rengindeki Gruplarda ΔE Karşılaştırılması

Tablo 18. Tukey HSD testine göre B1 rengindeki grupların B1C grubuna göre termal siklus öncesi olan renk farklılıklarının karşılaştırılması

Gruplar	Ortalama ΔE	Farklılık
B1Z2	8,38	d
B1Z2A	8,30	d
B1Z2O	8,55	d
B1Z5	3,93	abc
B1Z5A	3,15	a
B1Z5O	3,74	abc

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



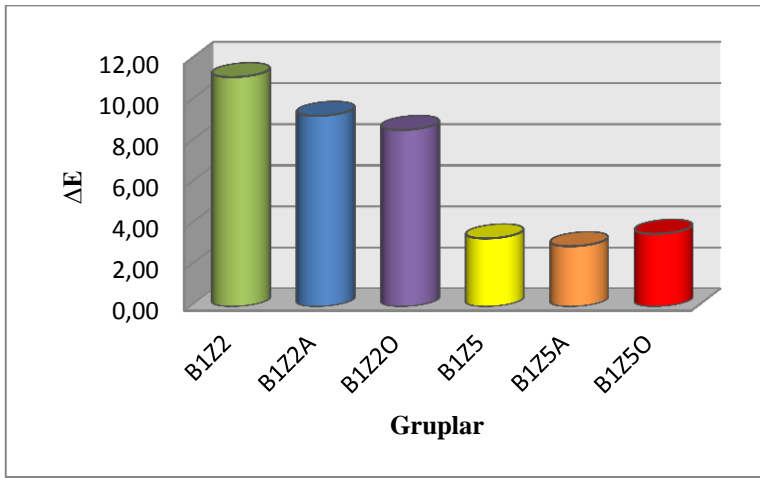
Şekil 38. B1 rengindeki grupların B1C grubuna göre termal siklus öncesi olan renk farklılıkları

B1 rengindeki grupların B1C grubuna göre termal siklus öncesi olan renk farklılıkları karşılaştırıldığında; B1Z2 grubu ile B1Z5, B1Z5A ve B1Z5O grupları arasında, B1Z2A grubu ile B1Z5, B1Z5A ve B1Z5O grupları arasında, B1Z2O grubu ile B1Z5, B1Z5A ve B1Z5O grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olduğu ($p<0,05$), diğer gruplar arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığı tespit edildi ($p>0,05$) (Şekil 38, Tablo 18).

Tablo 19. Tukey HSD testine göre B1 rengindeki grupların B1C grubuna göre termal siklus sonrası olan renk farklılıklarının karşılaştırılması

Gruplar	Ortalama ΔE	Farklılık
B1Z2	11,16	d
B1Z2A	9,28	cd
B1Z2O	8,59	c
B1Z5	3,32	ab
B1Z5A	2,94	ab
B1Z5O	3,54	ab

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



Şekil 39. B1 rengindeki grupların B1C grubuna göre termal siklus sonrası olan renk farklılıkları

B1 rengindeki grupların B1C grubuna göre termal siklus sonrası olan renk farklılıkları karşılaştırıldığında; B1Z2 grubu ile B1Z2O, B1Z5, B1Z5A ve B1Z5O grupları arasında, B1Z2A grubu ile B1Z5, B1Z5A ve B1Z5O grupları arasında, B1Z2O grubu ile B1Z2, B1Z5, B1Z5A ve B1Z5O grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olduğu ($p<0,05$), diğer gruplar arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığı tespit edildi ($p>0,05$) (Şekil 39, Tablo 19).

4.3. Grupların Translusensi Parametresi (TP) Açısından Değerlendirilmesi

Çalışmada kullanılan örneklerin translusensi parametresi (TP) değeri hesaplandı. Elde edilen veriler iki yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Post-Hoc Tukey HSD testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi. ANOVA sonuçları Tablo 20 ve 21’de verilmiştir. Grupların termal siklus öncesi ve sonrası ortalama translusensi parametresi (TP) değerleri ve standart sapmaları Tablo 22’de görülmektedir.

Tablo 20. Termal siklus öncesi translusensi parametresi (TP) değerlerinin karşılaştırıldığı iki yönlü ANOVA sonuçları

	Kareler	df	Kareler	F	p
	Toplamı		Ortalaması		
Renk	31,125	2	15,563	14,881	,000
Alt grup	100,088	6	16,681	15,951	,000
Renk-Alt grup	20,416	12	1,701	1,627	,100
Hata	87,847	84	1,046		

*p< 0,05' de anlamlı farklılık bulunmaktadır.

Tablo 21. Termal siklus sonrası translusensi parametresi (TP) değerlerinin karşılaştırıldığı iki yönlü ANOVA sonuçları

	Kareler	df	Kareler	F	p
	Toplamı		Ortalaması		
Renk	16,739	2	8,369	5,940	,004
Alt grup	76,870	6	12,812	9,093	,000
Renk-Alt grup	52,513	12	4,376	3,106	,001
Hata	118,347	84	1,409		

*p< 0,05' de anlamlı farklılık bulunmaktadır.

Tablo 22. Termal siklus işlemi öncesi ve sonrası grupların ortalama TP değerleri ve standart sapmaları

Renk	Grup	Termal siklus öncesi		Termal siklus sonrası		Örnek sayısı (n)
		Ort.	Ss.	Ort.	Ss.	
A1	A1C	12,20	0,57	12,55	0,44	5
	A1Z2	15,59	1,05	14,66	0,97	5
	A1Z2A	14,60	1,58	14,08	1,63	5
	A1Z2O	14,75	0,84	13,98	1,57	5
	A1Z5	14,14	1,43	13,80	0,71	5
	A1Z5A	13,26	0,99	12,64	0,86	5
	A1Z5O	13,86	0,69	13,26	0,58	5
A2	A2C	11,24	0,95	11,60	1,02	5
	A2Z2	14,35	1,08	13,18	1,13	5
	A2Z2A	13,35	0,55	12,31	1,17	5
	A2Z2O	13,87	0,77	13,65	1,49	5
	A2Z5	12,11	1,26	11,82	0,62	5
	A2Z5A	12,47	0,55	11,92	1,35	5
	A2Z5O	12,72	0,62	12,26	0,72	5
B1	B1C	12,25	1,01	12,90	1,56	5
	B1Z2	15,26	0,72	14,99	1,99	5
	B1Z2A	14,88	0,73	13,88	0,88	5
	B1Z2O	14,07	1,65	13,33	1,73	5
	B1Z5	13,01	1,24	12,95	1,25	5
	B1Z5A	13,02	1,14	12,95	0,91	5
	B1Z5O	13,15	0,98	13,08	0,76	5

Termal siklus öncesi translusensi parametresi (TP) verileri değerlendirildiğinde;

A1 renye sahip gruplarda en yüksek TP değeri A1Z2 (15,59±1,05), en düşük TP değeri A1C (12,20±0,57) gruplarında tespit edildi.

A2 renye sahip gruplarda en yüksek TP değeri A2Z2 (14,35±1,08), en düşük TP değeri A2C (11,24±0,95) gruplarında tespit edildi.

B1 renye sahip gruplarda en yüksek TP değeri B1Z2 (15,26±0,72), en düşük TP değeri B1C (12,25±1,01) gruplarında tespit edildi.

Çalışmadaki tüm gruplarda en yüksek TP değeri A1Z2 (15,59±1,05), en düşük TP değeri A2C (11,24±0,95) gruplarında tespit edildi.

Termal siklus sonrası translusensi parametresi (TP) verileri değerlendirildiğinde;

A1 renge sahip gruplarda en yüksek TP değeri A1Z2 (14,66±0,97), en düşük TP değeri A1C (12,55±0,44) gruplarında tespit edildi.

A2 renge sahip gruplarda en yüksek TP değeri A2Z2O (13,65±1,49), en düşük TP değeri A2C (11,60±1,02) gruplarında tespit edildi.

B1 renge sahip gruplarda en yüksek TP değeri B1Z2 (14,99±1,99), en düşük TP değeri B1C (12,90±1,56) gruplarında tespit edildi.

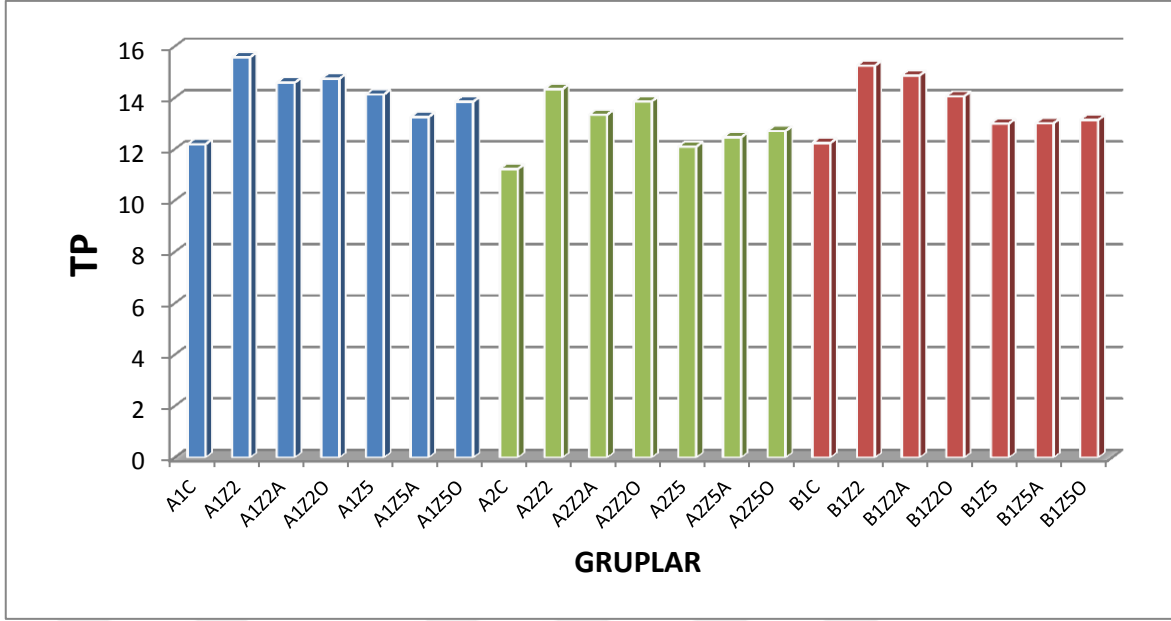
Çalışmadaki tüm gruplarda en yüksek TP değeri A1Z2 (14,66±0,97), en düşük TP değeri A2C (11,60±1,02) gruplarında tespit edildi.

4.4. Translusensi Parametresinin (TP) Karşılaştırılması

Tablo 23. Tukey HSD testine göre grupların termal siklus öncesi olan translusensi parametresinin karşılaştırılması

Renk	Gruplar	Ortalama TP	Farklılık
A1	A1C	12,20	abc
	A1Z2	15,59	g
	A1Z2A	14,60	defg
	A1Z2O	14,75	efg
	A1Z5	14,14	bcdefg
	A1Z5A	13,26	abcdefg
	A1Z5O	13,86	cdefg
A2	A2C	11,24	a
	A2Z2	14,35	cdefg
	A2Z2A	13,35	abcdefg
	A2Z2O	13,87	bcdefg
	A2Z5	12,11	abc
	A2Z5A	12,47	abcde
	A2Z5O	12,72	abcdef
B1	B1C	12,25	abcd
	B1Z2	15,26	fg
	B1Z2A	14,88	cdefg
	B1Z2O	14,07	bcdefg
	B1Z5	13,01	abcdef
	B1Z5A	13,02	abcdef
	B1Z5O	13,15	abcdef

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



Şekil 40. Tüm grupların termal siklus öncesi TP değerleri

A1 rengindeki grupların termal siklus öncesi TP değerleri karşılaştırıldığında; A1C grubu ile A1Z2, A1Z2A ve A1Z2O grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olduğu ($p < 0,05$), diğer gruplar arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığı tespit edildi ($p > 0,05$) (Şekil 39, Tablo 23).

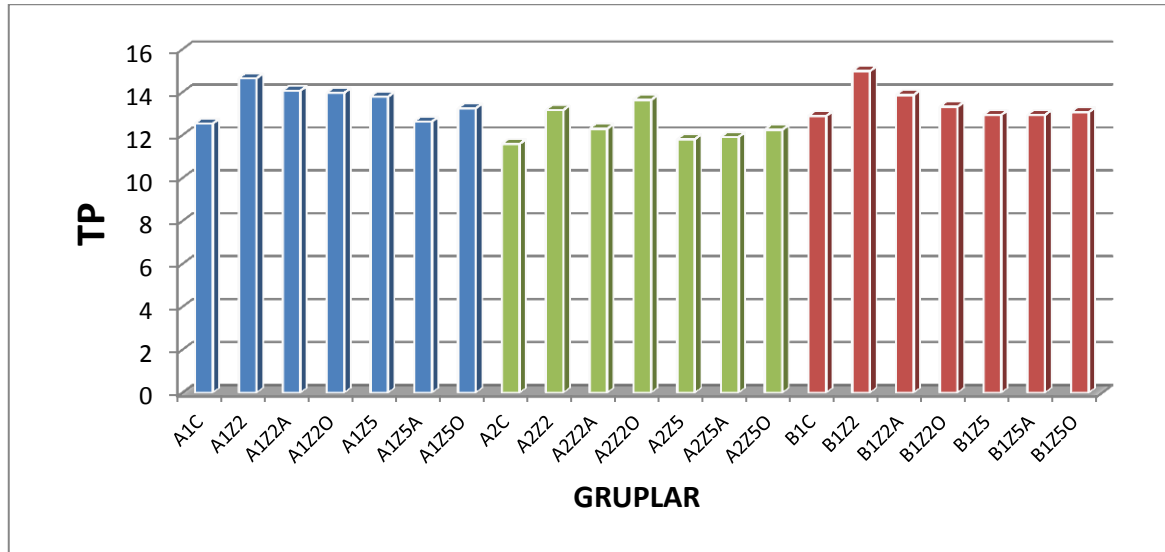
A2 rengindeki grupların termal siklus öncesi TP değerleri karşılaştırıldığında; A2C grubu ile A2Z2 ve A2Z2O grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olduğu ($p < 0,05$), diğer gruplar arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığı tespit edildi ($p > 0,05$) (Şekil 39, Tablo 23).

B1 rengindeki grupların termal siklus öncesi TP değerleri karşılaştırıldığında; B1C grubu ile B1Z2 grubu arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olduğu ($p < 0,05$), diğer gruplar arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığı tespit edildi ($p > 0,05$) (Şekil 40, Tablo 23).

Tablo 24. Tukey HSD testine göre grupların termal siklus sonrası olan translusensi parametresinin karşılaştırılması

Renk	Gruplar	Ortalama TP	Farklılık
A1	A1C	12,55	abc
	A1Z2	14,66	bc
	A1Z2A	14,08	bc
	A1Z2O	13,98	abc
	A1Z5	13,80	abc
	A1Z5A	12,64	abc
	A1Z5O	13,26	abc
A2	A2C	11,60	a
	A2Z2	13,18	abc
	A2Z2A	12,31	ab
	A2Z2O	13,65	abc
	A2Z5	11,82	ab
	A2Z5A	11,92	ab
	A2Z5O	12,26	abc
B1	B1C	12,90	abc
	B1Z2	14,99	bc
	B1Z2A	13,88	abc
	B1Z2O	13,33	abc
	B1Z5	12,95	abc
	B1Z5A	12,95	abc
	B1Z5O	13,08	abc

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



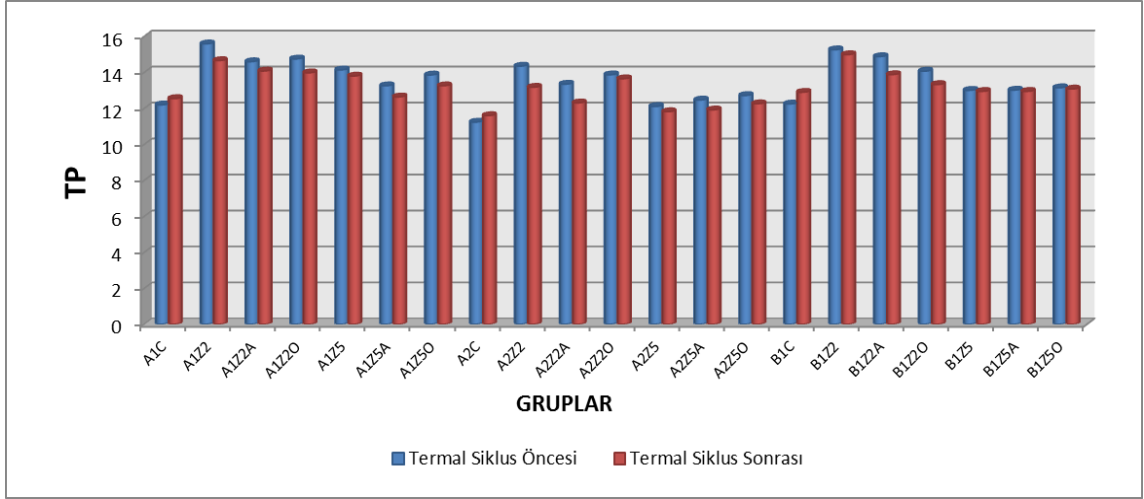
Şekil 41. Tüm grupların termal siklus sonrası TP değerleri

A1, A2 ve B1 renklerindeki grupların termal siklus sonrası TP değerleri her renk grubu kendi içerisinde karşılaştırıldığında; alt gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığı tespit edildi ($p>0,05$) (Şekil 41, Tablo 24).

Çalışmadaki her grubun kendi içerisinde termal siklus öncesi ve sonrasındaki translusensi parametresi değerleri eşli iki örnek t testi ile analiz edildi (Tablo 25).

Tablo 25. Eşli iki örnek t testine göre grupların kendi içerisinde termal siklus öncesi ve sonrası olan translusensi parametresinin karşılaştırılması

Renk	Gruplar	Ortalama TP Değeri Farkı	Standart Sapma	Ortalama Standart Hata	df	p
A1	A1C	-0,35	0,72	0,32	4	0,331
	A1Z2	0,93	1,65	0,74	4	0,277
	A1Z2A	0,52	1,76	0,79	4	0,482
	A1Z2O	0,77	1,71	0,77	4	0,437
	A1Z5	0,62	1,67	0,75	4	0,549
	A1Z5A	0,72	0,95	0,42	4	0,164
	A1Z5O	0,60	0,88	0,39	4	0,381
A2	A2C	-0,36	0,69	0,31	4	0,314
	A2Z2	1,17	2,00	0,89	4	0,262
	A2Z2A	1,04	1,42	0,63	4	0,176
	A2Z2O	0,22	2,01	0,90	4	0,431
	A2Z5	0,29	1,56	0,70	4	0,226
	A2Z5A	0,55	1,16	0,52	4	0,390
	A2Z5O	0,46	1,06	0,47	4	0,381
B1	B1C	-0,65	2,09	0,93	4	0,524
	B1Z2	0,26	2,22	0,99	4	0,804
	B1Z2A	1,00	0,86	0,38	4	0,194
	B1Z2O	0,74	2,38	1,07	4	0,524
	B1Z5	0,06	2,24	1,00	4	0,848
	B1Z5A	0,07	1,96	0,88	4	0,899
	B1Z5O	0,07	0,85	0,38	4	0,868



Şekil 42. Tüm grupların termal siklus öncesi ve sonrası TP değerleri

Termal siklus öncesi ve sonrasında translusensi parametrelerinin farkları değerlendirildiğinde; en büyük fark B1Z2A ($1,00 \pm 0,86$) grubunda, en düşük fark B1Z5 ($0,06 \pm 2,24$) grubunda görülmüştür. A1Z2, A1Z2A, A1Z2O, A1Z5, A1Z5A, A1Z5O, A2Z2, A2Z2A, A2Z2O, A2Z5, A2Z5A, A2Z5O, B1Z2, B1Z2A, B1Z2O, B1Z5, B1Z5A ve B1Z5O gruplarında termal siklus sonrası translusensi parametresi değerinde azalma; A1C, A2C ve B1C gruplarında termal siklus sonrası translusensi parametresinde artış görülmüştür.

Yapılan eşli örnek t testi analizine göre termal siklus işlemiyle birlikte TP değerlerindeki değişikliğin tüm gruplarda istatistiksel açıdan anlamlı olmadığı tespit edildi ($p > 0,05$) (Şekil 42, Tablo 25).

5. TARTIŞMA

Lityum disilikat altyapı seramiklerin üzerine uygulanan kompozit rezin tamir materyallerinin IPS e.max Ceram tabakalama seramiğine göre renk farklılığı ve translusensi değerlerinde bir farklılık göstermeyeceği yönünde oluşturulan hipotezimiz çalışmamızın sınırları içerisinde elde ettiğimiz bulgular doğrultusunda reddedilmiştir.

Seramik restorasyonlar estetik, biyoyumluluk, sağlamlık, ışık geçirgenliği gibi birçok avantajlara sahip oldukları için çok yaygın bir şekilde diş hekimliği alanında kullanılmaktadır (Yeşil ve ark., 2007; Abd Wahab ve ark., 2011). Uzun yıllardır metal altyapılı seramik restorasyonlar hastaları ve hekimleri tatmin etmiştir. Ancak bu restorasyonlarda kullanılan metal alaşımlarının toksik ve alerjik reaksiyonlara neden olması, korozyona uğrayarak dişetinde renklemeler oluşturması ve estetik olarak iyi sonuçlar vermemesi gibi dezavantajları mevcuttur. Ancak gelişen teknolojiler ile birlikte metal altyapısız seramik sistemleri de gelişmeye başlamış ve buna paralel olarak hastalar ve hekimler daha fazla estetik restorasyonlar talep eder olmuşlardır.

Devam eden araştırmalar sonucundaki dental seramiklerdeki bu gelişmeler, metal destekli seramiklere göre daha üstün estetik, biyoyumluluk ve optik özellikleri olan tam seramik restorasyonların kullanımını arttırmıştır (Saygılı ve Şahmalı, 2003).

Seramik restorasyonların en sıklıkla rapor edilen ve başarısızlıkla sonuçlanan klinik komplikasyonu veneer seramiğinin kırılmasıdır (Malament ve Socransky, 1999; Fradeani ve ark., 2005). Altyapıları ne olursa olsun bütün seramik restorasyonlarda seramik üstyapı ile altyapının genleşme katsayısındaki farklılıklar, uygun olmayan koping dizaynları, yeterli olmayan diş preparasyonları, laboratuvardaki teknik hatalar, kontaminasyon, fiziksel travma, erken okluzal temaslar gibi nedenlerden dolayı veneerde atmalar ve veneer kırıkları oluşabilir. Bu durum her ne kadar restorasyonlarda genel bir başarısızlık oluşturmasa da estetik ve fonksiyonel olarak hekim ve hastayı huzursuz edebilir (Chung ve Hwang, 1997). Restorasyonun çıkarılması sırasında destek dişlerde oluşabilecek kırılma veya dişin soketinden çıkması gibi komplikasyonlar, zaman kaybı ve maliyet gibi nedenler restorasyonları ağızdan çıkarmadan yapılan tamir işlemlerinin gelişmesine neden olmuştur. Ağız içerisinde kompozit rezinlerle tamir girişiminde bulunmak hem hasta hem de hekim için daha faydalı olabilmektedir (Oh ve Shen, 2003).

IPS Empress 2 sistemi, estetik olarak doğal diş yapısına benzer olması, sabit restorasyon yapımı için yeterli dayanıklılığa sahip olması nedeni ile tercih edilen bir tam seramik sistemidir. 2005 yılında IPS Empress 2 ile kıyaslanarak geliştirilen IPS e.max Press, aynı şekilde lityum disilikattan oluşan preslenebilir cam seramik olup farklı pişirme yöntemleri uygulanarak daha translüsent ve daha iyi fiziksel özelliklere sahip restorasyonlar yapmaya imkan vermekte ve günümüzde de sıklıkla tercih edilmektedir (Stappert ve ark., 2006).

IPS e.max Press sisteminde ingotlar 4 farklı translüsensi derecesine sahiptir. Bunlar yüksek seviyede opaklık 'high opacity' (HO), orta seviyede opaklık 'medium opacity' (MO), düşük seviyede translüsensi 'low translucency' (LT) ve yüksek seviyede translüsensi 'high translucency' (HT) şeklindedir. Translüsentiği az olan bloklar altyapı materyali olarak kullanılırken translüsentiği fazla olan ingotlar ile tam konturda restorasyonlar yapılabilir (Culp ve McLaren, 2010).

IPS e.max Press altyapılar için önerilen tabakalama seramiği IPS e.max Ceram'dır (<http://ivoclarvivadent.com>, 2014). Wolfart ve ark. (2009), yaptıkları klinik çalışmalarında üç üyeli köprülerde IPS e.max Press altyapılar üzerine uygulanan IPS e.max Ceram tabakalama seramiğinde %6 oranında kırık tespit etmişlerdir.

Zhao ve ark. (2014), ise yaptıkları çalışmalarında monolitik IPS e.max Press restorasyonların IPS e.max Ceram ile tabakalanan IPS e.max Press restorasyonlara göre kırılma dayanımlarının daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Bu çalışmanın sonuçlarına paralel olarak yapılan diğer çalışmalar da göstermiştir ki monolitik lityum disilikat restorasyonların klinik başarısı lityum disilikat altyapılar üzerine seramik tabakalanan restorasyonlara göre daha yüksektir (Marquardt ve Strub, 2006; Taşkonak ve Sertgöz, 2006; Esquivel-Upshaw ve ark., 2008; Kern ve ark., 2012; Sola-Ruiz ve ark., 2013).

Çalışmamızda A1, A2 ve B1 renkleriyle uyumlu orta opasitede IPS e.max Press ingotlar kullanılmıştır. Orta opasitedeki ingotlar kullanılarak yapılan restorasyonlarda dişteki renklemeler maskelenebilir (Culp ve McLaren, 2010). Ancak zamanla birlikte tabakalama seramiğinde kırılma veya tamamen altyapıdan ayrılma gibi sorunlar da görülebilir. Çalışmamızda meydana gelebilecek bu tip durumlarda uygulanan kompozit rezin tamir materyallerinin renk ve translüsensi değişimine etkisi incelenmiştir.

Hidroflorik asit, seramiğin pürüzlendirilmesinde en sık kullanılan ve fosforik asitten daha kuvvetli olan bir ajandır (Özcan ve Niedermier, 2002). Seramiğin camı veya kristalin yapısındaki içeriğini çözer. Alumina içerikli seramiklere ve zirkonyum oksite etkili değildir. Bu seramikler silika esaslı değildir ve silikon dioksit fazı içermezler (Özcan ve Vallittu, 2003). Hidroflorik asit ağız içerisinde %5, %8, %9,5 ya da %10'luk konsantrasyonlarda kullanılabilir (Denehy ve ark., 1998). Ağız içi kumlama ve hidroflorik asitin kombine kullanılmasıyla maksimum bağlantı sağlansa da (Oh ve Shen, 2003), sadece hidroflorik asit kullanımı dış hekimlerinin büyük bir çoğunluğunda ağız içi kumlama cihazı bulunmadığından dolayı daha pratiktir. Hidroflorik asitin tek başına kullanılmasıyla, hidroflorik asit ve kumlamanın kombine kullanılması sonucu oluşan bağlanma kuvveti arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (Pameijer ve ark., 1996). Çalışmamızda kompozit rezin tamir materyali uygulanan alt yapı seramiklerinin pürüzlendirilmesi için %9.5'luk hidroflorik asit 1 dk süreyle uygulanmıştır.

Silan, porselen kırıklarının kompozitle tamirinde klinikte rutin olarak kullanılır. Porselen ve kompozit arasındaki bağlanmayı kuvvetlendiren bir ajandır. Bağlanma yüzeyinde mikromekanik retansiyon sağlandıktan sonra silan uygulanmasının bağlanma kuvvetini %25 arttırdığı bildirilmiştir (Margeas, 2002). Çalışmamızda yeni nesil adezivlerden olan içeriğinde silan bulunan Single Bond Universal adeziv (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) kullanılmıştır.

Porselenlerin ağız içerisinde tamirinde rezin materyali olarak ise genellikle mikrofil ve hibrit kompozitler kullanılır (Gregory ve ark., 1988; Hayakawa ve ark., 1992; Aida ve ark., 1995; Chen ve ark., 1998) Ancak hibrit kompozitler, polimerizasyon büzülmelerinin az olması, daha az su emmeleri ve yüksek stresler altında daha az makroskopik kırıkların oluşmasından dolayı daha çok tercih edilir (Diaz-Arnold ve ark., 1989). Ayrıca hibrit kompozitlerin bağlanma dayanımları mikrofil kompozitlere göre daha yüksektir (Suliman ve ark., 1993; Margeas, 2002). Çalışmamızda kompozit rezin tamir materyali olarak nanohibrit (Filtek Z550, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) ve mikrohibrit (Filtek Z250, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) olmak üzere iki farklı tip hibrit kompozit rezin kullanılmıştır.

Uygun bitirme ve polisaj işlemleri, kompozit restorasyonların estetiğini, renklenmeye karşı dirençlerini ve ağızda kalış sürelerini arttıran önemli basamaklardan

birisidir (Venturini ve ark., 2006). Kompozit rezin materyallerin şeffaf strip bant altında polimerize edilmesiyle en düzgün yüzeylerin elde edilebileceği, yapılan bir çok çalışma sonucunda gösterilmiştir (Rooder ve Powers, 2004; Türkün ve Türkün, 2004; Yap ve ark., 2004). Klinikte bazı bölgelere uygulanan kompozit rezin restorasyonların strip bant altında polimerize edilmesi her zaman mümkün olmayabilir ya da strip bant kullanılarak yapılan polimerizasyon sonrasında restorasyonda bir takım düzeltme ve polisaj işlemleri uygulamak gerekebilir (Yap ve ark., 2000; St-Georges ve ark., 2005). Ayrıca strip bant altında polimerize edilemeyen kompozit restorasyonların en dıştaki tabakası oksijenle temas ederek uygun şekilde polimerize olamaz ve nispeten kararsız bir durum sergiler. Bu en dış tabakanın uzaklaştırılması için de bitirme ve polisaj işlemlerine gerek vardır (Morgan, 2004; Türkün ve Türkün, 2004; Senawongse ve Pongprueksa, 2007). Çalışmamızda her iki tip kompozit rezin için farklı gruplarda şeffaf strip bantla bitirme, çok aşamalı polisaj (Astropol, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) ve tek aşamalı polisaj (Optrapol, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) işlemleri uygulanmıştır.

Diş hekimliğinde kullanılan renk analiz yöntemleri; görsel ve cihaz yardımıyla yapılan renk ölçüm yöntemleri olmak üzere temel olarak ikiye ayrılır. Görsel renk ölçüm yöntemleri basit, düşük maliyetli ve pratik olması gibi avantajları nedeniyle daha fazla tercih edilmektedirler. Ancak elde edilen sonuçların subjektif olması ve matematiksel olmaması gibi sınırlamaları da bulunmaktadır (Johnston ve Kao, 1989; Omar ve ark., 2010). Öte yandan cihaz yardımıyla yapılan ölçümler ise hızlı ve objektif sonuç alınması yanı sıra, bu sonuçların matematiksel verilere dönüştürülebilmesi gibi avantajlara sahiptir (Seghi, 1990; Okubo ve ark., 1998; Wee ve ark., 2002; Bayındır ve Wee, 2006; Da Silva ve ark., 2008; Küçükkesmen ve ark., 2008; Chu ve ark., 2010). Spektrofotometreler, kolorimetreler, dijital kameralar ve görüntü sistemleri en yaygın kullanılan renk ölçüm cihazlarıdır. Kolorimetreler görünür ışığı kırmızı, yeşil ve mavi alanlarda filtreleyerek, tristimulus değerlerini ölçebilen aletlerdir. Spektrofotometreler ise bir obje üzerinden yansıyan 1-25 nm arası dalga boyundaki görülebilir ışığı ölçen aletlerdir. Kolorimetreler, spektrofotometrelere göre daha ucuz ve basit aletlerdir. Ancak spektrofotometrelerin ise kolorimetrelere göre, üç yerine daha çok dalga boyunda ölçüm yapabilmeleri sayesinde insan gözünün tespit edemeyeceği renkleri dahi algılayabilmeleri, standart koşullarda hata paylarının daha düşük, daha tutarlı olmaları

gibi üstünlükleri bulunmaktadır. Ayrıca kolorimetrelerin zamanla filtrelerinin eskimesine bağlı olarak, standardizasyonunun bozulabilmesi sorunu da mevcuttur (Paravina ve Powers, 2004; Paul ve ark., 2004; Da Silva ve ark., 2008; Karaağaçlıoğlu ve ark., 2008; Küçükkesmen ve ark., 2008; Kim-Pusateri ve ark., 2009; Chu ve ark., 2010). Görsel renk tespit yöntemlerine göre spektrofotometre kullanılarak yapılan renk ölçümlerinin doğruluğu %33, objektifliği ise %93,3 oranında daha yüksek bulunmuştur (Paul ve ark., 2004; Chu ve ark., 2010). Spektrofotometrenin bu üstün özellikleri nedeniyle çalışmamızda da VITA Easysshade spektrofotometre cihazı tercih edildi.

CIE L*a*b* renk sisteminde, iki renk arasındaki farklılık (ΔE), bu renklere ait L*, a*, b* koordinatları arasındaki uzaklığın sayısal olarak ifade edilmesidir (Uludağ ve ark., 2007; Chaiyabutr ve ark., 2011; de Azevedo Cubas ve ark., 2011). ΔE değerinin sıfır olması, iki rengin aynı olduğu, sıfırdan farklı olması ise bir renk farklılığı olduğu anlamına gelir. ΔE değeri arttıkça, renk farklılığı da belirginleşerek gözle algılanabilmeye başlar. Yapılan çalışmalara göre; klinik olarak insan gözünün renk farklılığını tespit edebileceği ΔE değer sınırı, tam olarak netleşmemiştir. Bazı araştırmacılara göre; ΔE değerinin 1'in altında olduğu renk farklılıklarının görsel olarak fark edilemeyeceği, 1-2 arasında olduğu kısmen fark edilebileceği ancak klinik olarak kabul edilebileceği ve 2'den büyük olduğu ise kolaylıkla fark edilebileceği ve klinik olarak kabul edilemeyeceği bildirilmiştir (Seghi, 1986; Seghi, 1990; Paravina ve Powers, 2004). O'Brien (2002); ΔE değerinin 0 olmasını klinik olarak mükemmel renk algısı, 0,5-1 arasında olmasını klinik olarak çok iyi renk algısı (klinik olarak fark edilemez), 1-2 olmasını klinik olarak iyi bir renk algısı (klinik olarak kısmen fark edilebilir), 2-3,5 arasında olmasını klinik olarak kabul edilebilir ve 3,5'dan büyük olmasını ise klinik olarak uyumsuz renk algısı olarak ifade etmiştir. Çalışmamızda ΔE değerinin kabul edilebilirlik sınırı 3,5 olarak belirlenmiştir.

Akçaboy ve ark. (1994), Türkiye genelinde diş renklerinin dağılımına ilişkin yaptıkları bir araştırmada, 7 bölgede bulunan üniversitelerden; 700 hastadan toplam 4200 diş rengi saptamışlardır. Değerlendirmeler sonucunda; ülkemiz genelinde en sık rastlanan diş renkleri olarak; A2, A3 ve B2 bulunmuştur. Yılmaz ve Karaağaçlıoğlu (2010), ise Vitapan Klasik skalasını kullandıkları çalışmalarında, A1 ve B1 gibi yüksek renk değerine sahip renklerin C3 ve A3.5 gibi renklere kıyasla daha doğru

eşleştirildiğini bulgulamışlardır. Çalışmamızda ise bu iki çalışmadaki verilere dayanarak Vitapan Klasik renk skalasına göre A1, A2 ve B1 renkleri kullanılmıştır.

Saygılı ve ark. (2006), yaptıkları çalışmada IPS Empress seramiklerle iki hibrit ve bir mikrofil olmak üzere üç farklı tipte kompozit rezin tamir materyalinin arasındaki renk farkını hızlandırılmış yaşlandırma öncesi ve sonrası değerlendirmişlerdir. Mikrofil kompozitlerde hem hızlandırılmış yaşlandırma öncesinde hem de sonrasında IPS Empress seramiğine göre en büyük ΔE değerleri elde edilmiştir.

Choi ve ark. (2005), yaptıkları çalışmada IPS d.SIGN porseleniyle iki hibrit ve bir nanofil doldurucuya sahip üç farklı kompozit rezin tamir materyalinin termal siklus sonrası olan renk değişikliğini incelemiştir. Toplamda yapılan 3000 termal siklus neticesinde nanofil kompozit rezinde daha büyük ΔE değerleri elde edilmiştir.

Kim ve ark. (2005), A2, A3 ve A3,5 renklerindeki IPS d.SIGN porseleniyle A2, A3 ve A3,5 renklerinin ve bu renklerin kombine olarak kullanıldığı iki hibrit ve bir nanofil dolduruculu kompozitin kullanıldığı çalışmada porselen ve kompozitler arasındaki renk farklılıkları değerlendirilmiştir. Porselen ve kompozitler arasındaki ΔE değerinin 2,2 ve 16,9 arasında değişkenlik gösterdiği bulgularda en yüksek ΔE değeri nanofil dolduruculu kompozitte elde edilmiştir.

Li ve ark. (2009), yaptıkları çalışmada farklı kor hazırlama kompozitlerinin IPS Empress 2, In-Ceram Alumina ve Vita Mark 2 seramiklerinin sonuç rengine olan etkisini incelemiştir. Elde ettikleri sonuçlara göre kor hazırlama kompozitlerinin tam seramik restorasyonların sonuç rengine olan etkisinin klinik olarak kabul edilemez düzeyde olduğunu rapor etmişlerdir ($\Delta E > 3,5$).

Kompozitten yapılan farklı renk diskler üzerine seramik eklenerek, farklı destek diş ve siman renginin restorasyonun son rengine etkisini araştıran Azer ve ark. (2006)'nın yaptıkları çalışmada 64 adet A2 renk Empress, 64 adet dört farklı renkte (A3, B3, C3 ve D3) Tetric Ceram kompozit rezin disk hazırlanmıştır. Disklerin tümünün çapları 20 mm iken, kalınlıkları Empress için 1 mm, kompozit için 4 mm olarak belirlenmiştir. Empress ve kompozit diskler Variolink 2 simanının A3 ve translusent renkleri kullanılarak birbirlerine simante edilmiştir. Simantasyon sonrası, kolorimetre yardımı ile renk ölçümleri yapılmış ve ölçümler birbirleri ile karşılaştırılmıştır. Kompozit ve seramik disklerin rezin siman uygulaması ile birbirine yapıştırıldığı çalışmada, siman kalınlığı önemsenmemiştir. Çalışmanın sonucunda,

farklı kompozit disklerin farklı renk simanlar ile yapıştırılmasının kompozit-siman-seramik bütünlüğünün rengine etki etmediği bildirilmiştir.

Çalışmamızda ise termal siklus öncesi IPS e.max Press alt yapı örneklerin üzerine uygulanan kompozit rezin tamir materyallerinin IPS e.max Press alt yapı örneklerinin üzerine uygulanan IPS e.max Ceram örneklere göre oluşan renk farklılıkları incelendiğinde en büyük ΔE değeri 10,09 ile şeffaf strip bantla bitim yapılan A2 rengindeki mikrohibrit kompozit rezinde, en küçük ΔE değeri ise 3,15 ile çok aşamalı polisaj yapılan B1 rengindeki nanohibrit kompozit rezinde elde edilmiştir. Termal siklus işlemi uygulandıktan sonra ise en büyük ΔE değeri 11,16 ile şeffaf strip bantla bitim yapılan B1 rengindeki mikrohibrit kompozitte, en küçük ΔE değeri ise 2,92 ile çok aşamalı polisaj yapılan A1 rengindeki nanohibrit kompozit rezinde elde edilmiştir. Mikrohibrit kompozit rezin tamir materyali uygulanan tüm renklerdeki gruplarda tabakalama seramiği uygulanan gruplara göre farklılığı termal siklus işleminin hem öncesinde hem de sonrasında klinik olarak kabul edilebilir düzeyin üzerinde bulunmuştur ($\Delta E > 3,5$). Nanohibrit kompozit rezin tamir materyali uygulanan gruplarda ise termal siklus öncesi A1 renginde şeffaf strip bantla bitim yapılan ve tek aşamalı polisaj işlemi uygulanan gruplarda, A2 renginde tek ve çok aşamalı polisaj işlemi uygulanan gruplarda, B1 renginde şeffaf strip bantla bitim yapılan ve tek aşamalı polisaj işlemi uygulanan gruplarda; termal siklus sonrası A2 renginde tek ve çok aşamalı polisaj işlemi uygulanan gruplarda ve B1 renginde tek aşamalı polisaj işlemi uygulanan grupta renk farklılığı klinik olarak kabul edilebilir düzeyin üzerinde bulunmuştur ($\Delta E > 3,5$).

Kompozit rezinlerde renklenme üç farklı şekilde meydana gelebilir. Bunlar; biyofilm birikimi nedeniyle oluşan dışsal renklenme, kompozit yüzeyine penetre olan boyayıcı ajanların sebep olduğu renklenme ve materyalin kendi içerisinde fizikokimyasal reaksiyonlara bağlı olarak gelişen içsel renklenmedir (Schmitt ve ark., 2011). İçsel renklenme materyalin kimyasal özelliklerine bağlı olduğundan diş hekimi tarafından kontrol edilemez (Gökay ve ark., 1998).

Işıklı sertleşen restoratif dental materyallerin rengini materyalin ışığa duyarlı başlatıcı (foto-initiatör) içeriği ve rezin matriks birleşimi gibi birçok faktörün etkilediği bilinmektedir. Kamforokinon, çok küçük miktarlarda kullanılmasına rağmen materyalin içsel renk değişimini önemli derecede etkileyen ve dental rezin kompozitlerde en sık

kullanılan ışığa duyarlı başlatıcıdır (Luiz ve ark., 2007). Kamforokinon, kromofor grupları içeren sarı renkte katı bir bileşiktir ve fazla miktarlarda kullanılmasının rezin içerikli materyallerin istenmeyen renklemelerine sebep olduğu gösterilmiştir (Arikawa ve ark., 2009).

Kompozitlerde polimerizasyon sonrası renk değişikliği daha az kromatik ve açık renklere daha fazladır. Genel olarak kompozitler ışığa maruz kaldıklarında daha açık renkte ve daha translusent görüntü verirler. Işıkla sertleşen kompozitlerde polimerizasyonla birlikte renk alanında mavi bölgeye doğru kromatik kayma görülür. Bu da sarı kromada azalmaya sebep olur. Bu durumu kompanse edebilmek için ilk başta daha sarı ve daha kromatik bir renk seçilmelidir (Kim ve Lee, 2006).

Çelik ve ark. (2011), beş nanohibrit, üç mikrohibrit, bir nanodoldurucu ve bir submikron hibrit olmak üzere toplamda on farklı A2 renkte kompozit rezin materyalinin polimerizasyondan ve su içerisinde bekletmeden sonra olan renk değişimlerini değerlendirmişlerdir. 14 mm çapında ve 2 mm kalınlığında hazırlanan kompozit örneklerin renk ölçümleri polimerizasyondan önce, sonra ve bir ay süresince 37⁰C'de distile suda bekletildikten sonra spektrofotometre ile yapılmıştır. Polimerizasyon öncesi ve sonrasındaki renk farklılığını belirten en düşük ΔE değeri 4,59 en yüksek ise 14,13 olduğu rapor edilmiştir. ΔE değerleri için oluşan bu farklılığın nedeninin kompozit rezin materyallerin içeriğindeki organik doldurucu oranı ile ilgili olduğu düşünülmüştür.

Lee ve ark. (2006), restoratif materyallerdeki polimerizasyon kaynaklı renk değişimlerini değerlendirmişlerdir. Çalışmada kompozit rezinin renk değişikliğine ilişkin ΔE değeri 6,3-12,2 birim arasında gerçekleşmiştir. Ayrıca bu değişikliklerin büyüklüğünün de açık renk tonlarında daha fazla olduğu bildirilmiştir.

Çalışmamızda IPS e.max Press altyapı örneklerin üzerine uygulanan kompozit tamir rezinlerinin IPS e.max Press altyapı örneklerinin üzerine uygulanan IPS e.max Ceram tabakalama seramiğine göre olan renk farklılıkları belirlenmesi için hesaplanan ΔE değerleri mikrohibrit kompozitlerde termal siklus öncesinde 5,88-10,09 arasında, termal siklus sonrasında ise 4,41-11,16 arasında değişiklik göstermektedir. Nanohibrit kompozit gruplarında ise termal siklus öncesinde 3,15-5,11 arasında, termal siklus sonrasında ise 2,60-4,91 arasında değişiklik göstermektedir. Elde edilen bulgulara göre mikrohibrit grubu kompozitlerde renk farklılığı daha fazla görülmüştür. Tüm renk

gruplarında mikrohibrit kompozit rezin gruplarındaki renk farklılıkları nanohibrit kompozit gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Mikrohibrit kompozit gruplarında tabakalama seramiği uygulanmış gruplara göre renk farklılığının nanohibrit kompozit gruplarına göre daha fazla olmasının nedeninin polimerizasyon sonrası olan içsel renk değişikliğinin mikrohibrit kompozitlerde daha fazla olması nedeniyle olduğunu düşünmekteyiz. Makropartiküllü ve BIS-GMA miktarı fazla olan rezinlerde, mikropartiküllü ve ışıkla polimerize olan rezinlere göre daha çok iç renklenmeye rastlandığı, inorganik kısmın fazla, rezin içeriğinin az olduğu durumlarda renklenmenin daha az olduğu bildirilmiştir (Saraç ve ark., 2006). Çalışmamızda kullanılan mikrohibrit kompozit olan Filtek Z250'nin organik içeriğinin nanohibrit kompozit olan Filtek Z550'ye göre daha fazla olduğu ve organik içerikteki BIS-GMA miktarının mikrohibrit kompozit olan Filtek Z250'de daha fazla olması sebebiyle polimerizasyon sonrası oluşan içsel renklenmenin daha fazla renk farklılığı oluşturduğunu düşünmekteyiz.

Kompozit rezinlerin polisajı için alüminyum içerikli yüksek esnekliğe sahip polietilen bazlı disk setleri kullanılmaktadır (Yap ve ark., 2004). Son yıllarda aşındırıcı özelliğe sahip silikon lastikler kompozit rezinlerin yüzeyinde pürüzsüzlük ve parlatma sağlamak için piyasaya sunulmuştur. Bu sistemlerde uygulama süresi kısalmıştır ve polisaj işlemi için uygulanan aşama sayısı azaltılmıştır (Korkmaz ve ark., 2008). Üreticiler bu şekilde olan sistemleri tek aşamalı sistemler olarak adlandırmışlardır. Ancak literatürde tek aşamalı bitirme polisaj sistemlerinin etkinliği için ortak bir görüş yoktur. Bazı araştırmacılar kompozit rezin yüzeyinde iyi bir parlaklık ve pürüzsüzlük için çok aşamalı polisaj sistemlerini savunurken (Turssi ve ark., 2005), bazı araştırmacılar da tek aşamalı polisaj sistemlerinin etkili olduğunu bildirmişlerdir (Ergücü ve Türkün, 2007; Ergücü ve ark., 2008; Korkmaz ve ark., 2008).

Schmitt ve ark. (2011), yaptıkları çalışmada farklı polisaj işlemlerinin kompozit rezinlerde oluşan renk değişimine etkisini incelemişlerdir. Çalışmada iki farklı kompozit rezine şeffaf strip bantla bitim, çok aşamalı polisaj ve tek aşamalı polisaj işlemleri uygulamışlar, daha sonra örnekleri kahve solüsyonunun içerisinde bekletmişlerdir. Renk değişikliği en fazla şeffaf strip bantla bitim yapılan gruplarda görülmüştür, en az renk değişikliği ise çok aşamalı polisaj uygulanan gruplarda görülmüştür.

Çalışmamızda termal siklus öncesi ve sonrasında rezin tamir materyallerinde şeffaf strip bantla bitim, çok aşamalı polisaj ve tek aşamalı polisaj işlemleri uygulanmış aynı renk ve tipteki kompozit rezin tamir materyallerinin ΔE değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ($p>0,05$). Farklı yüzey bitim ve polisaj işlemlerinin çalışmamızda anlamlı bir sonuç doğurmamasının nedeninin hazırlanan örneklerin renklendirici bir solüsyonda bekletilmemesi olduğu tahmin edilebilir. Renklendirici solüsyonların yüzeye penetrasyonu yüzey pürüzlülüğü ile ilişkili bir durumdur. Yüzey bitim ve polisaj işlemlerinin farklı olması yüzey pürüzlülüğünü etkileyebilir. Çalışmamızda örneklerin renklendirici solüsyonda bekletildikten sonra olan renk değişikliklerinin ve yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmemesi çalışmamızın sınırlayıcı etkenlerinden birisi olarak düşünülebilir.

Literatürde translüsensinin birçok faktörden etkilendiği bildirilmektedir. Azzopardi ve ark. (2009), çalışmalarında organik matriks ve doldurucu partiküllerin deneysel kompozitlerin translüsensini etkileyebildiğini belirtmişlerdir. Aynı zamanda çalışmalarda restoratif materyallerin translüsensinin absorpsiyon ve saçılmaya bağlı olduğu da bildirilmektedir (Miyagawa ve ark., 1981). Kompozit rezinlerde saçılma organik matriks ve doldurucu partiküller arasındaki kırılma indisi uyumsuzluğu ve inorganik doldurucuların boyutu ve dağılımı sebebiyle oluşmasına rağmen absorpsiyon organik matriks (monomer matriks reaktivitesi) tarafından üretilmektedir (Perez ve ark., 2010).

Kompozit rezinin içerdiği Bis-GMA yüzdesinin doldurucu olarak silika içeren kompozit rezinlerin translüsensisini önemli ölçüde etkilediği belirtilmiştir (Azzopardi ve ark., 2009; Arimoto ve ark., 2010). Çalışmalar, Bis-GMA bazlı kompozit rezinlerin total ve diffüz geçirgenlik değerlerinin UDMA ve TEGDMA bazlı olanlara göre önemli ölçüde daha yüksek olduğunu göstermektedir. Translüsensideki bu farklılık Bis-GMA'nın kırılma indisinin silika doldurucunun kırılma indisine UDMA ve TEGDMA'ya göre daha yakın olmasına bağlanmaktadır. Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA'nın viskozite, polimerizasyon büzülmesi, optik ve mekanik özelliklerini etkileyen kimyasal yapıları farklıdır. Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA'nın kırılma indisleri sırasıyla 1,55, 1,48 ve 1,46 şeklindedir. Baryum, stronsiyum ve zirkonyum içeren tipik radyopak doldurucuların kırılma indisi yaklaşık 1,55 civarındadır (Khatri ve ark., 2003). Doldurucu içeriği sabit tutulurken rezin matriksteki Bis-GMA yüzdesi ve

geçirgenlik değerleri arasındaki korelasyon, Bis-GMA eklenmesinin translüsensi direkt olarak etkilediğini ortaya koymaktadır. Buradan hareketle TEGDMA'ya Bis-GMA eklenmesinin rezin sistemin kırılma indisini artıracak ve böylece silika doldurucu sistemle de optik özelliklerin geliştirileceği sonucuna varılmıştır. Resin sistemde Bis-GMA içeriğinin artışıyla kompozit rezinlerin renkleri arasında klinik olarak algılanabilir farklılıklar elde edilmesi kompozit rezinlerin optik özelliklerini etkileyen faktörlerin çeşitliliğini göstermektedir. Çalışmaların sonuçları rezin matrikste Bis-GMA kullanılmasının kompozit rezinlerin translüsensini ayarlama konusunda alternatif bir yol olabileceğini düşündürmektedir (Lim ve ark., 2008; Santos ve ark., 2008; Azzopardi ve ark., 2009).

Bir materyal içinde ışığın absorbe olması, geri yansımaları ya da materyalden geçmesi materyalin kimyasal içeriğine veya içerdiği partiküllerin büyüklüğüne bağlıdır (Heffernan ve ark., 2002b; Azer ve ark., 2006). Restoratif materyal küçük partiküllerden oluşmuşsa (yaklaşık 0,1 µm çapında) daha az opak ve ışığı daha iyi geçirir. Büyük çaplı partiküllere sahip materyaller (yaklaşık 10 µm çapında) ise ışığı daha az geçirerek daha opak görünürler. Bununla birlikte materyalin partikül sayısı da önemlidir. Materyal büyük partiküllü olmasına rağmen hacim başına düşen partikül sayısı az ise ışığın daha az saçılmasına ve opasitenin azalmasına neden olur (Heffernan ve ark., 2002a). Absorbe olan, yansıyan veya geçen ışığın miktarı materyalin kimyasal özelliklerine bağlı olarak da değişebilmektedir (Heffernan ve ark., 2002b). Bu yüzden de farklı kimyasal yapılardaki restoratif materyallerin renkleri aynı olsa dahi ışığı yansıtması veya absorbe etmesi birbirinden farklı olmaktadır.

Lee (2007), yaptığı çalışmada IPS d.SIGN porseleniyle üç farklı kompozit rezin tamir materyalinin translüsensi değerlerini incelemiştir ve üç farklı kompozit rezin tamir materyalinin de porselene göre translüsensi değerinin daha yüksek olduğunu bildirmiştir.

Tunçdemir ve Aykent (2009), fiberle güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş ışıkla serleşen kompozitlerin translüsenslerini incelemiştir. Çalışmada A1 ve A2 renklerinde anterior ve posterior kompozitler ve iki farklı tipte fiber kullanılmıştır. Elde edilen bulgulara göre A1 renklerinin A2 (daha yüksek kroma değeri) renklere göre translüsensi değerlerinin daha yüksek olduğu görülmüştür.

Çalışmamızda termal siklus öncesi ve sonrasında translusensi parametreleri değerlendirildiğinde tüm renklerde tabakalama seramiği uygulanan gruplarda en düşük değerler bulunmuştur. Elde ettiğimiz bu veriler Choi ve ark.'nın (2006), porselen ve farklı kompozit rezin tamir materyallerinin translusenslerinin değerlendirildiği çalışmalarının sonuçlarına paralellik göstermektedir. Mikrohibrit kompozit rezin uygulanan grupların termal siklus öncesi ve sonrasında en yüksek TP değerine sahip olduğu görülmüştür. Uygulanan farklı yüzey bitim ve polisaj işlemlerinin ise gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık oluşturmadığı sonucuna ulaşılmıştır ($p>0,05$).

Çalışmamızda kullanılan nanohibrit kompozit rezinin inorganik doldurucu oranı %67,8, mikrohibrit kompozit rezinin ise %60'tır. Buna ek olarak mikrohibrit kompozit rezinin organik içeriğinde Bis-GMA oranı daha fazladır. Bu iki nedenden dolayı mikrohibrit kompozit rezinde TP değerinin daha yüksek olduğunu düşünmekteyiz.

Literatürde matriks ve doldurucu kompozisyonu, inorganik doldurucu partiküller ve matriks faz arasındaki kırılma indisi farkı, doldurucuların boyutu ve partikül boyu oranının kompozit rezinlerin optik özelliklerini etkilediğini gösteren çalışmalar mevcuttur (Ikeda ve ark., 2005; Yu ve Lee, 2008).

Çalışmamızın sonuçlarına benzer şekilde Kim ve Park (2013), yaptıkları çalışmada mikrohibrit ve nanohibrit kompozit rezinlerin translusensi parametrelerini değerlendirmişler ve mikrohibrit kompozit rezinlerin daha büyük TP değerine sahip olduğunu rapor etmişlerdir.

Wang ve ark. (2013), yaptıkları çalışmada farklı kalınlıklardaki dört farklı translusensi derecesine sahip IPS e.max Press, iki farklı translusensi derecesine sahip IPS e.max CAD, iki farklı lösit içermeyen cam seramik ve beş farklı zirkonya seramiklerin translusensi parametresi değerleri incelemişlerdir. Elde ettikleri verilere göre MO1 IPS e.max Press seramiğinde 1,2 mm kalınlığında hesaplanan TP değeri çalışmamızda elde edilen en büyük TP değeri olan 15,59'dan daha büyüktür. Ancak Wang ve ark. (2013), yaptıkları çalışmada tabakalama seramiği uygulamamışlardır. Çalışmamızda örnekler monolitik olarak hazırlanmayıp, 0,6 mm IPS e.max Press alt yapıların üzerine 0,6 mm IPS e.max Ceram seramiği tabakalanmıştır. Kullanılan bu iki farklı materyalin kırılma indisleri aynı olmadığı için çalışmamızdaki TP değerlerinin daha küçük olduğunu düşünmekteyiz.

Akar ve ark. (2014), yaptıkları çalışmada farklı seramik materyallerine uygulanan farklı polisaj işlemlerinin TP değerine etkisini incelemişler ve IPS e.max Press MO1 altyapı seramiğine IPS e.max Ceram tabaklama seramiği uyguladıklarında TP değerinin yapılan polisaj işlemlerine göre 7,94 ile 10,58 arasında değiştiğini rapor etmişlerdir. Çalışmamızda IPS e.max Press MO1 altyapı seramiğine IPS e.max Ceram tabaklama seramiği uygulanan gruplarda elde ettiğimiz TP değerleri Akar ve ark.'nın (2014) yaptıkları çalışmalarındaki değerlerden daha yüksek bulunmuştur. Çalışmamızda altyapı ve tabakalama seramiğinin kalınlıkları 0,6 ve 0,6 mm olmak üzere toplamda 1,2 mm'dir. Akar ve ark.'nın (2014), yaptıkları çalışmada ise altyapı seramiği 0,8 mm, tabakalama seramiği ise 0,7 mm olmak üzere toplam kalınlık 1,5 mm'dir. TP değerlerinde oluşan bu farklılığın nedeninin kalınlıkların farklı olmasından kaynaklandığı düşünülebilir.

Choi ve ark. (2006), porselen ve kompozit rezin tamir materyallerinin TP değerlerini inceledikleri çalışmalarında A2, A3 ve A3,5 renklerini kullanmışlar ve porselen gruplarında en düşük TP değerini en koyu renk olan A3,5 renginde tespit etmişlerdir. Çalışmamızda ise A1, A2 ve B1 renkleri kullanılmıştır ve Choi ve ark.'nın (2006), elde ettikleri sonuca benzer olarak bizim çalışmamızda da en koyu renk olan A2 renginde en düşük TP değerleri görülmüştür. Choi ve ark. (2006), aynı çalışmada termal siklus işleminin TP değerine etkisini incelemişler ve porselen gruplarında 3000 termal siklus sonrasında porselen gruplarında TP değerinde artış olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda da tabakalama seramiği uygulanan gruplarda termal siklus sonrası TP değerinde artış görülmüştür.

Lee ve ark. (2004), termal siklus işleminin kompozit rezinlerin TP değerlerine etkisini inceledikleri çalışmalarında 2000 siklus sonrası TP değerinde azalma olduğunu rapor etmişlerdir.

Çalışmamızda seramik altyapı üzerine kompozit rezin tamir materyali uygulanan tüm gruplarda termal siklus sonrasında TP değerinde azalma görülürken, tabakalama seramiği uygulanan gruplarda termal siklus sonrası TP değerinde artış görülmüştür. Ancak termal siklusa bağlı olarak değişen TP değerleri çalışmadaki tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırları içinde ulaşılan sonuçlar ve öneriler şu şekilde özetlenebilir:

- Kompozit tamir materyali olarak mikrohibrit kompozitlerin uygulandığı gruplarda IPS e.max Ceram tabakalama seramiğine göre oluşan renk farklılığı değeri termal siklus öncesi ve sonrasında nanohibrit kompozit rezin uygulanan gruplara göre daha yüksek bulunmuştur.

- Uygulanan farklı yüzey bitim ve polisaj işlemlerinin aynı tip kompozit grupları içinde tabakalama seramiğine göre renk farklılığı değerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

- Çalışmada kullanılan tüm mikrohibrit kompozit rezin gruplarında tabakalama seramiğine göre olan renk farklılığı klinik renk eşleşmesine göre uyumsuz olarak görüldü ($\Delta E>3,5$). Nanohibrit kompozit rezinlerde ise termal siklus öncesi A1Z5A, A2Z5 VE B1Z5A gruplarında; termal siklus sonrası A1Z5, A1Z5A, A1Z5O, A2Z5, B1Z5 ve B1Z5A gruplarda renk farklılığı klinik olarak kabul edilebilir düzeyde bulunmuştur.

- Translusensi parametreleri değerlendirildiğinde TP değerleri termal siklus öncesi ve sonrasında tüm renklerde mikrohibrit kompozit rezin>nanohibrit kompozit rezin>tabakalama seramiği grupları olarak sıralanmıştır.

- Termal siklus işleminin tüm gruplarda TP değerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

- Çalışmamızdan elde edilen verilere göre IPS e.max Press restorasyonlarda kompozit rezinlerle yapılacak ağız içi tamirinde mikrohibrit kompozit rezinler yerine nanohibrit kompozit rezinlerin kullanılması önerilebilir.

- Yeni yapılacak çalışmalar için kompozit rezin tamir materyallerinin renk değişimine etkisinin in vivo olarak ve farklı opasiteye sahip lityum disilikat korlarda in vitro olarak değerlendirilmesi önerilebilir.

KAYNAKLAR

- Abd Wahab MH, Bakar WZ, Husein A. Different surface preparation techniques of porcelain repaired with composite resin and fracture resistance. *J Conserv Dent.* 2011;14(4):387-390.
- Ahn J, Lee Y. Color distribution of a shade guide in the value, chroma, and hue scale. *J Prosthet Dent.* 2008;100(1):18-28.
- Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. Adhesion of Composite to Porcelain with Various Surface Conditions. *J Prosthet Dent.* 1995;73(5):464-470.
- Akar GC, Pekkan G, Çal E, Eskitaşçıoğlu G, Özcan M. Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *J Prosthet Dent.* 2014;112(2):314-321.
- Akçaboy C, Nalbant D, Demirköprülü H, Dinçkol N, Nigiz R, Ulusoy M, Şen D, Kesim B, Bozdemir, Ergeç S. Türkiye genelinde doğal diş renklerinin dağılımı. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 1994;4(1):1-9.
- Aladağ A. Vitapan classical ve Vitapan 3D-master Renk Anahtarları Kullanılarak Renk Seçimi Yapılmış Metal Destekli Seramik Kronların Doğal Dişe Göre Renk Uyumlarının Araştırılması. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İzmir, Doktora tezi.* 2003;29-33.
- Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 2003;89(4):374-380.
- Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gül Tıp Ak Derg.* 2005;47(1):77-82.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Dental ceramics. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, editors. *Phillip's science of dental materials.* 12th Ed., St. Louis-Missouri, W.B. Saunders. 2013;418-473.
- Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Takahashi H, Ban S. Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. *Dent Mater J.* 2007;26(1):38-44.
- Arikawa H, Takahashi H, Kanie T, Ban S. Effect of various visible light photoinitiators on the polymerization and color of light-activated resins. *Dent Mater J.* 2009;28(4):454-460.
- Arimoto A, Nakajima M, Hosaka K, Nishimura K, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J. Translucency, opalescence and light transmission characteristics of light-cured resin composites. *Dent Mater.* 2010;26(11):1090-1097.

- Azer SS, Ayash GM, Johnston WM, Khalil MF, Rosenstiel SF. Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2006;96(6):397-401.
- Azer SS, Rosenstiel SF, Seghi RR, Johnston WM. Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. *J Prosthet Dent.* 2011;106(3):179-183.
- Azzopardi N, Moharamzadeh K, Wood DJ, Martin N, van Noort R. Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins. *Dent Mater.* 2009;25(12):1564-1568.
- Bayındır F, Uzun İH. Tam seramik kuron sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2007;2:33-42.
- Bayındır F, Wee AG. Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg.* 2006;30(3):40-46.
- Berns RS. Billmeyer and Saltzman's principles of color technology. 3rd Ed. New York, John Wiley & Sons Inc. 2000;1-29.
- Bindl A, Mörmann WH. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *Eur J Oral Sci.* 2003;111(2):163-169.
- Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int.* 2002;33(6):415-26.
- Borges AB, Marsilio AL, Pagani C, Rodrigues JR. Surface roughness of packable composite resins polished with various systems. *J Esthet Restor Dent.* 2004;16(1):42-48.
- Brochu JF, El-Mowafy O. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations: A literature review. *J Can Dent Assoc.* 2002;68(4):233-237.
- Burke FJ. Repair of metal-ceramic restorations using an abrasive silicaimpregnating technique: two case reports. *Dent Update.* 2002;29(8):398-402.
- Büyükyılmaz Ş, Ruyter IE. Color stability of denture base polymers. *Int J Prosthodont.* 1994;7(4):372-382.
- Chadwick RG, Mason AG, Sharp W. Attempted evaluation of three porcelain repair systems-what are we really testing? *J Oral Rehabil.* 1998;25(8):610-615.
- Chaiyabutr Y, Kois JC, Lebeau D, Nunokawa G. Effect of abutment tooth color, cement color and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *J Prosthet Dent.* 2011;105(2):83-90.
- Chang J, Silva J, Sakai M, Kristiansen J, Nagai S. The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *J Dent.* 2009;37(12):937-943.

- Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etchant, etching period and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Oper Dent.* 1998;23(5):250-257.
- Choi MS, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC, Lim YJ. Changes in Color and Translucency of Porcelain-Repairing Resin Composites After Thermocycling. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006;78(1):1-6.
- Chu FC, Chow TW, Chai J. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):359-364.
- Chu SJ, Devigus A, Mielezsko A. Fundamentals of color shade matching and communication in esthetic dentistry. 11th Ed., Illinois, Quint Pub. 2004:1-99.
- Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent.* 2010;38(2):2-16.
- Chung KH, Hwang YC. Bonding strengths of porcelain repair systems with various surface treatments. *J Prosthet Dent.* 1997;78(3):267-274.
- Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *CÜ Diş Hek Fak Derg.* 2002;5(2):97-102.
- Culp L, McLaren EA. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31(9):716-720.
- Çelik EU, Aladağ A, Türkün LŞ, Yılmaz G. Color changes of dental resin composites before and after polymerization and storage in water. *J Esthet Restor Dent.* 2011;23(3):179-188.
- Çetin G. Farklı Tam Seramik Sistemlerin Translusensi ve Maskeleye Özelliklerinin Değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora Tezi, 2011;23-26.
- Da Silva JD, Park SE, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *J Prosthet Dent.* 2008;99(5):361-368.
- Dancy WK, Yaman P, Dennison JB, O'Brien WJ, Razzoog ME. Color measurements as quality criteria for clinical shade matching of porcelain crowns. *J Esthet Restor Dent.* 2003;15(2):114-122.
- Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. 1. Baskı, Ankara, Güneş Kitabevi. 2000;9-20.
- de Azevedo Cubas GB, Camacho GB, Demarco FF, Pereira-Cenci T. The effect of luting agents and ceramic thickness on the color variation of different ceramics against a chromatic background. *Eur J Dent.* 2011;5(3):245-252.

- Dede DÖ. Yapıştırma simanının renginin tam seramik restorasyonların sonuç rengi üzerindeki etkisinin incelenmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun, Doktora Tezi, 2011;37-40.
- Denehy G, Bouschlicher M, Vargos M. Intraoral repair of cosmetic restorations. *Dent Clin North Am.* 1998;42(4):719-737.
- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24(3):299-307.
- Denry I, Holloway JA. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials.* 2010;3(1):351-368.
- Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P. Heat-pressed ceramics: technology and strenght. *Int J Prosthodont.* 1992;5(1):9-16.
- Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 2008;139:14-18.
- Ergücü Z, Türkün LS. Surface roughness of novel resin composites polished with one-step systems. *Oper Dent.* 2005;30(4):436-442.
- Ergücü Z, Türkün LS, Aladağ A. Color stability of nanocomposites polished with one-step systems. *Oper Dent.* 2008;33(4):413-420.
- Eroğlu E, Küçükesmen HC, Uluhan B. S.D.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi kliniğine müracaat eden hastaların diş rengi dağılımının saptanması. *SÜ Üniv Tıp Fak Derg.* 2007;14(2):28-32.
- Esquivel-Upshaw JF, Young H, Jones J, Yang M, Anusavice KJ. Four-year clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2008;21(2):155-160.
- Fan PL. Porcelain repair materials. *J Am Dent Assoc.* 1999;122(8):124-130.
- Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water--effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res.* 1998;42(3):465-472.
- Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1995;6(4):302-318.
- Fischer J, Fischer C. Esthetics and prosthetics; an interdisciplinary consideration of the state of the art. In: Fischer J, editor. *Materials science aspects of ceramic fused to metal and full ceramics.* Berlin, Quint Pub. 1999;71-100.
- Flury S, Lussi A, Zimmerli B. Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic restorations. *Oper Dent.* 2010;35(4):470-481.

- Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: The science and strategies. *Int J Periodon And Rest.* 2003;23(5):467-479.
- Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 2005;36(2):105-113.
- Gale MS, Darvell BW, Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27(2):89-99.
- Garbelini WJ, Henriques GE, Troia Junior M, Mesquita MF, Dezan CC. Evaluation of low-fusing ceramic systems combined with titanium grades II and V by bending test and scanning electron microscopy. *J Appl Oral Sci.* 2003;11(4):354-360.
- Gedik R, Hürmüzlü F, Coşkun A, Bektaş Ö, Özdemir AK. Surface roughness of new microhybrid resin-based composites. *J Am Dent Assoc.* 2005;136(8):1106-1112.
- Giardano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Edu Dent.* 1996; 17(8):779-794.
- Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(1):14-21.
- Gökay O, Yılmaz B, Akın S, Müjdecı A. Farklı Bitirme Tekniklerinin Bir Hibrid Kompozitin Renk Stabilitesi Üzerine Etkilerinin Değerlendirilmesi. *AÜ Dış Hek Derg.* 1998;25:211-220.
- Gökçe HS, Beydemir B. Yüksek dirençli seramik sistemlerin dayanıklılığı: Derleme. *Gülhane Tıp Derg.* 2002;44(4):457-463.
- Green BG. Oral perception of the temperature of liquids. *Percept & Psychophys.* 1986;39(1):19-24.
- Gregory WA, Hagen CA, Powers JM. Composite resin repair of porcelain using different bonding materials. *Oper Dent.* 1988;13(3):114-118.
- Groh CL, O' Brien WJ, Boenke KM. Differences in color between fired porcelain and shade guides. *Int J Prosthodont.* 1992;5(6):510-514.
- Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont.* 2002;15(4):339-346.
- Gül P, Akgül N. Farklı Kompozit Rezinlerin Transluserisi ve Maskeleye Özelliklerinin Karşılaştırılması. *Atatürk Üniv. Dış Hek. Fak. Derg.* 2013;21(1):30-36.
- Güler AU, Kurt S, Külünk T. Effects of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2005a;93(5):453-458.

- Güler AU, Yılmaz F, Külünk T, Güler E, Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2005b;94(2):118-124.
- Gürel G. Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı. 1. Baskı, İstanbul, QuintessenceYayıncılık. 2004;157-204.
- Hachiya Y, Iwaku M, Hosoda H, Fusayama T. Relation of finish to discoloration of composite resins. *J Prosthet Dent.* 1984;52(6):811-814.
- Hayakawa T, Horie K, Aida M, Kanaya H, Kobayashi T, Murata Y. The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. *Dent Mater.* 1992;8(4):238-240.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent.* 2002a;88(1):4-9.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relatively translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent.* 2002b;88(1):10-15.
- Helvatjoglu AM, Kalinderis K, Pedulu L, Papadogiannis Y. The effect of pulse activation on microleakage of a packable composite resin and two ormocers. *J Oral Rehabil.* 2004;31(11):1068-1074.
- Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1992;67(6):859-865.
- Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(4):297-303.
- Höland W, Rheinberger V, Apel E, Hoen C, Höland M, Dommann A, Obrecht M, Mauth C, Graf-Hausner U. Clinical applications of glass ceramics in dentistry. *J Mater Sci: Mater Med.* 2006;17(11):1037-1042.
- <http://www.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/1264/IPS+e-max+Ceram, 2014>.
- Ikeda T, Sidhu SK, Omata Y, Fujita M, Sano H. Color and translucency of opaque-shades and body-shades of resin composites. *Eur J Oral Sci.* 2005;113(2):170-173.
- ISO/ CIE. CIE Standard Illuminants for Colorimetry: ISO 10526: 1999/ CIE S005/ E-1998 CIE Standard Illuminants for Colorimetry <http://www.cie.co.at/publ/abst/s005.html>, 2014.

- Ivoclar Vivadent AG. Scientific Documentation IPS e.max® Press. FL-9494 Schaan / Liechtenstein. 2005;2-24.
- İlday NÖ, Erdem V, Bayındır YZ. Farklı bitirme ve parlatma işlemlerinin üç farklı rezin materyalin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2008;18(1):19-24.
- Jardel V, Degrange M, Picard B, Derrien G. Correlation of topography to bond strength of etched ceramic. Int J Prosthodont. 1999a;12(1):59-64.
- Jardel V, Degrange M, Picard B, Derrien G. Surface energy of etched ceramic. Int J Prosthodont. 1999b;12(5):415-418.
- Jefferies SR. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. Dent Clin N Am. 2007;51(2):379-397.
- Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. J Dent Res. 1989;68(5):819-822.
- Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. J Dent. 2004;32(1):3-12.
- Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. Dent Clin North Am. 1985;29(4):621-644.
- Karaağaçlıoğlu L, Yılmaz B. Influence of cement shade and water storage on the final color of leucite-reinforced ceramics. Oper Dent. 2008;33(4):386-391.
- Karamouzos A, Papadopoulou MA, Kolokithas G, Athanasiou AE. Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. J Oral Rehabil. 2007;34(8):613-621.
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent. 1996;75(1):18-32.
- Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. J Am Dent Assoc. 2012;143(3):234-240.
- Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology and changes in the surface composition. J Prosthet Dent. 1994;71(5):453-461.
- Khatri CA, Stansbury JW, Schultheisz CR, Antonucci JM. Synthesis, characterization and evaluation of urethane derivatives of Bis-GMA. Dent Mater. 2003;19(7):584-588.
- Kim DH, Park SH. Evaluation of resin composite translucency by two different methods. Oper Dent. 2013;38(3):1-15.

- Kim IJ, Lee YK. Changes in color and color parameters of dental resin composites after polymerization. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007;80(2):541-546.
- Kim SH, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC. Difference in color and color parameters between dental porcelain and porcelain-repairing resin composite. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006;76(1):149-154.
- Kim SH, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC. Metameric effect between dental porcelain and porcelain repairing resin composite. *Dent Mater.* 2007;23(3):374-379.
- Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent.* 2009;101(3):193-199.
- Koray F, Yücel T. Restoratif materyaller ve klinik uygulamaları kompozitin ön dişlerde kullanımı. *Türk Diş Hek Bir Derg.* 2002;71:16-23.
- Korkmaz Y, Özel E, Attar N, Aksoy G. he influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites. *Oper Dent.* 2008;33(1):44-50.
- Koutayas SO, Charisis D. Influence of the core material and the glass infiltration mode on the color of glass-infiltrated ceramic veneers over discolored backgrounds. A spectrophotometric evaluation. *Eur J Esthet Dent.* 2008;3(2):160-173.
- Kupiec KA, Wuertz KM, Barkmeimer WW, Wilwerding TM. Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite to porcelain repair. *J Prosthet Dent.* 1996;76(2):119-124.
- Küçük BE, Kunt GE. Lityum disilikat seramikler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2012;5:123-131.
- Küçükkesmen H, Üşümez A, Öztürk N, Eroğlu E. Change of shade by light polymerization in a resin cement polymerized beneath a ceramic restoration. *J Dent.* 2008;36(3):219-223.
- Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC, Powers JM. Changes of optical properties of dental nano-filled resin composites after curing and thermocycling. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004;71(1):16-21.
- Lee YK, Lu H, Powers JM. Measurement of opalescence of resin composites. *Dent Mater.* 2005;21(11):1068-1074.
- Lee YK, Lu H, Powers JM. Optical properties of four esthetic restorative materials after accelerated aging. *Am J Dent.* 2006;19(3):155-158.
- Lee YK. Changes in the translucency of porcelain and repairing resin composite by the illumination. *Dent Mater.* 2007;23(4):492-497.

- Lee YK. Influence of filler on the difference between the transmitted and reflected colors of experimental resin composites. *Dent Mater.* 2008;24(9):1243-1247.
- Levander MS, Forsberg C, Wahren LK. Normal oral, rectal, tympanic and axillary body temperature in adult men and women: a systematic review. *Scand J Caring Sci.* 2002;16(2):122-128.
- Li Q, Yu H, Wang YN. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. *Dent Mater.* 2009;25(2):158-165.
- Lim YK, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC. Influence of filler distribution on the color parameters of experimental resin composites. *Dent Mater.* 2008;24(1):67-73.
- Llobell A, Nicholls JI, Kois JC, Daly CH. Fatigue life of porcelain repair systems. *Int J Prosthodont.* 1992;5(3):205-213.
- Lloyd MA, McGinley MB, Brown WS. Thermal stress in teeth. *J Dent Res.* 1978;57(4):571-582.
- Lou MR. Colorimetry. In: Paravina R, Powers J, editors. *Esthetic color training in dentistry.* 1st Ed., St. Louis; Mosby Inc. 2004;17-38.
- Luiz BKM, Amboni RDMC, Prates LHM, Bertolino JR, Pires ATN. Influence of drinks on resin composite: Evaluation of degree of cure and color change parameters. *Polym Test.* 2007;26(4):438-444.
- Mackert, JR, Evans AL, Effect of cooling rate on leucite volume fraction in dental porcelains. *J Dent Res.* 1991;70(2):137-139.
- Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. *J Prosthet Dent.* 1999;81(1):23-32.
- Margeas RC. Salvaging a porcelain-fused to metal bridge with intraoral ceramic repair. *Compend Contin Educ Dent.* 2002;23(10):952-956.
- Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int.* 2006;37(4):253-259.
- Matinlinna JP, Lassila LVJ, Özcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont.* 2004;17(2):155-164.
- McLean JW, Odont D. Evaluation of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001;85(1):61-66.

- Michailescu PM, Marciano J, Grieve AR, Abadie MJ. An im vivo recording of variations in oral temperature during meals: A pilot study. *J Prosthet Dent* 1995;73(2):214-218.
- Miyagawa Y, Powers JM, O'Brien WJ. Optical properties of direct restorative materials. *J Dent Res.* 1981;60(5):890-894.
- Moghadam B. Intraoral repair of fractured porcelain using porcelain laminate veneer. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1994;6(1):65-68.
- Monsenego G, Burdairon G, Clerjaud B. Fluorescence of dental porcelain. *J Prosthet Dent.* 1993;69(1):106-113.
- Morgan M. Finishing and polishing of direct posterior resin restorations. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2004;16(3):211-217.
- Mörmann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CAM. *Quintessence Int.* 1996;27(12):821-828.
- Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue failure parameters of IPS Empress porcelain. *Int J Prosthodont.* 1994;7(6):549-553.
- Nayır E. Porselen ve metal-porselen bağlantısı. Nayır E, Editör. *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi'nde*, 7. Baskı, İstanbul; İ.Ü. Diş Hek Fak Yayınları. 1999;64-70.
- Nohl FS, Steele JG, Wassell RW. Crowns and other extra coronal restorations: Aesthetic Control. *Br Dent J.* 2002;192(8):443-450.
- O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 3rd Ed., Chicago; Quint Pub Co.2002;113-127.
- O'Brien WJ. Dental porcelain. In: O'Brien WJ, editor. *Dental materials and their selection.* 4th Ed., Hanover Park-Illinois, Quintessence Publishing Co Inc. 2008;212-229.
- Oh WS, Shen C. Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. *J Prosthet Dent.* 2003;90(3):241-246.
- Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent.* 1998;80(6):642-648.
- Omar H, Atta O, El-Mowafy O, Khan SA. Effect of CAD-CAM porcelain veneers thickness on their cemented color. *J Dent.* 2010;38(2):95-99.
- Ortorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. *J Dent.* 2009;37(9):731-736.

- Ota M, Ando S, Endo H, Ogura Y, Miyazaki M, Hosoya Y. Influence of refractive index on optical parameters of experimental resin composites. *Acta Odontol Scand.* 2012;70(5):362-367.
- Önal B. Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. 1. Baskı, İzmir, EÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 2001;47-101.
- Öngül D. İki Güncel renk anahtarının renk seçimindeki üstünlüklerinin spektrofotometrik analiz ile klinik olarak değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Doktora Tezi, 2006;23-28.
- Özcan M, Pfeiffer P, Nergiz İ. A brief history and current status of metal and ceramic surface-conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence Int.* 1998;29(11):713-724.
- Özcan M, Niedermier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont.* 2002;15(3):299-302.
- Özcan M. Evaluation of alternative intraoral repair techniques for fractured ceramic fused to metal restorations. *J Oral Rehabil.* 2003;30(2):194-203.
- Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003;19(8):725-731.
- Palin W, Burke FJ. Trends In Indirect Dentistry:8. Cad/Cam Technology. *Dent Update* 2005;32(10):566-572.
- Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent.* 1992;67(3):325-327.
- Pameijer CH, Louw NP, Fischer D. Repairing Fractured Porcelain: How surface preparation affects shear force resistance. *J Am Dent Assoc.* 1996;127(2):203-209.
- Paravina RD, Powers, JM. Esthetic color training in dentistry. 1st Ed., St Lois; Elsevier-Mosby. 2004;3-47.
- Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Int J Periodontics Rest Dent.* 2004;24(3):222-231.
- Perez MM, Ghinea R, Ugarte-Alvan LI, Pulgar R, Paravina RD. Color and translucency in siloranebased resin composite compared to universal and nanofilled composites. *J Dent.* 2010;38(2):110-116.
- Peutzfelt A Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997;105(2):97-116.

- Pjetursson BE, Tan WC, Tan K, Bragger U, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the survival and complication rates of resin-bonded bridges after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(2):131-41.
- Probster L, Gerstorfer JG, Kirchner E, Kanjantra P. In-vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil.* 1997;24(9):636-645.
- Qualtrough AJ, Piddock V. Ceramics update. *J Dent.* 1997;25(2):91-95.
- 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.
- Rawls KJ, Esquivel-Upshaw J. Restorative resins. In: Annusavice KJ editor. Phillip's science of dental materials. St. Louis, W.B. Saunders. 2003;399-437.
- Ritter RG. Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent.* 2010;22(5):332-341.
- Rooder LB, Powers JM. Surface roughness of resin composite prepared by single-use and multi-use diamonds. *Am J Dent.* 2004;17(2):109-112.
- Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 1997;128(3):297-307.
- Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 3rd Ed., St Louis; The Mosby Inc Co. 2001;882-909.
- Rossomando KJ, Wendt SL. Thermocycling and dwell times in microleakage for bonded restorations. *Dent Mater.* 1995;11(1):47-51.
- 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 GB, Alto RV, Filho HR, da Silva EM, Fellows CE. Light transmission on dental resin composites. *Dent Mater.* 2008;24(5):571-576.
- Sara D, Sara Y, Kulnk , Kural , Kulnk T. Farklı inorganik doldurucu içerikli kompozit rezinlerin renk sabitliği üzerinde polisaj yöntemlerinin ve yüzey verniği uygulamasının etkisi. *G Di Hek Fak Derg.* 2006;23(3):169-175.
- Sarıkaya I, Güler AU. Di Hekimliği Uygulamalarında Renk Kavramı. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* 2009;15(2):118-129.
- Saygılı G, ahmalı S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil.* 2003;30(7):758-764.

- Saygılı G, Şahmalı S, Demirel F. Colour stability of porcelain repair materials with accelerated ageing. *J Oral Rehabil.* 2006;33(5):387-392.
- Schmitt VL, Puppini-Rontani RM, Naufel FS, Nahsan FP, Alexandre Coelho Sinhoreti M, Baseggio W. Effect of the polishing procedures on color stability and surface roughness of composite resins. *ISRN Dent.* 2011;2011:617672.
- Schwabacher WB, Goodkind RJ, Lua MJR. Independence of the hue, value, and chroma in the middle site of anterior human teeth. *J Prosthodont.* 1994;3(4):188-192.
- Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent.* 1986;56(1):35-40.
- Seghi RR. Effects of instrument-measuring geometry on colorimetric assessments of dental porcelains. *J Dent Res.* 1990;69(5):1180-1183.
- Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1995;74(2):145-150.
- Senawongse P, Pongprueksa P. Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19(5):265-275.
- Shahverdi S, Canay Ş, Şahin E, Bilge A. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *J Oral Rehabil.* 1998;25(9):699-705.
- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Sabit Protezin Temelleri.* 3. Baskı, İstanbul; Quintessence Yayıncılık. 2010;431-453.
- Shiraishi T, Wood DJ, Shinozaki N, Noort RV. Optical properties of base dentin ceramics for all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2011;27(2):165-172.
- Sjögren G, Lantto R, Tillberg A. Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. *J Prosthet Dent.* 1999;81(3):277-284.
- Sola-Ruiz MF, Lagos-Flores E, Roman-Rodriguez JL, Highsmith Jdel R, Fons-Font A, Granell-Ruiz M. Survival rates of a lithium disilicate-based core ceramic for three-unit esthetic fixed partial dentures: a 10-year prospective study. *Int J Prosthodont.* 2013;26(2):175-180.
- Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *J Prosthet Dent.* 2001;86(5):453-457.
- Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(4):514-522.

- St-Georges AJ, Bolla M, Fortin D, Muller-Bolla M, Thompson JY, Stamatiades PJ. Surface finish produced on three resin composites by new polishing systems. *Oper Dent*. 2005;30(5):593-597.
- Suliman AA, Swift EJ, Perdiago J. Effect of surface treatment and bonding agent on bond strength of composite resin to porcelain. *J Prosthet Dent*. 1993;70(2):118-120.
- Swift EJ. Ask the experts: Nanocomposites. *J Esthet Restor Dent*. 2005;17(1):3-4.
- Şener ID, Türker B. Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2009;19(1):61-67.
- Taşkonak B, Sertgöz A. Two-year clinical evaluation of lithiadisilicate-based all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Dent Mater*. 2006;22(11):1008-1013.
- Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilweing TM. Effects of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent*. 1994;72(4):355-359.
- Tunçdemir AR, Aykent F. Fiberle güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş ışıkla sertleşen kompozitlerin translusenslerinin incelenmesi. *SÜ Diş Hek Fak Derg*. 2009;18:13-19.
- Turssi CP, Ferracane JL, Serra MC. Abrasive wear of resin composites as related to finishing and polishing procedures. *Dent Mater*. 2005;21(7):641-648.
- Türkün LS, Türkün M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composites materials. *Oper Dent*. 2004;29(2):203-211.
- Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today*. 2009;28(3):112-113.
- Uludağ B, Üşümez A, Şahin V, Eser K, Erçoban E. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2007;97(1):25-31.
- Ulusoy M, Toksavul S. Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Diş Hek Fak Derg*. 1992;13(1):29-36.
- Üçtaşlı MB, Eligüzeloğlu E, Arısu HD, Özcan S, Ömürlü H, Çınar S. İki farklı bitirme ve parlatma sisteminin farklı viskozitedeki akışkan ve mikrodoldurucu kompozit restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci*. 2008;14(2):75-79.
- Vanini L, Mangani FM. Determination and communication of color using the five color dimensions of teeth. *Prac Proc Aesth Dent*. 2001;13(1):19-26.

- Venturini D, Cenci MS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Oper Dent*. 2006;31(1):11-17.
- Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent*. 2000;83(4):412-417.
- Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am*. 1992;36(3):765-782.
- Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent*. 2013;110(1):14-20.
- Wassel RW, Walls AWG, Steele JG. Crowns and extra-coronal restorations: Materials selection. *Br Dent J*. 2002;192(4):199-211.
- Watanabe T, Miyazaki M, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S. Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *J Oral Sci*. 2005;47(1):21-25.
- Watts A, Addy M. Tooth discolouration and staining: a review of the literature. *Br Dent J*. 2001;190(6):309-316.
- Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent*. 2002;87(6):657-666.
- Weitman RT, Eames WB. Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *J Am Dent Assoc*. 1975;91(1):101-106.
- Wolf DM, Powers JM, O'Keefe KL. Bond strengths of composite to porcelain treated with new porcelain repair agents. *Dent Mater*. 1992;8(3):158-161.
- Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: Up to 8 years results. *Dent Mater*. 2009;25(9):63-71.
- www.daicolor.co.jp/english/color_e/color, 2014.
- www.wikipedia.org/wiki/File:CIE_xyz10.png, 2014.
- www.yorku.ca/eye/spectru.htm, 2014
- Yalım BB, Türker ŞB. Klinikte tam seramik sistemler. *Atatürk Üniv. Diş Hek Fak. Derg*. 2012;5:76-90.

- Yap AU, Wong ML, Lim AC. The effect of polishing systems on mikroleakage of toothcoloured restoratives. Part 2: Composite and polyacid-modified composite resins. *J Oral Rehabil.* 2000;27(3):205-210.
- Yap AU, Yap SH, Teo CK, Ng JJ. Finishing/polishing of composite and compomer restoratives: effectiveness of one-step systems. *Oper Dent.* 2004;29(3):275-279.
- Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam Porselen Sistemleri I. *GÜ Diş Hek Fak Derg.* 2005a;22(1):41-48.
- Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Kurt, E., Bavbek, B., Tam porselen sistemleri II. *GÜ Diş Hek Fak Derg.* 2005b;22(1):49-60.
- Yeşil ZD, Karaoğlanoğlu S, Akgül N, Öz dabak N, İlday NO. Effect of different surfaces and surface applications on bonding strength of porcelain repair material. *N Y State Dent J.* 2007;73(3):28-32.
- Yılmaz B, Karaağaçlıoğlu L. In vitro evaluation of color replication of metal ceramic specimens using visual and instrumental color determinations. *J Prosthet Dent.* 2010;105(1):21-27.
- Yu B, Lee YK. Differences in color, translucency and fluorescence between flowable and universal resin composites. *J Dent.* 2008;36(10):840-846.
- 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;355-390.
- Zaimoğlu A, Can G. Tam seramik (yüksek dirençli) kronlar. Zaimoğlu A, Can G, Editörler. *Sabit Protezler*. 2. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. 2011;139-159.
- Zhao K, Wei YR, Pan Y, Zhang XP, Swain MV, Guess PC. Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. *Dent Mater.* 2014;30(2):164-171.
- Zimmerli B, Lussi A, Flury S. Operator variability using different polishing methods and surface geometry of a nanohybrid composite. *Oper Dent.* 2011;36(1):52-59.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: İsmail KAYA

Doğum Yeri: Bursa, Türkiye

Doğum Tarihi: 1986

Medeni Hali: Evli

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu:

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2004-2010

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2010-2015

Çalıştığı Kurumlar: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2010-2015

E-posta: dt_ikaya@hotmail.com