



T.C.  
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**LAMİNATE VENEER RESTORASYONLARIN  
POLİMERİZASYON ÖNCESİ VE SONRASI RENK  
DEĞİŞİMİNİN IN VIVO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Özlem ÖZİŞÇİ**  
**UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**  
**Dr. Öğr. Üyesi Hakkı Cenker KÜÇÜKEŞMEN**

**ISPARTA-2019**

## KABUL VE ONAY

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına;  
Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi  
Anabilim Dalı Başkanlığı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri  
tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

**Adı Soyadı:** Dt. Özlem ÖZİŞÇİ

**Tez Savunma Tarihi:** 24.04.2019

**Tezin Adı:** Laminate veneer restorasyonların polimerizasyon öncesi ve sonrası renk  
değişiminin in vivo olarak değerlendirilmesi

**Tez Danışmanı** : Dr. Öğr. Üyesi Hakkı Cenker KÜÇÜKEŞMEN  
Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi AD.

**Üye** : Prof. Dr. S. Hakan TUNA  
Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi AD.

**Üye** : Prof. Dr. Volkan Şahin  
Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş  
Tedavisi AD.

ONAY: Bu uzmanlık tezi, Fakülte Yönetim Kurulu'nca belirlenen yukarıdaki jüri  
üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

**Prof. Dr. Timuçin BAYKUL**  
Dekan

## BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

### BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışım olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışım olmadığını beyan ederim.

*“Laminate Veneer Restorasyonların Polimerizasyon Öncesi ve Sonrası Renk Değişiminin in vivo Olarak Değerlendirilmesi”* adlı Uzmanlık tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Önerisi Ve Tez Yazma Yönergesi'ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Hazırlayan

**Özlem ÖZİŞÇİ**

İmza

Danışman

**Dr. Öğr. Üyesi Hakki Cenker KÜÇÜKEŞMEN**

İmza

## ÖNSÖZ

Hayatım boyunca attığım her adımı destekleyen, sevgi ve inançları ile her konuda yanımda olan aileme sonsuz teşekkür ederim.

Tez çalışmam boyunca bana her konuda destek olan, diş hekimliğine ve hayata dair engin bilgi ve tecrübesini esirgemeyen saygıdeğer hocam Dr. Öğr. Üyesi Hakkı Cenker KÜÇÜKEŞMEN'e sonsuz teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgilerinden ve tecrübelerinden istifade ettiğim, eğitimimde büyük katkılarda bulunan diğer anabilim dalı öğretim üyeleri, Prof. Dr. S. Hakan TUNA, Prof. Dr. S. Süha TÜRKASLAN, Doç. Dr. Erdal EROĞLU, Dr. Öğr. Üyesi Işın KÜRKCÜOĞLU ve Dr. Öğr. Üyesi Zeynep BAŞAĞAOĞLU DEMİREKİN'e teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

Tez çalışmam ve eğitimimde büyük emeği olan Dt. Caner ÇETİN'e anlayışı ve yardımları için çok teşekkür ederim.

On yıldır her zaman olduğu gibi, tez çalışmam sırasında da yanımda olan Dr. Damla KOÇAK'a dostluğu ve desteği için teşekkür ederim.

Klinik çalışmalar süresince yardımlarını esirgemeyen Hemşir Reşit ÇAKMAK'a, tüm klinik ve laboratuvar personelimize teşekkür ederim.

**Özlem ÖZİŞÇİ**

## İÇİNDEKİLER

<b>KABUL VE ONAY</b> .....	<b>ii</b>
<b>BEYAN</b> .....	<b>iii</b>
<b>ÖNSÖZ</b> .....	<b>iv</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>v</b>
<b>SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	<b>viii</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	<b>ix</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	<b>x</b>
<b>RESİMLER DİZİNİ</b> .....	<b>xi</b>
<b>GRAFİKLER DİZİNİ</b> .....	<b>xii</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
2.1. Diş Hekimliği Seramiğinin Tarihiçesi .....	3
2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması .....	5
2.2.1. Mikroyapılarına Göre Seramiklerin Sınıflandırılması .....	7
2.2.1.1. Camsı Seramikler .....	7
2.2.1.1.1. Partikül Doldurucu ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler .....	7
2.2.1.1.1.1. Losit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler .....	8
2.2.1.1.1.2. Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler .....	8
2.2.1.1.1.3. Flormika İçeren Cam Seramikler .....	10
2.2.1.1.1.4. Alümina İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler .....	11
2.2.1.1.1.5. Alümina ve Magnezyum Spinel ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler .....	11
2.2.1.1.1.6. Alümina ve Zirkonyum Dioksit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler .....	12
2.2.1.1.2. Polikristalin Seramikler .....	12
2.2.1.1.2.1. Alüminyum Oksit Polikristalin Seramikler.....	12
2.2.1.1.2.2. Zirkonyum Dioksit Polikristalin Seramikler.....	13
2.3. Porselen Lamine Veneer Restorasyonlar.....	14
2.3.1. Porselen Lamine Veneer Restorasyonların Endikasyonları.....	15
2.3.2. PLV Restorasyonlarında Kullanılan Materyaller .....	15
2.3.3. PLV Restorasyonların Simantasyonunda Kullanılan Adeziv Resin Simanlar .....	18
2.3.3.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Resin Simanlar.....	18

2.3.3.2. Işıkla Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar .....	19
2.3.3.3. Hem Kimyasal Hem Işıkla Polimerize (Dual-Cure) Olan Kompozit Rezin Simanlar .....	19
2.4. PLV Restorasyonların Simantasyon Sonrası Renk Değişikliğini Etkileyen Faktörler .....	20
2.4.1. Restorasyon Kalınlığı ve Materyal Özellikleri .....	21
2.4.2. Rezin Simanlara Bağlı Faktörler .....	22
2.4.2.1. Rezin Siman Rengi ve Renk Stabilitesi .....	22
2.4.2.2. Try-in Paste ve Rezin Siman Renk Uyumu .....	23
2.4.2.3. Işık Aktivasyonu Öncesi ve Sonrası Renk Uyumu .....	23
2.5. Işık ve Renk .....	24
2.5.1. Rengin Boyutları .....	24
2.5.1.1. Munsell Renk Sistemi .....	24
2.5.1.1.1. Renk Tonu (Hue) .....	24
2.5.1.1.2. Renk Parlaklığı (Value) .....	25
2.5.1.1.3. Renk Yoğunluğu (Chroma) .....	25
2.5.1.2. CIE L* a* b* Renk Sistemi .....	26
2.6. Renk Ölçüm Yöntemleri .....	28
2.6.1. Görsel Renk Ölçümü .....	28
2.6.2. Aletsel Renk Ölçümü .....	28
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM .....</b>	<b>30</b>
3.1. İstatistiksel Yöntem .....	36
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>37</b>
4.1. PLV Restorasyonların Farklı Renk Ölçüm Zamanlarında CIE Sisteminde Tespit Edilen $\Delta E$ Değerleri ve İstatistiksel Analizi .....	37
4.2. PLV Restorasyonların Farklı Renk Ölçüm Zamanlarında CIE Sisteminde Tespit Edilen $\Delta L$ , $\Delta a$ , $\Delta b$ Değerleri ve İstatistiksel Analizi .....	39
4.3. PLV Restorasyonların Farklı Renk Ölçüm Zamanlarında CIE Sisteminde Tespit Edilen L*, a*, b* Değerleri ve İstatistiksel Analizi .....	43
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>48</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER .....</b>	<b>58</b>
<b>ÖZET .....</b>	<b>60</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>61</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>62</b>

<b>EKLER.....</b>	<b>70</b>
Ek 1. Etik Kurul İzni .....	70
Ek 2. Özgeçmiş.....	73



## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

<b>%</b>	Yüzde
<b>&lt;</b>	Küçük
<b>&gt;</b>	Büyük
<b><math>\Delta a</math></b>	CIE sistemi kırmızı-yeşil koordinatındaki renk farkı
<b><math>\Delta b</math></b>	CIE sistemi sarı-mavi koordinatındaki renk farkı
<b><math>\Delta E</math></b>	Renk değişim miktarı
<b><math>\Delta L</math></b>	CIE sistemi renk parlaklığı koordinatındaki renk farkı
<b><math>a^*</math></b>	CIE sistemi renk değeri (kırmızı-yeşil) koordinatı
<b><math>b^*</math></b>	CIE sistemi renk değeri (sarı-mavi) koordinatı
<b>CIE</b>	Comission Internationale de l'Eclairage (Uluslararası Aydınlatma Komisyonu) (Renk Sistemi)
<b>cm</b>	Santimetre (uzunluk birimi)
<b>cm<sup>2</sup></b>	Santimetrekare
<b>dk</b>	Dakika
<b>K</b>	Renk sıcaklığı birimi (Kelvin)
<b>kJ</b>	Kilojoule
<b>L</b>	Renk parlaklığı
<b>L*</b>	CIE sistemi renk değeri (aydınlık) koordinatı
<b>m<sup>2</sup></b>	Metrekare
<b>mm</b>	Milimetre (uzunluk birimi)
<b>MPa</b>	Megapaskal
<b>mW</b>	MiliWatt
<b>Nm</b>	Nanometre
<b>PLV</b>	Porselen laminate veneer
<b>sn</b>	Saniye
<b><math>\mu m</math></b>	Mikrometre



## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo 1.</b> Kullanılan kompozit rezin ve seramik materyali, içerikleri ve özellikleri..	31
<b>Tablo 2.</b> $\Delta E$ tanımlayıcı istatistik tablosu.....	38
<b>Tablo 3.</b> Çoklu karşılaştırma testi (Dunnet T3) sonuçları .....	38
<b>Tablo 4.</b> $\Delta L$ tanımlayıcı istatistik tablosu.....	40
<b>Tablo 5.</b> Duncan çoklu karşılaştırma testi sonuçları .....	40
<b>Tablo 6.</b> $\Delta a$ tanımlayıcı istatistik tablosu .....	41
<b>Tablo 7.</b> $\Delta b$ tanımlayıcı istatistik tablosu .....	42
<b>Tablo 8.</b> $\Delta b$ Duncan çoklu karşılaştırma testi sonuçları .....	43
<b>Tablo 9.</b> $L^*$ tanımlayıcı istatistik tablosu .....	44
<b>Tablo 10.</b> $a^*$ tanımlayıcı istatistik tablosu.....	45
<b>Tablo 11.</b> $b^*$ tanımlayıcı istatistik tablosu.....	46
<b>Tablo 12.</b> $b^*$ Duncan çoklu karşılaştırma testi sonuçları. ....	47

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Dental Seramiklerin Gelişimi .....	14
Şekil 2. Munsell Renk Sistemi.....	26
Şekil 3. CIE XYZ Renk Uzayı.....	28



## RESİMLER DİZİNİ

<b>Resim 1.</b> IPS e.Max Press.....	31
<b>Resim 2.</b> Elite HD+Putty Soft .....	31
<b>Resim 3.</b> Elite HD+Light Body .....	32
<b>Resim 4.</b> Restorasyon kalınlıklarının dijital kumpasla ölçülmesi .....	32
<b>Resim 5.</b> Vita Easyshade .....	32
<b>Resim 6.</b> Renk ölçümünün yapılması .....	33
<b>Resim 7.</b> Choice 2 Starter Kit .....	33
<b>Resim 8.</b> Uni Etch, Bisco.....	33
<b>Resim 9.</b> All Bond, Bisco .....	34
<b>Resim 10.</b> Hidroflorik asit (Porcelain Etchant, Bisco) .....	34
<b>Resim 11.</b> Bis-silane part A ve B, Bisco .....	34
<b>Resim 12.</b> Porcelain bonding resin .....	35
<b>Resim 13.</b> Translucent Choice 2 siman.....	35

## GRAFİKLER DİZİNİ

<b>Grafik 1.</b> 4 farklı renk ölçüm zamanınının $\Delta E$ değerlerine ait kutu grafiği .....	39
<b>Grafik 2.</b> 4 farklı renk ölçüm zamanınının $\Delta L$ değerlerine ait kutu grafiği .....	41
<b>Grafik 4.</b> 4 farklı renk ölçüm zamanınının $\Delta b$ değerlerine ait kutu grafiği .....	43
<b>Grafik 5.</b> 4 farklı renk ölçüm zamanınının $L^*$ değerlerine ait kutu grafiği .....	45
<b>Grafik 6.</b> 4 farklı renk ölçüm zamanınının $a^*$ değerlerine ait kutu grafiği .....	46
<b>Grafik 7.</b> 4 farklı renk ölçüm zamanınının $b^*$ değerlerine ait kutu grafiği .....	47



## 1. GİRİŞ

Günümüzde; gelişen teknoloji ve sosyal yaşam standartlarının artması ile hem dental materyallerde ilerleme gerçekleşmiş hem de hastaların estetik beklentileri artmıştır (1,2). Artan estetik beklentilerle dental görünüme verilen önem, bireylerin özgüvenleri üzerinde de olumlu bir etkiye sahiptir (3).

Hastaların estetik beklentilerinin artmasıyla estetik diş hekimliğindeki gelişmeler de hız kazanmıştır. Özellikle anterior grup dişlerde hekimler daha konservatif arayışlar içerisine girmişlerdir. Hastalar, özellikle estetik alandaki renklenme, çapraşıklık ve şekil bozukluğu gibi sorunlarının, mevcut dişlerinden mümkün olan en az miktarda madde kaldırılarak tedavi edilmesini istemektedirler. Laminate veneerler, bu arayışın sonucunda ortaya çıkan ve dişten daha az madde kaybı ile optimum estetik ve biyouyumluluğu sağlayan restorasyonlardır (1,4).

Zaman içerisinde, dental materyal teknolojisindeki ilerlemeler porselen laminate veneerlerin; akrilik, kompozit gibi materyallerden yapılan restorasyonlardan daha üstün özelliklere sahip olduğunu göstermiştir. Renk bakımından; doğal görünüm ve renk stabilizasyonunun korunması, doğal dişlere yakın translusensi göstermesi, iyi glaze uygulanmış porselen yüzeylerinin diğer veneer sistemlerine göre daha iyi periodontal uyum sergilemesi, abrazyon ve renklenmeye karşı dirençli olması gibi özellikler porselen laminate veneerlerin kullanımını yaygınlaştırmıştır (5,6).

Başarılı bir estetik restorasyon için yapıştırıcı simanın doğru seçilmesi ve simantasyon tekniği büyük bir öneme sahiptir. Rezin simanlar; renk stabilitesi, dişe daha güçlü yapışması ve daha iyi mekanik özellikleri nedeniyle estetik restorasyon için ilk tercih olmuştur (7).

Porselen laminate veneerlerin uzun dönemde estetik başarısı, restoratif materyal ile komşu doğal diş arasındaki renk uyumuna veya istenilen final restorasyon renginin elde edilip edilememesine bağlıdır. Bu final restorasyon rengi; diş/alt yapının rengi, seramiğin kalınlığı ve rezin siman, seramik sistemi ve rezin simanın tipi olmak üzere üç ana faktöre ve bunların etkileşimlerine bağlıdır (8).

Kompozit rezin simanların renk stabilitesi polimerizasyon derecelerine baēlıdır. Porselenin rengi, kalınlığı, opaklığı, yapıştırıcı simanın polimerizasyon tipi, doldurucu içeriēi, ışık cihazının tipi gibi pek çok faktör kompozit rezin simanların polimerizasyonunu etkilemektedir. Günümüzde pek çok klinik ve in vitro çalışmalarda kompozit rezin simanların polimerizasyonuna etki eden bu faktörler halen araştırılmaktadır. Klinik çalışmalar (in vivo), laboratuvarında taklit edilemeyen bazı intraoral koşullar nedeniyle, restore edilen materyallerin özelliklerini değerlendirebilmek için gereklidir.

Bu çalışmanın amacı; in vivo olarak yapıştırıcı simanın polimerizasyon öncesi ve sonrasındaki renk deēişimini incelemek, belirli süre sonunda aēız içi koşulların bu renk deēişimine ne kadar etkisi olduğunu araştırmaktır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Diş Hekimliği Seramiğinin Tarihçesi

Seramik, Yunanca “topraktan yapılmış” anlamına gelen ‘keramos’ sözcüğünden türetilen, insan tarafından yapısı değiştirilerek oluşturulmuş ilk inorganik cam fazlı kristalin yapısında materyaldir (9,10).

Seramik ve porselen terimleri sıklıkla diş hekimliğinde birbirinin yerine kullanılmaktadır. Keramik, metalik elementlerin (örneğin; alüminyum, kalsiyum, lityum, magnezyum, potasyum, sodyum, kalay, titanyum, zirkonyum), metal olmayan elementlerin (örneğin; silikon, flor, bor, oksijen), bir cam matris fazın ve bir veya daha fazla kristalin fazın (örneğin; lösit) bir bileşiğidir. Tüm porselenler seramiktir, ancak tüm seramikler porselen değildir. Örneğin, tüm zirkonya kronlar, yüksek dayanıklı bir seramik olarak adlandırılır, ancak bir cam matrisi yoktur; bu nedenle porselen değildir (11).

Geleneksel diş hekimliği porseleni belirli oranlarda feldspar, kuartz (silika, kum) ve kaolinin (kil) birleşiminden oluşmaktadır. Feldspar, porselene saydamlık kazandıran bir eriticidir. Potasyum alümina silikat ve sodyum alümina silikat karışımından oluşmaktadır. Porselen içerisinde en düşük erime derecesine sahip olan maddedir ve pişirme esnasında eriyerek diğer kısımları bağlayan bir birleştirici görevi görmektedir. Silika, porselende destek görevi yapar, porselene stabilite ve dayanım kazandırır. Çin kili olarak isimlendirilen kaolin bir alüminyum hidrat silikatıdır. Porselene opaklık verir ve porselen hamurunun şekil almasını sağlamaktadır. Kaolin, belli bir seviyeye kadar translusentlik istenen diş hekimliği porseleninde çok az bulunur. Bu sayede dental porselen cama yakın fiziksel özellik göstermektedir (12,13).

Diş hekimliğinde seramik kullanımı, Charles H. Land'e kadar uzanmaktadır. 1886'da Charles Land tarafından porselen inley, onley ve kronlar tanıtılmış; bu da sonuçta estetik ve fonksiyonel seramik restorasyonların yaratılmasına yol açmıştır (14). Dr. Land 1895 yılında platin yaprak üzerinde porselen fırınlamayı başararak günümüzde kullanılan porselen jaket kronu ortaya koymuştur (15). Materyalde iyileştirmeler yapılmış ve 1950'lere kadar bu materyal oldukça yaygın bir şekilde

kullanılmıştır. Soğutma sırasında porselende oluşan iç mikro çatlaklar önemli bir problem olarak gözlemlenmiştir. Bu mikro çatlak riskini azaltmak için, Dr. Abraham Weinstein 1950'lerin sonlarında metal destekli porselen kronları geliştirmiştir. Weinstein ve meslektaşları 1962 yılında porselen ve metal arasındaki termal genişleme katsayısı uyuşmazlığı problemini çözmüş, metal destekli porselen sistemlerinde büyük iyileştirmeler yapılmıştır. Metal alt yapı ile restorasyon direnci artmış ancak metalin ışığı geçirmemesi porselenin yarı geçirgen özelliğini tamamen ortadan kaldırmış, restorasyonun doğal rengini etkilemesine neden olmuştur. Metal alt yapı ve kalın porselen tabakası derin diş kesimini zorunlu kılmış, araştırmacılar bu dezavantajları gidermek için metal desteksiz yüksek dirençli porselenler elde etmeye yönelmişler ve estetik olarak son derece başarılı materyaller elde etmişlerdir (11,16).

1965 yılında, feldspatik porselene endüstriyel alümina (>% 50) ilavesiyle tam seramik restorasyonlar tekrar kullanılmaya başlanmıştır. McLean ve Hughes, %40-50 oranında alümina ( $Al_2O_3$ ) kristalleri içeren bir alüminöz porselenin iç çekirdeği ile porselen jaket kronun yeni bir versiyonunu geliştirmişlerdir. Bu iki tabakalı tam seramik restorasyonlar, daha düşük dayanıklılığı nedeniyle sadece anterior bölgede kullanılmıştır. Bu çalışmalar 1966'da McLean ve Sced tarafından daha da geliştirilerek platin bağlı seramik jaket kronlar üretilmiştir (11,17).

Tam seramik sistemlerin gelişimi camın kontrollü kristalizasyonu ile başlamıştır (18). 1984 yılında Adair ve Grossman tarafından sabit protezler için ilk ticari cam-seramik malzeme olan ve materyal dayanıklılığını ve çatlak yayılma direncini arttırmak için bir tür kristalin mika içeren (%55 hacim) seramik esaslı "Dicor" geliştirilmiştir (19). Aynı yıllarda, Bruggers yeni bir refraktor day (ısıya dayanıklı day) metodu olan %70 alümina içeren "Hi-Ceram" sistemini geliştirmiştir (20,21).

Sadoun tarafından, 1989 yılında tanıtılan "In-Ceram Alumina" sisteminde alümina alt yapının şekillendirilip fırınlanması takiben içerisine cam infiltre edilmektedir. %99,56 saf alümina içeren In-Ceram alümina seramik sistemi ile anterior ve posterior bölgede üç üye köprü ve tek kron restorasyonlarının uygulanması sağlanabilmiştir (22).



1990'ların başında ısı ve basınç tekniğiyle "IPS-Empress" tam seramik sistemi geliştirilmiştir. %34 oranında lōsit kristali içeren lōsit ile güçlendirilmiş cam seramikler, kristalin fazın büyütülmesi "camın kontrollü kristallenmesi" sistemiyle oluşturulmuştur (23). Ancak bu sistemlerin yeterli kırılma direncine sahip olmaması nedeniyle 1990'ların sonunda, içeriğinde yaklaşık %70 oranında lityum disilikat kristalleri bulunan ve yüksek kırılma dayanıklılığına sahip "IPS-Empress 2" cam seramikler geliştirilmiştir. Kristallerin şekli ve hacmi, bu malzemenin bükülme direncini ve kırılma dayanıklılığını iki kat arttırmaya katkıda bulunmaktadır (20,21,23,24).

1971 yılında Francois Duret, endüstride kullanılan CAD-CAM teknolojisinin diş hekimliğine transfer edilebileceği fikrinden yola çıkarak CAD-CAM'i diş hekimliğine tanıtmıştır. İlk dental CAD/CAM prototipi 1983'te, Fransa'da Garanciere konferansında sunulmuştur. Son yıllarda kullanımı hızla artan CAD-CAM sistemleri ile üretilen restorasyonlar yeterli estetik ve dayanım, yüksek uyumluluk, diğer sistemlerde olan birçok yapım aşamasının bu sistemlerde olmaması nedeni ile kısa zamanda restorasyonun hastaya teslimi gibi avantajları bulunmaktadır (22).

Son yıllarda geliştirilen ve arka dişlerde kullanılan yüksek dayanıklılıkta oksit seramik materyallerinden birisi olan zirkonyum dioksit ( $ZrO_2$ ) seramiklerin kullanıma girmesi, CAD/CAM teknolojisinin gelişmesi ile paralellik göstermiştir. Zirkonya seramiklerin dayanım özellikleri, bu kor materyalinin kullanımını yaygın hale getirmiştir (21,26).

## **2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması**

Dental seramikler pişirme sıcaklıklarına, kullanım yerlerine, mikroyapılarına ve üretim tekniklerine göre farklı şekillerde sınıflandırılabilirler (27).

### **A-Pişirme sıcaklıklarına göre (28)**

- Yüksek sıcaklık seramikleri (1288°C - 1371°C)
- Orta sıcaklık seramikleri (1093°C - 1260°C)
- Düşük sıcaklık seramikleri (660 °C - 1066°C)

## **B- Kullanım yerlerine göre (18)**

- Hareketli protez dişlerinin yapımında kullanılan seramikler
- Jaket kronlar ve inley-onleylerde kullanılan seramikler
- Veneer seramikleri

## **C- Üretim tekniklerine göre**

### 1- Metal destekli seramik kronlar (28)

- Döküm metal üzerine hazırlanan seramikler
- Platin veya altın folyo üzerine bitirilen seramikler
- Elektroliz metal alt yapı üzerine hazırlanan seramikler

### 2- Metal desteksiz seramik kronlar (29)

- Sinterlenen seramikler
- Dökülebilir seramikler
- Basınç altında ve enjeksiyonla şekillendirilen seramikler
- Cam infiltre seramikler
- Bilgisayar desteği ile üretilen seramikler
- Kopya freze yöntemi ile üretilen seramikler

## **D- Mikroyapılarına göre (18-20)**

### 1- Camsı seramikler

### 2- Partikül doldurucu ile güçlendirilmiş cam seramikler

- Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler
- Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler
- Flormika içeren cam seramikler
- Alümina ile güçlendirilmiş cam seramikler
- Alümina ve magnezyum spinel ile güçlendirilmiş cam seramikler
- Alümina ve zirkonyum dioksit ile güçlendirilmiş cam seramikler

### 3- Polikristalin seramikler

- Alüminyum oksit polikristalin seramikler
- Zirkonyum dioksit polikristalin seramikler

## 2.2.1. Mikroyapılarına Göre Seramiklerin Sınıflandırılması

### 2.2.1.1. Camsı Seramikler

Mine ve dentinin optik özelliklerini en iyi taklit eden dental seramikler, camsı seramiklerdir. Camsı seramikler, silika (silikon oksit) ve alüminadan (alüminyum oksit) oluşan feldspar adı verilen bir grup mineralden elde edilmiştir. Bu nedenle feldspatik porselenler, alüminosilikat camlar olarak da adlandırılabilirler. Feldspar yapısındaki camlar, fırınlama sırasında kristalizasyona (devitrifikasyon) karşı dirençlidirler, uzun fırınlama sıcaklığı aralığına sahiptirler ve biyouyumludurlar (19).

Feldspatik porselen, 60 ila 70 MPa arasında bükülme direnci olan düşük mekanik özelliklere sahiptir. Yüksek cam içeriği nedeniyle mekanik gerilim altında kırılmaya çok daha duyarlıdır. Bu nedenle, feldspatik porselenden üretilen seramik laminate veneerler ancak sağlam bir mine tabakası ile birlikte iyi bir bağlanma sağlayabilmektedir. Feldspatik porselenden hazırlanan laminate veneer restorasyonlarda preparasyonsuz veya mine düzeyinde 0,5 mm'den daha az bir preparasyon yapılmalıdır (30).

#### 2.2.1.1.1. Partikül Doldurucu ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Doldurucu partiküller, temel cam bileşiminin mekanik özelliklerini geliştirmek, renk ve opasite gibi optik efektleri kontrol etmek için eklenmektedirler. Bu doldurucular genellikle kristalindir fakat daha yüksek derecede eriyen camların partikülleri de olabilmektedirler (31). Camsı seramiklere lösit ve lityum disilikat gibi cam matris boyunca homojen olarak dağılan doldurucu partiküller eklenerek mekanik özellikleri iyileştirilebilmektedir (30).

### 2.2.1.1.1.1. Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Dental seramiklerde kullanılan ilk doldurucu, lösit adı verilen, potasyum alümina silikat yapıdaki kristalin mineral partikülleridir. Bu doldurucu, metal destekli seramik restorasyonlarda, seramiğin metal alt yapı üzerine başarılı bir şekilde fırınlanmasını sağlamak amacıyla ilave edilmiştir. Lösit (yaklaşık  $20 \times 10^{-6}$  /°C), feldspatik camlarla (yaklaşık  $8 \times 10^{-6}$  /°C) kıyaslandığında daha yüksek termal genişleme/büzülme katsayısına sahiptir. Lösitin %17-25 oranında eklenmesiyle, fırınlama sırasında dental alaşımlarla ısısal olarak uyumlu seramikler elde edilebilmektedir (32).

Cam matriks içindeki lösit kristallerin mükemmel dağılımı, soğutma fazı sırasında ve presleme işleminden sonra gözlenebilmektedir ve translusensi özelliğini çok fazla azaltmaksızın direncin artırılmasına katkıda bulunmaktadır (33).

Lösit içeren porselenler (%17–25 kütle) ilk kez 1960'ların başında metal-seramik sistemler için geliştirilmiştir (34). Lösitin tam seramikler için kullanımı ise, 1983 yılında Zürih Üniversitesi'nde dispersiyon güçlendirmesiyle geliştirilen ve 1990 yılında piyasaya sunulan IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemi ile gerçekleşmiştir (21). Bu sistemin en önemli avantajı, lösit kristallerinin, mikro çatlakların oluşumuna neden olan çekme gerilimine karşı koyan bir bariyer oluşturmasıdır (35,36).

### 2.2.1.1.1.2. Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Tam seramik restorasyonlarda, alt yapıyı güçlendirmek için kullanılan dolduruculardan birisi de lityum disilikattır ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ). Lityum disilikatın mikroyapısı, çok yönlü olarak dağılmış, birbirine kenetlenmiş halde bulunan ve materyal içinde çatlakların yayılımını engelleyerek dayanıklılığı arttıran çok küçük kristallerden oluşmaktadır (11). Aynı zamanda lityum disilikat kristalleri, materyalin erime sıcaklığının düşmesinde de rol oynamaktadır.

Feldspatik cam yapısına, hacimce %70 oranında lityum disilikat eklenmesiyle, IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemi geliştirilmiş ve piyasaya sürülmüştür (19). Bu sistemde de materyal, IPS Empress'de

olduğu gibi ısı ve basınç altında enjeksiyon yöntemiyle kalıba sevk edilmektedir. Elde edilen alt yapı termal genleşme katsayısı uyumlu olan bir seramikle tabakalanabilir (37).

IPS Empress 2 kristallerinin şekli ve hacmi, bükülme direncininin yaklaşık 360 MPa veya IPS Empress'in direncinden üç kat fazla olmasını sağlamıştır. Ayrıca translusensi özelliği de yüksek kristalin içeriğinden dolayı daha fazla gözlemlenmiştir (38). IPS Empress 2'nin mekanik dayanıklılık ve kırılma direnci sayesinde anterior ve molar kronların üretimi sağlanabildiği gibi 3 üyeli anterior ve premolar köprü üretimine de olanak vermektedir. Son köprü desteği 2. premolarla sınırlıdır (39). Bağlantı bölgelerinin boyutları yükseklik olarak 4-5 mm ve genişlik olarak 3-4 mm'den az olmamalıdır (9,22).

Dayanıklılığı mükemmel estetikle birleştirmek için, IPS e.max Press isimli yeni bir preslenebilir lityum-disilikat cam seramik, geliştirilmiş mekanik özellikleri ve geliştirilmiş translüsensi ile 2005 yılında piyasaya sürülmüştür (40,41). Empress 2 tam seramik sisteminin daha gelişmiş versiyonu olan IPS e.max Press restorasyonlar; kayıp mum ve ısı ile presleme teknikleri bir arada uygulanarak üretilip lősitle güçlendirilmiş lityum disilikat cam seramik içeriğe sahip olan ingotların preslenmesi ile elde edilmektedir (42). IPS e.max Press camsı matriks içerisine gömülmüş, %70 oranında lityum disilikat kristalleri içermektedir ve bu iğne benzeri kristaller 3-6 µm uzunluğundadır (43). Renk pigmentleri erime sıcaklığına ulaşıldığında eriyeceği için materyale ilave edilmezler. Bunun yerine cam içinde çözünen polivalent iyonlar elde edilmek istenen rengi sağlamak için kullanılmaktadırlar. İyon esaslı renklendirme mekanizmasının kullanılmasının avantajı, renklendirici iyonların materyal içinde homojen olarak dağılabilesidir. Bunun dışında yüksek ve düşük translusensi, yüksek ve orta derecede opasite gibi farklı translusensi seçenekleri sonuç restorasyonun estetik başarısını arttırmaktadır (44,45).

IPS Empress 2 ile kıyaslandığında, IPS e.max Press'in yapısında daha küçük kristaller mevcuttur ve bükülme direnci 400 MPa olarak bildirilmiştir (46). IPS e.max Press inley, onley, veneer kron, anterior ve posterior kron, 3 üyeli anterior ve premolar bölgedeki köprüler, teleskop ve implant üst yapısı yapımında kullanılmaktadır (45).

Dijital diş hekimliği, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim yöntemlerinin gelişmesiyle birlikte IPS e.max CAD, 2006 yılında özellikle CAD / CAM kullanımı için hazırlanmış bir lityum disilikat cam seramik olarak tanıtılmıştır. IPS e.max Press ile aynı kimyasal yapıya sahip olmasına rağmen farklı bir ısıl işleme tabi tutularak parsiyel (kısmi) olarak kristalize edilmektedir. Parsiyel kristalize edilmelerindeki amaç; blokların hızlı ve kolay freze edilebilmelerini sağlamak ve seramiğe yeterli direnci kazandırmaktır. Parsiyel kristalize bloklardaki temel kristalize faz lityum metasilikattır ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ). Lityum metasilikatların uzunlukları 0,2 ile 1  $\mu\text{m}$  arasında değişmektedir ve karışımda hacimce %40 oranında bulunmaktadır. Seramiğe yaklaşık olarak 130 MPa direnç kazandırmaktadırlar. Frezeleme işlemi ile restorasyon tamamlandıktan sonra vakum altında 20-25 dakika  $850^\circ\text{C}$  ısıl işleme tabi tutularak lityum metasilikat ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ) kristalleri lityum silikat ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) kristallerine dönüşmektedir. Bu dönüşümle cam matrikste yaklaşık 1.5  $\mu\text{m}$  boyutunda ve hacimce %70'i oluşturan lityum disilikat kristalli seramik elde edilmektedir. Sonuç restorasyonda IPS e.max Press sistemine benzer mekanik özellikler ve kristal yapı elde edilmektedir. Estetik yapısı, etkileyici gücü ve kullanım kolaylığı nedeniyle, IPS e.max CAD'in son yıllarda kullanımı artmıştır (47-49)

### **2.2.1.1.1.3. Flormika İçeren Cam Seramikler**

Cam seramik yapının hacimce %55 tetrasilisik flormika kristalleri ( $\text{K}_2\text{Mg}_5\text{SiO}_2\text{OF}_4$ ) ile güçlendirilmesiyle elde edilen ve dökülebilir cam seramik olarak adlandırılan Dicor (Dentsply International Inc, York, PA) tam seramik sistemleri arasında en translusens olanlardan biridir ve 1983 yılında geliştirilmiştir (18,50).

Dökülebilir cam seramiğin kullanım alanının tek üyeli restorasyonlarla sınırlı olması nedeniyle, porselenin yapısını güçlendirmek amacıyla içine zirkonyum dioksit ( $\text{ZrO}_2$ ) ve alüminyum oksit ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) ilave edilmiş ve yapıya dayanıklılık kazandırılmıştır. Model üzerinde hazırlanan modelaj rövetmana alınır ve mum uçurulduktan sonra fırında ısıtılan cam seramik  $1370^\circ\text{C}$ 'de refraktör day içerisinde santrifüj tekniği ile dökülmektedir. Döküm sonrası ajütesi yapılan restorasyona

'ceramming' adı verilen kontrollü kristalizasyon uygulanmaktadır. Böylece cam yapı içinde mika kristalleri oluşturularak yüksek dayanıklılığa sahip bir yapı oluşturulur. Dicor sistemi ile üretilen tam seramik restorasyonların fiziksel ve optik özelliklerinin yetersiz olması nedeniyle, günümüzde tercih edilmemektedirler (9,18).

#### **2.2.1.1.1.4. Alümina İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler**

Alümina, seramik yapısını güçlendirmek için ilk kez 1965 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Alümina ile cam faz arasındaki bağın, lösit içeren seramiklere kıyasla dayanıklılığın artmasını sağladığı öne sürülmüştür. Alüminöz seramik kütlece %40-50 oranında cam matris içine dağılmış alümina içermektedir ve sinterleme yöntemiyle elde edilmektedir (28). Alt yapı platin bir folyo üzerinde fırınlanmakta ve termal genişleme özellikleri uyumlu olan bir seramikle tabakalanmaktadır. Bükülme direnci 139 MPa, makaslama direnci ise 145 MPa'dır (37,51).

1989 yılında cam infiltre seramik olan ve hacimce %70 oranında alümina içeren 'In-Ceram Alumina' (Vita, Bad Säckingen, Almanya) sistemi geliştirilmiştir (19,52). In-Ceram Alumina, tek üye kronlarla birlikte, anterior 3 üye köprülerde de kullanılabilir (19,37).

#### **2.2.1.1.1.5. Alümina ve Magnezyum Spinel ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler**

In-Ceram Alumina'nın translusensisini arttırmak amacıyla, 1994 yılında kristalin yapısı magnezyum spinel ( $MgAl_2O_4$ ) ve alümina karışımından oluşan 'In-Ceram Spinell' (Vita, Bad Säckingen, Almanya) piyasaya sunulmuştur (37,52). Mikroyapıdaki bu farklılık, In-Ceram Spinell'in bükülme direncinin In-Ceram Alumina'dan daha düşük olmasına (350 MPa) neden olmaktadır ve kullanımı inley, onley, anterior tek üye kron ve veneerlerle sınırlıdır (18,38).

#### **2.2.1.1.1.6. Alümina ve Zirkonyum Dioksit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler**

In-Ceram Alümina'nın direncinin artırılması amacıyla geliştirilen In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Säckingen, Almanya), %35 oranında kısmen stabilize edilmiş zirkonya ile cam infiltre edilmiş alümina içeren bir modifikasyonudur (53).

In-Ceram Alumina'nın dayanıklılığını artırmak amacıyla geliştirilen In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Säckingen, Almanya), kütlece %70 alümina ve %30 kısmen stabilize edilmiş zirkonyum dioksitten oluşmaktadır. Bu sistem, diğer cam infiltre seramiklerle karşılaştırıldığında yüksek bükülme direncine (600-700 MPa) sahip olsa da, yapısındaki kristal oranının neden olduğu yüksek opasite, sistemin anterior bölgede kullanımını kısıtlamaktadır. Diğer cam infiltre sistemler (In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell) gibi In-Ceram Zirconia sisteminde de slip casting yöntemi uygulanabilmekte veya kısmen sinterlenmiş prefabrike bloklardan CAD/CAM sistemi ile üretilebilmektedir (35).

#### **2.2.1.1.2. Polikristalin Seramikler**

Kristallerin bir arada herhangi bir farklı matriks olmadan sinterlenmesi ile oluşan, yapılarında hava veya cam yapı bulunmayan monofaz seramik sistemlerdir. Bu nedenle, polikristalin seramikler camsı seramiklerden daha düzenli yapıda, daha sert ve dirençlidirler. Bununla birlikte, camsı seramiklere göre daha opak yapıda olan polikristalin seramikler, tam seramik restorasyonlarda alt yapı olarak kullanılmakta ve camsı seramiklerle tabakalanmaktadır (19,35).

##### **2.2.1.1.2.1. Alüminyum Oksit Polikristalin Seramikler**

Andersson ve Oden tarafından geliştirilen Procera All Ceram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), yüksek saflıkta yoğun olarak sinterize edilmiş alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) kristali içermektedir (18, 52).

Procera All Ceram sisteminde, hastadan elde edilen çalışma modeli özel bir tarayıcı uçla taranmaktadır ve veriler elektronik olarak İsveç'te bulunan Procera'nın merkezine gönderilmektedir. Sinterleme sırasında oluşan büzülme kompanse



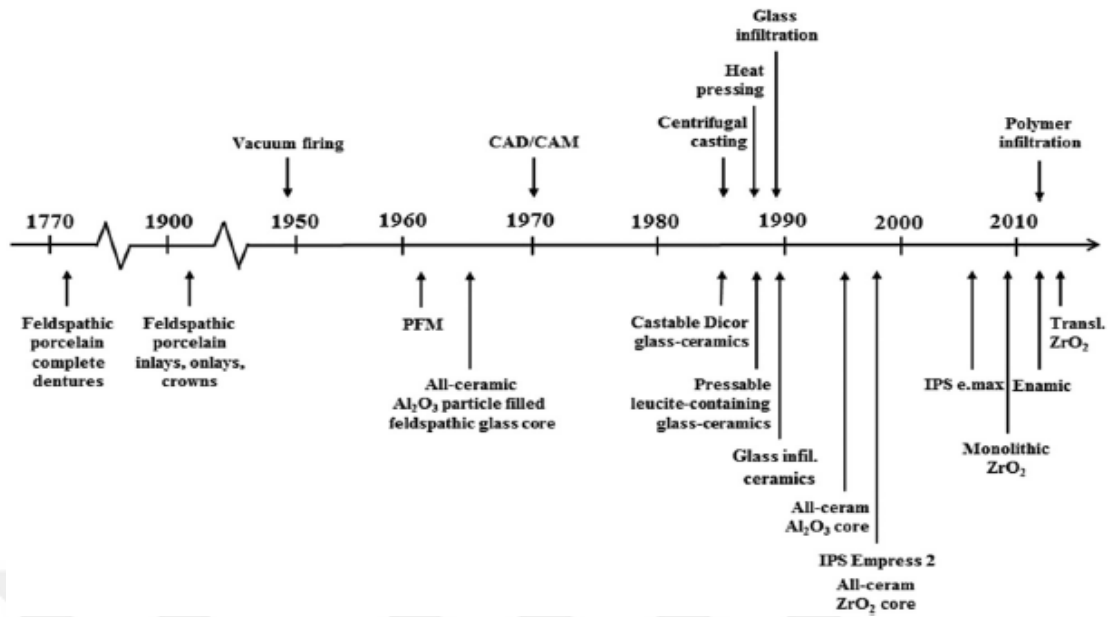
edebilmek için, model normalden yaklaşık olarak %20 daha büyük boyutlarda hazırlanmakta ve yüksek saflıktaki alüminyum oksit tozları büyütülmüş day üzerine preslenmektedir. Daha sonra 1600°C’de tam olarak sinterlenerek istenilen boyutlarda elde edilen alt yapı, düşük sıcaklık seramiği ile tabakalanmaktadır (18,35,54).

Procera All Ceram tam seramik restorasyonların, yüksek bükülme direncine (~450 MPa) ve uygun translusensi ve opasite özelliklerine sahip olmaları (54), anterior ve posterior tek üye kronlarda, inley, onley ve veneerlerde kullanılabilmelerini sağlamaktadır (18).

#### **2.2.1.1.2.2. Zirkonyum Dioksit Polikristalin Seramikler**

1990’ların başında tanıtılan zirkonya, yoğun ve monokristalin homojenliği ile karakterizedir, düşük ısı iletkenliğine, düşük korozyon potansiyeline ve iyi radyopasiteye sahiptir. Zirkonyum dioksit ( $ZrO_2$ -zirkonya) monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere 3 farklı fazda bulunmaktadır. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdadır ve 1170°C’ye kadar bu fazda stabil kalmaktadır. Bu sıcaklığın üzerine çıktığında, tetragonal faza dönüşmeye başlamakta ve 2370°C’de kübik faza geçmektedir. Oda sıcaklığına tekrar soğutulduğunda, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmektedir. Bu faz değişimi zirkonyada %3-5 oranında hacim artışına, iç gerilimlerin ve kırıkların oluşmasına sebep olmaktadır (55).

Zirkonyanın istenmeyen faz değişimini engelleyerek oda sıcaklığında tetragonal fazda kalmasını sağlamak ve genişmesini önlemek için yapısına %3 mol itriyum oksit ( $Y_2O_3$ ) eklenmektedir (18,37,55,56). Bu yapıya itriyum tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) veya itriyum ile kısmen stabilize edilmiş polikristalin zirkonya adı verilmektedir (55,57).



Şekil 1. Dental Seramiklerin Gelişimi

Zhang Y, Kelly JR. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. Dental Clinics of North America. 2017;61(4):797-819. doi:10.1016/j.cden.2017.06.005.

### 2.3. Porselen Laminate Veneer Restorasyonlar

Porselen laminate veneerler (PLV'ler) ilk olarak 1937 yılında, ön dişlerin vestibül yüzeyine geçici olarak yapıştırılan restorasyonlar olarak Charles Pincus tarafından tanıtılmıştır. Pincus, film yıldızlarının dişlerinin geçici olarak estetik bir hale gelmesi için veneerleri kullanmıştır (58). Buonocuore tarafından minenin asitlenmesi ve Bowen tarafından bonding rezinlerin kullanımıyla mine adezyon tekniklerinin geliştirilmesi, kısa sürede bu tip PLV'lerin kalıcı olarak dişlere uygulanmasını mümkün kılmıştır. Simonsen ve Calamia, asit etch tekniği kullanılarak yapılan feldspatik porselen veneer uygulamasının bir laboratuvar çalışmasını yayınlamıştır. Son olarak, 1983 yılında, Horn, bu yöntemin klinik uygulamasının ilk raporunu yayınlamıştır (33,59). Günümüzde porselen laminate veneerler, mükemmel biyouyumlulukları, doğal görünimleri ve güvenilir seviyede klinik başarılarıyla sıklıkla tercih edilmektedirler (60).

### **2.3.1. Porselen Lamine Veneer Restorasyonların Endikasyonları**

İyi bir estetik sağlamak için kullanılan seramik veneerler, malforme, renksiz, yanlış hizalanmış, travmatize, kırık ve aşınmış ön dişlerin konservatif estetik restorasyonu için alternatif bir tedavi yöntemidir.

Magne ve Belser (61), seramik veneerlerin endikasyonları için aşağıdaki sınıflamayı sunmuşlardır:

1. Beyazlatma işlemine dirençli dişler
  - a. Tetrasiklin renklenmesi
  - b. Beyazlatmanın başarısız olması
2. Morfolojik sorunlu dişler
  - a. Diastema, interdental aralık kapatılması
  - b. Konik dişler
  - c. İnsizal uzunluğun veya fasiyal yüzün düzenlenmesi
3. Geniş restorasyonlar
  - a. Geniş koronal kırık
  - b. Erozyon ya da aşınmaya bağlı yaygın mine kaybı
  - c. Konjenital malformasyonlar şeklinde sıralanabilir.

Bu sınıflandırma sistemi içerisinde, minimal preparasyon veya hiç preparasyon işlemi gerektirmeyen lamine veneer restorasyon endikasyonları ilk iki maddede gözlenmektedir (61).

### **2.3.2. PLV Restorasyonlarında Kullanılan Materyaller**

Estetik bölgede tercih edilen materyalin hastanın beklentilerini karşılama yanında fonksiyonel kuvvetler altında dayanıklı olması, kabul edilebilir sağ-kalım oranları ile dayanıklı, uygun maliyetli ve basit müdahaleye izin vermesi gerekmektedir. Porselen veneerler için en önemli ve gerekli mikromekanik özelliklerden biri, restorasyonun daha iyi retansiyonunu sağlamak için restorasyon

yüzeyinin asitletme kabiliyetidir. Dahası, çekme ve basma kuvvetlerine karşı dayanıklı olmalı ve marjinal uyum, parlaklık ve renk stabilitesi özellikleri bulunmalıdır. Yıllar boyunca, geleneksel feldspatik porselenler en uygun estetik sonuçları sağlayan, veneer restorasyonlar için ideal materyal olarak kabul edilmiştir (62). Ancak, yapılan çalışmalarda bu materyalin en yaygın başarısızlıklarının kırık, mikrosızıntı veya desimantasyon olduğu bildirilmiştir. Bu durum, daha güçlü materyallerin geliştirilmesine ve diş-restorasyon bağlanma mekanizmasının daha iyi anlaşılmasına yol açmıştır (63).

1990'larda, lösit ile güçlendirilmiş IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve lityum disilikat cam seramikler (Empress 2 Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) gibi preslenebilir seramikler kullanıma sunulmuştur. Ancak, bu preslenmiş seramikler, gerekli kalınlık ve marjinal mekanik özellikleri telafi etmek için daha derin diş preparasyonları gerektirmektedir. Bu diş preparasyonu geleneksel preparasyonlara göre daha çok dentin ekspoz etmektedir. 21. yüzyılın başında bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD / CAM) teknolojisi kullanılmaya başlanmış ve bu teknoloji, Vita Mark porselen (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), Procera alumina (Nobel Biocare, Zürih, İsviçre), güçlendirilmiş porselen (Empress, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), IPS e.max Press ve IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve zirkonya gibi birçok farklı yapıda materyalin gelişmesini sağlamıştır (64).

Lityum disilikat cam seramiğin IPS e.max Press, (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanımı, daha dayanıklı posterior ve anterior kronların ve ince anterior veneerlerin üretilmesine olanak sağlamıştır. Bu malzeme IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile aynı kor materyaline sahip olmasına rağmen, daha yüksek dayanıklılık, sertlik ve translüsensi özelliğine sahiptir. IPS e.max CAD, lityum disilikat cam seramik bloklardır ve IPS Empress II ile (Ivoclar Vivadent) dayanıklılık (320 MPa) özelliği bakımından benzerdir. Bu kristalin fazda blok, gösterdiği homojenlik sayesinde CAD-CAM ünitesinde daha kolay şekillendirilebilmektedir. Diğer CAD-CAM seramiklerinin aksine kristalizasyon boyunca büzülme görülmemektedir. Bu porselen bloklar üç üyeli anterior köprü alt yapısı, anterior ve posterior bölgelerde ise tek üye kor alt yapı olarak kullanılabilir (65). Alümina ve zirkonya ise asitlemenin zor olmasının yanı sıra kötü estetik

özelliklere sahiptir ve bu nedenle veneerler için uygun değildir. Her biri kendine özgü özelliklere ve klinik endikasyonlara sahip olan çok çeşitli seramik materyal piyasada mevcut olarak bulunmaktadır.

Porselen laminate veneer restorasyonlarda tercih edilen materyalin özellikleri hastanın estetik beklentilerini karşılamalıdır. Destek diş yapısı ve kullanılan estetik materyal ortaya çıkan rengin birincil kaynağıdır. Bu renk, ışığın yansıma ve saçılma miktarını göstermekte, veneer restorasyonun kalınlığı ve yarı saydamlığından etkilenmektedir. Emilen, yansıtılan ve iletilen ışığın miktarı, mevcut ışık dalga boyuna kıyasla, kor materyal içindeki parçacıkların kimyasal yapısına ve boyutuna bağlıdır (30,66). Doğal bir özellik olan translusensinin (yarı saydamlık) seramikler arasında farklılık gösterdiği ve seramiklerde doğal diş minesine kıyasla daha düşük olduğu gözlemlenmiştir. Bu nedenle, klinisyenler, seramik veneer renginin seçilmesinde ve özellikle hazırlanan restorasyonların ciddi bir şekilde renginin değiştirilmesi gerekli olduğu durumlarda, yüksek translusensiye sahip bitişik doğal dişlere benzer optik özelliklerin sağlanarak doğal bir görüntü elde edilmesinde güçlüklerle karşılaşabilmektedirler (67,68). İnce seramik restorasyonlarla artan translusensi (yarı saydamlık), renk uyumunu sağlamayı zorlaştırmaktadır. İstenmeyen etkileri ortadan kaldırmak için; seramik kalınlığı, seramiğin tipi, seramik rengi ve siman rengi gibi faktörler göz önünde bulundurulmalıdır (30,69-72).

Başarılı estetik restorasyonlar elde edebilmek için doğru endikasyonla hasta beklentilerinin tam anlamıyla karşılanabilmesi önemlidir. Bu nedenle, hastalar iki ana tipe ayrılabilir: Tip 1 hastalar, dişlerin sadece şekil ile ilgili özelliklerinin değiştirilmesinin amaçlandığı, renkle ilgili değişikliklerin yapılmasına ihtiyaç duyulmayan hastalardır. Preparasyon gerektirmeyen veya minimal invaziv laminate veneer endikasyonu bulunan durumlar arasında; şekil bozukluğu bulunan dişler, morfolojik modifikasyon gerektiren durumlar, boyut ve/veya hacim eksikliği, diastema kapatılması, ön dişlerin hizalanması, lokalize mine malformasyon varlığı gibi durumlar yer almaktadır (33,73). Doğal dişin mine kalınlığı, servikal üçte bir alanda yaklaşık 0,4 mm, insizal üçte birinde 0,8 ile 1,0 mm arasında değişmektedir. Mine düzeyinde hazırlık yapılacak vakalarda restorasyonlar 0,3 ile 0,5 mm kalınlığındadır ve minimum preparasyon gerektirmektedir (30,74).

Tip 2 hastalar, diş renklerinin değiştirilmesiyle estetik değişikliğin yapılmasını gerektiren hasta grubudur. Bu nedenle seçilen seramik materyalin, alttaki destek dişin rengini gizleyebilmesi gerekmektedir. Hem seramik hem de siman, renk değişimlerini gizlemek için çeşitli derecelerde opaklık göstermelidir ve bu da translusensi, yansıma ve dolayısıyla estetik sonuç açısından istenen optik etkilerin korunmasında sorunlara yol açmaktadır. Bu durumlarda göz önünde bulundurulması gereken diğer özellikler, daha agresif (0,8-1 mm) diş preparasyonu yapılması ve basamak sınırının seramik kalınlığını arttırmak için subgingival yerleşimi anlamına gelmektedir (30,33).

### **2.3.3. PLV Restorasyonların Simantasyonunda Kullanılan Adeziv Rezin Simanlar**

Porselen laminate veneer restorasyonların klinik başarısının en önemli parçalarından biri destek dişle yaptığı güçlü bağlantıdır. Rezin simanlar, genel olarak tüm seramik restorasyonların simantasyonu için yeterli estetik, ağız ortamında düşük çözünürlük, diş yapılarına yüksek bağlanma gücü, üstün mekanik özellikleri ve restorasyona destek sağladığı için veneerlerin simantasyonunda ilk tercih haline gelmiştir (75).

Rezin simanlar, matriks formasyonu veya polimerizasyon aktivasyonu mekanizmalarına göre;

- 1- Kimyasal olarak polimerize (chemical-cured) olan kompozit rezin simanlar,
- 2- Işıkla polimerize (light-cured) olan kompozit rezin simanlar,
- 3- Hem kimyasal hem ışıkla polimerize (dual-cure) olan kompozit rezin simanlar olarak sınıflandırılmaktadır.

#### **2.3.3.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar**

Bu tür kompozit rezin simanlar, çift pat sisteminde ya da toz-likit şeklinde üretilmesine rağmen genellikle karıştırılmaya hazır iki pat şeklinde bulunmaktadır. Pat sistemlerinde patlardan her biri yarı yarıya organik monomer ve doldurucu içerir

ve kimyasal polimerizasyon reaksiyonu benzoil peroksit benzeri bir peroksitin, hızlandırıcı (akselerator) olan tersiyer amin ile reaksiyonu sonucu ortaya çıkan serbest radikallerin etkisiyle başlamaktadır (76). Tutuculuğu zayıf olan metal destekli restorasyonlar, endodontik postlar, ışık kaynağının ulaşamayacağı kalın veya opak restorasyonlar kullanım alanları arasındadır. İçerdikleri tersiyer aromatik aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi ve çalışma ve polimerizasyon sürelerinin hekim kontrolünde olmaması bu rezin simanların dezavantajları arasındadır (77).

### **2.3.3.2. Işıklı Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar**

Işıklı polimerize olan kompozit simanlar, içeriğinde ışığa duyarlı bir ajan (kamforkinon) ve hızlandırıcı olarak alifatik amin bulundurmaktadır. Polimerizasyon reaksiyonu, ortalama 480 nm dalga boyundaki görünür mavi ışıkla aktive edilmektedir. Aktivasyon bu iki ögenin bağlanmasına ve serbest radikaller açığa çıkmasına yol açmaktadır. Açığa çıkan radikaller monomerlere bağlanarak zincir oluşumunu başlatmaktadır. Işık ile polimerize olan rezin simanlar görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1,5–2 mm'den az olan translusent yapıdaki seramik laminate veneerler ile tam seramik kronların simantasyonunda kullanılmaktadır. Bu simanlar kimyasal ve dual olarak sertleşen bazı simanlar gibi zamanla renk değişimi göstermezler. Çalışma süreleri, kronun yerleştirilmesi ve taşan simanın temizlenmesi için uygundur (78,79).

Polimerizasyonun başarısı ışık kaynağının türü, ışık yoğunluğu ve ışık kaynağının kompozit rezin materyale uzaklığı gibi pek çok faktöre bağlıdır. Simana ulaşan ışık gücündeki herhangi bir değişim, simanın bütün fiziksel ve kimyasal özelliklerini etkilemektedir (3,80).

### **2.3.3.3. Hem Kimyasal Hem Işıklı Polimerize (Dual-Cure) Olan Kompozit Rezin Simanlar**

Hem kimyasal hem de ışıkla aktive olan bu sistemler, iki pat (ana madde katalizör) veya toz-likit şeklinde bulunmaktadır. Dual sertleşen simanın ana

madde kısmında diketon, kamforkinon gibi ışığa hassas polimerizasyon sistemleri, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyon sistemleri yer almaktadır (18,28).

Yavaş ilerleyen amin/peroksit sistem, simanda erken sertleşmeleri engelleyerek restorasyon yerine yerleştirildikten sonra artık simanın uzaklaştırılmasına olanak sağlamaktadır. Işıkla veya dual sertleşen kompozit rezin simanların polimerizasyonu görünür ışık kaynakları ile gerçekleştirilmektedir (81). Işıkla sertleşme işleminden sonra, kimyasal polimerizasyon yavaş bir şekilde devam etmekte ve maksimum sertleşme 24 saat içinde tamamlanmaktadır. Işık gücünün rezine tamamen ulaşmasının mümkün olamayacağı kalın restorasyonların (1,5-2 mm'den fazla) simantasyonunda veya restorasyon materyalinin opak olması nedeniyle ışığın geçmesine izin vermeyeceği durumlarda kullanılmaktadır. Işık kaynağından gelen ışıkla tamamlanamayan polimerizasyon işlemi kimyasal olarak tamamlanmaktadır (82). Dual olarak polimerize olan rezin simanlar; tam seramik kron ve köprülerin, seramik inley ve onley restorasyonların ve seramik laminate veneerlerin simantasyonunda kullanılmaktadır (18).

#### **2.4. PLV Restorasyonların Simantasyon Sonrası Renk Değişikliğini Etkileyen Faktörler**

Diş renginin kompleks optik yapısı, restorasyon renginin eşleştirilmesini oldukça zorlaştırmaktadır. Klinik olarak başarılı bir renk uyumu, estetik diş restorasyonunun başarısında önemli bir faktördür (3). Varılmak istenen estetik sonuç yapılan restorasyonun final rengi ve doğal diş görünümüne yakınlığı ile değerlendirilmektedir. Seramik veneer restorasyonların son rengi, destek diş yapısının rengi, seramik veneer kalınlığı ve siman renginin kombinasyonu ile belirlenmektedir (60). Başarılı bir estetik restorasyon, renk algısı, ortam aydınlatması, doğal diş ve restorasyon yüzeylerinin yüzey şekilleri ve yapısal özellikleri, seramik ve siman ışık etkileşimleri, hekim-laboratuvar iletişimi gibi pek çok faktörden etkilenmektedir (83).

Başarılı bir estetik görünüm için, kullanılacak seramiğe bağlı renk, opasite, floresans ve ışık geçirgenliği özellikleri, seramik kalınlığı, fırınlama sayısı, kondensasyon tekniği gibi değişkenlerle birlikte destek dişin rengi, simanın optik



özellikleri ve kalınlığı gibi faktörlerin de göz önünde bulundurulması gerekmektedir (71,84).

#### **2.4.1. Restorasyon Kalınlığı ve Materyal Özellikleri**

Porselen laminate veneer kalınlıklarının 0,3 ile 1,5 mm arasında değiştiği bildirilmiştir. Veneer kalınlığında azalma ile ışık iletiminin önemli ölçüde arttığı gösterilmiştir. Azalan preparasyon miktarı daha ince restorasyonların üretimine ve materyalin translusensi özelliğinin artmasına yol açmıştır (85-87). Hue, value ve chroma özelliklerinin yanı sıra, seramik restorasyonun transmitans özelliği de final estetik sonuç için önemli bir faktördür ve materyal seçimi sırasında dikkat edilmesi gereken hususlardan biridir. Bir seramik materyalin transmitans özelliği, (toplam geçirgenliği) gelen ışığın emilmesine ve saçılmasına bağlıdır. Dolayısıyla, seramikten geçen ışığın büyük bir kısmı yoğun bir şekilde dağılmış ya da dağınık olarak yansıtılmışsa geçirgenlik (transmitans) düşük olacaktır ve sonuç olarak materyal opak bir görünüme sahip olacaktır. Öte yandan, ışığın sadece bir kısmı saçılır ve çoğunluğu iletilirse (yüksek geçirgenlik), materyal translüsent görünmektedir. Özellikle laminate veneer restorasyonlarda yüksek transmitans özellikli seramikler kullanıldığında düşünülürse destek diş ve siman rengi final restorasyon rengi açısından oldukça önem kazanmaktadır. Çeşitli çalışmalarla ortaya konduğu üzere destek diş renginin maskelenmesi ve alttan yansımaları engellemek için en az 2 mm'lik bir seramik kalınlığına ihtiyaç vardır (88).

Dozic ve ark.'nın çalışmasında restorasyon kalınlığı 2 mm iken destek diş renginin etkisinin görülmediği, kalınlık 1 mm ve 1,5 mm olduğunda ise fark edilebilir olduğu belirtilmiştir (89). Vichi ve ark. da 1,5 mm kalınlıkta restorasyon kullanıldığında renk farkının yalnız renk ölçüm cihazlarında tespit edilebildiğini, kalınlık 1 mm olduğunda ise farkın gözle ayırt edilebilir hale geldiğini göstermişlerdir (90). Laminate restorasyonların kalınlığı, 0,3-1 mm aralığında değişmekte ve final renk farklı nedenlerle oluşan dentin renklenmelerinden büyük oranda etkilenmektedir. Restorasyon kalınlığı ve doğal görünümü sağlayacak olan translüensi oranını değiştirmeden renklenme sorunu olan destek dişlerdeki tek değişkenin rezin simanlar olduğunu ortaya koymaktadır (91).

## 2.4.2. Rezin Simanlara Bağlı Faktörler

### 2.4.2.1. Rezin Siman Rengi ve Renk Stabilitesi

Rezin adeziv simanlar, ağız içi sıvılar ile düşük çözünürlük, mükemmel mekanik ve estetik özellikler ve diş ile seramik restorasyon arasında kuvvetli bir bütünlük sağlayarak klinik başarıyı arttırmaktadır. Laminate veneer gibi estetiğin önemli olduğu restorasyonlarda final rengin belirlenebilmesi için bu simanların farklı renk tonları mevcuttur. Seramik restorasyonun kalınlığı 1,5 mm' den daha az olduğunda veya diş renginin maskelenmesini gerektiren durumlarda restorasyonun yapıştırılmasında siman rengi etkili olmaktadır (92). Kullanılacak simanın renginin, yansıma ve geçirgenlik nedeniyle restorasyonun final görüntüsünde önemli bir etkiye sahip olduğu bildirilmiştir (84,87). Rezin siman rengi, özellikle yüksek translüsent özellikli ince restorasyonlar altında polimerizasyon sonrası daha parlak görüntü, farklı markalar arasında ve renk skalası siman arasında renk uyumsuzluğu gibi estetik sorunlara yol açabilmektedir.

Rezin simanların üstün özelliklerine karşın zaman içerisinde renk değişimleri görülebilmektedir. Seramik kalınlığı ve rengi, hem dual hem de ışıkla polimerize rezin adeziv simanların polimerizasyon derecesini etkiler ve en uygun polimerizasyonun sağlanması uzun süreli renk stabilitesi için önemlidir (72). Rezin simandaki bu renk değişimi, polimerik matriksin, reaksiyona girmemiş komponentlerin bozunmasıyla ve dış etkenlerle ilişkili bulunmuştur. Yapılan çalışmalar, kompozitlerin renk stabilitesinin, polimerizasyon yoğunluğu ve süresi gibi çeşitli dış faktörler; UV ışın, ısı, su, gıda renklenmesi, gibi çeşitli çevresel faktörlerden etkilendiğini göstermektedir. Ayrıca, renk stabilitesi, rezin matris bileşimi, doldurucu partikül boyutu ve dağılımı, reaksiyon başlatıcı tipi ve kalan karbon bağlarının ( $C=C$ ) yüzdesi gibi iç faktörlerden de etkilenmektedir (93). Yapılan araştırmalar, yaşlandırma işleminden sonra renkte değişimin meydana geldiğini göstermiştir. Çalışmaların bazıları değişimin kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğunu göstermiş, bazıları ise renk değişiminin fark edilebilir düzeyde gerçekleştiğini bildirmiştir (94).

Dual ve ışıkla sertleşen rezin simanlar karşılaştırıldığında dual polimerize simanların daha düşük bir renk stabilitesi gösterdiği görülmüştür. Bunun nedeni, dual sertleşen rezin simanların içeriğinde yer alan benzoil peroksit ve reaksiyona girmemiş amin başlatıcıların oksidasyonu olarak gösterilmektedir. Işıklı sertleşen rezinlerde başlatıcı bileşen kimyasal olarak daha stabildir ve daha az değişime yol açmaktadır. Bu nedenle, ince ve translüsent restorasyonların simantasyonunda ışıkla sertleşen simanların kullanımı iyi bir estetik sonuç alınması açısından önemlidir (95).

#### **2.4.2.2. Try-in Paste ve Rezin Siman Renk Uyumu**

Seramik veneerlerin prova ve renk uyumu kontrolleri sırasında aktive etmeden rezin siman kullanımının bağlanma kuvvetini olumsuz etkilediği gösterilmiş ve bu nedenle prova aşaması için gliserin bazlı, suyla çözünebilen, rezinle aynı renk ve yoğunlukta try-in pastaları geliştirilmiştir. Özellikle ince restorasyonlar ve renklenmesi olan dişlerin bulunduğu vakalarda, bu simanlar ve final aşamasında kullanılan adeziv rezin simanlar arasında renk uyumu oldukça önem kazanmaktadır (96). Yapılan çalışmalar, bazı markalarda renk eşleşmesi sorunu olduğunu ve try-in paste ile polimerize rezin siman arasında anlamlı renk farkları bulunduğunu bildirmişlerdir.

#### **2.4.2.3. Işık Aktivasyonu Öncesi ve Sonrası Renk Uyumu**

Seçilen siman renginin polimerizasyon sonrası farklı görünmesi estetik sonuçlar açısından oldukça önemlidir. Yapılan bir çalışmada, rezin simanların ışık aktivasyonu sonrasında renklerinde farklılıklar olduğu tespit edilmiş ve bu durumun renk seçimi sırasında göz önünde bulundurulması gerektiği belirtilmiştir (3). Meydana gelen bu değişimin, polimerize rezine gelen mavi ışığın absorpsiyon oranında ışık uygulaması sonrasında azalmaya bağlı olduğu düşünülmektedir. Benzer olarak Al Ghazali ve ark. da bu farkı gözlemlemişler ancak oluşan farkın ( $\Delta E$ ) kabul edilebilir sınırlar altında kaldığı ve klinik olarak fark edilebilir olmadığını belirtmişlerdir (97).

## 2.5. Işık ve Renk

Işık, dalga boyu nanometrelerle ifade edilen, görünür bir elektromanyetik enerji olarak tanımlanır. Işık, bir enerji kaynağından gözümüze gelen ışığın elektromanyetik dalgalara dönüşmüş halidir (98). İnsan gözü, 360-780 nm gibi çok dar bir dalga boyu aralığına duyarlıdır. Renk ise görme sisteminde cisimlerden yansıyan ışıklara cevap olarak ortaya çıkan, psikofiziksel bir algıdır. Rengin görülebilmesi için, objeden yansıyan ışığın gözün retina tabakasındaki nöral sensörleri stimüle etmesi ve beynin görme korteksine bir sinyal göndererek orada yorumlanması gerekmektedir (13).

### 2.5.1. Rengin Boyutları

Renk karmaşık bir kavramdır ve hem subjektif hem de objektif fenomenleri içermektedir. Rengin 3 boyutlu olduğunun 1611 yılında Sigfried Forsius tarafından tanımlanmasından beri, bu özelliği açıklamak için birçok sistem ve yaklaşım geliştirilmiştir (99). Günümüzde birçok farklı renk belirleme sistemi bulunmasına rağmen uluslararası kabul edilebilirliği, güvenilirliği ve uygulama kolaylığı açısından en çok tercih edilen sistemler Munsell ve CIE L\*a\*b\* renk sistemleridir (100).

#### 2.5.1.1. Munsell Renk Sistemi

Albert H. Munsell tarafından bu sistem, 1905 yılında tanımlanmış ve üzerine yapılan eklemeler ile 1945 yılında son şeklini almıştır. Munsell renk sisteminde; renk tonu (hue), renk parlaklığı (value) ve renk yoğunluğu (chroma) koordinatları ile tanımlanan ve aynı zamanda rengin üç boyutu olarak bilinen üç boyutlu bir sistem kullanılmaktadır.

##### 2.5.1.1.1. Renk Tonu (Hue)

Renk tonu, rengin çeşidi ve karakteridir. Bir renk grubunu diğer renk grubundan ayıran özelliktir. Bu özellik yansıyan veya emilen ışığın, görünür ışık spektrumunda baskın olduğu dalga boyu ile belirlenmektedir.

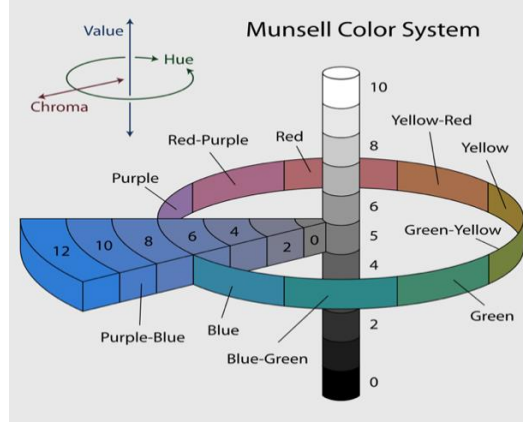
### **2.5.1.1.2. Renk Parlaklığı (Value)**

Parlaklık, bir cisimden geri dönen ışığın miktarıdır. Düşük value değeri koyu renkleri, yüksek value değeri ise daha açık, parlak renkleri ifade eder. Value genel anlamıyla ana renk tonunun aydınlığını ve koyuluğunu ifade etmektedir. Parlak cisimler daha az miktarda griliğe sahipken, düşük oranda parlaklığa sahip cisimler daha fazla miktarda griliğe sahiptir ve bu nedenle daha koyu görünmektedirler. Dişlerin kolesinin parlaklık değerinin düşük olması sebebiyle bu bölgelerde ana rengin değerlendirilmesi de oldukça güçtür (101).

### **2.5.1.1.3. Renk Yoğunluğu (Chroma)**

Renk yoğunluğu rengin doygunluk derecesidir. Ana rengin gücünü veya pigment yoğunluğunu ifade eder. Dişte de bu durum, minenin kalınlığı ve ışık geçirgenliği ile dentinin kalsifikasyon durumuna bağlıdır. Yoğunluk ve parlaklık ters orantılıdır. Yoğunluk arttığı zaman parlaklık azalır (98).

Munsell renk sistemi içi dolu bir küre ya da silindir özelliklerine sahip bir şekildir ve renkler uzaysal olarak silindiriksel koordinatlarda gösterilmektedir. Merkezde renksiz veya akromatik eksen bulunmaktadır. Parlaklık (value) silindirin ortasından geçen dikey eksen üzerinde değerlendirilmektedir. Eksenin en üstünde saf beyaz, en altında ise siyah yer almaktadır. Renk tonları eksen etrafında sıralanmakta ve her renk tonu kendi içinde renk değerine ve kromasına göre sıralanmaktadır. Renk yoğunluğu (chroma) ise yatay yönde ve merkezden periferik doğru artmaktadır. Silindirin üst kısmında açık renkler, alt kısmında ise koyu renkler bulunmaktadır. Silindirin en dış kısmında en saf renk tonları bulunmakta ve merkezine doğru yaklaştıkça renkler grileşmektedir (99).



**Şekil 2. Munsell Renk Sistemi**

[https://www.google.com.tr/search?q=munsell+color+chart&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwj-wao0qDXAhXiA8AKHWvXCv8Q\\_AUICigB&biw=1362&bih=591#imgrc=hkZXevyPUIV8NM](https://www.google.com.tr/search?q=munsell+color+chart&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwj-wao0qDXAhXiA8AKHWvXCv8Q_AUICigB&biw=1362&bih=591#imgrc=hkZXevyPUIV8NM)

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

Renk ölçümünde spesifik renk ayrımlarının belirlenebilmesi için CIE sistemi, 1976 yılında CIE L\*a\*b\* renk koordinat sistemini geliştirmiştir. CIE L\*a\*b\* renk uzayı X, Y, Z üç uyaranlı değerlerin üç yeni L\*, a\* ve b\* referans değerine çevrilmesiyle oluşan tek biçimli, düzenli bir renk uzayıdır.

CIE L\*a\*b\* renk uzayı düzenli bir yapıya sahiptir. Bu üç boyutlu renk uzayında üç farklı eksen bulunmaktadır. Bunlar L\*a\*b\* eksenleridir. L\* değeri nesnenin parlaklığı olarak açıklanabilir ve skalada mükemmel siyah 0, mükemmel beyaz ise 100 L\* değerini alır. Diğer eksen olan a\* eksenini eğer pozitif değere sahipse kırmızılığı, negatif değere sahipse yeşilliği temsil eder. Son olarak b\* eksenini pozitif değerler için sarılığı, negatif değerler için maviliği temsil eder. a\* ve b\* koordinatları nötral renklerde 0'a ulaşırken daha doygun ve yoğun renklerde değerleri artar. CIE L\*a\*b\* sisteminin en önemli avantajı renk farklılıklarının birim olarak ifade edilebilmesidir.

CIE L\*a\*b\* renk sisteminin avantajı küçük renk değişikliklerinin tespit edilmesine olanak vermesidir. Renk değişiminin büyüklüğü  $\Delta E$  ile ifade edilir ve renk değişikliğinin hesaplanmasında aşağıdaki formül kullanılır;

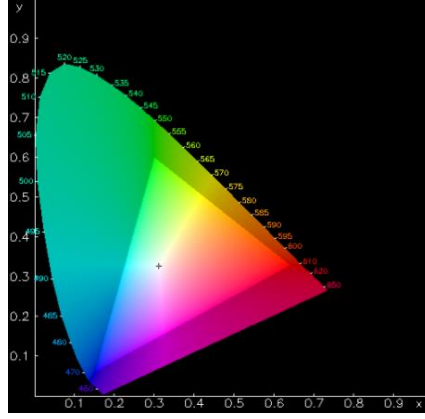
$$\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$$

Bu formüldeki  $\Delta L^*$ ,  $\Delta a^*$  ve  $\Delta b^*$  değerleri iki örneğin CIE  $L^*a^*b^*$  renk parametreleri arasındaki farklarını verir. Formül sonucu elde edilen sayı, renk değişikliklerinin yönü ve yapısından çok, toplam farkın miktarını ifade ettiği için toplam renk değişimine ait bileşenlerin ayrı ayrı incelenmesiyle daha değerli bilgiler elde edilebilir. Farkı hesaplamak için ilk rengin  $L^*$  değerinden ( $L_1$ ), ikinci rengin  $L^*$  değeri ( $L_2$ ) çıkartılır ( $L_1-L_2$ ), bu çıkartma işleminden elde edilen değer  $\Delta L$ 'dir.  $\Delta L = L_1-L_2$ . Aynı işlemler ' $a^*$ 've ' $b^*$ 'değerleri için de yapılır; ( $\Delta a = a_1-a_2$ ,  $\Delta b = b_1-b_2$ ). Sonuçta elde edilen  $\Delta E$  iki renk arasındaki renk değişim değerini verir.

CIE  $L^*a^*b^*$  yöntemi ile yapılan renk eşleştirilmesi ya da ölçümü sonucu ortaya çıkan  $\Delta E$  değerlerinin insan gözü tarafından ne ölçüde algılanabildiği de bilimsel araştırmalara konu olmuştur. Araştırmacılar  $\Delta E$  değerinin büyüklüğüne göre yapılan eşleştirmelerin niteliğini tanımlamaya çalışmışlardır. Bu şekilde  $\Delta E$  değeri renk eşleştirme yöntemlerinde önemli bir güvenilirlik kriteri olarak yer almaktadır.

- Test uygulamaları sonrasında bir materyaldeki renk farklılığı  $\Delta E=0$  ise renk stabil olarak tanımlanmıştır.
- $\Delta E \leq 1$  olması, renk değişikliğinin gözlemcilerden sadece %50'si tarafından algılanabileceğini bildirmektedir ve klinik olarak algılanamaz renk değişikliğini tanımlamaktadır.
- $1 \leq \Delta E \leq 2$  klinik olarak algılanabilir renk değişimini tanımlamaktadır.
- $2 \leq \Delta E \leq 3,7$  gözlemcilerin %100'ü tarafından algılanabilir ve klinik olarak kabul edilebilir renk değişimini tanımlamaktadır.
- $\Delta E > 3,7$  klinik olarak kabul edilemez renk değişimi ve çok yetersiz uyum olarak tanımlamaktadır.

Renk konusunda yapılmış olan çalışmaların çoğunda renk değişiminin klinik olarak kabul edilebilir sınırı 3,7 birim olarak kabul edilmiştir (13,66,102,103).



Şekil 3. CIE XYZ Renk Uzayı

<http://www.math.ubc.ca/~cass/courses/m309-03a/m309-projects/vaxenga/part6.html>

## 2.6. Renk Ölçüm Yöntemleri

Diş hekimliğinde renk tespiti için görsel ve aletsel yöntemler kullanılmaktadır.

### 2.6.1. Görsel Renk Ölçümü

Görsel renk analizi; renk tespiti için en sık kullanılan yöntemdir. Buradaki amaç doğal dişler için üretilen restorasyon malzemelerinin firmalarca üretilen renk skalalarıyla karşılaştırılarak rengin belirlenmesidir. Görsel renk seçimi; aydınlatma şartları, gözün önceki tecrübeleri, obje ile aydınlatma pozisyonu, yorgunluk, yaşlanma, metamerizm gibi birçok değişkenden etkilenir. Değişkenlerin çok olması nedeniyle tutarlı bir renk eşleştirilmesinin yapılması genellikle zordur. Genel olarak görsel renk seçiminin dezavantajları; renk skalasındaki mevcut renklerin yetersizliği, diş hekimleri arasında ve aynı bireyde günün farklı saatlerinde seçilen renkler arasında tutarsızlıklar olması, standardizasyonun sağlanamaması ve elde edilen sonuçları CIE renk sisteminde göstermenin mümkün olmamasıdır (104,105).

### 2.6.2. Aletsel Renk Ölçümü

Renk ölçümü için günümüzde kullanılmakta olan cihazlar; kolorimetreler, spektrometreler, spektrofotometreler ve dijital fotoğraf makineleridir. Bu



cihazların kullanımı ile daha objektif, sayılabilir ve hızlı ölçümler yapılabildiğinden görsel yolla yapılan renk seçimine nazaran potansiyel bir avantaj sağlanmaktadır.

Son zamanlarda insan gözlemine bağlı potansiyel hata oranını azaltmak için renk teorisi ve bilimi kullanılarak rengin sayısallaştırılması için çalışmalar yapılmıştır. Böylece diş hekimliğinde renk seçimi standart hale getirilmiştir. Bu spektrofotometrelerin gelişimi için önemli bir adım olmuştur. Spektrofotometre, gözlenen objeyi yansıma veya geçiş ile ölçen karmaşık bir cihazdır. Görünür frekans aralıklarında (genellikle 350-800 nm) sonuç vermektedir. Optik fiber teknolojisinin gelişimi ile daha kolay kullanılabilir uygun boyutlarda spektrofotometreler kullanıma sunulmuştur. Spektrofotometre, optik ışık kaynağı ve ölçüm için bir dedektör yani elde edilen ışığın analiz edilmesi için bir dönüştürücü içermektedir. Elde edilen verilerin kullanılabilir olması için değiştirilmesi ve dönüştürülmesi gerekmektedir. Bu cihazlardan elde edilen ölçümler genellikle diş renk skalasına dönüştürülür. İnsan gözüyle yapılan gözlemler ve diğer klasik tekniklere kıyasla spektrofotometrelerin %33 oranında doğruluk oranının arttığı ve vakaların %93,3'ünde daha objektif eşleşme yapılabildiği görülmüştür (106).

En sık kullanılan spektrofotometre olan Vita Eayshade 2002 yılında kullanıma sunulmuştur. Ana gövde ve fiber optik kablo ile bu ana gövdeye bağlanan el aparatından oluşmaktadır. Cihazın dişe temas eden probu 5 mm çapındadır. Prob, 19 adet 1mm çapında fiber optik demet içermektedir. Ölçüm işlemi sırasında dişe, probun etrafında bulunan halojen lamba tarafından dairesel  $0^{\circ}$  açılı bir geometri ile aydınlatılmaktadır. Spektrometrelerin bir kısmı ışık kaynağını görüntülemekte, diğer kısmı ise dişe giren ve iç kısmında yayılan ışık miktarını iki farklı noktadan ölçmektedir. Bu iki farklı noktadan yapılan ölçüm değeri yayılma, translusensi ve materyalin kalınlığı da göz önüne alınarak hesaplanmaktadır. Ölçüm yapılmadan önce ölçüm modu seçilmelidir. Cihaz renk ölçümü sonucunu Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master skalalarına göre vermektedir (106).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na estetik kaygıyla başvuran, ön bölge laminate veneer endikasyonu konulan ve bu çalışmaya katılmak için gönüllü olan toplam 27 hastanın 92 adet seramik laminate veneer restorasyonlarında gerçekleştirilmiştir. Gönüllü olan kişilerden Dünya Tıp Birliği Helsinki Bildirgesi (Fortaleza, 2013) doğrultusunda yazılı onam alınmıştır. Çalışma için Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu'ndan onay alınmıştır (07.03.2018 tarih ve 54 sayılı karar).

Çalışmaya dahil edilecek gönüllü bireylerin seramik laminate veneer restorasyonu uygulanacak ilgili dişlerinde, renkle ilgili ciddi değişiklikler yapılmasına ihtiyaç duyulmadan sadece şekil ve form özelliklerinin değiştirilmesi amaçlanmıştır. Bu nedenle, ilgili dişlerinde çürük, restorasyon, endodontik tedavi gibi işlemlerin bulunmaması, beyazlatma işlemi yaptırmamış olması, ortodontik tedavi görmemiş olması, aşırı renklenme bulunmaması gibi kriterler aranmıştır. Bu kriterlere uymayan bireyler çalışmaya alınmamıştır.

Çalışmamıza katılan hastalara diastema, lokalize çapraşıklık, kama lateral, kron kırıkları, ön dişlerin hizalanması, lokalize mine malformasyon varlığı, şekil bozukluğu, boyut ve/veya hacim eksikliği gibi nedenlere bağlı olarak veneer restorasyonların yapılması uygun görülmüştür. Hastaya uygun tedavi alternatifleri anlatıldıktan sonra hastanın seçimi ve olgunun klinik özellikleri göz önüne alınarak seramik veneer restorasyonlar yapılmıştır. Hazırlanan restorasyonlar, lityum disilikat seramik yapıda (IPS e.Max Press) seramik laminate veneerler olup ışık ile polimerize bir rezin siman aracılığıyla dişe simante edilmişlerdir (Tablo 1).

**Tablo 1.** Kullanılan kompozit rezin ve seramik materyali, içerikleri ve özellikleri

Materyal	İçerik	Özellik
Choice 2 (Bisco, USA)	Cam doldurucu, amorföz silika, Bisfenol A diglisidilmetakrilat, Üretan dimetakrilat, Trietilen Glikol Dimetakrilat, Tetrahidro furfuril metakrilat	Işıkla sertleşen kompozit rezin
IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	SiO <sub>2</sub> , Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , ZnO <sub>2</sub> , Na <sub>2</sub> O, K <sub>2</sub> O, ZrO, CaO, P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> ve renklendirici pigmentler	Preslenmiş seramik (%70 lityum disilikat)

Hastalarda, standart kalınlıkta (0,3-0,5 mm) seramik laminate veneer (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Leichtenstein) (Resim 1) kullanılmıştır.

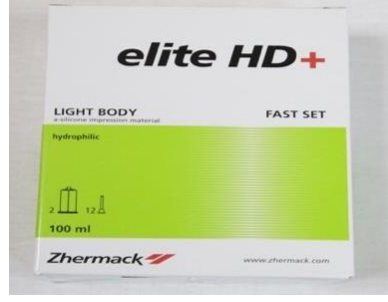


**Resim 1.** IPS e.Max Press

Seramik restorasyonlar, preparasyondan sonra hasta ağızından standart ölçü kaşığıyla polivinilsiloksan içerikli ölçü maddesi (Elite HD+Putty Soft, Elite HD+Light Body, Zhermack, İtalya) (Resim 2,3) ile Putty-Wash tekniğinden yararlanılarak alınan ölçülerden elde edilen modeller üzerinde hazırlanmıştır.



**Resim 2.** Elite HD+Putty Soft



**Resim 3.** Elite HD+Light Body

Hazırlanan restorasyon kalınlıkları, dijital kumpas yardımıyla kontrol edilmiştir (Resim 4).



**Resim 4.** Restorasyon kalınlıklarının dijital kumpasla ölçülmesi

Restorasyonlar hasta ağızında prova edildikten sonra tüm ağız içi uyumlamalarının yapılmasının ardından simantasyon işlemine geçmeden önce restorasyon diş üzerinde iken her bir restorasyonun renk değerlerinin ölçümü restorasyonun orta üçlüsünden (Resim 6) bir spektrofotometre (VITA Easyshade, VITA Zahnfabrik, Almanya) (Resim 5) yardımıyla gerçekleştirilmiştir. Üretici firmanın talimatlarına göre cihaz renk seçimi sırasında ortamın aydınlatma koşullarından etkilenmemesine rağmen standardizasyonu sağlayabilmek amacıyla renk ölçümü saat 11:00 ile 13:00 saatleri arasında yapılmıştır.



**Resim 5.** Vita Easyshade



**Resim 6.** Renk ölçümünün yapılması

Simantasyon işleminden önce, diş yüzeyleri pomza ve lastik yardımıyla temizlenmiş, pamuk rulolarla izolasyon sağlandıktan sonra retraksiyon ipleri yerleştirilmiştir. IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Leichtenstein) sistemiyle hazırlanan restorasyonlar, translusent ışıkla polimerize kompozit rezin siman seti (Choice 2 Starter Kit, Bisco, Schaumburg, IL, USA) (Resim 7) ile yapıştırılmıştır.



**Resim 7.** Choice 2 Starter Kit

Simantasyon işleminde diş yüzeyinde yapılan hazırlıkta ilk olarak mine ve dentin yüzeyi 15 sn. boyunca asitlenmiştir (Uni-Etch, Bisco) (Resim 8). Su ile yıkayıp durulandıktan sonra hava ile yavaşça kurutulmuştur.



**Resim 8.** Uni Etch, Bisco

Mine ve dentin yüzeyine bond (All Bond, Bisco) (Resim 9) uygulandıktan sonra çözücünün buharlaşması için 10 sn. hava ile kurutulup, 10 sn. LED ışık uygulanmıştır.



**Resim 9.** All Bond, Bisco

Laminate veneer restorasyonda yapılan hazırlıkta ise ilk olarak restorasyonun iç yüzüne %9,5 'lik hidroflorik asit (Porcelain Etchant, Bisco) (Resim 10) 1-2 dakika süreyle uygulanmıştır. Su ile yıkanıp havayla kurutulmuştur.



**Resim 10.** Hidroflorik asit (Porcelain Etchant, Bisco)

Fırça yardımıyla silan ajanı (Bis-silane part A ve B, Bisco) (Resim 11) restorasyon iç yüzeyine birkaç tabaka şeklinde uygulanıp 30 sn. beklenmiştir. Hava ile kurutulmuştur.



**Resim 11.** Bis-silane part A ve B, Bisco

Çok ince bir tabaka seramik bonding (Porcelain bonding resin, Bisco) (Resim 12) laminate veneer içine uygulanmıştır ancak bu aşamada ışık uygulanmamıştır.



**Resim 12.** Porcelain bonding resin

Restorasyonun içine çizgi biçiminde translüsent ışıkla polimerize kompozit rezin siman (Choice 2, Bisco) (Resim 13) uygulanmıştır.



**Resim 13.** Translüt Choice 2 siman

Siman uygulandıktan sonra restorasyon dış yüzeyine yerleştirilmiş ve polimerizasyon işlemi öncesi renk ölçüm değerlerinin belirlenebilmesi için spektrofotometre (VITA Easyshade, VITA Zahnfabrik, Almanya) ile ölçüm yapılmıştır. Ölçüm işlemi sonrası uygulanan siman 3-5 sn. LED ışıkla polimerize edilip taşın kısımlar temizlenmiş ve dişin her yüzeyine 40 sn. ışık uygulanmıştır. Simantasyonu takiben restorasyonların sınırlarındaki tüm siman artıkları bitirme frezi (LVS No:5-8, Komet Brassler, Lemgo, Almanya) ile uzaklaştırılmıştır. Şerit şeklindeki kompozit arayüz zımparası (Alpha-dent, ABD) ile ara yüzeylerdeki olası artık simanlar da temizlenerek restorasyonlar bitirilmiştir. Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra ve diş yüzeyi, rengi etkileyebilecek herhangi bir artık kalmayacak şekilde temizlendikten sonra polimerizasyon işlemi sonrası renk ölçüm değerlerini belirlemek için spektrofotometre (VITA Easyshade, VITA Zahnfabrik, Almanya) ile ölçüm yapılmıştır. Restorasyonlar tamamlandıktan sonra her bir hastaya ağız hijyeni motivasyonu yapılmış ve hastalar sert cisimler ısırılmaları konusunda uyarılmışlardır. Yapılan tüm restorasyonların kontrolü ve renk ölçüm işleminin sağlanabilmesi amacıyla hastalar 1 gün ve 1 ay sonra kontrole

çağrılmışlardır. Standardizasyonun sağlanabilmesi için renk ölçümü öncesinde çalışmacılar tarafından temin edilmiş diş fırçası (Oral-B Complete, Procter & Gamble, İstanbul, Türkiye) ve diş macunu (Colgate Total, Colgate-Palmolive, İstanbul, Türkiye) ile hastaların dişlerini 1 dakika süresince fırçalamaları istenmiştir. Kontrole gelen hastaların renk ölçüm değerleri spektrofotometre ile yapılmış ve değerler diğer verilerle karşılaştırmak üzere kaydedilmiştir.

Her ölçümden önce çapraz enfeksiyonu önlemek amacıyla spektrofotometrenin ucuna yeni bir enfeksiyon koruma bariyeri (VITA Easyshade Infection Control Shield, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) takılmıştır. Daha sonra ölçüm ucu cihazın üzerinde bulunan ve içerisinde standart renkte (A2) bir seramik ingot bulunduran kalibrasyon bölümüne yerleştirilerek cihazın renk ölçüm kalibrasyonu yapılmıştır. Renk ölçümü için cihazın 'tek ölçüm' seçeneği seçilmiş ve ölçüm ucu dişin bukkal yüzeyinin orta üçlüsüne 90<sup>0</sup> 'lik açıyla yerleştirilmiştir. Cihazın ucu doğru konumda yerleştirilmediğinde cihaz ölçüm işlemini yapmamaktadır.

Tüm ölçümler standardizasyonu sağlamak amacıyla aynı çalışmacı tarafından ilgili dişlerin orta üçlülerinden ardı ardına yapılan üç ölçümün ortalaması alınarak yapılmıştır. CIE L\* a\* b\* değerleri tespit edilmiştir.

Katılımcıların kendi içindeki ve birbirleri arasındaki renk farklılıklarını ve sayısal değerlerini belirlemek için  $\Delta E$  formülü kullanılmıştır.

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

Çalışmamızda ağız ortamında tespit edilebilen renk farklılığı için eşik  $\Delta E$  değeri 3,7 olarak kabul edilmiştir.

### **3.1. İstatistiksel Yöntem**

Veriler IBM SPSS V20 ile analiz edildi. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile yapıldı. Gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğunda, Dunnet T3 çoklu karşılaştırma testi ve Duncan çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. Anlamlılık düzeyi  $p \leq 0,05$  olarak alındı.



## 4. BULGULAR

### 4.1. PLV Restorasyonların Farklı Renk Ölçüm Zamanlarında CIE Sisteminde Tespit Edilen $\Delta E$ Değerleri ve İstatistiksel Analizi

Deneysel çalışmamıza katılan gönüllü hastalarımızın restorasyonları üzerinden beş kez renk ölçümü alınmıştır. Alınan renk ölçümü zamanları aşağıda belirtildiği gibidir:

**1. Ölçüm:** Hastanın dişine uyumlanan PLV'nin simansız diş üzerinde renk ölçümü.

**2. Ölçüm:** Hastanın dişine uyumlanan PLV'nin siman uygulamasını takiben diş üzerinde polimerizasyon öncesi renk ölçümü.

**3. Ölçüm:** Hastanın dişine uyumlanan PLV'nin siman uygulamasını takiben diş üzerinde polimerizasyon sonrası renk ölçümü.

**4. Ölçüm:** PLV'nin simantasyonundan 24 saat sonra yapılan renk ölçümü.

**5. Ölçüm:** PLV'nin simantasyonundan bir ay sonra yapılan renk ölçümü.

Bu ölçüm zamanları arasında  $\Delta E$  tespiti için gruplamalar yapılmıştır.

**1. Grup:** 1. Ölçüm ve 2. Ölçüm arasında  $\Delta E$  farklılığının tespiti.

**2. Grup:** 2. Ölçüm ile 3. Ölçüm arasında  $\Delta E$  farklılığının tespiti.

**3. Grup:** 2. Ölçüm ile 4. Ölçüm arasında  $\Delta E$  farklılığının tespiti.

**4. Grup:** 2. Ölçüm ile 5. Ölçüm arasında  $\Delta E$  farklılığının tespiti.

92 adet seramik laminate veneer restorasyonu üzerinden alınan renk ölçümü sonucunda elde edilen veriler, tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile değerlendirilmiştir. Tablo 2.'de  $\Delta E$  değerlerinin tanımlayıcı istatistik değerleri ve tek yönlü varyans analizinin F ve p değerleri görülmektedir. 4 farklı grup arasında istatistiksel farklılığın olduğu görülmektedir ( $p \leq 0,05$ ). Ölçüm zamanlarının 1. grubundaki  $\Delta E$  farklılığı en yüksektir. En düşük  $\Delta E$  değerinin olduğu ölçüm grubu ise 2. gruptur.

**Tablo 2.**  $\Delta E$  tanımlayıcı istatistik tablosu.

$\Delta E$	N	Ortalama	Standart Sapma	Standart Hata	F	p
<b>1.Grup</b>	92	4,3599	2,82727	0,41686	5,625	0,001
<b>2.Grup</b>	92	2,1673	2,13119	0,31423		
<b>3.Grup</b>	92	4,1324	3,03448	0,44741		
<b>4.Grup</b>	92	3,5083	3,15726	0,46551		

Elde edilen verilere göre  $\Delta E$  değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır. 1. grubu oluşturan ölçümler arasında ortalama  $\Delta E$  farklılığı 4,359'dur. Çalışmamızda ağız ortamında tespit edilebilen renk farklılığı için eşik  $\Delta E$  değeri 3,7 olarak kabul edilmiştir.  $2 \leq \Delta E \leq 3,7$  gözlemcilerin %100'ü tarafından algılanabilir ve klinik olarak kabul edilebilir renk değişimini tanımlamaktayken  $\Delta E > 3,7$  gözle fark edilebilir renk değişimini tanımlamaktadır. 1. grubu oluşturan ölçümler arasında gözle görülebilir biçimde renk farklılığı bulunmaktadır.

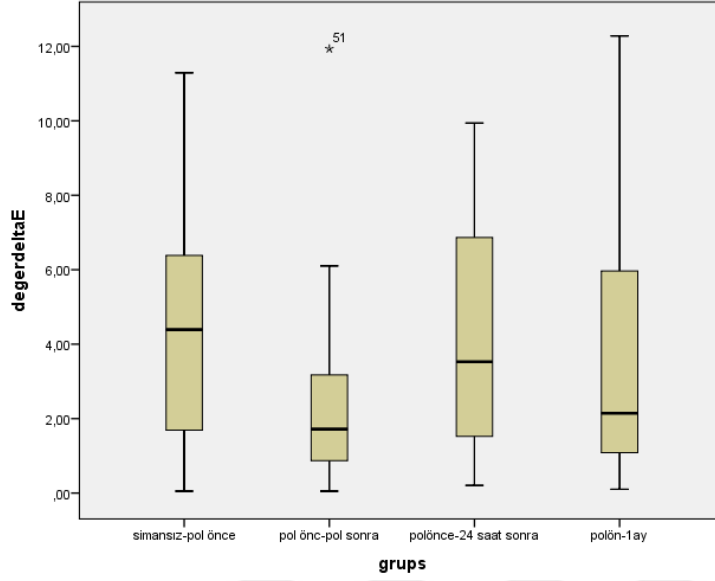
3. grubu oluşturan ölçümler arasındaki  $\Delta E$  farklılığı 4,132'dir. Polimerizasyon öncesi ve 24 saat sonraki  $\Delta E$  değerinde de gözle görülebilir biçimde renk farklılığı gözlemlenmiştir.

Farklılığın hangi gruptan ileri geldiğinin tespiti için Dunnet T3 çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır (Tablo 3). 3. ve 4. grup arasında istatistiksel olarak fark bulunmadığı için değerlendirmeye alınmamıştır. Yapılan Dunnet T3 testinin sonuçlarına göre 1. grup ve 2. grup ölçümler arasındaki ortalama  $\Delta E$  değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p \leq 0,05$ ). Polimerizasyon işleminin  $\Delta E$  değerleri üzerinde etkili olduğu gözlemlenmiştir.

**Tablo 3.** Çoklu karşılaştırma testi (Dunnet T3) sonuçları

Gruplar		Grup arasındaki farklılık	Standart Hata	p
<b>1.Grup</b>	<b>2. Grup</b>	2,19259*	0,52203	0,000
<b>2.Grup</b>	<b>3. Grup</b>	-1,96509*	0,54673	0,003

Ayrıca 2. grup ve 3. grup ölçümler arasındaki ortalama  $\Delta E$  değerleri arasında istatistiksel fark vardır ( $p \leq 0,05$ ).



**Grafik 1.** 4 farklı renk ölçüm zamanınının  $\Delta E$  değerlerine ait kutu grafiği

#### 4.2. PLV Restorasyonların Farklı Renk Ölçüm Zamanlarında CIE Sisteminde Tespit Edilen $\Delta L$ , $\Delta a$ , $\Delta b$ Değerleri ve İstatistiksel Analizi

Tez çalışmamızdan elde ettiğimiz  $\Delta E$  değerlerinin tespitinden sonra aynı grupların  $\Delta L$ ,  $\Delta a$ ,  $\Delta b$  değerleri arasında farklılıkların olup olmadığı da incelenmiştir.

- 1. Grup:** 1. Ölçüm ve 2. Ölçüm arasında  $\Delta L$ ,  $\Delta a$ ,  $\Delta b$  farklılığının tespiti.
- 2. Grup:** 2. Ölçüm ile 3. Ölçüm arasında  $\Delta L$ ,  $\Delta a$ ,  $\Delta b$  farklılığının tespiti.
- 3. Grup:** 2. Ölçüm ile 4. Ölçüm arasında  $\Delta L$ ,  $\Delta a$ ,  $\Delta b$  farklılığının tespiti.
- 4. Grup:** 2. Ölçüm ile 5. Ölçüm arasında  $\Delta L$ ,  $\Delta a$ ,  $\Delta b$  farklılığının tespiti.

Alınan ölçümlerin ve oluşturulan deney gruplarının  $\Delta L$ ,  $\Delta a$ ,  $\Delta b$  değişimlerinin tespiti için;  $\Delta L=L_1-L_2$ ,  $\Delta a=a_1-a_2$ ,  $\Delta b=b_1-b_2$  formülleri kullanılmıştır. Değerler üzerine tek yönlü varyans analizi (ANOVA) yapılmıştır. Tablo 4'de  $\Delta L$  değerlerinin tanımlayıcı istatistik değerleri ve tek yönlü varyans analizinin F ve p değerleri görülmektedir Yapılan tek yönlü varyans analizinde  $\Delta L$  deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olduğu görülmüştür ( $p \leq 0,05$ ).

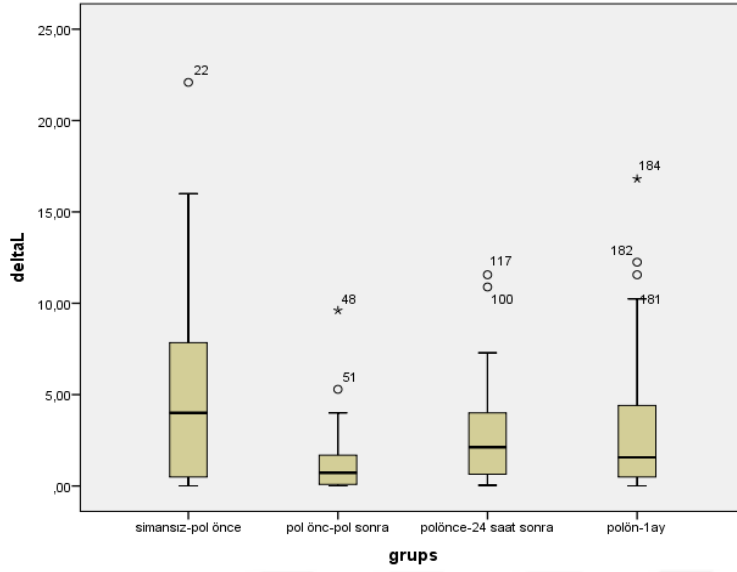
**Tablo 4.**  $\Delta L$  tanımlayıcı istatistik tablosu

$\Delta L$	N	Ortalama	Standart Sapma	Standart Hata	F	p
<b>1.Grup</b>	92	4,8146	5,05530	0,74536	7,409	0,000
<b>2.Grup</b>	92	1,3500	1,80564	0,26623		
<b>3.Grup</b>	92	2,6439	2,63836	0,38901		
<b>4.Grup</b>	92	3,2957	3,97066	0,58544		

Farklılığın hangi gruplardan ileri geldiğinin tespiti için Duncan çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır (Tablo 5). 1. grubu oluşturan ölçümlerin ortalama  $\Delta L$  değerleri tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklıdır ( $p \leq 0,05$ ). 2. grubu oluşturan ölçümlerin ortalama  $\Delta L$  değerleri ile 3. grubu oluşturan ölçümlerin ortalama  $\Delta L$  değerleri arasında fark yoktur ( $p > 0,05$ ). 2. grubu oluşturan ölçümlerin ortalama  $\Delta L$  değerleri ile 4. grubu oluşturan ölçümlerin ortalama  $\Delta L$  değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p \leq 0,05$ ).

**Tablo 5.** Duncan çoklu karşılaştırma testi sonuçları

$\Delta L$	N	Anlamlılık Düzeyi		
		1	2	3
<b>2.Grup</b>	92	1,3500		
<b>3.Grup</b>	92	2,6439	2,6439	
<b>4.Grup</b>	92		3,2957	
<b>1.Grup</b>	92			4,8146
<b>p</b>		0,086	0,385	1,000



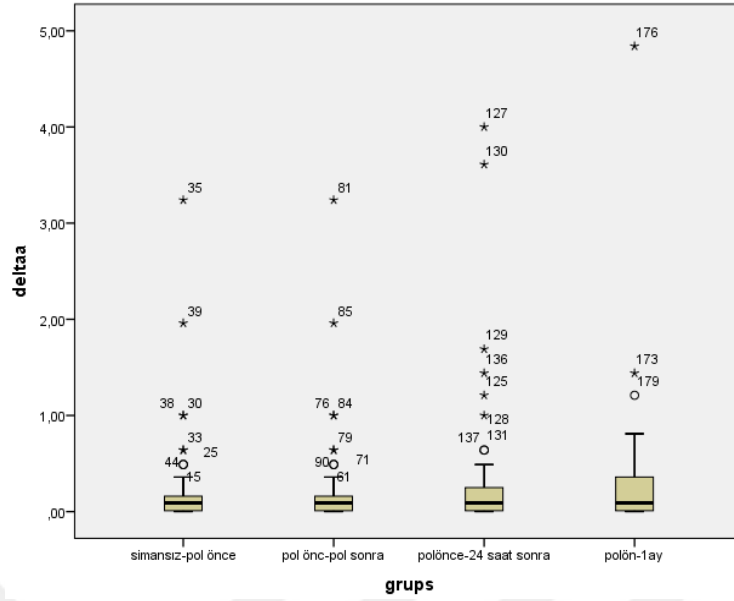
**Grafik 2.** 4 farklı renk ölçüm zamanınının  $\Delta L$  değerlerine ait kutu grafiği

Alınan ölçümlerin ve oluşturulan deney gruplarının  $\Delta a$  değişimlerinin tespiti için değerler üzerine tek yönlü varyans analizi (ANOVA) yapılmıştır. Tablo 6’da  $\Delta a$  değerlerinin tanımlayıcı istatistik değerleri ve tek yönlü varyans analizinin F ve p değerleri görülmektedir. Yapılan tek yönlü varyans analizinde  $\Delta a$  değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı görülmüştür ( $p > 0,05$ ).

**Tablo 6.**  $\Delta a$  tanımlayıcı istatistik tablosu

$\Delta a$	N	Ortalama	Standart Sapma	Standart Hata	F	p
<b>1.Grup</b>	92	0,2698	0,57379	0,08460	0,394	0,757
<b>2.Grup</b>	92	0,2698	0,57379	0,08460		
<b>3.Grup</b>	92	0,3963	0,83141	0,12258		
<b>4.Grup</b>	92	0,3589	0,75404	0,11118		

Tüm gruplardaki  $\Delta a$  farklılığı pozitif yönde daha kırmızımsı bir renk değişimi gösterme eğiliminde olmasına rağmen elde edilen farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı değildir.



**Grafik 3.** 4 farklı renk ölçüm zamanınının  $\Delta a$  değerlerine ait kutu grafiği

Alınan ölçümlerin ve oluşturulan deney gruplarının  $\Delta b$  değişimlerinin tespiti için değerler üzerine tek yönlü varyans analizi (ANOVA) yapılmıştır. Tablo 7’de  $\Delta b$  değerlerinin tanımlayıcı istatistik değerleri ve tek yönlü varyans analizinin F ve p değerleri görülmektedir. Yapılan tek yönlü varyans analizinde  $\Delta b$  değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olduğu görülmüştür ( $p \leq 0,05$ ).

**Tablo 7.**  $\Delta b$  tanımlayıcı istatistik tablosu

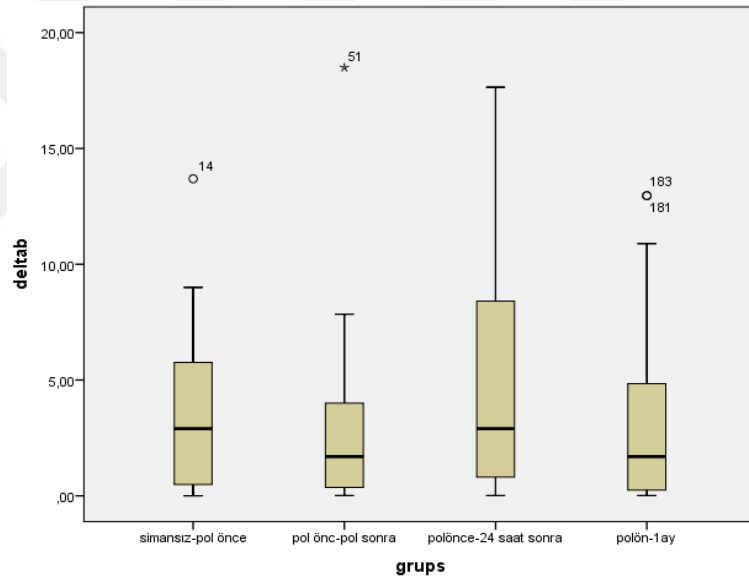
$\Delta b$	N	Ortalama	Standart Sapma	Standart Hata	F	p
<b>1.Grup</b>	92	3,5311	3,38843	0,49960	2,708	0,047
<b>2.Grup</b>	92	2,7148	3,25634	0,48012		
<b>3.Grup</b>	92	4,9930	5,08657	0,74997		
<b>4.Grup</b>	92	3,3447	3,88972	0,57351		

Farklılığın hangi gruplardan ileri geldiğinin tespiti için Duncan çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır (Tablo 8).  $\Delta b$  renk farklılığının tüm gruplarda pozitif yönde eğilim göstererek sarı renk yönünde değişim gösterdiği görülmüştür. En fazla ortalama  $\Delta b$  renk farklılığı 1. grupta gözlenirken en az ortalama  $\Delta b$  renk farklılığı 2. grupta gözlemlenmiştir. Buna göre, 4. grup, 1. grup, 3. grup birbirlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklı değildir ( $p > 0,05$ ). 2. grup, 3. grup ve 4. grup da birbirlerinden farklı değildir ( $p > 0,05$ ). Sadece 1. grup ve 2. grup arasında

istatistiksel olarak anlamlı farklılık mevcuttur ( $p \leq 0,05$ ). Bu duruma göre polimerizasyon sonrası ortalama  $\Delta b$  değerleri istatistiksel olarak değişmektedir.

**Tablo 8.**  $\Delta b$  Duncan çoklu karşılaştırma testi sonuçları

$\Delta b$	N	Anlamlılık Düzeyi	
		1	2
<b>2.Grup</b>	92	2,7148	
<b>3.Grup</b>	92	3,3447	3,3447
<b>4.Grup</b>	92	3,5311	3,5311
<b>1.Grup</b>	92		4,9930
<b>p</b>		0,357	0,061



**Grafik 4.** 4 farklı renk ölçüm zamanının  $\Delta b$  değerlerine ait kutu grafiği

### 4.3. PLV Restorasyonların Farklı Renk Ölçüm Zamanlarında CIE Sisteminde Tespit Edilen $L^*$ , $a^*$ , $b^*$ Değerleri ve İstatistiksel Analizi

Her bir ölçüm zamanlarının arasındaki  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  değerleri arasındaki farklılıkların tespiti yapılmıştır. Bu gruplar aşağıda verilmiştir:

**1. Ölçüm:** Hastanın dişine uyumlanan PLV'nin simansız diş üzerinde renk ölçümü ve  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  değerleri

**2. Ölçüm:** Hastanın dişine uyumlanan PLV'nin siman uygulamasını takiben diş üzerinde polimerizasyon öncesi renk ölçümü ve L\*, a\*, b\* değerleri.

**3. Ölçüm:** Hastanın dişine uyumlanan PLV'nin siman uygulamasını takiben diş üzerinde polimerizasyon sonrası renk ölçümü ve L\*, a\*, b\* değerleri.

**4. Ölçüm:** PLV'nin simantasyonundan, 24 saat sonra yapılan renk ölçümü ve L\*, a\*, b\* değerleri.

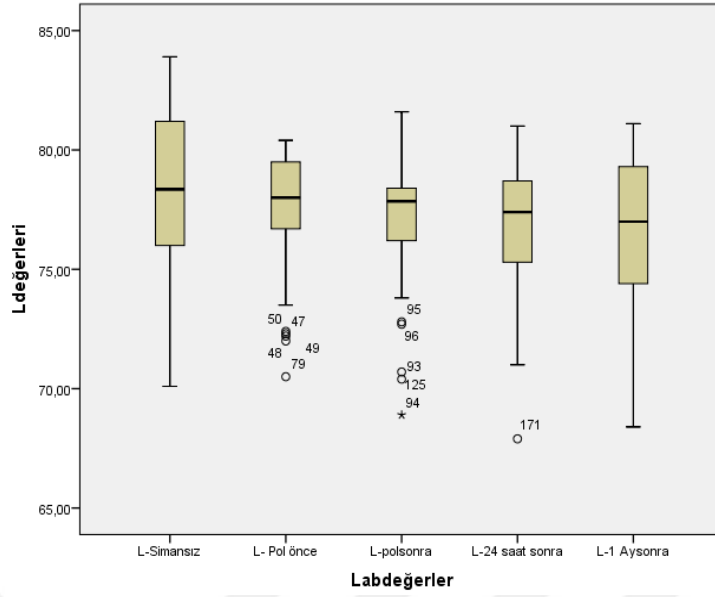
**5. Ölçüm:** PLV'nin simantasyonundan bir ay sonra yapılan renk ölçümü ve L\*, a\*, b\* değerleri.

Alınan ölçümlerin ve oluşturulan deney gruplarının L\* değişiminin tespiti için değerler üzerine tek yönlü varyans analizi (ANOVA) yapılmıştır. Tablo 9.'da L\* değerlerinin tanımlayıcı istatistik değerleri ve tek yönlü varyans analizinin F ve p değerleri görülmektedir. Yapılan tek yönlü varyans analizinde L\* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın olmadığı görülmüştür ( $p>0,05$ ).

**Tablo 9.** L\* tanımlayıcı istatistik tablosu

L*	N	Ortalama	Standart Sapma	Standart Hata	F	p
<b>1.Ölçüm</b>	92	78,0804	3,43535	0,50651	2,023	0,092
<b>2.Ölçüm</b>	92	77,4261	2,52538	0,37235		
<b>3.Ölçüm</b>	92	77,0304	2,53446	0,37369		
<b>4.Ölçüm</b>	92	76,8522	2,87462	0,42384		
<b>5.Ölçüm</b>	92	76,4848	3,05447	0,45036		



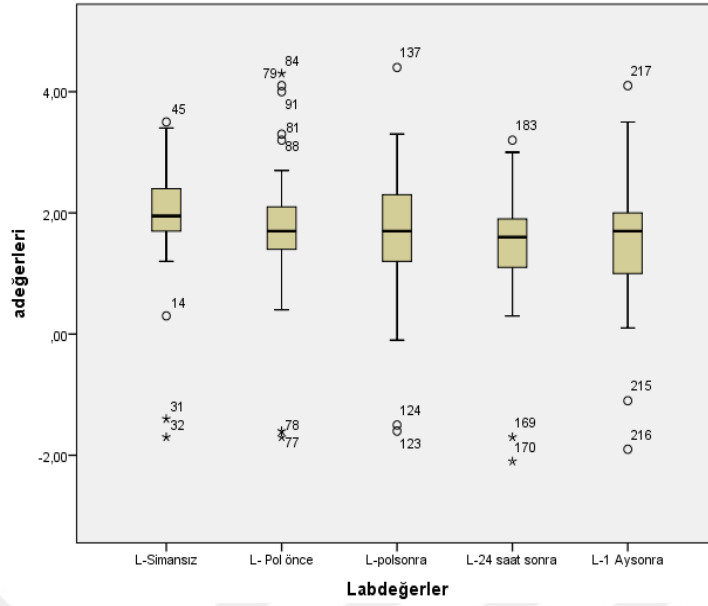


**Grafik 5.4** farklı renk ölçüm zamanının L\* değerlerine ait kutu grafiği

Alınan ölçümlerin ve oluşturulan deney gruplarının a\* değerlerinin tespiti için değerler üzerine tek yönlü varyans analizi (ANOVA) yapılmıştır. Tablo 10'da a\* değerlerinin tanımlayıcı istatistik değerleri ve tek yönlü varyans analizinin F ve p değerleri görülmektedir. Yapılan tek yönlü varyans analizinde a\* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın olmadığı görülmüştür ( $p > 0,05$ ).

**Tablo 10.** a\* tanımlayıcı istatistik tablosu

a*	N	Ortalama	Standart Sapma	Standart Hata	F	p
1.Ölçüm	92	1,9000	0,94092	0,13873	1,278	0,280
2.Ölçüm	92	1,7370	1,09957	0,16212		
3.Ölçüm	92	1,6826	1,07792	0,15893		
4.Ölçüm	92	1,4478	0,99124	0,14615		
5.Ölçüm	92	1,5659	1,02778	0,15154		



**Grafik 6.** 4 farklı renk ölçüm zamanının a\* değerlerine ait kutu grafiği

Alınan ölçümlerin ve oluşturulan deney gruplarının b\* değişiminin tespiti için değerler üzerine tek yönlü varyans analizi (ANOVA) yapılmıştır. Tablo 11’de b\* değerlerinin tanımlayıcı istatistik değerleri ve tek yönlü varyans analizinin F ve p değerleri görülmektedir. Yapılan tek yönlü varyans analizinde b\* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın olduğu görülmüştür ( $p \leq 0,05$ ).

**Tablo 11.** b\* tanımlayıcı istatistik tablosu

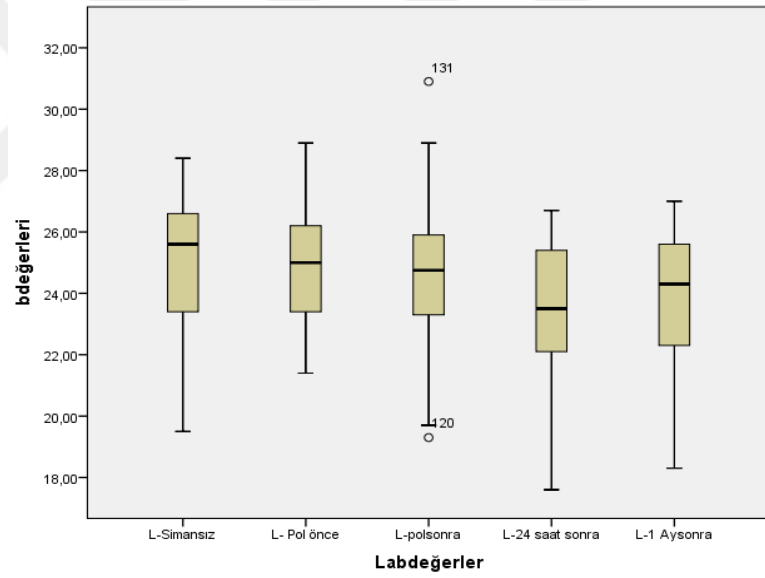
b*	N	Ortalama	Standart Sapma	Standart Hata	F	p
<b>1.Ölçüm</b>	92	24,9717	2,16145	0,31869	5,385	0,000
<b>2.Ölçüm</b>	92	24,9739	1,74106	0,25671		
<b>3.Ölçüm</b>	92	24,6426	2,22730	0,32840		
<b>4.Ölçüm</b>	92	23,3370	2,27346	0,33520		
<b>5.Ölçüm</b>	92	23,8267	2,29033	0,33769		

Farklılığın hangi grup ya da gruplardan ileri geldiğinin tespiti için Duncan çoklu karşılaştırma testi uygulanmıştır. Buna göre simansız, polimerizasyon öncesi ve polimerizasyon sonrası ortalama b\* değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ( $p > 0,05$ ). 24 saat sonra ve 1 ay sonraki ortalama b\* değerleri arasında ve polimerizasyon sonrası ve 1 ay sonraki ortalama b\* değerleri arasında

fark yoktur ( $p>0,05$ ). 24 saat sonraki ortalama  $b^*$  değerleri simansız, polimerizasyon öncesi ve polimerizasyon sonrasındaki değerlerden farklıdır ( $p\leq 0,05$ ).

**Tablo 12.**  $b^*$  Duncan çoklu karşılaştırma testi sonuçları.

$b^*$	N	Anlamlılık Düzeyi		
		1	2	3
4.Ölçüm	92	23,3370		
5.Ölçüm	92	23,8267	23,8267	
3.Ölçüm	92		24,6426	24,6426
1.Ölçüm	92			24,9717
2.Ölçüm	92			24,9739
p		0,275	0,070	0,490



**Grafik 7.** 4 farklı renk ölçüm zamanının  $b^*$  değerlerine ait kutu grafiği

## 5. TARTIŞMA

Estetik; eski çağlardan beri insanoğlunun en fazla ilgi duyduğu konulardan biridir. Günümüzde dental materyallerin ve yeni teknolojilerin gelişmesi ile estetik diş hekimliği kavramı yaygınlaşmıştır ve protetik bir restorasyonun estetik olarak kabul edilebilmesi için doğal dişi renk, şekil, boyut, yüzey yapısı ve translusensi özellikleri bakımından taklit edebilmesi gerekmektedir (1-4).

Uzun yıllardır kullanılan metal seramik restorasyonlar, metal ve opak seramiğin istenmeyen ışık yansımalarına sebep olması nedeniyle yüksek estetik beklentilerin olduğu alanlarda kullanılamamaktadır. Tam seramik restorasyonlarda opak metal alt yapının olmayışı estetik açıdan bir avantajdır (68). Ön grup dişlerde görülen renk, şekil, yapı ve konum bozuklukları estetik açıdan büyük sorunlar yaratmaktadır ve hastalar laminate veneer uygulamalarını konservatif bir tedavi yaklaşımı olduğu için daha fazla tercih etmeye başlamışlardır (61,87). Heydecke ve ark. (102)'nin yaptığı klinik araştırmalar, seramik laminate veneerlerin genel başarı oranlarının yüksek olduğunu göstermiştir.

Doğal dişlerin optik özellikleri, mine ve dentinden yansıyan ve dental sert doku tarafından yayılan veya yansıyan ışığın sonucudur. Estetik diş hekimliğindeki en önemli zorluk doğal dişlerin optik özelliklerini dental restorasyonlarla en iyi şekilde taklit edebilmektir. Mine %97 hidroksiapatit mineral içermektedir, translusens özelliği yüksektir ve %70'e kadar ışık geçirebilmektedir (52).

Estetik restorasyon gerektiren klinik durumlarda, seramik restorasyonlar doğal diş görünümünü elde etmek için kullanılmaktadır. Bu nedenle, estetiği sağlamak için çeşitli seramik sistemler farklı ticari markalarla piyasaya sürülmüştür (17,69). Lityum disilikat gibi daha translusens seramik sistemleri daha fazla ışık geçirgenliğine izin verir ve daha estetik bir görünüm sağlarlar (92). Günümüzde, çoklu translusensiye (yarı saydamlığa) ve opaklığa sahip olan ve preslenmiş seramik olarak veya kesimi kolay "mavi" bir ara faz (lityum metasilikat) (IPS e.max Press/IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, USA) içeren yeni nesil lityum disilikatlar sıklıkla tercih edilmektedir. İnce veneer restorasyonların çoğu lityum disilikat seramikten yapılmıştır. Bu çalışmada kullanılan restorasyonlar IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Leichtenstein) kullanılarak hazırlanmıştır. Özgün

özelliklerinden dolayı lityum disilikat cam seramik olan IPS e.max Press son yıllarda seramik laminate veneer üretiminde sıklıkla kullanılmaktadır.

Seramik laminate veneerlerin uzun dönem estetik başarısı, restoratif materyal ile komşu doğal diş arasındaki renk uyumuna veya istenilen final restorasyon renginin elde edilip edilememesine bağlıdır. Bir seramik restorasyonun son rengi, translusensi (yarı saydamlık), opalesans, floresans, yüzey dokusu ve şekil özellikleri, seramik marka ve serileri, seramik fırınlanma sayısı ve kondensasyon tekniğinden ve ayrıca renk ve adeziv siman kalınlığından etkilenebilir (81,84,94).

Seramik laminate veneer kalınlığının 0,3 ile 1,5 mm arasında olduğu bildirilmiştir (85,86). Veneer kalınlığındaki azalmayla ışık iletiminin önemli ölçüde arttığı gösterilmiştir. Önceki çalışmalar, translusens feldspatik porselenin ve yapıştırıcı simanın kalınlığındaki değişikliklerin restorasyonun final rengini önemli ölçüde etkileyebileceğini göstermiştir (87). Dozic ve ark.'nın yaptığı çalışmada restorasyon kalınlığı 2 mm iken destek diş renginin etkisinin görülmediği, kalınlık 1 ve 1,5 mm olduğunda ise fark edilebilir olduğu gösterilmiştir (89). Vichi ve ark.'nın da 1,5 mm kalınlıkta restorasyon kullanıldığında renk farkının yalnız renk ölçüm cihazlarında tespit edilebildiğini, kalınlık 1 mm olduğunda ise farkın gözle ayırt edilebilir hale geldiğini göstermişlerdir (90).

Seramik veneer preparasyonları, dayanıklı bir bağlanma ara yüzü elde etmek ve daha uzun klinik dayanıklılık için çoğunlukla mine ile sınırlıdır. Veneer restorasyonlar için önerilen diş preparasyon miktarı 0,5-0,8 mm'dir. Yapılan anatomik çalışmalar, maksiller ön dişlerin mine kalınlığının yaklaşık 0,4-1,3 mm olduğunu, mine kalınlığının kolede daha ince ve insizal üçlüde ise daha kalın olduğunu göstermiştir. Siman renginin seramik veneerlerin final rengi üzerindeki estetik etkisini değerlendirmek için, Chen ve ark.'nın yaptığı çalışmada 0,6 mm disk kalınlığı kullanılmıştır (60). Turgut ve ark.'nın yaptığı çalışmada yapay yaşlandırma işlemlerinin simanla yapıştırılan veneer restorasyonların final rengine etkisini değerlendirmek için 0,5 mm kalınlığında IPS e.max Press seramik veneerlere 0,1 mm kalınlığında siman uygulanmıştır (72).

Seramik veneer restorasyonların klinik olarak değerlendirilmesi için yapılan bu tez çalışmasında ise alttaki diş renginin maskelenmesinin gerekmediği ve mine

sınırları içinde minimum preparasyonun uygulandığı restorasyonlar için belirlenen kalınlık 0,3-0,5 mm aralığındadır.

İnleyler, onleyler ve veneer restorasyonların preparasyonları mine düzeyinde yapılan kesimlerle gerçekleştirilmektedir. Diş preparasyonu sırasında, mine yüzeyinde keskin elmas frezlerden kaynaklı girintili bir yüzey ve çizilmeler meydana gelmektedir. Bu tür işlemler mine içerisinde ve alttaki diş dokusunda hasara neden olabilir. Mine, kırılğan özellik gösteren bir yapı olarak sınıflandırılabilir. Bu nedenle, keskin elmas frezlerle yapılan preparasyonların mine yapısına zarar vermesi beklenmektedir. Ayrıca, mine anizotropik özellikte bir yapı olduğundan, diş preparasyonunun neden olduğu hasarın mine rod oryantasyonuna bağlı olması beklenmektedir. Ancak, bugüne kadar, klinik diş preparasyonunun neden olduğu mine yüzeyindeki ve mine dokusu altındaki hasar mekanizmaları hakkında çok az sonuç yayınlanmıştır. Ayrıca, mine rod oryantasyonu, elmas partikül büyüklüğü ve preparasyon miktarının klinik diş hazırlığı sırasında meydana gelen mine altındaki doku hasarı üzerindeki etkileri hakkında çok az bilgiye rastlanılmıştır (107). Diş preparasyonu sırasında frezlerin hareketi ve üretilen ısının etkisiyle mine içerisinde oluşan mikro çatlaklar, mine yüzeyine uygulanan bonding işlemlerinin bağlanma dayanıklılığını etkilemekte ve mine ile yapıştırıcı ajan arasında hava boşluklarının kalmasına yol açabilmektedir (108). Preparasyon miktarı, preparasyon işlemi sırasında diş yüzeyinde meydana gelen değişimler ve pulpa cevabının diş renginin değişimi üzerine etkinliği hakkında çok az sonuca rastlanılmıştır.

Azer ve ark.'nın yaptığı çalışmada, seramik kalınlığı 1,5 mm'ye düştüğünde, destek dişteki renk farklılıkları sadece spektrofotometre ile belirlenebilirken seramik kalınlığı 1,0 mm'den az olduğunda, destek dişlerdeki renk farklılıkları insan gözüyle de ayırt edilebilir hale gelmiştir. Seramik kalınlığındaki 0,6 mm'den 0,3 mm'e bir azalma; value (parlaklık) ve chroma (yoğunluk) değerini 3 birim düşürmüş ve hue (ton) değerinde de 4 birim azalmaya neden olmuştur. Mevcut araştırma sonuçları, 0,5 mm kalınlığındaki veneer restorasyonların, seramiğin kendi renginden bağımsız olarak alttaki destek dişin renginin final rengini etkilemede önemli bir rol oynadığını göstermiştir. Bu bulgular, alttaki destek dişin renginin final restorasyon rengini ve estetiğini kontrol eden temel faktörler arasında olduğunu açıklayan diğer araştırmacıları desteklemektedir (68).

IPS Empress seramik veneer restorasyonlarla yapılan çalışmalarda, 0,5 ve 0,7 mm olarak farklı iki kalınlıkta örneklerin sıklıkla kullanım amacı, restoratif diş hekimliği alanında yapılan restorasyonların büyük bir kısmını oluşturmasıdır. Bu seramikler, oldukça estetik ve yarı saydam nitelikleri nedeniyle veneer restorasyonlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Alqahtani ve ark.'nın yaptığı çalışmada örnekler iki farklı kalınlıkta (0,5 mm ve 0,7 mm) kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarında, 0,7 mm kalınlıktaki seramik örneklerin, daha translusens özellik gösteren 0,5 mm kalınlığa kıyasla  $\Delta E$  değerlerinin daha düşük olduğu gözlemlenmiştir (109).

Laminate veneer restorasyonlarla uzun süreli başarı elde etmek için renk kararlılığı esastır. Laminate veneer restorasyonlar ince olduğundan, rezin simanın özellikleri restorasyonların son rengini belirlemektedir. Resin simanların çeşitli renk tonları ve parlaklık seviyeleri, restorasyonların renk stabilitesini farklı şekilde etkilemektedir. Ek olarak, polimerizasyon tipinin renk stabilitesi üzerindeki etkisi daha fazla araştırmaya ihtiyaç duymaktadır (110).

Seramik veneer simantasyonu için, ışıkla sertleşen kompozit rezin simanlar tercih edilmektedir (31,59,111). Işıklı polimerize kompozit rezin simanları polimerize etmek için seramik veneer boyunca yeterli ışık geçirgenliğinin olması önemlidir. Seramik veneer, yayılan ışığın %40 ila %50'sini absorbe etmektedir. Seramik veneer kalınlığı polimerizasyon için mevcut ışık geçirgenliğini belirleyen ana faktörlerden biridir. Seramiğin rengi ve opaklığı, absorbe edilen ışık miktarı üzerinde daha az etkili olacaktır. Linden ve ark. seramik opaklığının 0,7 mm veya daha fazla kalınlığa sahip restorasyonlar için daha önemli olduğunu bildirmiştir (31). Sonuç olarak, bir seramik veneer restorasyon varlığı, veneer altında kullanılan kompozit rezinin sertleşme süresini arttırır. 0,7 mm'den daha fazla kalınlığa sahip seramik veneer restorasyonların simantasyonunda kullanılan ışıkla sertleşen kompozit rezin simanlar maksimum sertliklerine ulaşamamaktadırlar.

Dual ve ışıkla sertleşen simanlar karşılaştırıldığında dual sertleşen simanların daha düşük bir renk stabilitesi gösterdiği görülmüştür. Bu sorun içerdiği reaksiyona girmemiş amin başlatıcıların oksidasyonu ile ilişkilendirilmektedir (72,95). Dual polimerize simanlarda reaksiyona girmemiş benzoil peroksitin varlığı, restorasyonun

estetik özelliklerini olumsuz olarak etkilemektedir. Bu tez çalışmasında, dual sertleşen simanların kimyasal özelliklerinden kaynaklı düşük renk stabilitesini elimine etmek ve ışıkla polimerize olan translusent bir simanın, ince laminate veneer restorasyonların renk değişimi üzerinde ne kadar etkisi olduğunu belirleyebilmek amacıyla sadece ışık ile polimerize olan bir simanın etkinliğine bakılmıştır.

Literatürde, siman renginin seramik veneer restorasyonların genel rengi üzerindeki etkisi veya farklı renk tonlarının restorasyonların final rengi üzerinde renk değişikliğine yol açıp açmayacağı konusunda bir anlaşmaya varılamamıştır. Bazı çalışmalar, rezin kompozit simanın, seramik veneer restorasyonların final rengi üzerinde önemli renk değişikliklerine yol açabileceğini göstermiştir (97). Dede ve ark.'nın yaptığı çalışmada, farklı rezin yapıştırıcı siman tonlarının, lityum disilikat seramik restorasyonların son rengi üzerinde farklı etkileri olduğu gözlemlenmiştir (92). Öte yandan, diğer çalışmalar rezin kompozit simanların IPS Empress seramik restorasyonların genel rengi üzerinde önemli bir etkisi olmadığını göstermiştir (90,97). Ayrıca, farklı kompozit rezin siman renk tonlarının neden olduğu renk değişiklikleri Dozic ve ark.'nın yaptığı çalışmada, 0,5 mm, 1 ve 2 mm kalınlıktaki IPS Empress seramik restorasyonlarının hiçbirinde önemli ölçüde farklı bulunamamıştır. Benzer şekilde, yedi farklı renkte simanın karşılaştırıldığı çalışmada siman renklerinin veneerlerin genel rengi üzerinde önemli bir etkisi olmamıştır (89). Bu farklı sonuçlar, uygulanan çeşitli deney yöntemleri ve renk bulgularını karşılaştırmak için kullanılan değişken algı ve kabul edilebilirlik değerleri nedeniyle olabilir. A1 ve A3 renkte simanların karşılaştırıldığı Karaağaçlıoğlu ve ark.'nın yaptığı çalışmanın sonuçları da oluşan renk farkının klinik olarak fark edilebilir olmadığı yönündedir (70).

Yapılan bu tez çalışmasında ise translusent renkli ışıkla polimerize kompozit rezin siman uygulanmasından önce restorasyonun dış üzerindeki renk ölçümü ile rezin siman uygulamasından sonra polimerizasyon işlemi yapılmadan önceki renk ölçümü arasındaki  $\Delta E$  değeri 4,35 olarak tespit edilmiştir ve klinik olarak fark edilebilir bir renk değişimi söz konusudur ( $\Delta E > 3,7$ ). Bu tez çalışması, rezin kompozit simanların restorasyonun genel rengi üzerinde önemli bir etkisinin olmadığını gösteren diğer çalışmaları desteklemektedir.



Küçükeşmen ve ark.'nın yaptığı in vitro çalışmada, iki farklı kalınlıktaki (1 ve 2 mm) IPS Empress 2 seramik disklerle ışık ile polimerize rezin kompozit siman uygulanmıştır (3). Bir grup örnekte polimerizasyon için halojen ışık kaynağı, diğer grupta ise LED ışık kaynağı kullanılmıştır. Polimerizasyon öncesi ve sonrasında renk ölçümleri bir spektrofotometre yardımıyla yapılmıştır. Polimerizasyon öncesi ve sonrası renk değişiminde, halojen ışık kaynağının kullanıldığı grupta  $a^*$  değerinde anlamlı bir fark bulunurken,  $L^*$  ve  $b^*$  değerlerinde anlamlı bir fark bulunamamıştır. LED ışık kaynağının kullanıldığı grupta ise  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  değerlerinde anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu çalışmada kullanılan  $1200 \text{ mW/cm}^2$  gücüne sahip LED ışık kaynağı ile polimerize edilen örneklerin renk değişimleri halojen ışık kaynağı ile kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Polimerizasyon öncesi ve sonrası renk değişimlerinin spektrofotometrik ölçümünün yapıldığı bu tez çalışmasında, ışıkla polimerize kompozit rezinlerin polimerizasyonu için  $1200 \text{ mW/cm}^2$  gücüne sahip standart bir LED ışık kaynağı kullanılmıştır.

Rezin bazlı yapıştırma simanları, polimerizasyondan sonra daha parlak hale gelmektedir (3). Polimerizasyondan sonra rezin kompozitlerin renk değişimi kromatik değişimlere neden olmaktadır. Bu renk değişiminin görsel önemi, kompozitin daha parlak görünmesini sağlama etkisine sahip olan sarı kromanın azalmasına neden olan bir kromatik değişimdir. Bu bilgi, renk seçimi sırasında, renk eşleşmesini kolaylaştırmak için dişin gerçek tonundan daha sarı veya daha kromatik olan bir renk tonunun seçilmesinin daha avantajlı olduğu fikrini desteklemektedir (112).

Rezin siman yapısındaki polimerler, ışık ile polimerizasyondan sonraki ilk 24 saat boyunca sarımsı görünümde artış göstermektedirler; çünkü reaksiyona girmemiş kamforokinon molekülleri başlangıç durumuna yani sarı renge geri dönmektedirler. Polimerizasyon sisteminde, reaksiyona girmemiş veya oksitlenmiş moleküllerin varlığı da dikkate alınmalıdır. Çünkü rezin simanların optik özellikleri, reaksiyona girmemiş bileşenlerden etkilenebilir (95). Yapılan bu tez çalışmasında, restorasyonların 24 saat sonra  $b^*$  değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark gösterdiği gözlemlenmiştir. Aynı zamanda polimerizasyon öncesi ve polimerizasyondan 24 saat sonrasındaki  $\Delta b$  değeri 4,99 olarak ölçülerek diğer ölçüm

gruplarından oldukça yüksek bir değer göstermiş olması da ilk 24 saat içinde polimerizasyon sisteminde en büyük renk değişiminin olduğunu göstermektedir.

Üstün özelliklerine karşın rezin bazlı materyallerde zaman içinde renk değişimi görülebilmektedir. Polimerdeki bu renk değişimi, matriksin, reaksiyona girmemiş komponentlerin bozunmasıyla ve dış etkenlerle ilişkilidir. Siman renginde; ısı, gıda, çevresel faktörler ve UV ışın gibi dış etkenlerle değişim olabileceği gibi materyal partikül boyutu ve dağılımı, matriks ve doldurucu partiküller, reaksiyon başlatıcı tipi ve ışıkla polimerizasyon sonrasında karbon bağlarının yüzdesine bağlı olarak da farklılaşabilmektedir (93).

Bazı çalışmalar yapay yaşlandırma işlemi sonrası laminate veneer restorasyonlardaki renk değişimini araştırmışlardır. Almeida ve ark. (95), dual polimerize kompozit rezinlerde düşük renk stabilitesini gözlemlemişlerdir. Turgut ve ark., uzun süreli gözlemlerde polimerizasyon tipine göre renk stabilitesinde anlamlı bir fark olmadığını bildirmiştir (72). Bağış ve ark., seramiklerin yaşlanmadan sonra daha kırmızı ve sarı koyu bir renk aldığını bildirmişlerdir (94). Ayrıca, rezin simanlar, yüksek pigment içeriği ve reaksiyona girmemiş bileşenler nedeniyle koyulaşmaktadır. (110).

IPS e.max'ın renk değişimi, renk tonlarını elde etmek için seramiklere eklenen metal oksitten kaynaklanabilir ve yaşlandırma işlemi sırasında ultraviyole ışık altında bu metal oksitler çok kolay bir şekilde parçalanır ve peroksit bileşiği ortaya çıkarak renk değişikliğine neden olabilmektedir (113). Hussain ve ark. yaptığı çalışmada, 300 saatlik yaşlandırma işlemi sonrası materyal rengi ile 150 saatlik yaşlandırma işlemi sonrası materyal rengi arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı bulunduğu, ancak bu renk değişikliklerinin klinik olarak insan gözüyle farkedilmeyecek kadar küçük olduğu gözlemlenmiştir (114). İlk 150 saat ve ikinci 150 saatlik yaşlandırma işlemi arasındaki renk farkının karşılaştırıldığı çalışmalarda, renk değişiminin çoğunun ilk dönemde meydana geldiği ve ikinci periyotta çok az miktarda renk değişiminin meydana geldiği gözlemlenmiştir. Turgut ve ark. tarafından yapılan çalışmada da, 150 kJ/m<sup>2</sup>'lik bir yaşlandırma döngüsünün klinik koşullarda bir yıla eş değer olduğu gözlemlenmiştir (72). Cao ve ark., hızlandırılmış yaşlanmanın alümina bazlı ve lösit bazlı seramiklerin renk stabilitesi üzerindeki

etkisi üzerine çalışmasında (115) ve Ghavam ve ark. 'nın hızlandırılmış yaşlandırmanın etkisini inceledikleri çalışmada, ilk 100 saatlik yaşlandırmanın asıl önemli renk değişimini ortaya çıkardığını gözlemlemişlerdir (116). Bu çalışmalarla, rezin simanlardaki renk değişiminin büyük kısmının yaşlandırmanın ilk 100 saatinde meydana geldiği sonucuna varılmıştır. Paravina ve arkadaşları 450 kJ/m<sup>2</sup> hızlandırılmış yaşlandırmanın, rezin kompozitlerde b\* değerinde artışa sebep olurken a\* ve L\* değerlerinde azalmaya neden olduğunu belirtmişlerdir (103).

Örnekler, insan deneklerinin diyet, alışkanlık ve tükürük varyasyonlarının adaptasyonundaki zorluk nedeniyle su içinde bekletilmiştir. Rezin materyalin renk stabilitesinin, ksenon ışığı altında da değerlendirilmesi gerekmektedir. Birçok renk çalışması, ağız ortamını daha iyi taklit edebilmek için ksenon, nem ve ışık döngüsünün bir arada kullanıldığı hızlandırılmış yaşlandırma prosedürlerini kullanmışlardır. Hızlandırılmış yaşlandırma protokolü klinik durumu hala güvenilir şekilde taklit edememektedir.

Yapılan bu in vivo çalışmada, seramik laminate veneer restorasyonların 1 ay sonra ağız içi koşullarında renk farklılığı araştırılmıştır. Polimerizasyon öncesi-1 ay sonrası ölçüm grubunun  $\Delta L$  değeri ( $\Delta L:3,29$ ) polimerizasyon öncesi-polimerizasyon sonrası ölçüm grubunun  $\Delta L$  değerinden ( $\Delta L:1,35$ ) istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. Polimerizasyondan 1 ay sonra parlaklıktaki bu değişim önemlidir.

İntrinsik (içsel) faktörler, rezin materyalin kendi rengini değiştirirken, ekstrinsik (dışsal) faktörler, renklendirici ajanların emilimiyle yüzey renklenmesine neden olmaktadır. Kompozit rezinlerin renk stabilitesinin değerlendirildiği Kocağaoğlu ve ark.'nın (117) yaptığı çalışmada örnekler, maksimum su emilimi ilk 24 saat boyunca gerçekleştiği için 24 saat boyunca 37 °C'de distile suda saklanmıştır. İntraoral restorasyonlar için ise bu süre 1.gündür. Yapılan bu tez çalışmasında da, simante edilen seramik laminate veneer restorasyonların ağız içinde maksimum su emilimi sağlandıktan sonra 1.gün renk ölçümleri spektrofotometre yardımıyla gerçekleştirilmiştir.

Alghazali ve ark.'nın (97) yaptığı çalışmada, kompozit rezin ile simante edilen Empress seramik örneklerin rengi, rezin siman renginden bağımsız olarak su absorpsiyonu sonrasında değişmiştir. Ayrıca birçok çalışma yaşlandırma işleminden

sonra örneklerin renginde değişiklik olduğunu göstermiştir. Su absorpsiyonu, yapay yaşlandırma ve termosiklusun farklı kompozit rezin renkleri ile simante edilen seramik veneer restorasyonların rengine etkisini görmek için ileri çalışmalar önerilmektedir.

Işıkla ve dual polimerize olan iki farklı simanın translusent, opak ve A2 renklerinin birbiriyle kıyaslandığı Giti ve ark.'nın yaptığı in vitro çalışmada, Choice 2 (Bisco) marka ışıkla sertleşen kompozit rezin simanın opak ve A2 renkleri lösit restorasyonun parlaklığını azaltırken translusent rengi parlaklığı arttırmıştır. Yine de, üç tonun da yol açtığı renk değişiklikleri sarı ve kırmızı yönündedir. Translusent Choice 2 kompozit rezin simanla yapıştırılan restorasyonun final rengi, A2 ve opak tonlarındakilerden önemli ölçüde farklı olarak gözlemlenmiştir. Bu çalışmanın sonucunda, klinik olarak kabul edilebilir renk farkı ( $\Delta E > 3,7$ ), sadece translusent renkli Choice 2 ışıkla sertleşen kompozit rezinle yapıştırılan örneklerde görülmüştür (118). Yapılan bu tez çalışmasında translusent Choice 2 ışıkla sertleşen kompozit simanın, ağız içi koşullarında polimerizasyon öncesi ve sonrası renk değişiminin gözlenip gözlenmeyeceği araştırılmıştır.  $\Delta E$  değerinde ( $\Delta E: 2,16$ ) polimerizasyon öncesi ve sonrası klinik olarak fark edilebilir bir renk değişimi gözlemlenmemiştir. Bu sonuçlar yapılan diğer araştırma sonucunu desteklememektedir.

Renk değişikliği görsel olarak veya renk ölçüm cihazlarıyla değerlendirilebilmektedir. Kolorimetreler ve spektrofotometreler gibi renk ölçüm cihazları doğruluk, standardizasyon ve rengi sayısal olarak ifade edebildiği için bilimsel çalışmalarda kullanılmaktadır (119). Bu tez çalışmasında da renk ölçümlerinin yapılabilmesi için bir spektrofotometre (Vita Easy Shade) kullanılmıştır. Vita Easyshade spektrofotometresinin doğruluğu ve güvenilirliği konusunda yapılmış birkaç çalışma bulunmaktadır. Kim-Pusateri ve ark.'nın dört farklı renk ölçüm cihazının doğruluk ve güvenilirliğini ölçtükleri çalışmalarında Spektroshade, ShadeVision, Vita Easyshade ve Shadescan renk ölçüm cihazlarını karşılaştırmış olup çalışmanın sonuçlarına göre Vita Easyshade' in güvenilirlik oranı %96,4 iken doğruluk oranı diğer üç renk ölçüm cihazından daha yüksek bir oran olan %92,6 olarak ölçülmüştür (120). Dozic ve ark.'nın beş farklı renk ölçüm cihazının performansını değerlendikleri çalışmalarında Shade Eye ve İdenta Color 2 kolorimetreleri, Shade Scan ve Ikam CDD dijital kameraları ve Vita Easyshade

spektrofotometresi kullanılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre güvenilirliği en düşük cihaz grubu kolorimetreler iken spektrofotometreler hem in vivo hem in vitro çalışmalarda en güvenilir araçlar olarak bulunmuşlardır (121).

Son dönemde renk seçimi için yapılan çalışmalarda ölçüm bölgesi olarak ilgili dişlerin orta üçlülere seçilmiştir. Dişlerin insizal kısımlarının translüensisinden dolayı ağız boşluğunun siyahlığı bu bölgenin renk seçimine etki ederken; servikal bölgenin etrafında bulunan dişetin rengi de bu bölgenin renk seçimine etkide bulunur (122). Bu nedenle yapılan bu tez çalışmasında restorasyonun orta üçlüsünden üçer defa alınan ölçümlerin ortalama değerleri veri olarak kullanılmıştır.

Renk farkı ( $\Delta E$ ), genel renk tonundaki bir değişikliğin insan gözü tarafından algılanıp algılanamayacağını göstermektedir. Klinik renk uyumu, bu  $\Delta E$  değerlerine göre derecelendirilebilir. Birkaç çalışmada da ayrıca veneerler ve dişler arasındaki 3,7'ten daha büyük renk farklılıkları klinik olarak kabul edilemez olarak kabul edilmiştir (70,81). Bilimsel araştırmalarda en yaygın olarak kullanılan renk sistemi CIE L\*a\*b\*'dir. CIE L\*a\*b\* renk sisteminin en önemli avantajı iki obje arasındaki renk farkının  $\Delta E$  değeri ile sayısal olarak tanımlanabilmesine olanak vermesidir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1) Günümüzde pek çok klinik ve in vitro çalışmada kompozit rezin simanların polimerizasyonuna etki eden faktörler araştırılmaktadır. Klinik çalışmalar (in vivo), laboratuvarında taklit edilemeyen bazı ağız içi koşulları nedeniyle, restore edilen materyallerin özelliklerini değerlendirebilmek için gereklidir. Bu tez çalışmasında da in vivo koşulların seramik laminate veneer restorasyonların rengi üzerine etkisi araştırılmıştır. Benzer bir in vivo çalışmanın yapılmamış olması nedeniyle elde edilecek veriler daha sonra yapılacak çalışmalar için önem taşımaktadır.

2) Yapılan bu tez çalışmasında, ışıkla sertleşen kompozit rezin simanın polimerizasyon öncesi ve polimerizasyon işlemi sonrası  $\Delta E$  değerleri arasında klinik olarak fark edilebilir bir renk değişiminin olduğu gözlemlenmiştir ( $\Delta E > 3,7$ ). Seçilen kompozit rezin siman translusent bir siman olmasına rağmen polimerizasyon reaksiyonu sürecinin renk değişimi üzerinde etkili olduğu düşünülmektedir.

3) Polimerizasyon işlemi öncesindeki  $\Delta L$  değerleri, diğer gruplarda ölçülen  $\Delta L$  değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklıdır. Bu farklılık, kullanılan ışıkla sertleşen kompozit rezin simanın polimerizasyon işlemi öncesinde daha parlak özellik gösterdiğini ortaya çıkarmıştır.

4) Yapılan bu tez çalışmasında, polimerizasyona ve zamana bağlı olarak değişen  $L^*$  ve  $a^*$  değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir. Ancak, 24 saat sonra ölçülen  $b^*$  değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır.  $b^*$  değerindeki bu artış restorasyonlarda 24 saatin sonunda sarı rengin gözlemlenmesine neden olmuştur. Bu durumun reaksiyona girmemiş bileşenler nedeniyle olduğu düşünülmektedir.

5) Bu tez çalışmasında, 1 ay sonunda seramik laminate veneer restorasyonların renk farklılığına bakıldığında,  $\Delta L$  değerinin polimerizasyon sonrası  $\Delta L$  değerinden anlamlı olarak daha farklı olduğu gözlemlenmiştir.  $\Delta b$  değeri ise polimerizasyon öncesi  $\Delta b$  değerinden anlamlı olarak daha farklı olarak gözlemlenmiştir.

6) Seramik laminate veneer restorasyonlarda klinik olarak başarılı bir renk uyumu, estetik diş restorasyonunun başarısında önemli bir faktördür. Bu nedenle restorasyonun final rengini etkileyen faktörler ve etkilerinin bilinmesi önemlidir. Yapılan bu tez çalışmasında ağız içi koşulların restorasyonların rengi üzerinde etkili olup olmadığı araştırılmıştır. Uzun vadeli ve düzenli hasta kontrollerinin yapıldığı ileri çalışmalarla yapılan bu tez çalışmasının desteklenmesi önerilmektedir.



## ÖZET

### **Laminate Veneer Restorasyonların Polimerizasyon Öncesi ve Sonrası Renk Değişiminin In Vivo Olarak Değerlendirilmesi**

Bu çalışmanın amacı; in vivo olarak yapıştırıcı simanın polimerizasyon öncesi ve sonrasındaki renk değişimini incelemek, belirli süre sonunda ağız içi koşulların bu renk değişimine ne kadar etkisi olduğunu araştırmaktır.

Çalışmamıza dahil edilen hastalara, 0,3-0,5 mm kalınlığında seramik laminate veneer restorasyonlar (IPS e.Max Press, Ivoclar Vivadent) uygulanmıştır. Restorasyonların simansız, polimerizasyon öncesi ve sonrası simanlı, 1 gün ve 1 ay sonraki renk ölçümleri Vita Easyshade spektrofotometresiyle yapılmıştır. Ölçümler, restorasyonların orta üçte birlik bölgesinden üçer kez tekrarlanarak gerçekleştirilip ortalamaları alınmıştır. Ölçümler aynı çalışmacı tarafından ve günün aynı saatlerinde (11:00 – 13:00) yapılmıştır.

Veriler IBM SPSS V20 ile analiz edilmiştir. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile yapılmıştır. Gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu, Dunnet T3 çoklu karşılaştırma testi ve Duncan çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Anlamlılık düzeyi  $p \leq 0,05$  olarak alınmıştır.

Işıkla sertleşen kompozit rezin simanın polimerizasyon öncesi ve polimerizasyon işlemi sonrası  $\Delta E$  değerleri arasında klinik olarak fark edilebilir bir renk değişiminin olduğu gözlemlenmiştir ( $\Delta E > 3,7$ ). Polimerizasyon işlemi öncesindeki  $\Delta L$  değerleri, diğer gruplarda ölçülen  $\Delta L$  değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklıdır. 24 saat sonra ölçülen  $b^*$  değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır. 1 ay sonunda seramik laminate veneer restorasyonların renk farklılığına bakıldığında,  $\Delta L$  değerinin polimerizasyon sonrası  $\Delta L$  değerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklı olduğu gözlemlenmiştir.  $\Delta b$  değeri ise polimerizasyon öncesi  $\Delta b$  değerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklı olarak gözlemlenmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Kompozit rezin siman, renk, seramik laminate veneer



## ABSTRACT

### **In vivo Evaluation of Color Change of Laminate Veneer Restorations Before and After Polymerization**

The aim of this study was to investigate the color change of the adhesive cement before and after polymerization in vivo and to investigate the effect of intraoral conditions on the color change at the end of the period.

Ceramic laminate veneer restorations of 0.3-0.5 mm thickness (IPS e.Max Press, Ivoclar Vivadent) were applied to the patients included in our study. Color measurements of the restorations, before the application of composite resin cement, color measurements before and after polymerization after the application of composite resin cement, color measurements after 1 day and after 1 day were performed with Vita Easyshade spectrophotometer. Color measurements were performed by repeating three times in the middle third of the restorations and the averages of the color measurements obtained were taken. Color measurements were made by the same operator and at the same time of the day (11:00 - 13:00).

Data were analyzed with IBM SPSS V20. Statistical analysis of the obtained data was done by one-way analysis of variance (ANOVA). When a statistically significant difference was found between the groups, Dunnet T3 multiple comparison test and Duncan multiple comparison test were used. The significance level was taken as  $p \leq 0,05$ .

It was observed that light cured composite resin cement had a clinically noticeable color change between  $\Delta E$  values before and after polymerization ( $\Delta E > 3,7$ ). The  $\Delta L$  values before the polymerization process were statistically different from the  $\Delta L$  values measured in the other groups. There was a statistically significant difference in  $b^*$  values measured after 24 hours. When the color difference of ceramic laminate veneer restorations was examined at 1 month,  $\Delta L$  value after 1 month was observed to be significantly different from  $\Delta L$  after polymerization. The  $\Delta b$  value was significantly different from  $\Delta b$  before polymerization.

**Key Words:** composite resin cement, color, ceramic laminate veneer

## KAYNAKLAR

1. Şengün E, Çömlekoğlu ME, Yılmaz G. Lamina venerlerin final rengine etki eden faktörler. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 2017;23(1):48-55.
2. Çeşmeci ŞH, Yaşar A, Gümüş HÖ. Porselen laminate veneer restorasyonların simantasyonları sonrası renk değişikliğine etki eden faktörler. *Sağlık Bilimleri Dergisi (Journal of Health Sciences)*. 22(2) 172-177, 2013.
3. Küçükeşmen HC, Üşümez A, Öztürk N, Eroğlu E. Change of shade by light polymerization in resin cement polymerized beneath a ceramic restoration. *J Dent*. 2008;36:219-23.
4. Üstün Ö. Laminate veneerlerde termal ve yükleme kuvvetlerinin oluşturduğu stres dağılımının üç boyutlu sonlu elemanlar metodu ile incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya, (Doç. Dr. A. Nilgün Öztürk), 2008; 1-3.
5. Yüzügüllü B, Tezcan S. Renk değişimine ve erozyona uğramış dişlerde laminat veneer restorasyon seçeneklerinin endikasyon bakımından karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üni. Diş Hek. Fak. Derg.* 2005;2:133-137.
6. Gresnigt MM, Kalk W, Özcan M. Randomized clinical trial of indirect resin composite and ceramic veneers: up to 3-year follow-up. *J Adhes Dent*. 2013;15:181-190.
7. Ah-Rang K, Yong-Chan J, Chang-Mo J, Mi-Jung Y, Jung-Bo H. Effect of accelerated aging on the color stability of dual-cured self-adhesive resin cements. *J Korean Dent Sci*. 2015;8(2):49-56.
8. Rodrigues RB, Lima de E, Roscoe MG, Soares CJ, Cesar PF, Novais VR. Influence of resin cements on color stability of different ceramic systems. *Brazilian Dental Journal* 2017;28(2):191-195.
9. Tural Z, Yamaner IDŞ, Tuncer EB. Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. *Atatürk Üni. Diş Hek. Fak. Derg.* 2015; Suppl 10:157-166.
10. Akın E. Dişhekimliğinde porselen. *İÜ Dişhekimliği Fakültesi Yayınları*, 1999, İstanbul.
11. Helvey AG. Classification of Dental Ceramics. *Inside Dentistry* 2013.
12. Turp V, Gültekin P. Zirkonyanın yapısı. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics* 2017;3(2):77-83.
13. Yılmaz SK. Farklı zirkonya tam seramiklerinin translusensi ve renk özelliklerinin karşılaştırılması. *Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Lefkoşa, (Prof. Dr. Mutahhar Ulusoy)*, 2011; 3-30.
14. Zhang Y, Kelly JR. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dental Clinics of North America*. 2017;61(4):797-819.
15. Akın E. Diş hekimliğinde Seramik. 1. Baskı, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi, İstanbul: 1978.

16. Doğan E, Zaimoğlu A. Temel metal ve kor alt yapı üzerine farklı kalınlıklarda hazırlanan düşük ısı porseleninin renk stabilitesinin eskitme sonrası karşılaştırılması. A.Ü. Diş Hek Fak Derg 2006; 33(1): 107-118.
17. McLean J.W. The science and art of dental ceramics. Vol:1 Quintessence Pub. Co. Inc. Chicago. 1979.
18. Anusavice K.J. Dental ceramics. In 'Phillips' Science of dental materials. Saunders, Missouri, USA, 2003:655-719.
19. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. Dental Clinics of North America. 2004;48(2):513-530.
20. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. Crit Rev Oral Biol Med 1996; 7(2): 134-43.
21. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent 2001; 85(1): 61-6.
22. Ural Ç. Diş hekimliği pratiğinde tamamı seramik ve cad-cam uygulamaları. Dirim Tıp Gazatesi.2011;86(1):27-38.
23. McLaren EA, Cao PT. Ceramics in dentistry – part 1: classes of materials. Inside Dentistry 2009.
24. Tinschert J, Natt G, Mauthsch W, Augthum M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. Int J Prosthodont. 2001;14:231-8.
25. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: a historical literature review. J Prosthet Dent. 2004;91(2):136-43.
26. Nağaş IÇ, Ergün G. Zirkonya seramiklerin diş hekimliğindeki yeri ve geleceği. GÜ Diş Hek Fak Derg 2008; 25(3): 51-60.
27. Yöndem İ. Farklı yüzey bitirme işlemlerinin metal desteksiz seramik restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü ve kırılma dayanımları üzerindeki etkisinin karşılaştırılması olarak incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya, (Prof. Dr. Özgür İnan), 2006;13-16.
28. O'brien W. Dental porcelain. In: A Dickson, ed. Dental materials and their selection. 3rded. London: Quintessence Publishing Co; 2002:210-25.
29. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 1997;128: 297-307.
30. Sadaqah NR. Ceramic Laminate Veneers: Materials Advances and Selection. Open Journal of Stomatology. 2014;4:268-279.
31. Pini NP, Aguiar FHB, Lima DANL, Lovadino JR, Terada, RSS, Pascotto RC. Advances in dental veneers: materials, applications, and techniques. Clin Cosmet Investig Dent. 2012;4:9-16.
32. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. Aust Dent J. 2011;56(1):84-96.

33. Font AF, Ruíz MFS, Ruíz MG, Rueda CL, González AM. Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11:297-302.
34. Kelly, JR. Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. *Annual Review of Materials Science*.1997;27(1):443–468.
35. Tuğcu E, Kahramanoğlu E, Aslan YU, Ozkan Y. Fracture resistance of porcelain laminate veneers. *Clin Exp Health Sci*. 2018;8:56-61.
36. El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations-a literature review. *J Can Dent Assoc* 2002; 68: 233-7.
37. Powers JM, Sakaguchi RL (2006). *Craig's Restorative Dental Materials*. (12th ed.) St Louis: C.V. Mosby.
38. McLaren EA, Giordano R. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent*. 2010;31(9):682-4.
39. Höland W, Schweiger M, Rheinberger VM, Kappert H. Bioceramics and their application for dental restoration. *Advances in Applied Ceramics*. 2009;108(6):373–380.
40. Tang X, Tang C, Su H, Luo H, Nakamura T, Yatani H. The effects of repeated heat-pressing on the mechanical properties and microstructure of IPS e.max Press. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2014;40:390–396.
41. Heintze SD, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dental Materials*. 2011;27(2):10–19.
42. Demir N. Üç farklı tam seramik restorasyonun internal ve marjinal uyumunun mikro-bt tekniği ile değerlendirilmesi ve bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya, (Doç. Dr. A. Nilgün Öztürk), 2014;11-23.
43. Ritter RG, Rego NA. Material considerations for using lithium disilicate as a thin veneer option. *Journal of Cosmetic Dentistry*, 2009;25(3):111-117.
44. Ivoclar Vivadent. IPS Empress System-the original. Scientific Documentation. <http://www.roedentallab.com/downloads/emaxpressdata.pdf>. 2005.
45. Ritter RG. Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2010;22(5):332–341.
46. 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. *Dental Materials*.2009;25(9):63-71.
47. Özdemir H, Özdoğan A. The effect of heat treatments applied to superstructure porcelain on the mechanical properties and microstructure of lithium disilicate glass ceramics. *Dent Mater J*. 2018;37(1):24-32.
48. Willard A, Gabriel Chu TM. The science and application of IPS e.Max dental ceramic. *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*. 2018;34:238-242.

49. Küçük BE, Kunt GE. Lityum disilikat seramikler. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2012;5:123-131.
50. Denry IL, Rosenstiel SF. Flexural strength and fracture toughness of dicor glass-ceramic after embedment modification. *Journal of Dental Research*.1993;72(3):572–576.
51. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 1992;67(6):859-65.
52. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007;98(5):389-404.
53. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-Ceramic Systems: Laboratory and Clinical Performance. *Dent Clin North Am*. 2011;55(2):332-52.
54. 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.
55. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
56. Catledge SA, Cook M, Vohra YK. Surface crystalline phases and nanoindentation hardness of explanted zirconia femoral heads. *J Mater Sci Mater Med* 2003;14:863-867.
57. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004;48:531-544.
58. Aldahlawi A. Color of porcelain veneer after final cementation in comparison to try-in paste and permanent cement: an in vitro study. Nova Southeastern University, Master's thesis,2015.
59. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of Dentistry*. 2000;28:163–177.
60. Chen XD, Hong G, Xing WZ, Wang YN. The influence of resin cements on the final color of ceramic veneers. *Journal of Prosthodontic Research*.2015; 59(3):172–177.
61. Vanlioğlu BA, Özkan KY. Minimally invasive veneers: current state of the art. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*. 2014;6:101-107.
62. Layton DM, Walton TR. The up to 21-year clinical outcome and survival of feldspathic porcelain veneers: accounting for clustering. *Int J Prosthodont* 2012;25(6):604-12.
63. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2006;96(6):433-42.
64. Layton DM, Clarke M. A systematic review and meta-analysis of the survival of non-feldspathic porcelain veneers over 5 and 10 years. *Int J Prosthodont* 2013;26(2):111-24.

65. Yalım BB, Türker ŞB. Klinikte tam seramik sistemler. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2012;5:91-7.
66. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric Analysis of Color Differences between Porcelain Systems. Journal of Prosthetic Dentistry. 1986;56:35-40.
67. Cho MS, Yu B, Lee YK. Opalescence of All-Ceramic Core and Veneer Materials. Dental Materials. 2009;25:695-702.
68. Azer S, Rosenthal SF, Seghi R, Johnston W. Effect of Substrate Shades on the Color of Ceramic Laminate Veneers. Journal of Prosthetic Dentistry. 2011;106:179-183.
69. 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. Journal of Prosthetic Dentistry. 2011;105:83-90.
70. Karağaçoğlu L, Yılmaz B. Influence of Cement Shade and Water Storage on the Final Color of Leucite- Reinforced Ceramics. Operative Dentistry. 2008;33:386-391.
71. Dozic A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, van der Zel J, Feilzer AJ. The Influence of Porcelain Layer Thickness on the Final Shade of Ceramic Restorations. Journal of Prosthetic Dentistry. 2003;90:563-570.
72. Turgut S, Bağış B. Color Stability of Laminate Veneers: An in Vitro Study. Journal of Dentistry. 2011;39:e57- e64.
73. Radz GM. Minimum Thickness Anterior Porcelain Restorations. Dental Clinics of North America. 2011;55:353- 370.
74. Belser UC, Macne P, Macne M. Ceramic Laminate Veneers: Continuous Evolution of Indications. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 1997;9:197-207.
75. Magalhaes APR, Siqueira P, Cardoso PC, Souza JB, Fonseca RB, Souza PCPP, Lopes LG. Influence of the Resin Cement Color on the Shade of Porcelain Veneers After Accelerated Artificial Aging. Rev Odontol Bras Central.2013;21(60):11-15.
76. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: A review of the literature. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2003;89(3):268–274.
77. Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. Dental Materials. 2009;25(9):1104–1108.
78. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. Dental Materials. 2005;21:864-88.
79. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler. Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 2004, Ankara, 38-49.
80. Köroğlu A, Ekren O, Kurtoğlu C. Geleneksel ve adeziv simanlar hakkında bir derleme çalışması. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2012;22(2):205-16.

81. Öztürk O, Uludağ GB. Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları ve adeziv simantasyon tekniği. *TDB Dergisi*, 2002; 66: 33–39.
82. Cavalcante LM, Peris AR, Amaral CM, Ambrosano GM, Pimenta LA. Influence of polymerization technique on microleakage and microhardness of resin composite restorations. *Oper Dent*. 2003;28(2):200-6.
83. Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari M. Color related to ceramic and zirconia restorations: A review. *Dental Materials*. 2011;27(1):97–108.
84. Montero J, Gómez-Polo C. Effect of ceramic thickness and cement shade on the final shade after bonding using the 3D master system: a laboratory study. *Clinical and Experimental Dental Research*.2016;2(1):57–64.
85. Magne P, Kwon KR, Belser UC, Hodges JS, Douglas WH. Crack propensity of porcelain laminate veneers: a simulated operatory evaluation. *Journal of Prosthetic Dentistry*.1999;81:327–34.
86. Ferrari M, Patroni S, Balleri P. Measurement of enamel thickness in relation to reduction for etched laminate veneers. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 1992;12:407–13.
87. Kürklü D, Azer SS, Yılmaz B, Johnston WM. Porcelain thickness and cement shade effects on the colour and translucency of porcelain veneering materials. *Journal of Dentistry*. 2013;41(11):1043–1050.
88. Hernandez DKL, Arrais CAG, Lima E. de, Cesar PF, Rodrigues JA. Influence of resin cement shade on the color and translucency of ceramic veneers. *Journal of Applied Oral Science*. 2016;24(4):391–396.
89. Dozic A, Tsagkari M, Khashayar G, Aboushelib M. Color management of porcelain veneers: Influence of dentin and resin cement colors. *Quintessence Int* 2010;41:567-73.
90. 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 Apr;83(4):412-7.
91. Niu E, Agustin M, Douglas RD. Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of cement color and thickness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;111(1):42–50.
92. Dede DÖ, Ceylan G, Yılmaz B. Effect of brand and shade of resin cements on the final color of lithium disilicate ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;117(4):539–544.
93. Sarafianou A, Iosifidou S, Papadopoulos T, Eliades G. Color Stability and Degree of Cure of Direct Composite Restoratives After Accelerated Aging. *Operative Dentistry*. 2007;32(4):406–411.
94. Bagis B, Turgut S. Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. *J Dent* 2013;41:24-30.
95. Almeida JR, Schmitt GU, Kaizer MR, Boscato N, Moraes RR. Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.2015;114(2): 272–277.

96. Kampouropoulos D, Gaintantzopoulou M, Papazoglou E, Kakaboura A. Colour matching of composite resin cements with their corresponding try-in pastes. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2014 Jun;22(2):84-8.
97. Alghazali N, Laukner J, Burnside G, Jarad FD, Smith PW, Preston AJ. An investigation into the effect of try-in pastes, uncured and cured resin cements on the overall color of ceramic veneer restorations: An in vitro study. *Journal of Dentistry*. 2010;38:e78–e86.
98. Filiz K, Gülay U, Sema A. Diş Hekimliğinde Renk Seçimi Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2009;33(4):52-58.
99. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1973;86(5):453-457.
100. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dental Clinics of North America*. 2004;48(2):341-358.
101. Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V. Shading of ceramic crowns using digital tooth shade matching devices. *Int J Comput Dent*. 2005;8(2):129-152.
102. Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME. In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85(6):551-557.
103. Paravina RD, Ontiveros JC, Powers JM. Accelerated aging effects on color and translucency of bleaching-shade composites. *J Esthet Restor Dent*. 2004; 16(2):117-126.
104. Lagouvardos PE, Fougia AG, Diamantopoulou SA, Polyzois GL. Repeatability and interdevice reliability of two portable color section devices in matching and measuring tooth color. *J Prosthet Dent* 2009; 101(1): 40-45.)
105. Judeh A, Al-Wahadni A. A comparison between conventional visual and spectrophotometric methods for shade selection. *Quintessence Int* 2009; 40(9): e69-79.
106. Corciolani G, Vichi A. Repeatability of colour reading with a clinical and a laboratory spectrophotometer. *Int Dent South Africa*. 2006;5:62-70.
107. Xu HHK, Kelly JR, Jahanmir S, Thompson VP, Rekow ED. Enamel subsurface damage due to tooth preparation with diamonds. *journal of dental research*. 1997;76(10):1698–1706.
108. Sevgican F, Inoue S, Koase K, Kawamoto C, Ikeda T, Sano H. Bond strength of simplified-step adhesives to enamel prepared with two different diamond burs. *Australian Dental Journal* 2004;49:(3):141-145.
109. Alqahtani MQ, Aljuraif RM, Alshaafi MM. The effects of different shades of resin luting cement on the color of ceramic veneers. *Dental Materials Journal*. 2012;31(3):354–361.
110. Lee SM, Choi YS. Effect of ceramic material and resin cement systems on the color stability of laminate veneers after accelerated aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;120(1):99–106.



111. Moraes RR, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA, Puppin-Rontani RM, Ogliari F, Piva E. Light-activation of resin cement through ceramic: relationship between irradiance intensity and bond strength to dentin. *J Biomed Mat Res*. 2008;85B:160–165.
112. Çelik EU, Aladağ A, Türkün LŞ, Yılmaz G. Color Changes of Dental Resin Composites before and after Polymerization and Storage in Water. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2011;23(3), 179–188.
113. Ertan AA, Şahin E. Colour stability of low fusing porcelains: an in vitro study. *Journal of Oral Rehabilitation*.2005;32(5), 358–361.
114. Hussain SK, Al-Rawi II. The effect of artificial accelerated aging on the color of ceramic veneers cemented with different resin cements (a comparative in vitro study). *J Bagh Coll Dentistry*. 2017;29(1):39-46.
115. Cao J, He H, Wang Z. Color stability against accelerated aging of alumina- and leucite –based ceramic materials. *Int Chin J Dent* 2007;7:49-52.
116. Ghavam M, Amani-Tehran M, Saffarpour M. Effect of Accelerated Aging on the Color and Opacity of Resin Cements. *Operative dentistry* 2010; 35(6); 605-609.
117. Kocaağaoğlu H, Aslan T, Gürbulak A, Albayrak H, Taşdemir Z, Gümüş H. Efficacy of polishing kits on the surface roughness and color stability of different composite resins. *Niger J Clin Pract* 2017;20:557-65.
118. Giti R, Barfei A, Mohaghegh M. The influence of different shades and brands of resin-based luting agents on the final color of leucite-reinforced veneering ceramic. *The Saudi Dental Journal*.2019;31(2):284-289.
119. Chang J, Silva J, Sakai M, Kristiansen. Nagai SI. The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *Journal of Dentistry* 2009;37:937–43.
120. Kim-Pusateri et al, Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices, *The Journal of Prosthetic Dentistry* March 2009: pp 193-199.
121. Dozić et al, Performance of tooth color-measuring devices. *Journal of Prosthodontics*, Vol 16, No 2 (March-April), 2007: pp 93-100.
122. Goodkind RJ, Schwabacher WB. Use of a fiber-optic colorimeter for in vivo color measurements of 2830 anterior teeth. *J Prosthet Dent* 1987; 58(5): 535-542.

## EKLER

### Ek 1. Etik Kurul İzni



T.C.  
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ  
Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

Sayı : 72867572.050.01.04- 93848  
Konu : Etik Kurul Kararı

15 -03- 2018

Sayın Yrd. Doç. Dr. Hakkı Cenker KÜÇÜKEŞMEN  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi A.D.

Sorumlu araştırmacı olduğunuz “Laminate veneer restorasyonlarda polimerizasyon öncesi ve sonrasındaki renk değişimlerinin belirlenmesi” isimli çalışmanızın kurulumuz tarafından uygun görüldüğüne ilişkin 07/03/2018 tarih ve 54 sayılı Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Kararı yazımız ekinde gönderilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

  
Prof. Dr. Mekin SEZİK  
Başkan

Eki : Etik Kurulu Kararı (2 Sayfa)

S.D.Ü. Tıp Fakültesi Dekanlığı Doğu Kampusu 32260 - ISPARTA  
Tel : 0 (246) 2113704 Faks : 0 (246) 2371165  
e-posta : [tipetik@sdu.edu.tr](mailto:tipetik@sdu.edu.tr) İnternet Adresi : [www.tip.sdu.edu.tr](http://www.tip.sdu.edu.tr)

Bilgi İçin : İ.Etem YETİŞEN  
Bilgisayar İşletmeni  
Tel : 0 (246) 2113704

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

Araştırmanın Açık Adı	Lamine veneer restorasyonlarda polimerizasyon öncesi ve sonrasındaki renk değişimlerinin belirlenmesi. (07.03.2018 tarih ve 54 sayılı karar)
Araştırmanın Protokol Kodu	

<b>ETİK KURUL BİLGİLERİ</b>	ETİK KURULUN ADI	Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı - (2012-KAEK-38)			
	AÇIK ADRESİ	S.D.Ü. Doğu Kampüsü Tıp Fakültesi Dekanlığı Binası – ISPARTA			
	TELEFON	246.2113704			
	FAKS	246.2371165			
	E-POSTA	tipetik@sdu.edu.tr			
<b>BAŞVURU BİLGİLERİ</b>	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Yrd. Doç. Dr. Hakkı Cenker KÜÇÜKEŞMEN			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Protetik Diş Tedavisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı			
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI				
	DESTEKLEYİCİ				
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1 : <input type="checkbox"/>	FAZ 2 : <input type="checkbox"/>	FAZ 3 : <input type="checkbox"/>	FAZ 4 : <input type="checkbox"/>
		Gözlemsel ilaç çalışması	<input type="checkbox"/>		
		Tıbbi cihaz klinik araştırması	<input type="checkbox"/>		
İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları		<input type="checkbox"/>			
İlaç dışı klinik araştırma		<input type="checkbox"/>			
	Diğer ise belirtiniz : <b>Prospektif</b>				
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	
<b>DEĞERLENDİRİLEN BELGELER</b>	<b>Belge Adı</b>	<b>Tarihi</b>	<b>Versiyon Numarası</b>	<b>Dili</b>	
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	05.03.2018	01.001	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
<b>DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER</b>	<b>Belge Adı</b>	<b>Açıklama</b>			
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>			
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input type="checkbox"/>			
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>			
	İLAN	<input type="checkbox"/>			
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>			
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>			
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>			
DİĞER	<input checked="" type="checkbox"/> -Anabilim Dalı Akademik Kurul Kararı				

Prof. Dr. Mekin SEZİK  
Etik Kurul Başkanı

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

Araştırmanın Açık Adı Araştırmanın Protokol Kodu		Lamine veneer restorasyonlarda polimerizasyon öncesi ve sonrasındaki renk değişimlerinin belirlenmesi							
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 54		Tarih: 07.03.2018						
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.								
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU									
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI		İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu							
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:		Prof. Dr. Mekin SEZİK							
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişkisi		Katılım *	İmza	
Prof. Dr. Mekin SEZİK	Kadın Hast. ve Doğum	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mustafa TÜZ	Kulak Burun Boğaz Hast.	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Buket ARIDOĞAN	Tıbbi Mikrobiyoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	İZİNLİ
Prof. Dr. Ahmet Nesimi KİŞİOĞLU	Halk Sağlığı	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Mehmet Fahrettin ÖNDER	Hukuk	SDÜ Hukuk Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Derya YILDIRIM	Ağız Diş ve Çene Radyoloji	SDÜ Diş Hek. Fak.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Halil AŞCI	Farmakoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Derya CEYHAN	Pedodonti	SDÜ Diş Hek. Fak.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	GÖREVLİ (Kongre)
Yrd. Doç. Dr. Abdullah Meriç ÜNAL	Ortopedi ve Travmatoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Mehtap SAVRAN	Farmakoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Giray KOLCU	Aile Hekimliği	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Uzman Dr. Seçkin AYDIN SAVAŞ	Plastik ve Estetik Cerrahi	Isparta Şehir Hastanesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	İZİNLİ
Uzman Dr. Tuğba GÜRSOY KOCA	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	Isparta Şehir Hastanesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	İZİNLİ
Öğr. Gör. Mehmet Erhan ŞAHİN	Biyomedikal ve Cihaz Teknoloji	SDÜ Teknik Bil. M.Y.O.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Osman PARÇAOĞLU	Sivil Üye	Esnaf	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

\* : Toplantıda Bulunma

## Ek 2. Özgeçmiş

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	Özlem	<b>Soyadı</b>	ÖZİŞÇİ
<b>Doğum Yeri</b>	Keçiören/ANKARA	<b>Doğum Tarihi</b>	22.04.1992
<b>Uyruğu</b>	T.C.	<b>Tel</b>	05369634725
<b>E-mail</b>	oslemozisci@gmail.com.tr		

### Eğitim Düzeyi

	<b>Mezun olduğu kurum</b>	<b>Mezuniyet Yılı</b>
<b>Uzmanlık</b>	Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	-
<b>Lisans</b>	Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2015
<b>Lise</b>	Dr. Binnaz Ege-Dr. Rıdvan Ege Anadolu Lisesi	2010

### Yabancı dilleri

<b>İngilizce</b> (Orta düzeyde)	2019 Yök Dil İlkbahar: 83,75
---------------------------------	------------------------------