

**FIRINLAMA SAYISININ FARKLI KALINLIKTA
ÜST YAPI PORSELENİ UYGULANMIŞ TAM
SERAMİK ALT YAPI MATERYALLERİNİN
RENGİ VE TRANSLUSENSLİĞİNE ETKİSİ**

Dt. Özlem ÖZBAYRAM

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Tez Danışmanı
Prof. Dr. Funda BAYINDIR
Uzmanlık Tezi - 2016**

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FIRINLAMA SAYISININ FARKLI KALINLIKTA ÜST
YAPI PORSELENİ UYGULANMIŞ TAM SERAMİK ALT
YAPI MATERYALLERİNİN RENGİ VE
TRANSLUSENSLİĞİNE ETKİSİ**

Dt. Özlem ÖZBAYRAM

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Funda BAYINDIR**

**ERZURUM
2016**

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

FIRINLAMA SAYISININ FARKLI KALINLIKTA ÜST YAPI
PORSELENİ UYGULANMIŞ TAM SERAMİK ALT YAPI
MATERYALLERİNİN RENGİ VE TRANSLUSENSLİĞİNE ETKİSİ

Dt.Özlem ÖZBAYRAM

Tez Savunma Tarihi : 21.03.2016

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Funda BAYINDIR

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Yasemin KULAK ÖZKAN

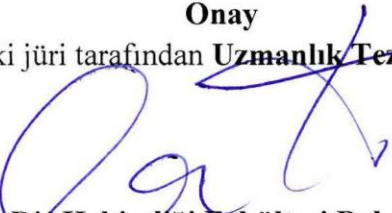
Jüri Üyesi : Prof. Dr. Lütfü İhsan ALADAĞ

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

Jüri Üyesi : Yrd. Doc. Dr. Hasan GÜNGÖR

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.


Dış Hekimliği Fakültesi Dekanı
Prof. Dr. Ümit ERTAŞ

Uzmanlık Tezi
Erzurum- 2016

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	V
ÖZET	VI
ABSTRACT	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ	IX
TABLOLAR DİZİNİ	XI
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	3
2.2. Dental Seramiklerin Yapısı.....	6
2.2.1. Feldspar.....	7
2.2.2. Kuartz (Silika-SiO ₂).....	7
2.2.3. Kaolin (Kil-Aluminyum Hidrat Silikat-Al ₂ O ₃ 2SiO ₂ 2H ₂ O).....	7
2.2.4. Akışkan ve Cam Modifiye Ediciler	8
2.2.5. Ara Oksitler.....	8
2.2.6. Renk Pigmentleri	8
2.2.7. Opaklaştırıcı Ajanlar.....	8
2.2.8. Parlaklık (Lüminesans) Özelliği Veren Ajanlar	9
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	9
2.3.1. İçeriklerine Göre	10
2.3.2. Erime Isılarına Göre.....	10
2.3.3. Şekillendirme Türlerine Göre	10
2.3.4. Kullanım Alanlarına Göre	11
2.3.5. Yapım Tekniklerine Göre	11

2.4. Tam Seramik Restorasyonlar	11
2.4.1. Tam Seramik Sistemlerin Endikasyonları	12
2.4.2. Tam Seramik Sistemlerin Kontrendikasyonları.....	12
2.4.3. Tam Seramik Sistemlerin Avantajları.....	13
2.4.4. Tam Seramik Sistemlerin Dezavantajları	13
2.4.5. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflaması	14
2.4.5.1. Cam Seramikler	16
2.4.5.2. Alumina Seramikler	20
2.4.5.3. Zirkonya Seramikler	24
2.5. Diş Hekimliğinde Renk	27
2.5.1. Rengin Algılanması	27
2.5.1.1. Işık	27
2.5.1.2. Objeler.....	29
2.5.1.3. Gözlemci.....	29
2.5.2. Munsell Renk Sistemi	29
2.5.2.1. Renk Tonu (Hue)	30
2.5.2.3. Renk Yoğunluğu (Kroma-Chroma).....	32
2.5.3. CIE XYZ Renk Sistemi	33
2.5.4. CIE L*a*b* Renk Sistemi	34
2.5.5. Işık ve Renk Terimleri	36
2.5.5.1. Metamerizm.....	36
2.5.5.2. Yansıma	37
2.5.5.3. Yarı Saydamlık (Translülentlik) ve Opasite.....	37
2.5.5.4. Saydamlık (Transparanlık)	38
2.5.5.5. Opelasans Özellik	38

2.5.5.6. Işıldama Özelliği.....	39
2.6. Renk Ölçüm Yöntemleri.....	39
2.6.1. Görsel Ölçüm.....	39
2.6.2. Renk Ölçüm Cihazları ile Ölçüm.....	40
2.6.2.1. Kolorimetreler.....	40
2.6.2.2. Spektrofotometreler	41
2.6.2.3. Spektroradyometreler.....	42
2.6.2.4. Dijital Kameralar	42
3. MATERYAL VE METOT.....	43
3.1. IPS Empress (IE) Alt Yapı Porselen Örneklerinin Hazırlanması	43
3.2. IPS e.max Press (IEP) Alt Yapı Porselen Örneklerinin Hazırlanması.....	45
3.3. Turkom Cera (TC) Alt Yapı Porselen Örneklerinin Hazırlanması.....	45
3.4. Alt Yapı Örneklerinin Renk Ölçümlerinin Yapılması.....	47
3.5. Alt Yapı Örneklerinin Translusensi Ölçümlerinin Yapılması	47
3.6. Translusensi Parametresinin Belirlenmesi.....	47
3.7. Alt Yapı Örneklerine Üst Yapı Seramiği Uygulanması	47
3.8. Üst Yapı Seramiği Uygulanan Örneklerin Translusensi ve Renk Ölçümlerinin Yapılması.....	49
3.9. Üst Yapı Seramiği Uygulanan Örneklerin Tekrar Fırınlanmaları	49
3.10. Renk Farkının (ΔE) Hesaplanması	50
3.11. İstatistiksel Analiz.....	50
4. BULGULAR.....	51
4.1. TP Bulguları.....	51
4.2. Renk Ölçüm Bulguları	57
4.2.1. CIE L*a*b* Parametreleri	57

4.2.1.1. L* değerleri;.....	57
4.2.1.2. a* Değerleri;	63
4.2.1.3. b* Değerleri	69
4.2.2. ΔE Değerleri	75
5. TARTIŞMA.....	81
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....	98
KAYNAKLAR	102
EKLER	123
EK 1. ÖZGEÇMİŞ.....	123
EK 2. ETİK KURUL ONAY RAPORU	124

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve deneyimiyle bana her konuda yardımcı olan, desteğini her zaman yanımda hissettiğim değerli hocam ve tez danışmanım, **Prof. Dr. Funda BAYINDIR**' a,

Bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, sayın **Prof. Dr. Lütfü İhsan ALADAĞ'** a, **Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ'** a, **Prof. Dr. Nuran DİNÇKAL YANIKOĞLU'** na ve kürsümüzün tüm değerli öğretim üyelerine,

Çalışma hayatım boyunca arkadaşlıkları ve anlayışlarıyla bana destek olan tüm mesai arkadaşlarıma, hemşirelerimize, teknisyenlerimize ve personelimize,

İstatistik çalışmalarımında destek sağlayan, **Yrd. Doç. Dr. Tevfik DEMİRCİ'** ye,

Hayatımın her döneminde olduğu gibi uzmanlık eğitimim boyunca da sevgi ve sabırları ile her türlü fedakârlığı göstererek yanımda olan aileme,

Tez çalışmam esnasında karşıma çıkan engelleri aşmamda yardımcı olan, sevgi ve anlayışı hiç bitmeyen hayat arkadaşım **Onur'** a,

Sonsuz Teşekkürler.

Özlem ÖZBAYRAM

Bu tez çalışması Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2014/BAP/PROJE NO:2014/162 kodlu proje ile desteklenmiştir.

ÖZET

Fırınlama Sayısının Farklı Kalınlıkta Üst Yapı Porseleni Uygulanmış Tam Seramik Alt Yapı Materyallerinin Rengi ve Translusensliğine Etkisi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, fırınlama sayısının farklı kalınlıkta üst yapı porseleni uygulanmış tam seramik alt yapı materyallerinin rengi ve translusensliğe etkisini incelemektir.

Materyal ve Metot: Alt yapı olarak üç farklı tam seramik sistemi kullanılmıştır: IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve Turkom Cera (Turkom-Ceramic; Kuala Lumpur, Malaysia) sistemlerinin her birinden 30'ar adet olmak üzere toplam 90 adet alt yapı hazırlanmıştır. Örnekler A1 rengindedir. Alt yapıların rengi spektrofotometre (Spectro Shade™ MICRO; MHT Optic Research AG, Milan, İtalya) ile ölçülmüştür. Her grup kendi içinde üç alt gruba ayrılmıştır (n=10). İlk alt gruplara 0,5 mm kalınlığında, ikinci alt gruplara 1,0 mm kalınlığında, üçüncü alt gruplara 1,5 mm kalınlığında üst yapı porseleni uygulanmıştır. Örneklerin renk ölçümleri yapılmıştır. Daha sonra örnekler 3 ve 5 kere olmak üzere fırınlanmış, renk ölçümleri tekrar yapılmıştır.

Bulgular: Fırınlama sayısı TP (Tranlusensi Parametresi), L*, a* ve b* değerlerini etkilemiştir. Porselen kalınlığının artmasıyla TP ve L* değerleri azalmıştır, a* ve b* değerleri artmıştır ve bu değişimler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05). IE (IPS Empress) sistemi en translucent sistem olmuştur (p<0,001). Fırınlama sayısı arttıkça TP, L*, b* değerleri artmıştır, a* değeri azalmıştır ve bu değişim istatistiksel olarak anlamlı değildir (p>0,05). Fırınlama sayısı IE ve IEP (IPS e.max Press) sistemlerinin renk değişikliğini etkilerken (0,78< ΔE <4,99); TC (Turkom Cera) sistemi (0,18< ΔE <0,96) etkilenmemiştir.

Sonuç: Tekrarlayan fırınlamalar ve porselen kalınlığı final rengi ve translusensliği etkilemektedir. Hem preparasyon aşamasında hem de laboratuvar aşamasında bu iki faktörün estetiği olumsuz etkilememesi için dikkat edilmesi gerekmektedir.

Anahtar Sözcükler: Tam seramik, üst yapı porseleni, fırınlama, translusensi, renk.

ABSTRACT

The Effect of Number of Firings on The Color and Translucency of Full Ceramic Core Material Applied Different Thickness Veneer Ceramic

Aim: The aim of this study to examine of the effect of number of firings on the color and translucency of full ceramic core material that applied different thickness veneer ceramic.

Material and Method: Three different ceramic systems are used as core: IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) and Turkom Cera (Turkom-Ceramic; Kuala Lumpur, Malaysia). Ninety core samples which includes 30 pieces from each system was prepared. Examples are A1 color. Full ceramic core material of color was measured with spectrophotometer (Spectro Shade MICRO; MHT Optic Research AG, Milan, Italy). Each group is divided into three subgroups (n = 10). 0,5 mm thickness for the first subgroup, a thickness of 1,0 mm of the second subgroup, the third subgroup to 1,5 mm thickness was applied veneer porcelain. The color measurements of samples were done. Then the samples were performed repeated firings (3 or 5) and color measurements were done again.

Results: The number of firing was affected TP (translucency parameter) and L*,a*, b* values. While porcelain thickness has increased TP and L* values decreases, a* and b* values increased and this changes were found statistically significant (p<0,05). IE (IPS Empress) system was the most translucent system (p <0.001). When the firing period increased, TP, L*, b* values decreased, a* values increased and this changes was not significant statistically (p>0,05). The number of firings affected color change of IE and IEP (0,78< ΔE <4,99); but not affected TC system (0,18< ΔE <0,96).

Conclusion: Repeated firings and porcelain thickness affects the final color and translucency. These two factors should be considered to adversely esthetic both the preparation stage as well as in the laboratory stage.

Keywords: Full ceramic, veneer porcelain, firing, translucency, color.

SİMGELER VE KISALTMALAR

IE	: IPS Empress
%	: Yüzde
CAD/CAM	: Bilgisayar destekli dizayn/ Bilgisayar destekli tasarım
CIE	: Commission Internationale de l'Eclairage
dk	: Dakika
F	: Fırınlama
g	: Gram
HO	: Highly opacity
HT	: Highly translucent
IEP	: IPS e.max Press
KO	: Kontrast Oran
KO	: Kontrast oran
LT	: Low translucency
mm	: Milimetre
MO	: Medium opacity
MPa	: Megapaskal
nm	: Nanometre
°C	: Santigrat
sn	: Saniye
TC	: Turkom Cera
TP	: Translusensi Parametresi
Y-TZP	: Yttrium ile stabilize tetragonal zirkonyum polikristali
ΔE	: CIE LAB renk değişim miktarı
μm	: Mikrometre

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Porselenin yapısı.....	6
Şekil 2.2. Elektromanyetik spektrum	28
Şekil 2.3. Munsell renk sistemi	30
Şekil 2.4. Renk Tonu	31
Şekil 2.5. Renk Değeri.....	32
Şekil 2.6. Renk Değeri ve Yoğunluğu	32
Şekil 2.7. CIE Tristimulus Değerleri Eğrisi ve XYZ Sistemi	34
Şekil 2.8. CIE L*a*b* Renk Sistemi ve Koordinatları.....	35
Şekil 2.9. Düzgün ve Dağınık Yansıma	37
Şekil 2.10. Kolorimetre Renk Ölçüm Cihazı.....	41
Şekil 2.11. Spektrofotometre	41
Şekil 3.1. Mum modelaj ve manşetten çıkan kor yapısı.....	44
Şekil 3.2. EP 600 fırını	44
Şekil 3.3. Turkom Cera alt yapı örnekleri	46
Şekil 3.4. Programat P300 fırını	46
Şekil 3.5. Örnekler için hazırlanan plastik kalıp	46
Şekil 3.6. Turkom Cera üst yapı seramiği uygulanmış hali.....	48
Şekil 3.7. Örnek kalınlıklarının dijital kumpas ile ölçülmesi	48
Şekil 3.8. Çalışmada kullanılan örnekler.....	49
Şekil 3.9. Spektrofotometre cihazı ile translusensi ve renk ölçümü.....	49
Şekil 4.1. Alt yapı örneklerinin TP değerleri arasındaki ilişki	51
Şekil 4.2. Sistemler içerisinde fırınlama sayısına göre TP değerleri arasındaki ilişki ...	54
Şekil 4.3. Alt yapı örneklerinin L* değerleri arasındaki ilişki	57

Şekil 4.4. Sistemler içerisinde fırınlama sayısına göre L^* değerleri arasındaki ilişki....	61
Şekil 4.5. Sistemler içerisinde kalınlık değişimine göre L^* değerleri arasındaki ilişki.	63
Şekil 4.6. Sistemlere göre L^* değerleri arasındaki ilişki	63
Şekil 4.7. Alt yapı örneklerinin a^* değerleri arasındaki ilişki	64
Şekil 4.8. Sistemler içerisinde fırınlama sayısına göre a^* değerleri arasındaki ilişki	66
Şekil 4.9. Sistemler içerisinde kalınlık değişimine göre a^* değerleri arasındaki ilişki ..	68
Şekil 4.10. Farklı porselen kalınlığı içerisinde sistemlere göre a^* değerleri arasındaki ilişki	69
Şekil 4.11. Alt yapı örneklerinin b^* değerleri arasındaki ilişki.....	70
Şekil 4.12. Sistemler içerisinde fırınlama sayısına göre b^* değerleri arasındaki ilişki ..	72
Şekil 4.13. Sistemler içerisinde kalınlık değişimine göre b^* değerleri arasındaki ilişki.....	74
Şekil 4.14. Farklı porselen kalınlığı içerisinde sistemlere göre b^* değerleri arasındaki ilişki	75
Şekil 4.15. Sistemlerin fırınlama sayılarına göre elde edilen ortalama renk farkı (ΔE) değerleri arasındaki ilişki	76

TABLULAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Renk farkları (ΔE) - klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri (O'Brien).....	36
Tablo 4.1. Alt yapı örneklerinin TP değerleri	51
Tablo 4.2. Sistemlere ve porselen kalınlıklarına göre TP değerleri.....	53
Tablo 4.3. Her bir sistemin kalınlık alt grubuna göre 1.F, 3.F ve 5.F TP ölçümlerinin birbirleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri	54
Tablo 4.4. Sistemlerin TP değerlerinin karşılaştırılmasında elde edilen p değerleri	56
Tablo 4.5. Porselen kalınlığı değişimine göre TP değerlerinin karşılaştırılmasında elde edilen p değerleri.....	56
Tablo 4.6. Sistemlerin alt yapı L* değerleri.....	57
Tablo 4.7. Sistemlere göre L* değerleri.....	60
Tablo 4.8. Sistemlerin kalınlık alt grubunun L* ölçümlerine göre 1.F, 3.F ve 5.F işlemleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.	61
Tablo 4.9. Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında L* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.....	62
Tablo 4.10. Farklı porselen kalınlıkları içerisinde sistemler arasında L* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri	62
Tablo 4.11. Sistemlerin alt yapı a* değerleri	64
Tablo 4.12. Sistemlere göre a* değerleri	65
Tablo 4.13. Sistemlerin kalınlık alt grubunun a* ölçümlerine göre 1.F, 3.F ve 5.F işlemleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri	66

Tablo 4.14. Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında a^* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri	67
Tablo 4.15. Farklı porselen kalınlıkları içerisinde sistemler arasında a^* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri	67
Tablo 4.16. Sistemlerin alt yapı b^* değerleri	70
Tablo 4.18. Sistemlerin kalınlık alt grubunun b^* ölçümlerine göre 1.F, 3.F ve 5.F işlemleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri	72
Tablo 4.19. Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında b^* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri	73
Tablo 4.20. Farklı porselen kalınlıkları içerisinde sistemler arasında b^* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri	73
Tablo 4.21. Fırınlama sayılarına göre elde edilen ortalama renk farkı (ΔE) değerleri ..	77
Tablo 4.22. Farklı fırınlama sayılarına göre sistemler arasındaki elde edilen ortalama renk farkı (ΔE) değerleri arasındaki ilişki.....	78
Tablo 4.23. Porselen kalınlığı değişimine göre farklı fırınlamalar arasında ΔE değerlerinin karşılaştırılmasında elde edilen p değerleri	79
Tablo 4.24. Farklı porselen kalınlıkları içerisinde sistemler arasında ΔE değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri ...	79
Tablo 4.25. Farklı fırınlama sayısına göre sistemlerin ΔE değerleri	80
Tablo 4.26. Sistemlerin farklı fırınlamalar sonrası TP, L^* , a^* ve b^* değerleri	80
Tablo 4.27. Sistemlerin farklı kalınlıklar sonrası TP, L^* , a^* ve b^* değerleri.....	80

1. GİRİŞ

Protetik tedavi eksik diş ve/veya dişlerin fonksiyonlarını yeniden sağlamalıdır. Ancak bir restorasyonda, fonksiyon kadar estetik özellikler de büyük önem taşımaktadır. Diş hekimleri, kayıp diş dokularının restorasyonunda estetiğin sağlanabilmesi için diş rengine uygun materyaller kullanarak doğal restorasyonlar elde etmeye çalışmışlardır ve bunun içinde porselenden yararlanmaktadırlar.^{1,2} Porselenlerin kırılmasını önlemek amacıyla metal alt yapı kullanılmıştır.

Metal destekli restorasyonlar en yaygın olarak uygulanan sabit protetik restorasyonlar olmalarına rağmen, özellikle estetiğin ön plana çıktığı bölgelerde metal alt yapıları nedeniyle metal renginin diş etine yansımaları beklentileri karşılamakta yetersiz kalabilmektedir. Estetik beklentilerin artması, teknolojik gelişmeler metal desteksiz seramikleri ön plana çıkarmıştır. Metal desteksiz seramikler (tam seramik sistemler) doğal dişe çok yakın estetik sonuçlar alınabilmesini sağlamaktadır.^{3,4}

Protetik restorasyonların başlangıç estetik başarısı restoratif materyal ve doğal diş arasında mükemmel renk uyumuna bağlıdır. Bu renk uyumunun stabilitesi, restorasyonun uzun dönem estetik başarısını getirir. Tam seramik sistemler, alt yapı (kor) ve üst yapı (veneer) porseleni olmak üzere iki tabakadan hazırlanır. Kor yapı, kristalin içeriğinden dolayı yüksek opasiteye (matlığa) sahiptir. Üst yapı porseleni ise saydam karakterdedir. Böylece daha translusens olan üst yapı porseleni sayesinde daha doğal bir görünüm oluşur ve restorasyonun ışık geçirgenliğini etkiler. Dolayısıyla kor-veneer kalınlığı restorasyonun final rengini etkileyebilir ve ışık altında farklı renklerde görünmesine de sebep olabilir.^{5,6} Renk birçok faktörden etkilenebilmektedir. Kalınlık gibi fırınlama sayısı da rengi etkileyen faktörlerdendir.⁷ Fırınlamanın seramik yüzeyindeki boyar maddelere etkisinin değerlendirildiği çalışmalarda fırınlama

sıcaklığına bağlı olarak pigmentlerin stabilitesinin bozulduğu ve tekrarlayan fırınlamaların rengi değiştirdiği bulunmuştur.^{8,9}

Tüm bu bilgilerin ışığında klinik çalışmalarımıza da ışık tutacak çalışmamızda, standart renkte üretilen üç farklı tam seramik sisteminde, değişen veneer kalınlıkları ve fırınlama sayısının renk değişimine ve translusensliğe etkisinin araştırılması amaçlanmıştır. Çalışmamızın hipotezi, farklı kalınlıktaki üst yapı porseleni ve tekrarlayan fırınlama sayısının restorasyonun final rengi ve translusensliğini etkileyeceği şeklinde belirlenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik kelimesi, Yunanca bir sözcük olan ve ‘topraktan gelme, yakılmış olan’ anlamlarını taşıyan ‘keramikos’ tan gelmektedir.¹⁰ Seramik kullanımı 10.000 yıl önceki taş devrine kadar uzanmaktadır.¹¹ Çeşitli süs eşyalarının yapımında kullanılan ilk seramikler; opak, zayıf ve poröz yapıda olduğu için diş hekimliğinde kullanılması pek uygun görülmemiştir. Daha sonraları diş hekimliğinde kullanılan seramiğin özel bir tipi olarak geliştirilen porselen, mesleğimizde kullanılmaya uygun bir malzeme olarak kabul edilmiştir.² M.Ö. 50 yıllarında Çinliler tarafından yapılmış olan porselenin Avrupa’ya getirilmesi, XVI. yüzyılda Portekizli denizciler sayesinde gerçekleşmiştir.¹⁰ Porselen, İtalyanca küçük deniz kabuğu anlamına gelen ‘porcellana’ kelimesinden türetilmiştir. Porselen, seramiğin en üstün ve en mükemmel formudur. Benzer şekilde, ‘dental seramikler’ ifadesi daha geniş bir materyal grubunun tanımlanmasında kullanılırken, ‘dental porselenler’ deyimini alt gruplardan birini ifade etmektedir. Bu deyim geleneksel olarak, içinde farklı kristal partiküllerinin serpiştirildiği cam matriks içeren, dayanıklı ve camsı seramik materyaller için kullanılmaktadır. Camsı yapı, düzensiz bağlar içeren, zayıf, amorf ve tamamen transparandır. Kristalin yapı ise daha düzenli bir atomik dizilişe sahiptir ve daha dayanıklıdır.¹² Porselen diş hekimliğinde ilk olarak, 1774 yılında Duchateau tarafından kullanılmıştır.¹³ 1774 yılında eczacı Alexis Duchateau, diş hekimi Nicholas Dobuis de Clemant ile birlikte porselen dişlerin kullanıldığı bir protez yapmıştır. Duchateau ve Dobuis de Clemant, porselen dişlerin formülasyonlarını geliştirerek, Fransız ve İngiliz patentlerini almışlardır. 1808 yılında Paris’te yaşayan İtalyan diş hekimi Giuseppe Angelo Fonzi, terrometalik olarak adlandırdığı dişleri üretmiştir. Bu sayede ilk kez içinde platin pinler gömülü olan, kişiye özel ve küçük blok porselen dişleri üretilmiştir.¹¹ 1886 yılında A. E. Matteson ilk kez altın alt yapılı

porceleni geliştirilmiştir.¹³ 19. Yüzyılın sonlarına doğru çeşitli seramikçiler porceleni diş hekimliğinin çeşitli dallarına yaymaya çalışmaktaydılar. Önceleri eksik diş boşluklarına uyacak şekilde blok porcelenler hazırlanmaktayken, porceleni kaviteye göre pişirmeyi ilk olarak 1887 yılında Dr. Charles Land ortaya koymuştur. Land 1903 yılında, ‘jaket kuron’ olarak adlandırılan, platin folyo yaprak üzerine fırınlanan yüksek ısı porcelenlerini kullanarak tam seramik restorasyonların üretimini gerçekteşirmiştir. Bu restorasyonların estetik kaliteleri yanında, bir dezavantaj olan düşük bükülme dayanımları, kırıkların meydana gelmesine sebep olmuştur.^{11, 13-15} 1950’li yıllarda lösit ilavesi porcelenin genleşme katsayısını, altın ilavesi ise alt yapı metaline bağlanma kuvvetini arttırmıştır.¹² 1958 yılında ise Vines ve ark.^{2, 16} vakum ile pişirilen ince seramik tozunu ve vakumlu fırınlamayı geliştirmişlerdir. 1962 yılında Weinstein ve ark.¹⁵, uzun süreli estetik performans ve klinik başarı gösterebilen metal seramik restorasyonları geliştirmişlerdir. Bu restorasyonlar % 11-15 oranında potasyum oksit içeren porcelen tozu ile desteklenmiş metal destekli restorasyonlardır. Ancak metal seramik sistemlerinde; estetik, metal-seramik bağlantısı, renk uyumu gibi bazı dezavantajları mevcuttur.¹⁷ 1965 yılında McLean ve Hughes, alt yapının platin folyo üzerinde metal destek olmaksızın fırınlanarak kullanıldığı bir sistem geliştirmişlerdir. Bu sistemde; % 40-50 oranında alumina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş yüksek dirençli bir seramiği alt yapı olarak kullanıp kırılma dayanımında önemli bir artış sağlamışlardır.^{3, 15, 18} Dayanıklılık, ‘platin folyo’ tekniği sayesinde %20 oranında artırılmış olsa da; yetersiz translusentlik ve tebeşirimsi görüntü meydana gelmesi sonucunda, yeterli estetiğin sağlanabilmesi için porcelen veneerleme ihtiyacı doğmuştur.^{11, 15, 18} 1972 yılında ise Southan ve Jorgensen’in ‘refraktör day’ materyalini geliştirmeleri ile restorasyonun fırına taşınabilmesi için bir platin yaprak gerekliliğini ortadan kaldırarak diş hekimliğinde tam seramik sistemleri yaygınlaşmıştır.¹⁷ 1984

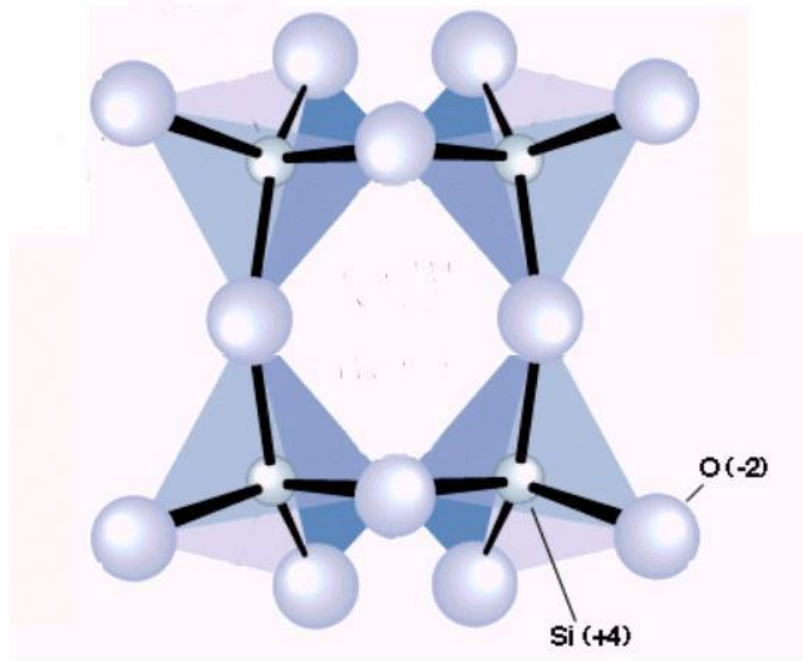
yılında Adair ve Grossman tarafından camın kontrollü kristalizasyonu ile meydana gelen dökülebilir bir cam seramik olan Dicor üretilmiştir.^{15, 18, 19} 1983 yılında Zürih Üniversitesinde, %35-50 lösit içeren, ısı ve basınç altında şekillendirilebilen bir cam seramik olan IPS Empress üretilmiştir. Bu materyallerin tam seramik kuron restorasyonlarının yapımında kullanılabilmesine rağmen köprü restorasyonları için yeterli dayanıklılığa sahip olmadığı görülmüştür.²⁰⁻²² 1983'te O'Brien geleneksel aluminöz seramikten daha dayanıklı ancak ısıl genişleme katsayısı daha yüksek olan magnesia-core maddesini geliştirmiştir. 1989'da Sadoun, yüksek dayanıklılığa sahip In-Ceram sistemini tanıtmıştır.²³ 1990'ların sonunda kırılma dayanıklılığı diğer materyallere göre daha yüksek olan IPS Empress II geliştirilmiştir. %60 oranında lityum disilikat kristalleri içeren IPS Empress II tam porselen sistemi ile ikinci premolar dişlere kadar üç üyeli köprü yapımı mümkün olmuştur.^{20, 24, 25} 2005 yılında geliştirilen IPS e.max Press ise; preslenebilir ingotlara sahip %70 lityum disilikat içerikli bir cam seramik materyalidir. Sistemin Empress ve Empress II sistemlerinden farkı, dört farklı opasiteye sahip ingotları sayesinde estetik kaliteyi artırması yanında oldukça dirençli olmasıdır.^{26, 27} Zirkonyum oksit, tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacı ile yapıya ilave edilen son malzemelerden birisi olmuştur. In-Ceram Alumina sisteminin bir modifikasyonu olan In-Ceram Zirconia, cam infiltre aluminaya %35 oranında parsiyel stabilize zirkonya ilave edilmesi ile elde edilen bir alt yapı seramiğidir. Tam seramik restorasyonlar için en son geliştirilen alt yapı materyali, CAD/CAM teknolojisi kullanılarak şekillendirilebilen yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) esaslı seramik bloklardır.^{20, 28}

Tam seramik sistemlerin gelişimi ile metal alt yapının görsel yansımasından kaynaklanan özellikle estetik olumsuzluklar ortadan kalkmakta ve restorasyon yüzeyine gelen ışığın geçişine imkan verilmektedir. Ayrıca kullanılan restoratif maddeler

arasında en yüksek biyolojik uyumu gösterdikleri de bilinmektedir.²⁹ Üstün estetik özellikleri seramik sistemlere olan ilgiyi daha da arttırmıştır. Tam seramik sistemlerin geliştirilmesi ile ilgili çalışmalar, günümüzde de son hızla devam etmektedir.

2.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Protez terimlerine göre seramikler; birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimden meydana gelmektedir.^{13, 30} Bu bileşimde büyük oksijen atomları bir matriks görevi görür ve küçük metal atomları, yarı metal elementlerle (alüminyum, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silisyum, sodyum, titanyum ve zirkonyum) oksijen atomları arasındaki boşlukları doldurur (Resim 1). Oksijen iyonu ile silisyum arasındaki tetrahedral yapıda üniteler seramiklerin esasını teşkil eden kimyasal bağları oluşturur. Seramik kristalindeki atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent bağ özelliğindedir. Bu güçlü bağlar seramiğe stabilite, sertlik, ısıya ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler kazandırır. Fakat diğer taraftan aynı yapı, seramiği kırılgan bir hale de getirmektedir.



Şekil 2.1. Porselenin yapısı

Silisyum tetrahedral dental seramiğin çekirdek yapısı olup dental seramiği oluşturan feldspar, kaolin ve kuartzın yapısına girer ve bir kompozisyon oluşturur. Yapı üç boyutludur. AlO_4 ve SiO_4 grupları tetrahedral yapıdadır. Aluminyum, silika ağı içerisinde. Tüm porselenlerin temel yapısı ise; feldspar, kaolin, kuartz olmak üzere üç esas maddeden oluşur. Ayrıca akışkanlar ve cam modifiye ediciler, ara oksitler, renk pigmentleri, opaklaştırıcı ajanlar ve lüminesans özelliği veren ajanlar da bulunur.^{31, 32}

2.2.1. Feldspar

Feldspar : %75-85 oranında bulunan feldspar, porselenin ana yapısını teşkil eder. Potasyum alumina silikat ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) ve sodyum alumina silikat ($Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) karışımıdır. Fırınlama sırasında 1100-1300°C de eriyerek kuartz ve kile matriks oluşturur. Yüksek ergime dereceli bileşenlere akışkanlık kazandıran feldspar, ısıya daha dayanıklı bileşenleri tutar, birbirlerine bağlar ve camsı yapıdan sorumludur. Feldspar seramiğin kenarlarının yuvarlaklaşmasını, diş formunun ve yüzey detaylarının kaybolmasını önler. Porselene şeffaflık kazandıran bir eriticidir.^{13, 33}

2.2.2. Kuartz (Silika-SiO₂)

Kuartz (SiO_2) yeryüzünde yaygın olarak dağılmış olup bazı kayalardan, deniz kumu ve çakıllardan elde edilir. Dental seramiklerde desteklik görevi yapar ve büzülmeyi ayarlar. Kütleye stabilite sağlayarak dayanıklılığını artırır. Porselenin yapısında % 11-18 arasında bulunur.^{31, 34}

2.2.3. Kaolin (Kil-Aluminyum Hidrat Silikat- $Al_2O_3.2SiO_2.2H_2O$)

Aluminyum hidrat silikat yapısındadır. Çin kili olarak adlandırılabilen bu madde ısıya oldukça dayanıklıdır ve 1800 °C'de erir. Adeziv özellikte olduğundan su ile karıştırıldığında yapışkan hale gelir; kuartz ve feldspar için bağlayıcıdır. Seramiğin işlenebilmesini kolaylaştırır. Opak olduğu için az miktarda, yaklaşık % 1-5 oranında kullanılır.^{19, 35, 36} Opak yapısı nedeniyle, ışık geçirgenliği yoktur. Bu yüzden günümüz

porselen sistemlerinin kaolin içermesi tercih edilmemektedir. Düşük kaolin içeren bileşenlerin camsı fazı daha fazladır.^{31, 37-39}

2.2.4. Akışkan ve Cam Modifiye Ediciler

Magnezyum, potasyum, sodyum ve kalsiyum oksitler cam modifiye edici ajanlardır. Bu ve benzeri alkali metal iyonları uçlardaki oksijen atomlarıyla bağ yapar, oksijen silikon bağlarını bozarak ısıl genişleme katsayısını artırır ve silisyum tetrahidrat yapının oluşmasını engeller. Cam modifiye edici ajanlar aynı zamanda viskoziteyi azaltır ve erime sıcaklığını da düşürürler.^{40, 41}

2.2.5. Ara Oksitler

Seramiklerin içine katılan ara oksitlerle akışkanlığa karşı direnç hedeflenmektedir. Bu nedenle seramikleri düşük fırınlama ısısında, yüksek viskozitede üretmek gerekmektedir. Ara oksitlerin kullanımı ile bu mümkün olmaktadır. Camın sertliği ve viskozitesi, alüminyum oksit gibi ara oksitlerin kullanımı ile artmaktadır.⁴¹

2.2.6. Renk Pigmentleri

İlk rengi beyaz olan seramik, translüsent bir yapıya sahiptir. Renk ve gölge değişimleri pigment ilaveleriyle elde edilir. Pigmentler seramik karışımları ile birlikte pişirilen metal oksitlerdir. Genel olarak glazür materyali, bor oksitleriyle beraber kullanılan, pişmeyi kolaylaştırıcı katkılardan hazırlanır.^{18, 42} Titanyum oksit sarı renk, uranyum oksit sarı-portakal rengi, krom alüminat gül rengi, metalik altın kahverengi-kırmızı renk, demir ya da nikel oksit kahverengi renk, kobalt alüminat mavi renk, krom ya da bakır oksit mavi-yeşil renk, manganez gri-lavanta yeşili renk, demir fosfat ya da platin gri renk verir.^{18, 40, 41}

2.2.7. Opaklaştırıcı Ajanlar

Diş rengine benzer etki oluşturulmasında, porselene yoğun renk fritleri (çini hamuru) eklenir. Ancak porselenin fazla şeffaf olmasından dolayı bunlar yeterli olmaz.

Özellikle dentin renkleri yüksek opasiteye gereksinim gösterir. Opaklaştırıcı ajanların ilavesi çok hassas bir işlemdir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince tanecik boyutlarında öğütülmüş metal oksitler içerir. Bu amaçla sıklıkla seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksit kullanılır. Porselenler içinde, partikül boyutları ve cam matriks içinde dağılımları farklı olan opaklaştırıcı ajanlar, ışığı farklı şekilde yansıtırlar.^{31, 41}

2.2.8. Parlaklık (Lüminesans) Özelliği Veren Ajanlar

Lüminesans; parlama ışıldaama anlamına gelir. Flouresans ve fosforesans adı verilen iki optik etkinin birleşimi ile oluşur. Fosforesans, üzerine gelen primer ışık ortadan kalktıktan sonrada daha önce absorbe ettiği ışınlardan daha uzun dalga boylu ışık yaymaya devam eden cisimlerin özelliğidir. Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerde bu özellik görülmez. Belli bir dalga boyuna sahip ışınların cisim tarafından absorbe edilerek daha uzun dalga boylu bir radyasyon şeklinde geri yayılmasına 'flouresans', bu tür cisimlere 'flouresan' denir.^{3, 43} Doğal dişler gün ışığında bir miktar flouresans gösterirler. Seramik üreticileri flouresans özelliğinin elde edilmesinde büyük ilerlemeler sağlamışlardır. Bazı yeni seramikler ultraviyole ışık altında mavimsi beyaz bir flouresans özelliğine sahiptir. Bu özelliğin elde edilmesi uranyum tuzları ve sodyum diüronat gibi radyoaktif maddelerin eklenmesiyle gerçekleşmekteydi. Ancak günümüzde bunların zararlı etkileri nedeniyle europinyum, samaryum, uterbiyum gibi dünya elementleri kullanılmaya başlanmıştır.^{33, 43-45}

2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Günümüzde birçok farklı porselen sınıflaması bulunmasına rağmen en geçerli olan sınıflama şekli, porselenleri içeriklerine göre sınıflamış olan O'Brien'in sınıflamasıdır.³

2.3.1. İçeriklerine Göre;³

1. Metal destekli sistemler
2. Tam seramikler
 - a. Kuvvetlendirilmiş alt yapı seramikleri
 - i. Alumina
 - ii. Spinel enjeksiyon dökümü
 - iii. Magnesia
 - iv. Zirconia
 - b. Feldspatik porselen
 - i. Lössit oranı düşük
 - ii. Lössit oranı yüksek
 - c. Dökülebilir cam seramikler
 - i. Mika içeren
 - ii. Lössit içeren
 - iii. Lityum disilikat içeren

2.3.2. Erime Isılarına Göre;⁴⁶⁻⁴⁸

1. Yüksek ısı porselenleri (1315 °C-1370 °C)
2. Orta ısı porselenleri (1090 °C-1260 °C)
3. Düşük ısı porselenleri (870 °C-1065 °C)
4. Ultra-düşük ısı porselenleri (650 °C-850 °C)

2.3.3. Şekillendirme Türlerine Göre;⁴⁶

1. Fırınlanan porselenler
2. Dökülebilir porselenler

2.3.4. Kullanım Alanlarına Göre;^{49, 50}

1. Metal kuron ve köprü protezlerinde uygulanan porselenler
2. Tam porselen kuronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu veneerlerde uygulanan porselenler
3. Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler

2.3.5. Yapım Tekniklerine Göre;^{1, 50, 51}

1. Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar
2. Döküm metal üzerine hazırlanan restorasyonlar
3. Metal folyo üzerine hazırlanan restorasyonlar
4. Elektroliz yöntemiyle metal alt yapı üzerine hazırlanan restorasyonlar
5. Tam seramik restorasyonlar
6. Geleneksel toz- likit karışımı ile yapılan seramikler
7. Dökülebilir seramikler
8. Presleme ile hazırlanan seramikler
9. İnfiltrasyon seramikler
10. Frezleme ile üretilen seramikler

2.4. Tam Seramik Restorasyonlar

Seramikler, sahip oldukları estetik özellikleri ve biyouyumlulukları sayesinde günümüzde sıklıkla kullanılan restoratif malzemelerdir. Ancak, estetik kalitelerinin yüksek olması yanında yapıları, kırılma bir özellik göstermektedir. Yüzeylerinde meydana gelen gerilme stresinin sınırlandırılması için; porselen, daha kuvvetli bir alt yapı ile güçlendirilmelidir. Bunun için metal ya da kuvvetli bir alt yapı seramiği kullanılabilir. Bir diğer yöntem ise, porselenin tüm yapısının kuvvetlendirilmesidir.³ Tam seramik restorasyonlar, metal destekli porselenlerde görülen dezavantajları ortadan

kaldırmak amacı ile geliştirilmiştir. Metal-porselen restorasyonlara göre, tam seramik restorasyonlar gelişmiş ışık geçirgenliklerine bağlı olarak yüksek estetik potansiyele sahiptirler.⁵²

2.4.1. Tam Seramik Sistemlerin Endikasyonları:^{13, 46, 53}

1. Travma ya da çürük nedeniyle kırılmış dişlerde
2. Doğumsal ya da kazanılmış diş renklenmelerinde
3. Abrazyon, atrizyon ya da erozyon sonucu aşınmış dişlerde
4. Diastema vakalarında
5. Estetiğin en önemli unsur halini aldığı ve kapanışta yeterli mesafenin bulunduğu vakalarda
6. Normal diş kavsinden sapma gösteren dişlerde, anatomik yapıyı sağlayarak estetik ve çapraşıklığı düzenlemek amacıyla
7. Şekil bozukluğu olan dişlerde
8. Doğumsal ya da kazanılmış diş eksikliklerinde
9. Kole defektlerinde
10. Black 1, 2, 3, 4, 5 kaviterlerde
11. Aşırı harabiyeti olan endodontik tedavili dişlerde
12. Çene-yüz protezlerinde
13. Metale karşı lokal doku reaksiyonu ve alerjisi olan kişilerde
14. 14.İmplant ve abutment yapımında
15. 15.İmplant üstü restorasyonlarda tam seramik restorasyonlar endikedir.

2.4.2. Tam Seramik Sistemlerin Kontrendikasyonları:^{22, 54, 55}

1. Kuron boyu kısa dişlerde,
2. Bruksizm vakalarında,

3. Derin kapanış gibi okluzyon bozukluklarında,
4. Çiğneme basıncının yüksek olduğu bölgelerde ve kapanışın uygun olmadığı vakalarda,
5. Travmatik sporla uğraşan kişilerde,
6. Ağız hijyeni yönünden motive edilemeyen hastalarda endike değildir.

2.4.3. Tam Seramik Sistemlerin Avantajları:^{17, 56, 57}

1. Işık geçirgenliği özellikleri sayesinde estetikler.
2. Seramik yüzeyinde metal yüzeyine oranla daha az plak birikir.
3. Preparasyonun basamağının supragingival bitirilebilmesi dişetini diş kesimi ve ölçü alımı sırasındaki travmalardan korur ve restorasyonun uygulanmasından sonra bölgenin temizliğini kolaylaştırır.
4. Servikal bölgede metali gölgelemeye gerek kalmayacağı için taşkın sınırlı restorasyon riski azalır.
5. Ağız içinde kimyasal reaksiyona girme potansiyeli yüksek olan metallere oranla biyolojik olarak daha üstündürler.
6. Homojen yapıdadırlar.
7. Doğal diş dokusuna yakın ısıl genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptirler.

2.4.4. Tam Seramik Sistemlerin Dezavantajları:^{33, 58-61}

1. Diş preparasyonu, metal destekli porselen kuronlara göre daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirir.
2. Aşırı diş preparasyonu gerektirir.
3. Kullanım alanları sınırlı olabilir. Arka grup dişlerde ve köprü sistemlerinde kullanımı her sistem için uygun olmayabilir.
4. Maliyet yüksektir ve ek laboratuvar donanımı gerektirir.

5. Kırılmandırlar.
6. Gerilme kuvvetlerine dirençsizdirler.

2.4.5. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflaması

Tam seramiklerin yapım tekniklerine göre sınıflandırılması:^{1, 62, 63}

1. Sinterleme fabrikasyon tekniği
 - L6sıt (IPS Empress)
 - Alumina (Procera Allceram)
 - Floropatit (IPS e.max Ceram)
2. Isı ile presleme fabrikasyon tekniği
 - L6sıt (IPS Empress)
 - Lityum disilikat (IPS e.max Press)
 - Floropatit (IPS e.max ZirPress)
3. Slip-cast&cam infiltrasyonu fabrikasyon tekniği
 - Alumina (In-Ceram Alumina)
 - Spinel (In-Ceram Spinel)
 - Zirkonya (In-Ceram Zirconia)
4. Sert freze tekniği fabrikasyon tekniği
 - Lityum disilikat (IPS e.max CAD)
 - Feldspar (Vita Mark II)
 - L6sıt (IPS Empress CAD)
5. Yumuşak freze tekniği fabrikasyon tekniği
 - Zirkonya (Cercon, Lava, IPS e.max ZirCAD)
 - Alumina (Procera, In-Ceram AL)

6. Yumuşak freze tekniği&cam infiltrasyonu fabrikasyon tekniği

- Alumina (In-Ceram Alumina)
- Spinel (In-Ceram Spinel)
- Zirkonya (In-Ceram Zirconia)

Tam seramiklerin içeriklerine göre sınıflandırılması:²⁰

1. Cam seramikler:

a. Lössit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Optec OPC (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Almanya)
- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

b.Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

c.Feldspatik seramikler

- Vitablocks Mark I (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Vitablocks Mark II (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Vita Triluxe Block (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

2. Alumina Esaslı Seramikler:

- a. In-Ceram Alumina (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- b. In-Ceram Spinel (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- c. In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- d. Procera All- Ceram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- e. Turkom- Cera (Turkom-Ceramic, Malaysia)
- f. Synthoceram (Cicero, Horn, Hollanda)

3. Zirkonya Esaslı Seramikler:

- a. Cerec, Cerec II, Cerec III (Sirona, Bensheim, Almanya)
- b. Evolution D4D (D4D Technologies)
- c. Vita In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik)
- d. DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre)
- e. Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- f. Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya)
- g. Kavo Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
- h. Zeno Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya)
- i. Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya)
- j. Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya)
- k. Celay (Vita, , Bad Sackingen, Almanya)

2.4.5.1. Cam Seramikler

Feldspatik seramikler, lösit ile güçlendirilen seramikler ve lityum disilikat seramikler cam seramikler grubunda yer alır.

Vitablocks Mark I: Feldspatik bir seramiktir. Yapısı, dayanıklılığı ve aşınma özellikleri metal-seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik seramiğe benzemektedir. Bükülme direnci 93 MPa'dır.¹

Vitablocks Mark II: 1991 yılında Cerec 1 sisteminde kullanılmak üzere geliştirilmiş, frezlenebilen feldspatik bir seramiktir. Vitablocs Mark I'e kıyasla dayanıklılığı arttırılmış ve tanecik boyutu 4 µm' ye küçültülmüştür.¹ % 60-64 SiO₂ ve % 20-23 Al₂O₃ içerir. HF asit ile pürüzlendirilerek mikromekanik retansiyon sağlanır ve adeziv simantasyon yapılır. Dezavantajı monokromatik olmasıdır. Bu dezavantajdan dolayı estetiği arttırmak için renk seçeneği daha fazla olan Vita Triluxe Block üretilmiştir.

Vita Triluxe Bloc: Monokromatik bir restorasyonun estetik dezavantajlarını aşmak ve doğal dişlerin optik görünümünü taklit etmek için, multi-renkli bir seramik blok olan Vita Triluxe Bloc 3 boyutlu tabakalı yapıyı oluşturmak için üretilmiştir. Bu multi-renkli seramik bloğun iç üçlüsü: 1.tabaka opak alt yapı, 2.tabaka nötral zone bölgesi, 3.tabaka ise translusent tabakadır.⁶⁴ Cerec sisteminde üretilmektedir. Feldspatik seramiklerin işlenmesinde kullanılan diğer bir sistem Celay' dır. Vita firması tarafından üretilen feldspatik bloklar (Vita Celay Blanks), alumina bloklar (Vita Celay Alumina Blanks), spinell bloklar (Vita Celay Spinell Blanks) ve zirkonya bloklar (Vita Celay Zirconia Blanks) kullanılabilir. Bu kopya-freze tekniğinde restorasyonların akrilik dizaynı Vita Triluxe bloklarından dublike edilir.²⁰ Celay-kopya freze cihazının ana prensibi, kapı anahtarı yapma düzeneklerindeki prensibe çok benzemektedir.⁶⁵ Celay cihazında iki oda vardır. Cihazın sol tarafındaki bölüme tarama veya kopyalama odası, sağ tarafındaki bölüme aşındırma veya freze odası denir. Freze işlemi özel bir türbin sistemi ile gerçekleştirilir. Kullanıcı, yapılacak olan restorasyonun maketini tarama odasında manuel olarak tararken, aşındırma odasındaki türbin sistemi, tarayıcı uçlarla senkronize olarak seramik blok üzerinde aşındırma işlemini yapar.^{66, 67}

IPS Empress: Lössit kristalin fazı ile üretilen ilk cam seramik IPS Empress' tir. 1990 yılında Wohlwend tarafından temel yapısı açıklanan sistem, kristalin lössit fazı (KAlSi_2O_6) içerir. Kontrollü yüzey kristalizasyon mekanizması ile cam seramik matriks içinde yaklaşık $1\mu\text{m}$ 'lik kristaller üretilmektedir. Empress materyalinin içeriği; %63 SiO_2 , %17,7 Al_2O_3 , %11,2 K_2O , %4,6 Na_2O , %1,6 CaO , %0,7 BaO , %0,6 B_2O_3 ve %0,2 TiO ' ten oluşmaktadır.^{68, 69}

Bu tip feldspatik porselen ingotlar halinde hazırlanır. Tam konturlu kuronlar mumlanır, fosfat bağlı revetmana alınır ve alumina pistonlu özel bir kalıba yerleştirilir. Seramik ingotlar pistonun altına yerleştirilir ve $1150\text{ }^\circ\text{C}$ 'ye kadar ısıtılır ve yumuşatılan

seramik kalıba basınç altında gönderilir. Özel fırında 20 dk. boyunca preslenerek restorasyon elde edilir. Kuronun final rengi renklendirme ajanlarıyla ya da tabakalama ile sağlanır. Tabakalama tekniğinde orijinal mum-modelaj yaklaşık 0,3 mm geri kazınır. Fırınlamanın ardından kor alt yapının üzerine konturları sağlamak ve doğru rengi sağlayabilmek için feldspatik porselen eklenir. Boyama tekniğinde de tek başına glazür esnasında boyanmasıyla elde edilebilir.^{2, 24}

IPS Empress I sisteminin, ışık geçirgenliği ve renk özellikleri doğal dişe oldukça yakın olup, estetik kalitesi oldukça yüksektir. Bu sistem kullanılarak, son derece estetik laminate veneer, inlay, onlay ve tek kuron restorasyonlar yapmak mümkündür. Ancak renklenmiş veya metal post kor uygulanmış dişler, metal abutment kullanılan implant üstü protezlerde, yüksek yarı geçirgenlikleri nedeniyle kullanımları endike değildir.^{1, 15, 70-72}

Optec OPC: Ağırlık olarak %50 oranında lösit kristalleri içeren, feldspatik yapıda olan bir camdır. Alt yapı kullanılmaksızın hazırlanan tam seramik kuronlar folyo ya da ısıya dayanıklı kökler üzerinde şekillendirilmektedir. Optec, son derece estetik bir sistemdir ancak kenar uyumunun yetersiz olması en büyük dezavantajdır. Lösit ile güçlendirilen seramik kondanse edilirken ve sinterlenirken hacimsel olarak küçülmekte, bu durum kenar uyumunu olumsuz yönde etkilemektedir. Optec sistemi, 140 MPa çekme mukavemetine sahiptir, eğme mukavemeti ise 110-150 MPa arasındadır.^{2, 11, 17, 73}

IPS ProCAD: IPS Empress'e benzer şekilde lösit kristalleriyle güçlendirilmesine rağmen daha ince partikül büyüklüğüne sahiptir. Cerec in Lab sistemi (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile kullanılması için takdim edilmiştir ve çok sayıda renkleri mevcuttur.^{74, 75}

IPS Empress II: IPS Empress I' den farklı olarak, esas kristalin fazı %60 oranında lityum disilikattan ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) meydana gelmesidir.^{20, 76, 77} İkinci kristal faz lityum ortofosfat (Li_3PO_4) içermektedir ve daha düşük hacimdedir. Bu cam seramiğin mekanik özellikleri lösit cam seramiklerin mekanik özelliklerinden oldukça yüksektir. Fleksural (esneme) dayanıklılığı 350-450 MPa' dır ve kırılma dayanımı yaklaşık olarak lösit cam seramiklerden 3 kat daha fazladır.⁷⁸ IPS Empress düşük dayanıklılık değerlerinden dolayı dental köprülerin yapımı mümkün olamamıştır. Daha sonra 1998 yılında cam matrikse eklenen lityum disilikat kristalleri ile materyal aralığı genişletilerek IPS Empress II sistemi geliştirilmiştir.^{71, 79}

IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kayıp mum ve ısı ile pressleme tekniği ile üretilen bir lityum disilikat ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) cam seramiğidir. Cam seramik ingotlar 920°C 'de vakum ve basınç altında preslenir. Lityum disilikat cam seramik kor yapısı üzerine, restorasyonun son şeklini vermek için tabakalama tekniği ile yerleştirilir ve floraapatit yapıdadır. Bu iki materyalin ısıl genişleme katsayıları birbirleriyle uyumludur.³⁵

IPS Empress II sistemi ile anterior ve posterior kuron restorasyonu, en fazla ikinci premolara kadar uzanan anterior köprüler hazırlanabilir.³⁵

IPS e.max Press: 2005 yılında lityum disilikat cam seramik bloklar halinde basınçlı döküm tekniği için üretilmiştir ve genellikle alt yapı seramiği olarak kullanılmaktadır. Sistemin içeriği IPS Empress II ile aynı olmasına rağmen, farklı fırınlama tekniği sayesinde fiziksel özelliği ve estetiği artırılmış bir materyaldir. IPS e.max Press ingotlar, 400 MPa' lık bükülme direnci ile preslenebilir cam seramikler arasında en yüksek direnci gösterirler.⁸⁰ IPS e.max Press sisteminde, restorasyonun istenilen şekli mum ile hazırlandıktan sonra, mum model özel bir muflaya alınır. Mum

modelin kayıp mum tekniği ile uzaklaştırılması işleminden sonra, cam külçelerin özel bir fırında, yaklaşık 920°C'de 5-15 dk. da preslenmesi gerçekleştirilir.

Temel kristal faz olan lityum disilikat 3-6 µm uzunluğundaki iğne benzeri kristallerden oluşur. Bu lityum disilikat kristaller cam matriks içine gömülmüş şekildedir. IPS e.max Press seramik ingotları içeriğinde ağırlıkça; % 57–80 SiO₂, % 11–19 Li₂O, % 0–13 K₂O, % 0–11 P₂O₅, % 0–8 ZrO₂, % 0–8 ZnO ve % 0-10 diğer oksitler ve seramik pigmentleri bulunmaktadır.⁸¹ IPS e.max Press polikromatik multi ingot ya da farklı derecede opasiteleri olan (MO, LT, HO, HT, MT) monokromatik ingotlardan elde edilir. Genel olarak MO ingotlar orta opasiteli ingotlardır. MO-0'dan MO-4'e kadar değişen renkleri vardır ve vital ya da hafif renklenmiş preparasyonlar için ideal alt yapıların oluşturulmasına olanak sağlarlar. LT ingotlar daha translusensdir. 16 A-D ve 4 beyazlatma renginde olup ince veneerlerde kullanılabilir. Yüksek opasiteli HO ingotlar ise opasitelerine bağlı olarak devital, yoğun renklenmiş preparasyonların ya da metal alt yapıların maskelenmesinde kullanılabilirler. Diş renginde ve yüksek estetikle preslenen alt yapılar daha sonra IPS e.max Ceram ile veneerlenirler. Ivoclar Vivadent firması inley ve onleyler için, ideal seramik materyali olan yüksek translusensli HT ingotları takdim etmiştir. Bu ingotların özelliği, bukalemun etkisi olarak bilinen, seramik materyalin mevcut diş dokularının rengini almasıdır. MT ingotlar ise, orta derecede translusensliğe sahiptirler. MT ingotlar, HT ingotlarından daha parlak ve LT ingotlarından daha translusenslik gerektiren restorasyonlarda kullanılır.⁸²⁻⁸⁴ Bu sistem ile veneer, inley, onley, kuron ve en distaldeki dayanak diş en fazla 2. premolar diş olmak üzere üç üyeli köprülerin yapımı uygundur.²⁰

2.4.5.2. Alumina Seramikler

In-Ceram Alumina: 1985'de Dr. Michel Sadoun tarafından geliştirilmiştir. In-Ceram porselen sistemi alumina ve cam denilen ve üç boyutlu olarak birbirleriyle

penetrasyon gösteren iki faz içermektedir.^{17, 85} Bu sistemde kor materyaline yüksek direnç sağlayan 1-5 mikron gren boyutuna sahip alüminyum oksit kristalleri kullanılır. Alumina kristallerinin su içindeki süspansiyonuna 'slip' adı verilir ve bu slip özel ısıya dayanıklı day alçısı üzerine sürülerek fırınlanır. Bu olaya 'slip-casting' denir. Fırınlama işlemi özel fırında 1120°C'de 10 saat sürmektedir. Bu fazın sonunda çok yoğun bir alumina tabakası oluşur. Alumina tabakasındaki yoğun alumina partikülleri oldukça poröz bir yapı oluşturur.^{35, 86} İkinci fazda, yüksek dirençli kor yapısına ulaşmak için poröz yapıdaki alumina tabakası içine erimiş cam nüfuz eder ve ince grenli alumina partiküllerini sarar. Restorasyona son şekli, güçlendirilmiş kor yapı üzerine konvansiyonel üst yapı seramik materyalinin (Vitadur N Alumina porseleni) fırınlanmasıyla verilir.^{22, 35, 87} In-Ceram alumina sisteminin anterior ve posterior bölgede tek kuron ve anterior bölgede üç üyeli köprü restorasyonlarının yapımında kullanılması uygundur.^{88, 89}

In-Ceram Spinell: Kristal olarak magnezyum spinel ($MgAl_2O_4$) içerir ve restorasyonun şeffaflığını arttırdığı belirtilmiştir. Alüminyum oksit yerine magnezyum alüminat spineli kullanıldığında ise, porselenin direncinin düştüğü bildirilmiştir. In-Ceram Alumina, opak alt yapıya sahip olduğu için 1994 yılında ona alternatif olarak üretilmiştir.^{72, 90} Alumina içerikli In-Ceram kadar sağlam bir yapı değildir (350 MPa). Estetiğin önemli olduğu ön bölge tek kuron, inley, onley uygulamalarında kullanılması önerilmektedir.²

In-Ceram Zirconia: seramiğin mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla alumina yapısına %35 oranında parsiyel stabilize zirkonyum oksit ilave edilmesiyle elde edilen, In-Ceram Alumina sisteminin modifiye edilmiş halidir.⁹¹ Seramik kor yapının üzerine feldspatik porselen yerleştirilerek restorasyon tamamlanır.^{28, 92} In-Ceram

Zirconia' nın kor materyali opak olduğu için posterior bölgede kuron ve köprü protezi olarak kullanımı uygundur.^{72, 93, 94}

Procera All Ceram: Procera CAD/CAM sistemi, bir İsveç firması olan Nobel Biocare tarafından 1986'da kuron ve köprü protezleri için titanyumdan alt yapılar üretmek amacıyla geliştirilmiştir. Sistem, biyolojik özellikleri nedeniyle metal-seramik çalışmalarında titanyum kullanılmaya başlanmasından sonra doğmuştur. Titanyum alt yapı üretimi için döküm dışında bir yol araştırılırken Procera sistemi ortaya çıkmıştır. 1993'de ise yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta % 99,5 oranında aluminyum oksit içeren seramik alt yapılar Procera All Ceram sistemi ile üretilmeye başlanmıştır. İlk yıllarda bu sistemle anterior ve posterior bölgelerde tek diş restorasyonları için tam seramik kuronlar üretilirken günümüzde laminate veneer ve köprü restorasyonları da yapılabilmektedir.⁹⁵⁻⁹⁷ Bükülme dayanımı 687 MPa'dır.⁹⁸ Aluminyum oksit alt yapıları restorasyonlar bu sistemle üretilmektedir.

Synthoceram: İlk olarak Denissen ve ark.⁹⁹ tarafından tanımlanan bir sistemdir. CICERO (Computer Integrated Ceramic Reconstruction) sisteminde cam infiltre edilmiş yüksek dayanımlı aluminyum oksit seramik kullanılmaktadır. Alt yapılar lazerle tarama, bilgisayar destekli frezeleme ve sinterleme ile üretilmektedir. Diş preparasyonu, komşu ve antagonist dişler lazer tarayıcı ile 3 boyutlu olarak bilgisayar ortamına aktarılır. Bilgisayarda dizayn edilen alt yapılar aluminyum oksit bloklardan frezelenir ve sinterlenir.¹⁰⁰ Daha sonra lösit içermeyen bir cam seramik olan Syntagon (CICERO, Hoorn, Hollanda) ile üst yapısı oluşturulur.¹⁰¹

Turkom Cera: 2005 yılında piyasadaki mevcut tam porselen sistemlerinden daha yüksek dirence sahip olacak saf aluminyum oksit (%99,98) elde edebilmek amacıyla geliştirilmiştir. Daha yüksek kırılma direncine (530-670 MPa) sahip bir malzemedir. Anterior ve posterior tek kuron restorasyonlar, anterior ve posterior 3 ya da

4 üyeli köprü restorasyonları ve tüm çene restorasyonların yapımında kullanılabilir. ^{73, 102, 103}

Turkom Cera sisteminin uygulamada özel ekipman gerektirmemesi, sinterleme işleminden sonra büzülme göstermemesi, çalışma süresinin kısa olması sistemin avantajları olarak belirtilmiştir. Üretim aşamasında iki kat plastik folyo kullanılmaktadır. Bu teknikte, çalışma modelinden alınan güdük, 0,1 mm kalınlığındaki kırmızı plastik folyo ile sarılır ve jel halindeki alumina karışımına batırılır. Bir süre kurumaya bırakılan jel daha sonra 5 dakika 1150°C’de fırınlanarak aluminöz porselen alt yapı elde edilir. Daha sonra, ‘crystal hardening (kristal sertleştirme)’ adı verilmiş cam infiltrasyon işlemine geçilir. Kristal sertleştirme işlemine başlamadan önce sinterlenmiş kopingin konturları ve uyumu kontrol edilir. Kristal sertleştirme sistemin tozu kullanılarak yapılır. Bu aşamada renklendirilmiş cam tozları pat haline getirilerek hazırlanan alt yapının üzerine uygulanır ve 1150°C’de 30 dakika boyunca tekrar fırınlanır. Fırınlama sonrası fazla cam kuşlama ya da frezeleme işlemi ile uzaklaştırılır. ^{73, 102, 103}

Turkom Cera alumina sayesinde bilinen pek çok alt yapı materyaline göre oldukça hafiftir. Bu hafiflik tek kron başına ortalama 0,2 g’dir. Ortalama olarak 13 üyeli bir köprü 2,5 g gelmektedir.

Turkom Cera yapısı gereği ince bir katmanla istenilen dayanıklılık derecesine erişebilmektedir. Bu kalınlık anterior tek kuronlar için ortalama 0,3 mm kadardır. Posteriorıda ise kalınlık 0,5 mm’nin altına inmemelidir. ¹⁰⁴ Turkom Cera alt yapının veneerlenmesinde VITA VM 7 (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) veneer seramiği kullanılmaktadır. VITA VM 7; tüm alüminyum oksit alt yapılar için geliştirilmiş düşük ısı porselenidir. ¹⁰⁵

2.4.5.3. Zirkonya Seramikler

Cerec Sistemi: Bilgisayar teknolojisi ile dizayn ve üretim yapılan dental restorasyonların hazırlanmasında en yaygın olarak kullanılan sistemlerden biri CEREC'tir. CEREC kelime anlamı olarak 'Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics' kelimelerinin baş harflerinden oluşmuştur.¹⁰⁶ Mormann ve Brandestini¹⁰⁷ tarafından 1984 yılında sistem ilk kez kliniğe girmiştir, 1992 yılında Cerec 1, 1994 yılında Cerec 2, 2000 yılında Cerec 3 ve 2014 yılında da Cerec SW 4.2.4. olarak piyasaya sürülmüştür.¹⁰⁸ İlk zamanlarda yaşanan yetersiz marjinal uyum ve okluzal morfolojinin tam verilememesi gibi problemler son dönemlerde geliştirilen yeni yazılım programları ile aşılmaya çalışılmaktadır.^{107, 109}

Hekimlerin klinikte ölçü işlemini ortadan kaldırabilmesi için sistemle uyumlu intraoral kamerası, bilgisayar yazımlı, frezleme ünitesi ve sinterleme fırını (Zyrcomat) bulunan CEREC InLab sistemi, hem mum modelajı hem de modeli tarayabilir. Taranan model üzerinde bilgisayar ortamında alt yapının tasarımı yapılır. Tasarımı yapılan alt yapılar, CAM ünitesine yerleştirilmiş zirkonya bloklardan aşındırılarak elde edilir. Zyrcomat 'ta yapılan sinterleme sonucunda zirkonya blokta yaklaşık % 20 oranında bir büzülme meydana geleceği için alt yapı, freze cihazında final boyutundan % 20 daha büyük hazırlanmalıdır.¹¹⁰ Firmanın piyasada olan blokları Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II, Dicor MGC, CEREC ProCAD, CEREC Vitablocks In-Ceram Alumina ve CEREC Vitablocks In-Ceram Zirconia' dır. Diğer sistemlerle kıyaslandığında daha düşük maliyetli olması, zirkonyadan başka blokları da işleyebilmesi ve zirkonya alt yapıyı 6 farklı renkle renklendirebilmesi bu sistemin avantajlarından. Ancak CEREC InLab ile 3 üyeden uzun bir köprü yapılamaz ve okluzal yüzey şekillendirmesi yetersizdir.¹¹¹

DC-Zirkon: Bu sistem ilk olarak 1990 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Alt yapının oluşturulması CAD-CAM ile gerçekleşir. Sistem ‘tam otomatik lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı’ (Preciscan), ‘Dentform yazılım’ (DCS) ve ‘frezeleme makinası’ (Precimill) olmak üzere üç bölümden oluşmaktadır.¹¹²

Alt yapı, tam sinterlenmiş prefabrike Y-TZP zirkonya bloklarından, doğrudan istenilen final boyutlarda frezelenir. Frezeleme sonrasında herhangi bir fırınlama prosedürü ve sinterleme büzülmesi yoktur. Bazı üretici firmalar, tam sinterlenmiş blokların frezlenmesi sırasında mikro çatlakların oluştuğunu iddia ederken, bazı firmalar ise bu sistemde büzülme meydana gelmemesinden dolayı çok iyi bir marjinal uyum elde edildiğini bildirmektedirler.^{113, 114}

Lava: 2003 yılında kullanıma sunulan sistem, yüksek dayanıklılıkta zirkonyum blokları kullanır. Zirkonyuma özgü sertleşme mekanizması ve suda çözünmeye karşı direnci gibi sebeplerle posterior bölgede köprü uygulamaları için kullanılabilir. Zirkonyum blokların yarı sinterlenmiş oluşu freze edilebilmelerini kolaylaştırır.¹¹⁵

Dental laboratuvar, model elde ettikten sonra milling merkezi, optik tarayıcı kullanarak bunu dijital hale dönüştürür. Restorasyon, özel geliştirilmiş yazılım programı (CAD) ile tasarlanır. Bilgiler, Lava Form frezeleme makinesine aktarılır. Restorasyon, tercihe göre renklendirilebilir ve Lava Therm fırınında sinterleme işlemi gerçekleştirilir. Sinterlenen alt yapı daha sonra Lava Ceram ile veneerlenir.¹¹⁶

Kavo Everest: Kavo firması tarafından üretilen anterior ve posterior bölgelerde uygulanabilecek kuron ve köprü protezlerinin alt yapısının hazırlanması için kullanılan bir CAD/CAM sistemdir. Temel olarak; tarayıcı ünite (Everest scan), aşındırıcı ünite (Everest engine) ve sinterleme fırınından (Everest therm) oluşmaktadır. Sistemin, hem sinterlenmemiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZS-Blank) hem de tam sinterlenmiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZS-Blank) bulunmaktadır.^{111, 117}

Zeno Tec: Wieland firmasının 2005 yılında piyasaya çıkarttığı sistem, üç boyutlu lazer tarayıcı, sinterleme fırını, freze makinesi ve vakumu içermektedir. Ölçü alındıktan sonra hazırlanan modeller, lazer tarayıcı ile taranır. CAM ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanan alt yapılar, normal boyutlarından ortalama %20 daha büyük hazırlanır. Sinterleme işlemi için ZENO Fire sinterleme fırını kullanılır. Alt yapı, 12 saatlik sinterleme işleminden sonra gerçek boyut ve sertliğe ulaşır.¹¹⁸

Cercon: Bu sistem diğer sistemlerden farklı olarak bilgisayar destekli dizayn yapılmaz. Alt yapı, konvansiyonel mum modelaj tekniği ile hazırlanır. Cercon Brain ünitesindeki lazer tarayıcı ile mum modelaj taranır. Elde edilen bilgiler yazılım frezeleme ünitesine transfer edilir. Alt yapı, yarı sinterlenmiş homojen zirkonya bloklardan, özel tungsten karpit frezlerle hacimli bir şekilde frezelenir. Frezeleme işlemi bittikten sonra alt yapı ‘Cercon brain’ ünitesinden çıkartılır. %25-30’luk sinterlenme bütölmesini kompanse edecek şekilde büyük hazırlanan alt yapılar 6-8 saat 1350 °C’de ‘Cercon heat’ fırınında sinterlenir ve istenilen final boyutlar elde edilir.¹⁹ Tek kuron, 3-5 üyeli köprü ya da implant üstü kuron köprü protezlerinde kullanılabilir.^{113, 119}

ZirkonZahn: Bu sistem ile hem CAD/CAM hem de MAD/MAM (Manual Aided Design/Manual Aided Manufacturing) yöntemiyle üretim yapılabilmektedir. MAD/MAM yönteminde, alt yapı ışıkla polimerize olan kompozitle dizayn edilir. Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit dizayn makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, ZirkonZahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa yerleştirilir. Okuyucu frez, teknisyen tarafından hazırlanan kompozit alt yapı üzerinde manuel olarak hareket ettirilirken, kesici frez zirkonya blok üzerinde susuz ortamda restorasyonu şekillendirir. Daha sonra restorasyon 1500 °C’de 16 saat süre ile sinterlenir. CAD/CAM sisteminde ise restorasyonu yapılacak alt yapının modeli optik

olarak Optical Scanner S 600' de taranır, bilgisayar yazılımıyla alt yapı tasarımı yapılır ve CAD/CAM M5 kullanılarak zirkonya bloktan alt yapı frezelenerek hazırlanır. ZirkonZahn, maliyetinin düşük olması sebebiyle birçok laboratuvar tarafından tercih edilmektedir. Alt yapı tasarlanırken bir tarayıcı tarafından modellerin taranması gerekmez. Bu nedenle andırkat bulunan ve paralel olmayan kesimlerde, diğer sistemlere göre daha rahat restorasyon hazırlanabilir.^{111, 120}

2.5. Diş Hekimliğinde Renk

Renk olgusu, subjektif kişisel gözleme bağlı, bir cismin ışık enerjisiyle fiziksel etkileşimi sonucu algılanan psiko-fiziksel bir cevaptır.¹²¹

Yirminci yüzyılın başlarından bugüne kadar, renklerin matematiksel olarak ölçülebilmesi için farklı sistemler oluşturulmuş ve kullanılmıştır. Renk sistemi, renklerin düzenli olarak yerleştirildiği üç boyutlu bir boşluktur. Renkler belli bir düzen içerisinde sistematik olarak dağılmıştır. Diş hekimliğinde, uygulanacak restorasyonların renk uyumunun sağlanmasında ve renk eşleştirmesinde iki sistem sıklıkla kullanılır. Bunlar Munsell renk sistemi ve CIE L*a*b* (CIE Commission Internationale de L'Eclairage ya da Uluslararası Aydınlanma Komisyonu) sistemidir.^{122, 123}

2.5.1. Rengin Algılanması

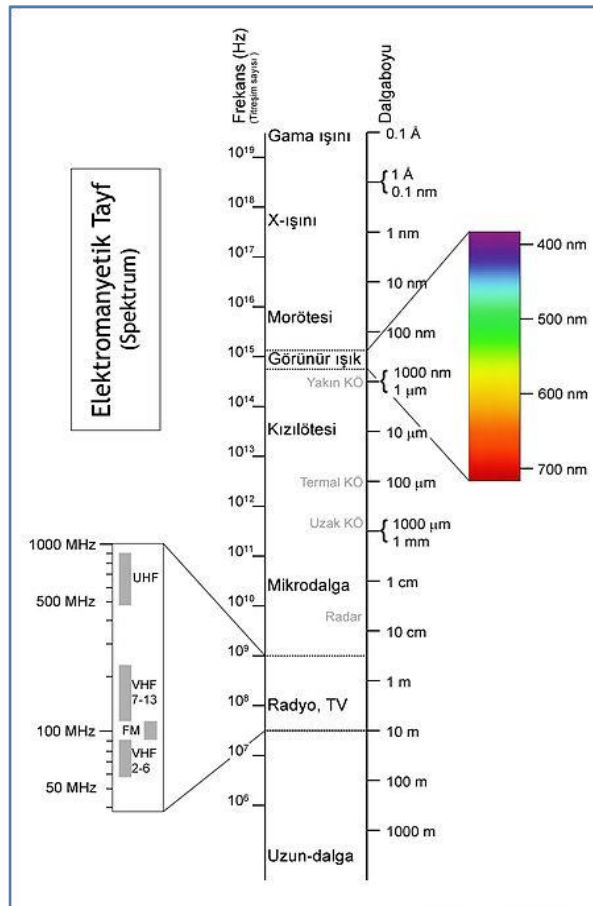
Rengin algılanmasını sağlayan 3 ana faktör ışık kaynağı, obje (gözlenen cisim) ve gözlemcidir.¹²⁴

2.5.1.1. Işık

Işık, dalga boyu nanometrelerle ifade edilen görünür bir elektromanyetik radyasyondur ve kırıldığında ışık spektrumunu oluşturur. Gözümüzün duyarlı olduğu görünür ışığın dalga boyu aralığı 360 nm (mor)-780 nm (koyu kırmızı) arasındadır.²² Görünür spektrum, kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere üç ana banda ayrıldığını göz

önüne alırsak, herhangi bir ışık kaynağının verdiği ışığın renk kalitesi, bu ışık içinde mevcut olan kırmızı, yeşil ve mavi ışınların yüzde oranı ile ifade edilebilir.^{11, 125}

Renğin algılanmasındaki en temel faktör ışıktır. Renğin görülebilmesi için yeterli ışığa ihtiyaç vardır, eğer yetersiz ışık söz konusu ise objeler renkli görünemez. Göze gelen ışık retinada toplandıktan sonra impulslar halinde beyne iletilir. Retinadaki koni şeklindeki hücreler renkten sorumludur ancak rengin algılanabilmesi için gerekli bir eşik değeri söz konusudur. Eğer eşik değeri aşılamazsa renk algılanamaz.^{11, 125, 126} Renğin algılanması, ışığın kaynağından gelen ışığın obje yüzeyinden yansımaları, kırınımına uğraması veya emilmesi sonucunda göze ulaşarak beyinde algılanması ile gerçekleşmektedir.^{127, 128}



Şekil 2.2. Elektromanyetik spektrum¹²⁹

2.5.1.2. Obje

Bir objenin optik görünümü, üzerine gelen ışığı geçirmesi, yansıtması ve absorbe etmesi ile belirlenir. Transparan objelerin yüzeyi ve densitesi tarafından absorbe edilen ışık miktarı belirlenir ve geçen ışığın dalga boyları algılanan rengi oluşturur. Materyal tamamen transparan ise bütün ışık geçecek ve renk beyaz olarak algılanacaktır. Transparan materyaller arkalarındaki objelerin görünmesini engellemezler. Materyal tamamen opak ise ışığın geçişine izin vermeyecek, gelen ışığın bir kısmını absorbe ederken bir kısmını da yansıtacaktır. Yansıtılan ışık da cismin rengini belirler. Tüm ışık absorbe edilecek ve siyah renk algılanacaktır. Materyal translusent ise, ışığın geçişine kısmen izin verir ve ışığı dağıtarak geçirir. Ardındaki objelerin görünmesine olanak vermezler.^{11, 121, 130, 131}

2.5.1.3. Gözlemci

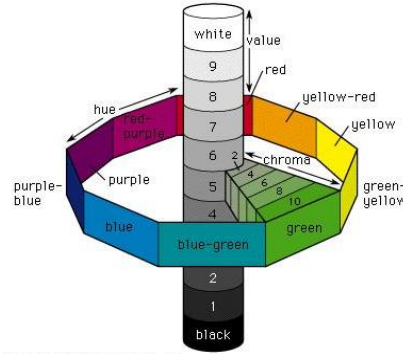
Rengin belirlenmesindeki son bileşen gözlemciye ilişkin faktörlerdir. Gözün ışık-renk dalgalarındaki titreşimleri retina üzerindeki reseptörlerle algılaması ve bu uyarıları renk sinirleri aracılığıyla beyne göndermesi sonucunda renk kavramı oluşur. Yansıyan ışık retina üzerine geldiğinde, ışığa duyarlı sinir hücreleri olan çubuk ve koni hücreleri tarafından algılanır. Çubuk hücreleri, bakılan nesnenin biçimini siyah-beyaz olarak algılarken, koni hücreleri yalnızca kırmızı, mavi veya yeşil ışığa duyarlı olan 3 tür hücreden meydana gelir ve nesnenin renklerini oluştururlar. Bu iki hücreden alınan uyarıların birlikte değerlendirilmesi sonucunda beyinde renkli bir görüntü oluşur.¹²⁴

2.5.2. Munsell Renk Sistemi

Albert H. Munsell tarafından 1905 yılında geliştirilen bir sistemdir. Geliştirilmiş ilk renk sistemidir. 1945 yılında son halini almıştır. Munsell renk sisteminde örneklerin üç boyutlu olarak yerleştirilme prensibini rengin üç özelliği belirlemektedir. Hue (H); ana renk, Value (V); parlaklık ve Chroma (C); rengin doygunluğudur. Renksiz ışınlar

silindirin merkezindedir. En üstte saf beyaz yer alırken, en altta saf siyah yer alır.^{3, 22,}

127, 132-135



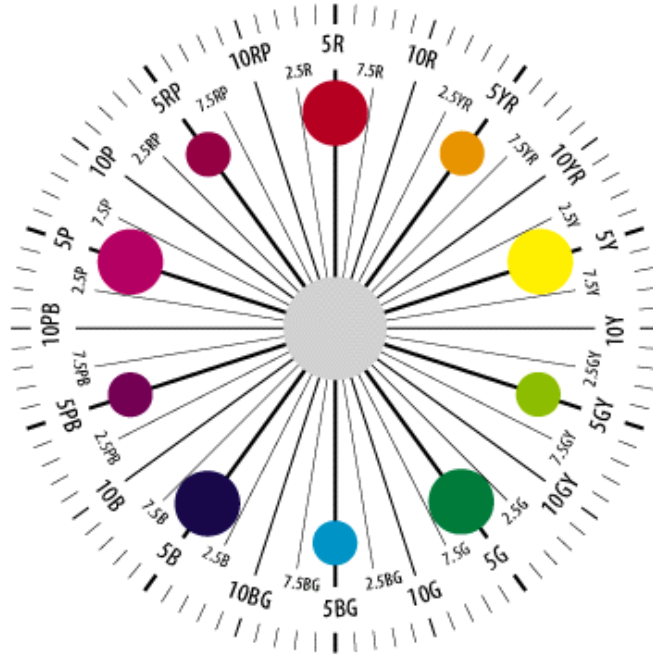
Şekil 2.3. Munsell renk sistemi¹³⁶

Munsell rengin bu üç boyutunu bir küre şeklinde göstermiştir. Kürenin dikey eksenini value boyutudur ve 10 basamağa ayrılmıştır. 0. basamak siyah (en koyu), 10. basamak beyaz ve 5. basamak nötral gridir. Bu dikey eksen etrafında ise yine 10 basamağa ayrılmış hue çıkıntıları bulunur.^{137, 138} (Şekil 2.3)

2.5.2.1. Renk Tonu (Hue)

Rengin başka bir renkten ayrılmasını sağlayan özelliğidir. Hue, rengin özel cinsi (adı) olarak ifade edilmektedir. Göze gelen ışığın spesifik dalga boyuna göre beyinde oluşturduğu mavi, yeşil gibi renk algısını ifade eder. Yansıyan veya emilen ışığın, görünür ışık spektrumunda baskın olduğu dalga boyu ile belirlenmektedir.^{3, 139} Munsell'in renk çemberinde 10 adet hue (renk çeşidi) bulunmaktadır. Bunlar: kırmızı (R), sarı-kırmızı (YR), sarı (Y), yeşil (G), yeşil-sarı (GY), mavi (B), mavi-yeşil (BG), mor-mavi (PB), mor (P) ve kırmızı-mor (RP) şeklinde adlandırılmaktadır.^{132, 140}

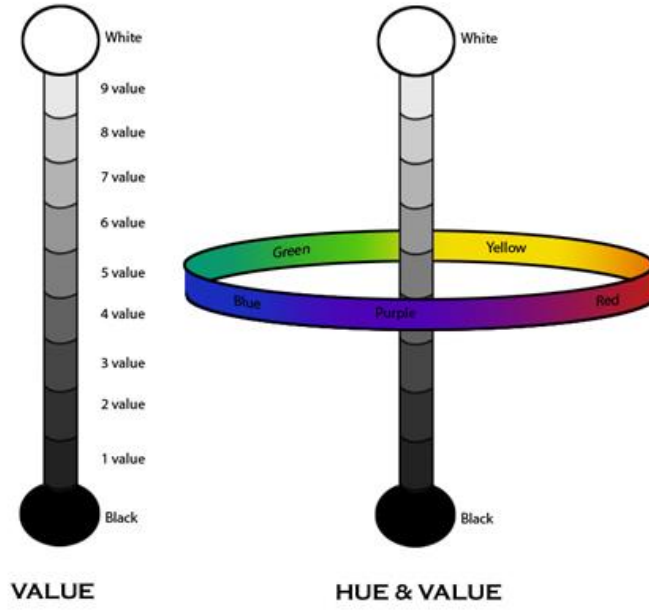
Renk tonu dalga boyu kısaldıkça spektrumun mor kısmına, dalga boyu uzadıkça ise spektrumun kırmızı kısmına yaklaşmaktadır.¹⁴⁰ (Şekil 2.4.)



Şekil 2.4. Renk Tonu¹⁴¹

2.5.2.2. Renk Değeri (Value)

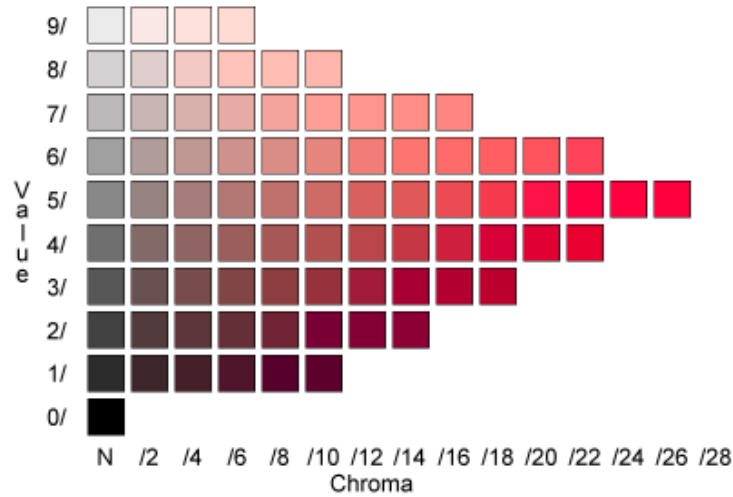
Objenin parlaklığı, rengin (hue) koyuluk veya açıklığı ile ilişkili olarak tanımlanabilir. Bir objenin parlaklığı objenin yansıttığı veya geçirdiği ışık enerjisi miktarının direkt sonucudur. Cisimlerin görüntüleri aydınlık değerine göre grinin açık ve koyu tonları olarak görünür. Birbirinden tamamı ile farklı iki renk tam anlamıyla aynı value değerine sahip olabilirler^{142, 143} Munsell sistemin en altında siyah, en üstünde beyaz bulunur. Parlak objeler daha az miktarda gri içerirken, düşük değere sahip objeler daha yüksek miktarda gri içermekte ve daha koyu görünmektedirler.¹³³



Şekil 2.5. Renk Değeri¹⁴⁴

2.5.2.3. Renk Yoğunluğu (Kroma-Chroma)

Kroma, yani doygunluk ana rengin gücü ya da konsantrasyonu olarak tanımlanır. Kuvvetli bir rengi, zayıf bir renkten ayıran özelliktir. Eğer renk, ana rengi veren pigmentten büyük konsantrasyonda kapsamakta ise, bu doygun bir renktir. Kroma, rengin içindeki hue miktarını belirleyen bir faktördür.¹⁴⁵



Şekil 2.6. Renk Değeri ve Yoğunluğu¹⁴⁶

2.5.3. CIE XYZ Renk Sistemi

Munsell' den sonra ışık ve renk üzerine araştırmalar yapan uluslararası bir kuruluş olan 'Commision de l' Eclairage (CIE)'nin tristimuluslu (uyaran) ilk standart gözlemci eğrisi 1931 yılında açıklanmıştır ve belirli bir rengin tristimulus değerleri bu eğriden elde edilmiştir. CIE üçlü uyaran değerler sisteminde, CIE gözlemcisi tarafından belirlenen spektral yanıt fonksiyonlarına dayalı olarak X, Y ve Z şeklinde üç değişken kullanılmıştır.¹⁴⁷ X, Y ve Z değerleri üç ana rengin (kırmızı, yeşil, mavi) algılanmasını sağlayan sinirlerin beyne yolladıkları uyarıların toplamıdır. Her üç uyarımın toplamının uyarı miktarına oranı rengi tanımlar. Beyin bu üç büyüklüğün bileşimini yaparken, oranlamalar ile de renk algılanmasını gerçekleştirir; X, Y ve Z değerlerinin toplamı rengin görsel algılanma toplamına eşittir.^{127, 134}

Bu toplam içinde;

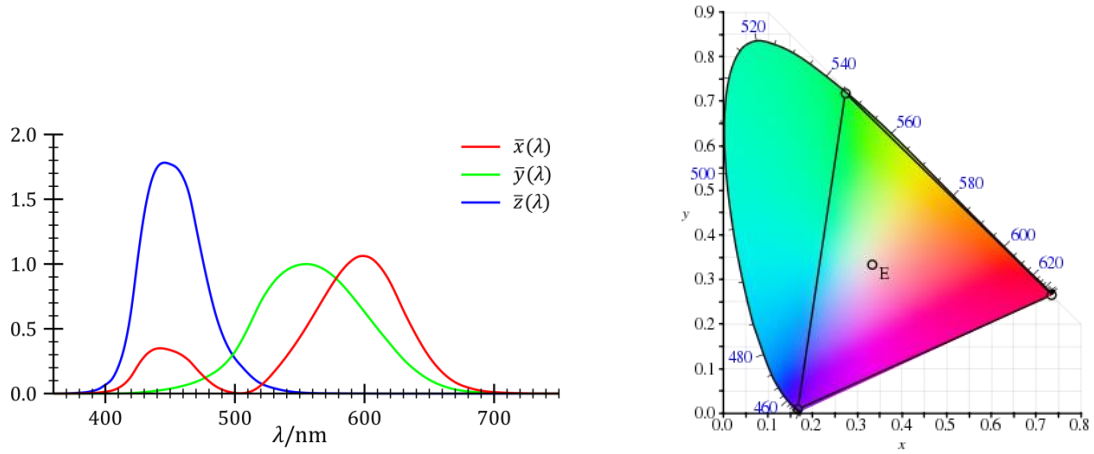
Kırmızının algılanma oranı $X = X / X+Y+Z$

Yeşilin algılanma oranı $Y = Y / X+Y+Z$

Mavinin algılanma oranı $Z = Z / X+Y+Z$ dir.

X, Y ve Z değerleri 0 ile 1 arasındadır ve $x=y=z=(1/3)$ noktası teorik olarak beyazdır. Bu noktadan uzaklaştıkça renklerin doymuşluğu artar. Bu sisteme göre oluşturulan, at nalına benzeyen 2 boyutlu şekle gamut denir. Renk biliminde gamut renkli görüntü işleme cihazlarının sahip olduğu renk yelpazesi olarak tanımlanır.

CIE XYZ renk koordinat sistemi algısal olmadığından rengin tanımlanmasında son nokta değildir. Yani XYZ renk yoğunluğu şemasındaki renklerin farkı eşit olarak algılanamaz.³



Şekil 2.7. CIE Tristimulus Değerleri Eğrisi ve XYZ Sistemi^{148, 149}

2.5.4. CIE L*a*b* Renk Sistemi

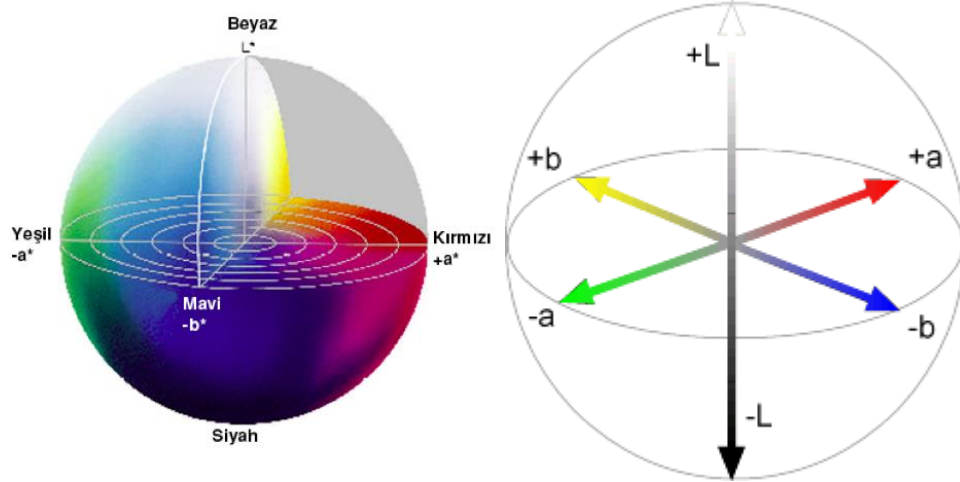
1976 yılında, CIE daha belirleyici bir renk tanımlaması yapmıştır. CIE Lab; renk algılamasının insan gözündeki üç ayrı renk reseptörüne (kırmızı, yeşil ve mavi) bağlı olduğunu kabul eden teoriyi destekler ve günümüzde en popüler renk sistemlerinden biridir.¹⁵⁰ CIE L*a*b* renk uzayının en belirgin özelliği renk sisteminin algılama yönünden düzgün değişim göstermesidir. Sistemin en büyük avantajı, görsel renk algılaması esasına göre renk aralıklarının eşit mesafede, düzenli bir şekilde düzenlenmiş olmasıdır.^{3, 128}

Sistemde tüm renkler, üç farklı eksenin kesişerek merkezini oluşturduğu bir küre içerisinde yer almaktadırlar. Eksenler; L, a ve b eksenleridir.

‘L’ dikey eksen, rengin açık veya koyu olduğunu veya parlaklığını belirten parametresidir. Bir cismin beyaz (+) ve siyah (-) arasındaki açıklık-koyuluk koordinatlarını gösterir. Açık renkli cisimler daha yüksek L* değerlerine sahipken, koyu renkli cisimlerin L* değerleri daha düşüktür. Saf siyah 0, saf beyaz ise 100 değerini verir.

‘a’ yatay eksen, herhangi bir cismin kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösterir. Değer arttıkça cismin rengi kırmızıya yaklaşır.

'b' yatay eksenini ise, bir cismin sarı (+) ile mavi (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösterir. Değer arttıkça sarı renge, azaldıkça mavi renge yaklaşılır (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. CIE L*a*b* Renk Sistemi ve Koordinatları^{151, 152}

Renk ölçümü yapılan malzemenin kendi içerisindeki ya da farklı malzemeler arasındaki renk değeri farklılığının (ΔE) tespiti için CIE L*a*b* sistemi tarafından önerilen formül yaygın olarak kullanılmaktadır. L*a*b* renk aralığındaki, ΔE denkleminde Δ , renk parametrelerindeki değişimi göstermektedir.¹⁵³ Renk değişiminin hesaplamasında şu formül kullanılmaktadır:

$$\Delta L^* = L_1 - L_2, \Delta a^* = a_1 - a_2, \Delta b^* = b_1 - b_2$$

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

Değerler ΔL^* , Δa^* ve Δb^* , bir örneğin iki hali ya da iki farklı örneğin ilgili parametreleri arasındaki farkları tanımlamaktadır. Elde edilen nümerik değer büyüklüğü de total renk değişimini yansıtmaktadır. Ancak elde edilen değer renk değişiminin karakterini ve yönünü tanımlamaz. Bu tanımlamayı yapabilmek için L*, a* ve b* koordinatları kendi içlerinde karşılaştırılır ve renk değişiminin karakteristiği ve yönü hakkında daha detaylı bilgiler elde edilebilmektedir.^{22, 132, 154, 155}

Nötr renklerde (beyaz, gri) a^* ve b^* değerleri sıfıra yaklaşır ve renk yoğunlaştıkça bu değerler artar.¹⁵⁰ CIE $L^*a^*b^*$ yöntemi ile yapılan renk eşleştirilmesi ya da ölçümü sonucu ortaya çıkan ΔE değerlerinin insan gözü tarafından ne ölçüde algılanabildiği de araştırmacılar tarafından tartışılmıştır.

ΔE renk seçimi için toleransı belirleyebilir. Diş ile restorasyon arasındaki klinik renk eşleşmesi, ΔE değerlerine göre aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir.^{121, 156} O'Brien kabul edilebilir ΔE değerini sınıflayarak, renk farklarının klinik olarak yorumlanmasını sağlamıştır (Tablo 1).

Tablo 2.1. Renk farkları (ΔE) - klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri (O'Brien)^{3, 157}

ΔE	Klinik Renk Eşleşmesi
0-0,5	Mükemmel
0,5-1	Çok iyi
1-2	İyi
2-3,5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3,5	Uyumsuz

2.5.5. Işık ve Renk Terimleri

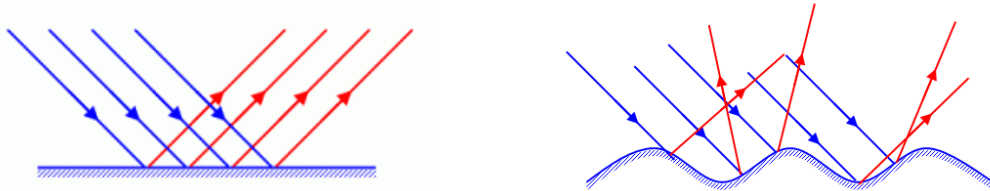
2.5.5.1. Metamerizm

Bir ışık kaynağında belirlenmiş cismin renginin, başka bir ışık kaynağı altında farklı görünmesine denir.¹⁵⁸ İdeal renk seçimi biri güneş ışığı altında olmak şartı ile iki ya da daha fazla farklı ışık kaynağı altında yapılmalıdır. Klinik ve laboratuvar arasında bir aydınlatma standardizasyonu sağlanmalıdır. Çevresel faktörler ve aydınlatma durumu renk seçiminde oldukça önemlidir. Parlak ışıkta kırmızı-sarı spektrum ön plana çıkarken spektrumun mavi ucu zayıflar. Aksine floresan ışık kaynağında güç mavi-yeşil uca kayar ve bu yüzden mavi-yeşil renk baskın olarak algılanır. Doğal güneş ışığı da rengini değiştirir. Öğle vakti, gökyüzü içine aldığı az miktarda hava ile mavi görünür. Sabaha karşı ve akşamüstü güneş ışığı daha kısa dalga boylu mavi ışık atmosfer

tarafından dağıtıldığı için yalnızca kırmızı-turuncu ışığı içine alır ve kırmızı-turuncu görünür.¹⁵⁹ Işık kaynağı değiştiğinde, cisimden yansıyan ışık değişecek ve renk farklı algılanacaktır. Renk ısı, spektral reflektans eğrisi ve Color Rendering Index (CRI) gibi parametreler standart bir gün ışığı elde etmek amacıyla kullanılmaktadırlar. Renk seçiminde 90'nın üzerindeki CRI tavsiye edilmektedir.¹⁶⁰

2.5.5.2. Yansıma

Işık ışınlarının bir yüzeye çarpıp geri dönmesine denir. Işık kaynağından objeye ulaşan ve yansıyan ışık ışınları, obje tarafından emilmeyen, obje ile aynı dalga boyundaki ışınları içerir. Yani objenin rengi, emilmeden üzerinden yansıyan ışık sayesinde algılanır ve bu ışığın dalga boyu renk algısını belirler. Yüzeyi düzgün bir obje üzerine gelen ışık ışınlarının, obje üzerine geldiği açının aynısıyla geri yansımaya düzgün yansıma, yüzeyi düzgün olmayan bir objeye gelen ışık ışınlarının değişik açılarda birçok yöne yansımaya ise dağınık yansıma denir (Şekil).^{38, 161}



Şekil 2.9. Düzgün ve Dağınık Yansıma^{162, 163}

2.5.5.3. Yarı Saydamlık (Translülentlik) ve Opasite

Translülensi: materyalin ışık geçirgenliği özelliğidir. Şeffaflık ve opaklık arasındaki eğilim olarak da tanımlanabilir.^{124, 133}

Opasite ise materyalin ışık geçişini engelleme yeteneğidir. Translülensi ve opasite birbirine zıt kavramlardır. Yüksek translülensi sergileyen yapılar, düşük opasite sergilerler. Bu durum, translülent olan materyalin ışığı yansıtmasından kaynaklanmaktadır. Opak bir materyal, gelen ışığın bir kısmını emerken diğer kısmını

yansıtılmaktadır. Translusensi, ışık saçma ve yapısal düzensizlik özelliği dış renginin belirlenmesinde dikkat edilmesi gereken parametrelerdir.¹²¹

Tam seramik restorasyon uygulamalarında maskeleyme özelliği, renkleşmiş dişler ve metal postlar gibi restorasyonun final rengini etkileyecek durumların varlığında istenilen bir özelliktir. Opak materyaller arka zemini saklarken translusent materyaller arka zeminin renk geçişine izin verdikleri için zeminden daha fazla etkilenirler.¹⁶⁴

Translusensi değerlendirmesi kontrast oran (*contrast ratio*- KO) veya translusensi parametresi (TP) ile yapılmaktadır.¹⁶⁵⁻¹⁶⁷. KO, bir cisimden siyah arka plan (*black*- b) üzerindeyken yansıyan ışık miktarının (Yb) beyaz arka plan (*white*- w) üzerindeyken yansıyan ışık miktarına (Yw) oranıdır (Yb/Yw) ve translusensi karşılaştırmaları için en yaygın olarak kullanılan yöntemdir. KO opak materyaller için 1'e yaklaşırken, transparan materyaller için 0'a yaklaşmaktadır^{72, 168}

TP ise bir cismin beyaz (w) ve siyah (b) arka plan üzerindeki renk farkıdır ve translusensinin görsel değerlendirmesi ile direkt uyuşmaktadır. TP' nin hesaplanması için aşağıdaki formül kullanılmaktadır¹⁶⁵:

$$TP = [(Lb - Lw)^2 + (ab - aw)^2 + (bb - bw)^2]^{1/2}$$

2.5.5.4. Saydamlık (Transparanlık)

Bir materyalin içinden ışık geçişine ve arkasındaki bir cismin görülebilmesine izin vermesidir. Cam saydam bir materyaldir.^{49, 134, 161} Yüzey yapısı ve yüzeyin bitirilmesi rengin davranışını etkiler. Parlak yüzeyin yansıtıcı özelliği fazlayken, mat yüzey ışığı daha çok emer.¹⁶⁹

2.5.5.5. Opelasans Özellik

Bir materyalin kısa dalga boyuna sahip ışık yaymasıdır. Işık yayılmasının nedeni, materyalin içinde bulunan, görünür ışık spektrumundaki dalga boyundan daha kısa dalga boyuna ve matriks materyalinden daha yüksek ışık kırma indeksine sahip

partiküllerin varlığıdır. Bu özellik materyale, iletilen ışık altında turuncu-kahverengi bir görünüm, yansıyan ışık altında ise mavimsi-beyaz bir görünüm kazandırmaktadır.¹³⁴

2.5.5.6. Işıldama Özelliği

Işıldama özelliği, floresans ve fosforesans kavramlarının optik özelliklerinden oluşmaktadır.

Floresans: ışığın bir materyal tarafından absorbe edilmesi ve daha uzun dalga boyunda ışığın kendiliğinden yayılmasıdır.¹³³ Ultraviyole ışık altında dental seramikler floresans özellik göstermektedirler.³ Floresans özelliği dişlerin daha parlak ve beyaz gözükmesini sağlayan, doğal dişlerin canlılığını yansıtan en önemli faktörlerden birisidir. Dental porselenlerin doğal dişlerin floresans özelliğini taklit edebilmesi için yapısına uranyum, seryum ve itriyum gibi elementler katılmaktadır.^{49, 133, 170}

Fosforesans: Radyasyon emilimi ile oluşan ve radyasyon ışınının durması sonrası bir süre daha devam eden ışımadır. Bu olay, uyarılan elektronların fazla enerjilerini biraz gecikme ile salmasıyla oluşur. Esas olarak fosfor içeren bileşiklerde görülür.¹⁷¹

2.6. Renk Ölçüm Yöntemleri

2.6.1. Görsel Ölçüm

Bir çalışma için, seçilmiş belli sayıda kişinin, görme duyusunu kullanarak yaptığı ölçüm yöntemine denir. Ölçüm yapan kişiler numunenin rengini Munsell renk sistemine göre değerlendirir.³

Rutin olarak dental restoratif materyallerin renk seçimi renk skalaları yardımı ile görsel olarak yapılmaktadır¹⁷². Göz ile yapılan renk seçiminde kullanılan porselen renk skalaları oldukça kalındır (4 mm) ve çoğu renk skalası metal alt yapıya sahip değildir. Bu skalalarda seçilen renklere göre yapılan restorasyonlarda renk uyumsuzluğu

görülmektedir. Ancak bu sistem güvenilmeyen ve yetersiz sonuçlara sebep olabilir. Bu sistem ile renk seçimi oldukça subjektif ve zordur.^{173, 174}

2.6.2. Renk Ölçüm Cihazları ile Ölçüm

Dental materyallerin renk ölçümleri görsel olarak yapılmasının yanı sıra renk ölçüm cihazları kullanılarak ta yapılmaktadır. Bu amaçla kolorimetre, spektrofotometre, spektoradyometre ve dijital kameralar kullanılmaktadır.¹⁷⁵

2.6.2.1. Kolorimetreler

Kolorimetreler; ışığın dalga boyu ve yoğunluğuna göre objedeki renk verilerini analiz eden cihazlardır. Tristimulus kolorimetre, gözdeki renk reseptörleriyle aynı özellikteki üç renk filtresi yardımıyla objeden yansıyan ışık ışınlarını kırmızı, yeşil ve mavi renk oranında çözümleyerek CIE' nin belirlediği standart gözlemci ile standart aydınlatma koşullarında tristimulus değerleri ile hesaplama yapmaktadır. Belirli bir açıda ışın gönderip sabit bir açıyla geri dönen ışınların yansıma değerlerini ölçme esasına dayanır.^{3, 124}

Diş hekimliğinde renk değerlendirmesi için tasarlanan ilk cihaz 1980' li yılların başlarında geliştirilen 'Chromascan' (Strengold, Stamford, Conn) isimli kolorimetredir. Verilerin doğruluğundaki yetersizlik nedeniyle çok başarılı bulunamamıştır.¹³⁴

Spektrofotometre ve spektoradyometrelerden daha kolay kullanımları vardır ve daha uygun fiyatlıdır. Cihazın hassasiyeti ve tekrarlanabilirliği filtrelerinin eskimesine bağlı olarak zayıftır. Filtrelerin CIE renk tespit sistemi uyumluluğu iyi değildir. Bunun yanında kolorimetreler metamerizm miktarını da belirleyemezler.¹⁶⁷ Tek bir gözlemci açısı ve ışık kaynağının olması bu aletlerin dezavantajlarıdır.^{121, 176}



Şekil 2.10. Kolorimetre Renk Ölçüm Cihazı

2.6.2.2. Spektrofotometreler

Tung ve ark.¹⁷⁷ yaptıkları dental araştırmalar ve klinik çalışmalarda spektrofotometrenin karmaşık, pahalı olması ve in-vivo diş rengi ölçümünün zor olması gerekçeleriyle yaygın kullanımının engellendiğini bildirmişlerdir. Ayrıca aynı çalışmada insan gözlemleri ve kolorimetre tespitlerinin karşılaştırma sonuçlarını yetersiz bulmuşlardır.

Üç diş hekimi, 10 hastada bağımsız olarak maksiller santral dişlerin renklerini belirlemiş, daha sonra cihaz kullanılarak dişlerin rengi ölçülmüştür. Doğal diş renginin belirlenmesinde sonuçlar görsel değerlendirme ile uyumlu olduğunu bildirmişlerdir. Spektrofotometrelerin uzun süre doğru, standart koşullarda hatasız sonuç ve standartlara uygun sonuçlar vermesi bu aletlerin renk ölçümünde tercih edilmesine yol açmaktadır.^{167, 178, 179}



Şekil 2.11. Spektrofotometre

2.6.2.3. Spektrometreler

Spektrometreler, parlaklık ve ışınım gibi radyometrik değerlerin ölçümünde kullanılacak şekilde tasarlanmıştır. Radyometrik enerji görünür spektrumun 5, 10 veya 20 nm aralıklarında ölçülmektedir.

Bu aletlerin avantajı ölçüm sonuçlarını gerçek görüş şartlarında gerçekleştirebilmeleridir. Ölçüm pozisyonundaki küçük bir değişikliğin sonuçta büyük sapmalara neden olması bu aletlerin kullanımını zorlaştırmaktadır bu yüzden ölçümler büyük bir dikkat ile yapılmalıdır.¹³⁴

2.6.2.4. Dijital Kameralar

Dijital kameralar kullanarak renk belirleme gittikçe popülerleşmektedir. Avantajı materyalin tek bir noktasının değil tümünün renginin imaj halinde elde edilebilmesidir.¹³⁴ Bu yöntemde obje aydınlatma kutusuna koyulur ve dijital fotoğraf makinası tarafından görüntülenir. Aydınlatma kutusu stabil ve uniform şekilde aydınlatılmış bir ortam sağladığından, doğru renkte görüntü elde edilebilmesi açısından önemlidir. Ölçüm sonuçları bilgisayar yazılımı yardımıyla CIE sistemine uygun hale getirilir.¹³⁴

3. MATERYAL VE METOT

Tam seramik sistemlerin rengini etkileyen faktörlerin incelendiği araştırmamızda, üç farklı tam seramik alt yapı materyalleri ve bu sistemlerin uyumlu olduğu üst yapı seramiği kullanıldı. Çalışmamızda IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve Turkom Cera (Turkom-Ceramic; Kuala Lumpur, Malaysia) sistemlerinin her birinden 30'ar adet olmak üzere toplam 90 adet alt yapı hazırlandı. Örnekler A1 rengindedir. Alt yapıların rengi spektrofotometre (Spectro Shade™ MICRO; MHT Optic Research AG, Milan, İtalya) ile ölçüldü. Her grup kendi içinde üç alt gruba ayrıldı (n=10). İlk alt gruplara 0,5 mm kalınlığında, ikinci alt gruplara 1,0 mm kalınlığında, üçüncü alt gruplara 1,5 mm kalınlığında üst yapı porseleni uygulandı. Örneklerin renk ölçümleri yapıldı. Daha sonra örnekler 3 ve 5 kere olmak üzere fırımlandı, renk ölçümleri tekrar yapıldı. Renk ölçümleri sonrası veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

3.1. IPS Empress (IE) Alt Yapı Porselen Örneklerinin Hazırlanması

IPS Empress alt yapı örneklerin hazırlanması için önce IPS Empress özel mumu (Elastiwax, Ivoclar, Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak mum örnekler elde edildi. Hazırlanan mum örnekler üretici firma talimatına uygun olarak tije bağlanıp manşete alındı. Fosfat bağlı revetman (IPS Empress- Esthetic Speed Investment, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üretici firma talimatlarına uygun olarak hazırlanıp vakum altında 1,5 dk. karıştırma makinesinde (Easy-Mix, Bego. Bremen, Germany) karıştırıldı ve manşete döküldü.



Şekil 3.1. Mum modelaj ve manşetten çıkan kor yapı



Şekil 3.2. EP 600 fırını

Manşetin kapağı menteşe hareketi ile yerleştirildi. Sertleşmesi için 1 saat beklendikten sonra döküm dairesi, manşet kapağı ve silikon manşet çıkarıldı. Mum atım işleminden sonra manşetin üzerine önceden ısıtılmış aluminyum oksit itici piston yerleştirilerek EP600 (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) pres fırınına alındı. Presleme işlemi 1075 °C 'de yaklaşık 20 dakikada tamamlandı. Pres sonrası fırın kapağı otomatik olarak açıldı, ısı başlangıç ısısına (700 °C) düşünceye kadar beklenip, manşet fırından çıkarıldı ve oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Vita Classic Renk Skalası'na (Vita Zahnfabrik, Säckingen, Germany) göre A1 renginde kor alt yapılar elde edildi. IPS Empress örneklerin çevresinde bulunan revetman kumlama cihazında (Renfert basic- classic, Hilzingen, Germany) 4 bar basınç altında 110 µ' luk Al₂O₃ kumu ile kabaca ve ardından da disklere yakın olan revetman kitlesi 2 bar basınçla 50 µ' luk Al₂O₃ kumu ile tamamen temizlendi. Kaba tesfiyeleri yapılan örneklerin, yüzey bitim işlemleri su soğutması altında 180 no' lu zımpara ile yapıldı. Örneklerin kalınlıkları dijital mikrometre ile kontrol edilerek 0,8 mm kalınlığında ve 10 mm çapında olması sağlandı.

3.2. IPS e.max Press (IEP) Alt Yapı Porselen Örneklerin Hazırlanması

IPS e.max Press altyapı örneklerin hazırlanması için önce IPS Empress özel mumu (Elastiwax, Ivoclar, Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak mum örnekler elde edildi. Hazırlanan mum örnekler üretici firma talimatına uygun olarak tije bağlanıp manşete (IPS e.max Universal Paper Ring; Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) alındı. Fosfat bağlı özel revetman (IPS e.max Special Investment Material; Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) üretici firma talimatlarına uygun olarak hazırlanıp manşete döküldü. Revetmanın sertleşmesi için bir saat beklendi. Mum atım işleminden sonra Empress 600 presleme fırınında 960 °C'de (EP 600, Ivoclar, Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) Vita Classic Renk Skalası'na (Vita Zahnfabrik, Säckingen, Germany) göre A1 rengine tekabül eden MO1(Medium Opacity) ingotlar kullanılarak kor alt yapılar elde edildi. IPS e.max Press örnekler presleme fırınından çıktıktan sonra 4 bar basınç altında 110 µ'luk Al₂O₃ kumu ile kabaca ve ardından da 2 bar basınçla 50 µ'luk Al₂O₃ kumu ile tamamen temizlendi. Kaba tesfiyeleri yapılan örneklerin, yüzey bitim işlemleri su soğutması altında 180 no'lu zımpara ile yapıldı. Örneklerin kalınlıkları dijital mikrometre ile kontrol edilerek 0,8 mm kalınlığında ve 10 mm çapında olması sağlandı.

3.3. Turkom Cera (TC) Alt Yapı Porselen Örneklerinin Hazırlanması

Turkom Cera alt yapı örnekler oluşturulurken, viskozitesi bal kıvamında olacak şekilde hazırlanan Turkom Cera alumina jel (Turcom-Ceramic SDN-BHD, Kuala Lumpur, Malaysia), bir spatul ve 2 numara ince uçlu bir fırça ile önceden hazırlanmış plastik kalıplara döküldü, 6 saat oda sıcaklığında kurumaya bırakıldı. Plastik kalıp fırınlama sonrası büzülmeyle kompanse edecek şekilde % 3-4 daha büyük hazırlandı. Kuruma aşamasından sonra Ivoclar Programat P300 fırınında (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) 5 dakika 1150 °C'de sinterleme işlemi tamamlandı. Örnekler

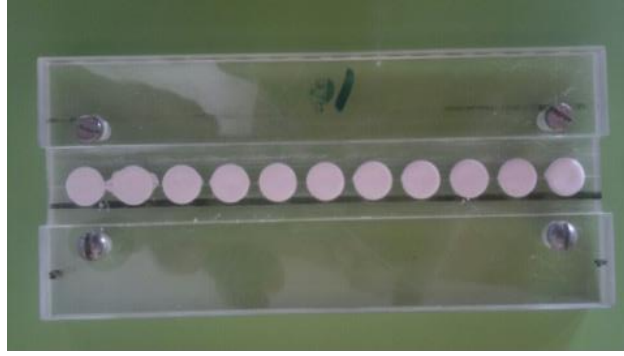
soğuduktan sonra dijital mikrometre ile kalınlıkları kontrol edildi. İstenilen ölçülerden kalın örnekler, düz bir zımpara ile aşındırılarak gerekli kalınlığa getirildi.



Şekil 3.3. Turkom Cera alt yapı örnekleri



Şekil 3.4. Programat P300 fırını



Şekil 3.5. Örnekler için hazırlanan plastik kalıp

Sinterizasyon tamamlandıktan sonra kristal güçlendirme işlemine geçildi. Örnekler üzerine, Vita Classic Renk Skalası' na göre A1 rengine denk gelen 2 numaralı Turkom Cera Cyristal Hardener cam tozu (Turcom-Ceramic SDN-BHD, Kuala Lumpur, Malaysia) konularak 45-60 dakika 1150 °C'de vakumsuz fırınladı, örnekler üzerindeki fazla cam bir elmas frez (863.204.016; Gebr Brasseler GmbH, Lemgo, Germany) yardımı ile düşük hızda temizlendi. Kristal güçlendirme işlemi tamamlandı ve örnekler hazır hale geldi. 1-5 dakika tekrar fırınlanan örneklerin kalınlıkları dijital mikrometre ile kontrol edilerek 0,8 mm kalınlığında ve 10 mm çapında olması sağlandı.

3.4. Alt Yapı Örneklerinin Renk Ölçümlerinin Yapılması

Renk ölçümüne hazır hale getirilen 90 adet alt yapı örneği tek tek numaralandırıldıktan sonra spektrofotometre (SpectroShade-Micro; MHT, İtalya) ile CIE L*a*b* değerleri ölçüldü. Spektrofotometre her ölçüm öncesi üreticilerin talimatları doğrultusunda kalibre edildi. Spektrofotometrede her örnek için üç farklı noktadan ölçüm yapıldı ve bu ölçümlerin ortalama değeri elde edildi. Renk ölçümleri günün aynı saatinde ve nötral gri bir arka plan üzerinde gerçekleştirildi.

3.5. Alt Yapı Örneklerinin Transluserensi Ölçümlerinin Yapılması

Transluserensi ölçümüne hazır hale getirilen 90 adet alt yapı örneğın siyah (b) ve beyaz (w) arka plan üzerindeki CIE L*a*b* değerleri spektrofotometre ile ölçüldü. Her örnek için, her arka plan üzerinde üç farklı noktadan ölçüm yapıldı ve bu ölçümlerin ortalama değeri elde edildi. Bütün ölçümler aynı araştırmacı tarafından yapıldı. Tüm örnekler numaralandırılarak yapılan ölçümlerin sonraki ölçümler ile kıyaslanabilmesi sağlandı.

3.6. Transluserensi Parametresinin Belirlenmesi

Transluserensi parametresini (TP) hesaplayabilmek için, beyaz (w) ve siyah (b) arka plan üzerine yerleştirilen örneklerin spektrofotometre ile elde edilen L_w , a_w , b_w ve L_b , a_b , b_b değerleri, aşağıdaki formüle yerleştirilerek hesaplama yapıldı.

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

3.7. Alt Yapı Örneklerine Üst Yapı Seramiği Uygulanması

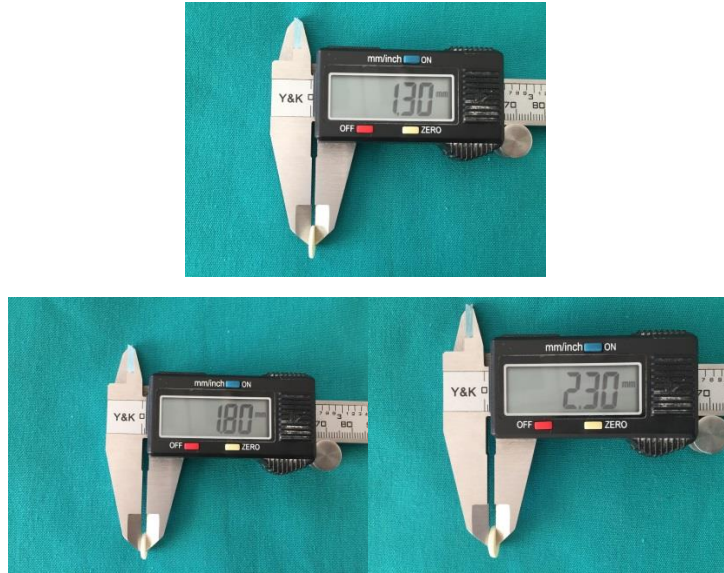
Alt yapı örnekleri üzerine sistemlerin önerdikleri üst yapı seramikleri;

- IE alt yapı için: IPS Empress Esthetic Veneer
- IEP alt yapı için: IPS e.max Ceram
- TC alt yapı için: VITA VM 7 kullanıldı.

Alt yapı örneklerinin rengine uygun olarak A1 rengindeki dental seramikler üretici firmaların talimatları doğrultusunda uygulandı. Her bir gruba ait alt yapı grubu n= 10 olacak şekilde üç gruba ayrılıp farklı kalınlıktaki dental seramikler uygulandı. 0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm kalınlığında olacak şekilde örnekler şekillendirildi. IE ve IEP örnekler EP600 vakumlu porselen fırınında, TC örnekler ise Programat P300 vakumlu porselen fırınında üreticilerin önerdikleri fırınlama ısı ve sürelerinde pişirildi. Fırınlama işlemlerinden sonra örneklerin kalınlıkları dijital kumpas ile ölçülerek kontrol edildi. Renk ölçümleri öncesinde buhar makinesinde yüzey temizliği yapıldı.



Şekil 3.6. Turkom Cera üst yapı seramiği uygulanmış hali



Şekil 3.7. Örnek kalınlıklarının dijital kumpas ile ölçülmesi



Şekil 3.8. Çalışmada kullanılan örnekler

3.8. Üst Yapı Seramiği Uygulanan Örneklerin Translusensi ve Renk Ölçümlerinin Yapılması

Üst yapı seramiği uygulanan örneklerin translusensi ve renk ölçümleri, alt yapı örneklerinde olduğu gibi siyah, beyaz ve nötral gri fon üzerinde gerçekleştirildi. Her örnekten üç farklı noktadan ölçüm yapıldı ve bu ölçümlerin ortalama değeri elde edildi. Aynı formüller kullanılarak hesaplamalar yapıldı.



Şekil 3.9. Spektrofotometre cihazı ile translusensi ve renk ölçümü

3.9. Üst Yapı Seramiği Uygulanan Örneklerin Tekrar Fırınlanmaları

Üst yapı seramiği uygulanan örnekler porselen fırınında üç kere fırınılandı. Fırınlama sonrası siyah, beyaz ve nötral gri fonda translusensi ve renk ölçümleri yapıldı. Ölçüm sonrası örnekler iki kere daha fırınlanarak beş fırınlama tamamlandı. Örneklerin translusensi ve renk ölçümleri yapıldı ve değerler belirlendi. Aynı formüller kullanılarak hesaplamalar yapıldı.

3.10. Renk Farkının (ΔE) Hesaplanması

Aynı örneğin alt yapı, farklı kalınlıktaki üst yapı seramiği uygulanan hallerinin ve farklı sayıdaki fırınlama sayılarının renk üzerine etkisini değerlendirmek için aşağıdaki formül kullanıldı:

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

Hesaplamalar Microsoft Office Excel 2010 (Microsoft Corporation, Amerika) programında yapıldı.

3.11. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi IBM SPSS ® 20.0 paket programında yapıldı. Alt yapıların TP, L*, a* ve b* değerlerinin seramik gruplara göre karşılaştırılmasında Kolmogorov Smirnov testi uygulandı. Bazı grupların normal dağılmadığı görüldü (p<0,05). Bu nedenle bu grupların istatistiksel analizinde non-parametrik bir test olan Kruskal Wallis testi uygulandı.

Fırınlama sayılarının renk değişikliği üzerine etkilerinin incelenmesi için materyaller ve porselen kalınlıkları etkileşimleri çift yönlü varyans analizi kullanılarak karşılaştırıldı.

Her bir porselen kalınlığına göre materyaller arasında ve her bir materyal içerisinde porselen kalınlıkları arasında ve farklı fırınlamalarda olan etkileşimlerin (TP, L*, a*, b* ve ΔE değişkenleri açısından) karşılaştırılmasında tekrarlayan ölçümler için multifaktöriyel varyans analizi kullanıldı. Sistemlerin kendi içerisinde farklı fırınlamalar ve porselen kalınlıklarının karşılaştırılmasında parametrik bir test olan Duncan analizi yapıldı. Aksi belirtilmedikçe p<0,05 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Bütün analizlerde α hatasının yükselmemesi (tüm çoklu karşılaştırmalarda Tip I hatayı kontrol etmek) için Bonferroni Düzeltmesi yapıldı. ΔE değerlerinin yorumlanmasında O'Brien'in klinik tolerans eşik değerleri referans alındı (Tablo 2.1)

4. BULGULAR

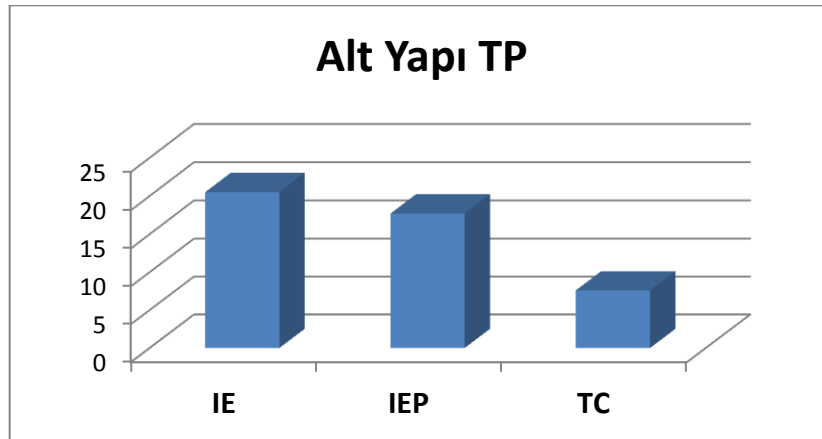
IPS Empress (IE), IPS e.max Press (IEP) ve Turkom Cera (TC) tam seramik sistemlerinde fırınlama (F) sayısının farklı kalınlıkta üst yapı porselen kalınlığının final rengine etkisinin incelendiği çalışmamızda, translusensi bulguları translusensi parametresi (TP) yöntemleri ile elde edildi. Renk ölçümü değerlendirmeleri için alt yapı örneklerinin ve üst yapı porseleni uygulanan örneklerin CIE L*a*b* parametreleri incelendi. Örneklerin renk değişikliği ΔE değerleri kullanılarak hesaplandı.

4.1. TP Bulguları

Tam seramik sistemlerin A1 renginde hazırlanan alt yapı örneklerinin TP değerlerini elde etmek için, örneklerin siyah ve beyaz arka plan üzerindeki CIE L*a*b* parametreleri kullanıldı. Örneklerin TP değerleri ve standart sapmaları Tablo 4.1’de görülmektedir. TP değeri ne kadar yüksekse translusensi o kadar fazladır (Şekil 4.1).

Tablo 4.1. Alt yapı örneklerinin TP değerleri

TP	N	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maksimum
IE	30	20,5	1,1	18,6	22,2
IEP	30	17,7	0,7	16,5	19,7
TC	30	7,6	1,0	6,1	9,3



Şekil 4.1. Alt yapı örneklerinin TP değerleri arasındaki ilişki

IE, IEP ve TC tam seramik sistemlerinde hazırlanan alt yapı örneklerinin TP değerleri analiz edildiğinde IE sistemi istatistiksel olarak anlamlı en yüksek TP değerini, TC sistemi istatistiksel olarak anlamlı en düşük TP değerini gösterdi ($p<0,001$) (Şekil 4.1).

IE, IEP ve TC tam seramik sistemlerine ait fırınlama sonrası TP değerleri Tablo 4.2 de verildi. IE sisteminin en yüksek TP değeri 1,3 mm kalınlığındaki 3.F sonrası (16,20) örneklerde, en düşük TP değeri 2,3 mm kalınlığındaki 1.F sonrası (10,09) örneklerde; IEP sisteminin en yüksek TP değeri 1,3 mm kalınlığındaki 5.F sonrası (12,60) örneklerde, en düşük TP değeri 2,3 mm kalınlığındaki 1.F sonrası (7,09) örneklerde; TC sisteminin en yüksek TP değeri 1,3 mm kalınlığındaki 3.F sonrası (5,70) örneklerde, en düşük TP değeri 2,3 mm kalınlığındaki 1.F sonrası (4,48) örneklerde bulundu (Şekil 4.2).

Ortalama TP değerleri karşılaştırıldığında; IE tam seramik sisteminin 1,3 mm kalınlığındaki ve IEP tam seramik sisteminin 1,8 mm ve 2,3 mm kalınlığındaki örneklerinde 1.F-3.F ve 1.F-5.F arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık ($p<0,05$) varken diğer bütün gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4.3).

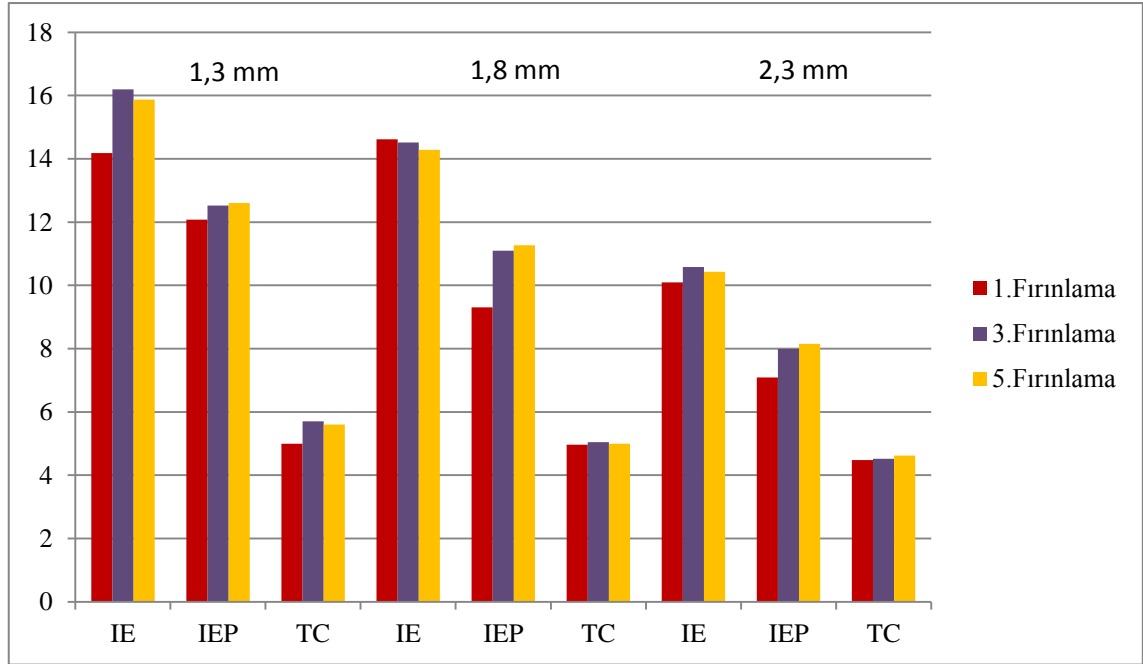
Tablo 4.2. Sistemlere ve porselen kalınlıklarına göre **TP** değerleri

	N	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maksimum
IE 1,3mm					
1.F.	10	14,18	2,29	9,34	16,93
3.F.	10	16,20	0,88	14,85	17,62
5.F.	10	15,87	1,15	13,91	17,37
IE 1,8mm					
1.F.	10	14,62	0,52	13,78	15,42
3.F.	10	14,52	0,87	13,42	16,34
5.F.	10	14,28	0,64	13,31	15,62
IE 2,3mm					
1.F.	10	10,09	0,80	8,71	11,35
3.F.	10	10,58	0,59	9,75	11,47
5.F.	10	10,43	0,68	9,39	11,69
IEP 1,3mm					
1.F.	10	12,08	1,34	9,87	13,84
3.F.	10	12,52	0,54	11,60	13,27
5.F.	10	12,60	0,50	11,67	13,21
IEP 1,8mm					
1.F.	10	9,31	0,93	8,13	11,11
3.F.	10	11,10	0,32	10,69	11,53
5.F.	10	11,27	0,40	10,73	12,12
IEP 2,3mm					
1.F.	10	7,09	0,56	6,25	8,22
3.F.	10	7,99	0,42	7,25	8,81
5.F.	10	8,15	0,41	7,56	9,03
TC 1,3mm					
1.F.	10	5,00	0,66	4,18	6,08
3.F.	10	5,70	0,57	4,90	6,69
5.F.	10	5,60	0,46	5,13	6,45
TC 1,8mm					
1.F.	10	4,96	0,41	4,36	5,86
3.F.	10	5,05	0,46	4,38	5,84
5.F.	10	5,00	0,36	4,55	5,85
TC 2,3mm					
1.F.	10	4,48	0,24	4,12	4,92
3.F.	10	4,52	0,22	4,07	4,93
5.F.	10	4,62	0,20	4,28	4,87

Tablo 4.3. Her bir sistemin kalınlık alt grubuna göre 1.F, 3.F ve 5.F **TP** ölçümlerinin birbirleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri

TP	1.F-3.F*	3.F-5.F*	1.F-5.F*
1,3 mm	p<0,001**	P=0,224	p<0,001**
IE 1,8 mm	P=0,784	P=0,387	P=0,360
2,3 mm	p=0,200	P=0,558	P=0,371
1,3 mm	P=0,255	P=0,752	P=0,161
IEP 1,8 mm	p<0,001**	P=0,511	p<0,001**
2,3 mm	P=0,020*	P=0,556	P=0,005*
1,3 mm	P=0,070	P=0,717	P=0,108
TC 1,8 mm	P=0,816	P=0,860	P=0,912
2,3 mm	P=0,909	P=0,723	P=0,706

*:p<0,05 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı,**: p<0,001 için sonuçlar istatistiksel olarak çok anlamlı kabul edildi.



Şekil 4.2. Sistemler içerisinde firınlama sayısına göre **TP** değerleri arasındaki ilişki

Sistemlerin **TP** değerleri karşılaştırıldığında; 1,3 mm, 1,8 mm ve 2,3 mm kalınlığındaki örneklerinin 1.F, 3.F ve 5.F sonrası en yüksek **TP** değeri IE sisteminde en düşük **TP** değeri TC sisteminde bulundu (Şekil 4.2). IE, IEP ve TC sistemlerinde kalınlık arttıkça **TP** azaldı. Ancak IE sisteminde 1.F sonrası 1,3 ten 1,8 mm örnek kalınlığına geçildiğinde **TP** değeri arttı. Ancak bu değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı (p>0,05) (Tablo 4.5).

Üst yapı porselen kalınlığı sabit tutularak sistemler arası fırınlamalar sonrası TP değışimleri istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,001$) (Tablo 4.4).

Sistemlerin porselen kalınlığı değışimine göre TP değeri karşılaştırılmasında IE sistemi 1.F da 1,3-1,8 mm; TC sisteminde 1.F yapılan tüm örnekler ve 5.F'da ki 1,8-2,3 mm TP değeri arasındaki değışim istatistiksel olarak anlamlı değilken ($p > 0,05$) diğer bütün gruplar arasındaki değışim istatistiksel olarak anlamlıdır (Tablo 4.5).

Tablo 4.4. Sistemlerin TP değerlerinin karşılaştırılmasında elde edilen p değerleri

	1,3 mm			1,8 mm			2,3 mm		
	IE-IEP	IEP-TC	IE-TC	IE-IEP	IEP-TC	IE-TC	IE-IEP	IEP-TC	IE-TC
1.F TP	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*
3.F TP	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*
5.F TP	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*

*: p<0,001 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Tablo 4.5. Porselen kalınlığı değişimine göre TP değerlerinin karşılaştırılmasında elde edilen p değerleri

	IE			IEP			TC		
	1,3-1,8 mm	1,8-2,3 mm	1,3-2,3 mm	1,3-1,8 mm	1,8-2,3 mm	1,3-2,3 mm	1,3-1,8 mm	1,8-2,3 mm	1,3-2,3 mm
1.F TP	p =0,346	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p=0,926	p=0,305	p=0,263
3.F TP	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p=0,015*	p=0,047*	p<0,001**
5.F TP	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p=0,026*	p=0,154	p<0,001**

*p<0,05 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı, **p<0,001 için sonuçlar istatistiksel olarak çok anlamlı kabul edildi.

4.2. Renk Ölçüm Bulguları

4.2.1. CIE L*a*b* Parametreleri

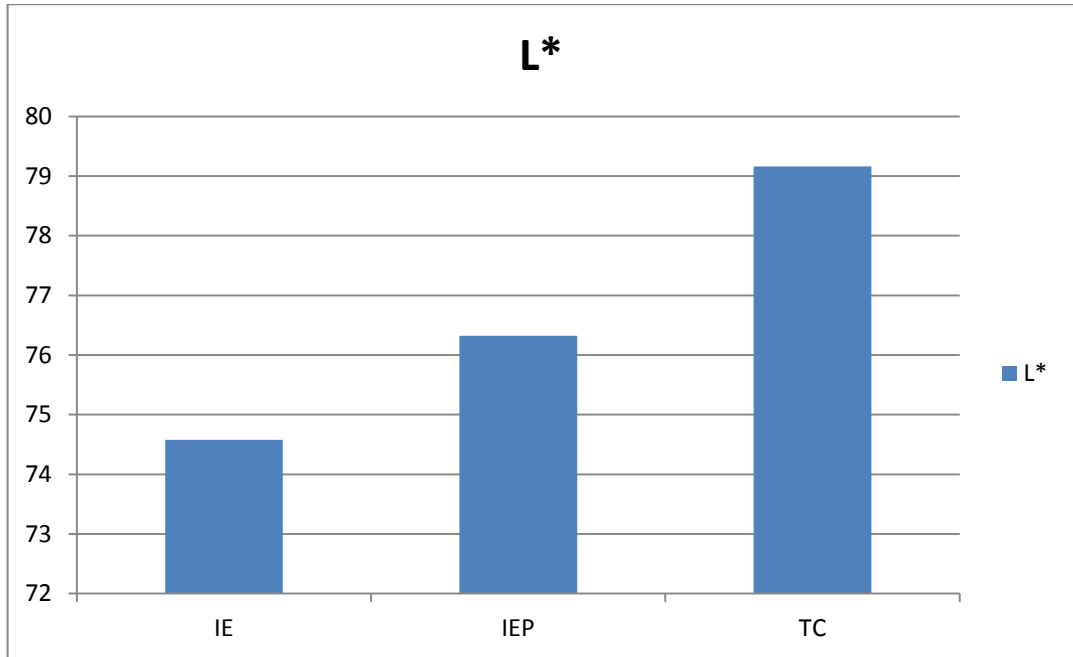
Tüm örneklere her fırınlamadan sonra nötral gri arka plan üzerinde spektrofotometre ile ölçüm yapıldı ve örneklerin CIE L*a*b* parametreleri kaydedildi.

4.2.1.1. L* değerleri;

Sistemlerin alt yapı L* değerleri Tablo 4.6' da gösterildi. Bu değerlere göre TC alt yapı sistemi istatistiksel olarak anlamlı en yüksek L* değerine, IE alt yapı sistemi ise en düşük L* değerine sahiptir ($p<0,001$) (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. Sistemlerin alt yapı L* değerleri

L*	N	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maksimum
IE	30	74,59	0,84	72,5	76,2
IEP	30	76,32	0,43	75,2	77,1
TC	30	79,16	0,99	77,6	80,9



Şekil 4.3. Alt yapı örneklerinin L* değerleri arasındaki ilişki

Sistemlere üst yapı porseleni uygulandıktan sonraki L* değerleri Tablo 4.7 'da görülmektedir (Şekil 4.4). Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında farklı fırınlamalar (1.F, 3.F ve 5.F) sonrasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucunda ortalama L* değerleri incelendiğinde IE ve IEP sisteminin 1,3 mm kalınlığındaki örneklerinde 1.F-3.F arasında, ayrıca IE sisteminin 1,8 mm kalınlığındaki örneklerinde 1.F-5.F arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p < 0,05$). Diğer bütün gruplar arasındaki karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi ($p > 0,05$) (Tablo 4.8).

IE sistemi içerisinde porselen kalınlığı sabit tutularak fırınlama işlemleri arasında yapılan karşılaştırmalar sonucu 1,3 mm kalınlığındaki örneklerde fırınlama sayısının artmasıyla L* değeri azaldı. 1,8 mm ve 2,3 mm kalınlığındaki örneklerde fırınlama sayısının artmasıyla L* değeri arttı. IEP ve TC sistemi içerisinde 1,3 mm kalınlığındaki örneklerde fırınlama sayısının artmasıyla L* değeri artarken, 1,8 mm kalınlığındaki örneklerde L* değeri azaldı. Ayrıca IEP sisteminin 2,3 mm kalınlığındaki örneklerde fırınlama sayısı arttıkça L* değeri artarken, TC sisteminde L* değeri azaldı. (Tablo 4.7, Şekil 4.4).

IE sistemi içerisinde 1,3 mm, 1,8 mm ve 2,3 mm kalınlığındaki örnekler L* değeri değişimi açısından karşılaştırıldığında; 3. ve 5. fırınlamada 1,3 mm ile 1,8 mm arasında anlamlı bir fark görülmedi ($p > 0,05$). Diğer tüm karşılaştırmalarda L* değeri anlamlı bir değişim gösterdi. Kalınlık arttıkça L* değeri azaldı (Tablo 4.9, Şekil 4.5).

IEP sistemi içerisinde 1,3 mm, 1,8 mm ve 2,3 mm kalınlığındaki örnekler L* değeri değişimi açısından karşılaştırıldığında; 1. ve 5. fırınlamada 1,3 mm ile 2,3 mm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmedi ($p > 0,05$). Diğer tüm karşılaştırmalarda L* değeri anlamlı bir değişim gösterdi. Kalınlık arttıkça L* değeri azaldı (Tablo 4.9, Şekil 4.5).

TC sistemi içerisinde 1,3 mm, 1,8 mm ve 2,3 mm kalınlığındaki örnekler L* değeri değişimi açısından karşılaştırıldığında; 1, 3 ve 5. fırınlamada 1,8 mm ile 2,3 mm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmedi ($p>0,05$). Diğer tüm karşılaştırmalarda L* değeri anlamlı bir değişim gösterdi. Kalınlık arttıkça L* değeri azaldı (Tablo 4.9, Şekil 4.5).

Farklı porselen kalınlıkları içerisinde sistemler arasında 1,3 mm kalınlığındaki örneklerin 5.F L* değerleri karşılaştırıldığında IE ile IEP arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi. Diğer karşılaştırmaların tümünde sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulundu ($p<0,05$) (Tablo 4.10). Sistemler içerisinde en yüksek L* değerine sahip sistem TC sistemi, en düşük L* değerine sahip sistem IEP sistemidir. IE sistemi içerisinde en yüksek L* değeri 1,3 mm kalınlığında 1.F sonrası (76,45), en düşük L* değeri 2,3 mm kalınlığında 1.F sonrası (73,56) ; IEP sistemi içerisinde en yüksek L* değeri 1,3 mm kalınlığında 5.F sonrası (76,23), en düşük L* değeri 1,8 mm kalınlığında 3.F sonrası (71,42) ; TC sistemi içerisinde en yüksek L* değeri 1,3 mm kalınlığında 3.F sonrası (81,79), en düşük L* değeri 2,3 mm kalınlığında 3.F sonrası (79,35) bulundu (Tablo 4.7). L* değerindeki azalma en fazla IEP sisteminde görülürken, IE ve TC sistemlerinde en az azalma görüldü.

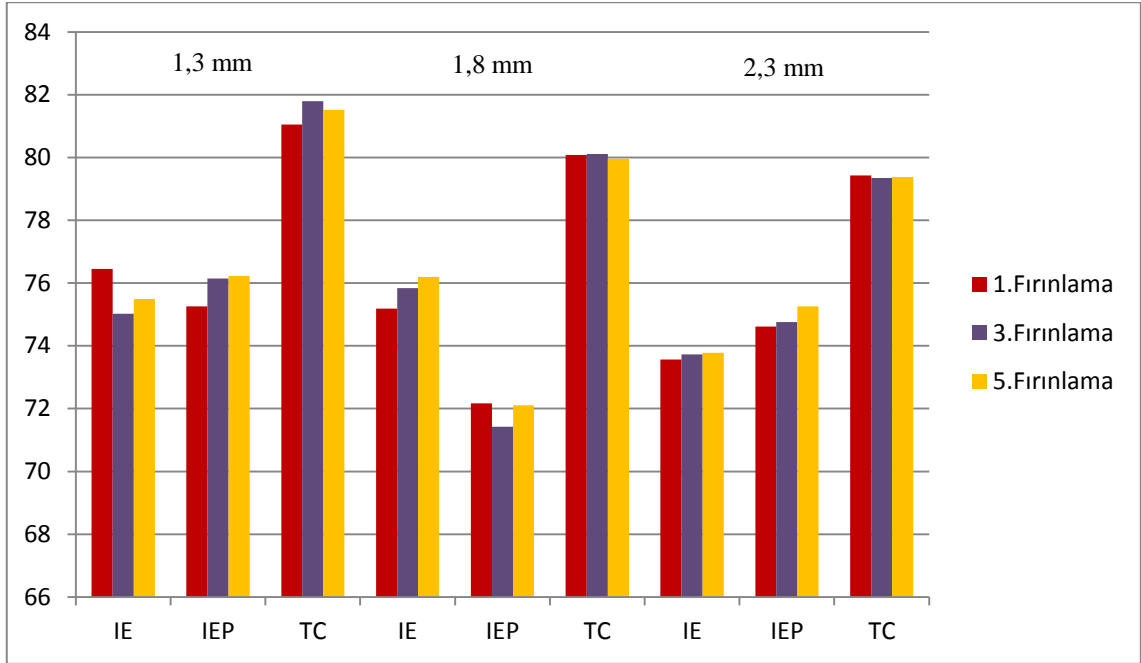
Tablo 4.7. Sistemlere göre L* değerleri

L*	N	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maksimum
IE 1,3mm					
1.F.	10	76,45	1,22	74,50	78,40
3.F.	10	75,02	1,09	73,10	76,60
5.F.	10	75,49	1,08	73,80	77,30
IE 1,8mm					
1.F.	10	75,19	0,61	74,00	76,10
3.F.	10	75,84	0,66	74,80	76,90
5.F.	10	76,20	0,67	75,20	77,10
IE 2,3mm					
1.F.	10	73,56	0,71	72,40	74,70
3.F.	10	73,73	0,41	73,00	74,30
5.F.	10	73,78	0,48	72,90	74,50
IEP 1,3mm					
1.F.	10	75,26	0,61	74,40	76,60
3.F.	10	76,14	0,30	75,70	76,80
5.F.	10	76,23	0,29	75,70	76,80
IEP 1,8mm					
1.F.	10	72,17	1,50	71,10	76,30
3.F.	10	71,42	0,29	70,70	71,70
5.F.	10	72,11	0,86	71,30	74,40
IEP 2,3mm					
1.F.	10	74,61	2,17	69,40	76,30
3.F.	10	74,76	2,93	68,10	77,10
5.F.	10	75,26	2,93	68,40	77,70
TC 1,3mm					
1.F.	10	81,05	0,67	80,00	82,20
3.F.	10	81,79	0,42	80,90	82,40
5.F.	10	81,52	0,45	80,50	82,10
TC 1,8mm					
1.F.	10	80,08	0,49	79,50	81,10
3.F.	10	80,11	0,54	79,40	81,20
5.F.	10	79,96	0,52	79,30	81,00
TC 2,3mm					
1.F.	10	79,43	0,23	79,00	79,80
3.F.	10	79,35	0,25	79,00	79,80
5.F.	10	79,38	0,25	79,00	79,80

Tablo 4.8. Sistemlerin kalınlık alt grubunun L^* ölçümlerine göre 1.F, 3.F ve 5.F işlemleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.

L^*		1.F-3.F	3.F-5.F	1.F-5.F
IE	1,3 mm	p<0,001*	p=0,403	p=0,061
	1,8 mm	p=0,097	p=0,521	p=0,049*
	2,3 mm	p=0,662	p=0,929	p=0,664
IEP	1,3 mm	p=0,026*	p=0,872	p=0,058
	1,8 mm	p=0,056	p=0,220	p=0,906
	2,3 mm	p=0,700	p=0,373	p=0,201
TC	1,3 mm	p=0,060	p=0,630	p=0,354
	1,8 mm	p=0,938	p=0,789	p=0,813
	2,3 mm	p=0,837	p=0,957	p=0,921

*: p<0,05 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 4.4. Sistemler içerisinde fırınlama sayısına göre L^* değerleri arasındaki ilişki.

Tablo 4.9. Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında **L*** değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri

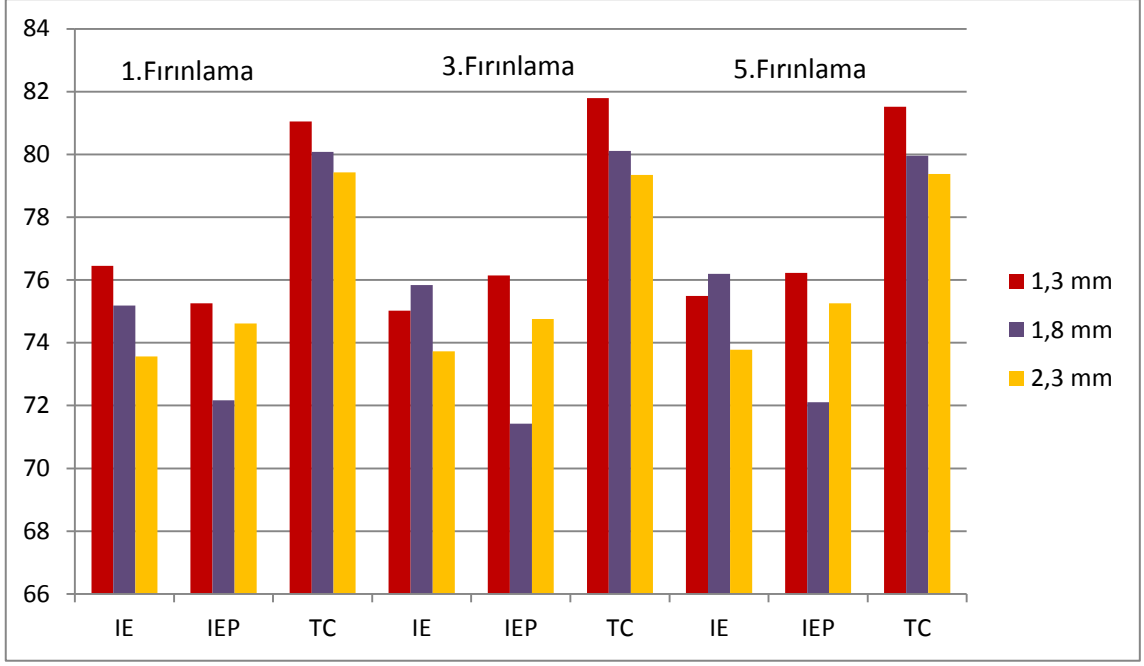
L*	IE			IEP			TC		
	1,3-1,8 mm	1,8-2,3 mm	1,3-2,3 mm	1,3-1,8 mm	1,8-2,3 mm	1,3-2,3 mm	1,3-1,8 mm	1,8-2,3 mm	1,3-2,3 mm
1.F	p =0,011*	p =0,001*	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p=0,183	p=0,048*	p=0,183	p=0,001*
3.F	p =0,103	p<0,001**	p =0,011*	p<0,001**	p<0,001**	p=0,007*	p=0,001*	p=0,130	p<0,001**
5.F	p =0,171	p<0,001**	p =0,001*	p<0,001**	p<0,001**	p=0,062	p=0,003*	p=0,262	p<0,001**

*: p<0,05 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı, **: p<0,001 için sonuçlar istatistiksel olarak çok anlamlı kabul edildi.

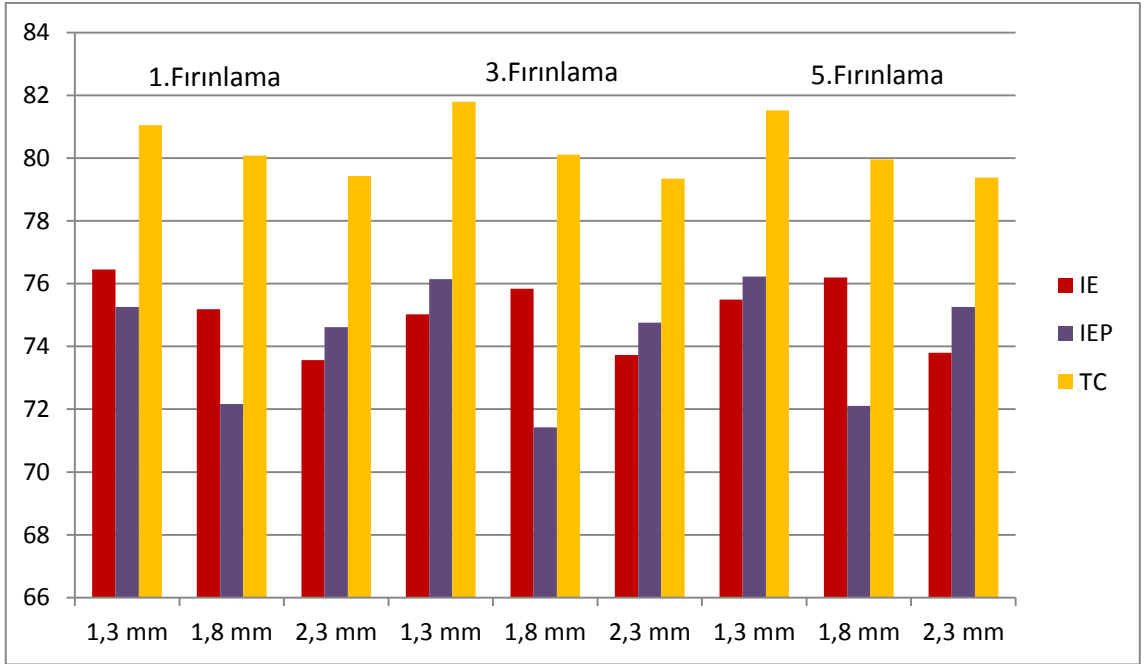
Tablo 4.10. Farklı porselen kalınlıkları içerisinde sistemler arasında **L*** değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri

L*	1,3 mm			1,8 mm			2,3 mm		
	IE-IEP	IEP-TC	IE-TC	IE-IEP	IEP-TC	IE-TC	IE-IEP	IEP-TC	IE-TC
1.F	p=0,016*	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p=0,033*	p<0,001**	p<0,001**
3.F	p=0,027*	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p=0,042*	p<0,001**	p<0,001**
5.F	p=0,153	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p=0,005*	p<0,001**	p<0,001**

*: p<0,05 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı, **: p<0,001 için sonuçlar istatistiksel olarak çok anlamlı kabul edildi.



Şekil 4.5. Sistemler içerisinde kalınlık değişimine göre L^* değerleri arasındaki ilişki.



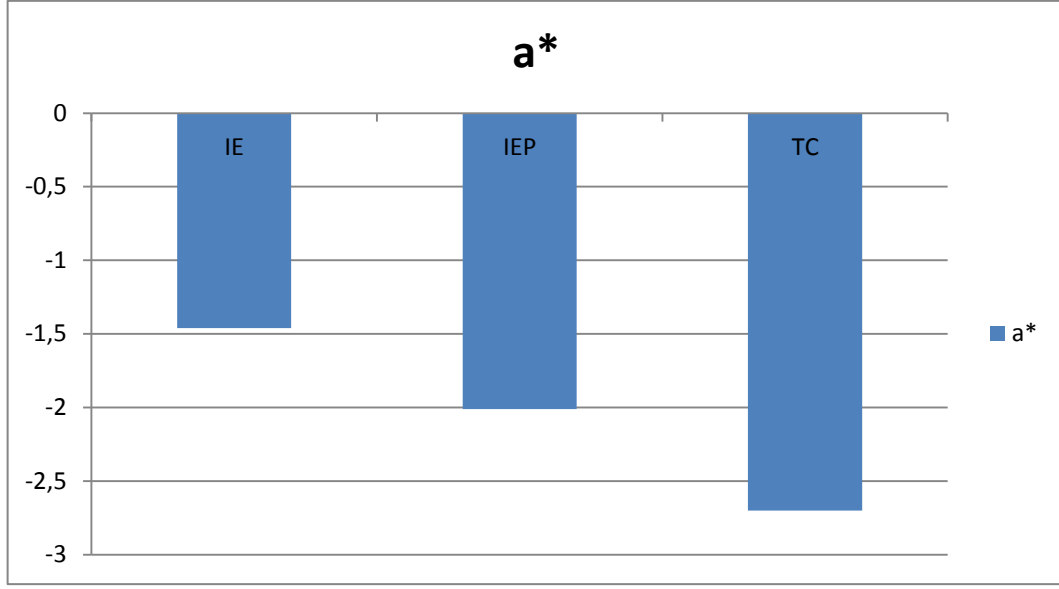
Şekil 4.6. Sistemlere göre L^* değerleri arasındaki ilişki

4.2.1.2. a^* Değerleri;

Sistemlerin alt yapı a^* değerleri Tablo 4.11'de gösterildi. Bu değerlere göre IE alt yapı en yüksek a^* değerine, TC alt yapı en düşük a^* değerine sahiptir.

Tablo 4.11. Sistemlerin alt yapı a* değerleri

a*	N	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maksimum
IE	30	-1,46	0,07	-1,6	-1,3
IEP	30	-2,01	0,06	-2,1	-1,9
TC	30	-2,70	0,19	-3,2	-2,4



Şekil 4.7. Alt yapı örneklerinin a* değerleri arasındaki ilişki

Sistemlere üst yapı porseleni uygulandıktan sonraki a* değerleri Tablo 4.12’de görülmektedir. Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında farklı fırınlamalar (1.F, 3.F ve 5.F) sonrasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucunda ortalama a* değerleri incelendiğinde IE sisteminin 2,3 mm kalınlığındaki örneklerinde 1.F-5.F arasında; IEP sisteminin 1,8 mm ve 2,3 mm kalınlığındaki örneklerinde 1.F-5.F arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p < 0,05$). Diğer bütün gruplar arasındaki karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi ($p > 0,05$) (Tablo 4.13). Genel olarak tüm sistemlerde fırınlama sayısının artmasıyla a* değerlerinde bir azalma görüldü.

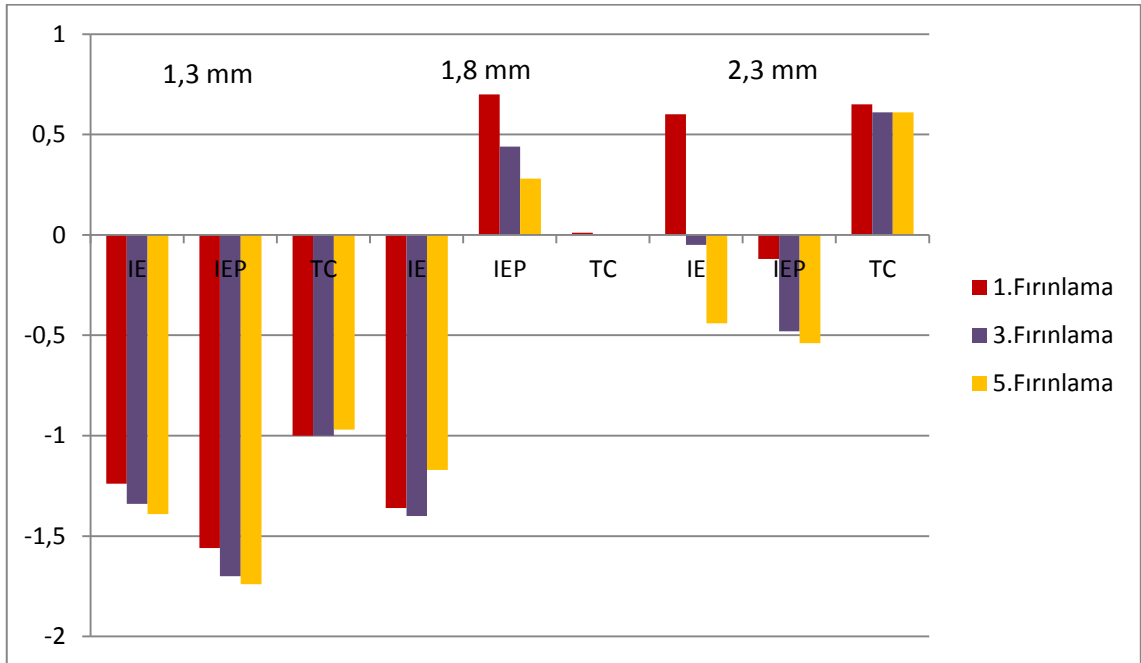
Tablo 4.12. Sistemlere göre **a*** değerleri

	N	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maksimum
IE 1,3mm					
1.F.	10	-1,24	0,08	-1,40	-1,10
3.F.	10	-1,34	0,11	-1,60	-1,20
5.F.	10	-1,39	0,08	-1,50	-1,30
IE 1,8mm					
1.F.	10	-1,36	0,05	-1,40	-1,30
3.F.	10	-1,40	0,08	-1,50	-1,30
5.F.	10	-1,17	0,59	-1,50	0,00
IE 2,3mm					
1.F.	10	0,06	0,37	-,40	0,80
3.F.	10	-0,05	0,26	-,40	0,30
5.F.	10	-0,44	0,74	-1,90	0,20
IEP 1,3mm					
1.F.	10	-1,56	0,17	-1,80	-1,20
3.F.	10	-1,70	0,09	-1,80	-1,60
5.F.	10	-1,74	0,09	-1,90	-1,60
IEP 1,8mm					
1.F.	10	0,70	0,21	0,30	1,00
3.F.	10	0,44	0,23	0,00	0,90
5.F.	10	0,28	0,35	-0,50	0,90
IEP 2,3mm					
1.F.	10	-0,12	0,88	-0,90	1,70
3.F.	10	-0,48	0,97	-1,20	1,40
5.F.	10	-0,54	0,98	-1,20	1,40
TC 1,3mm					
1.F.	10	-1,00	0,14	-1,30	-0,80
3.F.	10	-1,00	0,14	-1,30	-0,80
5.F.	10	-0,97	0,13	-1,20	-0,80
TC 1,8mm					
1.F.	10	0,01	0,12	-0,10	0,20
3.F.	10	0,00	0,15	-0,30	0,20
5.F.	10	0,00	0,14	-0,20	0,20
TC 2,3mm					
1.F.	10	0,65	0,07	0,50	0,70
3.F.	10	0,61	0,08	0,50	0,70
5.F.	10	0,61	0,05	0,50	0,70

Tablo 4.13. Sistemlerin kalınlık alt grubunun a^* ölçümlerine göre 1.F, 3.F ve 5.F işlemleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri

a^*		1.F.-3.F.	3.F.-5.F.	1.F.-5.F.
IE	1,3 mm	$p=0,458$	$p=0,809$	$p=0,428$
	1,8 mm	$p=0,766$	$p=0,269$	$p=0,316$
	2,3 mm	$p=0,414$	$p=0,063$	$p=0,010^*$
IEP	1,3 mm	$p=0,299$	$p=0,847$	$p=0,342$
	1,8 mm	$p=0,056$	$p=0,441$	$p=0,028^*$
	2,3 mm	$p=0,009^*$	$p=0,772$	$p=0,028^*$
TC	1,3 mm	$p=1,000$	$p=0,885$	$p=0,874$
	1,8 mm	$p=0,941$	$p=1,000$	$p=0,958$
	2,3 mm	$p=0,766$	$p=1,000$	$p=0,832$

*: $p<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 4.8. Sistemler içerisinde fırlama sayısına göre a^* değerleri arasındaki ilişki

Tablo 4.14. Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında **a*** değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri

a*	IE			IEP			TC		
	1,3-1,8 mm	1,8-2,3 mm	1,3-2,3 mm	1,3-1,8 mm	1,8-2,3 mm	1,3-2,3 mm	1,3-1,8 mm	1,8-2,3 mm	1,3-2,3 mm
1.F	p =0,436	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**
3.F	p =0,710	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**
5.F	p =0,307	p=0,001*	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p=0,006*	p<0,001**

*: p<0,05 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı, **: p<0,001 için sonuçlar istatistiksel olarak çok anlamlı kabul edildi.

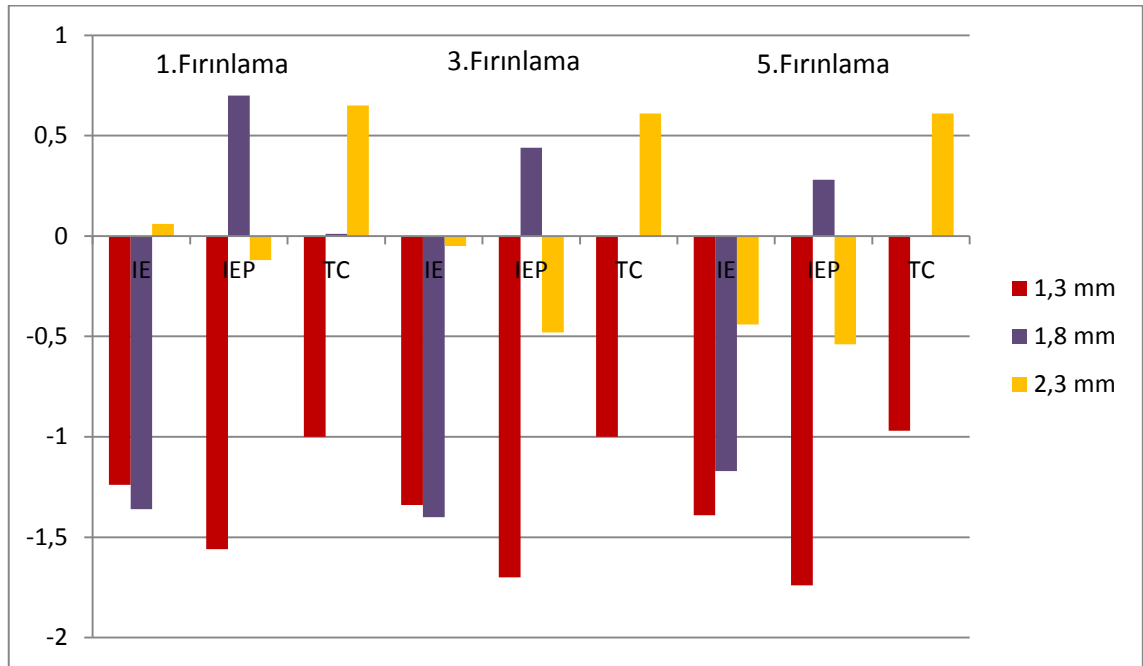
Tablo 4.15. Farklı porselen kalınlıkları içerisinde sistemler arasında **a*** değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri

a*	1,3 mm			1,8 mm			2,3 mm		
	IE-IEP	IEP-TC	IE-TC	IE-IEP	IEP-TC	IE-TC	IE-IEP	IEP-TC	IE-TC
1.F	p=0,040*	p<0,001**	p=0,122	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p=0,244	p<0,001**	p<0,001**
3.F	p=0,028*	p<0,001**	p=0,038*	p<0,001**	p=0,008*	p<0,001**	p=0,009*	p<0,001**	p<0,001**
5.F	p=0,106	p=0,001*	p=0,053	p<0,001**	p=0,194	p<0,001**	p=0,641	p<0,001**	p<0,001**

*: p<0,05 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı, **: p<0,001 için sonuçlar istatistiksel olarak çok anlamlı kabul edildi.

Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında a* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucunda IE içerisinde 1,3-1,8 mm arasında 1, 3 ve 5. fırınlamada istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Diğer IE sistemi alt grupları, IEP ve TC sistemleri içerisinde a* değerlerinde kalınlık değişimlerine göre istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü (p<0,05) (Tablo 4.14).

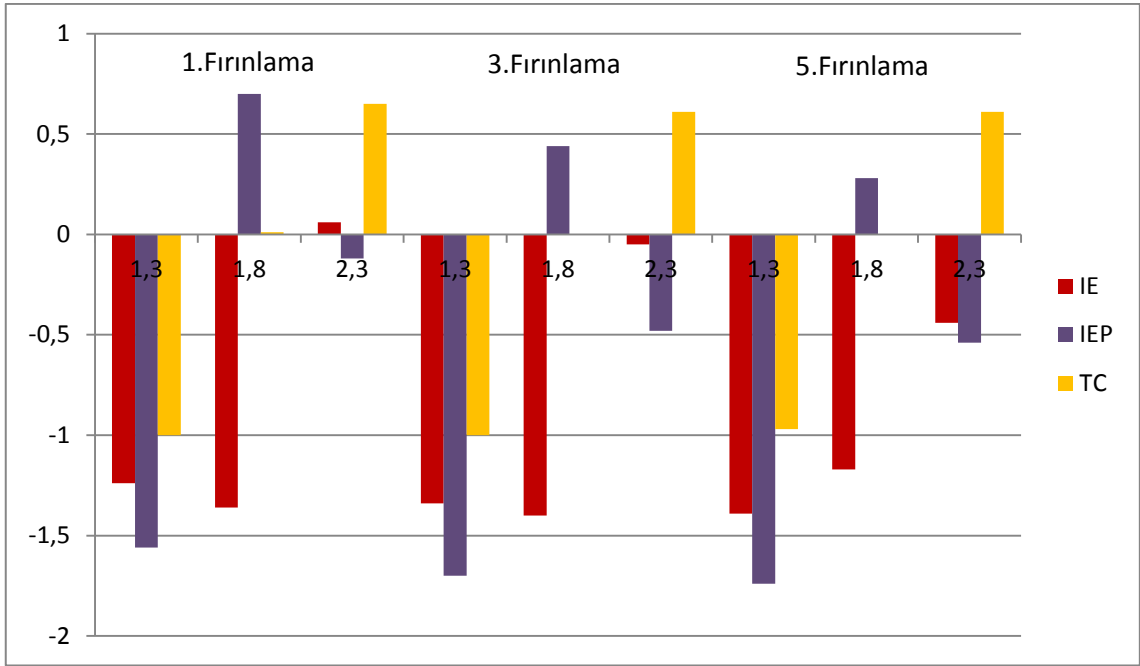
IE, IEP ve TC sistemleri içerisinde kalınlık arttıkça a* değeri artış gösterdi(Şekil 4.9).



Şekil 4.9. Sistemler içerisinde kalınlık değişimine göre a* değerleri arasındaki ilişki

a* değeri değişimleri sistemlere göre çoklu karşılaştırma testi yapıldığında 1,3 mm kalınlığındaki örneklerin a* değerleri karşılaştırıldığında IE ile TC arasında 1.F ve 5.F, IE ile IEP arasında 5.F; 1,8 mm kalınlığındaki örneklerin IEP ile TC arasında 5.F; 2,3 mm kalınlığındaki örneklerin IE ile IEP arasında 1.F ve 5.F da istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Diğer gruplar arasındaki a* değeri değişimleri istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05) (Tablo 4.15, Şekil 4.10). Sistemler içerisinde en yüksek ve en düşük a* değerleri IEP sisteminde görüldü. IE sistemi içerisinde en yüksek a* değeri 2,3 mm

kalınlığındaki örneklerde 1.F da (0,06), en düşük a* değeri 1,8 mm kalınlığındaki örneklerde 3.F da (-1,4); IEP sistemi içerisinde en yüksek a* değeri 1,8 mm kalınlığındaki örneklerde 1.F da (0,7), en düşük a* değeri 1,3 mm kalınlığındaki örneklerde 5.F da (-1,74); TC sistemi içerisinde en yüksek a* değeri 2,3 mm kalınlığındaki örneklerde 1.F da (0,65), en düşük a* değeri 1,3 mm kalınlığındaki örneklerde 1.F ve 3.F da (-1) olarak bulundu (Tablo 4.12).



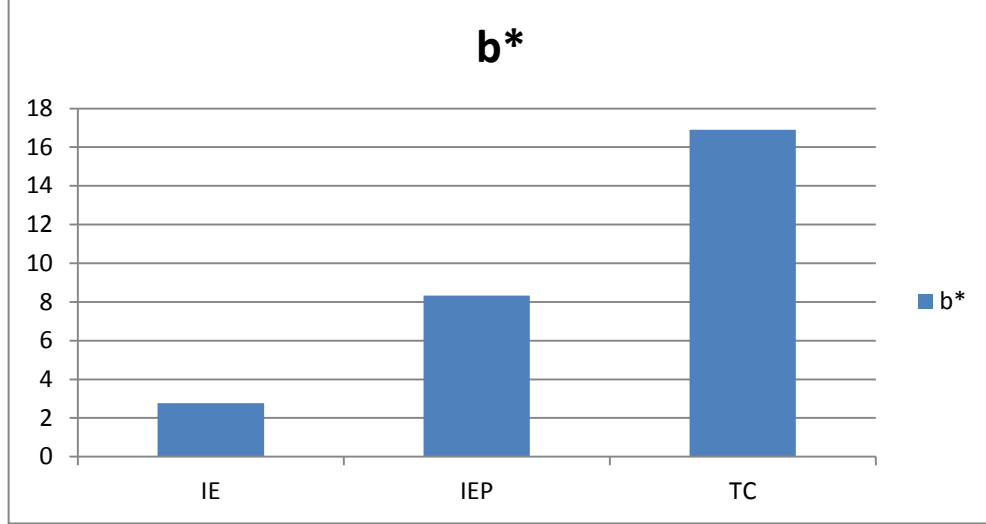
Şekil 4.10. Farklı porselen kalınlığı içerisinde sistemlere göre a* değerleri arasındaki ilişki

4.2.1.3. b* Değerleri

Sistemlerin alt yapı b* değerleri Tablo 18'de gösterilmiştir. Bu değerlere göre TC alt yapı istatistiksel olarak anlamlı en yüksek b* değerine, IE alt yapı istatistiksel olarak anlamlı en düşük b* değerine sahiptir ($p < 0,001$) (Tablo 4.16, Şekil 4.11).

Tablo 4.16. Sistemlerin alt yapı **b*** değerleri

b*	N	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maksimum
IE	30	2,77	1,56	1,10	5,40
IEP	30	8,33	0,77	7,10	9,80
TC	30	16,91	1,84	13,40	19,40



Şekil 4.11. Alt yapı örneklerinin **b*** değerleri arasındaki ilişki

Sistemlere üst yapı porseleni uygulandıktan sonraki b^* değerleri Tablo 4.17’de görülmektedir. Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında farklı fırınlamalar (1.F, 3.F ve 5.F) sonrasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucunda ortalama b^* değerleri incelendiğinde IE sisteminin 2,3 mm kalınlığındaki örneklerinde 1.F-3.F ile 1.F-5.F arasında; IEP sisteminin 1,3 mm kalınlığındaki örneklerinde 1.F-3.F arasında, 1,8 mm ve 2,3 mm kalınlığındaki örneklerinde 1.F-3.F ile 1.F-5.F arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p<0,05$). Diğer bütün gruplar arasındaki karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.18). Tüm sistemlerde (IE 1,8 mm kalınlığındaki örnek grubu hariç) fırınlama sayısının artmasıyla b^* değerlerinde bir artma görüldü.

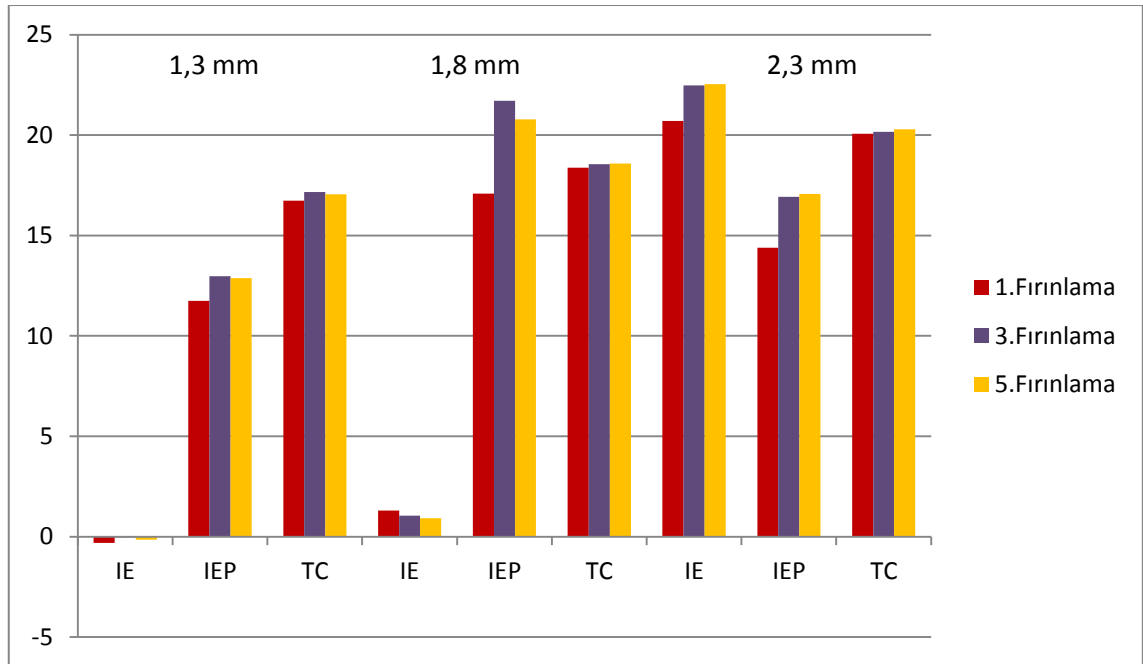
Tablo 4.17. Sistemlere göre **b*** değerleri

b*	N	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maksimum
IE 1,3mm					
1.F.	10	-0,31	1,09	-1,00	2,50
3.F.	10	-0,04	1,26	-0,80	3,40
5.F.	10	-0,15	1,24	-0,90	3,20
IE 1,8mm					
1.F.	10	1,30	0,71	0,40	2,20
3.F.	10	1,05	0,76	0,10	2,10
5.F.	10	0,92	0,73	0,00	1,90
IE 2,3mm					
1.F.	10	20,70	1,64	18,50	23,60
3.F.	10	22,47	1,11	21,00	23,90
5.F.	10	22,53	1,08	21,20	24,20
IEP 1,3mm					
1.F.	10	11,75	1,14	10,30	13,80
3.F.	10	12,97	0,43	12,50	13,60
5.F.	10	12,88	0,47	12,30	13,80
IEP 1,8mm					
1.F.	10	17,08	0,71	16,20	18,60
3.F.	10	21,71	0,50	20,90	22,60
5.F.	10	20,79	3,33	11,50	22,90
IEP 2,3mm					
1.F.	10	14,39	2,57	12,40	20,90
3.F.	10	16,93	2,06	15,30	21,60
5.F.	10	17,07	2,05	15,60	21,90
TC 1,3mm					
1.F.	10	16,74	0,77	15,30	17,90
3.F.	10	17,17	0,80	15,60	18,20
5.F.	10	17,05	0,77	15,60	17,90
TC 1,8mm					
1.F.	10	18,38	0,75	16,70	19,50
3.F.	10	18,55	0,69	17,00	19,50
5.F.	10	18,58	0,75	17,00	19,70
TC 2,3mm					
1.F.	10	20,07	0,17	19,80	20,40
3.F.	10	20,16	0,16	19,90	20,40
5.F.	10	20,29	0,14	20,10	20,50

Tablo 4.18. Sistemlerin kalınlık alt grubunun **b*** ölçümlerine göre 1.F, 3.F ve 5.F işlemleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri

b*		1.F-3.F*	3.F-5.F*	1.F-5.F*
IE	1,3 mm	p=0,400	p=0,852	p=0,784
	1,8 mm	p=0,435	p=0,825	p=0,515
IEP	2,3 mm	p<0,001**	p=0,919	p=0,002*
	1,3 mm	p<0,001**	p=0,879	p=0,056
	1,8 mm	p<0,001**	p=0,121	p<0,001**
TC	2,3 mm	p<0,001**	p=0,812	p<0,001**
	1,3 mm	p=0,181	p=0,839	p=0,596
	1,8 mm	p=0,595	p=0,959	p=0,732
	2,3 mm	p=0,778	p=0,825	p=0,706

*: p<0,05 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı, **: p<0,001 için sonuçlar istatistiksel olarak çok anlamlı kabul edildi.



Şekil 4.12. Sistemler içerisinde fırlama sayısına göre **b*** değerleri arasındaki ilişki

Tablo 4.19. Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında **b*** değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri

b*	IE			IEP			TC		
	1,3-1,8 mm	1,8-2,3 mm	1,3-2,3 mm	1,3-1,8 mm	1,8-2,3 mm	1,3-2,3 mm	1,3-1,8 mm	1,8-2,3 mm	1,3-2,3 mm
1.F	p =0,005*	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p=0,004*	p=0,003*	p<0,001**
3.F	p =0,018*	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p=0,003*	p=0,001*	p<0,001**
5.F	p =0,111	p=0,001*	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p=0,024*	p<0,001**	p=0,012*

*: p<0,05 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı, **: p<0,001 için sonuçlar istatistiksel olarak çok anlamlı kabul edildi.

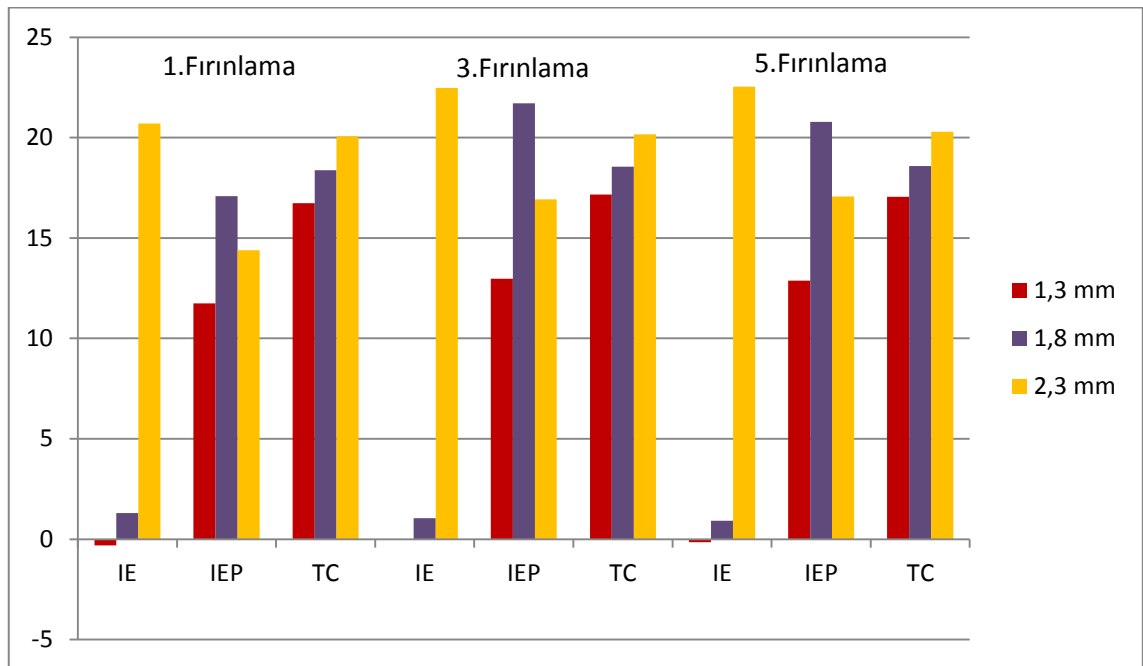
Tablo 4.20. Farklı porselen kalınlıkları içerisinde sistemler arasında **b*** değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri

b*	1,3 mm			1,8 mm			2,3 mm		
	IE-IEP	IEP-TC	IE-TC	IE-IEP	IEP-TC	IE-TC	IE-IEP	IEP-TC	IE-TC
1.F	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p=0,022*	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p=0,262
3.F	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**
5.F	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	p=0,001*	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**	P=0,001*

*: p<0,05 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı, **: p<0,001 için sonuçlar istatistiksel olarak çok anlamlı kabul edildi.

Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında b* değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucunda IE içerisinde 1,3-1,8 mm arasında 5.fırınlamada istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Diğer IE sistemi alt grupları, IEP ve TC sistemleri içerisinde b* değerlerinde kalınlık değişimlerine göre istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p<0,05$) (Tablo 4.19).

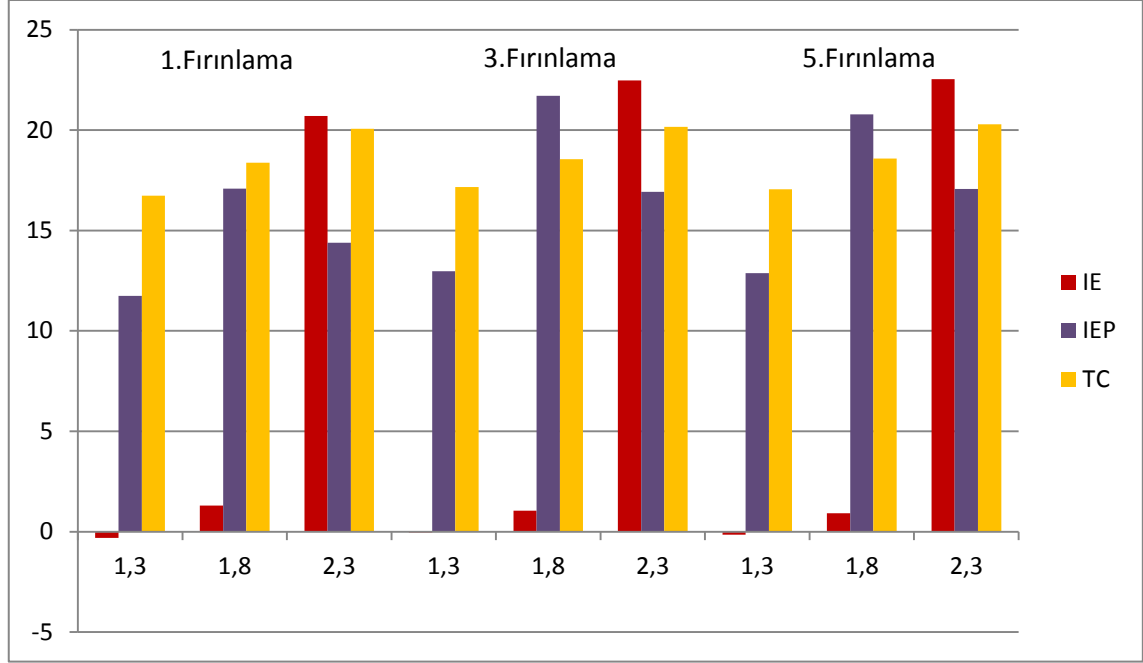
IE, IEP ve TC sistemleri içerisinde kalınlık arttıkça b* değeri artış gösterdi (Şekil 4.9).



Şekil 4.13. Sistemler içerisinde kalınlık değişimine göre b* değerleri arasındaki ilişki

b* değeri değişimleri sistemlere göre çoklu karşılaştırma testi yapıldığında 2,3 mm kalınlığındaki örneklerin b* değerleri karşılaştırıldığında IE ile TC arasında 1.F da istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p>0,05$). Diğer bütün gruplar arasındaki b* değeri değişimleri istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$) (Tablo 4.20). Sistemler içerisinde en yüksek ve en düşük b* değerleri IE sisteminde görüldü. IE sistemi içerisinde en yüksek b* değeri 2,3 mm kalınlığındaki örneklerde 5.F da (22,53), en düşük b* değeri 1,3 mm kalınlığındaki örneklerde 1.F da (-0,31); IEP sistemi içerisinde en yüksek b* değeri 1,8 mm kalınlığındaki örneklerde 3.F da (21,71), en düşük b*

değeri 1,3 mm kalınlığındaki örneklerde 1.F da (11,75); TC sistemi içerisinde en yüksek b* değeri 2,3 mm kalınlığındaki örneklerde 5.F da (20,29), en düşük b* değeri 1,3 mm kalınlığındaki örneklerde 1.F da (16,74) olarak bulundu (Tablo 4.17).



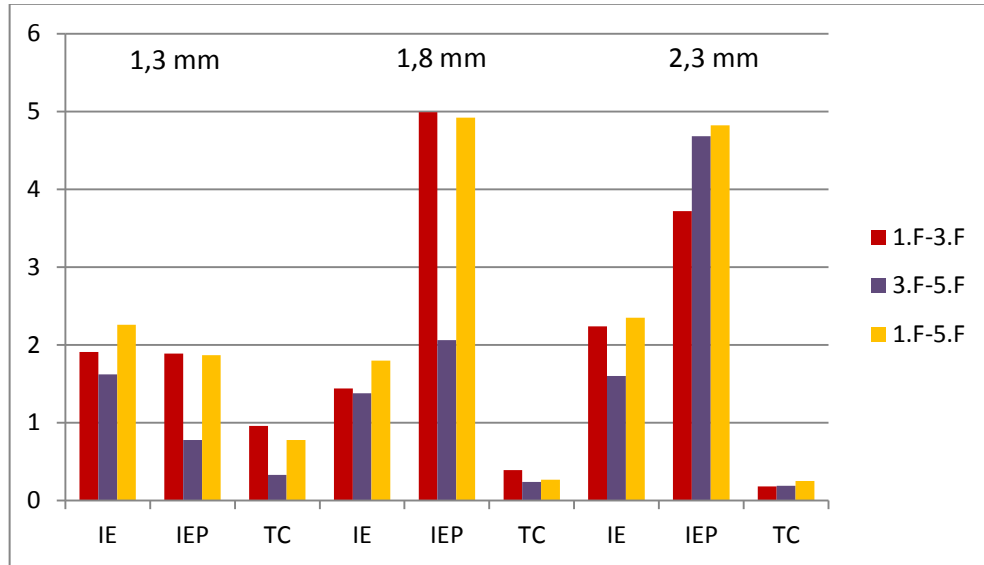
Şekil 4.14. Farklı porselen kalınlığı içerisinde sistemlere göre b* değerleri arasındaki ilişki

4.2.2. ΔE Değerleri

Fırınlama sayılarına göre elde edilen ortalama renk farkı (ΔE) değerleri, Std. Sapmaları ve klinik eşleşme başarıları Tablo 4.21’de verildi. Elde edilen ortalama ΔE değerleri, O’Brien’in^{3, 157} klinik eşleşme tolerans eşik değerleri tablosuna göre sınıflandırıldı.

Sistemler içerisinde porselen kalınlıkları arasında farklı fırınlamalar (1.F, 3.F ve 5.F) sonrasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucunda en yüksek renk farkı (ΔE) değeri IEP sisteminde 1,8 mm kalınlığındaki örneklerin 1.F-3.F arasında, en düşük renk farkı (ΔE) değeri TC sisteminde 2,3 mm kalınlığındaki örneklerin 3.F-5.F arasında elde edildi. Sistemler kendi içerisinde değerlendirildiğinde IE sistemi için en yüksek renk farkı (ΔE) değeri 2,3 mm kalınlığındaki örneklerin 1.F-5.F arasında (2,35), en düşük

renk farkı (ΔE) değeri 1,8 mm kalınlığındaki örneklerin 3.F-5.F arasında (1,38) ; IEP sistemi için en yüksek renk farkı (ΔE) değeri 1,8 mm kalınlığındaki örneklerin 1.F-3.F arasında (4,99), en düşük renk farkı (ΔE) değeri 1,3 mm kalınlığındaki örneklerin 3.F-5.F arasında (0,78) ; TC sistemi için en yüksek renk farkı (ΔE) değeri 1,3 mm kalınlığındaki örneklerin 1.F-3.F arasında (0,96), en düşük renk farkı (ΔE) değeri 2,3 mm kalınlığındaki örneklerin 3.F-5.F arasında (0,19) olduğu görüldü (Tablo 4.21, Şekil 4.15). IE sistemi 1.F-5.F arasında 1,3 mm ve 2,3 mm kalınlığındaki örneklerinde gözlemcilerin %100 ü tarafından algılanabilir ve klinik olarak kabul edilebilir renk değişikliği, 1,8 mm kalınlığındaki örneklerinde klinik olarak algılanabilir (renk değişimi kısmen %50 fark edilebilir) renk değişikliği; IEP sistemi 1.F-5.F arasında 1,3 mm kalınlığındaki örneklerinde klinik olarak algılanabilir renk değişikliği, 1,8 mm ve 2,3 mm kalınlığındaki örneklerinde uyumsuz renk değişimi; TC sistemi 1.F-5.F arasında 1,3 mm, 1,8 mm ve 2,3 mm kalınlığındaki örneklerinde klinik olarak algılanamaz renk değişikliği görüldü (Tablo 4.21).



Şekil 4.15. Sistemlerin fırınlama sayılarına göre elde edilen ortalama renk farkı (ΔE) değerleri arasındaki ilişki

Tablo 4.21. Fırınlama sayılarına göre elde edilen ortalama renk farkı (ΔE) değerleri

	ΔE			Renk eşleşmesi
	N	Ortalama	Std. Sapma	
IE 1,3mm				
1.F-3.F	10	1,91	0,88	İyi
3.F-5.F	10	1,62	1,36	İyi
1.F-5.F	10	2,26	1,32	Klinik olarak kabul edilebilir
IE 1,8mm				
1.F-3.F	10	1,44	0,72	İyi
3.F-5.F	10	1,38	0,53	İyi
1.F-5.F	10	1,80	0,79	İyi
IE 2,3mm				
1.F-3.F	10	2,24	1,13	Klinik olarak kabul edilebilir
3.F-5.F	10	1,60	1,04	İyi
1.F-5.F	10	2,35	1,64	Klinik olarak kabul edilebilir
IEP 1,3mm				
1.F-3.F	10	1,89	0,97	İyi
3.F-5.F	10	0,78	0,40	Çok iyi
1.F-5.F	10	1,87	0,71	İyi
IEP 1,8mm				
1.F-3.F	10	4,99	1,25	Uyumsuz
3.F-5.F	10	2,06	3,17	Klinik olarak kabul edilebilir
1.F-5.F	10	4,92	1,03	Uyumsuz
IEP 2,3mm				
1.F-3.F	10	3,72	1,38	Uyumsuz
3.F-5.F	10	4,68	3,78	Uyumsuz
1.F-5.F	10	4,82	3,22	Uyumsuz
TC 1,3mm				
1.F-3.F	10	0,96	0,55	Çok iyi
3.F-5.F	10	0,33	0,11	Mükemmel
1.F-5.F	10	0,78	0,51	Çok iyi
TC 1,8mm				
1.F-3.F	10	0,39	0,26	Mükemmel
3.F-5.F	10	0,24	0,11	Mükemmel
1.F-5.F	10	0,27	0,11	Mükemmel
TC 2,3mm				
1.F-3.F	10	0,18	0,08	Mükemmel
3.F-5.F	10	0,19	0,06	Mükemmel
1.F-5.F	10	0,25	0,09	Mükemmel

Tablo 4.22. Farklı fırınlama sayılarına göre sistemler arasındaki elde edilen ortalama renk farkı (ΔE) değerleri arasındaki ilişki

ΔE	$\Delta E(1.F-3.F)$	$\Delta E (3.F-5.F)$	$\Delta E (1.F-5.F)$
IE-IEP	p<0,001**	p=0,102	p<0,001**
IEP-TC	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**
IE-TC	p<0,001**	p=0,018*	p<0,001**

*:p<0,05 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı, **:p<0,001 için sonuçlar istatistiksel olarak çok anlamlı kabul edildi.

Farklı fırınlama sayılarına göre sistemler arasındaki elde edilen ortalama renk farkı (ΔE) değerleri arasındaki ilişki 1.F-3.F ile 1.F-5.F arasındaki renk farkı IE-IEP, IEP-TC, IE-TC sistemleri arasında istatistiksel olarak çok anlamlı bulundu (p<0,001). 3.F-5.F arasındaki renk farkı IEP-TC, IE-TC sistemleri arasında istatistiksel olarak çok anlamlıyken (p<0,001), IE-IEP arasında istatistiksel olarak anlamlı değildir (p>0,05) (Tablo 4.22).

Farklı porselen kalınlıkları içerisinde sistemler arasında ΔE değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucunda; 1,3 mm kalınlığında 1.F-3.F arasında IEP-TC sistemleri arasında, 1.F-5.F arasında IE-TC sistemleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıyken (p<0,05) diğer gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur (p>0,05); 1,8 mm kalınlığında 3.F-5.F arasında IE-IEP ile IE-TC sistemleri arasında istatistiksel olarak fark yokken (p>0,05) diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05); 2,3 mm kalınlığında 3.F-5.F arasında IE-TC sistemleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değilken (p>0,05) diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05) (Tablo 4.24).

Porselen kalınlığı değişimine göre farklı fırınlamalar arasında ΔE değerlerinin karşılaştırılmasında; IE ve TC sistemleri kendi içlerindeki renk farkı istatistiksel olarak anlamlı değildir (p>0,05); IEP sistemi 1,3-1,8 mm arasındaki renk farkı 3.F-5.F arasında, 1,8-2,3 mm arasındaki renk farkı 1.F-5.F arasında istatistiksel olarak fark yokken diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (Tablo 4.23).

Tablo 4.23. Porselen kalınlığı değişimine göre farklı fırınlamalar arasında ΔE değerlerinin karşılaştırılmasında elde edilen p değerleri

ΔE	IE			IEP			TC		
	1,3-1,8 mm	1,8-2,3 mm	1,3-2,3 mm	1,3-1,8 mm	1,8-2,3 mm	1,3-2,3 mm	1,3-1,8 mm	1,8-2,3 mm	1,3-2,3 mm
1.F-3.F	p =0,239	p =0,05	p =0,424	p <0,001**	p =0,002*	p <0,001**	p =0,158	p =0,601	p =0,055
3.F-5.F	p =0,762	p =0,787	p =0,975	p =0,108	p =0,001*	p 0,001**	p =0,914	p =0,952	p =0,866
1.F-5.F	p =0,460	p =0,377	p =0,885	p <0,001**	p =0,866	p <0,001**	p =0,404	p =0,985	p =0,393

*:p<0,05 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı, **:p<0,001 için sonuçlar istatistiksel olarak çok anlamlı kabul edildi.

Tablo 4.24. Farklı porselen kalınlıkları içerisinde sistemler arasında ΔE değerleri yönünden yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri

	1,3 mm			1,8 mm			2,3 mm		
	IE-IEP	IEP-TC	IE-TC	IE-IEP	IEP-TC	IE-TC	IE-IEP	IEP-TC	IE-TC
$\Delta E(1.F-3.F)$	p=0,957	p=0,024*	p=0,021*	p<0,001**	p<0,001**	p=0,011*	p<0,001**	p<0,001**	p<0,001**
$\Delta E(3.F-5.F)$	p=0,290	p=0,563	p=0,103	p=0,389	p=0,023*	p=0,150	p<0,001**	p<0,001**	p=0,078
$\Delta E(1.F-5.F)$	p=0,530	p=0,083	p=0,019*	p<0,001**	p<0,001**	p=0,015*	p<0,001**	p<0,001**	p=0,001*

*:p<0,05 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı, **:p<0,001 için sonuçlar istatistiksel olarak çok anlamlı kabul edildi.

Tablo 4.25. Farklı fırınlama sayısına göre sistemlerin ΔE değerleri

ΔE	Ortalama	Std. Sapma	Renk eşleşmesi
1.F-3.F			
IE	1,86	0,96	İyi
IEP	3,54	1,74	Uyumsuz
TC	0,51	0,48	Çok iyi
3.F-5.F			
IE	1,53	1	İyi
IEP	2,51	3,21	Klinik olarak kabul edilebilir
TC	0,25	0,11	Çok iyi
1.F-5.F			
IE	2,14	1,28	Klinik olarak kabul edilebilir
IEP	3,87	2,40	Uyumsuz
TC	0,43	0,39	Çok iyi

Tablo 4.26. Sistemlerin farklı fırınlamalar sonrası TP, L*, a* ve b* değerleri

İE	TP	L*	a*	b*
1. Fırınlama	12,97 ^a	74,06 ^a	-0,85 ^a	7,23 ^a
3. Fırınlama	13,77 ^a	74,86 ^a	-0,93 ^a	7,83 ^a
5. Fırınlama	13,53 ^a	75,15 ^a	-1 ^a	7,76 ^a
İEP	TP	L*	a*	b*
1. Fırınlama	9,5 ^a	74,01 ^a	-0,32 ^a	14,41 ^a
3. Fırınlama	10,54 ^{a,b}	74,11 ^a	-0,58 ^a	17,2 ^b
5. Fırınlama	10,68 ^b	74,53 ^a	-0,67 ^a	16,91 ^b
TC	TP	L*	a*	b*
1. Fırınlama	4,82 ^a	80,19 ^a	-0,11 ^a	18,39 ^a
3. Fırınlama	5,09 ^a	80,42 ^a	-0,13 ^a	18,63 ^a
5. Fırınlama	5,08 ^a	80,29 ^a	-0,12 ^a	18,64 ^a

Tablo 4.27. Sistemlerin farklı kalınlıklar sonrası TP, L*, a* ve b* değerleri

İE Kalınlık	TP	L*	a*	b*
1,3 mm	15,42 ^a	75,65 ^a	-1,32 ^a	-0,17 ^a
1,8 mm	14,48 ^b	75,74 ^a	-1,31 ^a	1,09 ^b
2,3 mm	10,37 ^c	73,69 ^b	-0,14 ^b	21,9 ^c
İEP Kalınlık	TP	L*	a*	b*
1,3 mm	12,41 ^a	75,88 ^a	-1,66 ^a	12,53 ^a
1,8 mm	10,57 ^b	71,9 ^b	0,47 ^b	19,86 ^b
2,3 mm	7,75 ^c	74,88 ^c	-0,38 ^c	16,13 ^c
TC Kalınlık	TP	L*	a*	b*
1,3 mm	5,44 ^a	81,45 ^a	-0,99 ^a	16,99 ^a
1,8 mm	5 ^b	80,05 ^b	0,01 ^b	18,5 ^b
2,3 mm	4,54 ^c	79,39 ^c	0,62 ^c	20,17 ^c

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyaller, eksik diş ve/veya dişlerin fonksiyonlarını yeniden sağlamalıdır. Ancak bir restorasyonda, fonksiyon kadar estetikte büyük bir önem taşımaktadır. Protetik alanda diş hekimleri, kayıp diş dokularının restorasyonunda estetiğin sağlanabilmesi amacı ile doğal diş görünümüne en yakın materyal olan porselenden yararlanmaktadırlar.¹ Bu amaçla metal seramik restorasyonlar 40 yılı aşkın süredir kullanılan güçlü ve fonksiyonel restorasyonlardır.¹⁸⁰

Metal seramik restorasyonlar hakkındaki sağlık ve çevresel kaygılar ile birlikte estetiğe karşı artan talep metal içermeyen materyal bulma çalışmalarına yönlendirmiştir. Metal desteksiz yani tam seramik sistemler doğal dişe çok daha yakın estetik sonuçlar alınabilmesini sağlamaktadır.¹⁸¹ Bu yüzden tam seramikler renk stabilitesi ve translusensi ile ilgili birçok araştırma yapılan ve geliştirilmeye çalışılan materyaller olmuştur. Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda; lüsit içerikli cam seramiklerden IPS Empress çalışmalarda fazlaca kullanılmış olması bakımından karşılaştırma açısından, IPS Empress'e göre mekanik özellikleri geliştirilerek endikasyon sahası arttırılan lityum disilikat içerikli cam seramiklerden IPS e.max Press, üzerinde çok fazla çalışma yapılmamış alumina içerikli Turkom Cera kullanılmıştır.

Estetik ve doğal dişlere uyum sağlanırken restorasyonun; boyut, şekil, yüzey yapısı, renk ve translusensi gibi faktörler önem kazanmaktadır.⁷² Başarılı bir restorasyon hazırlanırken seramik translusensi ve maskeleme yeteneği göz ardı edilmemesi gereken unsurlardır. Porselen kalınlığı, kristalin yapısı, fırınlama sayısı ve şekli^{10, 182}, yaşlandırma işlemleri¹⁸³, alt yapı kalınlığı⁶ ve rengi¹⁸⁴, yapıştırma ajanının rengi ve kalınlığı rengi etkileyen faktörlerdir. Bizim çalışmamızda da fırınlama sayısının farklı kalınlıkta üst yapı porseleni uygulanmış tam seramik alt yapı materyallerinin rengi ve translusensliğe etkisi incelenmiştir.

Restoratif materyallerde doğal bir görünüm elde etmek için translusensi özelliği mevcut olmalıdır. Metal seramik kuron ve köprüdeki opak ve metal alt yapı ışığın geçişine izin vermediğinden doğal olmayan yansımalara neden olurlar. Proksimal bölgelerde istenmeyen karanlık sahalar oluştururlar. Cam seramik ve diğer tüm tam seramiklerde alt yapı da porselen olduğu için ışığın dışın içerisinden geçişine izin verirler. Doğal dişe daha yakın bir renk oluşturulmasını ve estetik olmasını sağlarlar.¹⁵⁶

Tam seramik restorasyonların en önemli gereksinimlerinden biri de maskeleme yeteneğidir. Renkleşmiş diş veya metal post gibi alt yapılar varlığında, maskeleme yeteneği yetersiz bir materyal seçilirse, arka planın koyu rengi, restorasyonun parlaklığını etkilerken kromatik değişikliklere neden olmakta ve sonuç görünüm estetik olarak tatmin edici olmayabilmektedir. Başarılı bir restorasyonun yapılabilmesi için vakaya göre translusensi ve maskeleme yeteneği dengesi (kor/veneer oranı) doğru kurulmalıdır.^{164, 185} Yeterli direnci sağlamak için belirli minimum alt yapı kalınlığının altına inilmemelidir ve üretici tavsiyeleri dikkate alınmalıdır.⁷²

Heffernan ve ark.⁷² kor materyalinin kalınlığının translusensi etkilediğini bildirmişlerdir. Çalışmalar; kor materyali ve veneer seramiğin kalınlığının toplamının restorasyonun final translusensini belirlediğini rapor etmişlerdir.^{94, 186} IPS Empress ve IPS e.max Press için üreticilerin önerdiği minimum alt yapı kalınlığı 0,8 mm dir.^{72, 94, 187} Bu tez çalışmasında farklı alt yapı materyalleri arasında standardizasyonu sağlamak için, üreticilerin önerileri doğrultusunda örnekler klinik şartlara uygun olarak 0,8 mm kalınlığında hazırlanmıştır.

Birçok tam seramik kuron için genellikle tavsiye edilen en düşük kuron kalınlığı 1,5 mm'dir. Lösit ile güçlendirilmiş, ısı ile preslenebilen seramiklerde estetik bir restorasyon oluşturabilmek için gerekli olan diş kesim miktarı 1-1,5 mm arasında değişmektedir.⁵ Alt yapı örneklerine uygulanacak üst yapı porseleninin kalınlığına karar

verilirken tam seramiklerin renk ve translusensi özelliklerini inceleyen çalışmalar^{10, 186, 188}, üretici tavsiyeleri göz önünde bulundurularak, üst yapı porselen kalınlığı 0,5 mm, 1,0 mm ve 1,5 mm olacak şekilde 3 farklı kalınlıkta örnekler hazırlanmıştır. Rengin değerlendirilmesinde üst yapı porseleninin kalınlığının değiştirilerek kor kalınlığının sabit tutulmasındaki amaç; üst yapı kalınlığının renge etkisini kliniği simüle ederek değerlendirebilmektir.

Bu tez çalışmasında olduğu gibi, geleneksel tabakalama yöntemiyle üst yapı porseleni uygulamasının bazı dezavantajları bulunmaktadır. Seramik tozu- likit oranının ayarlanması, kondensasyon teknikleri gibi faktörler kristallerin düzensiz ve eşit olmayan bir şekilde dağılımına neden olmaktadır. Seramiğin yapısındaki kristallerin miktarı ve dağılımı ışık geçiş miktarını etkilemektedir. Bu tez çalışmasında standardizasyonu sağlamak amacıyla, tüm örnekler üst yapı seramiği aynı kişi tarafından uygulanmıştır.

Dental seramiklerin translusenslerinin belirlenmesinde üç geleneksel yöntem uygulanmaktadır; direkt ışık geçişinin ölçülmesi, saçılan ışıkla birlikte toplam ışık geçişinin ölçülmesi ve spektral yansımadır.¹⁸⁹ CIE L*a*b* ve CIE Yxy renk sistemine göre estetik materyallerin translusensi tespiti genellikle translusensi parametresi (TP) veya kontrast oranı (CR) ile yapılmaktadır ve spektral yansıma tespit edilmektedir.^{165,}

168

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin translusenslerini değerlendirmek amacıyla yapılan birçok çalışmada translusensi parametresi kullanılmıştır.^{165, 189-191} Johnston ve ark.¹⁶⁵ tarafından tanıtılan yöntem, spektral yansıma yönteminin bir modifikasyonudur.¹⁸⁹ Johnston ve ark.¹⁶⁵, translusensi kıyaslamaları için TP'nin kullanımı ile translusensi spektrumunun tek bir parametreye

indirgenmesinin, KO ölçümlerine göre daha basit bir yöntem olduğunu ileri sürmektedir.

Dental seramiklerin maskeleme yetenekleri, CIE L*a*b* sistemine göre, siyah ve beyaz zemin üzerindeki renk farkları (ΔE) yardımıyla belirlenebilmektedir.¹⁶⁴ Shokry ve ark.⁶ kolorimetre kullanarak, ΔE değeri üzerinden farklı seramiklerin maskeleme yeteneklerini değerlendirmişlerdir. Çelik ve ark.¹⁹² tekrarlayan fırınlamaların farklı renklerdeki tam seramiklerin rengine etkisini inceledikleri çalışmalarında spektrofotometre cihazını kullanarak renk farkını ΔE üzerinden değerlendirmişlerdir. Bu tez çalışmasında; tam seramik sistemlerin translusensini değerlendirmek için TP, renk farkını değerlendirmek için de ΔE kullanılmıştır.

Arka planın rengi, seramik örneklerin görünümünü etkilemektedir.¹⁹³ Beyaz, gri ve siyah gibi renkler renk tonuna sahip olmayan nötr renklerdir. Shokry ve ark.⁶ iki tam seramik sisteminin kor ve veneer kalınlığının renge etkisini inceledikleri çalışmalarında örneklerin renk ölçümü sırasında arka plan renginden etkilenmemeleri için arka plan rengi olarak nötr griyi kullanmışlardır. Çalışmamızda renk ölçümleri gri arka plan kullanılarak yapılmıştır. Böylece örneklerin sonuç renkleri değerlendirilirken sadece alt yapı renginin üzerine odaklanması sağlanmıştır.

Bazı araştırmacılar renk ölçümlerinin görsel olarak yapılabileceğini ancak renk cihazları kullanılarak yapılan ölçümlerin daha güvenilir olduğunu bildirmişlerdir.^{155, 174,}
¹⁹⁴ Ayrıca görsel ölçümlerin; testin yapıldığı çevresel faktörlere, referans alınan renk skalasının güvenilirliğine, ölçüm yapan kişinin fizyolojik ve psikolojik ruh haline, göz yorgunluğuna bağlı olarak hatalı sonuçlar verebileceğini bildirmişlerdir.¹⁵⁵ Renk cihazı olarak sıklıkla spektrofotometre ve kolorimetreler tercih edilmektedir. Spektroradyometreler de diş hekimliğinde alternatif renk ölçüm cihazları olarak sunulmuştur. Kolorimetreler, sabit bir ışık kaynağı ve görme açısı kullanarak tristimulus

değerlerini sadece üç renk sensörü ile ölçebilen aletlerdir; ancak spektrofotometreler çoklu sensör sistemi ile çalışarak daha detaylı renk ölçümü yapabilme olanağı sunmaktadır. İnsan gözünün saptayamayacağı renkleri bu sensörler sayesinde algılayabilirler.¹²¹ Spektrofotometreler, renk çalışmalarında, diş ve renk skalalarının rengini belirlemek ve kor seramiklerinin translusensilerini değerlendirmek amacıyla kullanılmıştır.¹⁸⁹ Spektrofotometre cihazı her bir ölçümde CIE L*a*b* diyagramındaki L*, a*, b* eksenlerindeki değerlerini verir. Kolorimetrelerden farklı olarak metamerizmi de değerlendirebilmektedirler.¹²¹

Khurana ve ark.¹⁹⁵ piyasada mevcut üç renk ölçüm cihazının klinik olarak bireysel tekrarlanabilirliğini değerlendirdikleri çalışmalarında; standart koşullar altında SpectroShade Micro (spektrofotometre) cihazının diş haritasını tamamen çıkaran, diğer renk ölçüm cihazlarına göre çok daha yüksek tekrarlanabilir diş rengini saptayan cihaz olduğunu bulmuşlardır.

Dozic ve ark.¹⁹⁶ beş renk ölçüm cihazının performanslarını değerlendirdikleri çalışmalarında; spektrofotometrenin in vivo ve in vitro koşullarda en yüksek doğruluk gösterdiğini ve en güvenilir cihaz olduğunu vurgulamışlardır. Kolorimetre cihazları uzun süre kullanım ve filtrelerin yaşlanması nedeniyle spektrofotometreye göre daha az tekrarlanabilir sonuç verir ve bozulmaya karşı daha hassaslardır.^{121,197}

Kim-Pusateri ve ark.¹⁹⁷ dört renk ölçüm cihazının (2 spektrofotometre: SpectroShade ve VITA Easyshade; 2 dijital kamera: ShadeVision ve ShadeScan) güvenilirliğini (tekrarlanabilirlik) ve doğruluğunu değerlendirmişlerdir. VITA Easyshade %96,4 oranında güvenilirlik göstermiş ve 4 cihaz arasında en yüksek doğruluk oranına (%92,6) sahip olduğunu tespit etmişlerdir.

Paul ve ark.¹⁹⁸ yaptığı bir çalışmada, görsel yol ile spektrofotometre cihazını karşılaştırmışlardır. Spektrofotometrelerin toplam 0,48 ΔE hata payı ile yüksek derecede tekrarlanabilir sonuçlar verdiğini tespit etmişlerdir.

Literatürde renk ve translusensi ölçümü için spektrofotometrelerin kullanıldığı birçok çalışma bulunmaktadır.^{5, 72, 183, 190} Bu bilgilerin doğrultusunda çalışmamızda translusensi ve renk ölçümü için spektrofotometre cihazı SpectroShade Micro kullanılmıştır.

Örnek çapı, yapılacak ölçümlerin doğru sonuçlar vermesi açısından önem taşımaktadır. Yapılan çalışmalarda örnek çapının, ölçüm cihazının optik ucuna uygun olarak hazırlanmasının önemi vurgulanmaktadır. Eğer örnek çapı, ölçüm ucuna göre yeterli büyüklükte belirlenmezse, renk ölçümlerinde kenar ışımaya kaybı meydana gelebilmektedir. Bu etkilenmeler, küçük pencere renk ölçümünde (spektrofotometrik, kolorimetrik ölçümler) açığa çıkan ışımaya kaybına bağlı dalga boyu ile açıklanabilmektedir.¹⁹⁹ Spektrofotometre cihazının okuma alanı 8 mm dir.¹⁸⁷ Porselen disklerin okuma tablasında kayması durumunda meydana gelecek hatalar, kenar ışımaya (Edge loss) kayıpları engellenmek istenmiştir. Bu yüzden örneklerin çapları, yapılmış birçok farklı spektrofotometrik çalışmaya^{6, 192, 200} benzer olarak cihazın okuma tablasına oturacak şekilde 10 mm olarak belirlenmiştir.

Sravanthi ve ark.²⁰¹ yaptıkları çalışmada; Procera (alumina), IPS e.max Press (lityum disilikat) ve Lava (zirkonya) tam seramik sistemlerinin translusensliğini değerlendirmişlerdir. Translusensliklerini en yüksekten düşüğe doğru; IPS e.max Press> Procera> Lava olarak bulmuşlardır. Hatta IPS e.max Press' in 0,8 mm kor kalınlığında en yüksek translusensliği gösterdiğini, Procera ve Lava sistemleri için bu kalınlığın 0,4 mm olduğunu bildirmişlerdir.

Heffernan ve ark.⁹⁴ yaptıkları çalışmalarında kor ve veneer seramiği uygulanmış altı farklı tam seramik materyalinin translusensliğini incelemişlerdir. Düşük parlaklık, yüksek translusensliğin istenildiği bölgelerde In-Ceram Spinell, Empress, Empress II; ortalama parlaklık ve translusensi gerektiren durumlarda, Procera; yüksek parlaklık ve opasite gerektiren durumlarda ise In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirkonya ya da metal destekli seramik kullanımını önermişlerdir. Translusenslikleri en yüksekte düşüğe doğru; Empress, Empress II, In-Ceram Spinell> In-Ceram Alumina> In-Ceram Zirconia, metal seramik olarak bulmuşlardır.

Chu ve ark.¹⁶⁴ yaptıkları çalışmalarında üç farklı tam seramik materyalinin kontrast oran ve maskeleyme yeteneklerini karşılaştırmışlardır. Örneklerini Procera, Empress II ve Vitadur Alpha kullanarak hazırlamışlardır. Vitadur Alpha feldspatik matriksi içinde sadece %10 hacminde alüminyum oksit kristalleri; Empress II yaklaşık %60 oranında lityum disilikat; Procera %99,5 luk alumina kristalleri içermektedir. Translusensi değerlerini: Vitadur Alpha> Empress II> Procera şeklinde bulmuşlardır.

Casolso ve ark.²⁰² yttrium ile stabilize zirkonya seramiklerin transparan ve translusensi özelliklerini inceledikleri çalışmalarında, kristal boyutlarının, görünür ışığın dalga boyundan (380 nm-760 nm) belirgin derecede daha küçük olması durumunda kristallerin ışıkla etkileşime girmeyeceklerini, buna bağlı olarak ışık dağılımının en az seviyede olacağını ve seramiğin daha translusent görüneceğini bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda alt yapıların translusenslikleri değerlendirildiğinde en yüksekte düşüğe doğru; IE> IEP> TC olarak bulunmuştur. Sistemler arasındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). IPS Empress sisteminde %40 oranında lösit bulunmaktadır ve cam seramik matriksi içinde 1 μm uzunluğunda kristalleri vardır; IPS e.max Press sisteminde %60 oranında lityum disilikat bulunmaktadır ve kristallerinin uzunluğu 3-6 μm dir; Turkom Cera ise %99,98

oranında alüminyum oksit içermekte ve partiküllerinin büyüklüğü 18 µm dir. Bu farklılığın sebebinin seramiklerin kimyasal yapısındaki ve yansıtma indeksindeki farklılıklardan, lösit ve lityum disilikatın translüsent, alüminanın daha opak olmasından, kristallerin boyutlarından kaynaklandığı düşünülmektedir.^{10, 164, 202}

Wang ve ark.²⁰³, farklı kalınlıkların dental seramiklerin translüsensi değişimini inceledikleri çalışmalarında, hem cam seramik (IPS e.max Press ve CAD) hem de zirkonya seramiklerde kalınlık arttıkça TP değerinin azaldığını, her iki sistemde de kalınlık ve TP arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişkinin olduğunu göstermişlerdir.

Kursoğlu ve ark.²⁰⁴ farklı kor-veneer kalınlığı kombinasyonlarının IPS e.max Press ve IPS Empress Esthetic sistemlerinin translüsensliğine etkisini değerlendirmişlerdir. Üst yapı porseleni kalınlığı arttıkça TP değerinin (translüsensliğin) azaldığını bulmuşlardır.

Antonson ve Anusavice¹⁶⁸; kor ve üst yapı porselen kalınlığının (15 mm çapında ve 0,70 mm, 1,10 mm, 1,25 mm ve 1,50 mm kalınlığında) kontrast oran üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında; kontrast oranın kullanılan materyalin tipine bağlı olduğunu, translüsensliğin porselen kalınlığından etkilendiğini, kontrast oran ve kalınlık arasında doğrusal bir ilişkinin olduğunu bildirmişlerdir.

Çetin²⁰⁵ doktora tez çalışmasında; Turkom Cera, IPS e.max Press ve Lava tam seramik sistemlerinin translüsensi ve maskeleme yeteneğini değerlendirmiştir. Kor yapıların veneerlenmesi sonucu translüsensliğin azaldığını, maskeleme yeteneğinin arttığını bulmuştur. Translüsenslikteki bu azalmayı örnek kalınlığındaki artışa bağlamışlardır.

Tez çalışmamızda değerlendirilen tam seramik sistemlerinin TP değerleri alt yapı örneklerine üst yapı seramiği uygulandığında önemli derecede azalmıştır. Yani kalınlık

arttıkça TP ve translusensi azalmıştır, opasiteleri artmıştır. Translusensliğin azalması istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$). Üst yapı seramiği uygulandıktan sonra translusensi farkı oluşması üst yapı seramiğinin etkisini göstermektedir. Bu bulgular önceden yapılmış benzer çalışmalarla desteklenmektedir. Bu durumun sebebi olarak üst yapı porseleninin kristal içeriği, örnek kalınlığının artması, alt yapı ve veneer seramiği aralığında meydana gelen yansıma, tabakalar arasındaki porözite ve fırınlama işlemlerine bağlı olarak alt yapı materyallerinde oluşabilecek değişiklikler olduğu düşünülmektedir.⁹⁴

Son ve ark.¹⁸⁶, Lava ve IPS e.max Press tam seramik sistemlerinde 0-2 mm arasında değişen üst yapı porselen kalınlığının renge etkisini incelediklerinde porselen kalınlığı arttıkça CIE a* ve b* değerlerinde artış bildirmişlerdir. Renk koordinatlarının kırmızı ve sarıya yaklaştığını, ancak L* değerinin yani parlaklığın azaldığını bulmuşlardır. Her iki sistemin renk değişimleri birbirleriyle karşılaştırıldığında anlamlı bir farklılık görmemişlerdir. Dentin porselen kalınlığı arttıkça a* değerindeki değişim daha azken, b* değerindeki değişimin daha fazla olduğunu bu farklılığın rengin dalga boyuyla ilişkili olduğunu söylemişlerdir. Lava sistemindeki kalınlık artışına bağlı renk değişiminin IPS e.max Press sisteminden daha az etkilendiğini rapor etmişlerdir.

Shokry ve ark.⁶; IPS Empress ve In-Ceram Spinell tam seramiklerde kor ve üst yapı porseleninin kalınlığının renge etkisini incelemişlerdir. IPS Empress örneklerin toplam kalınlığını 1 mm, 1,5 mm, 2 mm olacak şekilde alt yapı/üst yapı (mm) porselen oranları; 0,8/0,2, 0,8/0,7, 0,8/1,2, 1,0/0,5, 1,3/0,2, 1,8/0,2 hazırlamışlardır. In-Ceram Spinell örneklerin alt yapı/üst yapı (mm) porselen oranları; 0,5/1,0, 0,8/0,7, 1,0/0,5, 0,5/1,5, 1,5/0,5 olacak şekilde hazırlamışlardır. Toplam kalınlık arttıkça her iki sistem içinde örneklerin L* değerlerinde yani parlaklığında azalma görülmüştür. Kalınlık

arttikça a* değerinde bir artış yani kırmızı eksen de artış olurken, kor kalınlığının arttırıldığı örneklerde b* değeri, ΔE değerinde de artış bulmuşlardır.

Uludağ ve ark.¹⁰ IPS Empress ve In-Ceram tam seramik sistemi kullanarak yaptıkları araştırmada fırınlama (3, 5, 7) ve kalınlık (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm) değişiminin rengi nasıl etkilediğini incelemişlerdir. In-Ceram örneklerde seramik kalınlığının artmasıyla L* değerinin azaldığı, a* ve b* değerlerinin arttığını, IPS Empress sisteminde ise L* ve a* değerlerinin azaldığı, b* değerinin önemli bir değişiklik göstermediğini rapor etmişlerdir. Üst yapı seramiğinin kalınlığı arttikça alt yapının yansıma etkisinin azaldığını ve dentin tabakasındaki yansımanın daha major hale geldiğini bildirmişlerdir.

Vichi ve ark.¹⁹³ seramik ve siman kalınlığının farklı tip opak postları maskeleme yeteneğini araştırmışlardır. Seramik kalınlığı olarak 1,0 mm, 1,5 mm ve 2 mm kalınlığında IPS Empress örnekler; post materyali olarak zirkon, karbon fiber post; yapıştırma materyali olarak 0,1 mm ve 0,2 mm kalınlıklarında Variolink ajanı; dentin rengini taklit etmesi içinde Z100 kompozit rezin kullanmışlardır. Bu materyallerin farklı kombinasyonlarıyla spektrofotometre kullanarak ölçüm yapmışlardır. Seramik kalınlığı 1,0 mm olduğunda renk farklılığının klinik olarak kabul edilemeyeceğini, gözle görülebilir fark olduğunu; 1,5 mm olduğunda renk farklılığının azaldığını, çoğu farkın sadece spektrofotometre ile tespit edilebileceğini; 2,0 mm olduğunda ise renk farklılıklarının materyal kombinasyonlarından bağımsız olarak klinik önem taşımadığını, farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bulmuşlardır. Seramik kalınlığı 2,0 mm olduğu zaman yeterli maskelemenin sağlanabileceğini, final rengin ve estetiğın farklı renkler ve yüzeyler varlığında etkilenmeyeceğini bildirmişlerdir. Eğer seramik kalınlığı 1 mm den az ise yeterli maskeleme sağlanamayacağından tam seramik kullanımının kontrendike olduğunu bildirmişlerdir.

Öztürk ve ark.¹⁸⁸ fırınlama sayısının ve seramik kalınlığının iki tam seramik sistem (DC-Zirkon, IPS e.max Press) üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında; örnekler 0,5 mm, 1,0 mm ve 1,5 mm dentin seramik kalınlığı ve 3, 5, 7 ve 9 tekrarlayan fırınlama uygulamışlardır. Her iki sistemde de seramik kalınlığı arttıkça L* değerinde önemli azalma, ΔE değerinde artış olmuştur. IPS e.max Press örneklerde a* ve b* değerlerinin arttığını, DC-Zirkon örneklerde ise a* değerinin arttığını, b* değerinin değişmediğini rapor etmişlerdir.

Volpato ve ark.²⁰⁶ aydınlatmanın, alt yapının ve porselen kalınlığının seramik materyallerinin optik özelliklerine etkisini inceledikleri çalışmalarında; IPS Empress ve IPS Empress II sistemlerinden toplam kalınlık 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm olacak şekilde örnekler hazırlamışlardır.

Shono ve ark.²⁰⁷ üç farklı tam seramik materyaline (IPS e.max Press, Vita VM7 ve Nobel Rondo Press Alumina: Solo) farklı kalınlıkta (1,0 ve 1,5 mm) veneer porseleni uygulayarak materyallerin translusensliğini ve maskeleyen yeteneklerini incelemişlerdir. Toplam kalınlık arttıkça kontrast oranının ve opasitenin arttığını, translusensliğin azaldığını tespit etmişlerdir. Tam seramik örneklerin L* (parlaklık) değerleri azalmıştır. Aynı zamanda kalınlığın artmasıyla a*, b* ve ΔE değerleri de azalmıştır.

Dikicier ve ark.²⁰⁰, tam seramiklerde farklı kor kalınlığı ve yaşlandırma işleminin renk farkı üzerine etkisini incelemişlerdir. Tam seramik olarak In-Ceram Alumina, IPS e.max Press ve Katana sistemlerini değerlendirmişlerdir. Tüm seramik sistemlerde kor kalınlığı (0,5 mm, 0,8 mm ve 1,00 mm) arttıkça a* değerlerinin arttığını, L* ve b* değerlerinin azaldığını bulmuşlardır. Farklı kor kalınlıklarının tam seramik materyallerin renk stabilitelerini etkilediğini, gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak önemli olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmalara benzer şekilde bizim çalışmamızda da IE, IEP ve TC sistemlerinde kalınlık arttıkça L* değeri azalmıştır; a* ve b* değeri artmıştır ve L*, a*, b* değerindeki değişimler istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05). Kalınlık; IE sisteminde 1,3-1,8 mm olduğunda, IEP sisteminde de 1,8-2,3 mm olduğunda L* değeri artmıştır, a* ve b* değeri ise IEP sisteminde 1,8-2,3 mm olduğunda azalmıştır. Toplam kalınlığın artması restorasyonun final rengini etkilemiştir.^{10, 206} Materyalin kalınlığı arttığında ışığın materyal içinde aldığı yol artmaktadır. Bunun sonucunda ışık daha fazla absorbe edilmekte ve yayılmakta, daha az yansıma meydana gelmekte ve materyalden geçen ışık miktarı azalmaktadır.^{133, 207, 208} Bir cisimden geri dönen ışık miktarı azaldıkça parlaklık yani L* değeri de azalır.^{6, 133} Porselen kalınlığı arttıkça L* değerinin azalmasını bu şekilde açıklayabiliriz.²⁰⁹ Kalınlık arttıkça a* ve b* değerlerindeki artışın opak tabaka kalınlığının artmasından dolayı olduğu düşünülmektedir.⁶

Tekrarlayan fırınlamaların restorasyonların final rengini etkilediği birçok çalışma mevcuttur.^{6, 186, 188, 192} Uludağ ve ark.¹⁰ yaptıkları çalışmalarında tekrarlayan fırınlamalarda özellikle 5. fırınlamadan sonra renk değişikliğinin daha az olduğunu ve bunun sebebinin fırınlama sonrası metal oksitin renk stabilitesinden kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir. Crispin ve ark.²¹⁰ ile Lund ve Piotrowski⁹ üreticilerin tavsiye ettiği fırınlama ısılarında sarı ve turuncu renklerin en az stabil renkler olduğunu belirtmişlerdir. Mulla ve Weiner⁸ ilk fırınlama ile belirgin renk değişikliği olduğunu, tekrarlayan fırınlamaların daha az rengi etkilediğini bildirmişlerdir. Bu araştırmalar referans alınarak tez çalışmamızda en fazla 5 kere fırınlama yapılmıştır.

Çelik ve ark.¹⁹² iki farklı renkte üst yapı porseleni uygulanmış zirkonya tam seramik sisteminin (DC-Zirkon) tekrarlayan fırınlamalar sonucu renkteki değişimini değerlendirmişlerdir. A1 ve A3 rengindeki porselen örnekleri 3, 5, 7 ve 9 kez

fırlanmışlardır. Fırlama sayısı arttıkça hem A1 hem de A3 rengindeki örneklerde L* değeri yani parlaklık artmış, a* değeri azalmıştır. b* değeri A1 rengindeki porselen örneklerde değişmezken, A3 rengindeki örneklerde artmıştır. En yüksek ΔE (2,63) değerinin 3.- 9. fırlama geçişindeki A3 rengindeki porselen örneklerde olduğunu rapor etmişlerdir. Fırlama sayısının artmasıyla renk değişikliğinin arttığını ve renk değişiminin algılanabilir olduğunu ($\Delta E > 1$) bulmuşlardır.

Bachhav ve ark.²¹¹ CAD/CAM teknolojisi kullanılarak zirkonyum alt yapı (Lava, 3M ESPE, St Paul, A.B.D.) üzerine 0,5 mm, 1,0 mm ve 1,5 mm kalınlığında dentin seramiği uygulayıp, örnekleri 1, 3, 5, 7 ve 9 kez fırlanmışlardır. Farklı kalınlıktaki dentin seramiğinin ve tekrarlayan fırlama sayılarının renk üzerine etkisini incelemişlerdir. Fırlama sayısı arttıkça 0,5 mm ve 1,5 mm kalınlığındaki örneklerde L* değerinin arttığını, 1,0 mm kalınlığındaki örneklerde ise L* değerinin azaldığını rapor etmişlerdir. a* değeri 1,0 mm ve 1,5 mm kalınlığındaki örneklerde artarken, daha kırmızı renkli örneklerin oluştuğunu, 0,5 mm kalınlığındaki örneklerde ise a* değerinin azaldığını bildirmişlerdir. b* değerinin fırlama sayısı ve kalınlık arttıkça arttığını, örneklerin renginin daha sarımsı olduğunu tespit etmişlerdir. Dentin kalınlığı arttıkça L* değeri azalırken, ΔE , a* ve b* değerleri artmıştır. Tüm fırlamalarda 1,5 mm kalınlığındaki örneklerin ΔE değeri 1 birimden yüksek bulmuşlardır.

Şahin ve ark.¹⁰⁵ tekrarlayan fırlamaların (3, 5, 7 ve 9) Turkom Cera alumina seramik sisteminin iki farklı rengi üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında; A1 rengindeki porselen örneklerde en yüksek ΔE değerini (1,43) 3.-9. fırlama arasında, A3 rengindeki örneklerde en yüksek ΔE değerini (1,05) 5.-9. fırlama arasında bulmuşlardır. Meydana gelen renk değişikliğinin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu ($\Delta E < 3,7$) olduğunu rapor etmişlerdir. Çalışmada fırlama sayısı arttıkça A1 ve A3 rengindeki örnekler daha az kırmızımsı ve sarımsı renk (a* ve b* değerlerinde azalma);

A1 rengi örneklerin parlaklıkları (L^* değerleri) fırınlama sayısından etkilenmezken, A3 rengi örneklerin daha parlak renk (L^* değerinde artış) gösterdiğini bildirmişlerdir. Çalışmanın sonucunu A3 rengi porselenin A1 rengi porselenden daha opak ve daha çok maskeleyebilme yeteneği göstermesine bağlamışlardır.

Uludağ ve ark.¹⁰ In-Ceram ve IPS Empress tam seramik sistemlerine dentin seramik kalınlığı (0,5 mm, 1,0 mm ve 1,5 mm) ve farklı fırınlamaların (3, 5 ve 7) renk üzerine etkisini incelemişlerdir. Fırınlama sayısı arttıkça her iki sistemde de L^* değerlerinin azaldığı, daha karanlık numuneler oluştuğu, a^* ve b^* değerlerinin ise arttığı, daha kırmızımsı ve sarımsı örneklerin oluştuğu kaydedilmiştir. Farklı fırınlamalar ve seramik kalınlığından istatistiksel olarak L^* ve b^* değeri etkilenirken, a^* değerinin etkilenmediğini belirlemişlerdir. Fırınlama sayısı arttıkça $L^*a^*b^*$ değerlerinde algısal değişim olduğunu tespit etmişlerdir. In-Ceram örnekler için fırınlama sayısı arttıkça ΔE artmış ancak $\Delta E < 1$ bulunmuştur. IPS Empress örnekler için fırınlama sayısı arttıkça ΔE artmış ve 3.-5.F ile 3.-7.F arasında ΔE 'nin 1 ve 1'den büyük olduğunu rapor etmişlerdir.

Li ve ark.²¹² tam seramik materyalleri 1, 3 ve 5 kere fırınlamanın translusensi parametresi (TP) ve renge etkisini incelemişlerdir. Fırınlama sayısı arttıkça TP, ΔL (parlaklık) artmıştır ve çalışmamızı destekler niteliktedir. Aynı fırınlama sayılarında TP ve ΔL ($P < 0.05$), IPS Empress II> zirkonya>alumina olarak rapor etmişlerdir.

Mc Lean⁷ yeni dental seramikler ve estetiği araştırdığı çalışmasında bazı tam seramik kor materyallerinde (yüksek alumina içerikli) tekrarlayan fırınlamalarda translusensi kaybı olmadığını bildirmiştir. Yaptığımız çalışmada da alumina içerikli TC sisteminde translusenslikteki değişim istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$), renk farkı yok denecek kadar azdır ve bu çalışmayı destekler niteliktedir.

Çalışmalara benzer şekilde bizim çalışmamızda da IE, IEP ve TC sistemlerinde fırınlama arttıkça TP değeri yani translusensi artmıştır, ancak IE ve TC sistemlerinde 3.F-5.F arasında TP azalmıştır. L* değeri bütün sistemlerde fırınlama arttıkça artmıştır; ancak IE sisteminde veneer kalınlığı 0,5 mm olduğunda 1.F-3.F arasında, TC sisteminde ise veneer kalınlığı 0,5 ve 1 mm olduğunda 3.F-5.F arasında azalmıştır. a* değeri fırınlama arttıkça azalmıştır ancak TC sisteminde 0,5 mm kalınlığında 3.F-5.F arasında artmıştır. b* değeri kalınlık arttıkça IE, IEP ve TC sistemlerinde artmıştır, ancak IE ve IEP sistemlerinde 0,5 ve 1 mm kalınlığında 3.F-5.F arasında azalmıştır. Fırınlamanın artmasıyla TP, L*, a* ve b* değerindeki değişimler istatistiksel olarak anlamlı değildir. Fırınlama arttıkça sistemlerin TP değerleri arasındaki ilişki: IE>IEP>TC; L* değerleri arasındaki ilişki TC>IE>IEP; a* değerleri arasındaki ilişki TC>IEP>IE; b* değerleri arasındaki ilişki TC>IEP>IE olarak bulunmuştur. Sonuç olarak tekrarlayan fırınlamaların gözenek hacmini değiştirmesinden dolayı TP ve $\Delta L'$ nin etkilendiği düşünülmektedir.²¹² L*a*b* ve ΔE değerlerindeki farklılık; sistemlerin farklı alt yapı materyali olması bunun sonucunda da opasite ve translusensi özelliklerinin farklı olması, üst yapı porseleninin camsı özellikleriyle ilişkilendirilebilir.

Renk farklılığının ölçümü için CIE L*a*b*, CIE LUV, XYZ, Lch, HSB/HSV, RGB gibi birçok farklı sistem kullanılmaktadır. Bu sistemler matematiksel olarak farklılık göstermektedirler ancak çeşitli formüller kullanılarak birbirlerine çevrilebilirler. Bilimsel araştırmalarda en yaygın olarak kullanılan renk sistemi CIE L*a*b*'dir.²¹³ CIE L*a*b* renk sisteminin en önemli avantajı iki ölçüm arasındaki renk farkının ΔE değeri ile sayısal olarak tanımlanabilmesine olanak verir.³ Renk değişiminin kliniğe yansımaları araştıran birçok çalışma mevcuttur. Araştırmacılar ΔE değerinin büyüklüğüne göre yapılan eşleştirmelerin niteliğini tanımlamaya çalışmışlardır. Eğer bir materyal test koşulları ardından renk farklılığı $\Delta E=0$ ise renk

stabil olarak tanımlanmıştır.²¹⁴ $0,5 \leq \Delta E \leq 1$ olması klinik olarak algılanamaz renk değişikliğini tanımlamaktadır.^{127, 128, 182, 215, 216} $1 \leq \Delta E \leq 2$ arasında olması renk değişikliğinin gözlemcilerden sadece % 50 si tarafından algılanabilir olmasıdır, klinik olarak algılanabilir renk değişimini tanımlamaktadır.^{5, 217, 218} $\Delta E \leq 3.7$ gözlemcilerin %100' ü tarafından algılanabilir ve klinik olarak kabul edilebilir renk değişimini tanımlamaktadır.^{5,217}

O'Brien ve ark.²¹⁹ ΔE değerinin 3,5 birimden büyük olduğu durumlarda renk değişimini klinik olarak uyumsuz şeklinde yorumlamışlardır.

Çalışmamızda fırınlama sayısı arttıkça 1.F-3.F ve 1.F-5.F arasında IE ve IEP sistemlerinde ΔE artmıştır, ancak TC sisteminde ΔE azalmıştır. 1.F-3.F ve 3.F-5.F arasında ise IE, IEP ve TC sistemlerinde ΔE azalmıştır. IE sisteminde 1.F-3.F, 3.F-5.F arasındaki örneklerin renk değişimi kısmen % 50 gözlemci tarafından fark edilebilir, 1.F-5.F arasındaki renk değişimi klinik olarak kabul edilebilir. IEP sisteminde fırınlama sayısı arttıkça örneklerde klinik olarak kabul edilemeyecek renk farkı olmuştur. Ancak 3.F-5.F arasındaki renk farkı klinik olarak kabul edilebilir. TC sisteminde fırınlama sayısı arttıkça meydana gelen renk değişimi görsel olarak fark edilemez.⁷

IE sisteminde fırınlama sayısı arttıkça 1,3 mm kalınlığındaki örnekler için 1.F-5.F arasındaki renk değişimi (2,26) klinik olarak kabul edilebilir, IE sisteminde 2,3 mm kalınlığındaki örnekler için 1.F-3.F (2,24) ile 1.F-5.F (2,35) arasındaki renk değişimi klinik olarak kabul edilebilir; IEP sisteminde 1,8 mm kalınlığındaki örnekler için 1.F-3.F (4,99) ile 1.F-5.F (4,92) arasındaki renk değişimi klinik olarak uyumsuz, 3.F-5.F (2,06) arasındaki renk değişimi klinik olarak kabul edilebilir, IEP sisteminde 2,3 mm kalınlığında $\Delta E > 3,7$ olduğu için uyumsuz olarak yorumlanmıştır.

Çalışmaya ait tüm sonuçlar tekrar gözden geçirildiğinde, farklı kalınlıkta üst yapı porseleni ve tekrarlayan fırınlamalar restorasyonun final rengi ve translusensliğini etkilediği için hipotezimiz kabul edilmiştir.

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Tam seramiklerin özellikleri bilinerek klinik endikasyona göre estetik için maskeleme mi yoksa translusensliğin mi ön planda olması gerektiğinin bilinmesi bizim için önemlidir. Çünkü tam seramikler kendilerini destekleyen doğal diş dokusunun, restorasyonun rengine etkin olarak katılımına izin vermektedirler.

Yapılan bu tez çalışmasında, fırınlama sayısının farklı kalınlıkta üst yapı porseleni uygulanmış tam seramik alt yapı materyallerinin rengi ve translusensliğine etkisi incelenmiş ve aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Sistemlerin alt yapı TP değerleri karşılaştırıldığında IE sistemi en translusens, TC sistemi en opak sistem olmuştur. Translusensi değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,001$).

2. Sistemlerin alt yapı L^* ve b^* değerleri karşılaştırıldığında; TC alt yapı sistemi istatistiksel olarak anlamlı en yüksek L^* (79,16) ve b^* (16,91) değerine, IE alt yapı sistemi ise en düşük L^* (74,59) ve b^* (2,77) değerine sahiptir ($p < 0,001$).

3. Sistemlerin alt yapı a^* değerleri karşılaştırıldığında; IE alt yapı sistemi istatistiksel olarak anlamlı en yüksek a^* (-1,46) değerine, TC alt yapı sistemi ise en düşük a^* (-2,70) değerine sahiptir ($p < 0,001$).

4. Porselen kalınlığının artmasıyla TP değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür ($p < 0,001$), ancak IE sistemi 1.F da 1,3-1,8 mm; TC sisteminde 1.F yapılan tüm örnekler ve 5.F'da ki 1,8-2,3 mm TP değerleri arasındaki değişim istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$).

5. Porselen kalınlığının artmasıyla L^* değerinde azalma görülmüştür ancak IE sistemi 1,3-1,8 mm; IEP sisteminde 1,8-2,3 mm arasında L^* değeri artmıştır ve bu değişimler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$) (IE sistemi 1,3-1,8 mm hariç). L^* değerinin azalmasıyla parlaklık azalmıştır.

6. Porselen kalınlığının artmasıyla a^* ve b^* değerinde artma görülmüştür ancak IEP sisteminde 1,8-2,3 mm arasında a^* ve b^* değeri azalmıştır ve bu değişimler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$) (IE sistemi 1,3-1,8 mm hariç). a^* ve b^* değerinin artmasıyla daha kırmızımsı ve sarımsı örnekler oluşmuştur. a^* ve b^* değerinin azalmasıyla renk koordinatları yeşil ve mavi renge yaklaşmıştır.

7. Fırlama sayısına göre TP değerleri karşılaştırıldığında; fırlama sayısı arttıkça TP yani translusensi artmıştır; IE ve TC sisteminde 3.F-5.F arasında TP azalmıştır ve bu değişimler istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$). IEP sisteminde 1.F-5.F arasındaki artış istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).

8. Fırlama sayısına göre L^* değeri karşılaştırıldığında; fırlama sayısının artmasıyla L^* değeri artmıştır; IE sisteminde 1.F-3.F, TC sisteminde 3.F-5.F arasında L^* değeri azalmıştır ve bu değişimler istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$).

9. Fırlama sayısına göre a^* değeri karşılaştırıldığında; fırlama sayısının artmasıyla a^* değeri azalmıştır; TC sisteminde 3.F-5.F arasında a^* değeri artmıştır ve bu değişimler istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$).

10. Fırlama sayısına göre b^* değeri karşılaştırıldığında; fırlama sayısının artmasıyla b^* değeri artmıştır; IE ve IEP sisteminde 3.F-5.F arasında b^* değeri azalmıştır ve bu değişimler istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$). IEP sistemindeki 1.F-3.F ve 1.F-5.F arasındaki değişim istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).

11. Porselen kalınlığı ve fırlama sayısı değişimine göre sistemler karşılaştırıldığında en yüksek TP değeri (kalınlık için; 15,42- fırlama sayısı için; 13,77) IE sisteminde; en düşük TP değeri (kalınlık için; 4,54- fırlama sayısı için; 4,82) TC sisteminde.

12. Porselen kalınlığı ve fırınlama sayısı değişimine göre sistemler karşılaştırıldığında en yüksek L^* değeri (kalınlık için; 81,45- fırınlama sayısı için; 80,42) TC sisteminde; en düşük L^* değeri (kalınlık için; 71,9- fırınlama sayısı için; 74,01) IEP sistemindedir.

13. Porselen kalınlığı değişimine göre sistemler karşılaştırıldığında en yüksek a^* değeri (0,62) TC sisteminde; en düşük a^* değeri (-1,66) IEP sistemindedir. Fırınlama sayısı değişimine göre sistemler karşılaştırıldığında en yüksek a^* değeri (-0,11) TC sisteminde; en düşük a^* değeri (-1) IE sistemindedir.

14. Porselen kalınlığı değişimine göre sistemler karşılaştırıldığında en yüksek b^* değeri (21,9) IE sisteminde; en düşük b^* değeri de (-0,17) IE sistemindedir. Fırınlama sayısı değişimine göre sistemler karşılaştırıldığında en yüksek b^* değeri (18,64) TC sisteminde; en düşük b^* değeri (7,23) IE sistemindedir.

15. Fırınlama sayısı arttıkça 1.F-3.F ve 1.F-5.F arasında IE ve IEP sistemlerinde ΔE artmıştır, ancak TC sisteminde ΔE azalmıştır.

16. En yüksek ΔE değeri IEP sisteminde 1.F-5.F geçişinde (3,87) olarak bulunmuştur ve klinik olarak uyumsuz yorumlanmıştır; en düşük ΔE değeri TC sisteminde 3.F-5.F geçişinde (0,25) olarak bulunmuştur ve renk değişimi klinikte görsel olarak fark edilemez.

17. En yüksek ΔE değeri IEP sisteminde 1,8 mm kalınlığında 1.F-3.F geçişinde (4,99) olarak bulunmuştur ve klinik olarak uyumsuz yorumlanmıştır; en düşük ΔE değeri TC sisteminde 2,3 mm kalınlığında 1.F-3.F geçişinde (0,18) olarak bulunmuştur ve renk değişimi klinikte görsel olarak fark edilemez.

Çalışmamızda sadece dentin porseleni kullanılmıştır. Bundan sonraki çalışmalarda dentin ve mine porseleni farklı kalınlıklarda kullanılarak fırınlama

sayısının ayrıca glaze işleminin ve siman renginin final rengine ve translusensliğe etkisi araştırılabilir.

Çalışmamızın sonuçları; tekrarlayan fırınlamaların final rengi ve translusensliği değiştireceği ve porselen kalınlığı değişiminin renk ve translusensliği etkileyeceği hakkında bilgi vermektedir. Başarılı bir restorasyonun yapılabilmesi için vakaya göre translusensi ve maskeleme yeteneği dengesini sağlamak için vakaya uygun malzeme seçimi kritik önem taşımaktadır. Hem preparasyon aşamasında hem de laboratuvar aşamasında bu iki faktörün estetiği olumsuz etkilememesi için dikkat edilmesi gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 1997, 128: 297-307.
2. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 1996, 75: 18-32.
3. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 3rd ed. Chicago, Quintessence Publishing Co., 2002.
4. Al-Wahadni A, Ajlouni R, Al-Omari Q, Cobb D, Dawson D. Shade-match perception of porcelain-fused-to-metal restorations: a comparison between dentist and patient. *J Am Dent Assoc*, 2002, 133: 1220-1225; quiz 1260-1221.
5. Lee YK, Cha HS, Ahn JS. Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *J Prosthet Dent*, 2007, 97: 279-286.
6. Shokry TE, Shen C, Elhosary MM, Elkhodary AM. Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent*, 2006, 95: 124-129.
7. McLean JW. New dental ceramics and esthetics. *J Esthet Dent*, 1995, 7: 141-149.
8. Mulla FA, Weiner S. Effects of temperature on color stability of porcelain stains. *J Prosthet Dent*, 1991, 65: 507-512.
9. Lund PS, Piotrowski TJ. Color changes of porcelain surface colorants resulting from firing. *Int J Prosthodont*, 1992, 5: 22-27.
10. Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 2007, 97: 25-31.
11. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*. (11. Ed) Saunders, USA. 2003.

12. Van Dijken JWV. All-ceramic restorations: Classification and clinical evaluations. *Compendium* 1999; 20 (12): 1115-1124.
13. Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen. (3. Baskı) İ. Ü. Basımevi, İstanbul,. 1999.
14. Tylman SD. Theory and Practice of Crown and Fixed Partial Prosthodontics. (6th Ed.),CV MosbyCo., Saint Louis. 1970.
15. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 2001, 85: 61-66.
16. Jones DW. Development of dental ceramics: An historical perspective. *Dent Clin North Am*; 29 (4): 621-643. 1985.
17. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 1992, 67: 859-865.
18. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3th edition, London, U.K: Quintessence Publishing Co., Inc.: s. 400- 405, 433-52. 1997.
19. Anusavice KJ. Philips' Science of Dental Materials, 11th ed. Saunders, St. Louis: Elsevier Health Sciences; 655-719. 2003.
20. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2007, 98: 389-404.
21. El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations--a literature review. *J Can Dent Assoc*, 2002, 68: 233-237.
22. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 3rd ed. St. Louis, Mosby, Inc.,. 2001.
23. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*, 2011, 56 Suppl 1: 84-96.

24. Hooshmand T, Parvizi S, Keshvad A. Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. *J Prosthodont*, 2008, 17: 415-419.
25. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int*, 2006, 37: 253-259.
26. Documentation: IS. IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent Scientific Service. 2007.
27. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 2003, 89: 374-380.
28. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2004, 92: 557-562.
29. Antunes RP, Magalhaes F, Matsumoto W, Orsi IA. Anterior esthetic rehabilitation of all-ceramic crowns: a case report. *Quintessence Int*, 1998, 29: 38-40.
30. The glossary of prosthodontic term. (8.ed) Mosby, St Louis, pp 22. 2005.
31. Mc Lean JW. The Science and Art of Dental Ceramics. Volum I. Quint Pub, Chicago, pp 1-13. 1997.
32. Yamamoto M. Metal-Ceramics: Principles and methods of Makoto Yamamoto, Chicago, Quintessence Publishing Co., Inc., Illinois, s. 171-173, 276. 1985.
33. Yavuzyilmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I. GÜ Dişhek Fak Derg, 22(1): 41-48. 2005.
34. Callister WD. Materials Science and Engineering, 4th ed. New York, John Willey & Sons, s. 372-433. 1997.
35. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara. 2004.

36. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniversitesi Diđ Hekimliği Fakóltesi Yayınları, Ankara,. 1993.
37. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Assoc.* 124(2): 72-4,. 1993.
38. Craig RG, Ward ML. Restorative Dental Materials. 10 th Ed, Mosby, St. Louis. 1997.
39. Jonston JF, Phillips RW, Dykema RW. Modern Practice in Crown and Bridge Prosthodontics. 4 th Ed, WB Saunders Company, Philadelphia. 1986.
40. McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics, Volume 1, The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use. Chicago, Quintessence Publishing Co, Inc.,. 1979 : 23-28.
41. Naylor WP. Introduction to Metal Ceramic Technology. Chicago, Quintessence Publishing Co, Inc. 1992: 9-15.
42. Arcasoy A. Seramik Teknoloğisi, Marmara Üniversitesi Yayınları, İstanbul. 1983.
43. Leinfelder KF. Porcelain esthetics for the 21st century. *J Am Dent Assoc*, 2000, 131 Suppl: 47S-51S.
44. O'Brien WJ. Dental Materials and their selection (2nd ed), Quintessence Publishing Co Inc, Chicago, 97-106. 1997.
45. Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2006, 26: 31-41.
46. Yavuzylmaz H. Metal Destekli Estetik Kuronlar. Ankara, Gazi Üniversitesi İletişim Fakóltesi Basımevi. 1996. p. 49-52, 192-196.
47. Mc Lean JW. The Science and Art of Dental Ceramics. Volume II: Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics. Chicago, Quintessence Pub. 1979. p. 25,28,31-37,189,241.

48. Touati B, Miara P, Nathanson D. *Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations*. London, Martin Dunitz Ltd. 1999, p. 25-28.
49. Craig RG, Powers JM. *Restorative Properties in Restorative Dental Materials*. New York: Mosby Publication. 2002:551-592.
50. Yılmaz B. Beş Farklı Yöntemle Hazırlanan Zirkonyum Alt Yapılı Kuronların Marjinal Uyum ve Kırılma Dirençlerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2008,9.
51. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*, 1999, 2: 9-35.
52. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 1994, 7: 149-154.
53. Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M. Tüm seramik kuronlar. Bornova-İzmir, Meta Basım. 2002, p.3,4,7,8.
54. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent*, 2000, 28: 163-177.
55. Peumans M, De Munck J, Fieuws S, Lambrechts P, Vanherle G, Van Meerbeek B. A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *J Adhes Dent*, 2004, 6: 65-76.
56. Luthardt RG, Holzhueter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*, 2004, 20: 655-662.
57. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*, 2004, 48: viii, 513-530.
58. Coşkun A, Yaluğ S. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *CÜ Dişhek Fak Derg*. 2002;5(2):97-102.

59. Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 2008, 139 Suppl: 14S-18S.
60. Anusavice KJ, Brantley LA. Physical properties of dental materials. In: Anusavice KJ, editor. *Phillips' science of dental materials*, 11th Ed., St. Louis; WB Saunders Company. . 2003;41-72.
61. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clin Oral Imp Res*. 2007;18(3):73–85.
62. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th ed. Philadelphia, Mosby. 2012.
63. Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: a review. *Materials*. 2010, 3: 351-368.
64. Kurbad A, Reichel K. Multicolored ceramic blocks as an esthetic solution for anterior restorations. *Int J Comput Dent*, 2006, 9: 69-82.
65. Hwang JW, Yang JH. Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns. *J Oral Rehabil*, 2001, 28: 678-683.
66. Strub R, Beschnidt M. Fracture strenght of 5 different all-ceramic crown systems. *Int Journal of Prostodontics*. 1998; 11(6):602-609.
67. Eidenbenz S, Lehner CR, Scharer P. Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *Int J Prosthodont*, 1994, 7: 134-142.
68. Coskun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Ü Diş Hek Fak Derg*, Cilt:5, Sayı : 2. 2002.

69. Höland W, Rheinberger V, Apel E, Van't Holen C. Principles and phenomena of bioengineering with glass-ceramics for dental restoration. *J of European Ceramic Society*, . 27: 1521-1256, 2007.
70. Qualtrough AJ, Piddock V. Ceramics update. *J Dent*, 1997, 25: 91-95.
71. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*, 2000, 53: 297-303.
72. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent*. 2002(a);88(1):4-9.
73. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am*, 1992, 36: 765-782.
74. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 2010, 31: 702-704, 706, 708-709.
75. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 2004, 92: 551-556.
76. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont*, 2000, 13: 468-472.
77. Denry IL, Holloway JA. Effect of sodium content on the crystallization behavior of fluoramphibole glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*, 2002, 63: 48-52.
78. Van Noort R. Introduction to Dental Materials. Chapter 3. 4: Dental Ceramics , 2nd ed. Mosby Yearbook St Louis. 2002.
79. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2003, 89: 268-274.

80. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc*, 2006, 137: 514-522.
81. Ivoclar Vivadent AG. The Compatible All-Ceramic System, Dental Technician and Instructor, Schaan, Liechtenstein. 2005.
82. IPS e.max Press Scientific Documentation. Ivoclar-Vivadent. 2011.
83. IPS e.max Press Monolithic Solutions. Ivoclar-Vivadent. 2014.
84. <http://ivoclarvivadent.com>. 20.05.2009.
85. Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K, Lautenschlager EP. Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 2000, 13: 420-424.
86. Taşveren S, Özdemir AK. Yüksek miktarda alümina ile güçlendirilmiş metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* . 8: 128-32, 2005.
87. Bozoğulları HN. İki farklı tam seramik kor materyalinin baskı dayanıklılığı ve marjinal uyumu üzerine farklı marjinal dizayn ve taper açılarının etkisi. Selçuk Üniv. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi A.D. Doktora tezi. Konya. 2007.
88. Giordano RA, 2nd, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent*, 1995, 73: 411-418.
89. VITA In-Ceram Alümina All Ceramic System Direction for Use Brochure (pp 3-4). 2007.
90. Yavuzylmaz H, Turhan B, Baybek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2005, 22:49-60.

91. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*, 2004, 31: 682-688.
92. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*, 2001, 14: 231-238.
93. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int*, 2002, 33: 415-426.
94. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent*, 2002, 88: 10-15.
95. May BK, Russel MM, Razzoog EM, Lang RB. Precision of fit: The Procera allceram crown. *J Prosthet Dent* 1998; 80 (4): 394-403.
96. Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*, 2001, 14: 504-509.
97. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer HC, Hegenbarth EA. The Procera AllCeram system. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2000, 20: 151-161.
98. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 1996, 76: 140-144.
99. Denissen HW, van der Zel JM, van Waas MA. Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont*, 1999, 12: 395-400.
100. van der Zel JM, Vlaar S, de Ruitter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 2001, 85: 261-267.

101. Denissen HW, Dozic A, Van der Zel JM, Van Waas MA. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 506-513.
102. Wassell RW, Walls AW, Steele JG. Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. *Br Dent J*, 2002, 192: 199-202, 205-111.
103. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Kurt E, Bavbek B. Tam porselen sistemleri II. Gazi Ünv. Diş Hek. Fak. Derg. 22: 49-60, 2005.
104. <http://turkom-cera.com>.
105. Sahin V, Uludag B, Usumez A, Ozkir SE. The effect of repeated firings on the color of an alumina ceramic system with two different veneering porcelain shades. *J Prosthet Dent*, 2010, 104: 372-378.
106. Mormann WH, Bindl A. The new creativity In-Ceramic restorations: dental CAD-CIM. *Quintessence Int*, 1996, 27: 821-828.
107. Mormann W, Brandestini M, Ferru A, Lutz F, Krejci I. [Marginal adaptation of adhesive porcelain inlays in vitro]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed (1984)*, 1985, 95: 1118-1129.
108. Beşir Kalaycı B, Bayındır F. Güncel Dental Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 11; 129-136. 2015.
109. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 2008, 24: 299-307.
110. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Jr., Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *J Am Dent Assoc*, 1996, 127: 1171-1181.

111. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. 2007, 3: 34-38.
112. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont*, 2008, 21: 217-222.
113. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent*, 2001, 4: 243-262.
114. Giordano RA, 2nd. CAD/CAM: overview of machines and materials. *J Mass Dent Soc*, 2002, 51: 12-15.
115. Sorensen JA, . The Lava All-Ceramic System: CAD/CAM Zirconia Prosthodontics for the 21st Century. *Syn Dent*. 2: 1-12, 2003.
116. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*, 2005, 113: 174-179.
117. Abt E. Computer-aided design/ computer-aided manufacturing crown survival rates. *Evid Based Dent*, 2010, 11: 25-26.
118. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2007, 2: 58-72.
119. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*, 2004, 48: viii, 531-544.
120. Ghazy MH, Madina MM, Aboushelib MN. Influence of fabrication techniques and artificial aging on the fracture resistance of different cantilever zirconia fixed dental protheses. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2011, 10: 56-63.
121. Paravina RD, Powers JM. *Esthetic Color Training in Dentistry*, First ed., Elsevier-Mosby, China. 2004.

122. Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res*, 1989, 68: 819-822.
123. Yuan JC, Brewer JD, Monaco EA, Jr., Davis EL. Defining a natural tooth color space based on a 3-dimensional shade system. *J Prosthet Dent*, 2007, 98: 110-119.
124. Knispel G. Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. *Quintessence Int*, 1991, 22: 525-531.
125. Ulusoy M, Toksavul S. Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 13: 29-36, 1992.
126. Mc Lean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics, Monographs III and IV* Quint Pub., Chicago. 1976.
127. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent*, 1986, 56: 35-40.
128. Karamouzou A, Papadopoulos MA, Kolokithas G, Athanasiou AE. Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *J Oral Rehabil*. 2007;34(8):613-21.
129. http://4.bp.blogspot.com/-wP088rlbAZQ/VQ6_Z4X7cKI/AAAAAAAAAbk/iu7DSxDxDo/s1600/EM.png.
130. Çal E, Güneri P, Bıçakçı A. Diş hekimliğindeki estetik ikilem: Diş rengi, *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 26, 117-125, 2005.
131. Muia PJ. *The Four Dimensional Tooth Color System*. Quintessence Publishing Co., Inc. Chicago. 1985.
132. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. 1973. *J Prosthet Dent*, 2001, 86: 453-457.

133. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2003, 23: 467-479.
134. Paravina RD, Powers JM. Esthetic color training in dentistry. 1st ed., St Lois; Elsevier- Mosby. 2004; 3-47.
135. Bayındır F, Wee AG. Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. Hacettepe üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi 30(3): 40-46. 2006.
136. Encyclopedia Britannica Inc. Munsell Color System (online). Available from: <http://www.britannica.com/EBchecked/topic/126658/colour/21842/colour-atlases>. 2013.
137. O'Brien W. Color Appearance Dental Materials and Second Selection. 3. Edition. Quintessence Publishing Co Inc. Chicago. 1997; 25-37.
138. Ikeda T, Sidhu SK, Omata Y, Fujita M, Sano H. Colour and translucency of opaque-shades and body-shades of resin composites. *Eur J Oral Sci*, 2005, 113: 170-173.
139. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dent Clin North Am*, 2004, 48: v, 341-358.
140. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 4.Edition. Mosby, St.Louis; 710-712, 714, 717. 2006.
141. http://dba.med.sc.edu/price/irf/Adobe_tg/models/images/munsell_sphere.gif.
142. Sailer I, Holderegger C, Jung RE, Suter A, Thievent B, Pietrobon N, Gebhard-Achilles W, Hammerle CH. Clinical study of the color stability of veneering ceramics for zirconia frameworks. *Int J Prosthodont*, 2007, 20: 263-269.

143. Bayindir F, Gozalo-Diaz D, Kim-Pusateri S, Wee AG. Incisal translucency of vital natural unrestored teeth: a clinical study. *J Esthet Restor Dent*, 2012, 24: 335-343.
144. http://2.bp.blogspot.com/_6LOLT9B3X0o/TPJzi_TY_eI/AAAAAAAAAEM/kE5BwaRLwqo/s1600/HueValue%2526Chroma.jpg.
145. Touati B, Miara P, Nathanson D. *Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations*. New York: Martin Dunitz. 139-161; 1999.
146. <http://1.bp.blogspot.com/-rTW07OFRGsQ/US02RazheYI/AAAAAAAAAWk/RjW9JzvlqIM/s1600/s5r.png>.
147. Bayindir F, Kuo S, Johnston WM, Wee AG. Coverage error of three conceptually different shade guide systems to vital unrestored dentition. *J Prosthet Dent*, 2007, 98: 175-185.
148. https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/8/8f/CIE_1931_XYZ_Color_Matching_Functions.svg/2000px-CIE_1931_XYZ_Color_Matching_Functions.svg.png.
149. https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/6/60/CIE1931xy_CIERGB_B.svg/325px-CIE1931xy_CIERGB.svg.png.
150. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent*, 2004, 32 Suppl 1: 3-12.
151. <http://www.cmyklinik.com/cms/images/stories/renkevren3.jpg>.
152. <http://www.jiscdigitalmedia.ac.uk/images/cielab.gif>.
153. Ragain JC, Johnston WM. Color Acceptance of Direct Dental Restorative Materials by Human Observers. *Color Res Appl*. 2000; 25 (4):278-285.
154. Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME. In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent*, 2001, 85: 551-557.

155. Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 2002, 87: 657-666.
156. Gürel G. Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı. İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti, s.: 32, 63-112. 2004.
157. O'Brien WJ, Hemmendinger H, Boenke KM, Linger JB, Groh CL. Color distribution of three regions of extracted human teeth. *Dent Mater*, 1997, 13: 179-185.
158. Anusavice KJ. Phillip's science of dental materials. 10 th ed. Philadelphia: WB Saunders Co. 1996.
159. Watts A, Addy M. Tooth discolouration and staining: a review of the literature. *Br Dent J*, 2001, 190: 309-316.
160. Dykemia RW, Goodacre CJ, Phillips RW. Johnston's Modern practice in fixed Prosthodontics. 4.Edition. WB Saunders Company, Pennsylvania. 1986.
161. Chu SJ, Devigus A, Mielezsko A. Fundamentals of color shade matching and communication in esthetic dentistry. 11th ed., Illinois; Quint Pub. 2004:1-99.
162. <http://www.elitegitim.com/wp-content/uploads/2011/10/yansima3-300x165.gif>.
163. <http://www.fenokulu.net/kavramresim4/yansima4.gif>.
164. Chu FC, Chow TW, Chai J. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *J Prosthet Dent*, 2007, 98: 359-364.
165. Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *Int J Prosthodont*, 1995, 8: 79-86.
166. Miyagawa Y, Powers JM, O'Brien WJ. Optical properties of direct restorative materials. *J Dent Res*, 1981, 60: 890-894.

167. Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's Restorative Dental Materials. (12th ed., s. 33) St Louis: C.V. Mosby. 2006.
168. Antonson SA, Anusavice KJ. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *Int J Prosthodont*, 2001, 14: 316-320.
169. Mayekar SM. Shades of a color. Illusion or reality? *Dent Clin North Am*, 2001, 45: 155-172, vii.
170. Ahmad I. Protocols for predictable aesthetic dental restorations. 1st ed., Navarra; Blackwell Munksgaard. 2006; 77-97.
171. Reis M. Shade selection and color. Report Research and Development Ivoclar Vivadent 13: 18-24. 2000.
172. Goodkind RJ, Loupe MJ. Teaching of color in predoctoral and postdoctoral dental education in 1988. *J Prosthet Dent*, 1992, 67: 713-717.
173. Culpeper WD. A comparative study of shade matching procedures. *J Prosthet Dent*. 24(2): 166-73, 1970.
174. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent*, 1998, 80: 642-648.
175. Dancy WMK, Yaman P, Dennison JB, O'Brien WJ, Razzoog ME. Color measurements as quality criteria for clinical shade matching of porcelain crowns. *J Esthet Restor Dent*. 15(2): 114-122, 2003.
176. Minolta document: Precise color communication. The Essentials of imaging. 1-57,2004.
177. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent*, 2002, 88: 585-590.

178. Ishikawa-Nagai S, Ishibashi K, Tsuruta O, Weber HP. Reproducibility of tooth color gradation using a computer color-matching technique applied to ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 2005, 93: 129-137.
179. Cal E, Guneri P, Kose T. Comparison of digital and spectrophotometric measurements of colour shade guides. *J Oral Rehabil*, 2006, 33: 221-228.
180. Casson AM, Glyn Jones JC, Youngson CC, Wood DJ. The effect of luting media on the fracture resistance of a flame sprayed all-ceramic crown. *J Dent*, 2001, 29: 539-544.
181. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 1995, 74: 145-150.
182. Douglas RD, Przybylska M. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *J Prosthet Dent*, 1999, 82: 143-149.
183. Pires-de-Souza Fde C, Casemiro LA, Garcia Lda F, Cruvinel DR. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *J Prosthet Dent*, 2009, 101: 13-18.
184. Azer SS, Ayash GM, Johnston WM, Khalil MF, Rosenstiel SF. Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 2006, 96: 397-401.
185. Kim SJ, Son HH, Cho BH, Lee IB, Um CM. Translucency and masking ability of various opaque-shade composite resins. *J Dent*, 2009, 37: 102-107.
186. Son HJ, Kim WC, Jun SH, Kim YS, Ju SW, Ahn JS. Influence of dentin porcelain thickness on layered all-ceramic restoration color. *J Dent*, 2010, 38 Suppl 2: e71-77.

187. Dikicier S. Farklı metal desteksiz porselenlerde değişen kor kalınlıklarının ve yaşlandırma işleminin renk değişimine ve dayanıklılığa etkisi. Protetik Diş Tedavisi, Doktora Tezi, Gülhane Askeri Tıp Akademisi, Ankara. 2011.
188. Ozturk O, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Celik G. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent*, 2008, 100: 99-106.
189. Lim HN, Yu B, Lee YK. Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 2010, 104: 239-246.
190. Ahn JS, Lee YK. Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. *Dent Mater*, 2008, 24: 1539-1544.
191. Ozakar Ilday N, Celik N, Bayindir YZ, Seven N. Effect of water storage on the translucency of silorane-based and dimethacrylate-based composite resins with fibres. *J Dent*, 2014, 42: 746-752.
192. Celik G, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Ozturk O, Goktug G. The effect of repeated firings on the color of an all-ceramic system with two different veneering porcelain shades. *J Prosthet Dent*, 2008, 99: 203-208.
193. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(4), 412-417. 2000.
194. Seghi RR, Hewlett ER, Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *J Dent Res*, 1989, 68: 1760-1764.
195. Khurana R, Tredwin CJ, Weisbloom M, Moles DR. A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *Br Dent J*, 2007, 203: 675-680.

196. Dozic A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G. Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *J Prosthodont*, 2007, 16: 93-100.
197. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent*, 2009, 101: 193-199.
198. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hammerle CH. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res*, 2002, 81: 578-582.
199. Bolt RA, Bosch JJ, Coops JC. Influence of window size in small-window colour measurement, particularly of teeth. *Phys Med Biol*, 1994, 39: 1133-1142.
200. Dikicier S, Ayyildiz S, Ozen J, Sipahi C. Effect of varying core thicknesses and artificial aging on the color difference of different all-ceramic materials. *Acta Odontol Scand*, 2014, 72: 623-629.
201. Sravanthi Y, Ramani YV, Rathod AM, Ram SM, Turakhia H. The comparative evaluation of the translucency of crowns fabricated with three different all-ceramic materials: an in vitro study. *J Clin Diagn Res*, 2015, 9: ZC30-34.
202. Casolso SR, Xu J, Garay JE. Transparent/translucent polycrystalline nanostructured yttria stabilized zirconia with varying colors. *Scripta Materialia* 58: 516-519 2008.
203. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent*, 2013, 110: 14-20.
204. Kursoglu P, Karagoz Motro PF, Kazazoglu E. Translucency of ceramic material in different core-veneer combinations. *J Prosthet Dent*, 2015, 113: 48-53.
205. Çetin G. Farklı Tam Seramik Sistemlerinin Translusensi ve Maskeleme Özelliklerinin Değerlendirilmesi. Protetik Diş Tedavisi, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Diş Hek. Fak. , Ankara. 2011.

206. Volpato CA, Monteiro S, Jr., de Andrada MC, Fredel MC, Petter CO. Optical influence of the type of illuminant, substrates and thickness of ceramic materials. *Dent Mater*, 2009, 25: 87-93.
207. Shono NN, Al Nahedh HN. Contrast ratio and masking ability of three ceramic veneering materials. *Oper Dent*, 2012, 37: 406-416.
208. Spink L. A comparison of absolute translucency and relative translucency of dental ceramics. Master tezi. University of Connecticut School of Dental Medicine, Connecticut. 2009.
209. 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. *J Prosthet Dent*, 2003, 90: 563-570.
210. Crispin BJ, Seghi RR, Globe H. Effect of different metal ceramic alloys on the color of opaque and dentin porcelain. *J Prosthet Dent*, 1991, 65: 351-356.
211. Bachhav VC, Aras MA. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of a zirconium oxide based all ceramic system fabricated using CAD/CAM technology. *J Adv Prosthodont*, 2011, 3: 57-62.
212. Li S, Pang L, Yao J. The effects of firing numbers on the opening total pore volume, translucency parameter and color of dental all-ceramic systems. 30(4):417-9, 424. 2012.
213. Corciolani G, Vichi A, Louca C, Ferrari M. Influence of layering thickness on the color parameters of a ceramic system. *Dent Mater*, 2010, 26: 737-742.
214. Miyasaka M, Miura H, Nagatomi H, Yoshimine M. The effects of various finishing materials on the gloss and the color change of indirect prosthetic resin composites. *J Med Dent Sci*, 2008, 55: 1-6.

215. Lindsey DT, Wee AG. Perceptibility and acceptability of CIELAB color differences in computer-simulated teeth. *J Dent*, 2007, 35: 593-599.
216. Patel SB, Gordon V, Barrett AA, Shen CJ. The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. 2004; 13: 587-594.
217. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *J Dent Res*, 1989, 68: 1755-1759.
218. Paravina RD, Ontiveros JC, Powers JM. Accelerated aging effects on color and translucency of bleaching-shade composites. *J Esthet Restor Dent*, 2004, 16: 117-126; discussion 126-117.
219. O'Brien WJ, Kay KS, Boenke KM, Groh CL. Sources of color variation on firing porcelain. *Dent Mater*, 1991, 7: 170-173.

EKLER

EK 1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı: Özlem ÖZBAYRAM
Doğum tarihi: 01/08/1988
Doğum yeri: Nazilli/AYDIN
Medeni hali: Bekar
Uyruğu: T.C.
Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 25240 ERZURUM
Tel: 0442 231 17 36
Faks: 0442 236 09 45
E-mail: ozlem_ozbayram@hotmail.com
Eğitim
Lise: Mehmet Akif Ersoy Lisesi
Lisans: Selçuk Üniv. Diş Hekimliği Fakültesi (2006-2011)
Uzmanlık: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2013 - Devam ediyor)
Yabancı Dil Bilgisi
İngilizce: 60.00 (ÜDS 2010)
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar
İlgi Alanları ve Hobiler

EK 2. ETİK KURUL ONAY RAPORU



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 20.01.2016


Oturum Sayısı: 01/2016


KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	Prof. Dr. Funda BAYINDIR
Araştırmanın Açık Adı	Fırlama Sayısının Farklı Kalınlıkta Üst Yapı Poseleni Uygulanmış Tam Seramik Alt Yapı Materyallerinin Rengi ve Translusensliğine Etkisi
Karar No	4.
Alınan Karar	Sorumlu Araştırmacı Prof. Dr. Funda BAYINDIR danışanlığında Arş. Gör. Dt. Özlem ÖZBAYRAM'ın yürüteceği "Fırlama Sayısının Farklı Kalınlıkta Üst Yapı Poseleni Uygulanmış Tam Seramik Alt Yapı Materyallerinin Rengi ve Translusensliğine Etkisi" konulu uzmanlık tezi çalışmasının yapılmasında bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oy birliği ile karar verildi.



Prof. Dr. Abubekir HARORLI

Etik Kurul Başkanı


Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU


Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR


Prof. Dr. Kezban Meltem ÇOLAK TOPÇU


Yrd. Doç. Dr. Ali KİKİ