

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

**FLORESAN VE NONFLORESAN GLAZE İŞLEMLERİNİN
FARKLI CAD/CAM CAM SERAMİK
MATERYALLERİNİN RENK DEĞİŞİMİ ÜZERİNE
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Zeynep ŞEN YILMAZ

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

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

**ERZURUM
2022**

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	IV
ÖZET	V
ABSTRACT.....	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VIII
TABLolar DİZİNİ	XI
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental Seramiklerin Tanımı.....	3
2.2. Dental Seramiklerin İçeriği ve Kimyasal Yapısı	3
2.2.1. Feldspar.....	4
2.2.2. Kuartz.....	4
2.2.3. Kaolin.....	4
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	4
2.3.1. Cam Matriks Seramikler	5
2.3.1.1. Felspatik Seramikler	5
2.3.1.2. Sentetik Seramikler	6
2.3.1.2.1. Lösitle Güçlendirilmiş Seramik Bloklar	6
2.3.1.2.2. Lityum Disilikat İçerikli Seramikler ve Türevleri	9

2.3.1.2.3. Flouroapatit Esaslı Cam Seramikler	11
2.3.1.3. Cam İnfiltratör Seramikler	11
2.3.2. Rezin Matriks Seramikler	12
2.3.3. Polikristalin Seramik Sistemleri	12
2.4. Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme ve Polisaj İşlemleri	13
2.4.1. Aşındırıcı Materyaller Kullanılarak Yapılan Bitirme İşlemleri.....	14
2.4.2. Bitim ve Polisajda Kullanılan Materyaller ve İçerikleri.....	14
2.5. Dental Seramiklerde Glaze İşlemi	16
2.5.1. IPS Ivocolor Glaze tozu (Glaze Powder ve Glaze Powder FLUO) ve IPS Ivocolor Likidi Allround.....	17
2.5.2. IPS e.max CAD Sistemi için Glaze Öncesi Hazırlık.....	19
2.5.3. IPS Empress CAD Sistemi için Glaze Öncesi Hazırlık.....	19
2.5.4. IPS e.max CAD ve IPS Empress CAD Örneklere Glaze İşlemi Uygulanması	19
2.6. Diş Hekimliğinde Renk	20
2.6.1. Renk ile İlgili Kavramlar	21
2.6.1.1. Translansite ve Opasite.....	21
2.6.1.2. Metamerizm	21
2.6.1.3. Opalesans	21
2.6.1.4. Floresans	22
2.6.2. Renk sistemleri	25
2.6.2.1. Munsell renk sistemi.....	25

2.6.2.2. CIE L*a*b* renk sistemi	27
2.6.2.3. CIEDE2000 Renk Sistemi	28
2.6.2.4. Renk Ölçümü Sonucu Elde Edilen Renk Farklılıklarının Değerlendirilmesi....	29
2.7. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Ölçüm Yöntemleri	30
2.7.1. Görsel Renk Ölçümü	30
2.7.2. Dijital Renk Ölçümü.....	31
2.7.2.1 Dijital Renk Ölçümünde Kullanılan Cihazlar.....	31
2.7.2.1.1. Kolorimetreler.....	32
2.7.2.1.2. Spektroradyometre.....	32
2.7.2.1.3. Spektrofotometreler	33
3. MATERYAL ve METOT	35
3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	36
3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması.....	36
3.3. Örneklerin Hazırlanması.....	37
3.4. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması	43
3.4.1. Örneklerle Polisaj İşlemi Yapılması	44
3.4.2. Örneklerle floresan ve nonfloresan glaze işlemleri uygulanması	46
3.5. Dijital Spektrofotometre ile Renk Ölçümlerinin Yapılması	49
3.6. İstatistiksel Analiz.....	51
4. BULGULAR.....	52

4.1. ΔL^* Değerleri	52
4.2. Δa^* Değerleri	54
4.3. Δb^* Değerleri.....	57
4.3. ΔE_{00}^* Değerleri.....	59
5. TARTIŞMA.....	65
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	77
KAYNAKLAR	78
EKLER	100
EK 1. ÖZGEÇMİŞ.....	100
EK 2. ETİK KURUL ONAYI.....	101

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca deneyimi ve bilgisiyle her daim yanımda olan, tez yazım sürecimde içtenlik, sabır ve özveriyle bana yol gösteren çok değerli hocam ve tez danışmanım Sayın **Prof. Dr. Funda BAYINDIR**'a,

Renk ölçüm aşamasında bana fakültesini açan Rize Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı değerli hocam Sayın **Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ**'a,

Kendisine sorduğum tüm soruları içtenlikle cevaplayan ve tez sürecinde bana yardımcı olan hocam **Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR**'e,

Bilgi ve tecrübelerini ihtiyaç duyduğum her an benimle paylaşan **Prof. Dr. Nuran DİNÇKAL YANIKOĞLU, Doç. Dr. Esra KUL, Doç. Dr. Alper ÖZDOĞAN, Dr. Öğr. Üyesi Nurdan POLAT SAĞSÖZ, Dr. Öğr. Üyesi R. Ersoy SAKARYA**'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca yan yana çalışmaktan mutluluk duyduğum asistanlık hayatımı varlıklarıyla güzelleştiren arkadaşlarım **Büşra TOSUN, Zahide AYDIN, Derya ASLAN, Baran TURSUN, Mohammad ABO HAORAN, Özcan AKKAL** ve **Beyza ŞENCAN**'a,

Tüm mesai arkadaşlarıma, hemşirelerimize, teknisyenlerimize ve personelimize,

Bugün bulunduğum yere gelmemin her aşamasında sonsuz emekleri olan, kızları olmaktan gurur duyduğum, desteklerini ve sevgilerini hiçbir zaman esirgemeyen canım annem ve babama; hayattaki ilk şansımın kendilerine abla olmak olduğunu düşündüğüm canım kardeşlerime,

Bana her zaman güvenen, desteğini ve sevgisini hiçbir zaman benden esirgemeyen sevgili eşime ve hayatın bana en güzel armağanı, tüm dünyamı güzelleştiren canım kızım Defne'ye,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmada kullanılan materyaller ve restorasyonların üretilmesi Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Biriminin desteklediği TDH-2021-9147 no'lu proje desteği ile sağlanmıştır.



ÖZET

Floresan ve Nonfloresan Glaze İşlemlerinin Farklı CAD/CAM Cam Seramik Materyallerinin Renk Değişimi Üzerine Etkisinin İncelenmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı farklı yarı saydamlık değerlerine sahip lityum disilikatla güçlendirilmiş ve lösitle güçlendirilmiş CAD/CAM cam seramik materyallerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin renk değişimi üzerine etkisini incelemektir.

Materyal ve Metot: Çalışmada her bir gruptan 30 adet olmak üzere toplam 120 adet 2 farklı CAD/CAM (IPS e.max CAD ve IPS Empress CAD) materyalinin 2 farklı yarı saydamlıkta (HT ve LT) blokları kullanılmıştır. Blok halindeki CAD/CAM cam seramik materyalleri 7x7x0,6 mm boyutlarında olacak şekilde su jet cihazı (DWJ1525-FA; Dardi International Corporation, Nanjing, China) kullanılarak kesilmiştir. Her bir grup kendi içerisinde 3 alt gruba ayrılarak farklı yüzey işlemleri (polisaj, floresan ve nonfloresan glaze) uygulanmıştır. Yüzey işlemleri öncesinde ve sonrasında tüm örneklerin renk ölçümü gri bir arka plan üzerinde EasyShade® Advance 4.0 (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) cihazı ile yapılarak L*, a*, b* değerleri kaydedilmiş ve CIEDE2000 (Comission Internationale de L'Eclairage) formülü kullanılarak ΔE_{00} değerleri elde edilmiştir. Elde edilen veriler varyans analizi ile incelenmiş, gruplar arasındaki farklılığın karşılaştırılmasında Post Hoc testleri kullanılmıştır. Ayrıca yüzey işlemleri sonrasında gruplar için ortalama L*, a* ve b* değerleri kaydedilerek her bir grup çifti arası ΔE_{00} renk farkını hesaplamak için kullanılmıştır.

Bulgular: Farklı yüzey işlemleri uygulanan CAD/CAM cam seramik materyalleri için ΔE_{00} değeri materyal tipi, yarı saydamlık ve yüzey işlemlerinin üçlü interaksiyonlarından etkilenmemektedir ($p>0,05$). İkili interaksiyonlarda ise materyal tipi-yüzey işlemi etkileşimlerinin önemli ($p<0,01$); materyal tipi-yarı saydamlık, yüzey işlemi-yarı saydamlık etkileşimlerinin ise istatistiksel olarak önemli olmadığı görülmektedir ($p>0,05$). Yarı saydamlık, yüzey işlemleri ve materyal tipinin ΔE_{00} değeri üzerinde etkisinin önemli olduğu görülmüştür ($p<0,01$). ΔE_{00} değeri floresan glaze uygulanan grup ($\Delta E_{00}=1,32$) ve nonfloresan glaze uygulanan gruplarda ($\Delta E_{00}=1,24$) polisaj uygulanan grupların ΔE değerinden ($\Delta E_{00}=0,78$) yüksek bulunmuş, en yüksek ΔE değeri IPS e.max CAD HT floresan glaze örnek grubunda ($\Delta E_{00}=1,49$), en düşük ΔE değeri ise IPS Empress CAD LT polisaj örnek grubunda ($\Delta E_{00}=0,59$) saptanmıştır.

Sonuç: IPS e.max CAD ve IPS Empress CAD materyallerine uygulanan farklı yüzey işlemleri renk üzerinde etkilidir. ΔE_{00} sonuçları incelendiğinde polisaj yapılan grupta algılanabilirlik eşiğinin altında renk değişimi gözlenirken, glaze işlemleri sonucunda materyallerde algılanabilirlik eşiğinin üstünde kabul edilebilirlik eşiğinin ise altında renk değişimi meydana geldiği gözlenmiştir. Glaze işlemleri polisaj işlemine göre renk üzerinde anlamlı şekilde daha fazla renk değişimine sebep olmaktadır.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, cam seramik, floresan, glaze, renk

ABSTRACT

Effect of Fluorescent and Nonfluorescent Glaze Processes on Color Change of Different CAD/CAM Glass Ceramic Materials

Aim: The aim of this study is to examine the color changes of CAD/CAM glass ceramic materials reinforced with lithium disilicate and reinforced with leucite with different translucency values which is applied to different surface treatments.

Material and Methods: In the study, 2 different CAD/CAM (IPS e.max CAD and IPS Empress CAD) materials with two different translucency (HT and LT) blocks, 30 sample from each group, for a total of 120 sample, were used. Blocks CAD/CAM glass ceramic materials were cut into 7x7x0.6 mm dimensions using a water jet device (DWJ1525-FA; Dardi International Corporation, Nanjing, China). Each group was divided into 3 subgroups and different surface treatments (polishing, fluorescent and nonfluorescent glaze) were applied. Color measurement of all samples was made before and after applying the surface treatment by using EasyShade® Advance 4.0 (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) device on a gray background, L*, a*, b* values were recorded and ΔE_{00} values were obtained by using the formula CIEDE2000 (Commission Internationale de L'Eclairage). Post Hoc tests were used to compare the differences between the obtained data, analysis of variance and the thinned groups. In addition, after surface treatments, the average L*, a* and b* values were recorded for the groups and used to calculate the ΔE_{00} color difference between each pair of groups.

Results: For CAD/CAM glass ceramic materials with different surface treatments, the ΔE_{00} value is not affected by material type, light transmittance and the triple interactions of surface treatments. ($p>0.05$). In bilateral interactions, material type-surface treatment interactions are significant ($p<0.01$); material type-light transmittance, surface treatment-light transmittance interactions are not statistically significant ($p>0.05$). The effect of light transmittance, surface treatments and material type on the ΔE_{00} value was significant ($p<0.01$). The ΔE_{00} value of fluorescent glazed group ($\Delta E_{00}=1,32$) and non fluorescent glazed group ($\Delta E_{00}=1,24$) was found to be higher than the ΔE value of the polished group ($\Delta E_{00}=0,78$). The highest ΔE value was found in the IPS e.max CAD HT fluorescent glaze sample group ($\Delta E_{00}=1,49$), and the lowest ΔE value was found in the IPS Empress CAD LT polishing sample group ($\Delta E_{00}=0,59$).

Conclusion: Different surface treatments applied to IPS e.max CAD and IPS Empress CAD materials affect the color change. When the ΔE_{00} results were examined, a color change was observed below the detectability threshold in the polished group, while a color change occurred above the perceptibility threshold and below the acceptability threshold in the materials as a result of glazing processes. Glaze processes cause significantly more color change than polishing process.

Keywords: CAD/CAM, glass ceramic, glaze, fluorescent, color.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	:Yüzdelik
°C	: Derece santigrat (Sıcaklık)
CAD/ CAM	: Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
e.max	: IPS e.max CAD
Emp	: IPS Empress CAD
CIE	: Commission Internationale de l'Eclairage
GPa	: Gigapaskal
LT	: Düşük Transludent
HT	: Yüksek Translusensi
CTE	: Termal Genleşme Katsayısı
ISO	: Uluslararası Standartlar Örgütü
rpm	: Devir Sayısı
nm	: Nanometre
µm	: Mikrometre
ΔE₀₀	: CIE 2000 renk değişim miktarı
MPa	: Megapaskal
n	: Örnek sayısı
p	: Anlamlılık düzeyi

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Silisyum tetraoksit (SiO_4) molekülünün yapısı.....	3
Şekil 2.2. Seramik sistemlerin güncel sınıflaması.....	5
Şekil 2.3. IPS Empress CAD bloklar.....	8
Şekil 2.4. IPS Empress CAD blokların farklı yarı saydamlık seviyeleri.....	9
Şekil 2.5. IPS e.max CAD bloklar.....	10
Şekil 2.6. Optragloss Assorment Polisaj kiti	16
Şekil 2.7. IPS Ivocolor Glaze Powder/ Glaze Powder FLUO ile glaze likidi mixing liquid allround.....	17
Şekil 2.8. IPS Ivocolor Glaze ve Glaze FLUO materyallerinin özellikleri.....	18
Şekil 2.9. Görünür ışık spektrumu.....	20
Şekil 2.10. Dişlerin gün ışığı ve floresan ışık altındaki görünüşleri	23
Şekil 2.11. Floresan glaze uygulanan ve uygulanmayan restorasyonların UV ışık altındaki görünümü	24
Şekil 2.12. Munsell renk sisteminde renk tonu (hue) skalası	26
Şekil 2.13. Rengin parlaklık (value) değeri skalası	26
Şekil 2.14. Rengin yoğunluk (chroma) grafiği	26
Şekil 2.15. CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemi.....	27
Şekil 2.16. VITA Easyshade® Advance 4.0 Spektrofotometresi.....	34
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan IPS Empress CAD (LT ve HT) bloklar	38

Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan IPS e.max CAD (LT ve HT) bloklar	38
Şekil 3.3. IPS Empress CAD blokların su jet cihazı ile kesimi.....	39
Şekil 3.4. IPS e.max CAD blokların su jet cihazı ile kesimi.....	39
Şekil 3.5. Örneklerin dilimlenme işlemi sonrası görüntüsü	40
Şekil 3.6. Örneklerin yüzey düzensizliklerinin giderilmesi	40
Şekil 3.7. Kristalizasyon için fırına yerleştirilen IPS e.max CAD ve IPS Empress CAD örnekler	42
Şekil 3.8. Örneklerin kristalizasyon fırınındaki görüntüleri.....	42
Şekil 3.9. Örneklerin boyutlarının dijital kumpas yardımıyla kontrol edilmesi.....	43
Şekil 3.10. Metal levhaya yapıştırılmış olan örnekler	45
Şekil 3.11. Örneklerle polisaj işlemi uygulanması	45
Şekil 3.12. Floresan glaze tozu (Ivocolor glaze powder FLUO) ve likiti (IPS Ivocolor mix liquid allround).....	46
Şekil 3.13. Nonloresan glaze tozu (Ivocolor glaze powder FLUO) ve likiti (IPS Ivocolor mix liquid allround)	47
Şekil 3.14. Çalışmada kullanılan ultrasonik temizleme cihazı.....	48
Şekil 3.15. Floresan ve nonfloresan özellikteki glaze tozlarının UV ışığı altındaki görünümü	48
Şekil 3.16. Çalışmada kullanılan tüm örnekler.....	49
Şekil 3.17. Örnekleri renk ölçümü ve spektrofotometrenin kalibrasyonunu.....	50
Şekil 4.1. Materyal, kalınlık, arka plan ve simana göre ortalama ve standart sapma grafiği	62

Şekil 4.2. Gruplar arasında hesaplanan ΔE_{00} değerleri 64

Şekil 4.3. Örneklerin gün ışığı ve UV ışık altındaki görüntüleri..... 64



TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. IPS Empress CAD blokların fiziksel özellikleri	8
Tablo 2.2. IPS e.max CAD blokların fiziksel özellikleri	10
Tablo 2.3. IPS e.max CAD bloklar ve özellikleri	11
Tablo 2.4. O'Brien'in klinik renk eşleşmesi tolerans değerler tablosu.....	29
Tablo 2.5. ΔE_{00} Renk farklılıklarının güncel yorumlaması	30
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve üretici firmaları	36
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan CAD/CAM blokların yapı, içerik ve ağırlık olarak oranları	37
Tablo 3.3. IPS e.max CAD örneklerin kristalizasyon işlemi sırasında uygulanması gereken parametreler.....	41
Tablo 3.4. IPS Empress CAD örneklerin kristalizasyon işlemi sırasında uygulanması gereken parametreler.....	41
Tablo 3.5. Çalışmada kullanılan gruplar ve uygulanan yüzey işlemleri	44
Tablo 3.6. IPS e.max CAD ve IPS Empress CAD örneklerin glaze işlemi sırasında uygulanması gereken parametreler	47
Tablo 4.1. Materyal Tipi, Yarı Saydamlık ve Yüzey İşlemlerine Göre ΔL^* Değerleri Anova Sonuçları	52
Tablo 4.2. Materyal Tipi, Yarı Saydamlık ve Yüzey İşlemlerine Göre ΔL^* Ortalama ve Standart Sapma Değerleri	54
Tablo 4.3. Materyal Tipi, Yarı Saydamlık ve Yüzey İşlemlerine Göre Δa^* Değerlerinin Anova Sonuçları	55
Tablo 4.4. Materyal Tipi, Yarı Saydamlık ve Yüzey İşlemlerine Göre Δa^* Ortalama	

ve Standart Sapma Değerleri	56
Tablo 4.5. Materyal Tipi, Yarı Saydamlık ve Yüzey İşlemlerine Göre Δb^*	
Değerlerinin Anova Sonuçları	57
Tablo 4.6. Materyal Tipi, Yarı Saydamlık ve Yüzey İşlemlerine Göre Δb^* Ortalama	
ve Standart Sapma Değerleri	58
Tablo 4.7. Materyal Tipi, Yarı Saydamlık ve Yüzey İşlemlerine Göre ΔE_{00}	
Değerlerinin Anova Sonuçları	59
Tablo 4.8. Materyal Tipi, Yarı Saydamlık ve Yüzey İşlemlerine Göre ΔE_{00} Ortalama	
ve Standart Sapma Değerleri	61
Tablo 4.9. Yüzey işlemleri sonrası gruplara ait ortalama L^* , a^* , b^* değerleri ve	
Standart Sapma Değerleri	63
Tablo 4.10. Test edilen farklı gruplar için hesaplanan renk farkı değerleri	63

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde uygulanan protetik restorasyonların amacı; kaydedilen dişler sebebiyle meydana gelen fonksiyon ve fonasyon kayıplarının düzeltilmesi, fazla madde kaybı olan dişlerin restorasyonunun sağlanması ve estetik beklentinin karşılanmasıdır.¹ Uzun yıllardır diş hekimliğinde kullanılmakta olan metal destekli restorasyonlar dokularda toksik ve alerjik reaksiyonlar oluşturmalarının yanı sıra yapılan restorasyonların hastaların artan estetik beklentilerini karşılayamamasından dolayı tercih edilmemektedir. Günümüz diş hekimliğinde biyouyumlu yapıları, estetik özellikleri ve renklenmeye karşı yüksek dirençlerinden dolayı tam seramik restorasyonlar oldukça popüler hale gelmiştir.²⁻⁴ Protetik bir restorasyonun estetik değerini belirleyen en önemli faktörlerden birisi doğal diş ile restorasyon arasında tam bir renk uyumunun sağlanmasıdır.⁵ Cismin üzerine gelen görünmeyen ışığın (ultraviyole) enerjisini absorbe ederek daha uzun dalga boyunda görünür ışığa dönüşmesine floresans özellik denir ve cismin rengini etkileyen faktörlerden biri olduğu varsayılır.⁶⁻⁷ Ancak bazı araştırmalar floresans özelliğin diş rengini değiştirmede önemli bir rol oynamadığı sonucuna varmıştır.⁸

Düzgün bir şekilde bitirilmiş restorasyon yüzeyleri elde etmek için restoratif materyaller, üretici firmalarının önerileri doğrultusunda çeşitli şekillerde glaze işlemlerine tabi tutulabildiği gibi polisaj setleri yardımıyla mekanik olarak da parlatılabilir. Glaze işleminde kullanılmak üzere floresan özellik içeren ve floresan özellik içermeyen (nonfloresan) glaze patları mevcuttur. Porselen restorasyonların son renginin; kullanılan porselenin tipi, kalınlığı, translusensi derecesi, rezin simanın kalınlığı ve rengi olmak üzere pek çok faktörden etkilendiği bilinmektedir.⁹⁻¹¹

Literatür incelendiğinde çeşitli CAD/CAM materyallerine uygulanan yüzey işlemleri sonrası farklı renklendirici sıvı ve solüsyonda bekletilmeleri sonucu meydana gelen renk değişikliklerini inceleyen pek çok çalışma olduğu görülmektedir. Ancak polisaj işlemi ile floresan ve nonfloresan glaze patları ile yapılan glaze işlemlerinin restoratif materyallerin renk değişimi üzerine etkisini inceleyen yeterli çalışma bulunmamaktadır.

Bu in vitro tez çalışmasının amacı; farklı yarı saydamlık değerlerine sahip lityum disilikatla güçlendirilmiş ve lösitle güçlendirilmiş cam seramik materyallerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin renk değişimi üzerine etkisini incelemektir.

Bu amaçla, spektrofotometre ile renkleri ölçülen örneklerden elde edilen veriler istatistiksel olarak incelenip değerlendirilecektir.

Bu çalışmanın H0 hipotezi; CAD/CAM cam seramik materyallerinin renk değişimi üzerinde materyal tipi, yarı saydamlık seviyesi ve uygulanan yüzey işlemlerinin anlamlı bir farklılık oluşturmayacağı yönündedir.

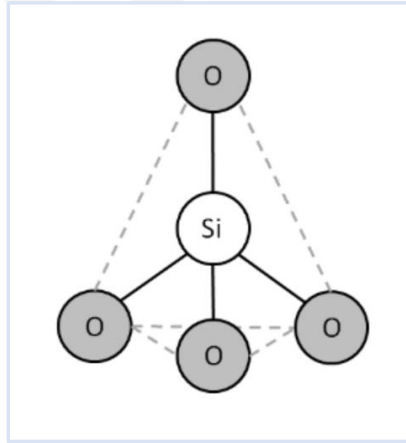
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramiklerin Tanımı

Seramik kelimesinin kökeni, Yunanca ‘topraktan gelme, yanık madde’ anlamı taşıyan ‘keramikos’ sözcüğüne dayanmaktadır.¹² İnsanlar tarafından ev ve süs eşyası yapımında kullanılan seramikler esas olarak kaolinden meydana gelmekte olup opak ve zayıf bir yapıya sahiptir. Seramiğin içerisine feldspar ve kuartz ilave edilerek daha dayanıklı ve şeffaf bir seramik formu olan porselen elde edilmiştir.¹³ Zamanla özellikleri geliştirilen porselen, dental uygulamalar için kullanılabilir hale getirilmiştir.

2.2. Dental Seramiklerin İçeriği ve Kimyasal Yapısı

Dental porselen, merkezde bir silisyum (Si^{+4}) atomu ile çevresindeki dört oksijen (O^{-2}) atomunun aralarında kimyasal bağ yapması ile oluşan silisyum tetraoksit (SiO_4) yapıda bir materyaldir.¹⁴⁻¹⁵ (Şekil 2.1)



Şekil 2.1. Silisyum tetraoksit (SiO_4) molekülünün yapısı¹⁶

Porselenin ana yapısını feldspar, kuartz ve kaolin oluşturur. Ana bileşinlerin dışında ısısal genleşme katsayısını arttıran akışkanlar, viskoziteyi arttıran ara oksitler, camlaşmanın daha kolay oluşmasını sağlayan camlaştırıcı oksit, opaklaştırıcı, floresans özellik veren ajanlar ve birçok farklı renk pigmenti de bulunmaktadır.¹³⁻¹⁷

2.2.1. Feldspar

Dental porselenin ana yapısını oluşturan feldspar, sodyum alümina silikat ($\text{Na}_2\text{O}.\text{Al}_2\text{O}_3.6\text{SiO}_2$) ve potasyum alümina silikatın ($\text{K}_2\text{O}.\text{Al}_2\text{O}_3.6\text{SiO}_2$) bir araya gelmesiyle oluşur.¹⁸ Porselen yapının içerisinde %75-85 oranında bulunur ve erime sıcaklığı en düşük (1100 °C-1300 °C) olan bileşiktir.^{12,19} Porselenin pişirilmesi sırasında ilk eriyen bileşik olduğundan kuartz ve kaolini sararak, bileşenleri bir arada tutan cam matriks görevi görür. Feldspar porselene translusensi (saydamlık) verir.

2.2.2. Kuartz

Porselen yapının içerisinde %12-22 oranında bulunan kuartz, silika (SiO_2) yapısında olup feldspar ile kaolin arasında doldurucu olarak görev yapar. Porselenin fırınlanması sırasında oluşan büzölmeleri önler ve daha dayanıklı bir yapı oluşmasını sağlar.²⁰ Yüksek erime sıcaklığı (1700 °C) sayesinde porselen kitlesinin erime sıcaklığını yükseltir.

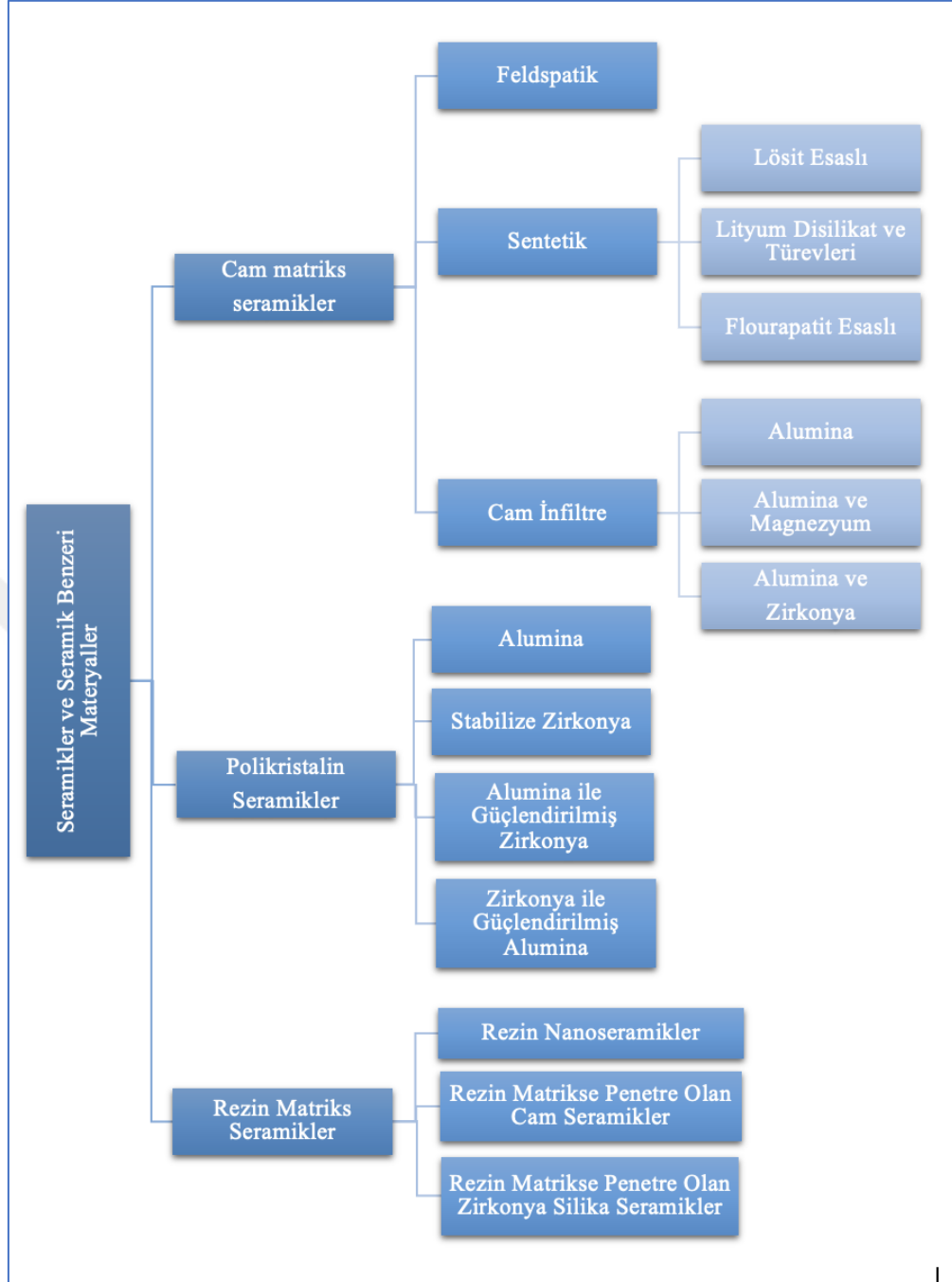
2.2.3. Kaolin

Çin kili olarak adlandırılan kaolin ($\text{Al}_2\text{O}_3.2\text{SiO}_2.2\text{H}_2\text{O}$), porselenin içerisinde %1-5 oranında bulunur ve porselen bileşenlerinin birbirine bağlanmasında görev alır.²¹⁻²² Erime sıcaklığı (1800 °C) oldukça yüksektir. Restorasyonun opaklığını artırır.

Dental seramiklerin yapısında bu üç ana maddenin dışında ayrıca; opaklaştırıcı ve floresans etki sağlayan ajanlar, çeşitli renk pigmentleri, ara oksitler, cam modifiye ediciler ve akışkanlar da bulunmaktadır.¹³

2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan seramik ve seramik benzeri materyaller için yapılmış pek çok sınıflandırma bulunmaktadır. Materyallerin seramik sınıflandırmasındaki yerinin daha iyi anlaşılabilmesi için en güncel sınıflama Gracis ve ark.'nın²³ yaptıkları sınıflandırmadır.(Şekil 2.2)



Şekil 2.2. Seramik sistemlerin güncel sınıflaması²³

2.3.1. Cam Matriks Seramikler

2.3.1.1. Feldspatik Seramikler

Feldspar (potasyum ve sodyum alüminosilikat), kuartz (silika) ve kaolin (hidrate alüminosilikat) bileşiminden meydana gelir. Feldspatik seramikler düşük dirence sahip

olduklarından metal destek ya da kor yapı üzerine tabakalama tekniği ile uygulanan üst yapı seramiği olarak kullanılırlar.²³ Potasyum feldspar, restorasyonun içsel kuvvetini artırarak metal alt yapı üzerine üst yapı materyali olarak kullanılmasına olanak sağlar. Feldspatik seramik bloklar CAD/CAM ile üretilebilirler.

Feldspatik seramiklere örnek olarak;

- ◆ Vident, Vita VMK 68, Vitadur, Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II, Vita Triluxe Blocks, (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany),²⁴⁻²⁵
- ◆ IPS Classic, IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- ◆ CEREC Blocs (Dentsply Sirona, York, Pensilvanya) verilebilir.

2.3.1.2. Sentetik Seramikler

Sentetik seramikler, içerikleri üreticiler arasında küçük farklılar göstermesine rağmen genellikle silikon dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içerirler.²³ Lösit esaslı, flourapatit esaslı, lityum disilikat ve türevleri olarak üç alt gruba ayrılır.

2.3.1.2.1 Lösitle Güçlendirilmiş Seramik Bloklar

Lösit dental seramiklerde kullanılan ilk doldurucudur. Yapısı potasyum alümina silikat olan lösit parçacıkları 1-5 μm boyutlarında olup cam matriks içerisinde hacimce %35-40 oranında bulunmaktadır.¹³

Lösit kristali geleneksel cam seramikleri metal alt yapı üzerinde fırınlamaya uygun hale getirmek ve cam seramiklerin mekanik dayanımını arttırmak amacıyla yapıya eklenmiştir.²⁶⁻²⁷ Lösit kristallerinin genleşme katsayısı matriksten daha fazla olduğundan ısıtma ve soğuma esnasında büzülür ve cam matriksi kendine doğru çeker. Ortaya çıkan iç basınç mikro çatlakların oluşması engelleyerek yapının çatlamalara karşı korunmasını sağlamaktadır.^{26,28,29}

Lösit içerikli cam seramikler yüksek translusensi özelliği gösterir ve estetiğin önemli olduğu anterior restorasyonlarda üstün bir estetik sağlar.³⁰ Bu sebeple renklenmiş dişlerde ve metal implant dayanaklarda kullanımı önerilmemektedir. Lösit ile güçlendirilmiş seramiklerin mekanik özellikleri geliştirilmiş olmasına rağmen posterior bölge köprü restorasyonlarında kullanıma uygun değildir. Kullanımı estetiğin ön planda olduğu ısırma kuvvetinin yüksek olmadığı inleyler, onleyler, laminate veneerler, parsiyel kuronlar, anterior ve posterior tek kuronların yapımı ile sınırlıdır.²⁷

Lösit içerikli cam seramiklere örnek olarak:^{13,23}

- ◆ IPS Empress, IPS Empress CAD, IPS d.sign (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein)
- ◆ Vita VM 7, VM 9, VM 13 (Vident, ABD)
- ◆ Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR (Kuraray Noritake Dental, Japonya)
- ◆ Paradigm C (3M-ESPE, St. Paul, MN, USA)^{31,32} verilebilir.

IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

IPS Empress CAD veneer, inley, onley, parsiyel kuronlar, anterior ve posterior tek diş restorasyonları gibi endikasyonları bulunan CAD/CAM bloklardır.³³ Estetiğin ön planda olduğu ısırma kuvvetinin yüksek olmadığı alanlarda klinik başarı gösterirler.³⁴

Bloklar, bir cam ve bir kristal fazdan oluşan lösit ilaveli cam seramikten yapılmıştır. IPS Empress CAD blokları homojen bir lösit kristal dağılımı sergiler. Lösit kristalleri eşit ve yoğun bir şekilde dağılmıştır. Kristallerin çapı 1–5 µm kristal faz hacmi ise hacimce %35-45'tir. Toz halindeki ürün, blokların üretimi sırasında maksimum homojenlik sağlayan tam otomatik bir işlemle preslenir. Kristalizasyon işleminden sonra sıcaklık düşerken, cam faz ve kristal faz (lösit) arasında genleşme katsayısı farkından dolayı sıkışma gerilimi oluşur bu sayede çatlak oluşumu önlenir.³⁵ Mekanik özellikleri

artan IPS Empress CAD 160 MPa'lık bir eğilme dayanımı elde eder. IPS Empress CAD blokların fiziksel özellikleri Tablo 2.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 2.1. IPS Empress CAD blokların fiziksel özellikleri

Kırılma Dayanımı	1.3 MPa m ^{1/2}
Vickers Sertliği	6200 MPa
Eğilme dayanımı (ISO 6872)	160 MPa
Termal Genleşme Katsayısı (100-400 °C)	16.6 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Termal Genleşme Katsayısı (100-500 °C)	17.5 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Kimyasal Çözünürlük	25 µg/cm ²
Opaklık (Kontrast oranı CR)	0.4 – 0.7
Elastiklik Modülü	62 GPa

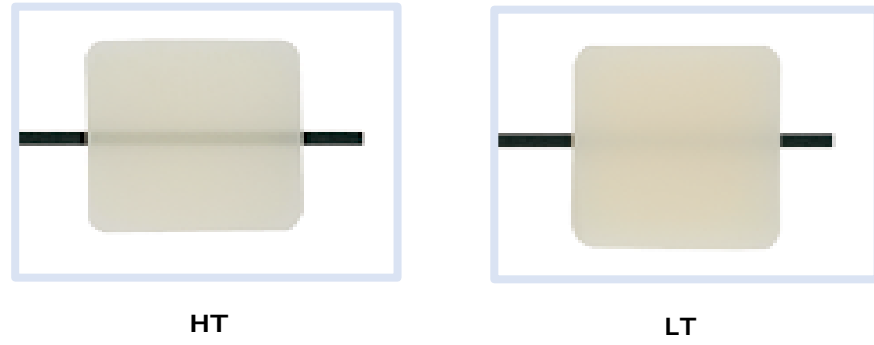


Şekil 2.3. IPS Empress CAD bloklar³⁶

Vickers sertliği 6200 MPa olan IPS Empress CAD bloklar;

- ♦ IPS Empress CAD HT (High Translucency-Yüksek yarı saydamlık)
- ♦ IPS Empress CAD LT (Low Translucency-Düşük yarı saydamlık) olmak üzere

2 farklı yarı saydamlık seviyesinde bulunur. (Şekil 2.4.)



Şekil 2.4. IPS Empress CAD blokların farklı yarı saydamlık seviyeleri

Sistem A-D, Chromascop ve Bleach BL renk kılavuzları üzerine kurulmuştur. IPS Empress CAD geleneksel feldspatik bloklara kıyasla mekanik özellikleri kuvvetlendirilmiş, yüksek translüsensiye sahip CAD/CAM ile uyumlu bloklardır.

2.3.1.2.2. Lityum Disilikat İçerikli Seramikler ve Türevleri

Tam seramiklerde kullanılan bir diğer doldurucu olan lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) cam matriks içerisinde hacimce %65-70 oranında bulunur.^{37,38} İçerisinde az miktarda lityum ortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri bulunur.²¹ Camı matrikse entegre şekilde bulunan bu kristaller birleşerek bir ağ oluşturur ve materyalin dayanıklılığını artırır.³⁹

Bu gruptaki seramiklere örnek olarak;

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

IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Lityum disilikat içerikli cam seramik olan IPS e.max CAD 2005 yılında piyasaya sürülmüştür. Materyal hacminin %40'ını 0,2 ile 1 μm uzunluğunda lityum metasilikat (Li_2SiO_3) kristalleri oluşturur.

Bloklar kısmi kristalizasyona tabi tutulmuş şekilde üretilirler.⁴⁰ Prekristalize aşamadaki blokların (mavi blok) bükülme dayanımı düşüktür (130-150 MPa). Bu sayede istenilen diş yapısını oluşturmak için kolaylıkla frezelenabilmektedir. Bloklar

frezelenerek, 850 °C’de ısıtılma tabi tutulur ve lityum metasilikat kristalleri çözünerek lityum disilikat kristallerine dönüşmesi sağlanır. IPS e.max CAD blokların fiziksel özellikleri Tablo 2.2.’de gösterilmiştir.

Tablo 2.2. IPS e.max CAD blokların fiziksel özellikleri⁴¹

Fiziksel Özellikler	Kısmen Kristalize Durum	Tamamen Kristalize Durum
Bükülme Dayanımı	130 ± 30 MPa	360 ± 60 MPa
Kırılma Dayanımı	0.9 – 1.1 MPa m ^{1/2}	2.0 – 2.5 MPa m ^{1/2}
Vickers Sertliği	5400 ± 100 MPa	5800 ± 100 MPa
Elastiklik.Modülü		95 ± 5 GPa
Termal Genleşme Katsayısı (100-500°C)		10.45 ± 0.25 10 ⁻⁶ /K ⁻¹
Yoğunluk		2.5 ± 0.1 g/cm ³
Kimyasal Çözünürlük	100 – 160 µg/cm ²	30 – 50 µg/cm ²

Bu aşamanın sonunda hacimce %70 oranında 1,5 µm boyutlarında lityum disilikat kristalleri içeren cam matriks meydana gelir. IPS e.max CAD blok örnekleri Şekil 2.5.’de gösterilmiştir.



Şekil 2.5. IPS e.max CAD bloklar⁴²

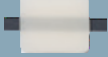
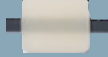
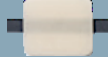
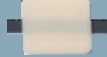
Kristalizasyondan sonra mavi renkten diş rengine dönen materyalin bükülme dayanımı da 360 MPa olmaktadır. Seramik, kristalizasyon tamamlandığında final dayanıklılığına ve rengine kavuşur. Bu dönüşümle, hacimce %70 oranında 1,5 µm boyutunda lityum disilikat kristali içeren seramik materyali elde edilir.

IPS e.max CAD bloklar 5 farklı özellikte üretilmektedir.^{40,43,44}

- IPS e.max CAD HT (High Translucency-Yüksek Yarı Saydamlık)
- IPS e.max CAD MT (Medium Translucency-Orta Yarı Saydamlık)
- IPS e.max CAD LT (Low Translucency-Düşük Yarı Saydamlık)
- IPS e.max CAD MO (Medium Opacity-Orta Opaklık)
- IPS e.max CAD I (Impulse-Opalesan)

Piyasada bulunan blokların yarı saydamlık seviyeleri Tablo 2.3.'de gösterilmiştir.

Tablo 2.3. IPS e.max CAD bloklar ve özellikleri⁴⁵

HT	MT	LT	MO	Impulse
 Doğal mineye benzer yüksek saydamlık	 Orta yarı Saydam	 Doğal dentine benzer düşük yarı saydam	 Orta opak	 Opalesan etkili

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler laminate veneerler, inley-onley restorasyonlar, kuron restorasyonları, implant üstü kuronlarda kullanılabilmektedir.

2.3.1.2.3. Fluoroapatit Esaslı Cam Seramikler

Fluoroapatit Esaslı Cam Seramiklere ticari örnek olarak;

- ◆ IPS e.max Ceram ve IPS e.max ZirPress, (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) gösterilebilir.

2.3.1.3. Cam infiltre seramikler

- ◆ Alümina (In-Ceram Alumina, Vita, Almanya)
- ◆ Alümina ve Magnezyum (In-Ceram Spinell, Vita,Almanya)
- ◆ Alümina ve Zirkonya (In-Ceram Zirconia, Vita,Almanya)

2.3.2. Rezin-Matriks Seramikler

◆Rezin nanoseramik

- ◆ Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya)
- ◆ Cerasmart (GC, Leuven, Belçika)

◆Rezin matrikse penetre olan cam seramik

- ◆ Vita Enamic (Vita, Almanya)

◆Rezin matrikse penetre olan zirkonya-silika seramik

- ◆ MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks (3M ESPE, Seefeld, Almanya)
- ◆ Shofu Block HC (Shofu, Japonya)

2.3.3. Polikristalin Seramik Sistemleri

◆Alümina

- ◆ Procera AllCeram (Nobel Biocare, İsviçre)
- ◆ In-Ceram AL (Vita, Almanya)

◆Stabilize zirkonya

- ◆ Cercon ht (Dentsply, ABD)
- ◆ Prettau Zirconia (Zirkonzahn, ABD)
- ◆ IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)
- ◆ Zenostar (Wieland, Almanya)
- ◆ Nobel Procera Zirconia (Nobel Biocare, İsviçre)
- ◆ Lava/Lava Plus (3M ESPE, Seefeld, Almanya)
- ◆ In-Ceram YZ (Vita, Almanya)
- ◆ Katana Zirconia ML (Noritake, Japonya)
- ◆ **Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş**

Zirkonya

- ◆ In-Ceram Zirconia (Vita, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)

2.4. Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme ve Polisaj İşlemleri

Yüzey bitirme; cila işleminden önce restorasyondaki düzensizliklerin giderilmesi ve yüzey pürüzlülüğün ortadan kaldırılarak kabul edilebilir seviyede pürüzsüz bir yüzey oluşturma işlemidir.^{21,46}

Polisaj işlemi ise; restorasyonun yüzey bitirme işlemleri sırasında oluşan küçük çizik ve düzensizliklerini küçük partiküllere sahip aşındırıcılar ile azaltarak pürüzsüz ve parlak bir yüzey elde edilmesidir. Polisaj işlemleri yüzey bitirme işlemlerinden sonra yapılır ve restorasyonun hastaya tesliminden önce bu işlemlerin mutlaka yapılması gerekir.^{19,47,48} Yüzey bitirme ve polisaj işlemleri farklı materyaller kullanılarak dental laboratuvarlarda veya ağız içerisinde yapılabilir. Her iki durumda da yüzey üzerinde çizik kalmamalı ve yüzey pürüzsüz ve parlak bir yapıya sahip olmalıdır.

Yüzey bitirme ve polisaj işlemlerinin avantajları:

1. Bitmiş ve cilalı yüzeye sahip restorasyonlar üzerinde serbest yüzey enerjisi azaldığından biofilm, bakteri plağı ve diş taşı oluşma ihtimali azaltılmış olur.^{49,50}
2. Elde edilen pürüzsüz yüzeyler sayesinde diş ipi ve diş fırçası ile tüm yüzeylere erişim sağlanarak daha kolay ve etkili bir temizlik yapılır.
3. Pürüzsüz restorasyon yüzeyleri, dişler arasında fonksiyonel ve stabilize edici temasların kaybını ve temas gerilmelerini önler.
4. Birer stres noktası olarak işlev gören pürüzlü yüzeyler ve mikro çatlaklar giderildiğinde restorasyonun direnci artarak kırılma riski azalır.
5. Daha düzenli temas noktaları elde edildiğinden antagonist dişte daha az aşınma meydana gelir.⁵¹
6. Pürüzsüz yüzeyler ışığı daha iyi yansıttığından daha estetik restorasyonlar elde edilir.^{52,53}
7. Parlak ve pürüzsüz yüzeyler renklenmeye karşı daha dirençlidir.^{52,54}

2.4.1. Aşındırıcı Materyaller Kullanılarak Yapılan Bitirme İşlemleri

Dört aşamadan meydana gelir.

◆ Kaba düzeltme

100 µm ve üzeri partiküllere sahip aşındırıcılar kullanılarak yapılan büyük yüzey düzensizliklerinin giderilmesi işlemidir. Kaba düzeltme işlemi sırasında çoğunlukla elmas ve tungsten karbit frezler ile aşındırıcı diskler tercih edilir.⁵⁵

◆ Konturlama

Restorasyonun final şeklinin, anatomisinin ve sınırların oluşturulduğu aşamadır. Konturlama işlemi sırasında genellikle, 12-16 yivli tungsten karbit frezler veya boyutları 30-100 µm arasında değişen aşındırıcılar kullanılır.⁵⁶

◆ Ara bitirme

Ara bitirme işlemi, ilk aşamalara oranla pürüzsüz bir yüzey sağlar. Son işlem genellikle 18-30 yivli tungsten karbit frezler, çok ince elmas frezler veya küçük partikül büyüklüğüne sahip (8-20 µm) aşındırıcılar kullanılarak gerçekleştirilir.⁵⁷

◆ Son parlatma

Çok küçük partikül büyüklüğüne (0.3-20 µm) sahip aşındırıcılar kullanılarak pürüzsüz ve daha parlak yüzeyler elde edilmesidir. Son parlatma işlemi yüzey parlak bir hal alıp gözle görülen son çizikler kaybolana kadar devam eder.⁵⁸

2.4.2. Bitim ve Polisajda Kullanılan Materyaller ve İçerikleri

Diş hekimliğinde bitirme ve polisaj işlemlerinde en sık kullanılan materyaller: oluklu karbit frezler, elmas döner aletler, silikon-lastik diskler, alüminyum oksitle kaplanmış aşındırıcı disklerdir.^{59,60}

Karbit ve elmas bitirme frezleri, tungsten karbit frezler bitirme için en sık kullanılan frezlerdir. 12, 20 veya 40 bıçaklı karbit frezler, elmas frezlere göre daha düşük

hızda kullanılırlar ve daha az aşındırıcı etkiye sahiptirler.⁶¹ Elmas frezler 7-50 µm arasında değişen farklı partikül büyüklükleriyle üretilirler. Elmas frezler kullanılırken yüksek hızda ve basınç uygulanmadan kullanılmalı, oluşan ısıyı düşürmek için su soğutması altında çalışılmalıdır. Elmas frezlerle aşındırma işlemleri uygulandığında yüzeyde ve yüzey altında oluşan kalıcı hasarın giderilebilmesi için mekanik parlatma basamaklarının izlenmesi gerekmektedir.^{62,63}

♦ **Dental taşlar**, çeşitli büyüklüklerdeki (ince, orta veya kalın) aşındırıcı parçacıkların organik rezinlerle sinterlenmesi veya yapıştırılmasıyla üretilirler.^{61,64} Silikon karbür içeren yeşil taşlar metal ve porselen tesviyesinde kullanılır. Alüminyum oksit içeren beyaz taşlar ise daha ince grenlere sahiptir ve porselen ve kompozit gibi malzemelerin polisajında kullanılır.

♦ **Aşındırıcı disk ve şeritler**, garnet, kuartz gibi aşındırıcı parçacıkların ince bir plastik materyal üzerine yapıştırılmasıyla üretilir. Aşındırıcı disk ve şeritler özellikle düz veya dış bükümlü yüzeylerin final aşamasında tamamen düzgün yüzeylerin elde edilmesinde kullanılırlar.

♦ **Pomza ve parlatma pastaları**, çok küçük partikül boyutlarında partiküllü alüminyum oksit ya da elmas parçacıkları içeren bu pastalar konik keçe veya pamuk diskler ile uygulanırlar.⁵⁵

Optragloss Assorment Polisaj Kiti Sistemi

OptraGloss Assorment (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), klinik uygulamalarda kompozit rezin dolguların tek adımda, seramik restorasyonların ise iki adımda mekanik cila işlemlerinde kullanılan bir polisaj kit sistemidir.

OptraGloss cila kiti;

♦ 1. Adım (Step:1 Ceramic Pre-Polishing); seramik malzemenin ön polisajı için koyu mavi renkli; alev, kadeh ve disk şeklinde elmas bitirme lastikleri,

♦ 2. Adım (Step 2: Porcelain & Composite High-Shine Polishing); seramik ve kompozit rezin materyallerinde yüksek parlaklıkta yüzey elde etme amaçlı açık mavi renkli; alev, kadeh ve disk şeklinde elmas bitirme lastiklerinden oluşur.



Şekil 2.6. Optragloss Assorment Polisaj Kiti⁶⁵

Üretici firma cila disklerinin maksimum dönme hızı 10.000 rpm olmak üzere bol su soğutması altında (> 50 ml / dak) kullanılmasını önermektedir. Parlatma işlemi orta seviye basınç altında dairesel hareketler yapılarak gerçekleştirilmelidir.

2.5. Dental Seramiklerde Glaze İşlemi

Seramik restorasyonların yapısında kusurların varlığı, işleme tekniği, üretim yöntemi ve pişirme döngüsü ile doğrudan ilişkilidir.⁶⁶ Ayrıca, seramik protezlere genellikle simantasyondan önce veya sonra yüzey pürüzlülüğünü artıran bazı mekanik ayarlamalar yapılmaktadır.^{67,68} Yapılan bir çalışma, basit yüzey gözeneklerinin önemli bir stres yoğunlaştırıcı olarak hareket edebileceğini ve ciddi başarısızlıklara yol açabileceğini göstermiştir.⁶⁹ Porselen restorasyonlarda işleme veya frezlemeden kaynaklanan kusur sayısını ve yüzey pürüzlülüğünü azaltmak için glaze veya polisaj işlemlerinin uygulanması gerekir.

Porselenin sinterlemeye yakın sıcaklıklarda fırınlanması sırasında porselen yüzeyinin erimesiyle camsı faz meydana gelir.⁶⁷ Oluşan bu camsı fazın porselen yüzeyindeki küçük düzensizlikleri ve porları doldurması sayesinde pürüzsüz bir yüzey elde edilmesine natural veya otoglaze denir.⁷⁰ Over glaze ise; glaze tozu ve glaze likitinin

üretici talimatları doğrultusunda karıştırılıp, porselen yüzeyine ince bir tabaka olarak uygulanması ve sonrasında fırınlanmasıdır.⁷¹ Glaze işlemi sırasında protezlerin yüzeylerindeki gözenekler, mikro çatlaklar ve diğer mikroskobik kusurlar ortadan kalktığından seramik dayanıklılığı artar.⁶⁷ Glaze işlemi seramiklerde pürüzsüz bir yüzey oluşturma yanısıra kırılma dayanımını artırır. Elde edilen pürüzsüz yüzey sayesinde plak birikimini azalacak, oluşan plağın uzaklaştırılması ise daha kolay olacaktır.⁷¹

2.5.1. IPS Ivocolor Glaze Tozu (Glaze Powder ve Glaze Powder FLUO) ve IPS Ivocolor Sıvısı (IPS Ivocolor Mixing Liquid Allround)

IPS Ivocolor glaze, seramik malzemelerin boyama ve karakterizasyonu için kullanılan glaze materyalidir. IPS Ivocolor glaze FLUO ise glaze yapılan materyale floresan etki verir. IPS Ivocolor Likiti Allround, IPS Ivocolor glaze ve glaze FLUO tozlarıyla karıştırılarak kullanılan bir glaze likitidir. Floresan ve nonfloresan glaze tozları ve likidi Şekil 2.7.'de gösterilmiştir.



Şekil 2.7. IPS Ivocolor Glaze Powder/FLUO ile glaze likidi Mixing Liquid allround ⁷²

Her iki glaze tozunun ana içeriği alümina silikat camdır. Üretici firma tarafından açıklanan bileşime göre floresan glaze tozu materyalinde renk tonu pigmentleri oranı $\leq 4\%$ olarak bildirilirken, nonfloresan glaze tozunun içeriğinde bu pigmentlerin

varlığından bahsedilmemektedir.⁷² Şekil 2.8.'de glaze işleminde kullanılan materyallerin özellikleri görülmektedir.

Materyal Özellikleri

Özellikler	Birim	Spesifikasyon	
Esnekleme direnci	MPa	$\geq 50^*$	
Kimyasal çözünürlük	$\mu\text{g}/\text{cm}^2$	$< 100^*$	
Termal esnekleme katsayısı ($25 - T_G$)	$10^{-6}/\text{K}^{-1}$	Glaze	$9.3 \pm 0.5^*$
		Glaze FLUO / Essence / Renk Pigmenti İçeriği $\leq 4\%$	$9.2 \pm 0.5^*$
		Pigmenti İçeriği > 4 to $\leq 12\%$	$9.1 \pm 0.5^*$
		Essence / Renk Pigmenti İçeriği > 4 to $\leq 12\%$	$8.8 \pm 0.5^*$
Cama geçiş ısı T_G	$^{\circ}\text{C}$	$460 \pm 20^*$	
Radyoaktivite U^{238}	Bq/g	$\leq 1^*$	

Şekil 2.8. IPS Ivocolor Glaze ve Glaze FLUO materyallerinin özellikleri⁷²

Glaze toz ve likidinin karıştırılmasıyla elde edilen jelin kıvamı, seyreltme derecesi değiştirilerek uygulama için en uygun şekilde ayarlanabilir. Homojen bir şekilde karıştırılan toz ve likidin kıvamı çok sıvı olmamalıdır. Aşırı seyreltme glaze malzemesinin stabilitesini azaltır. Ayrıca, materyal yüzeyden akıp gideceğinden materyal etkili bir şekilde uygulanamaz ve fırınlanmış restorasyonun parlaklık derecesi azalır. İyi bir şekilde seyreltilmemiş koyu kıvamlı bir karışımda ise düzgün bir tabakanın uygulanmasını zorlaştıracaktır.

Glaze yüzeyinin parlaklık derecesi, fırınlama sıcaklığı ile değil, glaze malzemesinin kıvamı ve uygulanan miktar ile kontrol edilir. Daha yüksek bir parlaklık derecesi için, cam malzemesi buna uygun olarak daha kalın bir tabaka halinde uygulanmalıdır. Glaze malzemesi tüm restorasyonun üzerini örtecek bir tabaka halinde uygulanmalıdır.

Cam geçiş sıcaklığı T_G . 460 ± 20 $^{\circ}\text{C}$ 'dir. Düşük pişim sıcaklığından dolayı restorasyonun yüzeyinde eşit bir parlaklık oluşur. Optimize edilmiş sinter sıcaklığı sayesinde, seramik alt tabakadan bağımsız olarak optimum estetik sonuçlar elde

edilebilir. Böylece restorasyonun yüzey dokusu ve parlaklık derecesi ile ilgili bireysel çözümler sunar.

2.5.2. IPS e.max CAD Sistemi için Glaze Öncesi Hazırlık

Restorasyon tutucu pinin bağlantı noktasından ayrıldıktan sonra, restorasyon yarı kristalize (mavi) haldeyken elmas frez ve polisaj diskleriyle bitimi yapılır. Restorasyon yüzeyinde istenen mikro yapılandırma elmas frezlerle sağlandıktan sonra restorasyonu temizlemek için basınçlı buhar veya ultrasonik temizleyici kullanılabilir. Restorasyonun kristalizasyon pişimi yapılır. Restorasyon Al_2O_3 veya cam yapıda glaze tozu ile kumlanmamalıdır. Restorasyon temizlendikten sonra glaze işlemine tabi tutulabilir.

2.5.3. IPS Empress CAD Sistemi için Glaze Öncesi Hazırlık

Restorasyon frezeleme bloğundan ayrıldıktan sonra elmas frezler ve polisaj aletleriyle tamamen bitirilir. Restorasyon yüzeylerinin karakteristik mikro dokusu, elmas taşlama aletleriyle elde edilebilir. Restorasyon yüzeyinin temizlenmesi için basınçlı buhar veya ultrasonik banyo kullanımı uygundur. Temizlenen restorasyon boyanabilir ve cilalanabilir.

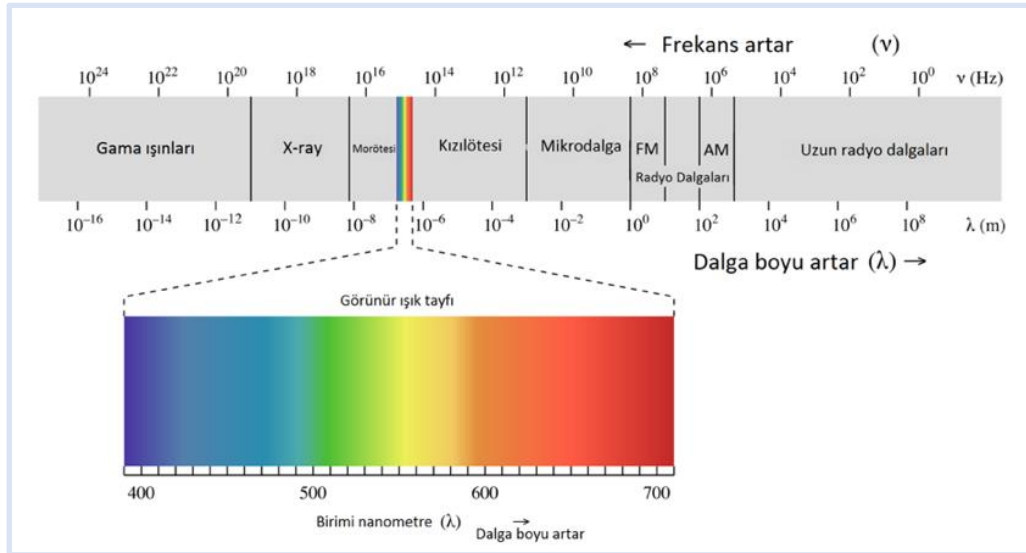
2.5.4. IPS e.max CAD ve IPS Empress CAD Örneklere Glaze İşlemi Uygulanması

Glaze işlemi öncesinde restorasyonun yüzeylerinde keskin kenarlar veya çıkıntılar giderilir. Üretici talimatlarına uygun olarak hazırlanan glaze toz ve likidi yağ ve kontaminasyon kalıntılarından arındırılan restorasyon yüzeyine uygulanır. Hazırlanan glaze karışımı çok seyrek veya koyu kıvamlı olmamalı, tüm yüzeyi kaplamalı ve yüzeyden akıp gitmemelidir. Doğru şekilde uygulanan glaze işlemi sonrası fırınlanmış restorasyon yüzeyi her yerde eşit parlaklık ve yüzey yapısı gösterecektir.

2.6. Diş Hekimliğinde Renk

Renk, ışığın madde ile etkileşimi sonucu cisimden yansıyan ışığın gözün retina tabakasına ulaşmasıyla meydana gelen bir algılamadır. Rengin algılanması madde üzerinden yansıyan, kırılan veya soğrulan ışığın göze geldikten sonra göz sinirleri aracılığıyla beyne aktarılması sonucunda gerçekleşir.⁷³ Diş rengi, diş estetiği ve protetik restorasyonlar için çok önemlidir. Işığın saçılmasından kaynaklanan renk sonuçları, yani aydınlatıcı ışık, geliş yüzeyinde ortaya çıkmadan ve gözlemcinin gözüne ulaşmadan önce diş boyunca oldukça düzensiz ışık yollarını takip eder.⁷⁴

Rengin algılanmasında temel faktör ışıktır. Işık çoklu dalga boylarına ayrılabilen elektromanyetik bir radyasyondur. Gelen ışığın, belli dalga boylarında seçici olarak emilmesi veya dağılması sonucu renk oluşur.²¹ Mor ötesi ve kırmızı ötesi ışık bandında insan gözü 360-780 nm dalga boyu aralığındaki renkleri algılayabilir.⁷⁵ Bu spektruma "görünür ışık spektrumu" denir.⁷⁶ (Şekil 2.9.)



Şekil 2.9. Görünür ışık spektrumu⁷⁷

2.6.1. Renk ile İlgili Kavramlar

2.6.1.1. Translusensi ve Opasite

Bir cismin ışığın geçmesini engelleme özelliğine opasite denmektedir.⁷⁸ Translusensi ise, cismin ışığı geçirgenlik derecesidir. Maddeler ışığı geçirme seviyelerine göre transparan, translusent ve opak olarak ayrılır. Transparan bir madde ışığın tamamını geçirir. Translusent madde ışığın belirli bir kısmını geçirirken; opak madde ise, ışığı geçirmez.

Dişlerin insizal kenarları translusens iken kole bölgesine doğru gidildikçe opaklaşır. Translusensi dişe uygun bir restorasyon seçiminde önemli etkenlerden birisidir. Seramik materyallerin içerdikleri camsı fazın oranının artmasıyla birlikte translüsensileri artmaktadır.⁷⁹⁻⁸¹ Restoratif materyalin tipi ve kalınlığının translusensiyi önemli ölçüde etkilediği rapor edilmiştir.⁸²⁻⁸⁵

2.6.1.2. Metamerizm

Her ışık kaynağından yayılan ışığın dalga boyu ve yoğunluğu farklı olduğundan cisimleri aydınlatan ışık kaynakları değiştikçe algılanan renk de değişmektedir.⁸⁶ Bir ışık kaynağı altında rengi aynı görünen iki cismin farklı bir ışık kaynağı altında farklı renklerde görülmesine "metamerizm" denir. Klinikte renk seçerken bu durumun üstesinden gelebilmek için birden farklı ışık kaynağı altında renk seçimi yapılması gerekmektedir.⁸⁷⁻⁸⁹ Ayrıca çalışılan laboratuvar ve klinikte standart bir aydınlanma yapılması sağlandığında metamerizm etkileri azalmaktadır. Renk seçimi yapılırken restorasyonun yapılacağı materyalden hazırlanmış renk skalaları kullanılmalı, seçilen renk başka bir gözlemci tarafından kontrol edilmelidir.⁹⁰

2.6.1.3. Opalesans

Bir cismin ışığı absorbe ettiğinde ve yansıttığında farklı renklerde görünmesidir.⁹¹ Diş minesini, içerisindeki hidroksi apatit kristalleri sayesinde opalesans özelliğe sahiptir.

2.6.1.4. Floresans

Floresans, bir madde tarafından ışığın absorpsiyonu ve aktivasyonunun yaklaşık daha uzun bir dalga boyunda emisyonu olarak tanımlanır. Diş yüzeyine ultraviyole ışığı (350-400 nm) geldiğinde, güçlü bir dalga yayar.⁹² Cismin üzerine gelen görünmeyen ışığın enerjisini 10^{-9} saniye içinde absorbe ederek daha uzun dalga boyunda görünür ışığa dönüşmesine "floresans özellik" denir. Diş floresansı ile ilgili ilk çalışmalar, ultraviyole (UV) radyasyonu tarafından uyarılan dişlerin görsel olarak gözlemlenmesini içeriyordu.⁹³ O zamandan beri, floresan özellikleri üzerine özellikle çürük diş sert dokusu üzerinde çok sayıda çalışma yapılmıştır.

Floresan bir madde, aldığından daha fazla görünür ışık yaydığından, en iyi durumda yalnızca üzerine düşen görünür ışığı yansıtabilen floresan olmayan bir maddeden daha parlak görünür.⁹⁴ Dentin mineye göre daha fazla floresan özellik gösterir. Dentinin yoğunluğu (chroması) arttıkça floresan özelliğinin azaldığı bildirilmiştir.⁹⁵⁻⁹⁷ Mine ve dentindeki endojen floroforlarla ilgili olarak, UV uyarımı uygulanan dişler üzerinde yapılan araştırmalar, ışık emisyonunun inorganik kalsiyum apatit matrisine gömülü organik matristen olduğunu göstermiştir.^{98,99} Dentinin daha yüksek floresans göstermesi organik içeriğin daha fazla olması ile açıklanabilir.^{100,101}

Birçok doğal ve yapay ışık kaynağının (güneş ışığı, floresan ışıklar, siyah ışıklar ve stüdyo flaşları gibi) UV bileşenleri vardır. Günümüzde mavi veya UV katkılı yapay aydınlatmanın yaygınlaşması nedeniyle floresans özellik daha önemli hale gelmektedir.¹⁰²



Şekil 2.10. Dişlerin gün ışığı ve floresan ışık altındaki görünümü

Diş ve diş malzemelerinin floresansı, doğal gün ışığı veya floresan lambalar, fotoğraf flaşları veya gece kulüplerinden gelen "karanlık ışık" gibi yapay ışık altında meydana gelebilecek UV ışığına maruz kalma süresine bağlıdır.¹⁰³ Bu ışık kaynaklarına maruz kaldıklarında (tiyatrolarda, gösterilerde, kulüplerde veya plajlarda) floresans, dişlerin daha parlak ve canlı görünmesine katkıda bulunur.^{95,104}

1977 yılında dental restoratif materyallerin temel bileşenlerinin floresan oluşturmadığı ancak bu özelliğin floresan bileşenlerin eklenmesiyle sağlanabileceği bildirilmiştir.¹⁰⁵ Dental porselenlerin ve akrilik reçinelerin floresan spektrumları 1978'de yayınlanmıştır.⁹⁷ Bazı kompozit rezinler, UV ışığına maruz kaldıklarında, dişleri gün ışığında daha beyaz ve daha parlak yapan güçlü bir mavi floresan yayar.¹⁰⁶

İnsan dişlerinin floresan emisyonu, diş tipine, yaşa ve diğer faktörlere göre değişebilir. İnsan dişlerinin normal floresan aralığını belirlemek için mandibular ve maksiller arktaki her bir diş tipi incelendiğinde dişlerin servikal bölgesindeki floresansın muhtemelen o bölgedeki dentin miktarındaki fazlalık sebebiyle insizal bölgeye göre anlamlı olarak daha fazla olduğu, cinsiyete göre ve aynı kişiden alınan diş tipleri

(kesiciler, köpek dişleri, küçük azılar ve azılar) arasında floresan yoğunluğu açısından bir fark olmadığı tespit edilmiştir.^{107,108} Ayrıca floresansın diş renginden bağımsız optik bir fenomen olduğunu bildiren çalışmalar da mevcuttur.¹⁰⁹⁻¹¹¹

Diş UV ışığına maruz kaldığında, ışık mineye nüfuz eder ve dentinin ışığa duyarlılığını uyarır.¹¹⁰ Böylece dentin rengini değiştiren yaşa bağlı diş değişiklikleri de dişin floresansını etkiler. Dentinin floresansının insan vücudunun olgunlaşmasının güvenilir bir göstergesi olarak kullanılması muhtemeldir.¹¹⁰ Farklı yaş gruplarındaki bireyler için yaş ve diş floresansı arasındaki korelasyon, dijital görüntülerin bilgisayar analizi ile değerlendirildiğinde floresan yoğunluğundaki artışların diş tipi veya cinsiyetten bağımsız olarak yaşa bağlı olduğu da rapor edilmiştir.^{107,108,112} Ancak, yaşlanma ile floresan yoğunluğunun ilişkisi hakkındaki görüşler hala çelişkilidir. Bazı yazarlara göre floresan, diş tipine bakılmaksızın tüm dental bölgelerde yaşla birlikte lineer olarak artar ve özellikle adli ve arkeolojik uygulamalarda insan vücudunun olgunlaşmasının bir göstergesi olarak kullanılabilir.^{107,108} Diğer yandan, son çalışmalar dental floresansın kararlı bir davranış gösterdiğini, maksimum yoğunluğuna 26,5 yaşında ulaştığını ve daha sonra kademeli olarak azaldığını ileri sürmüştür.¹¹²



Şekil 2.11. Floresan glaze uygulanan ve uygulanmayan restorasyonların UV ışık altındaki görünümü¹¹³

Floresans, estetik restorasyonlarda klinik olarak önemli bir optik özellik olarak kabul edilir, çünkü dişlerin aldıklarından daha fazla ışık yayarak daha beyaz ve parlak görünmesine neden olur.¹⁰⁰ İdeal olarak, restoratif materyaller, doğal dişlerinkine benzer seviyelerde floresans özellik sergilemelidir.^{114,115} Ancak, floresans emisyonunda farklılıklar gösteren çağdaş dental materyallerde bile durum böyle değildir.¹¹⁶⁻¹¹⁸ Bu sebeple dental seramik materyallerin içerisine terbiyum, seryum ve iterbiyum gibi yoğun mavi-beyaz ve sarı floresans etki oluşturan lüminofor ajanlar eklenmiştir.^{97,119,120} Dental materyallerin floresan özellik taşıması metamerik etkiyi azaltarak restorasyonun daha doğal görünmesini sağlar.⁷³

2.6.2. Renk sistemleri

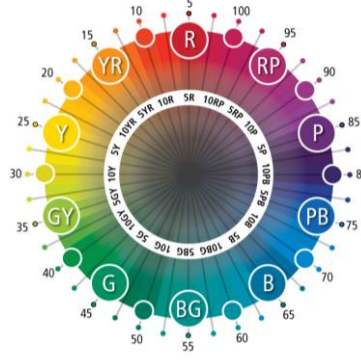
Rengin ölçülebilmesi, objektif ve standart şekilde aktarılabilmesi için geliştirilmiş farklı renk sistemleri tanıtılmıştır. Diş hekimliğinde kullanılan renk sistemleri Munsell ve CIE renk sistemleridir.

2.6.2.1.Munsell renk sistemi

1905 yılında Albert H. Munsell tarafından tanımlanan Munsell renk sisteminde rengin doğru bir şekilde tanımlanabilmesini ve aktarılabilmesini sağlamak amacıyla rengin üç aşaması olan ton (hue), parlaklık (value) ve yoğunluğu (chroma) boyutlarını içermektedir.

Renk Tonu (Hue)

Kırmızı, mavi, yeşil gibi ana renkleri tanımlayan hue değeri ışığın dalga boyu tarafından tanımlanmaktadır.¹²¹ Bu şekilde ana renk belirtilerek diğer renklerden ayrılır. Munsell renk sisteminde kırmızı, sarı, yeşil, mavi ve mor olmak üzere 5 ana renk ve bu renklerin birleşiminden oluşan sarı-kırmızı, yeşil-sarı, mavi-yeşil, mor-mavi ve kırmızı-mor olmak üzere 5 ara renk bulunmaktadır.^{91,122,123}



Şekil 2.12. Munsell renk sisteminde renk tonu (hue) skalası¹²⁴

Parlaklık (Value)

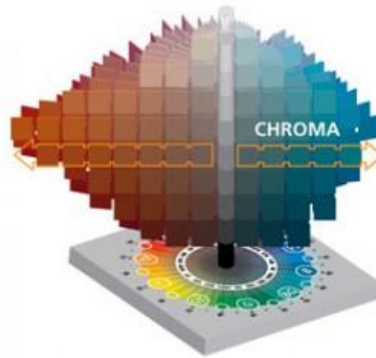
Parlaklık rengin parlaklık derecesini belirten bir değer olup cisimden yansıyan ışık miktarıyla ilişkilidir. 0 ile 10 değerleri arasında bir değer ölçeği bulunan value skalasına göre saf siyah 0 değeriyle, saf beyaz ise 10 değeriyle tanımlanmaktadır. Siyahtan beyaza kademeli gri tonlarından oluşur.



Şekil 2.13. Rengin parlaklık (value) değeri skalası¹²⁵

Yoğunluk (Chroma)

Ana rengin gücünü, yoğunluğunu, saflığını ve doygunluğunu ifade ederek kuvvetli renk ile zayıf rengi birbirinden ayırt edebilmemizi sağlar. Parlaklık ve yoğunluk ters orantılıdır. Rengin yoğunluğu arttıkça parlaklık azalacaktır.⁷⁹



Şekil 2.14. Rengin yoğunluk (chroma) grafiği¹²⁶

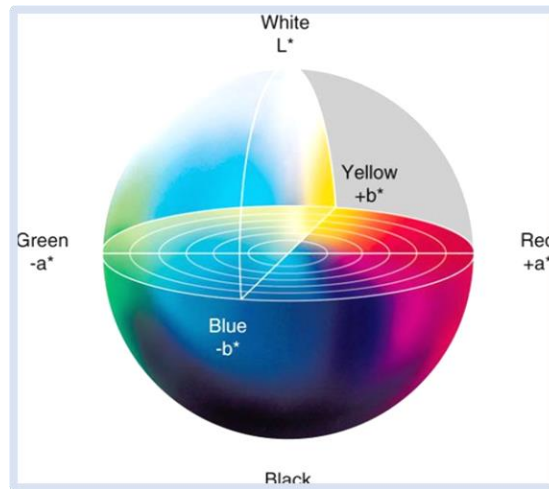
2.6.2.2. CIE L*a*b* renk sistemi

Commission Internationale de L'Eclairage tarafından 1976 yılında geliştirilen CIE L*a*b* sistemine göre renk tanımlanırken, L*, a*, b* olmak üzere 3 farklı değişken kullanılmaktadır. Bu sistemde bütün renkler 3 boyutta tanımlanır ve merkezini bu boyutların kesişimi ile oluşturan kürenin etrafında yer alır. Bu eksenler;

L*: Dikey eksen temsil eder, Munsell sistemindeki value değerine karşılık gelir ve rengin açıklık, koyuluk ya da siyah-beyaz özelliğini gösterir. Cismin beyaz (+) ve siyah (-) arasındaki parlaklık koordinatlarını belirtir. Açık renkler L* ekseninde yukarıda yer alırken saf beyazın L* değeri 100, saf siyahın ise değeri 0 ile tanımlanır.

a*: Yatay eksen temsil eder. Bir objenin yeşil (-) ile kırmızı (+) arasındaki kromatik koordinatlarını gösterir. a* değeri azaldıkça yeşile doğru, arttıkça ise renk kırmızıya doğru kayar. (-a* yeşil, +a* kırmızı)

b*: Yatay eksen temsil eder. Bir objenin mavi (-) ile sarı (+) arasındaki kromatik koordinatlarını gösterir. b* değeri azaldıkça renk maviye, arttıkça ise sarıya doğru kayar. (-b* mavi, +b* sarı). Merkez akromatiktir; a* ve b* değerleri arttıkça ve nokta merkezden uzaklaştıkça rengin doygunluğu artar.^{86,89,127,128}



Şekil 2.15. CIE L*a*b* Renk sistemi¹²⁹

CIE L*a*b* renk sisteminin en önemli avantajı iki renk arasındaki farklılıkların matematiksel olarak hesaplanabilir olmasıdır. İki renk arasındaki renk farklılığı ΔE^* olarak ifade edilir.

Hesaplama şu şekilde yapılır:

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

ΔE formülünde hesaplama yapılırken ilk ölçüm değerleri L_1^* , a_1^* ve b_1^* , ikinci ölçüm değerleri ise L_2^* , a_2^* ve b_2^* ile sembolize edilir. ΔE değerininin sıfır olması iki renk arasında fark olmadığı anlamına gelirken; ΔE^* değeri arttıkça, renk farklılığı da artarak gözle algılanabilecek seviyeye gelir.⁴⁸

2.6.2.3. CIEDE2000 Renk Sistemi

CIEDE2000, en yeni renk farkı formülü olup CIE L*a*b* sisteminin eksikliklerini gidermek amacıyla CIE tarafından önerilmiştir. CIE Lab ve CIEDE2000 renk farkı formüllerinin karşılaştırmaları dental literatürde mevcuttur. CIE, 2000 yılında mevcut ISO/CIE standardı (ISO IOS-J03) olan CIEDE2000 renk farkı formülünün kullanılmasını tavsiye etmiştir.⁹² Son dental araştırmalar CIEDE2000 formülünün insan gözünün algıladığı renk farklılıklarını CIELab formülünden daha iyi yansıttığını dolayısıyla diş veya restorasyon renkleri arasındaki renk farklılıklarının kabul edilebilirliğini daha iyi sağladığını bulmuştur.¹³⁰

CIEDE2000 renk farkı (ΔE_{00}) aşağıdaki şekilde hesaplanır:

$$\Delta E_{00} = [(\Delta L'/K_L S_L)^2 + (\Delta C'/K_C S_C)^2 + (\Delta H'/K_H S_H)^2 + R_T(\Delta C'/K_C S_C)(\Delta H'/K_H S_H)]^{1/2}$$

$\Delta L'$, $\Delta C'$ ve $\Delta H'$: CIEDE2000 sistemine göre bir çift örnek için parlaklık, doygunluk ve renk tonlarındaki farklılıkları gösteren değerlerdir.

R_T : Mavi bölgedeki doygunluk ve ton farklılıkları arasındaki etkileşimi belirtmektedir.¹³¹

S_L, S_C, S_H (Ağırlıklandırma fonksiyonları): L^*, a^*, b^* koordinatlarındaki renk farkı çiftinin konumundaki varyasyon için toplam renk farkını ayarlar.

K_L, K_C, K_H (Parametrik faktörler): Deneysel koşullar için düzeltme terimleridir.^{21,91}

2.6.2.4. Renk Ölçümü Sonucu Elde Edilen Renk Farklılıklarını Değerlendirilmesi

ΔE değeri ile elde edilen renk farklarının klinik olarak yorumlanabilmesini sağlamak amacıyla pek çok araştırma yapılmış ve bunun doğrultusunda farklı sınıflandırmalar yapılmıştır. O'Brien'in klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri Tablo 2.4.'de gösterilmiştir.

Tablo 2.4. O'Brien'in klinik renk eşleşmesi tolerans değerler tablosu¹³²

Renk Farkı (ΔE)	Klinik Olarak Renk Uyumu
0-0.5	Kusursuz
0.5-1	Mükemmel
1-2	İyi
2-3.5	Klinik olarak kabul edilebilir.
>3.5	Klinik olarak kabul edilemez.

Renk farklılıklarının tespiti için Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO/TR 28642:2016) tarafından standartlaştırılmış değerler olan %50:50 algılanabilirlik ve %50:50 kabul edilebilirlik eşikleri tanımlanmıştır. Bu eşikler, dental materyallerin seçimine rehberlik etmek, klinik performanslarını değerlendirmek ve görselleri yorumlamak için bir kalite kontrol aracı olarak hizmet edebilir.

%50:50 Renk Farkı Algılanabilirlik Eşiği (Perceptibility Threshold: PT)

Kontrollü koşullar altında gözlemcilerin %50'si tarafından algılanabilirken, diğer %50 gözlemci tarafından algılanamayan renk farkı değeridir.¹³³ Diş hekimliğinde renk

uyumundan bahsedebilmek için, %50:50 algılanabilirlik eşiğinde veya altında bir renk farkı olmalıdır. CIELab formülü ile hesaplanan renk farkı %50:50 algılanabilirlik eşiği $\Delta E_{ab} = 1.2$ iken, CIEDE2000 formülü için renk farkı algılanabilirlik eşiği $\Delta E_{00} = 0,8$ olarak belirlenmiştir.¹³⁴

%50:50 Renk Farkı Kabul Edilebilirlik Eşiği (Acceptability Threshold: AT)

Kontrollü koşullar altında gözlemcilerin %50'si tarafından kabul edilebilir olarak değerlendirilirken diğer %50 gözlemcinin restorasyonun değiştirilmesi veya düzeltilmesi gerektiğini bildirdiği renk farkı değeridir.¹³³ Diş hekimliğinde kabul edilebilir bir renk eşleşmesi %50:50 kabul edilebilirlik eşiğinde veya altında bir renk farkı olarak tanımlanabilir. Renk farkı kabul edilebilirlik eşiği %50:50 $\Delta E_{ab} = 2.7$, $\Delta E_{00} = 1,8$ olarak bildirilmiştir.¹³⁴ PT ve AT'ye ek olarak, ΔE_{00} renk farklılıklarını yorumlamak için Tablo 2.5.'deki gibi AT derecelendirmesi de önerilir.¹³⁵

Tablo 2.5. ΔE_{00} Renk farklılıklarının güncel yorumlaması¹³⁶

Renk Farkı (ΔE_{00})	Klinik Olarak Renk Uyumu
$\Delta E_{00} \leq 0.8$	Mükemmel eşleşme
$0.8 < \Delta E_{00} \leq 1.8$	Kabul edilebilir eşleşme
$1.8 < \Delta E_{00} \leq 3.6$	Orta derecede kabul edilemez eşleşme
$3.6 < \Delta E_{00} \leq 5.4$	Kesinlikle kabul edilemez eşleşme
$\Delta E_{00} > 5.4$	Son derece kabul edilemez eşleşme

2.7. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Ölçüm Yöntemleri

Diş hekimliğinde renk ölçümü görsel yöntemler veya dijital sistemler kullanılarak yapılabilir.^{137,138}

2.7.1. Görsel Renk Ölçümü

Çeşitli renk skalaları kullanılarak skalada bulunan renkler ile diş renginin eşleştirilmesi esasına dayanan görsel renk ölçümü yöntemi diş hekimliğinde en sık

kullanılan yöntemdir. Kolay, hızlı, ekonomik, tekrarlanabilir bir yöntemdir. Görsel renk seçimi ortamın ışığı, gözün yorgunluğu, yaş, seçilen renk örneğinin göze uzaklığı, hastanın makyajı ve kıyafetlerinin rengi dahil olmak üzere pek çok faktörden etkilenen subjektif bir işlemdir.^{76,139,140} Ayrıca, renk algısı ışığa verilen psikolojik-fizyolojik tepkilere bağlıdır ve bir gözlemciden diğerine farklılık gösterebilir. Farklı diş hekimleri aynı hastada farklı renkler seçebilirken aynı diş hekiminin de kendi seçimlerini tekrarlamaları durumunda seçilen renkler içerisinde tutarsızlıklar olduğu bildirilmiştir.¹⁴¹ En geniş renk skalalarında bile insan dişlerine ait tüm diş renklerine ait renkler mevcut değildir.¹⁴² Ayrıca skalalarda bulunan örnekler standart tek bir kalınlıkta bulunurlar. Oysa ağız içerisinde yapılan restorasyonlar farklı kalınlıklara ve farklı altyapı materyallerine sahiptir. Bu da hatalı renk seçimine sebep olarak klinik olarak uyumsuz restorasyonlar yapılmasına neden olabilir.

2.7.2. Dijital Renk Ölçümü

İnsan gözü küçük renk farklılıklarını bile algılayabilecek hassasiyete sahip olduğu halde rengin tekrarlayan ölçümlerinin hatasız yapılabilmesi ve teknisyene doğru bir şekilde aktarılabilmesini sağlamak amacıyla dijital renk ölçüm cihazları üretilmiştir.¹⁴³

Dijital renk ölçüm cihazları objektif sonuçlar verir ve elde edilen sonuçlar tekrarlanabilir. Tekrarlanabilirlik ve kesinlik, cihazın aynı nesneyi eşleştirmedeki tutarlılığını gösterir ve aynı numunenin veya standardın tekrarlanan ölçümleri karşılaştırılarak değerlendirilebilir. Bir renk ölçüm cihazının (test cihazı) doğruluğu iki yolla değerlendirilir; ilk olarak test cihazları ile ölçülen tüm numuneler için mutlak renk koordinatları L^* , a^* ve b^* değerleri ile referans cihaz ile yapılan değerler karşılaştırılır ve buna “mutlak doğruluk” denir; ikinci olarak, test aletleri kullanılarak farklı numuneler arasında hesaplanan renk farkı değerlerinin referans aletle yapılan değerlerle karşılaştırılır ve buna “bağıl doğruluk” denir.¹⁴⁴

Dijital renk ölçüm cihazlarını kullanırken yapılan iki tür hata, renk ölçüm sürecini etkiler: rastgele hatalar ve sistematik hatalar. Rastgele hatalar; alet kayması, arka plan gürültüsü, polarizasyon ve numunelerin hazırlanması sırasında meydana gelen ve aletin kesinliğini ve güvenilirliğini etkileme eğiliminde olan hatalar iken, sistematik hatalar; hatalı kalibrasyon, dalga boyu, filtre tasarımı, dedektör hassasiyeti ve doğrusallığı, flüoresans ve çeşitli renk ölçüm geometrileri gibi, cihazın doğruluğunu etkileme eğiliminde olan hatalardır.¹⁴⁵

2.7.2.1. Dijital Renk Ölçümünde Kullanılan Cihazlar

Günümüzde bu amaçla kullanılan cihazlar: kolorimetreler, spektoradyometreler, spektrofotometreler ve dijital fotoğraf makineleridir.¹²³

2.7.2.1.1. Kolorimetreler

Kolorimetreler insan gözü retinasında olduğu gibi üç primer renkteki ışığı ölçen ve tristmus yöntemi ile çalışan cihazlardır.¹⁴⁶ Kolorimetreler, üçlü uyaran değerleri (X, Y, Z) veya CIE $L^*a^*b^*$ değerleri cinsinden sonuçlar vermektedirler. Kolorimetreler cisme belli bir açıdan ışın gönderip nesneden gelen ışınların bir dedektör ile ölçülmesi esasına dayanır. Elde edilen sayısal verilerle matematiksel renk analizi yapılabildiği gibi nesneler arası renk farklılıkları da ölçülebilir.¹⁴⁷ Kolorimetreler düz yüzeylerde renk ölçümü yapmak için üretilmiş cihazlardır. Dişler ise genellikle düz yüzeylere sahip değildir. Ayrıca, dar diyaframa sahip cihazlarda renk ölçüm yapılan nesneden yansıyan ışığın cihaza tam olarak dönememesi (edge loss) gibi problemler diş hekimliğinde kullanımını sınırlamaktadır.¹⁴⁸

2.7.2.1.2. Spektoradyometre

Spektoradyometre cihazları görünür ışık spektrumunun 5, 10 ve 20 nm aralıklarında radyometrik ölçümler yapabilen cihazlardır. Elde edilen değerler parlaklık (irradiance) ve aydınlanma (radiance) ile ifade edilir.^{149,150} Kullanım hassasiyeti

göstermeleri ve ölçüm açısındaki ufak değişikliklerin bile sonuçlarda büyük sapmalara neden olmaları bu aletlerin diş hekimliğinde kullanımını kısıtlamaktadır.¹²³ Kolorimetrelerin aksine ölçüm sırasında örneklerin yüzeyine temas etmeleri gerekmediğinden için düz yüzeylere ihtiyaç duymazlar.¹²³

2.7.2.1.3. Spektrofotometreler

Spektrofotometreler, optik ışık kaynağı, monokramatör ve ölçüm için dedektör içeren çoklu sensör presibiyle çalışan karmaşık cihazlardır.¹⁴⁹ Çalışma prensipleri rengi ölçülen nesneden yansıyan ışığın beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının ölçülmesidir. Bir spektrofotometre, tüm görünür spektrumda bulunan her bir chroma, hue ve value değeri için bir nesne tarafından bir seferde bir dalga boyunda yansıtılan veya iletilen görünür ışımaya enerjisi miktarını ölçer ve kaydeder. Diş hekimliğinde restoratif materyallerin, porselen ve akrilik dişlerin sayısal renklerini tespit etmek amacıyla kullanılmaktadır.^{150,151}

Floresan ışık, ampul ışığı ve güneş ışığı gibi farklı ışıklarda farklı ölçüm değerleri verebilirler. Bilimsel çalışmalarda ve renk kontrolü gibi alanlarda kullanılan spektrofotometreler metamerizmi ayırt edebilir.^{73,152} Kolorimetreler ile kıyaslandıklarında daha daha güvenilir sonuçlar verirler.¹⁴⁶

VITA Easyshade® Advance 4.0 Spektrofotometresi

4. nesil elektronik renk ölçüm cihazı olan VITA Easyshade® Advance 4.0 (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) birkaç saniye içinde, uluslararası diş rengi standartları VITA classic A1 – D4 ve VITA SYSTEM 3D-MASTER'a dayalı olarak tüm diş tonlarının belirlenmesini ve doğrulanmasını sağlar. Cihaz gün ışığının renk ölçümü sırasındaki önemini azaltmak için kendi ışık kaynağına sahiptir. Vita Easyshade Advance 4.0 (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) kablosuz ve taşınabilir bir tasarıma sahip

olup son 30 ölçümü kendi hafızasında saklayabilmektedir ve ölçümler bluetooth bağlantısı sayesinde VITA Assist iletişim yazılımına aktarılabilir. ¹⁵³



Şekil 2.16. VITA Easyshade® Advance 4.0 Spektrofotometresi ¹⁵⁴

3. MATERYAL ve METOT

Bu çalışmada, lityum disilikat ve lösit bazlı cam seramik grubuna dâhil olan farklı CAD/CAM materyallerinin renk değişimine farklı glaze ve polisaj işlemlerinin etkisinin *in vitro* olarak incelenmesi amaçlandı. Örnekler bu iki farklı cam seramik materyalinin (IPS e.max CAD ve IPS Empress CAD) iki farklı yarı saydırlık değeriine sahip (HT ve LT) CAD/CAM bloklarından aynı kalınlıkta (0,6 mm) hazırlandı. Daha sonra bu materyaller farklı polisaj ve glaze işlemlerine tabi tutularak yüzey işlemleri tamamlandı. Örneklerin renkleri spektrofometre ile yüzey işlemleri öncesinde (L_1^* , a_1^* , b_1^*) ve sonrasında (L_2^* , a_2^* , b_2^*) ölçülerek elde edilen L^* , a^* , b^* değeriileri kullanarak CIEDE2000 formülüne göre ΔE_{00} hesaplandı. Elde edilen verilerin istatistiksel veri analizi yapıldı.

Çalışma için etik kurul onayı alındı (ek etik kurul). Bu tez çalışmasında kullanılan materyallerin alınması ve örneklerin üretilmesi Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (BAP) tarafından TDH-2021-9147 numaralı proje desteği ile sağlandı.

Çalışmada izlenen yöntem aşağıda listelenmiştir:

- Deney gruplarının oluşturulması
- Örneklerin hazırlanması
- Örneklerle polisaj işleminin uygulanması
- Örneklerle farklı glaze işlemlerinin uygulanması
- Örneklerin renk ölçüm işleminin yapılması
- Elde edilen L^* , a^* , b^* değeriileri kullanarak CIEDE2000 formülüne göre ΔE_{00} hesaplanması
- İstatistiksel veri analizi yapılması

3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Çalışmada kullanılan tüm materyal ve cihazlar Tablo 3.1’de belirtildi.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve üretici firmaları

Materyal	Marka	Üretici Firma
Lityum disilikat	IPS e.max CAD A1 LT Blok	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Lityum disilikat	IPS e.max CAD A1 HT Blok	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Lösit Bazlı Cam Seramik	IPS Empress CAD A1 LT Blok	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Lösit Bazlı Cam Seramik	IPS Empress CAD A1 HT Blok	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Nonfloresan Glaze Tozu	IPS Ivocolor Glaze Powder	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Floresan Glaze Tozu	IPS Ivocolor Glaze Powder FLUO	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Glaze Likiti	IPS Ivocolor Mix Liquid allround	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Polisaj Kiti	Optragloss Assorment	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Dijital Kumpas	Asimeto	Asimeto model 307-06-1, Canada
Renk Ölçüm Cihazı	Vita EasyShade Advance	Vita Zahnfabrik, Sackingen, Germany

3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

Güç analizinin (G Power 3.1.9.2 for Windows, Microsoft Corporation, USA) sonuçlarına göre (Power=80, $\alpha=0.05$, $f=0.40$) 12 alt grup olmak üzere her alt gruptaki örnek sayısı $n=10$ olacak şekilde, örnek sayısı 120 olarak belirlendi. Her bir seramik grubundan (IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD) 60 adet olmak üzere toplam 120 adet örnek hazırlandı.

3.3. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda düşük yarı saydamlık (LT) ve yüksek yarı saydamlıkta (HT) IPS Empress CAD (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve IPS e.max CAD (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bloklar kullanıldı. Standardizasyon sağlamak amacıyla tüm örnekler aynı renkte (A1) hazırlandı. Çalışmada kullanılan materyallerin içerikleri Tablo 3.2.'de verildi.

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan CAD/CAM blokların yapı, içerik ve ağırlık olarak oranları⁴²

Kullanılan blok	Yapısı	İçerik	Ağırlık olarak oran
IPS e.max CAD (HT ve LT C14)	Lityum Disilikat Esaslı Cam Seramik	SiO ₂	% 57-80
		Li ₂ O	% 11-19
		K ₂ O	% 0-13
		P ₂ O ₅	% 0-11
		ZrO ₂	% 0-8
		ZnO	% 0-8
		Diğer oksitler ve renk pigmentleri	% 0-12
IPS Empress CAD (HT I12 ve LT C14)	Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramik	SiO ₂	% 60-65
		Al ₂ O ₃	% 16-20
		K ₂ O,	% 10-14
		Na ₂ O,	% 3.5-6.5
		Diğer oksitler Pigmentler	% 0.5-7 % 0.2-1

Çalışmada kullanılan bloklar Şekil 3.1 ve Şekil 3.2'de gösterildi.



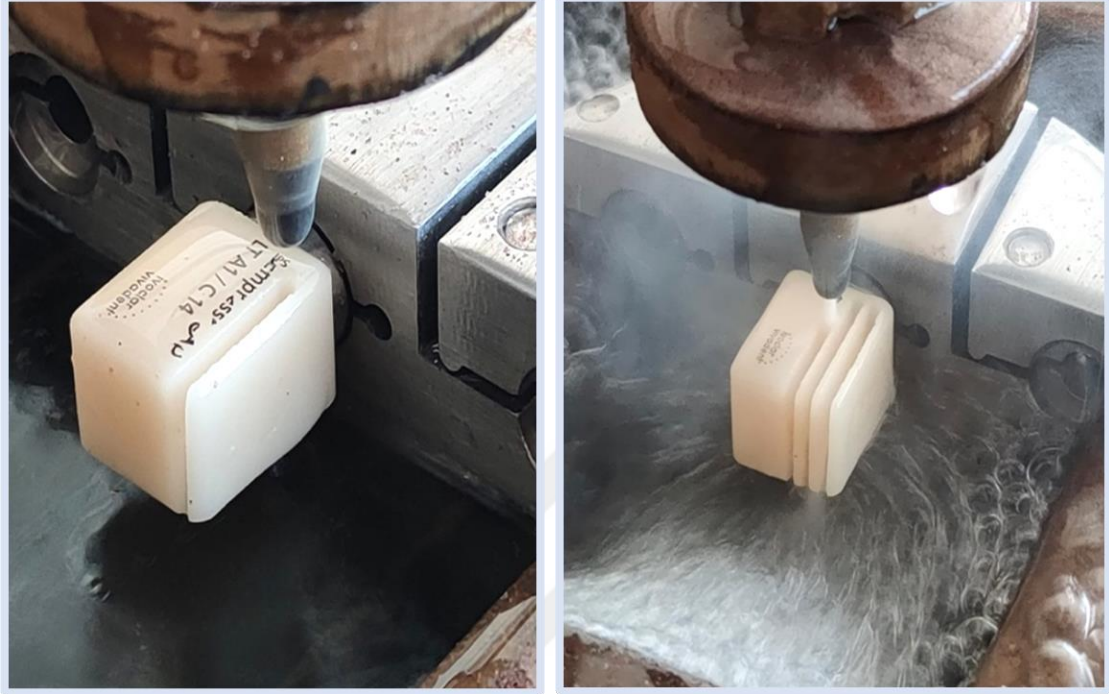
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan IPS Empress CAD (LT ve HT) bloklar



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan IPS e.max CAD (LT ve HT) bloklar

Bloklar su jet cihazı (DWJ1525-FA; Dardi International Corporation, Nanjing, China) kullanılarak kesildi. (Şekil 3.3-3.4) Blokların dilimlenme sonrası görüntüsü Şekil 3.5.'de gösterildi. Bütün örnekler tek bir laboratuvar da aynı teknisyen tarafından üretildi.

Örnekler elde edildikten sonra elmas bitirme frezleri ve cila diski kullanılarak örneklerin yüzeyindeki ve kenarlarındaki düzensizlikler giderildi. (Şekil 3.6)



Şekil 3.3. IPS Empress CAD blokların su jet cihazı ile kesimi



Şekil 3.4. IPS e.max CAD blokların su jet cihazı ile kesimi



Şekil 3.5. Örneklerin dilimlenme işlemi sonrası görüntüsü



Şekil 3.6. Örneklerin yüzey düzensizliklerinin giderilmesi

IPS e.max CAD örneklerin porselen fırınında (Programat P310; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kristalizasyon işlemi sırasında uygulanması gereken parametreler Tablo 3.3.'te gösterildi.

Tablo 3.3. IPS e.max CAD örneklerin kristalizasyon işlemi sırasında uygulanması gereken parametreler

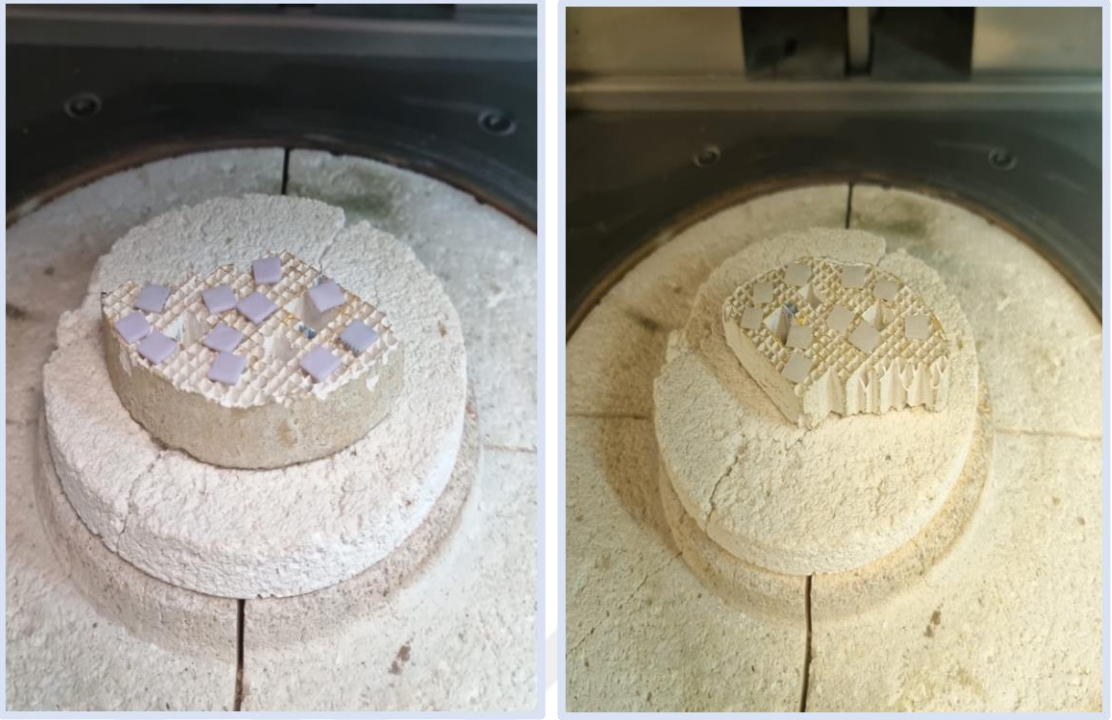
Stand by (°C/°F)	Soğutma aralığı (dk)	Isıtma hızı (°C/dk)	Piştirme sıcaklığı (°C/ °F)	Bekletme zamanı (dk)	Isıtma hızı (°C/dk)	Piştirme sıcaklığı (°C/ °F)	Bekletme zamanı (dk)	Vakum 1 (°C/ °F)	Vakum2 (°C/ °F)	Uzun dönem soğutma (°C/ °F)
403/757	6:00	90/162	820/1508	0:10	30/54	840/1544	7:00	550/820 1022/1508	820/840 1508/1540	700/1292

IPS Empress CAD örneklerin kristalizasyonları için porselen fırınında (Programat P310; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılan parametreler Tablo 3.4'te gösterildi.

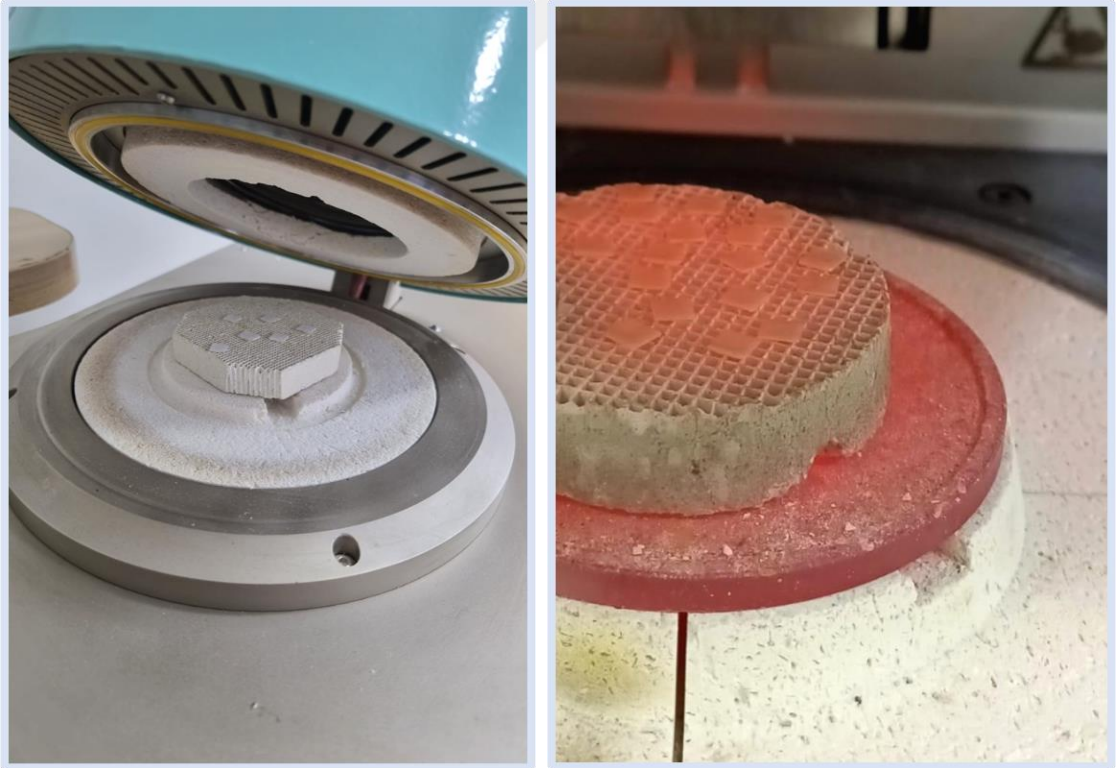
Tablo 3.4. IPS Empress CAD örneklerin kristalizasyon işlemi sırasında uygulanması gereken parametreler

Stand by (°C/°F)	Soğutma aralığı (dk)	Isıtma hızı (°C/dk)	Piştirme sıcaklığı (°C/ °F)	Bekletme zamanı (dk)	Isıtma hızı (°C/dk)	Piştirme sıcaklığı (°C/ °F)	Bekletme zamanı (dk)	Vakum 1 (°C/ °F)	Vakum2 (°C/ °F)	Uzun dönem soğutma (°C/ °F)
403/757	6:00	90/162	820/1508	0:10	30/54	840/1544	7:00	550/820 1022/1508	820/840 1508/1540	700/1292

Hazırlanan örnekler fırına yerleştirildi. (Şekil.3.7) Elde edilen örnekler üretici firmanın talimatları doğrultusunda (Programat P-310; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) fırınladı. (Şekil 3.8)



Şekil 3.7. Kristalizasyon için fırına yerleştirilen IPS e.max CAD ve IPS Empress CAD örnekler



Şekil 3.8. Örneklerin kristalizasyon fırınındaki görüntüleri

IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD cam seramik bloklardan 7x7 mm boyutlarında ve toplamda 120 adet (n=10) seramik lamina örnekleri hazırlandı.

Kristalizasyon işleminden sonra örneklerin su soğutması altında 200 ve 400 gritlik silikon karbid zımpara ile yüzey bitim işlemleri tamamlandı ve örneklerin son kalınlığı (0,6 mm) dijital kumpasla (Asimeto model 307-06-1, Canada) ölçülerek kontrol edildi. (Şekil 3.9)



Şekil 3.9. Hazırlanan örneklerin boyutlarının dijital kumpas yardımıyla kontrol edilmesi

3.4. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

2 farklı materyalden (IPS e.max CAD ve IPS Empress CAD) ve bu materyallerin 2 farklı yarı saydamlıktaki bloğundan (HT ve LT) elde edilen 120 adet örnek, her bir materyalden 10'ar tane örnek olacak şekilde rastgele 3 gruba ayrılarak farklı yüzey işlemleri uygulandı. Çalışmada bulunan gruplar ve uygulanan yüzey işlemleri Tablo 3.5'te gösterildi.

Tablo 3.5. Çalışmada kullanılan gruplar ve uygulanan yüzey işlemleri

Materyal	Yarı saydamlık	Yüzey işlemi	Grup
IPS e.max CAD	LT	Polisaj	Grup 1
		Nonfloresan glaze	Grup 2
		Floresan glaze	Grup 3
	HT	Polisaj	Grup 4
		Nonfloresan glaze	Grup 5
		Floresan glaze	Grup 6
IPS Empress CAD	LT	Polisaj	Grup 7
		Nonfloresan glaze	Grup 8
		Floresan glaze	Grup 9
	HT	Polisaj	Grup 10
		Nonfloresan glaze	Grup 11
		Floresan glaze	Grup 12

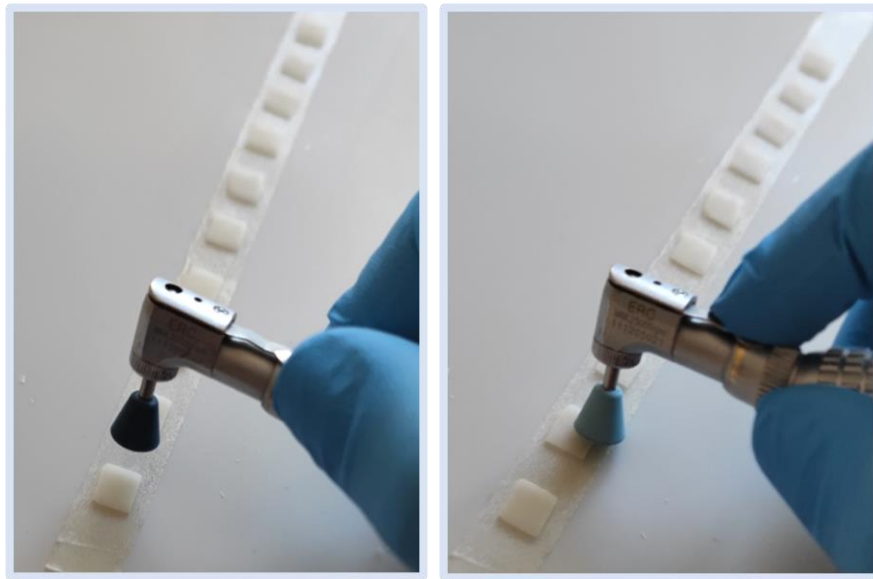
3.4.1. Örneklere Polisaj İşlemi Yapılması

Glaze işlemi öncesi IPS e.max CAD ve IPS Empress CAD örneklerin farklı yarı saydamlıktaki (HT ve LT) bloklarından rastgele 10 tanesi (toplam 40 adet) seçilerek kontrol grubu olarak ayrıldı ve örneklerin sadece bir yüzeylerine OptraGloss Assortment (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) polisaj kiti uygulanarak cila işlemi yapıldı. Polisaj işlemleri sırasında oluşacak aşınma ve süreleri standardize edebilmek amacıyla örnekler çift taraflı yapışkan bantla düz bir levhaya yapıştırıldı. (Şekil 3.10.)



Şekil 3.10. Levhaya yapıştırılmış olan örnekler

Polisaj işlemi üretici firmanın önerileri doğrultusunda 2 aşamalı olarak gerçekleştirildi. Birinci aşamada; (Ceramic Pre-Polishing) IPS e.max CAD ve IPS Empress CAD malzemelerin ön polisajı için kullanılan koyu mavi renkli kadeh ve disk şeklindeki bitirme lastikleri kullanıldı. İkinci aşamada ise, (Porcelain & Composite High-Shine Polishing) seramik ve kompozit rezin materyallerinde yüksek parlaklığa sahip yüzey elde etme amaçlı açık mavi renkli kadeh ve disk şeklindeki bitirme lastikleri kullanıldı. Tüm mekanik cila işlemleri üretici talimatları doğrultusunda önce açık renkli (Pre-polishig) bitirme lastikleri ile 60 sn, daha sonra ise koyu renkli (High-Shine Polishing) bitirme lastikleri ile 60 sn olmak üzere rotasyonel hareketlerle su soğutması altında 10.000 rpm’de yapıldı. (Şekil 3.11.)



Şekil 3.11. Örneklere polisaj işlemi yapılması

3.4.2. Örneklere floresan ve nonfloresan glaze işlemleri uygulanması

Floresan özellikteki glaze tozu (IPS Ivocolor Glaze FLUO, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve likiti (IPS Ivocolor mix liquid allround, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) homojen bir şekilde karıştırıldı. Elde edilen floresan özellikteki glaze materyali fırça yardımıyla IPS e.max CAD ve IPS Empress CAD örneklerin farklı yarı saydamlıktaki (HT ve LT) 10'ar tanesinin (toplam 40 adet) tek bir yüzeyine uygulandı. Glaze patı uygulanan örnekler üretici firmanın önerileri doğrultusunda fırınlanarak soğumaya bırakıldı.

Kullanılan floresan özellikteki glaze tozu, likiti ve uygulaması Şekil 3.12.'de gösterildi.



Şekil 3.12. Floresan glaze tozu, likiti ve uygulaması

Nonfloresan glaze tozu (IPS Ivocolor Glaze, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve likiti (IPS Ivocolor mix liquid allround, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) homojen bir şekilde karıştırıldı.

Elde edilen glaze materyali fırça yardımıyla IPS e.max CAD ve IPS Empress CAD örneklerin farklı yarı saydırlıkta (HT ve LT) 10'ar tanesinin (toplam 40 adet) tek bir yüzeyine uygulandı. Örnekler üretici firmanın önerileri doğrultusunda fırınlanarak soğumaya bırakıldı. (Tablo 3.6.) Kullanılan glaze tozu ve likidi ile karıştırılan glaze patının uygulaması Şekil 3.13.'te gösterildi.



Şekil 3.13. Nonfloresan glaze tozu, likiti ve uygulaması

Tablo 3.6. IPS e.max CAD ve IPS Empress CAD örneklerin glaze işlemi sırasında uygulanması gereken parametreler

	Bekleme sıcaklığı B [°C/°F]	Kapanış Saati S [min]	Isıtma Hızı t °C/min	Ateşleme Sıcaklığı T [°C]	Bekleme Süresi H [min]	Vakum 1 V ₁ [°C]	Vakum 2 V ₂ [°C]
IPS e.max CAD	403/757	6	60/108	710/1310	1	450/842	709/1308
IPS Empress CAD	403/757	6	60/108	710/1310	1	450/842	709/1308

Örnekler yüzey bitirme işlemleri tamamlandıktan sonra ultrasonik temizleme cihazında distile su içerisinde 10 dk temizlendi. (Şekil 3.14.)



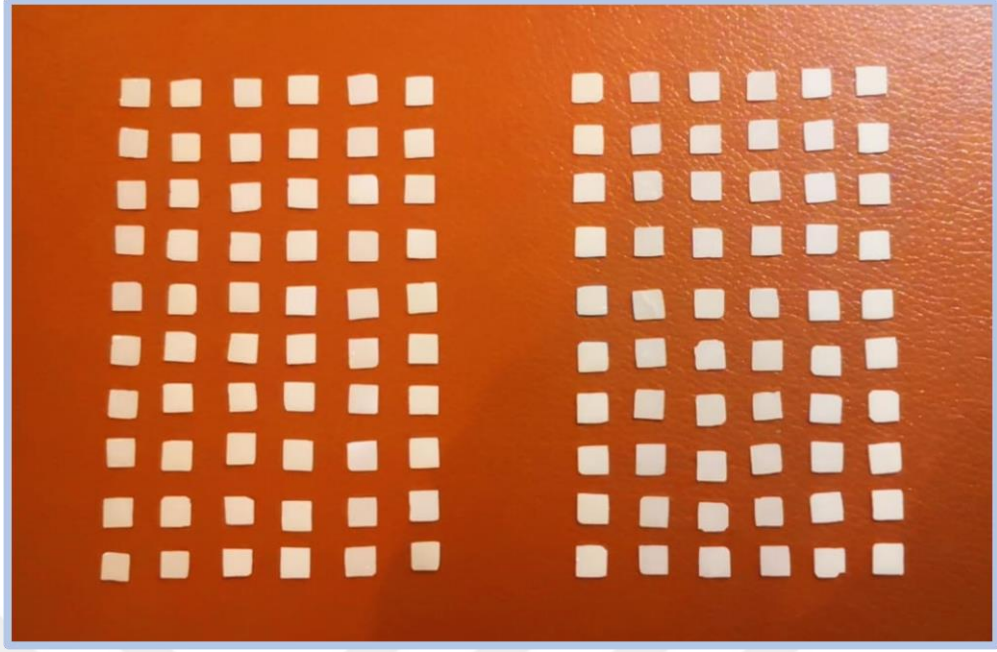
Şekil 3.14. Çalışmada kullanılan ultrasonik temizleme cihazı

Glaze işleminde kullanılan floresan ve nonfloresan özellikteki glaze tozlarının UV (365 nm 6W) ışık altındaki görüntüleri Şekil 3.15. de gösterilmiştir.



Şekil 3.15. Floresan ve nonfloresan özellikteki glaze tozlarının UV ışığı altındaki görünümü

Çalışmada kullanılan tüm IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD örnekler Şekil 3.16.'da gösterildi.



Şekil 3.16. Çalışmada kullanılan tüm örnekler

3.5. Dijital Spektrofotometre ile Renk Ölçümlerinin Yapılması

Her gruptaki 10 örnek numaralandırıldı ve örneklerin L^* , a^* , b^* değerleri ölçümü polisaj ve glaze işlemleri öncesinde (L_1^* , a_1^* , b_1^*) ve sonrasında (L_2^* , a_2^* , b_2^*) nötral gri renge sahip platform üzerinde Vita Easy Shade (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) spektrofotometresi ile yapıldı.

1. Ölçüm: Yüzey işlemleri öncesi örneklerin Vita renkleri, L_1^* , a_1^* , b_1^* , C_1 ve H_1 değerleri ölçülerek kaydedildi.

2. Ölçüm: Polisaj, floresan ve nonfloresan glaze işlemlerine tabi tutulan örneklerde yeniden ölçüm yapılarak, L_2^* , a_2^* , b_2^* , C_2 ve H_2 değerleri kaydedildi.

Glaze ve polisaj işlemleri öncesinde ve sonrasında tüm örneklerin rengi nötral gri arka plan üzerinde, her bir örneğin merkezinden 3 kez ölçülerek ortalamaları hesaplandı ve tüm ölçümler işlem öncesi ve sonrası aynı örnekten alındı.



Şekil 3.17. Örneklerin renk ölçümü ve spektrofotometrenin kalibrasyonu

Ölçümler cihazın optik ucu yere paralel, örnekler ise dik tutularak gerçekleştirildi. Cihaz her ölçüm öncesi kalibre edildi. Her bir örneğin yüzey işlemi öncesi ölçülen L_1^* , a_1^* , b_1^* değerleri ve yüzey işlemleri sonrası ölçülen L_2^* , a_2^* , b_2^* değerleri kullanılarak CIEDE2000 formülü ile ΔE_{00} değerleri hesaplandı. Daha sonra tüm alt grupların final renklerine ait ortalama L^* , a^* , b^* değerleri hesaplanarak alt gruplar içerisindeki her bir yüzey işlemi çifti arasındaki renk farklılıkları (ΔE_{00}) hesaplanmıştır.

CIEDE2000 renk farkı (ΔE_{00}) formülü:

$$\Delta E_{00} = [(\Delta L' / K_L S_L)^2 + (\Delta C' / K_C S_C)^2 + (\Delta H' / K_H S_H)^2 + R_T (\Delta C' / K_C S_C) (\Delta H' / K_H S_H)]^{1/2}$$

Burada $\Delta L'$, $\Delta C'$ ve $\Delta H'$ CIEDE2000'deki bir çift örnek için parlaklık, doygunluk ve renk tonlarındaki farklılıklardır. R_T ise mavi bölgedeki doygunluk ve ton farklılıkları arasındaki etkileşimi belirtmektedir.¹³¹

Ağırlıklandırma fonksiyonları, S_L , S_C , S_H , L , a , b koordinatlarındaki renk farkı çiftinin konumundaki varyasyon için toplam renk farkını ayarlar. Parametrik faktörler, K_L , K_C , K_H , deneysel koşullar için düzeltme terimleridir.⁹¹

Örneklerin UV ışık altında (6W 365 nm) fotoğraf makinası (Canon EF 100 f/2.8 MacroUSM; Canon) ile görüntüleri alınmıştır. Örneklerin doğal ışık altında görüntüleri, güneşli bir günde öğle vakti aynı fotoğraf ayarları düzenlenerek alınmıştır.

3.6. İstatistiksel Analiz

Tüm örneklerin L^* , a^* , b^* değerleri ölçümleri yüzey işlemlerinden önce ve sonra gri arka plan üzerinde yapıldı ve elde edilen parametreler kaydedildi.

Örnek sayısının belirlenmesi Güç analizi (G Power 3.1.9.2 for Windows, Microsoft Corporation, USA) ($\text{Power}=80$, $\alpha=0.05$, $f=0.40$) ile, verilerin analizi ise IBM SPSS Statistics v. 26 (IBM, Armonk, NY, USA) programı ile yapıldı. Sayısal değişkenlerde normal dağılım Kolmogrov Smirnov testiyle hesaplanarak bulunmuştur. Çalışmada kullanılan materyal tipi, yarı saydamlık ve yüzey işlemlerinin renk değişimleri üzerindeki etkisi $2 \times 2 \times 3$ faktöriyel düzende Varyans analizi (ANOVA) ile incelenmiştir. Gruplar arasındaki farklılığın karşılaştırılmasında Post Hoc testleri (Benferroni) kullanılmıştır. Tüm çalışmada anlamlılık düzeyleri 0,05 ve 0,01 değerleri dikkate alınarak gerçekleştirilmiştir.

4. BULGULAR

Tüm örnekler için yüzey işlemleri öncesinde ölçülen L_1 , a_1 , b_1 değerleri ve işlemler sonrasında ölçülen L_2 , a_2 , b_2 değerleri kaydedilmiş olup bu değerler kullanılarak ΔL^* , Δa^* , Δb^* ve ΔE_{00} değerleri hesaplanmıştır. Ayrıca tüm grupların final renklerine ait L^* , a^* , b^* değerlerin ortalamaları kullanılarak gruplar arası ΔE_{00} değerleri de hesaplanmıştır.

4.1. ΔL^* Değerleri

Materyal tipi, yarı saydamlık ve yüzey işlemlerine göre ΔL^* (L_1-L_2) değerlerinin faktöriyel varyans analizi sonuçları Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Materyal Tipi, Yarı Saydamlık ve Yüzey İşlemlerine Göre ΔL^* Değerlerinin Anova Sonuçları

	sd	Kareler ortalaması	F	p
Materyal tipi	1	2,103	13,063	0,000**
Yarı saydamlık	1	3,861	23,982	0,000**
Yüzey işlemleri	2	2,715	16,862	0,000**
Materyal tipi * Yarı saydamlık	1	0,073	0,452	0,503
Materyal tipi * Yüzey işlemi	2	0,799	4,963	0,009**
Yarı saydamlık * Yüzey işlemi	2	0,405	2,519	0,085
Materyal tipi * Yarı saydamlık * Yüzey işlemi	2	0,364	2,261	0,109
Hata	108	0,161		

sd: Serbestlik Derecesi, * $p<0,05$, ** $p<0,01$

Yapılan varyans analizi sonuçları incelendiğinde;

Materyal tipine göre ΔL^* değerlerindeki değişimin önemli olduğu görülmüştür ($p<0,01$). IPS e.max ortalaması $1,20 \pm 0,49$ iken, IPS Empress ortalaması ise $0,94 \pm 0,52$ 'dir. IPS Empress ortalamasının IPS e.max ortalamasından düşük olduğu görülmüştür.

Yarı saydamlığa göre ΔL^* değerlerindeki değişim önemlidir ($p<0,01$). LT ortalaması $0,89 \pm 0,49$ iken, HT ortalaması $1,25 \pm 0,49$ 'dur. LT ortalamasının HT ortalamasından düşük olduğu görülmüştür.

Yüzey işlemlerine göre ΔL^* değerlerindeki değişimin önemli olduğu görülmüştür ($p<0,01$). Polisaj ortalaması $0,78 \pm 0,33$, floresan glaze ortalaması $1,28 \pm 0,54$ ve nonfloresan glaze ortalaması ise $1,15 \pm 0,53$ bulunmuştur. Polisaj ortalaması ΔL^* değerleri, floresan glaze ve nonfloresan glaze ΔL^* değerlerinden düşük olduğu görülmüştür.

Gruplar arası ikili interaksiyonlar değerlendirildiğinde ise materyal tipi-yarı saydamlı, yarı saydamlık-yüzey işlemleri etkileşimlerinin ΔL^* değerleri üzerindeki ortak etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edilmiştir- ($p>0,05$).

Materyal tipi ve yüzey işlemleri etkileşiminin ise ΔL^* değerleri üzerindeki ortak etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmektedir ($p<0,01$).

Materyal tipi, yarı saydamlık ve yüzey işlemlerinin üçlü interaksiyonları incelendiğinde ΔL^* değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların olmadığı tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Materyal tipi, yarı saydamlık ve yüzey işlemlerine göre ΔL^* değerlerinin karşılaştırılması yapılmış olup, Tablo 4.2'de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Materyal Tipi, Yarı Saydamlık ve Yüzey İşlemlerine Göre ΔL^* Ortalama ve Standart Sapma Değerleri

Materyal tipi	Yarı saydamlık	Yüzey işlemleri	Ort.	Std. Sapma	N
IPS e.max CAD	LT	Polisaj	0,55	0,24	10
		Floresan glaze	1,38	0,33	10
		Nonfloresan glaze	1,04	0,46	10
		Toplam	0,99	0,49	30
	HT	Polisaj	1,02	0,16	10
		Floresan glaze	1,76	0,30	10
		Nonfloresan glaze	1,43	0,29	10
		Toplam	1,40	0,39	30
	Total	Polisaj	0,79	0,31	20
		Floresan glaze	1,57	0,36	20
		Nonfloresan glaze	1,24	0,43	20
		Toplam	1,20 ^a	0,49	60
IPS Empress CAD	LT	Polisaj	0,59	0,36	10
		Floresan glaze	1,04	0,33	10
		Nonfloresan glaze	0,70	0,61	10
		Toplam	0,78	0,47	30
	HT	Polisaj	0,94	0,26	10
		Floresan glaze	0,95	0,71	10
		Nonfloresan glaze	1,38	0,43	10
		Toplam	1,10	0,53	30
	Total	Polisaj	0,77	0,36	20
		Floresan glaze	0,99	0,54	20
		Nonfloresan glaze	1,07	0,61	20
		Toplam	0,94 ^b	0,52	60
Toplam	LT	Polisaj	0,57	0,30	20
		Floresan glaze	1,21	0,37	20
		Nonfloresan glaze	0,88	0,55	20
		Toplam	0,89 ^a	0,49	60
	HT	Polisaj	0,98	0,22	20
		Floresan glaze	1,32	0,67	20
		Nonfloresan glaze	1,40	0,36	20
		Toplam	1,25 ^b	0,49	60
	Total	Polisaj	0,78 ^a	0,33	40
		Floresan glaze	1,28 ^b	0,54	40
		Nonfloresan glaze	1,15 ^b	0,53	40
		Toplam	1,07	0,52	120

a,b: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

L^* değeri tüm gruplarda işlem sonrasında azalmış ve örnek renkleri koyulaşmıştır.

4.2. Δa^* Değerleri

Materyal tipi, yarı saydamlık ve yüzey işlemlerine göre Δa^* (a_1 - a_2) değerlerinin faktöriyel varyans analizi Tablo 4.3.'te gösterilmiştir.

Tablo 4.3. Materyal Tipi, Yarı Saydamlık ve Yüzey İşlemlerine Göre Δa^* Değerlerinin Anova Sonuçları

	sd	Kareler ortalaması	F	p
Materyal tipi	1	0,05	1,715	0,193
Yarı saydamlık	1	0,014	0,468	0,495
Yüzey işlemi	2	2,214	75,858	0,000**
Materyal tipi * Yarı saydamlık	1	0,068	2,329	0,130
Materyal tipi * Yüzey işlemi	2	0,046	1,593	0,208
Yarı saydamlık * Yüzey işlemi	2	0,029	0,992	0,374
Materyal tipi * Yarı saydamlık * Yüzey işlemi	2	0,271	9,284	0,000**
Hata	108	0,029		

sd: Serbestlik Derecesi, * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$

Materyal tipine göre Δa^* değerlerindeki değişimin istatistiksel olarak önemli olmadığı görülmüştür ($p > 0,05$). IPS e.max ortalaması $-0,17 \pm 0,29$ iken, IPS Empress ortalaması $-0,13 \pm 0,24$ dür.

Yarı saydamlığa göre Δa değerlerindeki değişimin istatistiksel olarak önemli olmadığı görülmüştür ($p > 0,05$). LT ortalaması $-0,16 \pm 0,28$ iken, HT ortalaması $-0,15 \pm 0,25$ 'dir. Yüzey işlemlerine göre Δa^* değerlerindeki değişimin önemli olduğu görülmüştür ve tüm Δa^* değerlerinin birbirinden istatistiksel olarak önemli farkları olduğu tespit edilmiştir ($p < 0,01$). Polisaj ortalaması $0,11 \pm 0,16$, floresan glaze ortalaması $-0,22 \pm 0,21$ ve nonfloresan glaze ortalaması ise $-0,35 \pm 0,19$ bulunmuştur.

Gruplar arası ikili interaksiyonlar değerlendirildiğinde ise materyal tipi-yarı saydamlık, materyal tipi-yüzey işlemi, yarı saydamlık ve yüzey işlemi etkileşimlerinin Δa^* değerleri üzerindeki ortak etkisinin istatistiksel olarak önemli olmadığı görülmüştür ($p > 0,05$).

Materyal tipi, yarı saydamlık ve yüzey işlemlerinin üçlü interaksiyonları incelendiğinde Δa^* değerleri üzerindeki ortak etkisinin anlamlı olduğu bulunmuştur ($p < 0,01$).

Tablo 4.4. Materyal Tipi, Yarı Saydamlık ve Yüzey İşlemlerine Göre Δa^* Ortalama ve Standart Sapma Değerleri

Materyal tipi	Yarı Saydamlık	Yüzey işlemleri	Ort.	Std. Sapma	N
IPS e.max	LT	Polisaj	0,11	0,20	10
		Floresan glaze	-0,38	0,19	10
		Nonfloresan glaze	-0,36	0,30	10
		Toplam	-0,21	0,32	30
	HT	Polisaj	0,09	0,12	10
		Floresan glaze	-0,18	0,22	10
		Nonfloresan glaze	-0,32	0,19	10
		Toplam	-0,14	0,25	30
	Toplam	Polisaj	0,10	0,16	20
		Floresan glaze	-0,28	0,23	20
		Nonfloresan glaze	-0,34	0,24	20
		Toplam	-0,17 ^a	0,29	60
IPS Empress	LT	Polisaj	0,03	0,17	10
		Floresan glaze	-0,03	0,13	10
		Nonfloresan glaze	-0,36	0,13	10
		Toplam	-0,11	0,22	30
	HT	Polisaj	0,20	0,07	10
		Floresan glaze	-0,29	0,09	10
		Nonfloresan glaze	-0,35	0,10	10
		Toplam	-0,15	0,26	30
	Total	Polisaj	0,12	0,15	20
		Floresan glaze	-0,16	0,17	20
		Nonfloresan glaze	-0,36	0,11	20
		Toplam	-0,13 ^a	0,24	60
Toplam	LT	Polisaj	0,07	0,19	20
		Floresan glaze	-0,20	0,24	20
		Nonfloresan glaze	-0,36	0,23	20
		Toplam	-0,16 ^a	0,28	60
	HT	Polisaj	0,14	0,11	20
		Floresan glaze	-0,24	0,18	20
		Nonfloresan glaze	-0,34	0,15	20
		Toplam	-0,15 ^a	0,25	60
	Total	Polisaj	0,11 ^a	0,16	40
		Floresan glaze	-0,22 ^b	0,21	40
		Nonfloresan glaze	-0,35 ^c	0,19	40
		Toplam	-0,15	0,27	120

a,b: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

Polisaj yapılan gruplarda a^* değeri azalarak renkler yeşile, glaze yapılan gruplarda ise tam tersi şekilde a^* değerleri artarak renkler daha kırmızıya doğru kaymıştır.

4.3. Δb^* Değerleri

Materyal tipi, yarı saydamlık ve yüzey işlemlerine göre Δb^* (b_1-b_2) faktöriyel Varyans analizi sonuçları Tablo 4.5’de, Δb^* ortalama ve standart sapma değerleri ise Tablo 4.6.’da gösterilmiştir.

Tablo 4.5. Materyal Tipi, Yarı Saydamlık ve Yüzey İşlemlerine Göre Δb^* Değerlerinin Anova Sonuçları

	Kareler toplamı	sf	Kareler ortalaması	F	p
Materyal tipi	0,17	1	0,17	1,073	0,303
Yarı saydamlık	6,16	1	6,16	38,772	0,000**
Yüzey işlemi	2,97	2	1,485	9,347	0,000**
Materyal tipi*Yarı saydamlık	0,002	1	0,002	0,011	0,918
Materyal tipi*Yüzey işlemi	1,995	2	0,997	6,277	0,003**
Yarı saydamlık*Yüzey işlemi	0,133	2	0,066	0,418	0,659
Materyal tipi*Yarı saydamlık*Yüzey işlemi	1,748	2	0,874	5,502	0,005**
Hata	17,158	108	0,159		

sd: Serbestlik Derecesi, * $p<0,05$, ** $p<0,01$

Materyal tipine göre Δb değerlerindeki değişimin istatistiksel olarak önemli olmadığı görülmüştür ($p>0,05$). IPS e.max ortalaması $0,72 \pm 0,45$ iken, IPS Empress ortalaması $0,63 \pm 0,55$ ’dir. IPS Empress ortalamasının IPS e.max ortalamasından düşük olmasına rağmen aradaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmamıştır.

Yarı saydamlığa göre Δb değerlerindeki değişimin önemli olduğu görülmüştür ($p<0,01$). LT ortalaması $0,90 \pm 0,52$ iken, HT ortalaması $0,46 \pm 0,37$ ’dir. LT ortalamasının HT ortalamasından yüksek olduğu görülmüştür.

Yüzey işlemlerine göre Δb değerlerindeki değişimin önemli olduğu görülmüştür ($p<0,01$). Polisaj ortalaması $0,46 \pm 0,40$, floresan glaze ortalaması $0,81 \pm 0,55$ ve nonfloresan glaze ortalaması ise $0,75 \pm 0,48$ bulunmuştur. Polisaj ortalaması Δb değerleri, floresan glaze ve nonfloresan glaze Δb değerlerinden düşüktür.

Tüm gruplarda işlem sonrası b* değeri artmıştır ve örneklerin renkleri sarıya doğru kaymıştır.

Tablo 4.6. Materyal Tipi, Yarı saydamlık ve Yüzey İşlemlerine Göre Δb^* Ortalama ve Standart Sapma Değerleri

Materyal tipi	Yarı saydamlık	Yüzey işlemleri	Ort.	Std. Sapma	N
IPS e.max Empress	LT	Polisaj	-0,90	0,35	10
		Floresan glaze	-1,24	0,33	10
		Nonfloresan glaze	-0,71	0,38	10
		Toplam	-0,95	0,41	30
	HT	Polisaj	-0,22	0,30	10
		Floresan glaze	-0,69	0,34	10
		Nonfloresan glaze	-0,55	0,29	10
		Toplam	-0,49	0,36	30
	Toplam	Polisaj	-0,56	0,47	20
		Floresan glaze	-0,97	0,43	20
		Nonfloresan glaze	-0,63	0,34	20
		Toplam	-0,72 ^a	0,45	60
IPS e.max Empress	LT	Polisaj	-0,40	0,20	10
		Floresan glaze	-0,92	0,75	10
		Nonfloresan glaze	-1,28	0,45	10
		Toplam	-0,85	0,62	30
	HT	Polisaj	-0,32	0,38	10
		Floresan glaze	-0,39	0,32	10
		Nonfloresan glaze	-0,55	0,44	10
		Toplam	-0,42	0,38	30
	Total	Polisaj	-0,36	0,30	20
		Floresan glaze	-0,66	0,63	20
		Nonfloresan glaze	-0,88	0,57	20
		Toplam	-0,63 ^a	0,55	60
Toplam	LT	Polisaj	-0,65	0,38	20
		Floresan glaze	-1,08	0,59	20
		Nonfloresan glaze	-0,98	0,50	20
		Toplam	-0,90 ^a	0,52	60
	HT	Polisaj	-0,27	0,34	20
		Floresan glaze	-0,54	0,36	20
		Nonfloresan glaze	-0,55	0,36	20
		Toplam	-0,46 ^b	0,37	60
	Total	Polisaj	-0,46 ^a	0,40	40
		Floresan glaze	-0,81 ^b	0,55	40
		Nonfloresan glaze	-0,75 ^b	0,48	40
		Toplam	-0,68	0,50	120

a,b: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

Gruplar arası ikili interaksiyonlar değerlendirildiğinde materyal tipi-yarı saydamlık ve yarı saydamlık-yüzey işlemleri etkileşimlerinin Δb^* değerleri üzerindeki ortak etkisinin istatistiksel olarak önemli olmadığı görülmüştür. ($p>0,05$). Materyal tipi-yüzey işlemi etkileşimlerinin Δb değerleri üzerindeki ortak etkisinin ise istatistiksel olarak önemli olduğu bulunmuştur ($p<0,01$).

Materyal tipi, yarı saydamlık ve yüzey işlemlerinin üçlü interaksiyonları incelendiğinde Δb^* değerleri üzerindeki ortak etkisi önemli bulunmuştur ($p<0,01$).

4.4. ΔE_{00} Değerleri

Çalışmada kullanılan materyal tipi, yarı saydamlık ve yüzey işlemlerinin uygulamaları sonucu yüzey işlemleri öncesi ve sonrasında elde edilen L^* , a^* , b^* değerlerinden CIEDE2000 formülü kullanılarak ΔE_{00} değerleri elde edilmiştir. Materyal tipi, yarı saydamlık ve yüzey işlemlerine göre ΔE_{00} değerlerinin faktöriyel varyans analizi sonuçları Tablo 4.7.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.7. Materyal Tipi, Yarı Saydamlık ve Yüzey İşlemlerine Göre ΔE_{00} Değerlerinin Anova Sonuçları

	sd	Kareler ortalaması	F	p
Materyal tipi	1	0,827	36,90	0,000**
Yarı saydamlık	1	0,298	13,277	0,000**
Yüzey işlemleri	2	3,344	149,11	0,000**
Materyal Tipi *Yarı saydamlık	1	0,021	0,952	0,331
Materyal tipi*Yüzey işlemi	2	0,314	14,014	0,000**
Yarı saydamlık*Yüzey işlemi	2	0,01	0,437	0,647
Materyal tipi*Yarı saydamlık*Yüzey İşlemi	2	0,043	1,899	0,155
Hata	108	0,022		

sd: Serbestlik Derecesi, * $p<0,05$, ** $p<0,01$

Yarı saydamlığa göre ΔE_{00} değerlerindeki değişimin önemli olduğu görülmüştür ($p<0,01$). LT ortalaması $1,04 \pm$ iken, HT ortalaması $1,14 \pm$ 'tür. LT ortalamasının HT ortalamasından düşük olduğu görülmüştür.

Yüzey işlemlerine göre ΔE_{00} değerlerindeki değişimin önemli olduğu görülmüştür ($p<0,01$). Polisaj ortalaması $0,76 \pm 0,15$, floresan glaze ortalaması $1,32 \pm 0,26$ ve floresan glaze ortalaması ise $1,24 \pm 0,14$ bulunmuştur. Polisaj grubu ortalama ΔE_{00} değerinin, floresan glaze ve nonfloresan glaze gruplarının ΔE_{00} değerlerinden düşük olduğu görülmüştür.

Materyal tipine göre ΔE_{00} değerlerindeki değişimin önemli olduğu görülmüştür ($p<0,01$). IPS e.max ortalaması $1,17 \pm 0,31$ iken, IPS Empress ortalaması $1,01 \pm 0,28$ 'dir. IPS Empress ortalamasının IPS e.max ortalamasından düşük olduğu görülmüştür.

Gruplar arası ikili interaksiyonlar incelendiğinde ise ΔE_{00} değerleri üzerinde;

Materyal tipi-yarı saydamlık, yüzey işlemi-yarı saydamlık etkileşimlerinin ortak etkisinin istatistiksel olarak önemli olmadığı görülmüştür ($p>0,05$). Materyal tipi-yüzey işlemi etkileşimlerinin ise ($p<0,01$) istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmektedir.

Materyal tipi, yarı saydamlık ve yüzey işlemlerinin üçlü interaksiyonları incelendiğinde ($p>0,05$) istatistiksel olarak önemli farklılıkların olmadığı görülmektedir.

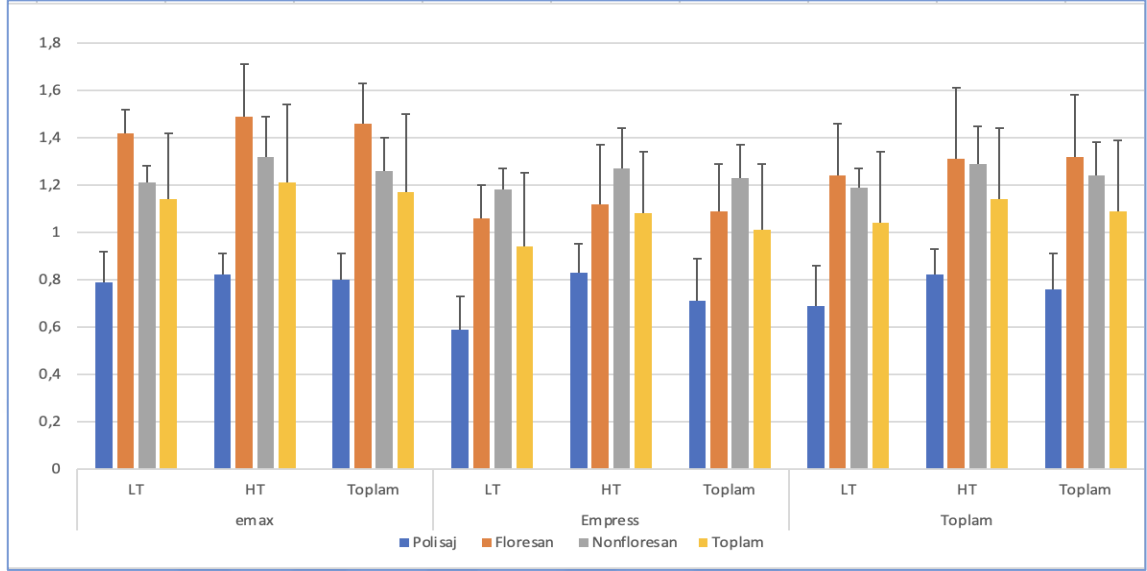
Materyal tipi, yarı saydamlık ve yüzey işlemlerine göre ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılması yapılmış olup, Tablo 4.8'de gösterilmiştir.

Tablo 4.8 Materyal Tipi, Yarı Saydımlık ve Yüzey İşlemlerine Göre ΔE_{00} Ortalama ve Standart Sapma Değerleri

Materyal tipi	Yarı Saydımlık	Yüzey işlemleri	Ort.	Std. Sapma	N
IPS e.max	LT	Polisaj	0,79	0,13	10
		Floresan glaze	1,42	0,10	10
		Nonfloresan glaze	1,21	0,07	10
		Toplam	1,14	0,28	30
	HT	Polisaj	0,82	0,09	10
		Floresan glaze	1,49	0,22	10
		Nonfloresan glaze	1,32	0,17	10
		Toplam	1,21	0,33	30
	Toplam	Polisaj	0,80	0,11	20
		Floresan glaze	1,46	0,17	20
		Nonfloresan glaze	1,26	0,14	20
		Toplam	1,17 ^a	0,31	60
IPS Empress	LT	Polisaj	0,59	0,14	10
		Floresan glaze	1,06	0,14	10
		Nonfloresan glaze	1,18	0,09	10
		Toplam	0,94	0,29	30
	HT	Polisaj	0,83	0,12	10
		Floresan glaze	1,12	0,25	10
		Nonfloresan glaze	1,27	0,17	10
		Toplam	1,08	0,26	30
	Total	Polisaj	0,71	0,18	20
		Floresan glaze	1,09	0,20	20
		Nonfloresan glaze	1,23	0,14	20
		Toplam	1,01 ^b	0,28	60
Toplam	LT	Polisaj	0,69	0,17	20
		Floresan glaze	1,24	0,22	20
		Nonfloresan glaze	1,19	0,08	20
		Toplam	1,04 ^a	0,30	60
	HT	Polisaj	0,82	0,11	20
		Floresan glaze	1,31	0,30	20
		Nonfloresan glaze	1,29	0,16	20
		Toplam	1,14 ^b	0,30	60
	Total	Polisaj	0,76 ^a	0,15	40
		Floresan glaze	1,32 ^b	0,26	40
		Nonfloresan glaze	1,24 ^b	0,14	40
		Toplam	1,09	0,30	120

a,b: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

Materyal tipi, yarı saydamlık ve yüzey işlemlerine göre ΔE_{00} değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri Şekil 4.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Materyal tipi, yarı saydamlık ve yüzey işlemlerine göre ΔE_{00} değerlerinin ortalama ve standart sapma grafiği

Elde edilen final renklerine ait ortalama L^* , a^* , b^* değerleri kullanılarak aynı materyal ve yarı saydamlığa sahip grupların farklı yüzey işlemi alt grupları arasında CIEDE2000 formülü kullanılarak ΔE_{00} değerleri hesaplandı.

Yüzey işlemleri sonrası gruplara ait ortalama L^* , a^* , b^* değerleri ve standart sapmaları Tablo 4.9.'da, test edilen edilen farklı gruplar için hesaplanan renk farkı değerleri Tablo 4.10.'da gösterildi.

Tablo 4.9. Yüzey işlemleri sonrası gruplara ait ortalama L*, a*, b* değerleri ve standart sapmaları

Materyal	Yarı Say.	Yüzey İşlemi	Ortalama $\pm$ S.S L*	Ortalama $\pm$ S.S a*	Ortalama $\pm$ S.S b*
IPS e.max CAD	LT	P	80,82 $\pm$ 0,64	-1,32 $\pm$ 0,12	11,75 $\pm$ 0,78
		FG	79,33 $\pm$ 0,76	-0,63 $\pm$ 0,23	12,66 $\pm$ 0,51
		NG	79,91 $\pm$ 0,65	-1,02 $\pm$ 0,37	12,33 $\pm$ 0,76
	HT	P	76,9 $\pm$ 1,46	-1,51 $\pm$ 0,07	2,86 $\pm$ 0,46
		FG	75,36 $\pm$ 1,23	-1,26 $\pm$ 0,10	3,18 $\pm$ 0,47
		NG	75,65 $\pm$ 2,05	-1,37 $\pm$ 0,29	3,10 $\pm$ 0,71
IPS Empress CAD	LT	P	81,31 $\pm$ 0,88	-0,14 $\pm$ 0,08	12,96 $\pm$ 0,50
		FG	79,9 $\pm$ 1,25	-0,06 $\pm$ 0,10	12,67 $\pm$ 0,29
		NG	80,26 $\pm$ 1,18	-0,12 $\pm$ 0,06	12,66 $\pm$ 0,43
	HT	P	77,35 $\pm$ 0,76	-0,69 $\pm$ 0,08	6,46 $\pm$ 0,56
		FG	75,67 $\pm$ 1,11	-0,70 $\pm$ 0,15	6,56 $\pm$ 0,81
		NG	76,35 $\pm$ 0,76	-0,41 $\pm$ 0,15	6,4 $\pm$ 0,77

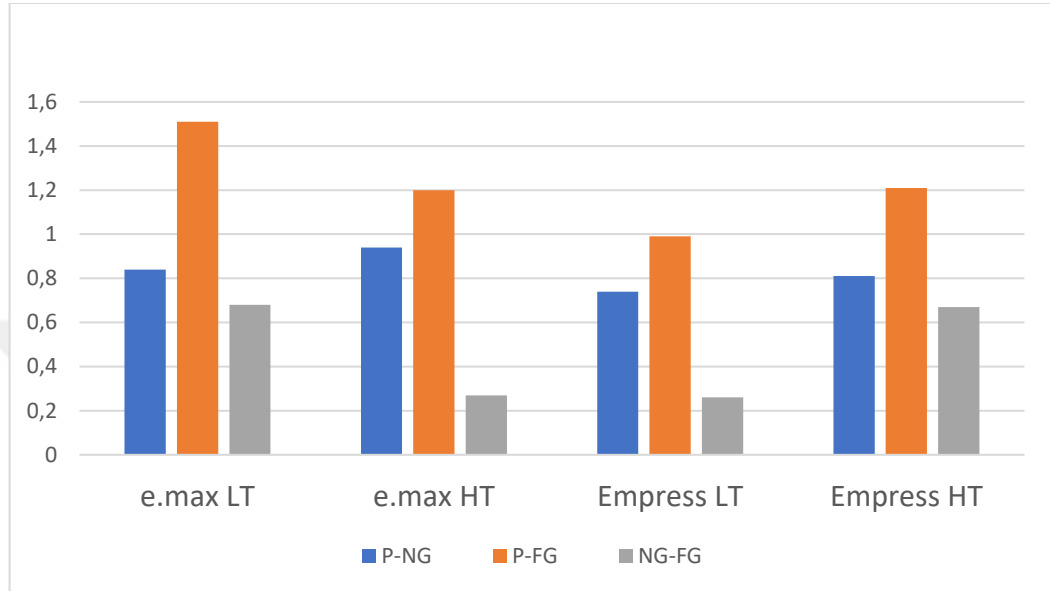
P:Polisaj, FG: Floresan Glaze, NG: Nonfloresan Glaze

Tablo 4.10. Test edilen farklı gruplar için hesaplanan renk farkı değerleri

Materyal	Yarı Saydamlık	Renk farkı ölçülen gruplar	ΔE_{00}
IPS e.max CAD	LT	P-NG	0,84
		P-FG	1,51
		NG-FG	0,68
	HT	P-NG	0,94
		P-FG	1,2
		NG-FG	0,27
IPS Empress CAD	LT	P-NG	0,74
		P-FG	0,99
		NG-FG	0,26
	HT	P-NG	0,82
		P-FG	1,21
		NG-FG	0,64

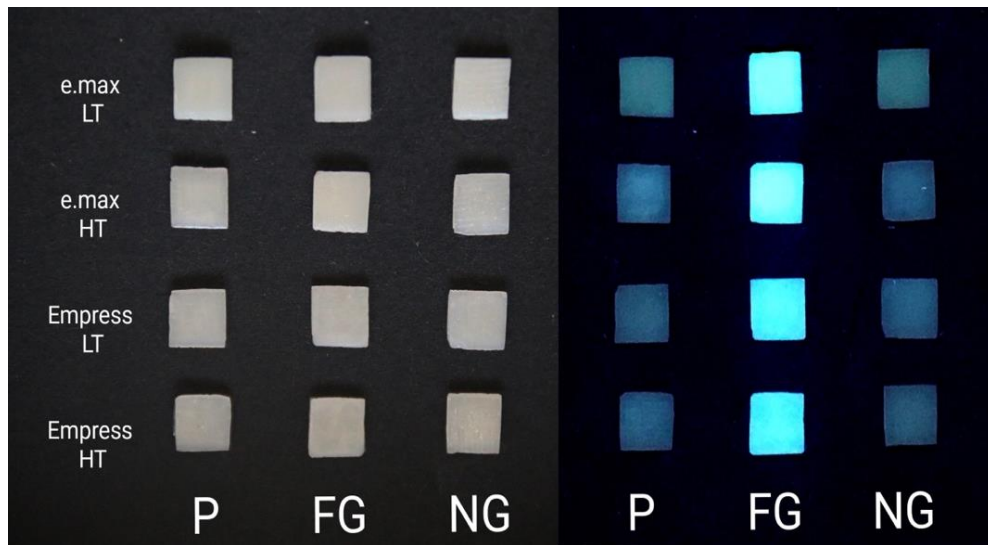
P: Polisaj, FG: Floresan Glaze, NG: Nonfloresan Glaze

Gruplar içerisinde hesaplanan ΔE_{00} değerleri incelendiğinde değerler 0,27-1,51 arasında değişmiştir. Gruplar içerisinde en büyük renk farkı P-FG grupları arasında en az renk farkı ise NG-FG grupları arasında bulunmuştur.



Şekil 4.2. Gruplar arasında hesaplanan ΔE_{00} değerleri

Örneklerin UV ışığı (6W 365 nm) altında fotoğraf makinasıyla (Canon EF 100 f/2.8 MacroUSM; Canon) alınan görüntülerinde floresan glaze uygulanan örneklerin önemli ölçüde daha yüksek floresan yoğunluğu sergilediği görülmüştür. (Şekil 4.3)



Şekil 4.3. Örneklerin gün ışığı ve UV ışık altındaki görüntüleri

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında 2 farklı CAD/CAM cam seramik materyalinin (IPS e.max CAD ve IPS Empress CAD), farklı yarı saydamlığa sahip örneklerine (LT ve HT), farklı yüzey işlemleri (polisaj, floresan glaze ve nonfloresan glaze) uygulanması sonucu meydana gelen renk değişimi incelendi, materyallerin final renklerine ait ortalama L*, a*, b* değerleri kullanılarak alt gruplar içerisinde her bir yüzey çifti arasındaki renk farklılıkları karşılaştırıldı.

Yapılan bu çalışmanın sonuçlarına göre;

1. Uygulanan farklı yüzey işlemleri sonrası materyallerde meydana gelen renk değişimi glaze işlemi uygulanan gruplarla polisaj yapılan grup arasında anlamlı farklılıklar görüldü ($p<0,01$).

2. Farklı yarı saydamlıktaki materyaller arasındaki renk değişim miktarı arasında anlamlı farklılıklar görüldü ($p<0,01$).

3. Materyal tipine göre değerlendirme yapıldığında farklı materyaller arasında renk değişim miktarında anlamlı fark olduğu görüldü ($p<0,01$).

Bu sebeple CAD/CAM cam seramik materyallerinin renk değişimi üzerinde materyal tipi, yarı saydamlık seviyesi ve uygulanan yüzey işlemlerinin anlamlı bir farklılık oluşturmayacağı yönündeki H0 hipotezimiz reddedilmiştir.

Protetik diş hekimliğinde estetik ve restoratif ihtiyaçlara olan talep, çeşitli tedavi seçeneklerinin geliştirilmesine neden olmuştur. Estetik açıdan hastaların doğal dişlere benzer restorasyonlar istemesi nedeniyle günümüzde tam seramik restorasyonların kullanımı artmıştır.¹⁵⁵ Tam seramik restorasyonlar metal içermediklerinden alerjik reaksiyon ve korozyona sebep olmamaları, diş etinde daha az renk değişikliği meydana

getirmeleri ve plak oluşumunun az olması gibi biyouyumlu özelliklerinin yanında renk ve ışık geçirgenliği açısından da pek çok estetik avantaja sahiptir.^{39,156}

Laminate veneer restorasyonlar özellikle ön bölgede daha estetik ve daha konservatif tedaviler için popüler bir seçenek haline gelmiştir.¹⁵⁷ Günümüzde lamina restorasyonlar pek çok farklı teknik kullanılarak üretilebilmektedir.²³ Bu tekniklerden biri olan CAD/CAM yönteminde; üretilecek restorasyonların tasarlanması ve gerekli parametrelerin belirlenmesi CAD yazılımı ile sağlanırken dizaynı tamamlanan restorasyonun üretimi CAM ünitesinde yapılır. Hasta başı CAD/CAM restorasyonları için ilk restoratif materyal seçeneği seramik bloklarla sınırlıyken günümüzde artan malzeme seçenekleri ile artık hem kalıcı hem de geçici restorasyon uygulamaları için estetik seramikler, yüksek dayanımlı seramikler ve kompozit malzemeleri kullanılabilmektedir.¹⁵⁸

Dental materyallerin gelişimiyle birlikte artan fiziksel ve estetik beklentileri karşılayabilmek amacıyla laminate veneerler için farklı niteliklere sahip CAD/CAM blokları üretilmiştir. Uygulanacak tedaviye uygun materyal seçimi yapılabilmesi için kullanılacak malzemelerin estetik ve mekanik özellikleri oldukça büyük önem taşımaktadır.¹⁵⁹ Diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisinde kullanılacak bloklar, lösit ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş feldspat seramik cam gibi malzemelerden üretilirler.^{160,161} Bu çalışmada, farklı CAD/CAM materyallerinin farklı yüzey işlemleri karşısındaki renk değişiklerini kıyaslamak amaçlanmıştır.

İn vivo testler daha güvenilir olmalarının yanında klinik hasta takibi gerektirmeleri, daha uzun bir sürede tamamlanabilmeleri, maliyetli olmaları ve standardizasyonun sağlanmasında yaşanan zorluklar gibi dezavantajlara sahiptir.^{162,163} Bu yüzden bu tez çalışması in vitro şartlarda gerçekleştirilmiştir.

IPS e.max CAD ve IPS Empress CAD materyalleri lamine veneer yapımında sıklıkla kullanılmalarının yanı sıra kullanılan polisaj ve glaze malzemeleri için üreticinin (Ivoclar) bildirdiği endikasyonlara uygunlukları sebebiyle bu tez çalışmasında kullanılacak materyaller olarak seçildi. IPS Empress CAD, Gracis ve ark.'ın²³ yaptığı cam seramik sınıflamasında lösitle güçlendirilmiş cam seramik grubuna, IPS e.max CAD ise lityum disilikat ve türevi cam seramik grubunda yer almaktadır.

IPS Empress CAD bloklar estetiğin önemli olduğu ısırma kuvvetinin yüksek olmadığı alanlarda klinik başarı gösterirler.³⁴ Bir cam ve bir kristal fazdan oluşan lösit bazlı cam seramik blokların yapısı genel olarak silisyum dioksit (%60-65), alüminyum oksit (%16-20) ve potasyum oksitten %10-14 oluşmaktadır. Kırılma sertliği 1.3 MPa, elastiklik modülü 62 GPa, eğilme mukavemeti ise 160 MPa olarak bildirilmiştir. Piyasada HT ve LT olmak üzere iki farklı yarı saydamlık seviyesinde IPS Empress CAD blok bulunmaktadır.

IPS e.max CAD bloklar laminate veneerler, inley-onley restorasyonlar, kuron restorasyonları, implant üstü kuronlarda kullanılmak amacıyla geliştirilmiş CAD/CAM bloklardır. İstenilen restorasyon tasarımının kolayca kazınabilmesine olanak sağlamak amacıyla kısmi kristalizasyona tabi tutulmuş (mavi blok) halde üretilirler. Blokların bu aşamada düşük olan bükülme dayanımları (130-150 MPa), 850 °C'de fırınlanma işlemi ardından artarak final restorasyonda 360 MPa seviyesine ulaşır.

Lamine veneerler, ön dişlerin görünümünü iyileştirmek için tam seramik restorasyonlara konservatif bir alternatiftir ve son yıllarda estetik diş hekimliğinin en popüler restorasyonlarından biri haline gelmiştir. 0,5 mm-1,0 mm kalınlığında seramikten hazırlanan laminate veneerlerin¹⁶⁴ yanı sıra son zamanlarda geliştirilen malzeme ve fabrikasyon teknikleri ile 0,3 mm kalınlığında laminate veneerlerin üretimi de mümkündür.¹⁶⁵ Lamine veneer restorasyonlarda iyi bir bağlantı sağlanabilmesi için

restorasyonların mine sınırları içerisinde kalması istenen bir özelliktir. Bu çalışmada kullanılan lamine örnekler, literatürdeki çalışmalarda uygulanan yöntemler ile üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlandı.^{166,167} Tek bir kalınlıkta (0,6 mm) lamine örnekler hazırlanarak kalınlığın etkisinin ortadan kaldırılması; materyal, yarı saydamlık ve yüzey işlemlerinin renk üzerindeki etkisini araştırılması amaçlanmıştır.

Yarı saydamlık (translucensi) materyalin içeriği ve kristal yapısı tarafından belirlenen ve kullanıcı tarafından değiştirilmeyen önemli bir özelliktir.¹³⁹ Cam seramiklerde yarı saydamlık, kristalin ve artık camsı fazların göreceli kırılma indekslerinin ve hacim konsantrasyonlarının kontrolü ile elde edilir.⁷ Porselen lamine restorasyonların estetik özellikleri alttaki dişin renklenmiş ve devital olması durumunda seçilecek materyalin yarı saydamlık ve maskeleme özelliğinden etkilenmektedir. Bu sebeple bu tez çalışmasında materyallerin 2 farklı yarı saydamlığa (HT ve LT) sahip blokları kullanıldı.

Hipotezimizin materyallerin farklı yarı saydamlık değerlerine sahip örneklerine uygulanan farklı yüzey işlemleri sonrası gruplar arasında renk açısından anlamlı bir farklılık olmayacağı yönündeki kısmi LT grubundaki restorasyonlarda ΔE_{00} değeri HT grubundan anlamlı derecede düşük ($LT=1,04 \pm 0,30$ $HT=1,14 \pm 0,30$) olduğundan reddedilmiştir ($p<0,01$).

Dental restorasyonlar için cam seramik tasarımı ve üretimi için önemli bir hedef, renk, yarı saydamlık ve floresan özellikleri dahil olmak üzere doğal dişlerin görünümünü yeniden üreten bir materyalin geliştirilmesidir fakat doğal dişlerin ve restoratif materyallerin floresansı hakkında çok az şey bilinmektedir. Klasik makaleler mevcut olmasına rağmen, floresansın davranışı ve mevcut estetik materyaller üzerindeki etkisi hakkında bilimsel araştırmalar azdır. Doğal dişlerde floresan varlığına dair ilk kanıt 1920'lere dayanmaktadır.^{93,98,168-170} O zamandan beri floresan hakkında bilinenlerin çoğu

hala bu çalışmalara atıfta bulunmaktadır. Floresan özelliğin parlaklığa katkıda bulunarak doğala benzer bir görünüm sağladığını bildiren çalışmaların¹⁷¹⁻¹⁷³ yanı sıra, günlük aydınlatma koşulları altında floresansın görsel olarak gözlemlenen diş rengine ölçülebilir bir katkıda bulunmadığı sonucuna varan çalışmalar da bulunmaktadır.⁸ Literatür incelendiğinde çeşitli kompozit rezinlerin floresansını inceleyen çok sayıda çalışma^{105,116,174-178} mevcut olmasına rağmen floresan özellik içeren glaze materyali uygulanan farklı CAD/CAM cam seramiklerin renk değişimi üzerine yapılan çalışmaların yetersiz olduğu görülmektedir.

Dentinin rengi, mine yapısı (kalınlık ve yarı saydamlık), diş boyutu ve yüzey dokusu; rengin, yarı saydamlığın, opaklığın ve floresansın optik özelliklerini etkiler.¹⁷⁹ Bununla birlikte, estetik restorasyonlarla ilgili problemlerin önemli bir kısmının renk eşleştirme prosedürleriyle ilgili olduğu görülmektedir.¹⁴⁴ Uygun renk tonu seçimi ve bu rengin çoğaltılması, bir restorasyon ve doğal diş arasında iyi bir renk uyumu elde etmek için gerekli olan en önemli adım olarak kabul edilir. Bunun da, diş rengini tutarlı ve kesin bir şekilde belirleme yeteneğine büyük ölçüde bağlı olduğu düşünülmektedir.¹⁸⁰ Diş renginin görsel değerlendirmesi, ışık koşulları gibi harici değişkenler veya deneyim, yaş, insan gözünün yorulması gibi dahili değişkenler ve diğer fizyolojik faktörler gibi çeşitli değişkenler nedeniyle büyük ölçüde öznel ve tutarsız olarak kabul edilir.^{181,182} Mevcut tutarsızlıkları gidermek ve tekrarlanabilirliği sağlayabilmek amacıyla günümüzde spektrofotometreler, kolorimetreler, spektoradyometreler ve dijital kameralar olmak üzere pek çok renk ölçüm cihazı kullanılmaktadır.^{181,183} Spektrofotometrik renk değerlendirmesinin insan gözü ile renk belirleme ile karşılaştırıldığında daha doğru ve daha güvenilir olduğu bildirilmiştir.¹⁸⁴ Farklı renk ölçüm cihazlarını değerlendiren çalışmalar Vita Easy Shade spektrofotometresinin piyasada bulunan kolorimetrelerden ve dijital kameralardan daha hassas ve doğru ölçüm sağladığını bildirmişlerdir.^{149,183,185}

Bu tez çalışmasında güvenilir ve doğru renk ölçümü sağlaması sebebiyle renk değerlerinin ölçümü aşamasında VITA Easyshade® Advance 4.0 cihazı kullanılmıştır.

Yapılan çalışmalarda^{186,187} materyallerin renk değerlerini belirleyen kolorimetre ve spektrofotometre gibi farklı renk ölçüm cihazlarıyla yapılan ölçümlerin daha doğru şekilde elde edilebilmesi için çok sayıda ölçüm yapılması gerektiğini bildirildiğinden, bu tez çalışmasında tüm örneklerin renkleri üçer kez ölçülerek yapılacak hatalar en aza indirilmeye çalışılmıştır.

Zamanla, renk ölçümü ve görsel algı arasındaki ilişkiyi geliştirmek için birçok renk belirleme sistemi ve renk farklılıkları önerilmiştir. Renk farklılıkları, CIELab formülü (ΔE^*ab) veya yakın zamanda tanıtılan CIEDE2000 formülü (ΔE_{00}) kullanılarak ölçülebilir. Literatür taraması yapıldığında CIELab ve CIEDE2000 formüllerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda, CIEDE2000 formülü insan gözünün algıladığı renk farklılıklarını CIELab formülünden (ΔE^*ab) daha iyi yansıtmıştır.^{130,188-89} Bu sebeple çalışmamızda CIEDE2000 renk formülü kullanılarak renk değişimleri kaydedildi.

Literatür incelendiğinde farklı yüzey işlemleri uygulanan restorasyonlarda renk değişimi ile ilgili çalışmaların çoğunlukla çeşitli içecek ve renklendirici solüsyonlarının restoratif materyallerin renk değişimine etkisi üzerine yoğunlaştığı görülmektedir.¹⁹¹⁻¹⁹⁵ Ancak bu çalışmada olduğu gibi içerikleri ve özellikleri farklı materyallerin farklı translusensi seviyelerinde hazırlanan örneklerle floresan ve nonfloresan glaze uygulanması sonrası renk değişikliğini inceleyen bir çalışmaya rastlanmamıştır. Amacımız, restorasyon simante edilmeden ve ağız sıvılarıyla temas etmeden önce optik özelliklerde meydana gelen değişiklikleri incelemek olduğundan çalışmamızda herhangi bir renklendirici solüsyon veya ağız sıvısı kullanılmamıştır.

Yüzey işlemleri öncesi ve sonrasında nötr gri arka plan üzerinde renk ölçümü yapılan örneklerin ortalama L^* , a^* , b^* değerleri ile CIEDE2000 renk formülü

kullanılarak (ΔE_{00}) değerleri hesaplandı. Tüm alt grupların yüzey işlemleri sonucunda elde edilen final renklerine ait ortalama L^* , a^* , b^* değerleri hesaplanarak gruplar arası ΔE_{00} değerleri de hesaplandı.

Bir materyalin farklı durumları arasındaki renk ayırımının kontrolü için ΔE değerinin görsel eşik değerleri göz önüne alınarak değerlendirilmesi gerekmektedir. Bu nedenle, Uluslararası Standardizasyon rgt tarafından yayınlanan renk ölçümlerine ilişkin en son kılavuza (ISO/TR 28642:2016) göre, renk değişimi %50:50 eşiklerle karşılaştırmalara dayalı olarak değerlendirilmelidir.¹³³ Algılanabilirlik eşiği (PT) insan görsel sistemi tarafından ayırt edilebilir renkleri incelemek için kullanılır ve alt algısal sınırı temsil eder.¹⁹⁶ Bu değer bir gözlemci tarafından tespit edilebilecek en düşük renk farkıdır ve gözlemcilerin %50'si tarafından fark edilen bir renk farkı, %50:50 algılanabilirlik eşiğine (PT) karşılık gelir.¹⁹⁷ Benzer şekilde kabul edilebilirlik eşiği (AT) de , gözlemcilerin %50'si için kabul edilebilir olan renk farkına karşılık gelir. Görsel eşiklerin algılanabilirliği ve kabul edilebilirliği, yalnızca görsel ve enstrümantal renk ölçüm yöntemlerinin birleştirilmesiyle ölçülebilir.

Paravina ve ark.¹³⁴ tarafından yapılan bir çalışmada CIELab %50:50 PT $\Delta E_{ab} = 1.2$ iken, %50:50 AT $\Delta E_{ab} = 2.7$ olduğu; bu değerlere karşılık gelen CIEDE2000 değerlerininse sırasıyla PT $\Delta E_{00} = 0.8$ ve AT $\Delta E_{00} = 1.8$ olduğu bildirilmiştir.

Çalışmamızda llen L^* , a^* ve b^* değerleri kullanılarak CIEDE2000 formülüyle hesaplanan ΔE_{00} değerleri ISO tarafından yayınlanan renk ölçüm kılavuzunda belirlenen (PT =0.8 ΔE_{00} , AT=1.8 ΔE_{00}) algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik değerleri göz önüne alınarak yorumlanmıştır. Polisaj işlemi sonrası elde edilen ortalama $\Delta E_{00} = 0,78$ olarak bulunmuştur ve algılanabilirlik sınırının altındadır. Floresan glaze ve nonfloresan glaze işlemleri sonrasında elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri sırasıyla 1,32 ve 1,24 olarak bulunmuştur. Floresan glaze işlemi sonrası renk değişimi nonfloresan

glaze işlemine göre daha yüksek olmasına rağmen bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Glaze işlemleri sonrasında elde edilen değerler algılabilirlik sınırının üstündedir ancak kabul edilebilirlik eşiğinin altındadır.

Kahm ve ark.¹⁹⁸ 2016 yılında 2 farklı marka lityum disilikat (IPS e.max Press - Styleveneers) materyalinden 0,6 mm kalınlığında hazırlanan örnekler üzerinde glaze işleminin renk değişimi üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmalarında CIELab formülüyle hesapladıkları ΔE değerlerini IPS e.max Press materyali için $\Delta E = 1,95$ ve Styleveneers için $\Delta E = 1,45$ olarak bildirilmişlerdir. Bu değerler CIELab için bildirilen algılanabilirlik eşiğinin üzerinde kabul edilebilirlik eşiğinin ise altındadır. Bildirilen sonuçlar bu tez çalışmasıyla paralellik göstermektedir.

Bu tez çalışmasında materyaller ve renk değişimiyle ilgili dikkat çeken bir nokta ise e.max örneklerde floresan glaze işlemi sonucu meydana gelen renk değişimi daha fazlayken; Empress örneklerde ise nonfloresan glaze işlemi sonrası renk değişimi daha fazla olmuştur. Bu farklılığın materyal kimyasıyla bağlantılı olduğu düşünülse de literatürde bu konuyla ilgili çalışma olmadığından net bir sonuca varmak için daha ileri çalışmaların yapılmasına ihtiyaç duyulmaktadır.

Bu tez çalışmasında ΔL^* , Δa^* , Δb^* değerleri literatürdeki benzer çalışmalarla¹⁹⁹ uyumlu olacak şekilde örneklerin işlem öncesi kaydedilen renk değerlerinden (L_1 , a_1 , b_1) işlem sonrasında ölçülen renk değerleri (L_2 , a_2 , b_2) sırasıyla çıkarılarak elde edilmiştir.

ΔL^* , Δa^* , Δb^* değerleri incelendiğinde ΔL^* değerinin tüm gruplarda pozitif değerler aldığı görüldü. Bu tüm gruplar için L değerinde bir azalma olduğu anlamına gelmektedir. ΔL^* değerleri için polisaj yapılan grupla glaze yapılan gruplar arasında anlamlı bir farklılık olduğu ve floresan glaze sonrası L^* değerindeki azalmanın en fazla olduğu bulunmuştur. a^* değerinin polisaj yapılan grupta azaldığı glaze yapılan gruplarda ise arttığı ve tüm Δa^* değerleri arasında anlamlı farklılıklar olduğu bulunmuştur. b^*

değerleri ise tüm gruplarda artış göstermiştir. Ancak Δb^* değeri glaze yapılan gruplarda polisaj yapılan gruptan anlamlı olarak farklıdır.

Kim ve ark.²⁰⁰ herhangi bir yüzey işlemi uygulamadıkları grup ile, polisaj ve glaze işlemi uyguladıkları monolitik zirkonya gruplarının L^* , a^* , b^* ve ΔE değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında; polisaj işleminin L^* değerini azalttığını, glaze işleminin ise L^* değerini azaltırken b^* değerini artırdığını ve b^* değerleri arasında tüm gruplar arasında anlamlı farklılık olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızın sonuçları bu literatürü destekler niteliktedir. Gruplar arasında her bir yüzey çifti arasındaki renk farklılık değerlerini hesaplayarak polisaj ve glaze yapılan gruplar arasındaki renk farklılık değerlerinin klinik olarak algılanabilir ($\Delta E^*ab < 3.7$) olduğunu bildirmişlerdir. İlgili çalışmada bildirilen sonuçların algılanabilir sınırın üzerinde olmasının zirkonyum oksit ve metal oksitlerin fırınlama sıcaklığına maruz kaldıktan sonra renk stabilitesi göstermemeleri sebebiyle olduğu düşünülmektedir.

Sung ve ark.²⁰¹ iki farklı kalınlıktaki (0,6 mm-1 mm) iki farklı materyale uygulanan glaze işleminin renk değişimi üzerine etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında IPS e.max Press (lityum disilikat) materyaline uygulanan glaze işlemi öncesi ve sonrası arasındaki renk farkını L^* , a^* , b^* boyutunda incelemiş ve bu tez çalışmasının sonuçlarıyla benzer şekilde tüm gruplarda L^* ve a^* değerlerinin azaldığını, b^* değerinin ise arttığını belirtmişlerdir. 0,6 mm kalınlığındaki örnekler için renk değişim miktarı $\Delta Eab = 2,61$ olarak bildirilmişlerdir. Bu çalışma sonuçlarına göre elde edilen renk değişim miktarının mevcut tez çalışmasına göre daha yüksek olmasının sebebi farklı renk değişim ölçüm formülü (CIELab) kullanılmasıyla açıklanabilir.

Manziuc ve ark.²⁰² 3 farklı kalınlıkta (0,8 mm-1,5 mm-2 mm) 4 farklı zirkon materyali üzerinde glaze işleminin renk üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında bu tez çalışmasında kullanılan kalınlığa en yakın olan 0,8 mm kalınlıkta işlem öncesi ve

sonrası ΔE_{00} değerlerini 1,72 ile 3,20 arasında olduğunu bildirmişlerdir. İlgili çalışmada bildirilen sonuçlar ile mevcut tez çalışması arasındaki farklılığın sebebinin; zirkonyum oksit ve metal oksitlerin fırınlama sıcaklığına maruz kaldıktan sonra renk stabilitesi göstermemeleri ve yüzey renklendiricilerinin fırınlama sıcaklıklarında pigment bozulması göstererek ΔE değerinin arttığını bildiren literatürlerle açıklanabilir.^{203,204}

Kahm ve ark.²⁰⁵ yaptıkları çalışmada glaze işleminin lityum disilikat materyalinin rengi üzerine etkisini 3 farklı kalınlıkta (0,3 mm-0,6mm-0,9 mm) hazırlanan lityum disilikat örneklerle glaze işlemi uygulayarak incelemişlerdir. 0,6 mm kalınlığındaki numunelerde $\Delta E_{ab} = 1,45 \pm 0,58$ olarak bulunmuş glaze işlemi sonrasında L^* ve b^* değerlerinin başlangıca göre azaldığını a^* değerinin ise arttığını bildirmişlerdir. Bu değer CIELab eşik değerlerine göre algılanabilirlik sınırının üzerinde olduğundan bildirilen renk farklılık değerleri mevcut tez çalışmasıyla uyumludur.

Kim ve ark.²⁰⁶ farklı polisaj (200, 400, 1000, 1500-grit SiC kağıtları) ve glaze işlemi uyguladıkları dental porselen restorasyonlar üzerindeki renk değişimini inceledikleri çalışmalarında bu tez çalışmasının sonuçlarıyla paralel olarak L^* değerleri glaze yapılan gruplarda daha fazla düşmüş ve ΔE değeri algılanabilir aralıkta bulunmuştur. Bu tez çalışmasında da yukarıdaki çalışmanın sonuçlarına benzer olarak L^* değerleri glaze yapılan gruplarda daha fazla azalmıştır.

Özyılmaz ve ark.¹⁹⁹ yedi farklı porselen malzemesine glaze işlemi uygulayarak renk değişimini değerlendirdikleri çalışmalarında renk değişikliğinin tüm örneklerde algılanabilir seviyenin altında olduğunu glaze prosedürünün bu tez çalışmasının sonuçlarından farklı olarak seramiklerin renginde belirgin değişikliğe sebep olmadığını belirtmişlerdir. Bu sonucun çalışmada kullanılan materyallerin bu tez çalışmasında kullanılan materyallerden farklı olmasından ileri geldiği düşünülmektedir.

León ve ark.⁹² farklı kalınlıklardaki lityum disilikat örnekler polisaaj, floresan glaze ve nonfloresan glaze işlemleri yaparak gruplar arasındaki renk farkını ölçtükleri çalışmalarında tüm gruplarda L* değerinin düştüğünü ve renk farklılıklarının algılabilir ancak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğunu bildirmişlerdir. Örneklerin final renklerine ait L*, a*, b* değerleriyle gruplar arası renk değişimi hesaplamalarında en fazla renk farklılığının polisaaj-normal glaze grupları arasında olduğu bildirilirken bizim çalışmamızda ise en fazla renk değişikliği polisaaj-floresan glaze grupları arasında bulunmuştur. Bu farklılığın sebebi çalışmada kullanılan glaze malzemelerinin farklı formda olmasından (glaze pastası) bu sebeple standardizasyon sağlanmasındaki zorluklardan kaynaklanabilir. Ayrıca örnekleri UV ışığı altında incelediklerinde lityum disilikat materyalinde hiç floresan özellik bulunmadığını bu çalışmanın sonuçlarıyla uyumlu olarak floresan glaze uygulamasıyla restorasyonun UV ışığı altında floresan özellik sergilediğini belirtmişlerdir.

Chu ve ark.²⁰⁷ seramik restorasyonların renk tonu söz konusu olduğunda materyal kalınlığındaki değişikliklerin parlaklığı doğrudan etkilediğini ve porselen tabakanın kalınlığında ve renk tonundaki küçük değişikliklerin de son rengi etkilediğini bildirmiştir. Dozic ve ark.²⁰⁸ tam seramik restorasyonların malzeme kalınlığındaki değişimin materyal parlaklığını doğrudan etkilediğini bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasının sınırlarından sayılabilecek tek kalınlıkta örnek kullanılması sebebiyle yeni yapılacak çalışmalarda çeşitli kalınlıklardaki restorasyonlarda floresan ve nonfloresan glaze işlemleri sonrası renk değişiminin incelenmesi klinik uygulamalar açısından faydalı olacaktır.

Çalışmamızın sınırlarını özetleyecek olursak;

1. Renk ölçümleri ağız içi ortam yerine in vitro olarak nötral gri arka plan üzerinde yapılmıştır. Ağız ortamında ve alttaki doğal dokuların varlığında restorasyonların renk farklılıkları artabilir veya azalabilir.

2. Çalışmamızda üretici firmanın önerileri doğrultunda tek bir polisaj seti kullanılmıştır. Farklı polisaj setlerinin kullanılması sonuçları değiştirebilir.

3. Ölçümü yapılan örnekler doğal dişler gibi iç bükey ve dış bükey yüzeylere sahip bir diş formunda değil düz bir yüzey olarak hazırlanmıştır. Bu sebeple ağız ortamının tam olarak yansıtılabilmesi için klinik bir ortamda farklı glaze işlemleri uygulandığında elde edilen renk boyutlarının değerlendirilmesi için daha ileri çalışmalar önerilir

4. Çalışmada renklendirici ajan kullanılmamıştır. Farklı renklendirici ajanların kullanımı neticesinde meydana gelecek renk değişiminde daha detaylı bilgiler elde edilebilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı yarı saydamlık değerlerine sahip lityum disilikatla ve lösitle güçlendirilmiş cam seramik materyallerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin renk değişimi üzerine etkisinin incelendiği bu *in vitro* tez çalışmasının sınırları dahilinde  u sonuçlara varılmıştır.

1. Farklı yüzey işlemlerinin materyallerin renk değişimi (ΔE)  zerine etkisi vardır. Glaze işlemi polisaj işlemine göre materyallerde daha fazla renk değişimi oluşturmaktadır. Çalışmada en fazla renk değişimi floresan glaze yapılan grupta bulunmuştur ($p<0,01$).
2. Materyallerin farklı yarı saydamlıktaki örneklerinde meydana gelen renk değişimi farklıdır. HT grupta LT gruba göre daha fazla renk değişimi meydana gelmiştir.
3. Materyaller renk değişim miktarı açısından karşılaştırıldığında IPS e.max CAD  rneklerde IPS Empress CAD  rneklerle göre daha fazla renk değişikliği olduğu görülmüştür.

Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre klinik uygulamada renk seçimi yapılırken; materyal tipi, yarı saydamlık seviyesi ve yüzey işlemlerinin renk değişimi üzerinde etkisi olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. Floresan glaze ve nonfloresan glaze işlemleri arasında renk açısından anlamlı bir farklılık bulunmadığından hangi glaze işleminin uygulanacağı klinik olarak göz ardı edilebilir. Ancak iki yüzey işleminin çeşitli materyallerin farklı mekanik özellikleri üzerinde etkisinin daha ileri çalışmalarla araştırılması gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Peeran SA, Al Sanabani F, Al-Makramani BM, Elamin EI. Dental prosthetic status and treatment needs of adult population in Jizan, Saudi Arabia: A survey report. *Eur J Dent*. 2016, 10(04): 459-63.
2. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent mater*, 2008, 24(3): 299-307.
3. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Nakamura T, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass–ceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil*. 2002, 29(10): 951-5.
4. Yaman P, Qazi SR, Dennison JB, Razzoog ME. Effect of adding opaque porcelain on the final color of porcelain laminates. *J Prosthet Dent*, 1997, 77(2): 136-40.
5. de Azevedo Cubas GB, Camacho GB, Demarco FF, Pereira-Cenci T. The effect of luting agents and ceramic thickness on the color variation of different ceramics against a chromatic background. *Eur J Dent*, 2011, 5(03): 245-52.
6. Nassau K. Fundamentals of colour science, *Color for Science, Art and Technology*, The Netherlands, Elsevier science BV; 1998, 1-30
7. Rukmani SJ, Brow RK, Reis ST, Apel E, Rheinberger V, Höland W. Effects of V and Mn Colorants on the Crystallization Behavior and Optical Properties of Ce-Doped Li-Disilicate Glass–Ceramics. *J Am Ceram Soc*, 2007, 90(3): 706-11.
8. Ten Bosch J, Coops J. Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. *J Dent Res*, 1995, 74(1): 374-80.
9. Sari T, Ural C, Yüzbaşıoğlu E, Duran I, Cengiz S, Kavut I. Color match of a feldspathic ceramic CAD-CAM material for ultrathin laminate veneers as a

- function of substrate shade, restoration color, and thickness. *J Prosthet Dent*, 2018;119(3):455-60.
10. Azer SS, Ayash GM, Johnston WM, Khalil MF, Rosenstiel SF. Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 2006, 96(6):397-401.
 11. Barão VAR, Gennari-Filho H, Goiato MC, dos Santos DM, Pesqueira AA. Factors to achieve aesthetics in all-ceramic restorations. *J Craniofac Surg*, 2010, 21(6): 2007-12.
 12. Erhan A. *Diş Hekimliğinde Porselen*. 3.baskı ed. İstanbul: İstanbul üniversitesi Basımevi; 1999. 1-14 p.
 13. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 1996;75(1):18-32.
 14. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 2007;98(2):120-8.
 15. O'Brien WJ, *Dental materials and their selection*. 3rd ed. Chicago, Quintessence, 2002: 212-230.
 16. Muller J. Evaluation of HCFem and SiMn slag tapping flow behaviour using physicochemical property modelling and analytical flow modelling: University of Pretoria; 2015.
 17. McLean JW. *The nature of dental ceramics and their clinic use*. The Science and Art of Dental Ceramics Vol I. 1979, 55-95.
 18. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A. Dental ceramics: part I—an overview of composition, structure and properties. *Am J Mater Eng Technol*, 2015, 3(1), 13-8.

19. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara: A.Ü. Basımevi; 1993, 93-200.
20. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 2001, 85(1): 61-6.
21. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*, Elsevier Health Sciences, 2012.
22. Zaimoğlu A. CG. *Sabit protezler*. 1. baskı ed. Ankara: Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları; 2004, 89-183.
23. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015, 28(3), 227-35.
24. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compendium*. 2002, 23(10), 911-22.
25. Kurbad A, Reichel K. Multicolored ceramic blocks as an esthetic solution for anterior restorations. *International journal of computerized dentistry. Int J Comput Dent* 2006, 9(1): 69-82.
26. Naves LZ, Soares CJ, Moraes Rd, Gonçalves LS, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L. Surface/interface morphology and bond strength to glass ceramic etched for different periods. *Oper Dent*, 2010, 35(4): 420-7.
27. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*. 2004, 48(2): 513-30.
28. 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(3).

29. Şen N, Tuncelli B. CAD/CAM Restorasyonlarının Üretimi İçin Kullanılan Materyaller. *Turkiye Klinikleri J Dental*, 2017, 23(2).
30. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice K. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. *J Dent*, 2000, 28(7), 529-35.
31. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res*, 2014, 58(4):208-16.
32. Poticny DJ, Klim J. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *J Am Dent Assoc*, 2010, 141: 5S-9S.
33. IPS Emress.
https://ivodent.hu/docs/672_c744cb8ce7ec007b06a2574a7ba8fe03.pdf.
28.09.2022
34. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry—A review. *J Esthet Restor Dent*, 2020, 32(2): 171-81.
35. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent mater*, 2004, 20(5):449-56.
36. Empressfoto
<https://www.laboshop.com/index.php?id=6&L=1&artnr=0508C14A1&pg=12&aw=110&bl=1>. 28.09.2022
37. Pagniano Jr RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent*, 2005, 93(5):459-66.
38. Pisani-Proenca J, Erhardt MCG, Valandro LF, Gutierrez-Aceves G, Bolanos-Carmona MV, Del Castillo-Salmeron R, et al. Influence of ceramic surface

- conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent*, 2006, 96(6):412-7.
39. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open Access Maced J Med Sc* 2018, 6(9):1742.
 40. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *J Am Dent Assoc*, 2010, 141: 10S-4S.
 41. Scientific Data.
https://ivodent.hu/_docs/769_0b0bfa527ac0e5b766299f6c1a4ab53b.pdf.
 28.09.2022
 42. e.max foto <https://highlights.ivoclar.com/dentist/fr/ips-e.max-cad>. 28.09.2022
 43. Willard A, Chu T-MG. The science and application of IPS e. Max dental ceramic. *Kaohsiung J Med Sci* 2018, 34(4):238-42.
 44. Ivocolor. https://www.ivoclar.com/medias/sys_master/celum-connect2-assets/celum-connect2-assets/h9b/h35/10112664829982/IPS-emax-CAD-for-Dental-Technicians.pdf 28.09.2022
 45. e.max broşür
https://ivodent.hu/_docs/500_deef814cb4d07629ed7956571e0e19cf.pdf.
 28.09.2022
 46. Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent*, 2011, 39: e9-e17.

47. da Silva TM, Salvia ACRD, de Carvalho RF, Pagani C, da Rocha DM, da Silva EG. Polishing for glass ceramics: Which protocol? *J Prosthodont Res*, 2014, 58(3):160-70.
48. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 4th ed Quintessence. 2008, 55.
49. Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2006, 26(1):31-41
50. Øilo M, Quinn GD. Fracture origins in twenty-two dental alumina crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2016, 53:93-103.
51. Preis V, Grumser K, Schneider-Feyrer S, Behr M, Rosentritt M. Cycle-dependent in vitro wear performance of dental ceramics after clinical surface treatments. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2016, 53:49-58.
52. Yılmaz C, Korkmaz T, Demirköprülü H, Ergün G, Özkan Y. Color stability of glazed and polished dental porcelains. *J Prosthodont*, 2008, 17(1):20-4.
53. Günay Y, Atay A, Ozkan Y, Akyil MS, Karayazgan B, Toksoy F. Effect of colored beverages on the color stability of feldspathic porcelain subjected to various surface treatments. Quintessence International. 2009, 40(7), 611.
54. Esquivel JF, Chia J, Wozniak WT. Color stability of low-fusing porcelains for titanium. *Int J Prosthodont*. 1995, 8(5).
55. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*, 3rd ed. Chicago: Quintessence; 2002, 212-230.
56. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, 1998, 42(4):613-27.
57. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' Science of Dental Materials*, Missouri: Elseiver, 2013, 231-55.

58. Jung M. Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Oper Dent*, 2002, 27(2): 175-83.
59. Şener İD, Türker ŞB. Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2009, 2009(1):61-7.
60. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent mater*, 2004, 20(5):441-8.
61. Makhija SK, Lawson NC, Gilbert GH, Litaker MS, McClelland JA, Louis DR, et al. Dentist material selection for single-unit crowns: Findings from the National Dental Practice-Based Research Network. *J Dent*, 2016, 55: 40-7.
62. Malkin Sa, Hwang TW. *Grinding mechanisms for ceramics*. 45(2) ed. USA: Department of Mechanical & Industrial Engineering, Engineering Lab Building, 1996, 569-80.
63. Quinn GD, Ives LK, Jahanmir S. *On the nature of machining cracks in ground ceramics: part I: SRBSN strengths and fractographic analysis*, 9(2) ed, Machining Science and Technology, 2005, 169-210.
64. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent mater*, 2012, 28(1):3-12.
65. Optrafine. .
https://www.ivoclar.com/en_au/shop/p/finisherspolishers/optraglossassortment14/p/684548an, 28,09.2022.
66. Scherrer S, Kelly JR, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness (K_{Ic}) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dent Mater*, 1999, 15(5):342-8.
67. Griggs J, Thompson J, Anusavice K. Effects of flaw size and auto-glaze treatment on porcelain strength. *J Dent Res*, 1996, 75(6): 1414-7.

68. Chang CW, Waddell JN, Lyons KM, Swain MV. Cracking of porcelain surfaces arising from abrasive grinding with a dental air turbine. *J Prosthodont*, 2011, 20(8):613-20.
69. Quinn GD, Hoffman K, Quinn JB. Strength and fracture origins of a feldspathic porcelain. *Dent Mater*, 2012, 28(5):502-11.
70. Sgura R, Reis MC, Hernandez AC, de Abreu Fantini MC, Andreetta MRB, Medeiros IS. Surface treatment of dental porcelain: CO 2 laser as an alternative to oven glaze. *Lasers Med Sci*, 2015, 30(2):661-7.
71. Phillips RW, Anusavice KJ, Shen C, Rawls H. *Phillips' Science of Dental Materials*, 11th ed. St. Louis, Mo: Saunders; 2003, 428–32,
72. Ivocolor. <https://www.dds.world/wp-content/uploads/2020/07/IPS-Ivocolor-Instructions-for-Use.pdf>. 28.09.2022.
73. Chu SJ, Devigus A, Mieleszko AJ. Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry: Quintessence Publishing Company Illinois; 2004, 1-99.
74. O'Brien WJ, Johnston WM, Fanian F. Double-layer color effects in porcelain systems. *J Dent Res*, 1985, 64(6): 940-3.
75. Westland S. Review of the CIE system of colorimetry and its use in dentistry. *J Esthet Restor Dent*, 2003, 15:S5-S12.
76. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent*, 2004, 32: 3-12.
77. Elektromagnetik. <https://sites.google.com/a/coe.edu/principles-of-structural-chemistry/relationship-between-light-and-matter/electromagnetic-spectrum>. 28.09.2022.
78. Paravina RD, Powers JM. *Esthetic color training in dentistry*, Elsevier, St. Louis, 2004, 17-28.

79. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2003, 23(5):467-80.
80. Mayekar SM. Shades of a color. Illusion or reality? *Dent Clin North Am*, 2001, 45(1):155-72, vii.
81. Fischer J. Esthetics and prosthetics: an interdisciplinary consideration of the state of the art: Quintessence Publishing Company; 1999.
82. Bolt R, Ten Bosch J, Coops JC. Influence of window size in small-window colour measurement, particularly of teeth. *Physics in Medicine & Biology*. 1994, 39(7):1133.
83. Shah K, Holloway J, Denry I. Effect of coloring with various metal oxides on the microstructure, color, and flexural strength of 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2008, 87(2):329-37.
84. Kanchanasavita W, Triwatana P, Suputtamongkol K, Thanapitak A, Chatchaiganan M. Contrast ratio of six zirconia-based dental ceramics. *J Prosthodont*, 2014, 23(6):456-61.
85. Kim H-K, Kim S-H, Lee J-B, Han J-S, Yeo I-S, Ha S-R. Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *J Adv Prosthodont*, 2016, 8(1):37-42.
86. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dent Clin North Am*, 2004, 48(2):341-58.
87. Ristic I, Stankovic S, Paravina RD. Influence of color education and training on shade matching skills. *J Esthet Restor Dent*, 2016, 28(5): 287-94.
88. Sarıkaya I, Güler AU. Diş Hekimliği Uygulamalarında Renk Kavramı. *Türkiye Klinikleri J Dental*. 2009, 118:118-29.

89. Makhloota M, Koroglu A, Bal BT. A Review of Color Matching in Dentistry. *Medical Records*. 3(1):44-9.
90. Rajan N, Rajan A, Singh G, Jindal L. Shade Selection–Basic for Esthetic Dentistry: Literature Review. *Inter J Contemp Res Rev*, 2020, 11(09).
91. Chu SJ, Paravina RD, Sailer I, Mieleszko AJ. *Color in dentistry: a clinical guide to predictable esthetics*. 1st ed. Hanover Park (IL):Quintessence Publishing, 2017.
92. Revilla-León M, Sorensen JA, Nelson LY, Gamborena I, Yeh YM, Özcan M. Effect of fluorescent and nonfluorescent glaze pastes on lithium disilicate pressed ceramic color at different thicknesses. *J Prosthet Dent*, 2021, 125(6):932-9.
93. Stübel H. *Die fluoreszenz tierischer gewebe in ultraviolettem licht*. Pflüger's Archiv für die gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere. 1911, 142(1):1-14.
94. Mualla SK. Fluorescence and dentistry. *J Dent Med Sci*. 2016, 15:65-75.
95. Winter R. Visualizing the natural dentition. *J Esthet Restor Dent*, 1993, 5(3): 103-18.
96. Hall J, Hefferren J, Olsen N. Study of fluorescent characteristics of extracted human teeth by use of a clinical fluorometer. *J Dent Res*, 1970, 49(6): 1431-6.
97. Wozniak W, Moore B. Luminescence spectra of dental porcelains. *J Dent Res*, 1978, 57(11-12): 971-4.
98. Dickson G, Forziati A, Lawson Jr M, Schoonover I. Fluorescence of teeth: a means of investigating their structure. *J Am Dent Assoc*, 1952, 45(6): 661-7.
99. Sundström F, Fredriksson K, Montan S, Hafström-Björkman U, Ström J. Laser-induced fluorescence from sound and carious tooth substance: spectroscopic studies. *Swed Dent J*. 1985, 9(2):71-80.
100. Brokos Y, Stavridakis M, Krejci I. A novel method of capturing fluorescence in clinical dentistry. *Compend Contin Educ Dent*, 2018, 39(1):e1-e4.

101. Horsley H, editor Isolation of fluorescent material present in calcified tissues. *J Dent Res*, 1967, 46 (1):
102. Gawriółek M, Sikorska E, Ferreira LF, Costa AI, Khmelinskii I, Krawczyk A, et al. Color and luminescence stability of selected dental materials in vitro. *J Prosthodont*, 2012, 21(2):112-22.
103. Preston JD, Bergen SF. *Color science and dental art*, Mosby Company, St. Louis, 1980.
104. Takahashi MK, Vieira S, Rached RN, Almeida Jd, Aguiar M, Souza Ed. Fluorescence intensity of resin composites and dental tissues before and after accelerated aging: a comparative study. *Oper Dent*, 2008, 33(2): 189-95.
105. Panzeri H, Fernandes LT, Minelli CJ. Spectral fluorescence of direct anterior restorative materials. *Aust Dent J*, 1977, 22(6):458-61.
106. Lee Y-K, Lu H, Powers JM. Effect of surface sealant and staining on the fluorescence of resin composites. *J Prosthet Dent*, 2005, 93(3):260-6.
107. Matsumoto H, Kitamura S, Araki T. Applications of fluorescence microscopy to studies of dental hard tissue. *Frontiers of Medical and Biological Engineering: the International Journal of the Japan Society of Medical Electronics and Biological Engineering*. 2001, 10(4):269-84.
108. Matsumoto H, Kitamura S, Araki T. Autofluorescence in human dentine in relation to age, tooth type and temperature measured by nanosecond time-resolved fluorescence microscopy. *Arch Oral Biol*, 1999, 44(4):309-18.
109. Monsenego G. Fluorescence of natural teeth and a composite. *Chir Dent Fr*, 1990, 60(507): 37-42.
110. Hermanson AS, Bush MA, Miller RG, Bush PJ. Ultraviolet illumination as an adjunctive aid in dental inspection. *J Forensic Sci*, 2008, 53(2):408-11.

111. Lu H, Lee Y-K, Villalta P, Powers JM, Garcia-Godoy F. Influence of the amount of UV component in daylight simulator on the color of dental composite resins. *J Prosthet Dent*, 2006, 96(5):322-7.
112. Da Silva RD, da Silva MAD, de Oliveira OB, Melo ACM, de Oliveira RN. Dental fluorescence: potential forensic use. *Forensic Sci Int*, 2013, 231(1-3):167-71.
113. Fluoresan <https://zirkonzahn.com/assets/files/beilagen/EN-Beilage-Glaze-Fluo-web.pdf>. 28.09.2022.
114. Figueiredo C, Silva AM, Figueiredo A, Azenha ME. Fluorescence of dental composite resins. *Exp Pathol Health Sci*, 2012, 6(1):11-4.
115. Queiroz R, Bandeca MC, Calixto L, Gaiao U, Cuin A, Porto-Neto S. Influence of the light-curing unit, storage time and shade of a dental composite resin on the fluorescence. *Laser physic*, 2010, 20(7):1647-53.
116. Kim B-R, Kang S-M, Kim G-M, Kim B-I. Differences in the intensity of light-induced fluorescence emitted by resin composites. *Photodiagnosis Photodyn Ther*, 2016, 13:114-9.
117. Meller C, Klein C. Fluorescence of composite resins: a comparison among properties of commercial shades. *Dent Mater J*, 2015, 34(6):754-65.
118. Yu B, Lee Y-K. Differences in color, translucency and fluorescence between flowable and universal resin composites. *J Dent*, 2008, 36(10), 840-6.
119. Gonzalez R, Woods R. *Digital Image Processing*. Addison-Wesley Publishing Company, New York; 1993, pp 161-251.
120. Ecker GA, Moser JB, Wozniak W, Brinsden GI. Effect of repeated firing on fluorescence of porcelain-fused-to-metal porcelains. *J Prosthet Dent*, 1985;54(2):207-14.

121. Doğan DA, Yüzügüllü B. Renk seçiminde güncel teknolojik gelişmeler. *Atatürk University J Dent Sci*, 2011, (4):65-72.
122. Glockner K. Visual vs. spectrophotometric methods for shade selection. *Collegium antropologicum*. 2015, 39(3):801-2.
123. Paravina RD, Powers JM. *Esthetic Color Training in Dentistry*. Elsevier, St. Louis ,2004, 17-28, 169–70.
124. Hue. <https://munsell.com/about-munsell-color/how-color-notation-works/munsell-hue/>. 28.09.2022
125. Value. <https://awordaroundhome.wordpress.com/theory-bit/munsell-colour-system/>. 28.09.2022
126. Chroma. <https://munsell.com/about-munsell-color/how-color-notation-works/munsell-chroma/>. 28.09.2022
127. Kurt M, Bal BT. Effects of accelerated artificial aging on the translucency and color stability of monolithic ceramics with different surface treatments. *J Prosthet Dent*, 2019, 121(4):712. e1-e8.
128. Ragain JC. A review of color science in dentistry: Colorimetry and color space. *J Dent Oral Disord Ther*. 2016, 4(1):1-5.
129. Color. https://www.researchgate.net/figure/CIE-LAB-1976-color-space_fig2_263697963. 28.09.2022
130. Gómez-Polo C, Muñoz MP, Luengo MCL, Vicente P, Galindo P, Casado AMM. Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *J Prosthet Dent*, 2016, 115(1):65-70.
131. Luo MR, Cui G, Rigg B. The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color,

- Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur. 2001, 26(5):340-50.
132. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien W. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent*, 1986, 56(1):35-40.
 133. ISO <https://www.iso.org/standard/69046.html>136. 28.09.2022.
 134. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, et al. Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent*, 2015, 27:S1-S9.
 135. del Mar Perez M, Ghinea R, Herrera LJ, Ionescu AM, Pomares H, Pulgar R, et al. Dental ceramics: a CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *J Dent*, 2011, 39: e37-e44.
 136. Paravina RD, Pérez MM, Ghinea R. Acceptability and perceptibility thresholds in dentistry: A comprehensive review of clinical and research applications. *J Esthet Restor Dent*, 2019, 31(2):103-12.
 137. Davis B, Aquilino S, Lund P, Diaz-Arnold A, Denehy G. Subjective evaluation of the effect of porcelain opacity on the resultant color of porcelain veneers. *Int J Prosthodont*. 1990, 3(6).
 138. Lee YK, Lim BS, Kim CW, Powers JM. Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *J Esthet Restor Dent*, 2001, 13(3):179-86.
 139. Salas M, Lucena C, Herrera LJ, Yebra A, Della Bona A, Pérez MM. Translucency thresholds for Dental Materials. *Dent mater*, 2018, 34(8):1168-74.
 140. Ahmad S, Habib SR, Azad AA. Scientific and artistic principles of tooth shade selection: a review. *Pak Oral Dent J*, 2011, 31(1).

141. AlSaleh S, Labban M, AlHariri M, Tashkandi E. Evaluation of self shade matching ability of dental students using visual and instrumental means. *J Dent*, 2012, 40: e82-e7.
142. Özat P, Tuncel I, Eroğlu E. Repeatability and reliability of human eye in visual shade selection. *J Oral Rehabil*, 2013, 40(12):958-64.
143. Samra APB, Moro MG, Mazur RF, Vieira S, De Souza EM, Freire A, et al. Performance of dental students in shade matching: impact of training. *J Esthet Restor Dent*, 2017, 29(2):E24-E32.
144. Seghi R, Johnston W, O'Brien W. Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *J Dent Res*, 1989, 68(12): 1755-9.
145. Berns RS, Petersen KH. Empirical modeling of systematic spectrophotometric errors. *Color Research & Application*. 1988, 13(4):243-56.
146. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent*, 2009;101(3):193-9.
147. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Dunford RG, Wee AG. In vitro model to evaluate reliability and accuracy of a dental shade-matching instrument. *J Prosthet Dent*, 2007, 98(5):353-8.
148. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent*, 2002;88(6):585-90.
149. Lehmann KM, Igiel C, Schmidtmann I, Scheller H. Four color-measuring devices compared with a spectrophotometric reference system. *J Dent*, 2010 38: e65-e70.
150. Park J-H, Lee Y-K, Lim B-S. Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *J Prosthet Dent*, 2006;96(6):402-11.
151. Aladağ A, Çömlekçioğlu E, Yılmaz G. Farklı renk anahtarlarının metal kuronların renk uyumlarına etkisi. *Süleyman Demirel Üniv Diş Hek Fak*, 2009, 1(1):8-17.

152. Sarafianou A, Kamposiora P, Papavasiliou G, Goula H. Matching repeatability and interdevice agreement of 2 intraoral spectrophotometers. *J Prosthet Dent*, 2012, 107(3):178-85.
153. Vita. <http://www2.vitanorthamerica.com/products/shade-management/easyshade-advance/>. 28.09.2022.
154. Vita Easyshade. <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-Easyshade-Advance-40-17073.html>. 28.09.2022.
155. Stavridakis MM, Krejci I, Magne P. Immediate dentin sealing of onlay preparations: thickness of pre-cured dentin bonding agent and effect of surface cleaning. *Oper Dent*, 2005, 30(6):747.
156. Memari Y, Mohajerfar M, Armin A, Kamalian F, Rezayani V, Beyabanaki E. Marginal adaptation of CAD/CAM all-ceramic crowns made by different impression methods: A literature review. *J Prosthodont*, 2019, 28(2):e536-e44.
157. Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dent mater*, 2003, 19(7):612-9.
158. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 2010, 31(9):702-4.
159. Yin R, Jang Y-S, Lee M-H, Bae T-S. Comparative evaluation of mechanical properties and wear ability of five CAD/CAM dental blocks. *Materials*, 2019 12(14):2252.
160. Carrabba M, Vichi A, Vultaggio G, Pallari S, Paravina R, Ferrari M. Effect of finishing and polishing on the surface roughness and gloss of feldspathic ceramic for chairside CAD/CAM systems. *Oper Dent*, 2017, 42(2): 175-84.

161. Lee J-Y, Jang G-W, Park I-I, Heo Y-R, Son M-K. The effects of surface grinding and polishing on the phase transformation and flexural strength of zirconia. *J Adv Prosthodont*, 2019, 11(1):1-6.
162. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dent mater*, 2010;26(2):e38-e49.
163. Anusavice K. Degradability of dental ceramics. *Adv Dent Res*, 1992, 6(1):82-89.
164. Turgut S, Bagis B. Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 2013, 109(3):179-86.
165. Layton DM, Clarke M. A systematic review and meta-analysis of the survival of non-feldspathic porcelain veneers over 5 and 10 years. *Int. J. Prosthodont*. 2013, 26:111–124
166. Çömlekoğlu ME, Paken G, Tan F, Dündar-Çömlekoğlu M, Özcan M, Akan E, et al. Evaluation of different thickness, die color, and resin cement shade for veneers of multilayered CAD/CAM blocks. *J Prosthodont*, 2016, 25(7):563-9.
167. emax <https://www.acdrc.com/wp-content/uploads/2015/03/IPS-e-max-CAD-Chairside.pdf>. 28.09.2022.
168. Benedict H. A note on the fluorescence of teeth in ultra-violet rays. *Science*. 1928;67(1739):442-.
169. Hartles R, Leaver A. The fluorescence of teeth under ultraviolet irradiation. *Biochem J*, 1953, 54(4):632.
170. Hartles R, Leaver A. The identification of pyrimidines in the fluorescing fractions of the teeth of the sperm whale (*Physeter macrocephalus*). *J Dent Res*, 1955, 34(6): 820-30.
171. Lee YK. Fluorescence properties of human teeth and dental calculus for clinical applications. *J Biomed Opt*, 2015, 20.

172. Tani K, Watari F, Uo M, Morita M. Discrimination between composite resin and teeth using fluorescence properties. *Dent Mater J*, 2003, 22(4):569-80.
173. Rudd KD, Morrow RM, Welker WA, Jendresen MD. Some uses of fluorescence in prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 1967, 18(6):543-9.
174. Reis RSA, Casemiro LA, Carlino GV, Lins ECCC, Kurachi C, Bagnato VS, et al. Evaluation of fluorescence of dental composites using contrast ratios to adjacent tooth structure: a pilot study. *J Esthet Restor Dent*, 2007, 19(4):199-206.
175. Alves LP, Pilla V, Murgu DO, Munin E. Core-shell quantum dots tailor the fluorescence of dental resin composites. *J Dent*, 2010, 38(2): 149-52.
176. Lefever D, Mayoral JR, Mercade M, Basilio J, Roig M. *Optical integration and fluorescence: A comparison among restorative materials with spectrophotometric analysis*. Quintessence International. 2010, 41(10).
177. Meller C, Klein C. Fluorescence properties of commercial composite resin restorative materials in dentistry. *Dent Mater J*, 2012, 31(6):916-23.
178. Jablonski T, Takahashi MK, Brum RT, Rached RN, Souza EM. Comparative study of the fluorescence intensity of dental composites and human teeth submitted to artificial aging. *Gen Dent*, 2014, 62(1):37-41.
179. Yu B, Ahn J-S, Lee Y-K. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontol Scand*, 2009, 67(1):57-64.
180. Rosenstiel SF, Land M, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 4th ed. St Louis: Mosby. 2006, 223.
181. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *J Prosthet Dent*, 2004, 92(6): 577.

182. Wyszecki G SW. *Color science concepts and methods, quantitative data and formulae*. 2nd ed. New York: Wiley; 1982, 83-116
183. Dozić A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G. Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *J Prosthodont*, 2007, 16(2):93-100.
184. Kalantari MH, Ghoraishian SA, Mohaghegh M. Evaluation of accuracy of shade selection using two spectrophotometer systems: Vita Easyshade and Degudent Shadeplot. *Eur J Dent*, 2017, 11(02): 196-200.
185. Knezović D, Zlatarić D, Illeš IŽ, Alajbeg M. In vivo and in vitro evaluations of repeatability and accuracy of VITA Easyshade® Advance 4.0 dental shade-matching device. *Acta Stomatol Croat*, 2015, 49(2):112.
186. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD–CAM ceramic systems. *J Dent*, 2014, 42(9): 1202-9.
187. Da Silva JD, Park SE, Weber H-P, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *J Prosthet Dent*, 2008, 99(5):361-8.
188. Pecho OE, Ghinea R, Alessandretti R, Pérez MM, Della Bona A. Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas. *Dent mater*, 2016, 32(1):82-92.
189. Lee Y-K. Comparison of CIELAB ΔE^* and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites. *Dent mater*, 2005, 21(7):678-82.
190. del Mar Pérez M, Saleh A, Yebra A, Pulgar R. Study of the variation between CIELAB ΔE^* and CIEDE2000 color-differences of resin composites. *Dent Mater J*, 2007, 26(1):21-8.

191. Stamenković DD, Tango RN, Todorović A, Karasan D, Sailer I, Paravina RD. Staining and aging-dependent changes in color of CAD-CAM materials. *J Prosthet Dent*, 2021, 126(5):672-8.
192. Eldwakhly E, Ahmed DRM, Soliman M, Abbas MM, Badrawy W. Color and translucency stability of novel restorative CAD/CAM materials. *Dent Med Probl*, 2019, 56(4):349-56.
193. Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *J Prosthet Dent*, 2016 115(1):71-5.
194. Alp G, Subasi MG, Johnston WM, Yilmaz B. Effect of surface treatments and coffee thermocycling on the color and translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramic. *J Prosthet Dent*, 2018, 120(2):263-8.
195. Arif R, Yilmaz B, Johnston WM. In vitro color stainability and relative translucency of CAD-CAM restorative materials used for laminate veneers and complete crowns. *J Prosthet Dent*, 2019, 122(2):160-6.
196. Pointer M, Attridge G. The number of discernible colours. Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur. 1998, 23(1):52-4.
197. Pérez MM, Pecho OE, Ghinea R, Pulgar R, Della Bona A. Recent advances in color and whiteness evaluations in dentistry. *Curr Dent*, 2019, 1(1):23-9.
198. Kahm SH, Lee BJ, Seo MS, Kim SJ. Color difference of lithium disilicate ceramic veneer on glazing effect. *Oral Biol Res*, 2016, 40:124-8.

199. Özyılmaz OY, Özel GS, Ahmet BS. Effects of glazing procedures on the color stability of conventional and CAD/CAM hybrid ceramics: A comparative study. *Meandros Med Dent J*. 2019, 20:209–18.
200. Kim H-K, Kim S-H, Lee J-B, Han J-S, Yeo I-S. Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont*, 2013, 5(3):296-304.
201. Kim S-J, Woo J-M, Jo CW, Park J-H, Kim SK, Kahm SH. Color changes of ceramic veneers following glazing with respect to their composition. *J Adv Prosthodont*, 2019, 11(1):16-22.
202. Manziuc MM, Gasparik C, Burde AV, Colosi HA, Negucioiu M, Dudea D. Effect of glazing on translucency, color, and surface roughness of monolithic zirconia materials. *J Esthet Restor Dent*, 2019, 31(5):478-85.
203. O'Brien WJ, Kay K-S, Boenke KM, Groh CL. Sources of color variation on firing porcelain. *Dent Mater*, 1991, 7(3):170-3.
204. Alharbi A, Ardu S, Bortolotto T, Krejci I. Stain susceptibility of composite and ceramic CAD/CAM blocks versus direct resin composites with different resinous matrices. *Odontology*, 2017, 105(2):162-9.
205. Kahm SH, Heo UC, Kim SJ. Color change of lithium disilicate ceramic veneer on different thicknesses with and without glazing. *Oral Biol Res*, 2017, 41:8-14.
206. Kim I-J, Lee Y-K, Lim B-S, Kim C-W. Effect of surface topography on the color of dental porcelain. *J Mater Sci Mater Med*, 2003, 14(5):405-9.
207. Chu FC, Chow TW, Chai J. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *J Prosthet Dent*, 2007, 98(5):359-64.

208. Dozić 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(6):563-70.



EKLER

EK 1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı:	Zeynep ŞEN YILMAZ
Doğum Tarihi:	
Doğum Yeri:	
Medeni Hali:	
Uyruğu:	
Adres:	
Tel:	
Faks:	
E-mail:	
Eğitim	
Lise:	
Lisans:	
Uzmanlık:	
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce:	
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar	
İlgi Alanları ve Hobiler	

EK 2. ETİK KURUL ONAYI



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Sayı : 15

11.02.2021

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

05.02.2021 tarih ve 33 sayılı yazınız ekinde gönderilen Prof. Dr. Funda BAYINDIR tarafından yürütülecek olan ve Arş. Gör. Dt. Zeynep ŞEN YILMAZ ile birlikte hazırlanan *“Floresan ve Nonfloresan Glaze İşlemlerinin Farklı CAD/CAM Cam Seramik Materyallerinin Renk Değişimi Üzerine Etkisinin İncelenmesi”* başlıklı Uzmanlık Tezine ait etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.

Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM
Etik Kurul Başkanı

Eki: Etik Kurul Kararı

Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı ERZURUM
Tel : (442) 2360942



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 11/02/2021
Oturum Sayısı: 02/ 2021

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	<i>Prof. Dr. Funda BAYINDIR Arş. Gör. Dt. Zeynep ŞEN YILMAZ</i>
Araştırmanın Açık Adı	<i>Floresan ve Nonfloresan Glaze İşlemlerinin Farklı CAD/CAM Cam Seramik Materyallerinin Renk Değişimi Üzerine Etkisinin İncelenmesi</i>
Karar No	15.
Alınan Karar	Prof. Dr. Funda BAYINDIR tarafından yürütülecek olan ve Arş. Gör. Dt. Zeynep ŞEN YILMAZ ile birlikte hazırlanan “ <i>Floresan ve Nonfloresan Glaze İşlemlerinin Farklı CAD/CAM Cam Seramik Materyallerinin Renk Değişimi Üzerine Etkisinin İncelenmesi</i> ” başlıklı Uzmanlık Tezi Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı “Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik” hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına mevcudun oybirliği ile karar verildi.

Prof. Dr. Abdülvahit ERDEM
Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. Nilgün SEVEN
ÜYE (Katılmadı)

Prof. Dr. Recep ORBAK
ÜYE

Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR
ÜYE

Prof. Dr. Ümit ERTAŞ
ÜYE