



T.C.
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Protetik Diş Tedavisi

Doktora Tezi

**FARKLI YÜZEY BİTİM İŞLEMLERİ VE KAHVE TERMAL SIKLUSUNUN
LİTYUM DİSİLİKAT ESASLI CAD-CAM CAM SERAMİKLERİN RENK
STABİLİTESİ VE YARI SAYDAMLIĞI ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Abdulhaluk SAVAŞ
ORCID: 0000-0002-8897-3928

Danışman
Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR
ORCID: 0000-0002-6114-3369

Bu araştırma Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri
Koordinatörlüğü tarafından 23DR24001 proje numarası ile desteklenmiştir.

Konya-2024

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bana yol gösteren, destek ve emeklerini esirgemeyen, titiz ve disiplinli çalışma şeklini örnek aldığım danışman hocam Sayın Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR’e,

Doktora eğitimine başladığım ilk andan itibaren bana hoşgörü ile yaklaşan ve desteğini esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Emine Begüm BÜYÜKERKME’ne,

Her türlü bilgi ve deneyimlerini paylaştan, içten ve samimi tavırlarıyla bana hep destek olan Sayın Doç. Dr. Ceyda AKIN’a,

Eğitim sürem boyunca akademik birikimlerini paylaşarak bana yardımcı olan Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim dalındaki tüm öğretim üyelerine,

Birlikte çalışmaktan onur ve mutluluk duyduğum bölümdeki tüm diş hekimi arkadaşlarıma,

Tezimin laboratuvar aşamalarında her daim destek veren ve işlerin yolunda gitmesini sağlayan Sayın Merih DURMAZ’a,

Uzakta olmalarına rağmen her zaman kalbimde ve düşüncelerimde olan sevgili annem ve kardeşlerime,

Doğduğu günden beri varlığıyla bana güç veren canım oğlum Mete SAVAŞ’a,

Hedeflerime ulaşmam için bana ışık tutan, yolumu aydınlatan, sevgisi, inancı ve sabrıyla bana hep destek olan, hayatımın her anını değerli kılan eşim, Sevgili Doç. Dr. Tuba YILMAZ SAVAŞ’a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmamı, doktora eğitimine başladıktan kısa bir süre sonra kaybettiğim, yokluğunun sızısını içimde her daim hissettiğim canım babam Veysi SAVAŞ’a ithaf ediyorum...

Abdulhaluk SAVAŞ

Haziran 2024

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
TEZ ONAY SAYFASI	iv
TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU	v
BİLİMSEL ETİK BEYANNAMESİ.....	vi
SİMGELER.....	vii
KISALTMALAR.....	viii
TABLolar LİSTESİ	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xi
ÖZET	xii
ABSTRACT.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	6
2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişim Süreci	6
2.2. Tam Seramikler	9
2.2.1. Tam seramiklerin sınıflandırılması.....	10
2.2.2. Tam seramiklerin mikroyapılarına göre sınıflandırılması	11
2.2.3. Seramiklerin yapım teknikleri.....	24
2.3. Işık	27
2.3.1. Işık ve renk algısı	28
2.4. Renk ve Renk Sistemleri	29
2.4.1. Munsell renk sistemi.....	30
2.4.2. CIE L*a*b* (Commision Internationale de l'Eclairage) renk sistemi	31
2.5. Diş Hekimliğinde Renkle İlgili Kavramlar.....	34
2.5.1. Metamerizm	34
2.5.2. Translusensi (yarı saydamlık) ve opasite	35
2.5.3. Opalesans	36
2.5.4. Floresans	37
2.6. Dental Renk Ölçümü ve Sistemleri.....	37
2.6.1. Renk tonu kılavuzları.....	38
2.6.2. Dijital renk ölçüm sistemleri.....	39
2.7. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri.....	42
2.7.1. Termal siklus (döngü) yöntemi	42
2.7.2. Otoklavda yaşlandırma yöntemi.....	43
2.7.3. Mekanik simülasyon yöntemi	43
2.7.4. Hızlandırılmış yapay yaşlandırma yöntemi	44
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	45
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	47
3.2. Yüzey Bitim İşlemlerinin Uygulanması.....	52
3.3. Örneklerin İlk Renk Ölçümünün Yapılması	53
3.4. Kahve Termal Siklusu	55
3.5. Kahve Termal Siklusu Sonrasında Örneklerin Tekrar Parlatılması.....	56

3.6. Renk Farkı (ΔE_{00}) Değerlerinin Hesaplanması	56
3.7. Translusensi Parametrelerinin Hesaplanması	57
3.8. Verilerin İstatistiksel Analizi	58
4. BULGULAR.....	59
4.1. Gri Zeminde CIE L^* , a^* , b^* , C^* ve h° Parametreleri Bulguları.....	59
4.2. Beyaz Zeminde CIE L^* , a^* , b^* , C^* ve h° Parametreleri Bulguları	67
4.3. Siyah Zeminde CIE L^* , a^* , b^* , C^* ve h° Parametreleri Bulguları	75
4.4. CIEDE2000 Renk Farkı (ΔE_{00}) Bulguları	82
4.5. Rölatif Translusensi Parametresi (RTP) Bulguları	86
4.6. Rölatif Translusensi Parametresi Farkı (ΔRTP) Bulguları	88
5. TARTIŞMA	92
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	119
7. KAYNAKLAR.....	123
8. EKLER.....	139
8.1. Ek 1 Etik Kurul Kararı	139

TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Öğrencisi **Abdulhaluk SAVAŞ**'ın “**Farklı Yüzey Bitim İşlemleri ve Kahve Termal Siklusunun Lityum Disilikat Esaslı Cad-Cam Cam Seramiklerin Renk Stabilitesi ve Yarı Saydamlığı Üzerine Etkisinin İncelenmesi**” başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Konya / 25.06.2024

Tez Danışmanı	Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	İmzası
Jüri Üyesi	Doç. Dr. Emine Begüm BÜYÜKERKMEN Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	İmzası
Jüri Üyesi	Doç. Dr. Dilek MENZİLETOĞLU Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	İmzası
Jüri Üyesi	Prof. Dr. İsa YÖNDEM Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	İmzası
Jüri Üyesi	Doç. Dr. Necla DEMİR Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	İmzası

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunun 26/06/2024 tarih ve 13/29 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Hasibe VURAL

Enstitü Müdürü

TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Farklı Yüzey Bitim İşlemleri ve Kahve Termal Siklusunun Lityum Disilikat Esaslı Cad-Cam Cam Seramiklerin Renk Stabilitesi ve Yarı Saydamlığı Üzerine Etkisinin İncelenmesi başlıklı tez çalışmamın toplam **111** sayfalık kısmına ilişkin, 29.05.2024 tarihinde tez danışmanım tarafından **Turnitin** adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı **%12** olarak belirlenmiştir.

Uygulanan filtrelemeler:

1. Tez kabul sayfası hariç
2. Tez çalışması orijinallik raporu sayfası hariç
3. Bilimsel etik beyannamesi sayfası hariç
4. Önsöz hariç
5. İçindekiler hariç
6. Simgeler ve kısaltmalar hariç
7. Materyal ve metot hariç
8. Kaynaklar hariç
9. Alıntılar dahil
10. 7 kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

Necmettin Erbakan Üniversitesi Tez Çalışması Orijinallik Raporu Uygulama Esaslarını inceledim ve tez çalışmamın, bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranının (%20) altında olduğunu ve intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

30.05.2024

İmza

Abdulhaluk SAVAŞ

İmza

Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

BİLİMSEL ETİK BEYANNAMESİ

Bu tezin tamamının kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar tüm aşamalarında bilimsel etiğe ve akademik kurallara özenle riayet edildiğini, tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez hazırlama kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel kurallara uygun olarak atıf yapıldığını ve bu kaynakların kaynaklar listesine eklendiğini beyan ederim.

25.06.2024

İmza

Abdulhaluk SAVAŞ



SİMGELER

Al_2O_3	: Alüminyum oksit
$^{\circ}\text{C}$	: Santigrat derece
μm	: Mikrometre
a^*	: Bir rengin kırmızılık-yeşillik derecesi
b^*	: Bir rengin sarılık-mavilik derecesi
CaO	: Kalsiyum oksit
CeO_2	: Sezyum oksit
K_2O	: Potasyum oksit
L^*	: Bir rengin açıklığı-koyuluğu, parlaklığı
$\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$	: Lityum disilikat
Li_2SiO_3	: Lityum metasilikat
$\text{LiAlSi}_2\text{O}_6$	: β -spodümen
$\text{Li}_{0.5}\text{Al}_{0.5}\text{Si}_{2.5}\text{O}_6$	: γ -spodümen (virgilit)
MgO	: Magnezyum oksit
MPa	: Mega Pascal
N	: Newton
Na_2O	: Soda
P_2O_5	: Fosfor pentoksit
Y_2O_3	: Yittriyum oksit
ZrO_2	: Zirkonyum oksit
ΔE	: Renk farkı
ΔRTP	: Rölatif Translusensi Parametresi

KISALTMALAR

CAD	: Bilgisayar destekli tasarım
CAM	: Bilgisayar destekli üretim
CIE L*a*b*	: Commision Internationale de l'Eclairage renk sistemi
FL	: Floresans değeri
HT	: Yüksek translusensi (High translucency)
KIC	: Ortalama kırılma tokluğu
KO	: Kontrast oranı
LT	: Düşük translusensi (Low translucency)
mm	: Milimetre
MO	: Orta opasite (Medium Opacity)
nm	: nanometre
TP	: Translusens parametresi
XRD	: X-ışını difraktometresi
Y-TZP	: Yittriya ile parsiyel stabilize tetragonal zirkonya polikristali
ZTA	: Cam infiltre edilmiş zirkonyayla güçlendirilmiş alümina

TABLolar LİSTESİ

Tablo No	Sayfa No
Tablo 2.1. Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmaları ve lot numaraları.....	45
Tablo 2.2. Çalışmada kullanılan donanımlar.....	47
Tablo 2.3. Çalışmada kullanılan CAD-CAM blokların kimyasal içerikleri.....	48
Tablo 2.4. IPS e.max CAD ve Amber Mill Seramik Blokların Kristalizasyon Değerleri.....	51
Tablo 3.1. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre gri zeminde CIE L* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları.....	59
Tablo 3.2. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre gri zeminde CIE L* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	60
Tablo 3.3. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre gri zeminde CIE a* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları.....	61
Tablo 3.4. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre gri zeminde CIE a* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	62
Tablo 3.5. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre gri zeminde CIE b* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları.....	62
Tablo 3.6. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre gri zeminde CIE b* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	63
Tablo 3.7. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre gri zeminde CIE C* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları.....	64
Tablo 3.8. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre gri zeminde CIE C* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	65
Tablo 3.9. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre gri zeminde CIE h° değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları.....	65
Tablo 3.10. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre gri zeminde CIE h° değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	67
Tablo 3.11. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre beyaz zeminde CIE L* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları.....	67
Tablo 3.12. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre beyaz zeminde CIE L* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	68
Tablo 3.13. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre beyaz zeminde CIE a* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları.....	69
Tablo 3.14. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre beyaz zeminde CIE a* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	70
Tablo 3.15. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre beyaz zeminde CIE b* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları.....	70
Tablo 3.16. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre beyaz zeminde CIE b* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	71
Tablo 3.17. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre beyaz zeminde CIE C* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları.....	72
Tablo 3.18. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre beyaz zeminde CIE C* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	73
Tablo 3.19. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre beyaz zeminde CIE h° değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları.....	73
Tablo 3.20. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre beyaz zeminde CIE h° değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	74

Tablo 3.21. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre siyah zeminde CIE L* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları.....	75
Tablo 3.22. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre siyah zeminde CIE L* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	76
Tablo 3.23. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre siyah zeminde CIE a* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları.....	76
Tablo 3.24. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre siyah zeminde CIE a* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	78
Tablo 3.25. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre siyah zeminde CIE b* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları.....	78
Tablo 3.26. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre siyah zeminde CIE b* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	79
Tablo 3.27. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre siyah zeminde CIE C* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları.....	80
Tablo 3.28. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre siyah zeminde CIE C* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	81
Tablo 3.29. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre siyah zeminde CIE h° değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları.....	81
Tablo 3.30. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre siyah zeminde CIE h° değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	82
Tablo 3.31. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta E_{00}(1-2)$ değerlerinin iki yönlü ANOVA testi sonuçları.....	83
Tablo 3.32. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta E_{00}(1-2)$ değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	84
Tablo 3.31. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta E_{00}(1-3)$ değerlerinin iki yönlü ANOVA testi sonuçları.....	84
Tablo 3.34. Materyal ve yüzey bitim şekline göre DE2000_1-3 değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	85
Tablo 3.35. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta E_{00}(2-3)$ değerlerinin iki yönlü ANOVA testi sonuçları.....	85
Tablo 3.36. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta E_{00}(2-3)$ değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	86
Tablo 3.37. Materyal, yüzey bitim şekli ve zamana göre RTP değerlerinin üç yönlü ANOVA testi sonuçları.....	86
Tablo 3.38. Materyal, yüzey bitim şekli ve zamana göre RTP değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	87
Tablo 3.39. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta RTP(1-2)$ değerlerinin iki yönlü ANOVA testi sonuçları.....	88
Tablo 3.40. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta RTP(1-2)$ değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	89
Tablo 3.41. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta RTP(1-3)$ değerlerinin iki yönlü ANOVA testi sonuçları.....	89
Tablo 3.42. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta RTP(1-3)$ değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	90
Tablo 3.43. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta RTP(2-3)$ değerlerinin iki yönlü ANOVA testi sonuçları.....	90
Tablo 3.44. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta RTP(2-3)$ değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması.....	91

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil No	Sayfa No
Şekil 1.1 Munsell Renk Sistemi (Vadher ve ark., 2014)	31
Şekil 1.2. CIE L*a*b* renk sistemi (Brewer ve ark., 2004)	32
Şekil 2.1. Çalışmanın akış şeması.....	46
Şekil 2.2. Çalışma grupları	48
Şekil 2.3. Cam seramik blokların su soğutması altında hassas kesme cihazında kesilmesi....	49
Şekil 2.6. Kristalizasyon işlemi için örneklerin fırınlanması	51
Şekil 2.7. IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) ve Amber Mill (Haas Bio) gruplarının kristalizasyon öncesi ve sonrası.....	52
Şekil 2.8. Polisaj gruplarındaki örneklerin universal lityum disilikat polisaj seti ile polisajlarının yapılması	52
Şekil 2.9. Glaze işleminin yapılması.....	53
Şekil 2.10. Glaze için fırınlama işleminin yapılması	53
Şekil 2.11. Dental spektrofotometre ve kullanılan beyaz, gri ve siyah arka planlar.....	54
Şekil 2.12. Gri, beyaz ve siyah arka planlarda renk ölçümü	55
Şekil 2.13. Kahve termal siklus işlemi	56

ÖZET

Necmettin Erbakan Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Protetik Diş Tedavisi
[Doktora Tezi]

FARKLI YÜZEY BİTİM İŞLEMLERİ VE KAHVE TERMAL SIKLUSUNUN LİTYUM DİSİLİKAT ESASLI CAD-CAM CAM SERAMİKLERİN RENK STABİLİTESİ VE YARI SAYDAMLILIĞI ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Abdulhaluk SAVAŞ

Konya-2024

Amaç: Bu çalışmanın amacı, farklı yüzey bitim şekli uygulanan beş farklı cam seramik materyalinin kahve termal siklusu ve ardından uygulanan tekrar parlatma sonrası Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE) renk koordinatları (L^* , a^* , b^* , C^* ve h°), renk değişimi (ΔE_{00}), rölatif translusensi parametresi (RTP) ve translusensi değişiminin (ΔRTP) incelenmesidir.

Materyal ve Metod: Toplamda 100 adet A2 renk ve yüksek translusensiye (HT) sahip beş farklı cam seramik materyalden (IPS e.max CAD; GC Initial LiSi Block, Celtra Duo, Cerec Tessera, Amber Mill) $1,5 \pm 0,01$ mm kalınlığında olacak şekilde hazırlandı. Prekristalize blok olan IPS e.max CAD ve Amber Mill seramik örnekleri üretici talimatları doğrultusunda kristalize edildi. Ardından her bir gruptaki örnekler yüzey bitim şekillerine göre 2 alt gruba ayrıldı: mekanik polisaj ve glaze ($n=10$). Örneklerin CIE L^* , a^* , b^* , C ve h° değerleri gri, siyah ve beyaz arka planlarda dental spektrofotometre (EasyShade V) ile ölçüldü (İlk ölçüm, 1). Ardından örnekler $5^\circ C$ ile $55^\circ C$ arasında 5500 devir kahve termal siklusuna tabii tutuldu. Yaşlanma sonrası örneklerin ikinci renk ölçümleri (2) aynı koşullarda tekrar edildi. Ardından tüm örneklerle tekrar mekanik parlatma işlemi yapılarak üçüncü renk ölçümü (3) aynı koşullarda tamamlandı. İlk, ikinci ve üçüncü ölçümler arasındaki ΔE_{00} miktarları, RTP ve ΔRTP değerleri hesaplandı. İstatistiksel analiz üç yönlü Robust varyans analizi (ANOVA), iki yönlü Robust ANOVA ve Bonferonni çoklu karşılaştırma testleri ile analiz edildi ($\alpha=0,05$).

Bulgular: Test edilen parametreler için materyal, yüzey bitim şekli ve zaman ana etkileri, materyal ile yüzey bitim şekli etkileşimi ve materyal ile zaman etkileşimi için istatistiksel farklar bulundu ($P<0,05$). Amber Mill materyali istatistiksel olarak en düşük ortalama L^* , a^* , b^* ve en yüksek h° değeri gösterirken, CEREK Tessera materyali istatistiksel olarak en yüksek ortalama a^* , b^* , C^* ve en düşük h° değeri; IPS e.max CAD materyali ise istatistiksel olarak en yüksek ortalama L^* ve en düşük ortalama C^* değeri gösterdi ($P<0,05$). Polisaj işlemi, glaze işlemine kıyasla ortalama a^* , b^* ve C^* parametrelerini istatistiksel olarak anlamlı derecede arttırırken; h° değerini ise azalttı ($P<0,05$). Her üç koşulda da tüm materyaller klinik olarak kabul edilebilir ortalama renk farkı değerleri gösterdi ($\Delta E_{00}<1,77$). En yüksek ortalama RTP değeri Amber Mill materyalinde bulunurken, en düşük ortalama RTP değeri ise Celtra Duo materyalinde tespit edildi ($P<0,05$). Glaze işlemi IPS e.max CAD, GC Initial LiSi ve CEREK Tessera'nın ortalama RTP değerini istatistiksel olarak arttırırken, Celtra Duo'nun ortalama RTP değerini istatistiksel olarak azalttı. Ancak Amber Mill materyalinin ortalama RTP değerinde istatistiksel bir fark oluşmadığı tespit edildi. Test edilen değişkenler ΔRTP değerlerinde anlamlı bir değişikliğe neden olmazken, bu değerler klinik olarak fark edilebilir translusensi parametresi eşik değerinin altında bulundu ($<0,62$).

Sonuç: Lityum disilikat esaslı cam seramiklerin optik özellikleri materyal tipinden, farklı yüzey bitim şekline ve kahve termal siklusu ile ardından uygulanan tekrar parlatma işlemlerinden önemli derecede etkilenmiştir. Mekanik polisaj ve glaze yüzey bitim işlemleri materyallerin renk ve translusensi stabilitesinde anlamlı bir fark meydana getirmemiştir. Kahve termal siklusu ve yeniden parlatmanın ardından materyallerin hepsi klinik olarak kabul edilebilir renk ve translusensi farkı göstermiştir. Klinik koşullarda, gerekli optik özellikler ve farklı klinik senaryolara göre bu çalışmadaki materyaller ve yüzey bitim işlemleri (glaze veya polisaj) tercih edilebilir.

Anahtar Kelimeler: Cam seramik, Glaze, Lityum disilikat, Kahve termal siklusu, Polisaj, Renk, Translusensi.

ABSTRACT

Necmettin Erbakan University, Institute of Health Sciences
Department of Prosthodontics
Prosthodontics
PhD Thesis

INVESTIGATION OF THE EFFECTS OF DIFFERENT SURFACE FINISHING PROCEDURES AND COFFEE THERMOCYCLING ON COLOR STABILITY AND TRANSLUCENCY OF LITHIUM DISILICATE BASED CAD-CAM GLASS-CERAMICS

Abdulhaluk SAVAŞ

Konya-2024

Objective: The aim of this study was to investigate the International Commission on Illumination (CIE) color coordinates (L^* , a^* , b^* , C^* , and h°), color change (ΔE_{00}), relative translucency parameter (RTP), and translucency change (ΔRTP) of five different glass-ceramic materials with different surface finishes after thermal cycling and subsequent re-polishing.

Materials and Methods: A total of 100 pieces of five different glass ceramic materials (IPS e.max CAD, GC Initial LiSi Block, Celtra Duo, Cerec Tessera, Amber Mill) with A2 color and high translucency (HT) were prepared with a thickness of 1.5 ± 0.01 mm. The pre-recrystallized block IPS e.max CAD and Amber Mill ceramic samples were crystallized according to the manufacturer's instructions. The samples in each group were then divided into two subgroups according to their surface finish: mechanically polished and glazed ($n=10$). The CIE L^* , a^* , b^* , C^* , and h° values of the samples were measured using a dental spectrophotometer (EasyShade V) on gray, black, and white backgrounds (first measurement, 1). The samples were then subjected to a 5500 coffee thermal cycle between 5°C and 55°C . After aging, the second color measurement (2) was repeated under the same conditions. All the samples were then subjected to mechanical polishing again, and the third color measurement (3) was completed under the same conditions. The ΔE_{00} amounts and RTP and ΔRTP values between the first, second, and third measurements were calculated. Statistical analysis was performed using three-way robust analysis of variance (ANOVA), two-way Robust ANOVA, and Bonferroni multiple comparison tests ($\alpha=0.05$).

Results: Statistical differences were found for the main effects of material, surface finish, and time; the interaction of material and surface finish; and the interaction of material and time for the parameters tested ($P<0.05$). Amber Mill material showed statistically the lowest mean L^* , a^* , b^* and the highest h° value, CEREC Tessera material showed statistically the highest mean a^* , b^* , C^* and the lowest h° value, IPS e.max CAD material showed statistically the highest mean L^* and the lowest mean C^* value ($P<0.05$). Polishing significantly increased the mean a^* , b^* , and C^* parameters and decreased the mean h° value compared with glazing ($P<0.05$). Under all three conditions, all materials showed clinically acceptable mean color difference values ($\Delta E_{00}<1.77$). The highest mean RTP value was found in the Amber Mill material, while the lowest mean RTP value was found in Celtra Duo ($P<0.05$). Glaze treatment significantly increased the mean RTP value of IPS e.max CAD, GC Initial LiSi, and CEREC Tessera, and statistically decreased the mean RTP value of Celtra Duo, but there was no statistical difference in the mean RTP value of Amber Mill material. While the variables tested did not cause a significant change in ΔRTP values, these values were found to be below the clinically perceptible translucency parameter threshold value (<0.62).

Conclusion: The optical properties of lithium disilicate-based glass ceramics were significantly affected by the material type, different surface finishes, and coffee thermal cycle followed by re-polishing. Mechanical polishing and glazing did not significantly affect the color and translucency stability of the materials. Following the coffee thermal cycle and re-polishing, all the materials showed clinically acceptable color and translucency differences. In clinical conditions, the materials and surface finishing procedures (glaze or polish) used in this study may be preferred according to the required optical properties and different clinical scenarios.

Keywords: Coffee thermal cycle, Color, Glass ceramic, Glaze, Lithium disilicate, Polishing, Translucency.

1. GİRİŞ

Dental seramikler, diş hekimliğinde restoratif materyaller olarak yaygın kullanımdadır. Dental restorasyonların klinikte başarılı bir şekilde kullanılabilmesi için bir takım kriterleri karşılaması gerekir (Giordano II, 2022). Bir materyalin ağız ortamının zorluklarına dayanabilmesi için yeterli kırılma direncine sahip olması gerekir. Çiğneme sırasında tekrarlanan stres uygulaması, sıvı ortamdaki hızlı termal değişikliklerle birleştiğinde restorasyon üzerinde önemli bir stres oluşturur. Restorasyonun uyumu, çevre dokuya herhangi bir baskı yapmayacak şekilde olmalı, sekonder çürükleri engellemek için yeterince sızdırmaz olmalıdır. Görünüm genellikle hastanın ve diş hekiminin en büyük endişesidir (Giordano II, 2022).

Restorasyonun doğal bir görünüme sahip olması, estetik restoratif malzemelerin ve özellikle seramiklerin hızla yaygınlaşmasının arkasındaki temel itici güçlerden biri olmuştur. Seramik malzemeler renk ve ışık etkileşimi açısından doğal dişleri en iyi şekilde taklit edebilir. Dayanıklılık, uyum ve diş benzeri görünüme ek olarak, restoratif sistemler biyouyumlu olmalıdır. Seramik materyaller genellikle kullanılan tüm restoratif materyaller arasında en biyouyumlu olanlar olarak kabul edilir. Oksitlenmezler, korozyona karşı dirençlidirler ve genellikle alerjik veya toksik reaksiyon oluşturmazlar (Giordano II, 2022).

Altmışlı yılların başında metal destekli porselen sistemlerinin geliştirilmesinden bu yana, metal seramik restorasyonlar, iyi mekanik özellikleri ve kısmen tatmin edici estetik sonuçlarının yanı sıra marjinal ve iç adaptasyonlarının klinik olarak kabul edilebilir kalitesi sayesinde protetik diş hekimliğinde yıllarca altın standart olarak kabul edilmiştir (Heffernan ve ark., 2002a; Walton, 1999). Feldspatik seramikler gibi ağırlıklı olarak cam bazlı seramikler, metal seramik restorasyonlar için veneer materyali olarak kullanılmıştır (Stappert ve ark., 2005).

Uzun vadeli bilimsel kanıtlarla doğrulanan olumlu klinik sonuçların öngörülebilirliği ve tutarlılığı, geleneksel döküm prosedürlerinin kolaylığı ve doğruluğunun yanı sıra metal seramik restorasyonlarda kullanılan değerli alaşımlara karşı nadir görülen yan etkiler, metal seramik kron ve köprüleri zaman içinde daha popüler ve yaygın hale getirmiştir (Zarone ve ark., 2011).

Bununla birlikte, mum kalıplarının yerleştirilmesi ve metal alaşımlarının dökümüne ilişkin çok sayıda teknik değişken, önemli sayıda işlem adımı ve fırınlama döngüsü içermekte, bu da restorasyonların nihai kalitesini uygulanan tekniğe son derece duyarlı hale getirmektedir. Dahası, metal altyapı ve alttaki grimsi rengi maskelemek için gereken opak porselen tabakası translusent özellikte olmamaları nedeniyle estetik sonuç için önemli bir sınırlama getirebilir. Diş dokuları yüksek derecede translusensi gösterirken, metal-seramik restorasyonlar sadece ışığı emebilir veya yansıtabilir (Raptis ve ark., 2006).

Son yıllarda, hastaların estetik ve doğal görünümlü restorasyonlara yönelik artan talebi, restorasyonların ömrünü uzatmak ve teknik sorunları sınırlandırmak amacıyla mekanik özellikleri önemli ölçüde iyileştirilen yeni tam seramik materyallerin geliştirilmesini sağlamıştır (Zarone ve ark., 2011). Diş hekimliğinde, özellikle seramik materyaller alanındaki teknolojik gelişmeler, tam seramik materyallerden oluşan metal desteksiz restorasyonların üretimini mümkün kılmıştır (Bajraktarova Valjakova ve ark., 2018). Seramik materyallerin geliştirilmesindeki teknik gelişmeler, bilim insanlarının seramiklerin mükemmel estetik görünüm ve optik özellikler gibi kusursuz avantajlarını üstün biyouyumluluk, gelişmiş mekanik özellikler ve düşük plak retansiyonu gibi özellikler ile birleştirmelerini sağlamıştır (Bajraktarova-Valjakova ve ark., 2018; Zarone ve ark., 2011).

İdeal bir tam seramik materyali, yarı saydamlık, doğal diş rengi, olağanüstü ışık geçirgenliği gibi mükemmel estetik özellikler sergilemelidir. Bunlara ek olarak, ömür boyu hizmet verebilirliği sağlamak için fonksiyonel ve parafonksiyonel yük koşullarında eğilme dayanımı, kırılma tokluğu ve sınırlı çatlak yayılımı gibi optimum mekanik özellikler sergilemelidir (Conrad ve ark., 2007).

Feldspatik seramikler genellikle çok iyi biyouyumluluk ve basınç kuvvetlerine karşı mekanik dirençle birlikte mükemmel estetik sağlar, ancak ne yazık ki düşük gerilme mukavemeti nedeniyle makaslama kuvvetleri altında kolayca kırılırlar (McLean ve Hughes, 1965).

Günümüzde tam seramikler veneer, inley, onley, kron ve post gibi her türlü tek diş restorasyonunun üretiminde kullanılabilir (Conrad ve ark., 2007). Lityum disilikat seramik materyaller 3 üyeli köprülerin (anterior ve premolar bölgede) üretimi için kullanılabilirken, çok üyeli köprüler sadece stabilize zirkonya ile yapılabilir; İçinde rezin matriks bulunan seramik malzemeler, özellikle yüksek çiğneme basıncının olduğu bir bölgede implantların

veya diş restorasyonlarının üzerindeki kronların üretimi için uygundur (da Silva ve ark., 2017).

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) sistemleri dental restorasyonların verimli bir şekilde üretilmesini sağlamaktadır. (Flury ve ark., 2017; Kohorst ve ark., 2011). Son yıllarda, CAD-CAM teknolojisinin kullanıldığı monolitik dental restorasyonlar, mükemmel mekanik özellikler (Kim ve Kim, 2014) ve veneer seramiği gerektirmeyen uygun estetikleri nedeniyle yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (Culp ve McLaren, 2010).

Monolitik restorasyonlar; zirkonya, lityum disilikat seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik, feldspatik seramik, lösit bazlı seramik ve seramik/cam polimer materyaller gibi materyaller kullanılarak CAD-CAM cihazları sayesinde nihai formda hazırlanabilmektedir (Kim ve Kim, 2014). Tüm bu monolitik restorasyonlar, özellikle lityum disilikat ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam-seramik materyaller, silikat içerikleri ve kristalizasyon prosedürleri nedeniyle estetik ihtiyaçları karşılamaktadır (Elsaka ve Elnaghy, 2016).

Lityum disilikat esaslı cam seramikler, sağlamlıkları ve estetikleri nedeniyle geniş bir endikasyon yelpazesi sunmaktadır. Ancak, giderek daha fazla lityum disilikat esaslı cam seramik materyalinin pazara girmesiyle, klinisyenler ve diş teknisyenleri, kalıcı ve başarılı tedavi sonucu sağlamak için üretimdeki farklılıkların ve ortaya çıkan mikro yapının farkında olmalıdır. Bazı yeni malzemelerin işlenmesi için güvenilir protokoller oluşturulmalıdır. Bu nedenle, işlenebilir lityum disilikat bloklar frezelendikten sonra kristalleştirilmeli veya ısı işleme tabi tutulmalıdır (Phark ve Duarte Jr, 2022).

Yüzey dokusu, bir yüzeyin pürüzlülük (mikro pürüzlülük), dalgalılık (makro pürüzlülük), kusurlar gibi kombinasyondan kaynaklanan doğası olarak tanımlanır. Genel olarak seramik yüzey pürüzlülüğü arttıkça seramik yüzey pöröziteleri, renk değişimi ve renk bozulması da artar (Kanat-Ertürk, 2020; Papageorgiou-Kyrana ve ark., 2020). Seramik renk değişimindeki bu faktörlerin bazıları seramik yüzey pürüzlülüğünü etkileyebilir. Uygulamada, zamanla oklüzal ayarlamalar, konturlama ve/veya ağız ortamına maruz kalma nedeniyle yüzey pürüzlülüğünde bir artıştan sonra restorasyon rengi değişebilir (Gawriolek ve ark., 2012; Yuan ve ark., 2018).

Bir restoratif materyalin renk değişimini değerlendirmek için, materyalin renklendirici etkene maruziyetten sonraki rengi ile maruz kalmadan önceki temel rengi arasındaki fark, spektrofotometre ile değerlendirilir ve ardından renk farkı formüllerinden hesaplanır (Acar ve ark., 2016). Ardından, klinik önemi yorumlamak, algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik için renk farkı eşik değerleri ile karşılaştırılır (Alp ve ark., 2018). Malzemenin renk değişimi, renk farkı eşik değerlerinden daha büyük olduğunda klinik olarak kabul edilemez olarak değerlendirilir (Yuan ve ark., 2018).

Seramik pürüzlülüğünü azaltmak ve buna bağlı olarak seramik renk değişimini azaltmak için yaygın bir yöntem, bitirme, polisaj ve/veya glaze dahil olmak üzere yüzey işleme protokollerini uygulamaktır (Kim ve ark., 2016; Kursoglu ve ark., 2014). Genel bir kural olarak, yüzey ne kadar pürüzsüzse, renk değişimi o kadar düşük olur (Alp ve ark., 2018; Gawriołek ve ark., 2012; Ozen ve ark., 2020; Yao ve ark., 2021).

Bileşim, üretim teknikleri ve kristalizasyon parametrelerindeki farklılıklar, farklı ürünler ve üreticiler arasında farklılık göstermektedir. Bu, önemli ölçüde farklı üst yapıya ve aynı zamanda mekanik ve klinik performanslarına da yansır (Phark ve Duarte Jr, 2022). Lityum disilikat esaslı monolitik restorasyonlarla ilgili çalışmalar, kristalizasyon sonrası yüzey özellikleri (Belli ve ark., 2017; de Carvalho Ramos ve ark., 2016), ve yüzey bitirmenin (parlatma veya cilalama) optik özellikler üzerindeki etkisi ile sınırlıdır (Vichi ve ark., 2016). Bazı çalışmalar materyal kalınlığının lityum disilikat materyalin renk stabilitesi üzerindeki etkisini araştırmışlardır (Acar ve ark., 2016; Pires ve ark., 2017). Bununla birlikte, farklı lityum disilikat cam seramikleri arasındaki kimyasal farklılıklar göz önüne alındığında, klinisyenler bu malzemeler arasındaki performans farklılıklarını bildiren çalışmalardan faydalanacaktır (Lubauer ve ark., 2022). Ek olarak nano-lityum disilikat materyallerle ilgili sadece üç çalışma yaşlanmayı içermeyen optik özelliklerine odaklanmıştır (Jurado ve ark., 2022; Liebermann ve ark., 2021; Phark ve Duarte Jr, 2022).

Bir restorasyonun işlevsel ömrü boyunca optik özellikler, renk stabilitesi ve yarı saydamlık önemli parametrelerdir çünkü renk ve yarı saydamlık seramik restorasyonların estetik sonucunu etkiler (Wang ve ark., 2013). Ayrıca zaman içindeki renk değişiklikleri restorasyonların ömrünü ve kalitesini sınırlayabilir (de Oliveira ve ark., 2014). Ek olarak, dental seramik restorasyonların estetik değeri, yüzey dokusundan etkilenir (de Azevedo Cubas ve ark., 2011). Üreticiler, estetiği geliştirmek için lityum disilikat esaslı monolitik restorasyonlar için polisaj veya glaze uygulanmasını önermekle birlikte, polisaj veya glaze

işlemlerinden hangisinin daha uygun renk stabilitesi ve translusensiyi sağlayacağı belirsizdir. Bu nedenle, bu çalışma, farklı yüzey işlemlerinin (glaze ve cilalama) ve kahve ısı döngüsünün lityum disilikat esaslı farklı CAD-CAM materyallerinin renk ve translusensisi üzerindeki etkilerini araştırmayı amaçlamaktadır.

Bu çalışmanın sıfır hipotezlerinden ilki, materyal tipi, yüzey bitim şekli (polisaj veya glaze) ve zaman koşullarının (kahve termal siklusu ve tekrar parlatma) monolitik CAD-CAM lityum disilikat cam seramiklerin renk koordinatlarını (CIE L^* , a^* , b^* , C^* , h°) etkilemeyeceğidir. İkinci sıfır hipotez, materyal tipi, yüzey bitim şekli (polisaj veya glaze) ve zaman koşullarının (kahve termal siklusu ve tekrar parlatma) monolitik CAD-CAM lityum disilikat cam-seramiklerin renk stabilitesini etkilemeyeceğidir. Üçüncü sıfır hipotezi, materyal tipi, yüzey bitim şekli (polisaj veya glaze) ve zaman koşullarının (kahve termal siklusu ve tekrar parlatma) monolitik CAD-CAM lityum disilikat cam-seramiklerin relatif translusensi parametresi üzerinde bir etkisi olmayacağı yönündedir. Çalışmanın dördüncü sıfır hipotezi ise; materyal tipi, yüzey bitim şekli (polisaj veya glaze) ve zaman koşullarının (kahve termal siklusu ve tekrar parlatma) monolitik CAD-CAM lityum disilikat cam-seramiklerin translusensi stabilitesine etkisi olmayacağıdır.

2. GENEL BİLGİLER

"Seramik" terimi Yunanca "keramos" kelimesinden türemiştir ve "çömlekçi veya çömlek" anlamına gelmektedir. Bu kelime "yanmış toprak" anlamına gelen Sanskritçe bir terimle ilişkilidir, çünkü temel bileşenler çömlek oluşturmak için ısıtılan topraktan elde edilen killerdir (Kingery ve ark., 1976). Seramik, arzu edilen mekanik ve optik özellikleri elde etmek için yüksek sıcaklıkta pişirilerek işlenen, metalik olmayan, inorganik bir malzemeden yapılan bir üründür. (Bajraktarova-Valjakova ve ark., 2018; da Silva ve ark., 2017).

Seramikler metalik olmayan inorganik malzemeler olarak sınıflandırılır. Bu malzemeler metal oksitler, borürler, karbürler ve nitrürlerden oluşur (Kingery ve ark., 1976). Seramikler kristal yapıda olup, yapıyı oluşturan bileşen atomlarının periyodik düzen özelliklerini gösterir ve iyonik veya kovalent bağ sergileyebilir. Seramikler çok çeşitli mukavemet değerlerine sahiptir. Bu malzemeler, çatlakların plastik deformasyon olmadan başlayıp ilerleyerek kırılmaya yol açabildiği son derece düşük plastisite sergiledikleri için kırılgandır. Seramikler; camları, kristal bileşenli camları ve kristal malzemeleri içerebilir. Cam amorf bir yapıya sahiptir. Dental porselen cam ve kristal bileşenlerin bir karışımıdır. (Gracis ve ark., 2015; Talibi ve ark., 2022).

Seramikler biyouyumlu ve inert materyallerdir ve yüksek derecede ağız içi stabiliteye sahiptirler. Bu nedenle ağız boşluğunda güvenle kullanılabilirler. Bununla birlikte, seramikler kolayca kırılabilen kırılgan malzemelerdir (Jones, 1998). Bu zayıflıkla mücadele etmek için seramikler genellikle partiküllerle güçlendirilir, metalle desteklenir veya tamamen polikristalin malzemeden yapılır (Warreth ve Elkareimi, 2020).

2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişim Süreci

Porselen Avrupa'ya ilk kez on üçüncü yüzyılda girmiştir. Bir eczacı olan Alexis Duchateau, Parisli bir diş hekimi olan Nicholas Dubois de Chémant'ın yardımıyla 1774 yılında Alexis için eksiksiz bir porselen protez seti oluşturmayı başarmıştır (Kelly ve Benetti, 2011; Zhang ve Kelly, 2017).

Daha önce protezler insan veya hayvan dişlerinden yapılıyordu ve bu nedenle gözenekliydi, bu da kullanıcının ağızda bozulmalarına yol açıyordu. Porselenin kullanılması, kişisel hijyenin iyileştirilmesinin yanı sıra uzun vadeli bir sonuç elde edilebileceği anlamına geliyordu (Zhang ve Kelly, 2017).

1889'da Charles Land, modern diş kronunun ilk versiyonu olan tam porselen jaket kronun patentini başarıyla aldı. Bu prosedür, kırık bir dişin porselen bir kron ile yeniden yapılandırılarak yeni bir görünüme kavuşturulmasını içeriyordu, ancak 1950'lere kadar yaygın olarak kullanılmasına rağmen, iç mikro çatlaklar nedeniyle dayanıklılığın kusurlu olduğu tespit edildi (Helvey, 2010). Bu eksiklik, porselenle kaynaşmış metal kuruğu tasarlayan Abraham Weinstein tarafından azaltıldı (Helvey, 2010).

Metal destekli porselen kuronlar, şüphesiz porselen sorunlarını azaltırken, metal bloklı opak bir tabakanın eklenmesi nedeniyle estetikten ciddi şekilde ödün verildi. John McLean ve T.H. Hughes 1965'lerde feldspatik porselene endüstriyel alüminöz porselenin eklendiği tam seramik restorasyonun üretilmesine öncülük etti. Bu, geleneksel muadilinin iki katı dayanıklılığa sahip daha yeni bir porselen jaket kron yarattı; ancak zayıflığı nedeniyle ağızda yalnızca anteriorda kullanılabiliyordu (Helvey, 2010).

1950'lerde Corning Glass Works tarafından gerçekleştirilen bir başka gelişme de dökülebilir Dicor® kuron sisteminin bulunmasına yol açtı. Bu sistemde cam çeşitli mika formlarıyla güçlendirildi. Süreç, dökülmüş bir cam restorasyon üreten kayıp mum döküm tekniğinin kullanılmasını içeriyordu. Daha sonra bu, ısıtılma (seramitleme) tabi tutuldu. Seramitleme işlemi camın kontrollü bir şekilde kristalleşmesini sağlayarak küçük kristallerin oluşmasına ve eşit dağılımına yol açtı. Kristal oluşumunun türü kullanılan feldspatik formülasyona bağlıydı. Farklı kristal oluşumlarına örnek olarak lösit, floromika camı, lityum disilikat ve apatit cam seramikleri verilebilir (Krishna ve ark., 2009). Kristal oluşumu cam seramiğin dayanımını ve sertliğini arttırmıştır. Dicor® malzemesi için zaman ve sıcaklık tetra silisik floromika kristallerinin büyüme hızını, miktarını ve boyutunu kontrol etmiştir. Ortaya çıkan monokromatik kuron, yüzeysel bir renk katmanı uygulamasıyla gölgelendirilmiştir. Üretim zorlukları ve yüksek kırılma insidansı bu sistemin terk edilmesine yol açan faktörlerdi (Powers, 2006).

Lösit ilk olarak feldspatik porselenlere termal genişleme katsayısını fırınladıkları metallerle eşleşecek şekilde yükseltmek için eklenmiştir. Kristalin lösit fazları da feldspatik porselenin çatlak yayılımını yavaşlatmasına yardımcı olmuştur. Yüksek lösit içeren seramikler Empress® I (Firma isimlerini ilk geçtikleri yerde yazsan iyi olur) ve optimum preslenebilir cam (OPC) 1980'lerin sonunda piyasaya sürüldü ve ilk preslenebilir seramik malzemeler oldu. Empress ve OPC için üretimin ilk adımları restorasyonun mumda oluşturulduğu Dicor ve Cerestore ile benzer olsa da, ısıtılmış lösit takviyeli seramik ingot

özel olarak tasarlanmış bir presleme fırını kullanılarak kalıba preslenirken, Dicor kron santrifüj döküm kullanılarak oluşturulmuştur (Helvey, 2010). Bu seramik ingot presleme işlemi, estetik ve laboratuvarında kullanım kolaylığı nedeniyle çok popüler hale gelmiştir. Lösitle güçlendirilmiş preslenmiş Empress materyalinin mukavemetindeki artışa rağmen, posterior bölgede kullanıldığında kırılma hala mümkündür (Kelly ve Benetti, 2011).

Bu süre zarfında cam infüzyonlu seramik kor sistemi geliştirildi. Vita, kor materyal için hacim olarak %85 sinterlenmiş alüminadan elde ettiği bir slip-casting işlemi kullandı ve In-Ceram® sistemini tanıttı. Bu cam infüzyonlu alümina çekirdek 352 MPa eğilme dayanımına sahipti (Wagner ve Chu, 1996). Vita, yarı saydamlığı ve estetiği artırmak için sinterlenmiş alüminayı spinel ($MgAl_2O_4$) ile değiştirdi. İnfüze edilen oksitlerin değişimi eğilme dayanımını biraz azaltmış ancak anterior bölge için daha uygun bir restorasyon üretmiştir. Vita ayrıca alüminayı zirkonyum oksit kristalleriyle karıştırarak infüze edilmiş çekirdeğin başka bir varyasyonunu eklemiş ve bu da eğilme dayanımını 700 MPa'ya çıkarmıştır böylece posterior kronlar ve köprüler için tasarlanmıştır. (Helvey, 2010).

1990'ların ortalarında Nobel Biocare ilk CAD-CAM alt yapısı olan Procera® AllCeram koru tanıttı. Bu kor materyali, üzerine feldspatik bir seramiğin katmanlandığı %99,9 alüminadan oluşuyordu (Helvey, 2010).

CAD-CAM teknolojisinin kullanımı, zirkonyum dioksitten (zirkonya) oluşan yepyeni bir seramik alt yapı jenerasyonunu teşvik etmiştir. Birkaç üretici (Lava, 3M ESPE; Procera Forte, Nobel Biocare; ve Cercon, Dentsply) önceden sinterlenmiş yitrium-stabilize zirkonya bloklarından frezelenmiş kuron ve köprü alt yapılarını tanıttı. Büyük boyutlu frezelenmiş altyapı çalışmaları daha sonra 1500°C'de 11 saat boyunca sinterlenmiş ve 900 MPa ila 1300 MPa eğilme dayanımı ile mükemmel uyum sağlamıştır. Diğer üreticiler (Everest, KaVo, DC-Zirkon, Precident DCS) tamamen sinterlenmiş zirkonya blokları frezelemiş (büzülme faktörünü ortadan kaldırdığı için) ve bir çalışmada üstün bir marjinal uyuma sahip olduğu bulunmuştur (Kohta, 2003). Her iki üretim yöntemi de yeterli bükülme dayanımına sahip bir altyapı sağlayarak çok üyeli posterior köprüler için kullanılmalarına izin vermiştir (Helvey, 2010).

1998 yılında Ivoclar Vivadent, anterior bölge için endike olan tek ve çok üniteli bir altyapı olarak kullanılan bir lityum disilikat seramik materyal olan IPS Empress II'yi tanıttı. Altyapı çalışması, lityum disilikat için özel olarak tasarlanmış bir veneer seramiği ile

katmanlandırıldı. Beş yıllık bir çalışma, sabit parsiyel protez altyapısı olarak kullanıldığında %70 başarı oranı ortaya koymuştur (Marquardt ve Strub, 2006).

İkinci nesil, düşük erime noktalı, yüksek genleşmeli, lösit cam takviyeli seramik malzeme Authentic®, 1998 yılında Ceramay GmbH & Co tarafından Avrupa pazarına sunuldu ve aynı yıl içinde Microstar tarafından ABD pazarına tanıtıldı. Laboratuvar teknisyeni Brian Lindke, Authentic®'i belirli alaşımlara preslemeyi denedi. Argen ile birlikte çalışarak, uyumlu termal genleşme katsayılarına sahip alaşımlar geliştirildi ve böylece Press-to-Metal™ tekniği kullanılmaya başlandı. Kısa süre sonra bu teknik benimsenerek metalin yerine zirkonyum dioksit altyapılar kullanılmaya başlandı. Bu teknik için uyumlu bir termal genleşme katsayısına sahip seramik preslenebilir ingotlar geliştirilmiştir (Helvey, 2010).

Lityum disilikat 2006 yılında preslenebilir ingot ve kısmen kristalize freze bloğu olarak yeniden ortaya çıkmıştır (hasta başı için CEREC® (Sirona, Almanya) ve laboratuvarlar için inLab® (Sirona, Almanya) freze üniteleri). Malzemenin eğilme dayanımının ilgili dönemde kullanılan lösit ilaveli seramiklerden %170 daha yüksek olduğu bulunmuştur. Seramik malzeme frezelenebilir veya mumlanabilir ve ardından tam kontur için preslenebilir ve daha sonra boyanabilir. Bir alt yapının (zirkonya veya metal malzeme), tam konturlu bir kuronun (hasta başında veya laboratuvarında lityum disilikat malzeme) veya bir implant abutmentinin CAD-CAM ile frezelenmesi, dijitalleştirilmiş restoratif diş hekimliği pazarını açmıştır (Helvey, 2010).

2.2. Tam Seramikler

Seramik malzemeler için yeni mikro yapıların geliştirilmesine bağlı olarak dental restorasyonların üretimi için bilgisayarlı sistemlerin evrimi, diş hekimleri ve teknisyenler için klinik iş akışında ve hastalara sunulan tedavi seçeneklerinde önemli bir değişikliğe neden olmuştur (da Silva ve ark., 2017).

Son yıllarda, oldukça konservatif preparasyon veya preperasyon gerektirmeyen veneer restorasyonlardan, çok üyeli posterior sabit bölümlü protezlere kadar her tür indirekt restorasyon için birçok farklı seramik sistemi tanıtılmıştır. Materyallerin ve materyal üretim tekniklerinin tüm farklı nüanslarını anlamak çok zordur ve kafa karıştırıcı olabilir (Giordano ve McLaren, 2010).

2.2.1. Tam seramiklerin sınıflandırılması

Sınıflandırma sistemleri, özellikle farklı materyallerin karşılaştırılmasına yardımcı olarak seramiklerin anlaşılmasına yardımcı olur. Bu sayede klinisyenler hasta için klinik açıdan en uygun materyal ve maksimum başarıyı sağlamak için gereken simantasyon protokolü hakkında bilinçli bir karar verebilir. İdeal sınıflandırma sistemleri, sürekli geliştirilen yeni materyallerin kolayca eklenebileceği net gruplandırmalara sahip olmalıdır (Talibi ve ark., 2022).

Seramikleri gruplandırmak için farklı sınıflandırma sistemleri formüle edilmiştir:

- Endikasyonlar
- Kompozisyon
- Üretim Teknikleri
- Fırınlama Derecesi
- Mikroyapı
- Yarı Saydamlık
- Kırılma direnci
- Eğilme dayanımı
- Aşındırıcılık (Anusavice ve ark., 2012)

Mikroyapıya dayalı sınıflandırma yaygın olarak kullanılmaktadır. Seramikler, camın kristal içeriğe oranına göre kategorize edilir:

- Kategori 1: Cam bazlı/Silika bazlı sistemler
- Kategori 2: Kristal dolduruculu cam bazlı sistemler
- Kategori 3: Cam dolduruculu kristal bazlı sistemler
- Kategori 4: Polikristalin solitler (Talibi ve ark., 2022).

Mikroyapı bileşen oranı, dayanım ve optik özellikleri etkileyerek malzeme özellikleri üzerinde büyük bir etkiye sahiptir. Genel olarak, daha yüksek camsı matris içeriğine sahip bir seramik daha yüksek yarı saydamlığa sahiptir ancak daha düşük dayanıma sahip olacaktır. Bununla birlikte, malzemenin gözenekliliği, kırılma indisi, partikül boyutu ve partikül yoğunluğu gibi diğer faktörler de seramik yarı saydamlığını etkiler (Gracis ve ark., 2015; McLaren ve Cao, 2009).

2.2.2. Tam seramiklerin mikroyapılarına göre sınıflandırılması

Porselenlerin iki farklı fazı vardır: cam fazı estetikten sorumlu iken, kristal fazı mekanik mukavemetten sorumludur. Mikroyapısal düzeyde, seramikler cam-kristal oranı bileşimlerinin doğasına göre tanımlanabilir. Malzemelerin mikroyapılarında sonsuz değişkenlik olabilir, ancak bunlar birkaç alt gruba birlikte dört temel bileşim kategorisine ayrılabilir:

- Kategori 1: Cam Bazlı Sistemler (esas olarak silika);
- Kategori 2: Genellikle Kristalin (tipik olarak lösit veya farklı bir yüksek erime noktalı cam) Doldurucu Maddeleri İçeren Cam Bazlı Sistemler (esas olarak silika);
- Kategori 3: Cam Dolduruculu (çoğunlukla alümina) Kristal Bazlı Sistemler;
- Kategori 4: Polikristalin Seramikler (alümina ve zirkonya) (Giordano ve McLaren, 2010).

A. Cam Bazlı Sistemler

Cam bazlı sistemler, esas olarak çeşitli miktarlarda alümina içeren silikon dioksit (silika veya kuvarz olarak da bilinir) içeren malzemelerden yapılır. Doğada bulunan ve farklı miktarlarda potasyum ve sodyum içeren alüminosilikatlar feldspatlar olarak bilinir. Feldspatlar, diş hekimliğinde kullanılan camı oluşturmak için değişik şekillerde modifiye edilir. Alüminasilikat camların sentetik formları da dental seramikler için üretilmektedir (Shenoy ve Shenoy, 2010).

Mekanik özellikleri, genellikle 60-70 MPa aralığında olup düşük eğilme dayanımına sahiptir. Bu nedenle, metal veya seramik alt yapılar için veneer materyali olarak ve ayrıca refrakter die tekniği veya platin folyo kullanan veneerlerin yapımı için kullanılırlar (Giordano ve McLaren, 2010).

B. Kristalin İkinci Faza Sahip Cam Bazlı Sistemler

Bu malzeme kategorisi çok geniş cam-kristal oranları ve kristal tipi yelpazesine sahiptir. Öyle ki bu kategoriyi üç gruba ayırabiliriz. Cam bileşimi Kategori 1'deki saf cama benzer. Aradaki fark, değişen miktarlarda farklı kristal türlerinin cam matrisine eklenmiş ya da büyütülmüş olmasıdır. Günümüzde başlıca kristal türleri lösit, lityum disilikat ve

florapatittir. Lösit, dış porseleninde alüminosilikat camın potasyum oksit (kimyasal formül K_2O) içeriğinin artırılmasıyla oluşturulur. Lityum disilikat kristalleri, alüminosilikat cama lityum oksit (kimyasal formül Li_2O) eklenerek oluşturulur. Aynı zamanda malzemenin erime sıcaklığını düşüren bir etkisi vardır (Giordano ve McLaren, 2010).

Bu malzemeler ayrıca CEREC CAD-CAM sistemi (Sirona Dental Sistemleri) ile kullanılmak üzere işlenebilir bloklar, Vitablocs Mark II (VITA Zahnfabrik) olarak geliştirilmiştir. Bu materyal, inley ve onley üretimi için klinik olarak en başarılı belgelenmiş işlenebilir camdır. Tüm çalışmalar, metal-seramik sağkalım verileriyle olumlu bir şekilde karşılaştırıldığında, yılda %1'den daha az bir başarısızlık oranı göstermektedir (Reiss ve Walther, 2000).

b.1. Düşük ve Orta Derecede Lösit İçeren Feldspatik Cam

Bu materyaller "feldspatik porselenler" olarak adlandırılmıştır. Diğer kategorilerde feldspatik benzeri camlar olsa da, çoğunlukla "feldspatik porselen" derken bu kategori kastedilmektedir (Shenoy ve Shenoy, 2010). Feldspat eritildiğinde lösit (potasyum-alüminyum-silikat) adı verilen kristal bir mineral oluşur. Bu mineral 1150°C ile 1530°C arasında, feldspat lösit kristalleri oluşturmak için erimeye uğrar (Anusavice ve ark., 2012).

Bu geleneksel seramik grubu kil/kaolin (hidratlı alüminosilikat), kuvarz (silika) ve doğal olarak oluşan feldspattan (potasyum ve sodyum alüminosilikatların bir karışımı) oluşan üçlü bir malzeme sistemine dayanmaktadır. Potasyum feldspat ($K_2Al_2Si_6O_{16}$) lōsit kristalleri (kristal faz) oluşturur. Kristaller miktara baēlı olarak sadece restorasyonun içsel dayanıklılıēını artırmakla kalmaz; aynı zamanda bu seramiēi metal alt yapıların veneerlenmesi için de uygun hale getirir (Guess ve ark., 2011).

Feldspat doğal olarak bulunabileceği gibi, sentetik olarak da üretilir. Feldspat ısı ile işlemlerle kolayca lösit kristalleri oluşturarak mukavemeti artırır. Çoğunluğu cam fazından oluşan seramikler daha fazla yarı saydamlığa sahiptir ve bu da mükemmel bir estetik sağlar; ancak kristal doldurucu materyallerin eksikliği porselenin kırılma yapısına yol açarak porseleni istenmeyen bir ürün haline getirir. Bu nedenle, fiziksel özelliklerin iyileştirilmesine yardımcı olmak için daha yüksek hacimde lösit kristalleri içeren lösit takviyeli feldspatik porselen geliştirilmiştir (Babu ve ark., 2015).

Lösit kristal fazı camı matrise benzer bir ışık kırılma indeksine sahiptir ve bu durumda porselenin genel estetiğine katkıda bulunur (Rus ve ark., 2007). Ayrıca bir porselenin lösit içeriği çatlak ilerleme mukavemeti ile ilişkilidir. Daha fazla lösit içeriği, çatlak yayılmasında daha büyük bir azalma anlamına gelir (Cesar ve ark., 2005).

Orijinal materyaller içeriğindeki lösit kristallerinin oldukça rastgele bir boyut ve dağılımına sahiptir ve ortalama partikül boyutu birkaç yüz mikron civarındaydı. Bu rastgele dağılım ve büyük partikül boyutu, malzemelerin mineye göre düşük kırılma direncine ve aşındırıcı özelliklerine katkıda bulunmuştur (McLaren ve ark., 2003). Çok daha ince lösit kristalleri (10-20 μm) ve cam matriks boyunca eşit partikül dağılımı ile yeni nesil materyaller (örneğin VITA VM 13, VITA Zahnfabrik) geliştirilmiştir. Bu materyaller daha az aşındırıcıdır ve çok daha yüksek eğilme dayanımına sahiptir (McLaren ve Giordano, 2005).

b.2. Yüksek Lösit İçeren (Yaklaşık %50) Cam Seramikler

Bu malzemelerin mikro yapısı, tek tek kristallerden oluşan ikinci bir fazı çevreleyen bir cam matriksten oluşur. Malzeme homojen bir cam olarak başlar. İkincil bir ısıl işlem, kristallerin fiziksel varlığı ve kristallerin etrafında basınç stresi oluşması sayesinde bu malzemeye gelişmiş mekanik ve fiziksel özellikler kazandıran kristalleri çekirdekler olarak büyütür. Cam seramikler, restoratif malzemeler için ideal olabilir (Giordano ve McLaren, 2010).

Üretim süreci sırasında, eriyen feldspat, düzensiz bir silika tetrahedra ağının dağılımı için camı bir matris sağlar. Lösitin gelişmiş dayanımı, onları metal ve seramik alt yapılar üzerinde veneer materyali veya güçlendirilmiş rezin bağlı cam-seramik çekirdekler olarak uygun bir seçeneğe dönüştürür (da Silva ve ark., 2017).

Cam seramikler genellikle daha fazla kırılma direnci, daha iyi termal şok direnci ve erozyona karşı direnç gibi gelişmiş mekanik ve fiziksel özelliklere sahiptir. Özelliklerdeki iyileşmeler kristallerin ve cam matrisin etkileşiminin yanı sıra kristal boyutu ve miktarına da bağlıdır. Daha ince kristaller genellikle daha güçlü malzemeler üretir. Cam seramikler pişirme kapları, füze burun konileri ve hatta uzay araçlarındaki ısı kalkanları için yaygın olarak kullanılmaktadır (Giordano ve McLaren, 2010).

Kimyasal bileşime ve kristallik yüzdesine bağlı olarak opak veya yarı saydam olabilirler. Mukavemeti ve kırılma direncini artırmanın temel bir yöntemi, bir cam

malzemeye ikinci bir faz ekleyerek dispersiyon (dağılım) güçlenmesini sağlamaktadır. Kristaller çatlağın yayılması için barikat görevi görebilir. Bir kusurdan yayılan bir çatlağın kristalin içinden veya etrafından geçmesi gerekir, bu da yayılan çatlaktan bir miktar enerji alarak ilerlemesini durdurabilir (Giordano ve McLaren, 2010). Lösit kristallerinden biraz daha düşük bir termal ekspansiyon katsayısına sahip cam sıkıştırılır ve bu da cam seramiğin dayanımını daha da artırır. (Saint-Jean, 2014). Böylece restorasyon ikiye bölünmek yerine işlevini sürdürmeye devam edebilir. Barikat etkisine ek olarak, büyüyen kristallerin etrafındaki basınç gerilmeleri çatlakların sabitlenmesine yardımcı olabilir ve kırılma direncini daha da artırabilir (Giordano ve McLaren, 2010).

Lösit cam seramikler, yüksek ve ayarlanabilir yarı saydamlık (kristaller ve cam benzer bir kırılma indisine sahiptir) ve metal oksit pigmentleri eklenerek camın doğal diş tonlarında renklendirilebilmesi sayesinde mükemmel estetik sunar (Saint-Jean, 2014).

En yaygın kullanılan versiyon orijinal preslenebilir seramik olan IPS Empress'tir (Ivoclar Vivadent), ancak bu kategoride başka ürünler de vardır. IPS Empress'e benzer özelliklere ve mikroyapılara sahip bir dizi preslenebilir malzeme mevcuttur. Bunlar arasında Finesse (DENTSPLY), Authentic (Jensen), PM9 (VITA) ve OPC (Pentron) bulunmaktadır. Yüksek lösitli seramikler için hem CEREC (Sirona) hem de E4D Technologies (Planmeca) CAD-CAM sistemleri için tasarlanmış işlenebilir bir versiyon olan IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent), posterior inley ve onleylerin yanı sıra anterior veneer ve kron restorasyonları için kullanıldığında klinik olarak iyi performans göstermiştir (Brochu ve El-Mowafy, 2002; Wagner ve ark., 2003). İşlenebilir ve preslenebilir sistemler toz/likit sistemlere göre çok daha yüksek kırılma direncine sahiptir. Posterior inley ve onley uygulamaları ile anterior veneer ve kron restorasyonları için mükemmel klinik sonuçlar göstermiştir (Krämer ve Frankenberger, 2005; Manhart ve ark., 2001).

b.3. Lityum Disilikat Cam Seramik

Lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$), partikül dolduruculu cam materyaller sınıfında bir cam-seramik olarak sınıflandırılır. Doksanlı yıllarda "IPS Empress 2" (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) adlı ticari ismi ile piyasaya sunulmuştur (Albakry ve ark., 2004; Zarone ve ark., 2016). Başlangıçta bu materyal, metal alaşımlı dökümler için kullanılan klasik kayıp mum tekniğine benzer şekilde, ısı ile presleme üretim yöntemine göre kullanılmak üzere ingotlar halinde ticari olarak satışa sunulmuştur (Fischer ve ark., 2005).

İşleme parametrelerinin optimizasyonu ve fırınlama sürecinin iyileştirilmesi sayesinde, daha küçük ve daha düzgün dağılmış kristallerin oluşumuna izin verilerek, 2005 yılında lityum disilikat cam seramiğin yeni bir formülasyonu "IPS e.max Press" (Ivoclar Vivadent) olarak pazarlanmıştır. Bu materyal, önceki cam seramiklerden çok daha yüksek mekanik özellikler ve optik özellikler (eğilme mukavemeti: 370-460 MPa; kırılma dayanımı (KIC): 2,8-3,5 MPa $\sqrt{m}$) sergilemiştir (Denry ve Holloway, 2009).

Seramiğin kristalin içeriğinin boyut, hacim oranı ve dağılımı gibi mikroyapı özelliklerinin ve kristal yapıların bilinmesi, materyalin mekanik ve optik özellikleri açısından önemli bir rol oynadığından önemlidir. (Willard ve Chu, 2018; Zarone ve ark., 2016).

Lityum disilikat bazlı ürünlerin tipik bileşimi kuvarz (SiO_2), lityum oksit (Li_2O), fosfor pentoksit (P_2O_5), alümina (Al_2O_3), potasyum oksit (K_2O) ve renk veren oksitlerdir. Lityum silikat fazlarının hacimsel çekirdeklenmesini destekleyen temel bileşen fosfor pentoksittir (P_2O_5). Hacimsel kristalleşme, kristallerin cam boyunca çekirdeklenip büyümesidir. Lityum disilikatın kristalleşmesi heterojendir. (Saint-Jean, 2014).

Lityum disilikat bazlı blok veya ingot için, tüm farklı kimyasal tozların (yani kuvarz, lityum oksit, vb.) kombinasyonu, daha sonra çelik bir kalıba basınçla dökülen bir cam eriyiği üretir. Kusurları en aza indirmek ve kalite kontrolünü iyileştirmek için kalıp daha sonra deformasyonun meydana gelmediği belirli bir sıcaklığa kadar soğumaya bırakılır (Culp ve McLaren, 2010; Hallmann ve ark., 2018). Genellikle hem blok hem de ingot, materyallerin renk tonuna ve boyutuna göre tek bir partide üretilir. Nihai cam seramik materyal, termal şoklara ve darbelere karşı son derece dayanıklıdır. Bunun nedeni üretim aşamasındaki düşük termal genişlemedir (Hallmann ve ark., 2018; Willard ve Chu, 2018).

Bir ingot üretmek için iki aşamalı lityum disilikat kristalizasyon işlemi kullanılır. İlk olarak bir önceki adımda oluşan çekirdekleri içeren cam ingot çekirdeklendirilir, ardından birkaç saat boyunca ısıtılarak lityum disilikata kristalize edilir. Kristalize ingot daha sonra dental kalıba sıcak bir şekilde preslenir ve ikinci aşamada aynı sıcaklıkta tutulur. Bunun sonucunda lityum disilikat kristallerinin şekilleri değişir. IPS e.max Press ingot numuneleri uzun iğne benzeri kristaller verirken, "GC Initial LiSi Press (GC)" kristalleri ilk şekillerini ve boyutlarını korur ve kalan camsı matriks içine gömülürler. IPS e.max lityum disilikat kristalleri yaklaşık %70'lik bir hacim fraksiyonunda oluşur. Sinterlenmiş CAD-CAM materyalinde oluşan çubuk benzeri kristallerin aksine, IPS e.max Press lityum disilikat

kristalleri hafif bir esneme gösterir ancak daha iyi mukavemete sahiptir (Alkadi ve Ruse, 2016; Hallmann ve ark., 2018) Yakın zamanda yapılan bir çalışma, sıcak presleme sonrasında preslenebilir seramiğin ortalama kırılma tokluğunun (K_{IC}) yaklaşık 0,79-0,92 MPa-m^{1/2} arasında değiştiğini göstermiştir (Hallmann ve ark., 2018).

Isıyla presleme tekniğinin yanı sıra, CAD-CAM teknolojilerinin yaygınlaşması ve giderek daha fazla uygulanması, restorasyonların frezeleme cihazları (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) ile üretilmesini amaçlayan ve aynı zamanda restorasyonların koltuk başında üretilmesine de uygun olan seramik blokların piyasaya sürülmesine yol açmıştır (Zarone ve ark., 2016).

Üretim aşaması, maksimum sayıda çekirdek oluşmasını sağlamak ve metasilikat kristallerinin verimli bir şekilde büyümesi için bir cam bloğun yaklaşık 450°C'ye ısıtılmasıyla başlar. Bu ilk ısıtma işlemi soğutma aşaması sırasında da gerçekleştirilebilir. “Blue State” olarak da bilinen ikinci aşamada cam blok yaklaşık 700°C'ye kadar ısıtılarak lityum metasilikat kristalleri oluşturulur; bu kristaller esasen 0,5 µm boyutunda %40 paletet şekilli lityum metasilikat kristallerinden oluşan kısmen kristalize bloklardır (Culp ve McLaren, 2010; Saint-Jean, 2014). Bu, daha önce bahsedilen ayırt edici fazlardan biridir. Bu fazdaki eğilme dayanımı yaklaşık 130 MPa'dır ve kırılma tokluğu 0,9-1,25 MPa- m^{1/2} olarak rapor edilmiştir (Saint-Jean, 2014; Willard ve Chu, 2018). Bu durumda blok hala zayıftır, ancak kolayca frezelenir ve frez aşınmasını azaltırken yüksek bir kenar stabilitesi sağlar (Saint-Jean, 2014; Willard ve Chu, 2018).

Tamamen kristalize form veya IPS e.max CAD üretiminin üçüncü aşaması, materyalin 770°C'de beş dakika süreyle fırınlanması ve ardından vakum altında 850°C'de on dakika süreyle pişirilmesini gerektirir (Willard ve Chu, 2018). Üretici literatürüne göre, bu sinterleme aşaması materyalde CAD yazılımında hesaba katılan %0,2 doğrusal büzölmeye yol açar (Saint-Jean, 2014). Bununla birlikte oluşan bu büzölme diğer CAD-CAM materyallerinden önemli bir eksiklik olarak kanıtlanmamıştır (Willard ve Chu, 2018).

Son aşamada, lityum metasilikat kristalleri kendisini çevreleyen cam matriksle reaksiyona girdiğinde katı hal reaksiyonu yoluyla küçük, çubuk benzeri, birbirine kenetlenmiş lityum disilikat kristalleri oluşur. Tamamen kristalleşmiş IPS e.max CAD, yaklaşık 1,5 µm boyutunda %70 ince taneli lityum disilikat kristallerinden oluşmaktadır. Bu, IPS e.max CAD'nin 262-360 MPa'lık kaydedilmiş eğilme dayanımına ve 2,0-2,5 MPa'lık

kırılma dayanımına doğrudan katkıda bulunur. Özetlemek gerekirse, cam seramik içindeki kristal yapının boyutu, hacim oranı ve dağılımı malzemenin mekanik ve kimyasal özelliklerini önemli ölçüde etkilemektedir (Kaur ve ark., 2022).

Lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kristallerinin uzunlamasına morfolojisi (yani yüksek en-boy oranı), çatlak yön değiştirme ve çatlak köprüleme mekanizmaları sayesinde lityum disilikat esaslı materyaller güçlenir. Ayrıca, sonuç olarak elde edilen lityum disilikat esaslı seramik kristal yapısı olağanüstü bir şekilde birbirine geçmiş bir kristal ağıdır (Simba ve ark., 2021). Genel olarak, bu tip seramikler çok bileşenli ve stoikiyometrik olmayan (yani, elementel bileşiminde oransız atomik ilişkilere sahip) olarak kabul edilir ve bu nedenle mikroyapısal faz/fazların hakimiyetine göre dört alt sınıfa ayrılabilirler. (Lubauer ve ark., 2022; Zhang ve ark., 2023).

- Lityum disilikat seramiği: Çoğunlukla lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$);
- Lityum metasilikat seramiği: Çoğunlukla lityum metasilikat (Li_2SiO_3);
- Zirkonya destekli lityum silikat: Bifazik lityum metasilikat/lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{SiO}_3 / \text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$);
- Lityum alüminyum disilikat: Bifazik spodümen/lityum disilikat ($\text{LiAlSi}_2\text{O}_6 / \text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$).

Günümüzde IPS e.max CAD ile benzerlikleri ve farklılıkları olan yeni malzemeler sıklıkla tanıtılmaktadır (Phark ve Duarte Jr, 2022). 2019'da lityum disilikat cam seramik patenti ile birlikte diğer üreticiler dünya çapında lityum disilikat cam seramikler bazlı yeni malzemeleri sunmaya başlamıştır. O zamandan beri lityum (mono)-silikat kristallerini içeren diğer lityum bazlı malzemeler de ortaya çıktı (Celtra Duo, Dentsply Sirona, York, PA, ABD; VITA Suprinity, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya; Amber Mill, HASSbio, Kangneung, Kore; CEREC Tessera, Dentsply Sirona, York, PA, ABD; GC Initial LiSi, Tokyo, Japonya) (Sartori ve ark., 2015).

Piyasadaki CAD-CAM lityum disilikatların (IPS e.max CAD, Rosetta SM, Amber Mill, Obsidian ve VITA Suprinity) çoğu, yumuşak frezelemeyi kolaylaştırmak için kısmen kristalleşmiş lityum metasilikat (Li_2SiO_3) bloklar olarak temin edilebilir ve daha sonra yüksek sıcaklıklarda ($>800^\circ\text{C}$) zorunlu kristalleşme ve cila fırınlama işlemlerinden geçerek Li_2SiO_3 fazının istenilen lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kristal yapısına dönüştürülmesini sağlar. IPS e.max CAD bloklar ön sinterleme durumunda düşük mekanik özelliklere sahiptir; ancak

sinterleme ve kristalleşme ile birlikte seramik blokların mukavemeti olağanüstü derecede artar (Willard ve Chu, 2018). Yakın zamanda, CAD-CAM üretim süresini kısaltma girişimleri, post-freze cila fırınlama rejimi (Celtra Duo ve CEREC Tessera) veya cila fırınlama ön koşulları olmadan (Initial LiSi Block ve n!ce) tamamen kristalleşmiş lityum disilikat esaslı blokların geliştirilmesine yol açmıştır (Phark ve Duarte, 2022; Zhang ve ark., 2023).

Kristal yapıyı iyileştirmek için farklı bir mikro yapıya ve kimyaya sahip cam seramikler geliştirilmiştir. Yenilikler, yaklaşık %10 oranında zirkonyum oksit ile modifiye edilmiş lityum silikat bazlı cam seramiklerin kimyasal ve kristal yapısındaki değişiklikleri içermektedir. İşlenebilir ürünler arasında prekristalize Celtra Duo (Dentsply Sirona) ve restorasyonun işlenmesinden sonra bir kristalizasyon döngüsü gerektiren Suprinity (Vita Zahnfabrik) bulunmaktadır. Ortalama kristal boyutu yaklaşık 1,5 μm 'dir ve daha büyük olanlar arasında daha da ince mikron altı kristaller bulunur. Bu yapının daha da geliştirilmiş bir versiyonu, toplam kristal içeriğini ve mekanik özellikleri artırmak için mikron altı Virgilit kristallerinin üretimini içerir. Bu yeni ürün Dentsply Sirona tarafından CEREC Tessera olarak pazarlanmaktadır (Lubauer ve ark., 2022).

Straumann (Basel, İsviçre) ilk olarak n!ce ürünüyle alümina lityum disilikat malzemelerini piyasaya sürdü. Bu ürün, yüksek yoğunlukta β -spodümen ($\text{LiAlSi}_2\text{O}_6$) (~%41 hacim), $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ (%28,5 hacim) ve Li_3PO_4 (~%10 ağırlık) içermesiyle ayırt ediliyordu. En yeni alümina lityum disilikat malzemeleri (CEREC Tessera) ise "gelişmiş lityum disilikat" olarak pazarlanmaktadır. Bu durum muhtemelen Dentsply Sirona (Salzburg, Avusturya) üreticisinin, malzemeye yaklaşık %5 ağırlık oranında γ -spodümen (virgilit kristalleri, $\text{Li}_{0.5}\text{Al}_{0.5}\text{Si}_{2.5}\text{O}_6$) şeklinde Al_2O_3 eklemesinden kaynaklanmaktadır (Al-Johani ve ark., 2024). CEREC Tessera'nın güçlenmesi, $\text{Li}_{0.5}\text{Al}_{0.5}\text{Si}_{2.5}\text{O}_6$ ve $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ kristalleri arasındaki termal uyumsuzluğun bir sonucudur. Bu kristallerin her ikisi de 800-850°C arasında oluşmakta ve alümina lityum disilikat soğutulduğunda kalıcı gerilmelere ve çatlak ucu korumasına neden olmaktadır (Monmaturapoj ve ark., 2013; Phark ve Duarte, 2022). Ancak, Rietveld hassaslaştırılması kullanılarak yapılan XRD çalışmalar (Hurle ve ark., 2022; Lubauer ve ark., 2022) bu iddiayı çürütmektedir. Araştırmalar, kristal yapının virgilit yerine yaklaşık %3 ağırlık oranında kuvars içerdiğini ortaya koymaktadır. Günümüzde alümina lityum disilikatlar, tamamen kristalleşmiş CAD-CAM bloklar olarak temin edilebilmekte ve frezelendikten sonra ek bir ısıtma veya cila işlemi gerektirmeden yapıştırılabilir. Kullanışlı

olmalarına rağmen, bazı kaynaklar frezeleme kaynaklı yüzey kusurlarını en aza indirmek için ek sinterleme işleminin faydalı olabileceğini belirtmektedir (Phark ve Duarte, 2022).

Optik özellikler

Lityum disilikatın mükemmel optik özelliklere sahip olduğu bilinmektedir. Renkli ışığın absorpsiyonu, geçirgenliği, kristalliği, kırılması ve yansıtılması seramiğin tonuna karar vermede önemli faktörlerdir. Daha spesifik olarak, kalınlık, fırınlama döngüsü sayısı, yapıştırma için kullanılan rezin siman rengi ve destekleyici alt tabaka rengi nihai renk tonlarını etkileyebilir (Alayad ve ark., 2021; Bacchi ve ark., 2019; Seyidalıyeva ve ark., 2020; Tabatabaei ve ark., 2019).

Her üreticinin kendi lityum disilikat yelpazesi içinde sunduğu oldukça geniş seçenekler vardır. IPS e.max Press ingotlar çeşitli yarı saydımlıklara sahiptir. Bunlar;

- Multi
- Yüksek yarı saydımlık (HT)
- Orta yarı saydımlık (MT)
- Düşük yarı saydımlık (LT)
- Orta Opaklık (MO)
- Yüksek opaklık
- Impulse

IPS e.max Press Multi polikromatik, diğer tipler ise monokromatiktir. Yukarıda bahsedilen her bir tip, bazıları A-D veya Bleach tonlar arasında değişen veya bazıları farklı opalesan tonlara sahip farklı seçeneklere sahiptir (Ivoclar Vivadent, 2020).

IPS e.max CAD blokları, Multi aralığı dışında IPS e.max Press ile benzer yarı saydam tonlara sahiptir. Bugün piyasada mevcut olan renk tonları, dört Bleach tonuna sahip A-D aralığındadır (Ivoclar Vivadent, 2019).

GC Initial LiSi Press de benzer yarı saydam tonlara sahiptir: HT; MT; LT; LT One Body Concept; ve MO. Bu renklerin çeşitli tonları vardır ve tatmin edici estetik sonuçlar elde etmek için özel teknikler gerektirir.

Farklı renk tonlarının ve yarı saydımlıkların en iyi şekilde belirli klinik durumlarda kullanılacağını unutmamak önemlidir. Bu farklı seçeneklerden birini seçmek büyük ölçüde

kullanılacak tekniğe ve komşu diş yapısına veya restorasyonlara uyacak şekilde yapılacak preparasyona bağlıdır (Kaur ve ark., 2022).

Lityum disilikat cam seramikler; veneerler, anterior kronlar ve posterior inley ve onleyler için endikedir. Bununla birlikte, monolitik restorasyonlar olarak tasarlandıklarında ve rezin simanlarla simante edildiklerinde, molar dişler için tek üniteli tam kronlar için de uygundur. Uzun vadeli klinik veriler, lityum disilikatların ağzın herhangi bir yerinde tek restorasyon olarak (Gehrt ve ark., 2013) ve ön bölgede kısa aralıklı sabit protezler olarak kullanımını desteklemektedir (Kern ve ark., 2012).

Lityum disilikat cam seramik ile restorasyon tasarlamak ve hazırlamak için, öncelikle sonucun nasıl görünmesi gerektiği ve hangi tekniğin kullanılacağı konusunda yeterli bilgiye sahip olmak ve üzerinde düşünmek önemlidir. Altyapı tasarımı, cutback veya tabakalama tekniği kullanıldığında değişir. Ayrıca, istenen sonuç daha translusent ingotların kullanılmasını gerektiriyorsa, yarı saydamlık doğal diş yapısına kusursuz bir şekilde uyum sağladığından, diş hekimleri klinik olarak uygun olan yerlerde marjinleri bitirme esnekliğine sahiptir (Kaur ve ark., 2022).

C. Cam Dolduruculu Kristal Bazlı Sistemler

Cam dolduruculu kristal bazlı sistemler aynı zamanda iç içe geçen faz seramiği (interpenetrating phase ceramics) olarak da bilinmektedirler. VITA In-Ceram (VITA Zahnfabrik), 1988 yılında tanıtılan tam seramik restoratif materyaldir. VITA In-Ceram, veneerler, inleyler, onleyler, anterior ve posterior kronlar ve köprüler dahil olmak üzere tam seramik restorasyonların geniş endikasyonlarını kapsayacak şekilde tasarlanmış bir dizi dayanıklılık, translusensi ve üretim metodolojisi içerir. VITA In-Ceram SPINELL (alümina ve magnezya matriks) en translusent, orta derecede yüksek mukavemetli ve anterior kronlar için kullanılır. VITA In-Ceram ALUMINA (alümina matriks) yüksek dayanıma ve orta derecede translusensiye sahiptir ve hem anterior hemde posterior kronlar için kullanılır. VITA In-Ceram ZIRCONIA (alümina ve zirkonya matriks) çok yüksek mukavemete ve daha düşük translusensiye sahiptir ve öncelikle üç üniteli posterior köprüler için kullanılır. Ayrıca, bu materyaller çeşitli işleme sistemleri kullanılarak frezelenmiş restorasyonlar üretmek için blok halinde tedarik edilir. VITA In-Ceram, iç içe geçen faz kompozitleri olarak bilinen bir materyal sınıfına aittir (Clarke, 1992).

Cam dolduruculu kristal bazlı sistemler, iç içe geçmiş ve iç yüzeyden dış yüzeye doğru sürekli olarak uzanan en az iki fazdan oluşur. Bu materyaller, kendi iç bünyesindeki bir çatlağın kırılmaya neden olması için izlemesi gereken yola konulan geometrik ve fiziksel kısıtlamalar sayesinde gelişmiş mekanik ve fiziksel özelliklere sahiptir. Bu malzemeleri kırmak için her iki bileşenin alternatif katmanları boyunca karmaşık bir yol gereklidir. İç içe geçen faz malzemeleri genellikle önce gözenekli bir matriks, VITA In- Ceram örneğinde olduğu gibi seramik bir sünger oluşturularak imal edilir. Gözenekler daha sonra ikinci faz bir malzeme olan lantan alüminosilikat cam ile doldurulur. Yoğun iç içe geçen malzemeyi üretmek için tüm gözeneklere bir sıvı veya erimiş cam infüzyonu için kılcal hareket kullanılır. Sistem, geleneksel metal-seramik restorasyonlara alternatif olarak geliştirilmiş ve büyük klinik başarı elde etmiştir (Pröbster, 1993; Scotti ve Catapano, 1995).

Eğilme dayanımı VITA In-Ceram SPINELL için 350 MPa, VITA In-Ceram ALUMINA için 450 MPa ve VITA In-Ceram ZIRCONIA için 650 MPa arasında değişmektedir. Çeşitli klinik çalışmalar VITA In-Ceram ALUMINA'nın ağız içinde herhangi bir yerde tek üyeli sabit protezler için kullanımını desteklemektedir. Bu çalışmalarda, VITA In-Ceram ALUMINA birinci azı dişine kadar metal destekli protezler ile aynı sağ kalım oranına sahipken, ikinci azı dışında başarısızlık oranı biraz daha yüksektir (McLaren ve ark., 2000; Seghi ve ark., 1990).

D. Polikristalin Seramikler

Bu dental restoratif materyal sınıfı, camsı faz içermeyen metalik olmayan inorganik seramik malzemelerdir (Gracis ve ark., 2015). İnce grenli kristaller, çatlak yayılımını azaltarak malzemenin dayanımını artıran herhangi bir ara malzeme olmaksızın kristallerin doğrudan sinterlenmesi ile düzenli diziler halinde sıkıca düzenlenmiştir (Shenoy ve Shenoy, 2010). Geliştirilmiş mekanik özelliklere rağmen, polikristalin seramikler sınırlı yarı saydamlığa sahiptir. Yarı saydamlığı artırmaya yönelik bir yaklaşım, tane boyutunu artırarak tane sınırlarının sayısını azaltarak ışık saçılmasını azaltmaktır (da Silva ve ark., 2017). Ancak, kristal tane boyutunun artırılması mekanik özelliklerin azalmasına neden olabilir (Moshaverinia, 2020). Farklı üretim teknikleri, katı sinterlenmiş alüminyum oksit (Al_2O_3) veya zirkonyum dioksit (ZrO_2) altyapıların ve tam kontur restorasyonların üretilmesine izin verir (Hegenbarth, 1996).

d.1. Alumina

Alüminyum oksit (Al_2O_3) doğal olarak oluşan ve Mohs sertliği 9 olan bir mineraldir (korundum, boksit). Mühendislikte aşındırıcı malzeme, kesici aletler, elektronik yüzeyler olarak kullanılırken, tıpta biyouyumluluğu, düşük sürtünmesi ve mükemmel aşınma ve korozyon direnci nedeniyle kemik replasman malzemesi olarak kullanılmaktadır (Ben-Nissan ve ark., 2008).

Kristalin alüminyum oksit yıllardır dental seramiklerin stabilitesini arttırmak için de kullanılmaktadır ("dispersiyon güçlendirme" olarak adlandırılır). Alümina, diğer seramik malzemelere kıyasla hidrolize karşı en yüksek direnci, düşük termal iletkenliği ve yüksek eğilme mukavemetini (>500 MPa) sergiler. Alümina bloklar (%99,5 Al_2O_3 'ten oluşur) başlangıçta kısmen sinterlenmiş olarak üretilir ve bu da kolay işleme-frezelemeye olanak tanır. Sonraki sinterleme işlemi sırasında meydana gelen büzülme tam olarak hesaplanabilmekte, böylece hassas uyum sağlayan yapılar elde edilmektedir. Frezeleme yapıda faz dönüşümüne neden olmadığından, restorasyonlar daha sonra rejeneratif fırınlamaya gerek kalmadan sinterlenmiş durumda yeniden şekillendirilebilir (Tsotsos ve Giordano, 2003).

Elastik modülü 380 GPa (Guess ve ark., 2011) olan alümina, kütleli kırılmalara yatkındır (Scherrer ve ark., 2008). Ayrıca, stabilize zirkonya ve dönüşüm sertleştirme özelliği (dolayısıyla çatlak "onarım" yeteneği) gibi gelişmiş mekanik özelliklere sahip malzemelerin kullanımının artması, alümina kullanımının azalmasına neden olmuştur. Nobel Biocare'den Procera® AllCeram ve VITA Zahnfabrik'in bir ürünü olan In-Ceram® AL bu tür seramiklerin örneklerindendir (Bajraktarova-Valjakova ve ark., 2018).

d.2. Zirkonya

Zirkonyum (Zr) parlak gümüş bir metaldir. Oldukça saf bir formdayken nispeten yumuşak ve esnektir. En önemli bileşiği, kimyasal olarak bir oksit ve teknolojik olarak bir seramik malzeme olan zirkonyum dioksit (ZrO_2)'tir. Yer kabuğunun yaklaşık %0,02'si zirkonyadan oluşmakta olup, en büyük yatakları Brezilya ve Güney Afrika'da baddeleyit (monoklinik zirkonya) ve yüksek oranda Avustralya ve Hindistan'da zirkon (ZrSiO_4) kumları olarak bulunmaktadır (Subbarao, 1981).

NobelProcera Zirconia, Nobel Biocare; Lava/Lava Plus, 3M ESPE; In-Ceram YZ, Vita; Zirkon, DCS; Katana Zirconia ML, Noritake; Cercon ht, Dentsply; Prettau Zirconia, Zirkonzahn; IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent; Zenostar, Wieland; zirkonya restorasyon türünün örneklerindendir.

Saf zirkonya üç allotropik formda bulunur: 1170°C'ye kadar stabil olan monoklinik faz, burada tetragonal faza dönüşür ve sıcaklık 2370°C'yi aştığında kübik faz olur (Garvie ve ark., 1990). Tetragonalden monokliniğe dönüşüme bir makaslama gerilmesi ve büyük (%4) hacim artışı eşlik eder. Bu hacim artışı çatlakları kapatarak malzemenin kırılma dayanımında büyük artışlara yol açabilir. Bu dönüşüm sertleşmesinin pratikte kullanılması, saf zirkonyanın yitrium, magnezyum, kalsiyum ve seryum gibi oksitlerle alaşımlandırılarak tetragonal veya kübik fazların oda sıcaklığında stabilize edilmesini gerektirir. Bu elementler, bahsi geçen fazlardan birini tamamen ya da kısmen stabilize edecektir (Piconi ve Maccauro, 1999).

Zirkonya seramiklerinin mikroyapılarına göre tam stabilize zirkonya (fully stabilized zirconia; FSZ), kısmi stabilize zirkonya (partially stabilized zirconia; PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (tetragonal zirconia polycrystals; TZP) olarak sınıflandırılması önerilmiştir (Chevalier ve ark., 2009). Tam stabilize zirkonyada, zirkonya kübik formdadır ve %8 mol'den fazla itrium oksit (Y_2O_3) içerir. Kısmi stabilize zirkonya, kübik bir matriks içinde nano boyutlu tetragonal veya monoklinik partiküllerden oluşur. Tam stabilize zirkonyalar çoğunlukla itriya veya serya ile stabilize edilmiş tetragonal fazdan oluşan monolitik malzemelerdir (Jerome Chevalier ve ark., 2009).

Zirkonya seramik tarihsel olarak seramiklerle veneerlenecek bir protez altyapı malzemesi olarak kullanılmıştır. Ancak günümüzde veneer seramiği kullanılmadan üretilen birçok monolitik zirkonya seramiği de mevcuttur. Dentinden mineye renk değişimini taklit etmek için üretilen polikromatik CAD-CAM blokları ve diskleri kullanma eğilimi giderek artmaktadır (örneğin, Katana Zirconia ML, Kuraray). Ayrıca, bu materyaller artan translusensi ile üretilmektedir (örneğin, Lava Plus; Cercon ht; NexxZr T; Zenostar Full Contour Zirconia; ve Zirlux FC2) (Gracis ve ark., 2015).

2.2.3. Seramiklerin yapım teknikleri

A. Kondensasyon

Bu teknikte kullanılan seramik yalnızca cam bazlı olabilir veya kristal bir bileşen içerebilir. Genelde feldspatik porselen yaygın olarak kullanılır. Temel olarak, seçilen seramik tozu ve likit elle karıştırılarak bir karışım oluşturulur. Likit, deiyonize su ya da üretici tarafından tedarik edilen özel bir modelleme likiti olabilir. Kondensasyon yönteminde teknisyen restorasyonu elle şekillendirerek ve seramik karışımını titreştirerek fazla sıvının yüzeye çıkmasını sağlar böylece sonrasında restorasyonu daha da zayıflatan boşlukları önler (Helvey, 2014).

Kalan nemi gidermek ve kondensasyona devam etmek için seramik karışım seçilen bir sıcaklıkta vakumda pişirilir. Bu işlem sinterleme olarak bilinir ve bu aşamada partiküllerin temas noktalarında füzyonu gerçekleşerek daha yoğun ve daha estetik bir malzeme elde edilir. Genellikle bu şekilde işlenen restorasyonlar, fırınlama döngüsü sırasında %40'lık büzölmeye izin vermek için istenen boyuttan %25 daha fazla konturlanır (Helvey, 2014). Bu teknikte refraktör day veya platin foli üzerinde laminate veneer, inlay, onlay gibi tek üyeli tam seramik restorasyonlar üretilebilir. Ek olarak metal altyapıların ve tam seramik kor yapıların estetik olarak veneer seramiği ile kaplanmasında da sıklıkla kullanılmaktadır.

Teknik çok basit olsa da büyük ölçüde seramikçinin sanatsal becerisine bağlıdır; dolayısıyla bu yöntem kullanılarak elde edilen sonuçların öngörülebilirliğinde büyük farklılıklar vardır. Seramiğin nihai sonucunun öngörülemezliğine sebep olan değişkenler; çevresel koşullara, teknisyenin becerisine, deneyimine ve fırınlama döngüsüne atfedilebilir (Talibi ve ark., 2022).

B. Isı/Sıcak Presleme Tekniği (Kayıp Mum Tekniği)

Prensip olarak restorasyon, döküm metal restorasyonların üretildiği kayıp mum tekniği ile yapılır. Bu nedenle, planlanan kor veya restorasyonun bir mum kalıbı yapılır ve refraktör kalıp malzemelerine yerleştirilir (Puri, 2005). Daha sonra mum ortadan kaldırılır ve bir kalıp üretilir. Seramik bir ingot (blok) ısıtılır ve yüksek sıcaklık altında kalıbın içine preslenir. Bu yöntemle yapılan restorasyonlar preslenebilir seramikler olarak da bilinir. Bu teknik, restorasyonu üretmek için yüksek sıcaklıklarda harici basınç uygulanmasına dayandığından, sıcak presleme tekniği olarak da bilinir. Sıcak presleme yönteminin

avantajlarından biri, diş teknisyenlerinin enjeksiyon, mum atımı ve döküm yöntemi gibi üretim adımlarının çoğuna aşına olmasıdır (Ritzberger ve ark., 2010).

C. Slip Casting Tekniği

Slip-casting üretim yöntemi 1990'larda tanıtılmıştır. Bu üretim tekniği, slip casting yoluyla gözenekli bir çekirdeğin oluşturulmasını içerir; bu çekirdek sinterlenir ve ardından lantan bazlı bir cam ile infiltre edilerek iç içe geçen iki sürekli ağ üretilir: camsı bir faz ve kristalin bir altyapı. Kristalin altyapı alümina, spinel veya zirkonya-alümina ($12\text{Ce-TZP-Al}_2\text{O}_3$) olabilir (Denry ve Holloway, 2010).

D. Bilgisayar Destekli Dizayn-Bilgisayar Destekli Üretim (CAD-CAM) Tekniği

CAD-CAM, farklı tipte dental protezlerin üretilmesinde kullanılan bir teknolojidir. CAD-CAM yöntemleri, seramik restorasyonların tasarım ve üretiminin bilgisayar yazılımı kullanılarak gerçekleştirildiği teknikleri temsil eder ve diş hekimliğinin önemli bir parçası haline gelmiştir (Moörmann, 2006).

CAD-CAM yöntemlerinin avantajları arasında klinik zamanın azalmasının yanı sıra özellikle ağız içi tarama (dijital ölçü) kullanıldığında klinik ve laboratuvar arasındaki çapraz enfeksiyon ve rahatsızlık derecesinin önemli ölçüde azaltılması veya ortadan kaldırılması da yer almaktadır. Dijital ölçü hemen laboratuvara gönderilebilir ve diş teknisyeni ile iletişim geliştirilir. CAD-CAM sistemleri, klinisyenin ve/veya teknisyenin diş preperasyonunu farklı yönlerden doğruluk açısından incelemesini ve frezeleme prosedürü başlamadan önce interoklüzal açıklığı doğrulamasını sağlar. CAD-CAM sistemlerinin kullanımı bazı insan hatalarını önleyebilir. Bu teknoloji ile yapılan restorasyonlar hasta başında (ofiste) veya laboratuvarında yapılabilir (Poticny ve Klim, 2010).

CAD-CAM sistemlerinin kullanımıyla ilgili olarak, makinelerin maliyeti, yatırım ve bakım masrafları da dahil olmak üzere çeşitli dezavantajlar söz konusudur (Baroudi ve Ibraheem, 2015). Bu nedenle, CAD-CAM sistemlerinin toplam maliyeti genellikle diğer üretim tekniklerinden daha yüksektir (Warreth ve Elkarimi, 2020).

CAD-CAM sistemleri yaklaşık 30 yıldır diş hekimliğinde kullanılmaktadır (Duret ve ark., 1988). Bu süre zarfında farklı makineler piyasaya sürülmüştür, çünkü bu sistemler sürekli gelişmekte ve çok daha iyi adaptasyona sahip restorasyonlar üretmektedir (Miyazaki

ve ark., 2009). Ayrıca, CAD-CAM sistemlerinin gelişimi, veneer seramikler, rezin kompozitler ve metal alaşımlar gibi malzemelerle restorasyon üretmeye olanak sağlamıştır (Stansbury ve Idacavage, 2016).

Dental CAD-CAM sistemleri arasında, restorasyon üretmek için iki tür teknik vardır. Birincisi, protez restorasyonun sinterlenmiş malzemeden bir bloktan işlenmesi, ikincisi ise kısmen sinterlenmiş durumdaki bir bloğun işlenmesi ve ardından belirli bir fırında nihai sinterlemeden oluşur. Her iki teknik de diş hekimliğinde kullanılmaktadır ve her birinin avantaj ve dezavantajları vardır (da Silva ve ark., 2017).

Sinterlenmiş malzeme bloğunun işlenmesi, restorasyonun ek bir ısı işlem gerektirmemesi nedeniyle klinik zamandan tasarruf etmenin yanı sıra restorasyonun konturları ve şekli açısından daha hassas olmasını sağlar. Ancak, polikristalin seramikler gibi yüksek mukavemete sahip bir malzemenin işlenmesi sırasında hem işleme ünitesi takımlarının aşınması hem de işleme süresi çok yüksektir. Ayrıca, dental seramikler gibi kırılabilir malzemelerin işlenmesi mikro çatlakların ve yüzey kusurlarının oluşmasına neden olabilir (Huang, 2003).

Öte yandan, restorasyon kısmen sinterlenmiş bir bloktan üretildiğinde, sonraki sinterleme işlemi sırasında işleme mikro çatlaklarının iyileşmesini teşvik etme avantajı vardır (Wang ve ark., 2008). Bu işleme tekniğinin daha az yoğun bir malzeme için daha kısa bir işleme süresine sahip olması beklenir, ancak son sinterlemenin büzülme nedeniyle boyutsal değişiklikleri teşvik edeceği ve bunun da protetik restorasyonun uyumsuzluğuna yol açabileceği unutulmamalıdır (Kohorst ve ark., 2011).

CAD-CAM sistemleri dental sektörde halihazırda iyi bir şekilde kullanılıyor olsa da, üretim sırasında büyük miktarda malzeme israfı ile ilgili önemli bir dezavantaja sahiptirler (Strub ve ark., 2006). Bu nedenle, bu sorunun üstesinden gelmek için yeni teknolojiler geliştirilmiştir.

"Solid Free-form Fabrication (Katı Serbest Form Fabrikasyonu)" olarak da adlandırılan eklemeli CAD-CAM sistemleri, polikristalin seramik malzemeler için hala araştırma ve geliştirmenin odak noktasıdır ve son zamanlarda öne çıkan üç teknik vardır (Chartier ve ark., 2002; Doreau ve ark., 2000; Silva ve ark., 2011). Bu teknikler şunlardır: Seçici lazer sinterleme veya eritme; doğrudan 3 boyutlu (3D) baskı ve stereolitografi.

Seçici lazer sinterleme veya eritme, metal alaşımları için zaten iyi bilinen bir tekniktir, ancak polikristalin seramikler için hala geliştirilme aşamasındadır (BEGO Medifactoring® System, BEGO Medical GmbH, Bremen, Almanya). Bu teknikte lazer ışını, her katmanın CAD modelinin bir kesitini temsil ettiği tek bir koping veya altyapı oluşturmak için tozla dolu bir kaptan ince seramik katmanlarını sinterler (Strub ve ark., 2006). Doğrudan 3D baskı, geleneksel bir mürekkep püskürtmeli yazıcıya benzer, seramik bir süspansiyonun doğrudan baskısını gerçekleştirir, yüksek çözünürlüklü yoğun yeşil gövdelerin oluşturulmasına ve karmaşık şekillerin üretilmesine izin verir (Ebert ve ark., 2009; zkol ve ark., 2012).

Stereolitografi günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır ve daha karmaşık seramik parçaların üretimine izin verecek kadar gelişmiştir, oysa daha önce bahsedilen teknikler dental uygulamalar için erken gelişim aşamasındadır. Stereolitografi 3D baskıya benzer, ancak rezin bileşenlerle (akrilatlar veya epoksi monomerler) karıştırılmış seramik partiküller içeren bir süspansiyon kullanır (Chartier ve ark., 2002; Doreau ve ark., 2000). Bu rezin parça, katı nesneyi şekillendirmek için baskı sırasında polimerize edilir ve daha sonra seramik sinterleme işlemi sırasında çıkarılır. Bugüne kadarki tüm eklemeli yöntemlerin hala mevcut olan bir dezavantajı, prztl yüzey kalitesi ve zayıf uyum veya marjinal hassasiyettir (da Silva ve ark., 2017).

Bahsedilen eklemeli yöntemler göz önüne alındığında, doğrudan 3D baskı, ekipmanın nispeten daha erişilebilir olması ve sinterlemeye hazır yoğun bir yeşil gövde üretimine izin vermesi nedeniyle ne çıkan tekniktir. 2009 yılında modifiye bir inkjet yazıcı kullanılarak, ağız boşluğunda kullanılmak üzere yeterli mekanik özelliklere sahip bir zirkonya kuron üretilmiştir (Ebert ve ark., 2009). Doğrudan 3D baskı tekniğinin "Robocasting" olarak adlandırılan varyasyonları da incelenmiştir (Silva ve ark., 2011). Her iki teknik de çok benzerdir, sadece seramik süspansiyonun biriktirilme şekli farklıdır. Robocasting, nesneyi üretmek için fırlatılan damlacıklar yerine ekstrüde filamentler kullanır (da Silva ve ark., 2017).

2.3. Işık

Işık, insan gözü tarafından algılanabilen elektromanyetik radyasyondur. Doğal beyaz ışık, elektromanyetik spektrum boyunca 380 ile 770 nm arasında yer alır ve spektrum boyunca birkaç bileşen banda sahiptir. Bileşen bantlar kırmızı, turuncu, sarı, yeşil, mavi ve mor olmak üzere altı farklı his üretilir. Bununla birlikte, bileşen bantlar arasında sınırları iyi

tanımlanmamış sonsuz sayıda geçiş vardır. Herhangi bir nesnenin rengi, içinde görüldüğü aydınlatıcıya bağlıdır. Gelen ışık belirli bir dalga boyu segmenti içermiyorsa, nesne bunu yansıtamaz. Renklendiriciler (pigmentler veya boyalar) ışığın kromatik yansımasından sorumludur (Brewer ve ark., 2004). Bir renklendiricinin kimyasal bileşimi seçici olarak görünür spektrumun bir bölümünü diğerinden daha fazla emer. Işığın belirli bir dalga boyu segmenti yansıtıldığında ve göze girdiğinde, renk hissi üretilir (Sikri, 2010).

Işık olarak adlandırılan elektromanyetik radyasyon, güneş ve alevler gibi doğal ışık kaynaklarının yanı sıra akkor lambalar ve floresan ışıklar gibi yapay ışık kaynaklarını da içerir. Bu tür ışık kaynakları tarafından yayılan radyasyon miktarı farklı kaynaklar için dalga boyundan dalga boyuna değiştiiğinden, farklı kaynaklar gün ışığının mavimsi beyazından tungsten ışığının sarı beyazına kadar yaydıkları ışığın rengine göre değiştir. Işık genellikle akkor haline gelme (sıcak bir cisimden ışık yayılması) yoluyla üretilir. En önemli akkor cisim güneştir. Ancak, yeryüzünde gördüğümüz güneş ışığı atmosferimizde saçılma ve soğurulmaya uğramıştır; gün ışığının doğası gözlemin yapıldığı enlem, yılın mevsimi, hava koşulları ve günün saati gibi faktörlere bağlıdır (Burkinshaw, 2004).

2.3.1. Işık ve renk algısı

Işık kornea ve lens aracılığıyla göze girdiğinde, retina üzerinde bir görüntü odaklanır. Göze giren ışık miktarı, aydınlatma seviyesine bağlı olarak genişleyen veya daralan iris tarafından kontrol edilir. Retinal sensörler ışığın bu odaklanmasından faydalanacak şekilde konumlandırılmıştır. Çubuklar konilerden yaklaşık 19'a 1 oranında daha fazladır, retina boyunca geniş bir alana dağılmıştır ve çok düşük ışık yoğunluğına yanıt verir. Bu sensörler yalnızca aydınlığı kaydetmek içindir. Kırmızı, yeşil veya mavi dalga boyu bantlarına duyarlı üç tip koni vardır. Konilerin dağılımı öncelikle retinanın merkezinde çubukların bulunmadığı küçük bir alan olan fovea centralis ile sınırlıdır. Foveayı hemen çevreleyen alanda her iki algılayıcının bir karışımı bulunur. Her bireye özgü olan bu karışımın, normal renk görüşüne sahip gözlemciler arasında renk ayırımındaki farklılıklardan sorumlu olduğu düşünülmektedir (Chamberlin ve Chamberlin, 1980)

Renk algısının doğruluğu, ışık tarafından uyarılan retinal alanın alanına bağlıdır. Yüksek aydınlatmada, göz bebeği daralarak ışığı retinanın konilerin bulunduğu küçük alanına yönlendirir. Işık loş olduğunda, göz bebeği genişler ve retinanın çok daha büyük bir kısmı açığa çıkararak daha az hassas olan sensörleri uyarır. Bu nedenle ışık yoğunluğu, göz bebeği

apının düzenleyicisi olarak renk algısı ve gölge eşleştirmede kritik bir faktördür (Carsten, 2003).

Normal gözlem sırasında gözler bir "sahneyi" tararken, renk algısını etkileyen kromatik duyarlılıkta hızlı ve sürekli bir değişim olur. Renk eşleştirme sırasında devreye giren bu olguların en önemlileri ardışık kontrast, eşzamanlı kontrast ve renk sabitliğidir. Ardışık kontrast, renkli bir nesneye baktıktan sonra ortaya çıkan negatif bir görüntü (tamamlayıcı renk) yansımasıdır. Eş zamanlı kontrast, çevredeki renkler nedeniyle renk tonunun görünümünde bir değişiklikle karakterize edilen kromatik duyarlılıktaki anlık bir değişikliktir. Renk sabitliği, nesnelerin kendilerini renkli olarak düşündüğümüz için oluşur, böylece göz tarafından alınan ışık önemli ölçüde değişse bile bir nesne aynı renkte görünür (Hunter ve Harold, 1987).

2.4. Renk ve Renk Sistemleri

Renk olgusu, ışık enerjisinin bir nesne ile fiziksel etkileşimine verilen psikofiziksel bir yanıt ve bireysel bir gözlemcinin öznel deneyimidir (Bridgeman, 1987). Kütle veya hacim gibi nicelikler bir nesnenin tüm gözlemciler için aynı olan özellikleri iken, bir nesnenin renginin tanımı belirli bir gözlemci tarafından deneyimlenen bir algıya atıfta bulunduğu için renk bilimi diğer bilim alanlarından farklılık gösterir. Basit bir ifadeyle, yansıtıcı bir nesnenin renginin algılanması, birbiriyle ilişkili üç unsurun, yani bir ışık kaynağı, nesne ve gözlemcinin kombinasyonuna bağlıdır;

- Işık kaynağı: Nesneyi aydınlatır.
- Nesne: Gelen ışığı gözlemciye yansıtır, emer veya iletir.
- Gözlemci: Yansıyan ışığı algılar (Burkinshaw, 2004).

Bir ışık kaynağı, spektrumdaki farklı dalga boylarındaki enerji dağılımı ile karakterize edilebilir. Işık bir nesne üzerine düştüğünde, nesnenin fiziksel özelliklerine bağlı olarak, ışık yansıma, saçılma, soğurma ve iletim yoluyla değiştirilir. Bir nesnenin rengi, spektral yansımasına, yani gelen ışığın farklı dalga boyları için yüzeyden yansıyan miktarına büyük ölçüde bağlıdır. Işık göze ulaştığında, enerjisi retinadaki fotoreseptörler tarafından emilir ve beyin tarafından yorumlanan bir sinyale dönüştürülür (Joiner ve Luo, 2017).

Renkle ilgili elde edilen verileri aktarmaya çalışırken genellikle bazı zorluklar ortaya çıkmaktadır. Bu zorlukları aşabilmek için renk sistemleri geliştirilmiştir (Joiner, 2004).

Birçok renk sistemi mevcuttur, ancak dünya çapında tanınırlık, tutarlılık, esneklik ve basitlik gibi çeşitli nedenlerden dolayı Munsell (Sproull, 1973) ve CIE L*a*b* renk sistemleri dış hekimliğinde en çok tercih edilen sistemlerdir (Brewer ve ark., 2004).

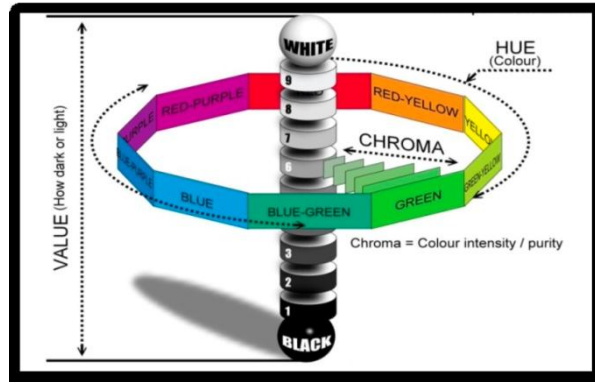
2.4.1. Munsell renk sistemi

Renk genellikle Munsell renk sistemine göre hue, value ve chroma açısından tanımlanır (Şekil 1.1). Hue, bir rengin klinisyenin farklı renk aileleri arasında ayrım yapmasını sağlayan özelliğidir. Value ise bir rengin açıklığını gösterir. Chroma ise renk doygunluğunun derecesidir. Munsell sistemi kullanılarak renk belirlenirken önce value, ardından chroma belirlenir. Hue en son olarak, önceden belirlenmiş olan value ve chroma ile gölge sekmeleriyle eşleştirilerek belirlenir (Terry ve ark., 2002).

Hue veya ton bir renk ailesini diğerinden ayıran niteliktir. Algılanan rengin tam dalga boyu mevcut olmasa bile, algılanan rengi veren görünür spektrumdaki baskın dalga boyu aralığı olarak belirtilir. Renk tonu, dalga boylarının toplamının fizyolojik ve psikolojik olarak yorumlanmasıdır. Ton, yaygın olarak kullanılan Vita Classic renk kılavuzu üzerinde A, B, C veya D ile temsil edilir (Boksman, 2007).

Value veya parlaklık, bir nesneden dönen ışık miktarıdır. Munsell değeri beyazdan siyaha gri skala olarak tanımlamıştır. Parlak nesneler daha düşük miktarda griye sahiptir ve düşük değerli nesneler daha büyük miktarda griye sahiptir ve daha koyu görünür (Boksman, 2007).

Chroma renk tonunun doygunluğu, yoğunluğu veya gücüdür (Boksman, 2007). Bir bardak suya herhangi bir boya (örneğin kırmızı) eklenirse ve aynı boya tekrar tekrar eklenirse, yoğunluk artar, ancak renk aynı kalır (renk tonu). Daha fazla boya eklendikçe, karışım daha koyu görünür; böylece, chroma artışının value değerinde karşılık gelen bir değişikliği vardır. Chroma arttıkça value azalır; chroma ve value ters orantılıdır. Vita Classic renk kılavuzu üzerindeki daha yüksek sayılar artan chroma değerini temsil eder (Terry ve ark., 2002).

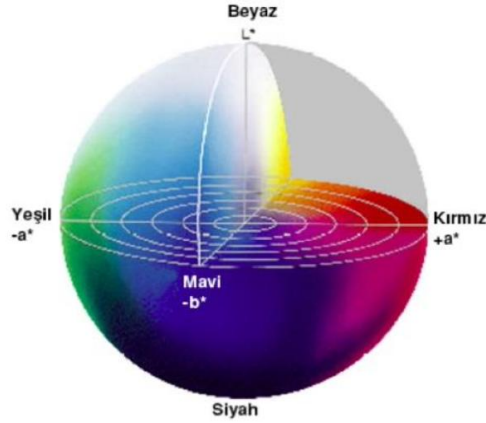


Şekil 1.1. Munsell Renk Sistemi (Vadher ve ark., 2014)

2.4.2. CIE $L^*a^*b^*$ (Commision Internationale de l'Eclairage) renk sistemi

(CIE), 1931 yılında standart bir ışık kaynağı tanımlamış, standart bir gözlemci geliştirmiş ve insan görme sisteminin belirli bir renge nasıl tepki verdiğini temsil eden tristimulus değerlerinin hesaplanmasını sağlamıştır (McLaren, 1987).

1976 yılında CIE, gözdeki üç ayrı renk reseptörüne (kırmızı, yeşil ve mavi) dayanan kabul edilmiş renk algısı teorisini destekleyen ve şu anda en popüler renk uzaylarından biri olan CIE $L^*a^*b^*$ renk uzayını tanımlamıştır. CIE $L^*a^*b^*$ renk uzayı, eşit mesafelerin eşit algılanan renk farklılıklarına karşılık geldiği tek tip bir renk uzayını temsil eder. Bu üç boyutlu renk uzayında üç eksen L^* , a^* ve b^* 'dir (Şekil 1.2). L^* değeri bir nesnenin açıklığının bir ölçüsüdür ve mükemmel bir siyahın L^* değeri sıfır ve mükemmel beyazın L^* değeri 100 olacak şekilde bir ölçekte ölçülür. a^* değeri kırmızılığın (pozitif a^*) veya yeşilliğin (negatif a^*) bir ölçüsüdür. b^* değeri sarılığın (pozitif b^*) veya maviliğin (negatif b^*) bir ölçüsüdür. a^* ve b^* koordinatları nötr renkler (beyaz, gri) için sıfıra yaklaşır ve daha doygun veya yoğun renkler için büyüklükleri artar. CIE $L^*a^*b^*$ sisteminin avantajı, renk farklılıklarının görsel algı ve klinik önemle ilişkilendirilebilecek birimlerle ifade edilebilmesidir (O'Brien ve ark., 1997).



Şekil 1.2. CIE L*a*b* renk sistemi (Brewer ve ark., 2004)

CIE L*a*b* renk uzayı; günümüzde 1931 CIE sisteminden çok daha yaygın olarak kullanılan bir sistemdir, numunenin tristimulus değerleri karşılıklı dik eksenler olarak L*, a* ve b* koordinatlarına dönüştürülür:

- $L^* = 116(Y/Y_n)^{1/3} - 16$
- $a^* = 500[(X/X_n)^{1/3} - (Y/Y_n)^{1/3}]$
- $b^* = 200 [(Y/Y_n)^{1/3} - (Z/Z_n)^{1/3}]$

Burada X_n , Y_n ve Z_n , tüm dalga boylarında ışığın %100'ünü yansıtan bir numune için belirli bir standart aydınlatıcı ve standart gözlemci için tristimulus değerleridir. Yıldız işareti, alternatif L*a*b* renk uzayı sistemlerindeki birimlerin aksine CIE tanımlı birimlerin kullanıldığını gösterir (Burkinshaw, 2004).

Bu üç boyutlu renk uzayında açıklık, siyah için 0 ile beyaz için 100 arasında bir ölçekte L* ile temsil edilir. Renk uzayında a* kırmızı/yeşil koordinatıdır ve +a* kırmızıyı, -a* yeşili gösterir. b* sarı/mavi koordinatıdır ve +b* sarıyı, -b* maviyi gösterir. Nötr renkler çoğu aydınlatıcı için orijine yakındır (yani $|a^*| < 5$, $|b^*| < 5$) (Burkinshaw, 2004). Soluk ve güçlü renklerin ayrımını sağlayan kroma (C^*), CIE L*a*b* silindirik koordinatlarının radyal bileşeni olarak tanımlanır (Bağış ve Turgut, 2013). Silindirik koordinatlarda, renk tonu (hue) merkezi eksen etrafındaki açı olarak temsil edilir, C^* merkezi eksene olan mesafe olarak tanımlanır ve L* aynı kalır. Hue (h°), CIE L*a*b* renk uzayının silindirik temsili içindeki bileşenlerden biridir ve insan algısında renkleri açıklar. Bu sistemde, hue (ton) renk tipini (örneğin kırmızı, mavi, yeşil vb.) temsil eder ve genellikle renk çarkı etrafında bir açı olarak ölçülür. CIE L*a*b* renk uzayında renk tonu açısı (h°), a* ve b* koordinatlarından arktanjan fonksiyonu kullanılarak hesaplanır: $h^\circ = \arctan(b^*/a^*)$. Renk tonu açısı, 0 ile 360 derece

arasında değişen değerlere sahip dairesel bir koordinattır; 0° kırmızıya, 90° sarıya, 180° yeşile ve 270° maviye karşılık gelir (Konica Minolta).

CIE L*a*b* renk farkı CIE L*a*b* renk uzayı, denklem aracılığıyla renk farklılıklarını belirtmek için kullanılabilir:

$$\Delta E_{ab}^* = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{0.5}$$

Burada ΔL^* , Δa^* ve Δb^* iki örneğin ilgili koordinatları arasındaki farkları temsil etmektedir. Bu sisteme göre, bir ΔE_{ab}^* birimi veya daha büyük bir renk farkı sadece algılanabilir (Burkinshaw, 2004). CIE L*a*b* sisteminin avantajı, renk farklılıklarının görsel algı ve klinik önemle ilişkilendirilebilen birimlerle ifade edilebilmesidir (Vadher ve ark., 2014). ΔE değeri, hem endüstri hem de diş hekimliği alanında renk biliminde temel haline geldi (Vichi ve ark., 2011). Diş hekimliği renk bilimine bu yeni temel yaklaşımın ardından, kalorimetreler ve spektrofotometreler gibi cihazlar renk ve renk farklılıklarını ölçmek için hızla geliştirildi ve iyileştirildi. Ne yazık ki, diş hekimliği uygulamasındaki renk eşleştirme bu gelişmelerden hemen faydalanmadı ve görsel değerlendirme hala en iyi yaklaşım olarak kabul edildi. Bunun temel nedeni, bir nesnenin görünümünün yalnızca CIE L*a*b* sisteminin renk özelliklerine bağlı olmaması, aynı zamanda parlaklık, opaklık, saydamlık, ışığı geçirme ve metamerizm, opalesans ve floresans gibi optik fenomenlerden büyük ölçüde etkilenmesidir (Hunter, 1987). Diş, renk algısının tüm bu farklı yönlerinden etkilendiği için, dişin optik özelliklerinin çok zor olduğu ve uygun bir estetik sonuç elde etmenin bir sanat formu olduğu, tamamen standartlaştırılmış ve öngörülebilir bir prosedür olmadığı düşünülüyordu. Diş hekimliği renk eşleştirme daha sonra, görsel renk seçimindeki hataların en aza indirilmesi ve diş porseleninin üretimi için talimatların verilmesi şeklinde geliştirildi (Miller, 1987).

CIE tarafından 2004 yılında renk farklılıklarının ölçümü için ΔE_{ab} formülünde bir iyileştirme önerilmiştir (CIE, 2004). Bu yeni formül ΔE_{00} olarak tanımlanır:

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

Bu yeni formül, yüzey, arka plan gibi farklılıklara izin vermek için ağırlıklandırma fonksiyonları (S_L , S_C ve S_H) ve parametre faktörleri (k_L , k_C ve k_H) eklemek amacıyla geliştirilmiştir. Amaç, görsel olarak algılanan farklılıklar ile hesaplanan farklılıklar arasındaki

korelasyonu iyileştirmekti. Lee (Lee, 2005), her ne kadar ΔE_{00} formülü açıklık (lightness), doygunluk (kroma) ve renk tonu (hue) gibi ayrı renk parametrelerindeki değişiklikleri değerlendirmek için kullanılsa da, iki renk formülünün renk farklılıklarının değerlendirilmesi için birbirinin yerine kullanılabilir olduğunu bildirdi. del Mar Pérez ve ark. (2007), ağırlıklandırma fonksiyonlarının açıklık, doygunluk ve renk tonu bileşenleri için önemli bir rol oynadığı gözlemlenmiş olsa bile, ΔE_{ab} ve ΔE_{00} arasında anlamlı bir korelasyon olduğunu bildirmiş ve dolayısıyla ΔE_{00} 'nin kullanımını önermiştir. Wee ve ark. (2007), ΔE_{00} renk farkı formülünün hesaplanan renk farklarına daha iyi uyum sağladığını, böylece dış renkleri arasındaki renk farklarının insan algısı ve kabul edilebilirliği hakkında daha iyi göstergeler sağladığını bildirmiştir. Johnston 2009'da (Johnston, 2009), revize edilmiş renk farkı formülünün diş hekimliği araştırmalarında ve diğer diş hekimliği uygulamalarında kullanılmasının beklenebileceğini rapor etmiştir. Ghinea ve ark. (2010), CIEDE2000 renk farkı formülünün, diş seramiklerinin renk farkı eşik değerinin değerlendirilmesinde CIELAB formülünden daha iyi uyum sağladığını bildirmiştir.

Renk çalışmaları, insan gözünün ayırt edebildiği ve kabul edebildiği renk farklarını tanımlamak için iki temel eşik kullanır. Bunlar; algılanabilirlik eşik (perceptibility threshold) ve kabul edilebilirlik eşikidir (acceptability threshold). İnsan gözü tarafından algılanabilen en küçük renk farkıdır. Gözlemcilerin %50'sinin fark edebildiği ve %50'sinin fark edemediği renk farkı, %50-50 algılanabilirlik eşik olarak adlandırılır. Gözlemcilerin %50'sinin kabul edebileceği en büyük renk farkı ise %50-50 kabul edilebilirlik eşik olarak adlandırılır. (Paravina ve ark., 2015). Restoratif materyallerin değerlendirilmesinde %50-50 algınabilirlik eşik ΔE_{00} değeri 0,81; %50-50 kabul edilebilirlik eşik ΔE_{00} değeri ise 1,77 olarak kabul edilmektedir (Paravina ve ark., 2015; Paravina ve ark., 2019).

2.5. Diş Hekimliğinde Renkle İlgili Kavramlar

2.5.1. Metamerizm

Nesnelerin herhangi bir ışık kaynağı altında aynı renkte algılanmalarına rağmen başka bir ışık kaynağı altında renklerinin farklı algılanmasına metamerizm denir (Fondriest, 2003).

Gördüğümüz renk, nesneyi aydınlatan ışık kaynağının doğasına bağlıdır. Opak bir nesnenin rengi, üzerinden yansıyan dalga boylarının toplamıdır. Işık spektrumu yansıtma grafikleri, bir malzemeden yansıyan tüm yakın UV ve görünür ışık spektrumunun yansıtma

yüzdesini ölçerek yapılabilir. Porselen, spektrumun bir bölümünde ışığı yüzeyinden aynen mine gibi yansıtabilir, ancak farklı aydınlatma altında, daha önce aynı görünen iki nesne farklı görünebilir. Bir dişi dental porselen ile restore ederken aynı optik özelliklere (spektral yansıtma eğrileri) sahip malzemeler kullanarak dişin katmanlarını taklit etmek metamerizmi en aza indirecektir. Renk uyumu sağlanması gereken iki malzemenin eğrileri ne kadar yakın olursa, renk uyumları da o kadar başarılı olacaktır. İdeal olarak, diş hekimi ve laboratuvar teknisyeni birlikte tam spektrumlu aydınlatma koşullarını dengelemiş olmalıdır. Uyumsuzlukları düzeltmek için opak yüzey boyalarının kullanılması metamerizmi artıracaktır (Sproull, 1974).

2.5.2. Translusensi (yarı saydamlık) ve opasite

Translusensi, ışığın bir alt tabaka yüzeyinden bulanık bir ortama geçişinin veya dağınık yansımalarının göreceli miktarıdır (Brodbelt ve ark., 1980; Lee, 2015). Yarı saydamlık terimi optik özelliği tanımlamak için kullanılırken, buna karşılık gelen transmisyon (geçirgenlik) terimi, bir ortamın ışığın içinden geçmesine izin verme yeteneğini temsil eden fiziksel bir terimdir (Xiong ve ark., 2008).

Translusensi, iletilen ışığın yoğunluğunun gelen ışığın yoğunluğuna oranı olarak tanımlanabilir. Opaklık yarı saydamlığın tersidir ve optik yoğunluk opaklığın ortak logaritmasıdır. Yarı saydamlığı ölçmek için bir yöntem geliştirilirken, aşağıdaki gerçeklerin önemli olduğu kanıtlanmıştır:

- I. Sadece görünür ışık ilgi konusudur;
- II. Göz en çok yaklaşık 550 nm dalga boyuna duyarlıdır ve
- III. Bir cisimden geçen ışık, kalınlık arttıkça azalır (Southan, 1987).

Translusensi, doğrudan geçirgenlik (ışığın yönü veya niteliği değişmeden geçmesi), toplam geçirgenlik (doğrudan ve dağınık geçirgenliğin birleşimi) ve spektral yansıtma (gelen ışığın gözeneklilik gibi bir arayüzde yansıyan kısmı) ölçülerek incelenebilir (Harianawala ve ark., 2014). Yarı saydamlığın ölçümü ile ilgili olarak genellikle translusensi parametresi (TP), kontrast oranı (CR) (Chen ve ark., 2008; Heffernan ve ark., 2002b) ve doğrudan ve toplam iletim (τ , %) (O'Keefe ve ark., 1991) belirlenmiş ve bu değerler arasında korelasyon olduğu doğrulanmıştır (Lee, 2015). CR değeri, Y_b/Y_w değerini vermek için siyah (Y_b) ve beyaz (Y_w) arka planlı numunelerin spektral yansımalarından hesaplanır (Miyagawa ve ark., 1981). CR'de değer 0 ile 1 arasında değişir; 0 tamamen şeffaf ve 1 tamamen opaktır. TP ve CR

değerleri arasındaki korelasyon dental seramikler baz alınarak değerlendirilmiştir (Barizon ve ark., 2013).

TP değeri, aynı numunenin ideal beyaz ve siyah arka planlar üzerindeki renk farkıdır (ΔE_{ab}) ve TP aralığı 0 ila 100 olabilir (Johnston ve ark., 1995). Sıfır TP değeri tamamen opak bir malzemeyi gösterirken, maksimum TP değeri ise ideal zeminler arasındaki renk farkının maksimum değeridir ($\Delta E = 100$) (Johnston, 2014). Bu sayede, TP değerleri evrensel olarak karşılaştırılabilir.

Algılanan ve hesaplanan renk farklılıkları arasındaki uyumu iyileştirmek amacıyla CIE (CIE, 2004), CIEDE2000 renk farkı formülünün kullanımını önermiştir. Son çalışmalarda da, TP hesaplanırken CIEDE2000 renk farkı formülünün kullanımı önerilmiştir (Carney ve Johnston, 2017; Salas ve ark., 2018). Bu, ölçekte bir değişikliğe yol açsa da maksimum değer aynı kalacaktır. Ayrıca, malzemenin kalınlığı boyunca optik bir homojenlik olmadığında, renk farkı belirlemelerinde kullanılan gerçek zeminlerin rengine göre göreceli (rölatif) TP₀₀ (RTP) gereklidir (Alp ve ark., 2018; Kurklu ve ark., 2013).

Tranlusensi parametresinin %50:50 algılanabilirlik eşik değeri (TPT₀₀) CIEDE2000 için TPT₀₀=0,62 birim ve tranlusensi parametresinin %50:50 kabul edilebilirlik eşik değeri (TAT₀₀) kabul edilebilirlik eşik değeri TAT₀₀=2,62 birim olarak kabul edilmiştir (Salas ve ark., 2018).

İnsan dişleri, şeffaf ve opak arasındaki gradyan olarak tanımlanabilecek farklı derecelerde yarı saydamlık ile karakterize edilir. Genel olarak, bir kronun yarı saydamlığını artırmak value değerini düşürür, çünkü göze daha az ışık geri döner. Saydamlık arttıkça, ışık yüzeyi geçebilir ve restorasyon içinde dağılır. Minenin yarı saydamlığı ışığın geliş açısına, yüzey dokusuna ve parlaklığına, dalga boyuna ve dehidrasyon seviyesine göre değişir (Fondriest, 2003).

2.5.3. Opalesans

Opalesans, bir malzemenin kendisinden ışık yansıtıldığında bir renkte, ışık içinden geçirildiğinde ise başka bir renkte görünmesi olgusudur. Doğal bir opal, kırılma yoluyla transillümine ışığı bileşen spektrumuna ayıran sulu bir disilikattır. Opaller prizma gibi davranır ve farklı dalga boylarını değişen derecelerde kırar (Fondriest, 2003). Daha kısa dalga boyları daha fazla kırılır ve optik olarak yoğun bir malzemedan kaçmak için kırmızılar

ve sarılardan daha yüksek bir kritik açı gerektirir. Minenin hidroksiapatit kristalleri de prizma görevi görür. Işığın dalga boyları dişler ve diş malzemeleri boyunca farklı derecelerde yarı saydamlığa sahiptir. Işıklandırıldıklarında, opaller ve mine kırmızıları transillümine eder ve mavileri bünyelerinde dağıtır; böylece mine renksiz olmasına rağmen mavimsi görünür. Minenin opalesan etkileri diş aydınlatır ve ona optik derinlik ve canlılık kazandırır (Sikri, 2010).

2.5.4. Floresans

Floresans, ışığın bir materyal tarafından emilmesi ve daha uzun bir dalga boyunda ışığın kendiliğinden yayılmasıdır. Doğal bir dişte floresans özellik, yüksek miktarda organik madde nedeniyle öncelikle dentinde meydana gelir. Ortamdaki ultraviyoleye yakın ışık absorbe edilir ve öncelikle spektrumun mavi ucunda ışık olarak geri floresanlanır; ancak tüm dalga boylarında meydana gelir. Dentin ne kadar çok floresan özellik gösterirse kroma o kadar düşük olur (Fondriest, 2003). İzleyiciye geri dönen ışık miktarını artırmak, renk değişimlerini engellemek ve kromayı azaltmak için kronlara floresan tozlar eklenir. Bu özellikle yüksek değerli renklerde faydalıdır çünkü dentin porselen katmanlarının içine yerleştirildiğinde yarı saydamlığı olumsuz etkilemeden değeri yükseltebilir (Sikri, 2010).

Geliştirilmiş opalesans ve floresans özellikler optik netlik ile birlikte; herhangi bir ışık kaynağında doğal ve estetik görünen, ışığa doğal diş yapısı ile aynı şekilde tepki veren, renk duyarlı bir seramikle sonuçlanır (Zena, 2001).

2.6. Dental Renk Ölçümü ve Sistemleri

Diş ve restoratif dental materyallerin renk ölçümü, klinik uygulamalarda ve dental araştırmalarda birçok önemli uygulamaya sahiptir (Johnston, 2009). Klinik uygulamada, örneğin bir diş kronunu hazırlarken ve takarken, diş hekiminin bir dişin rengini doğru bir şekilde ölçmesi, ardından diş rengini, kronun yapımı için uygun renkli dental materyalleri seçecek olan bir laboratuvar teknisyenine iletmesi ve birlikte mevcut diş yapısına kabul edilebilir bir renk uyumu olan bir kron üretmeleri gerekir. Renk ölçüm cihazları ve sistemleri, görsel renk eşiklerinin değerlendirilmesi, görsel ve enstrümantal değerlendirmeler arasında karşılaştırma, renk uyumluluğu ve stabilitesi, diş beyazlatma çalışmaları ve insan dişleri ile dental materyallerin renk etkileşimleri gibi dental araştırmalarda giderek daha fazla kullanılmaktadır (Chu ve ark., 2010).

Dişlerin rengini ölçmek için birçok yöntem vardır ve renk tonu kılavuzları kullanarak yapılan görsel karşılaştırmalardan spektrofotometreler, kolorimetreler, spektoradyometreler ve dijital görüntü analiz teknikleri kullanılarak yapılan aletli ölçümlere kadar çeşitlilik gösterir (Joiner ve Luo, 2017).

2.6.1. Renk tonu kılavuzları

Diş renginin klinik olarak değerlendirilmesinde en yaygın kullanılan yöntem, ticari bir renk tonu kılavuzu ile görsel renk tonu eşleştirmesidir (Brook ve ark., 2007). Işık, yaş, cinsiyet, göz yorgunluğu ve renk görme bozuklukları gibi faktörler görsel renk tonu seçimini etkileyebileceğinden, genellikle tutarsız ve öznel bir yöntem olarak kabul edilir (Bahannan, 2014; Gokce ve ark., 2010). Bununla birlikte, hızlı ve uygun maliyetli bir yöntemdir (Joiner, 2004).

İlk renk tonu kılavuzları, genel popülasyonda bulunan renk tonlarının dağılımından ziyade hoş olduğu düşünülen diş renklerinden türetilmiştir. Clark, 1931 yılında insan dişlerinin görsel değerlendirmesine dayanan ve Munsell Hue, Value ve Chroma olarak kaydedilen özel bir renk tonu kılavuzunu tanıttı. Mevcut kılavuzların eksikliklerini kabul eden Sproull, 70'lerin başında, ideal bir renk tonu kılavuzunun, tercihen Munsell renk sistemine dayalı olarak, renk uzayında iyi dağıtılmış ve mantıksal olarak düzenlenmiş renk tonu sekmelerinden oluşması gerektiğini öne sürmüştür. Aynı üreticiden gelen renk tonu sekmesi ve porselen partilerinin renk uyumsuzluklarına ilişkin kalite kontrol sorunları, üreticiler arasındaki uyumsuzluklar kadar sorunlu olabilir. 90'lı yılların ortalarında Miller, renk kılavuzunun malzemesinin restorasyonla aynı olması gerektiğini ve renk kılavuzlarının kalınlığının ortalama bir porselen kaplamadan daha fazla olmaması gerektiğini kabul etmiştir. Renk kılavuzlarının sınırlamaları, diş hekimliğinde renk eşleştirme prosedürlerini tehlikeye atan ve klinisyenlerin, teknisyenlerin ve hastaların memnuniyetsizliğine sebep olan faktörlerdir (Sikri, 2010).

Bu eksiklikleri gidermek için yeni nesil renk kılavuzları geliştirilmiştir. Shofu Doğal Renk Konseptini sunarken, Vita 3 boyutlu bir renk kılavuzu sistemi (Vita 3D-Master) tanıtmıştır (Yuan ve ark., 2007). Doğal Renk Konsepti sistemi 38 temel renk tonuna dayanan 208 renk karışımından oluşmaktadır (Egger, 2003).

Diş rengi kılavuzları birçok türde ve biçimde olabilir, ancak temel tasarım chroma ve/veya value değerine göre düzenlenebilen bir dizi standart diş rengini içerir. En yaygın

kullanılan renk tonu kılavuzlarından biri VITA Klasik renk tonu kılavuzudur (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) (Hassel ve ark., 2013). Genellikle renk tonu eşleştirmesi için en açıktan en koyuya doğru azalan değere göre düzenlenmiştir (Paravina ve ark., 2007). Genel olarak, renk yelpazesinin yetersiz olması (Miller, 1993) ve renk sekmeleri arasındaki renk farklılıklarının tek tip ve sistematik olmaması (Yiming, 2003) gibi bazı zayıf yönleri olduğu bildirilmiştir.

3D Master Toothguide (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) 1998 yılında piyasaya sürülmüş ve diğer renk kılavuzlarına kıyasla daha geniş ve daha homojen bir renk aralığına, daha iyi renk dağılımına ve diş rengini ölçmede daha iyi tekrarlanabilirliğe sahip olacak şekilde tasarlanmıştır (Gómez-Polo ve ark., 2015; Paravina ve ark., 2002). Renk tablalarının rengi bir spektrofotometre kullanılarak ölçülmüş ve tablalar arasındaki renk farklarının neredeyse tamamı (%99,08) algılanabilir renk farkları olmuştur (Gómez-Polo ve ark., 2015). Daha yakın zamanda, VITA Bleachedguide 3D-Master, diş beyazlatmanın izlenmesi için uygulanabilirliğini artırmak amacıyla ek açık renk sekmeleri ve değer sırası içerecek şekilde tasarlanmış ve geliştirilmiştir (de Geus ve ark., 2015; Paravina, 2008).

2.6.2. Dijital renk ölçüm sistemleri

Spektrofotometreler

Spektrofotometreler, görünür spektrum boyunca 1-25 nm aralıklarla bir nesneden yansıyan ışık enerjisi miktarını ölçer (Chu ve ark., 2010) ve ölçülen spektral yansımayı renk koordinatlarına (CIEXYZ, CIELAB veya CIELCH) ve farklı diş tonu değerlerine dönüştürebilir (Khurana ve ark., 2007). Görsel ve enstrümantal renk tonu eşleştirme becerisi üzerine yapılan sistematik bir incelemede, çalışmaların çoğu spektrofotometre kullanıldığında daha kesin sonuçlar bildirmiştir (Chen ve ark., 2012).

Klinik uygulamalar için farklı tasarımlara, yazılımlara ve veri çıktılarına sahip çeşitli ticari spektrofotometreler mevcuttur (Chen ve ark., 2012; Odaira ve ark., 2011). Bildirilen bir dizi çalışma, farklı cihazların in vitro ve in vivo tekrarlanabilirliğini ve doğruluğunu karşılaştırmaktadır (Hugo ve ark., 2005; Kim-Pusateri ve ark., 2009; Zenthöfer ve ark., 2014). Örneğin, in vitro renk tonu sekmelerini ölçmek için SpectroShade (MHT Optic Research AG, İsviçre) ve VITA Easyshade (VITA Zahnfabrik, Bad Sack- ingen, Almanya) spektrofotometrelerinin tekrarlanabilirliğinin sırasıyla %96,9 ve %96,4 olduğu ve doğruluklarının sırasıyla %80,2 ve %92,6 olduğu gösterilmiştir (Kim-Pusateri ve ark., 2009).

Bir klinik çalışmada, Spectroshade cihazı, VITA Easyshade ve bir kolorimetre ile karşılaştırıldığında diş renklerinin kaydedilmesinde en tekrarlanabilir cihaz olmuştur (%82,7) (Khurana ve ark., 2007). Maksiller ve mandibular dişlerin ölçüldüğü bir başka klinik çalışmada, her iki cihaz da CIELAB değerlerinde cihazlar arasında önemli bir fark olmaksızın mükemmel tekrarlanabilirlik göstermiştir (Llena ve ark., 2011).

Çeşitli spektrofotometreler, seramik kronların in vivo renk stabilitesinin ölçülmesi (Olms ve Setz, 2013), minenin gelişimsel kusurları (Guerra ve ark., 2015), diş rengi prevalansı (Elamin ve ark., 2015) ve boylamsal diş beyazlatma çalışmaları (Stephen, 2003) gibi dental araştırma alanlarında başarılı geniş uygulama alanları bulmuştur (Raoufi ve Birkhed, 2010). Bununla birlikte, bu cihazları kullanırken dikkatli olunmalıdır, çünkü çalışmalar eşleşme tekrarlanabilirliğinin derecesinin ortamdaki aydınlatıcıdan (Sarafianou ve ark., 2012) ve dişlere uygulanabilecek arka plandan etkilenebileceğini göstermiştir (Yuan ve ark., 2012) İn vivo ölçüm sırasında optik mercekte buğulanma meydana gelebilir ve bu da yanlış okumalara yol açar (Stephen, 2003). Bu cihazlar temasla ölçüm yapan aletler olduğundan, bazı cihazların başlığının dişeti dokularına karşı sabit tutulması gerektiğinden hastada küçük rahatsızlıklar meydana gelebilir (Stephen, 2003).

Kolorimetreler

Kolorimetreler, standart gözlemci gözünün spektral fonksiyonuna yaklaşan renk filtrelerine sahiptir ve genellikle rengi X; Y; Z tristimulus terimleriyle veya CIE Lab değerleriyle ölçmek için tasarlanmıştır (Tung ve ark., 2002; Van der Burgt ve ark., 1990).

Filtre kolorimetreleri genellikle standart gözlemci fonksiyonlarını yakından simüle eden spektral düzeltme filtrelerine sahip üç veya dört silikon fotodiyot kullanır. Bu filtreler, dedektör yüzeyine çarpan ışığın spektral özelliklerini sınırlayan analog fonksiyon jeneratörleri olarak işlev görür (Brewer ve ark., 2004). Tutarlı ve hızlı algılama yapıları nedeniyle, bu cihazlar diferansiyel ölçümlerde hassas olabilir. Bu nedenle genellikle kalite kontrol için kullanılırlar (Brewer ve ark., 2004).

Diş rengini ölçmek için kolorimetre kullanmanın dezavantajları şunlardır; aletler düz yüzeyleri ölçmek için tasarlanmıştır, dişler genellikle düz değildir ve yüzey anomalileri olabilir ve küçük diyaframlı kolorimetreler önemli ölçüde kenar kaybı etkilerine eğilimlidir, bu nedenle renk belirlemeleri hatalara maruz kalacaktır (Van der Burgt ve ark., 1990). Kolorimetrelerin bir başka eleştirisi de sistematik hataların yönetilmesinin zor olması ve ön

hassasiyet derecesine veya ortamın kontrolüne bakılmaksızın alet doğruluğunu olumsuz yönde etkilemesinin beklenebileceğidir (Douglas, 1997).

Spektroradyometreler

Spektroradyometreler, görünür spektrum boyunca nesnelerden yayılan veya yansıyan radyometrik nicelikleri (ışınım, radyans) ölçer. Kolorimetrik değerleri, radyans ve ışınım birimleri için sırasıyla parlaklık ve aydınlık ile ifade edilir ve renk koordinatlarına (CIEXYZ, CIELAB ve CIECLH) dönüştürülebilir (Berns, 2019). Spektrofotometreler ve spektroradyometreler arasındaki temel farklar, spektroradyometrelerin dahili ışık kaynaklarına sahip olmaması ve temassız ölçüm cihazları olmalarıdır (Johnston ve ark., 1996).

Spektroradyometreler kullanarak diş rengini ölçmenin avantajları temel olarak temassız ölçüm yaklaşımlarıyla ilişkilidir. Bazı çalışmalar, spektroradyometri tabanlı renk ölçümünün diğer temaslı ölçüm cihazlarına kıyasla dental materyallerin insan renk algısına daha yakın olduğunu göstermiştir (Lim ve ark., 2010).

Dijital Kameralar

Dijital kamera teknolojisi renk tonlarının eşleştirilmesi için de kullanılmaktadır Dijital kameralar, kimyasal bir reaksiyon yaratmak için ışığı filme odaklamak yerine, milyonlarca mikroskobik küçüklükte ışığa duyarlı element içeren CCD'ler (Charged Couple Devices) kullanarak görüntü yakalar. Fotodiyotlar gibi, her bir fotosit yalnızca yüzeyine çarpan toplam ışık yoğunluğuna tepki verir. Tam renkli bir görüntü elde etmek için çoğu sensör, filtrelenmiş kolorimetreye benzer bir şekilde ışığa üç ana renginde bakmak için filtreleme kullanır. Bir dijital kamerada üç rengi kaydetmenin çeşitli yolları vardır (Cal ve ark., 2004)

En kaliteli kameralar, her biri üzerinde farklı bir filtre bulunan üç ayrı sensör kullanır. Işık, kameraya bir ışın dağıtıcı yerleştirilerek farklı filtre/sensör kombinasyonlarına yönlendirilir. Işın dağıtıcı, her bir dedektörün görüntüyü aynı anda görmesini sağlar. Bu yöntemin avantajı, kameranın her piksel konumunda üç rengin her birini kaydetmesidir. ShadeRite Dental Vision System ve ShadeScan dijital renk analizini kolorimetrik analizle birleştirir, ancak SpectroShade dijital renk görüntülemeyi spektrofotometrik analizle birleştiren tek sistemdir (Sikri, 2010).

2.7. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Dental malzemelerin uzun süreli klinik kullanımdan kaynaklanabilecek fiziksel etkilerini, kontrol edilebilir koşullar altında kısa sürelerde in vitro olarak test etmek için yapılan çalışmalara genel olarak yaşlandırma testleri denir. Bazı in vitro testler, dental malzemenin fiziksel ve mekanik özelliklerini değerlendirerek ağız içi performansını tahmin etmek için kullanılır. Ağız içini taklit ederek dental malzemelerin klinik performanslarını öngörebilmek için çeşitli test yöntemleri kullanılır (Longman ve Pearson, 1987).

2.7.1. Termal siklus (döngü) yöntemi

Termal siklus, restorasyonların ve dişlerin ağız dışında değerlendirilmesinde kullanılan en önemli test yöntemlerinden biridir. Klinik uygulamaların laboratuvar ortamında simülasyonları sıklıkla gerçekleştirilir; çünkü klinik çalışmalar maliyetli ve zaman alıcıdır. Termal siklus genellikle bu simülasyonlarda temsil edilen in vitro bir yöntemdir (Gale ve Darvell, 1999).

Termal siklus, ağız ortamının (yeme, solunum vb. sırasında) yıllar boyunca yaşanan sıcaklık değişimlerini kısa bir süreye sıkıştırarak hızlandırılmış yaşlanmanın başka bir yaygın biçimidir. Bu test yöntemi kullanılırken hızlandırılmış yaşlanma protokolünün takip etmesi gereken parametreleri belirlemek için bazı çalışmalar yapılmıştır; örneğin, genellikle ağız içindeki maksimum sıcaklığın 45–47°C (acı vermeyen sıcak bir içecek içerken) olduğu tahmin edilmiştir, minimum sıcaklık ise yaklaşık 5–10 °C'dir (soğuk yiyecek ve içecekler) (Gale ve Darvell, 1999; Michalesco ve ark., 1995; Musanje ve Darvell, 2004). Diğer sıcaklık sınırları, 0–67 °C arasında kaydedilmiş ve önerilmiş olabilir (Palmer ve ark., 1992), ancak bunlar günlük sıcaklık değişimini tam olarak temsil etmeyebilir (Vilde ve ark., 2022).

Termal siklus deneylerinde, örneklerin bir kez soğuk ve bir kez sıcak suya daldırılması işlemi “devir” olarak adlandırılır. Devir sayıları genellikle 500 ile 50.000 arasında değişmektedir. Ağız içi sıcaklık değişikliklerinin genellikle 5-55 °C arasında olduğu ve günde 20-50 kez bu değişikliğin meydana geldiği bilinen bir gerçektir; bu bağlamda, uygulanan 10.000 döngünün bir yıllık ağız içi değişime eşdeğer olduğu düşünülmektedir (Gale ve Darvell, 1999).

Bir restorasyonun işlevsel ömrü boyunca renk stabilitesi, malzemenin mekanik özellikleri kadar önemlidir. Zamanla renk değişiklikleri, restorasyonların uzun ömürlülüğünü

ve kalitesini sınırlayabilir (de Oliveira ve ark., 2014). Diş materyallerinin ağız ortamında renklenmesi ile ilişkilendirilen birçok faktör bulunmaktadır. Renklenme oluşturan çözeltilere uzun süre maruz kalma, kompozit rezinlerin ve seramik materyallerin renklenmesine neden olabilir (Gawriolek ve ark., 2012). Bu nedenle çalışmalarda dental materyallerin renk stabilitesi kahve solüsyonu içerisinde termal siklus test yöntemi ile değerlendirilmektedir (Acar ve ark., 2016; Alp ve ark., 2018; Demirel ve ark., 2023; Subaşı ve ark., 2018; Tasin ve Ismatullaev, 2024).

2.7.2. Otoklavda yaşlandırma yöntemi

Dental materyallerin, özellikle de zirkonyanın yaşlandırma yöntemlerinden biri de otoklav kullanılarak yaşlandırma yapılmasıdır. Yapılan çalışmalarda, otoklavda, 134°C'de 2 bar basınç altında 5 saatlik bir sürenin; vücut sıcaklığında 5 ile 20 yıl arasında geçirilen zamanı taklit ettiği rapor edilmiştir (Jérôme Chevalier ve ark., 2009; Chevalier ve ark., 1999). Otoklavda hızlandırılmış yaşlandırma işlemi zirkonyayı termal olarak aktive edebildiğinden, ağız içindeki uzun dönem davranışı hakkında tahmin yürütülebilmesini sağlamaktadır (Chevalier ve ark., 1999).

2.7.3. Mekanik simülasyon yöntemi

Ağız içi kullanımı taklit eden mekanik yaşlanma protokolünde; malzemenin dayanması gereken maksimum yük, ağız içindeki kuvvetleri taklit eden döngü sayısı, her bir döngünün ne kadar sürdüğü ve numune ile temas şekli ve yükün yatay ve/veya dikey yolu gibi anahtar parametreleri içerir (Vilde ve ark., 2022). Bu parametrelerin her biri çalışmadan çalışmaya önemli ölçüde değişebilir; örneğin, maksimum yükler genellikle 30 ile 250 N arasında değişirken; döngü sayıları farklılık gösterebilir, 50.000'den başlayıp 5 milyona kadar (bir aydan bir yıl kadar test için yaklaşık tahminler); birçok farklı döngü frekansı bulunmaktadır (ancak genellikle klinik olarak temsil edici olarak kabul edilen 0.5–3 döngü/saniye aralığı) (Amaral ve ark., 2007; Walker ve ark., 2009); ve kuvvet uygulama yönü veya yük genellikle belirtilmemiştir (Rosentritt ve ark., 2016). Bu durum, çalışmalar arasında karşılaştırma yapmayı zor veya imkansız hale getirmektedir (Vilde ve ark., 2022).

2.7.4. Hızlandırılmış yapay yaşlandırma yöntemi

Hızlandırılmış yapay yaşlandırma, kapalı bir ortamda veya dışarıda, ışık, nem, sıcaklık ve/veya kuvvet uygulayarak malzemelerin renk ve dayanıklılığını değerlendirmek için kullanılan bir testtir (Hekimoğlu ve ark., 2000).

Ağız rehabilitasyonunda kullanılan malzemelerin mekanik dayanıklılığı ve renk stabilitesi önemlidir. Nem, beslenme alışkanlıkları ve sıcaklık gibi çeşitli koşullar, renk değişikliklerine duyarlı olan ağız içindeki restorasyonları etkiler. Eğer renk değişikliği fark edilirse, restorasyon tatmin edici olmaktan çıkabilir ve değiştirilmesi gerekebilir. UV ışınları, sıcaklık değişiklikleri ve su, anterior ve posterior restorasyonların hidroliz ve bozulmasında etkili olan ana çevresel faktörlerdir ve görünümünü etkiler. Hızlandırılmış yapay yaşlandırma işlemine toplamda 300 saat, bir restorasyonun klinik hizmetinin 1 yılını simüle eder (Powers ve ark., 1978). Bu yöntemin klinik önemi bilinmemekle birlikte, malzemelerin klinik performansını öngörmeyi amaçlayarak ağız ortamında uzun süreli maruz kalma etkilerini kısa bir süre içinde simüle etmek için kullanılabilir (Karaokutan ve ark., 2015; Tuncdemir ve Aykent, 2012).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

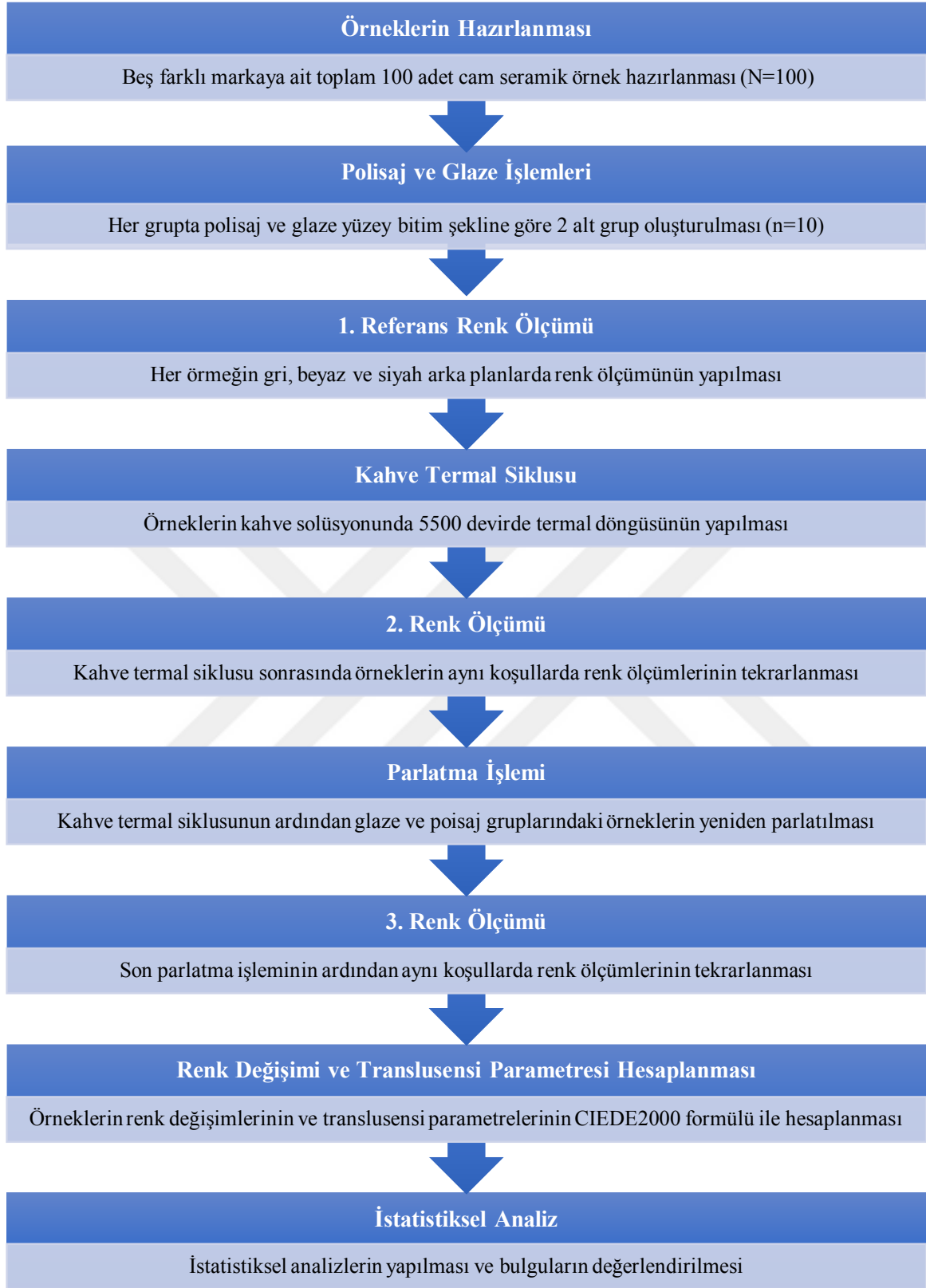
Bu projenin bilimsel etik açısından uygun olduğuna Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurulu'nun 28.12.2023 tarihinde yapılan 2023/360 sayılı toplantısında oy birliği ile karar verilmiştir (Bkz. EK-A).

Bu in vitro çalışmada; farklı yüzey bitim işlemleri (polisaj ve glaze) uygulanan 5 farklı lityum disilikat esaslı CAD-CAM cam seramik materyalinin (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent; GC Initial LiSi, GC Corp.; Celtra Duo, Dentsply Sirona; CEREC Tessera, Dentsply Sirona; Amber Mill, HASS Bio) kahve termal siklusu sonrası ve termal siklus sonrasında tekrarlanan parlatma işlemi sonrası renk ve yarı saydamlık değerlerindeki değişimler araştırılmıştır.

Çalışma, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmaları ve lot numaraları Tablo 2.1'de, çalışmada kullanılan cihazlar Tablo 2.2'de verilmiştir. Çalışmada uygulanan aşamalar Şekil 2.1'de verildi.

Tablo 2.1. Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmaları ve lot numaraları.

Malzemenin Adı	Üretici Firma	Lot No.
IPS e.max CAD A2, HT	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	YB54FL
GC Initial LiSi A2, HT	GC Corp, Tokyo, Japonya	2111081
Celtra Duo A2, HT	Dentsply Sirona, Charlotte, NC, ABD	16014624
CEREC Tessera A2, HT	Dentsply Sirona, Charlotte, NC, ABD	16015173
Amber Mill A2, HT	HASS Bio, Gangneung, Güney Kore	EBE06OE2401
Vita Akzent Plus LT Glaze Toz/Likit	VITA Zahnfabrik, Badsackingen, Almanya	Toz: 96520 Likit: 96791
DiasyntPlus-DiaPro Lityum Disilikat Polisaj Kiti Ra-361	EVE Ernst Vetter GmbH, Keltern, Almanya	464991



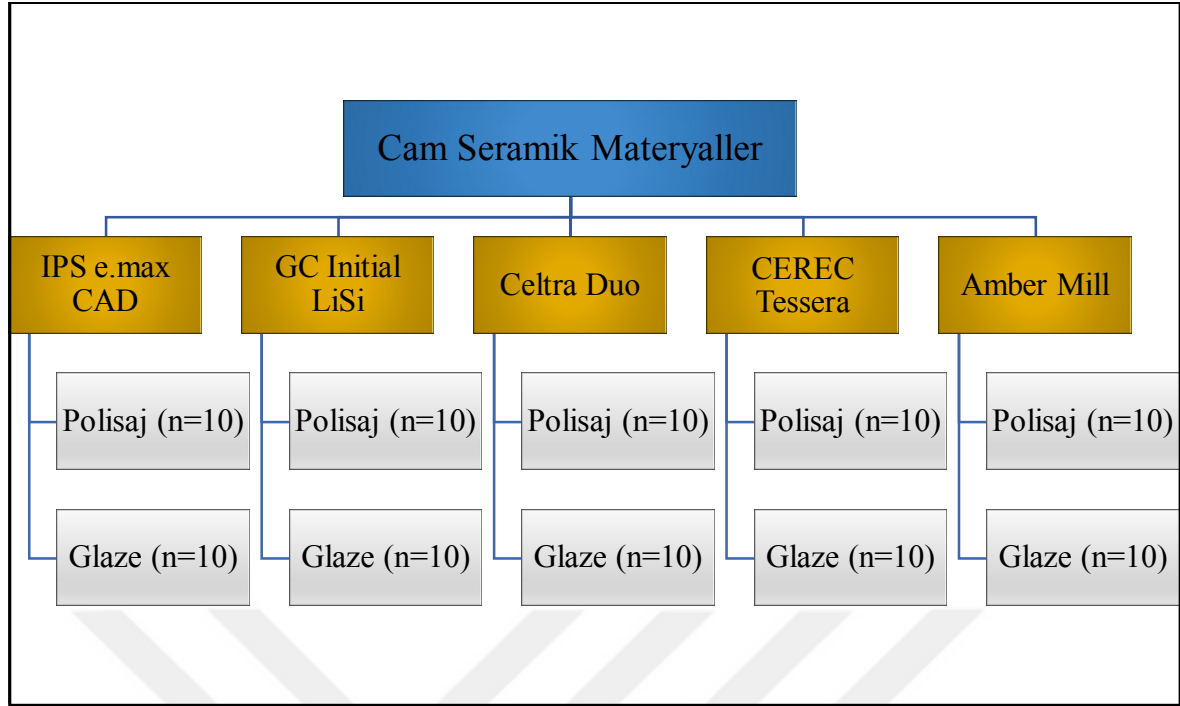
Şekil 2.1. Çalışmanın akış şeması

Tablo 2.2. Çalışmada kullanılan donanımlar

Ürün Adı	Üretici Firma
Isomet 1000	Buehler LTD. Lake Bluff, IL, ABD
Programat P310	Ivoclar Vivadent AG, Shaan, Lihtenştayn
Easyclean (ultrasonik temizleme cihazı)	Renfert, ABD
Showa Digimatic (Dijital Mikrometre)	Shan Showa, Çin
Vita Easyshade V (digital renk ölçüm cihazı)	VITA Zahnfabrik, Badsackingen, Almanya
Termal yaşlandırma cihazı	SD Mechatronik Thermocyclers, Almanya
Zımpara Makinası	BrightWAY MT S2, MTC Metalurji, Türkiye

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışma grupları Şekil 2.1’de belirtilmiştir. Çalışmanın örneklem boyutunun belirtilmesi için yapılan güç analizine (G*Power 3.1, Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Almanya) göre 10 grup için; 0,25 etki büyüklüğü, %95 güç ve 0,05 alfa hatası için gruplarda en az 9 örnek olması gerektiği saptandı. Beş farklı cam seramik materyalin her birinden 20’şer adet olmak üzere toplamda 100 adet örnek hazırlandı (N=100). Ardından her bir seramik grubu kendi içinde uygulan iki farklı yüzey bitim şekline (polisaj ve glaze) göre 2 alt gruba ayrıldı (n=10). Bütün cam seramik materyalleri yüksek translusenside (HT) ve A2 renkte seçildi. Çalışmada oluşturulan grup şeması Şekil 2.2’de; kullanılan CAD-CAM cam seramik grupların kimyasal bileşimleri ise Tablo 2.3’te verildi.



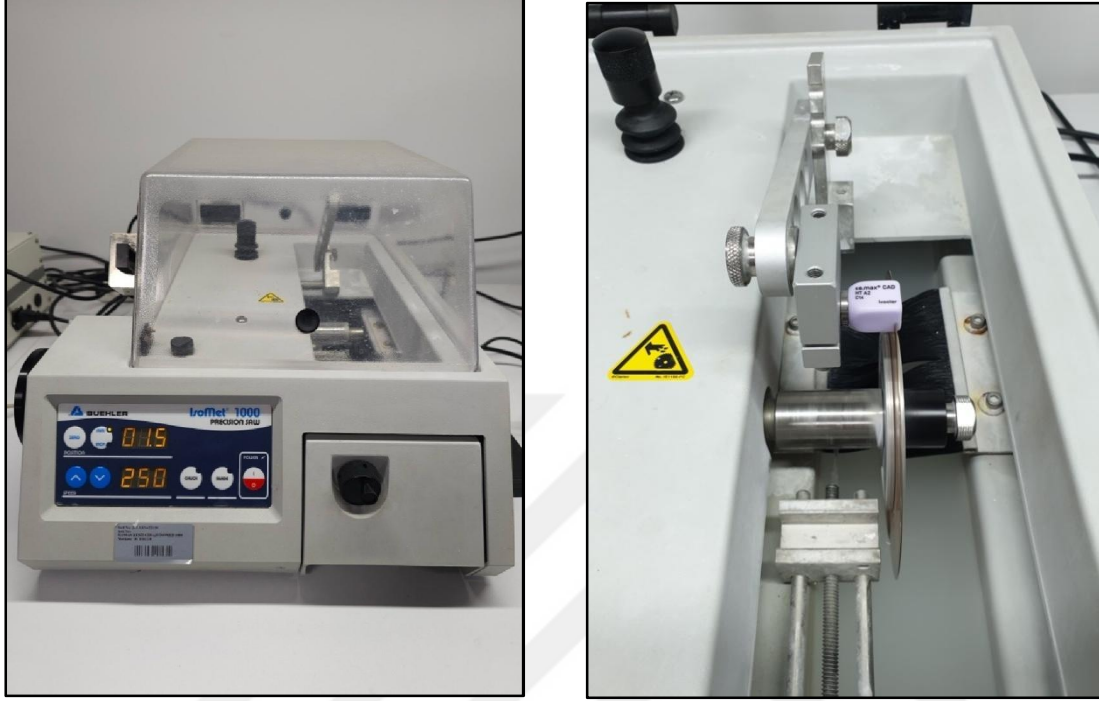
Şekil 2.2. Çalışma grupları

Tablo 2.3. Çalışmada kullanılan CAD-CAM blokların kimyasal içerikleri.

Materyal	Kimyasal İçeriği (Ağırlık %)
IPS e.max CAD A2, HT	%57–80 SiO ₂ ; %11–19 Li ₂ O; %0–13 K ₂ O; %0–11 P ₂ O ₅ ; %0–8 ZrO ₂ , %0–8 ZnO; %0–12 renklendirici ve diğer oksitler
GC Initial LiSi A2, HT	%55–80 SiO ₂ ; %10–30 Li ₂ O; %5–20 diğer oksitler: P ₂ O ₅ , K ₂ O, Al ₂ O ₃ , TiO ₂ , CeO ₂
Celtra Duo A2, HT	%58 SiO ₂ ; %18.5 Li ₂ O; %5 P ₂ O ₅ ; %10.1 ZrO; %1.9 Al ₂ O ₃ ; %2 CeO ₂ ; %1 Tb ₄ O ₇
CEREC Tessera A2, HT	%90 Li ₂ Si ₂ O ₅ ; %5 Li ₃ PO ₄ ; %5 Li _{0.5} Al _{0.5} Si _{2.5} O ₆ ; LAS, lityumaluminosilikat-virjilit
Amber Mill A2, HT	SiO ₂ (<%78), Li ₂ O (<%12), renklendirici oksitler (<%12)

Çalışmada kullanılan IPS e.max CAD (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn), GC Initial LiSi (GC Corp, Tokyo, Japonya), Celtra Duo (Dentsply Sirona, Charlotte, NC, ABD), CEREC Tessera (Dentsply Sirona, Charlotte, NC, ABD) ve Amber Mill (HASSBio, Gangneung, Güney Kore) seramik bloklar, $1,5 \pm 0,01$ mm kalınlıkta dikdörtgen plakalar olacak şekilde Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda hassas

kesim cihazıyla (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) hazırlandı. CAD-CAM bloklar, kullanılan elmas kesme diski (Metkon, Metkon Instruments Inc., Bursa, Türkiye) ile su soğutması altında düşük hızda kesildi (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Cam seramik blokların su soğutması altında hassas kesme cihazında kesilmesi.

Üretilen örneklerin yüzeylerinin pürüzsüz ve standart olabilmesi için sırasıyla her grup için örnekler, bir zımpara makinesi kullanılarak 15 saniye boyunca akan su altında 400, 600, 800 ve 1000 grit silisyum karbür aşındırıcı kağıtları ile düzeltildi (Şekil 2.4). Örnek kalınlıkları 0,01 mm hassasiyet ve tekrarlanabilirliğe sahip dijital mikrometre (Showa Digimatic, Shan Showa, Çin) ile ölçüldü (Şekil 2.5). Örneklerin final kalınlıkları $1,5 \pm 0,01$ mm'dir.



Şekil 2.4. Örneklerin yüzeylerinin standardizasyonu için zımparalanması



Şekil 2.5. Dijital kumpas ile örnek kalınlıklarının ölçümü ve kontrolünün yapılması

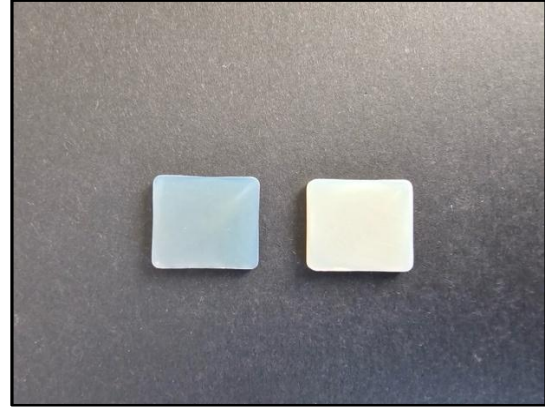
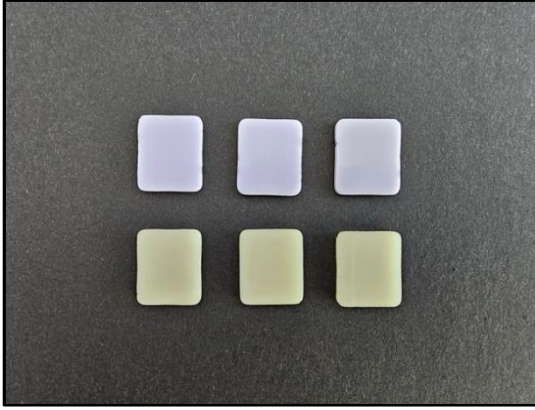
Hazırlanan örneklerden IPS e.max CAD ve Amber Mill grupları kristalizasyonun tamamlanması için üretici firmanın talimatları doğrultusunda Programat P310 fırında (Ivoclar Vivadent AG, Shaan, Lihtenştayn), Tablo 2.4'te gösterilen değerler ile kristalize edildi (Şekil 2.6, 2.7). Böylece 14x12x1,5 mm ebatlarında 100 adet numune elde edildi. Örnekler yüzey bitim işlemleri öncesinde ultrasonik temizleyicide (Easyclean, Renfert, ABD) distile su içerisinde 15 dk. bekletildi ve kurutuldu.

Tablo 2.4. IPS e.max CAD ve Amber Mill Seramik Blokların Kristalizasyon Değerleri

	IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent)	Amber Mill (HASS Bio Corp.)
Başlangıç sıcaklığı (°C)	403	400
Başlangıç sıcaklığında bekleme zamanı (dk.)	6:00	3:00
Sıcaklık artış oranı (°C/dk)	90	60
Kristalizasyon sıcaklığı (°C)	820	815
Bekleme zamanı (dk.)	7:00	15:00
Bitim sıcaklığı (°C)	700	690



Şekil 2.6. Kristalizasyon işlemi için örneklerin fırınlanması



Şekil 2.7. IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) ve Amber Mill (Haas Bio) gruplarının kristalizasyon öncesi ve sonrası

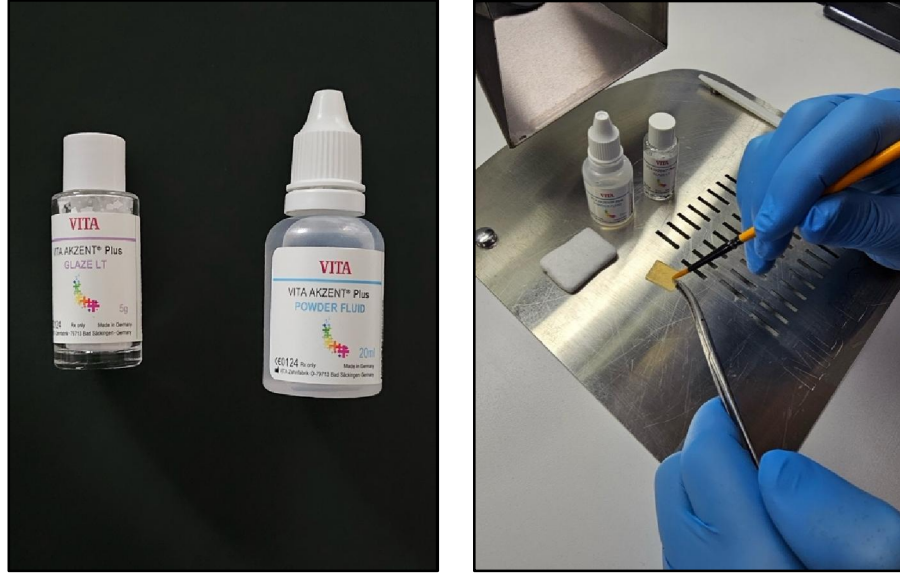
3.2. Yüzey Bitim İşlemlerinin Uygulanması

Beş farklı cam seramik materyal, uygulanan yüzey bitim işlemlerine göre polisaj ve glaze olmak üzere 2 gruba ayrılmıştır. Tüm yüzey işlemleri numunenin bir tarafına uygulanmış ve diğer taraf işlem görmeden bırakılmıştır.

Polisaj yüzey bitim işlemi uygulanan gruplarda örnekler yavaş hızlı bir el aleti ve 2 aşamalı universal cam seramik polisaj seti (Diasynt Plus-DiaPro, EVE Ernst Vetter GmbH, Keltern, Almanya) kullanılarak üretici talimatlarına göre manuel olarak parlatıldı. Birinci aşamada bordo polisaj lastikleri ile 10.000 rpm’de ön polisaj yapıldı ardından sarı renkli polisaj lastikleri ile 7000 rpm’de yüksek parlaklıkta polisaj işlemi yapıldı (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. Polisaj gruplarındaki örneklerin universal lityum disilikat polisaj seti ile polisajlarının yapılması



Şekil 2.9. Glaze işleminin yapılması

Glaze yüzey bitim işlemi uygulanan gruplarda (n=10) örnekler ince bir glaze tabakası (Vita Akzent Plus Glaze LT; Vita Zahnfabrik, Badsackingen, Almanya) uygulanmış (Şekil 2.9) ve üretici firmanın talimatlarına göre 880°C’de 10 dakika süreyle üretici talimatları doğrultusunda fırındı (Şekil 2.10). Tüm polisaj ve glaze yüzey bitim işlemleri aynı operatör tarafından uygulandı. Örnekler renk ölçümü öncesinde ultrasonik temizleyicide (Easyclean, Renfert, ABD) distile su içerisinde 10 dk. bekletildi ve kurutuldu. Tüm örnekler spektrofotometrik renk ölçümlerinden önce, ışık almayan kuru ortamda ve oda sıcaklığında muhafaza edildi.



Şekil 2.10. Glaze için fırınlama işleminin yapılması

3.3. Örneklerin İlk Renk Ölçümünün Yapılması

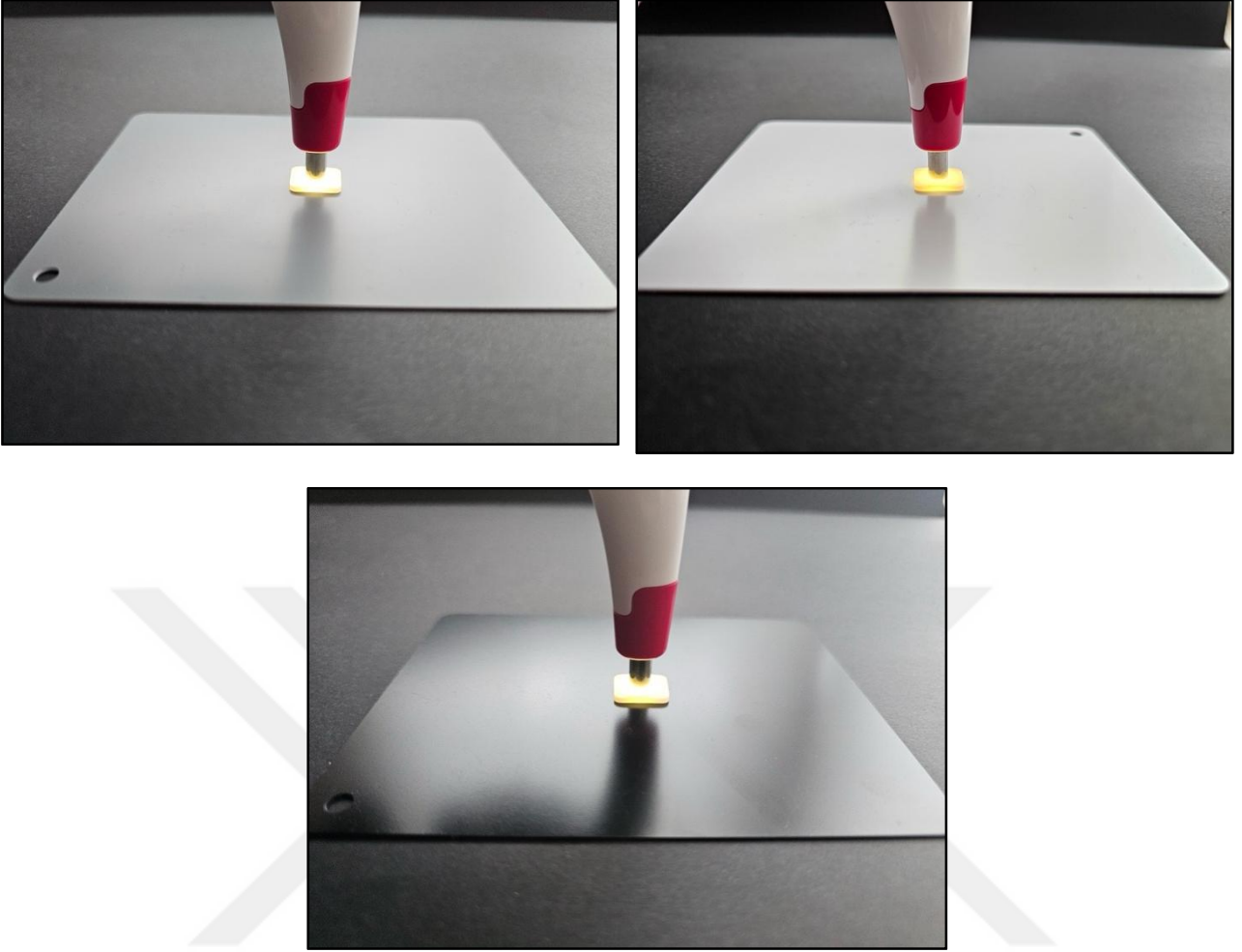
Tüm örneklerin renk ölçümü dental bir spektrofotometre ile (Vita Easyshade V, VITA-Zahnfabrik, Badsackingen, Almanya) Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği

Fakóltesi araştırma laboratuvarında yapıldı. Ölçümler; CIE D65 gün ışığı kullanılarak, CIE 2° standart gözlemci modunda, CIE L*a*b* renk sistemine göre siyah, gri ve beyaz arka zeminlerde gerçekleştirildi (Şekil 2.11). Spektrofotometre her grup ölçülmeden önce yeniden kalibre edildi ve tüm ölçümler aynı koşullar altında tek bir araştırmacı (A.S.) tarafından gerçekleştirildi.



Şekil 2.11. Dental spektrofotometre ve kullanılan beyaz, gri ve siyah arka planlar

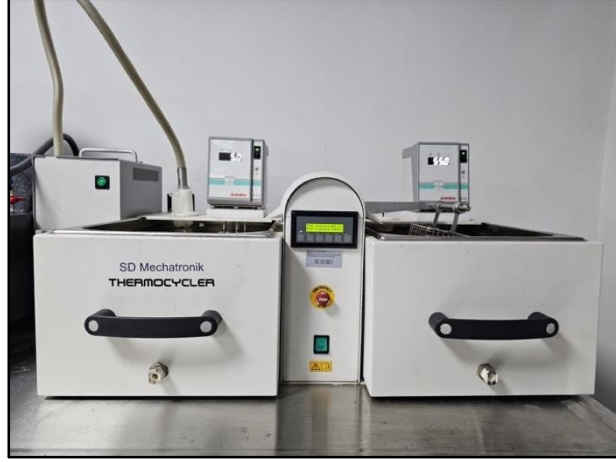
Renk ölçümleri sırasında spektrofotometrenin 5 mm ölçüm çapına sahip prob ucu, üreticinin talimatlarına göre her örneğin merkezine 90 derecelik bir açıyla yerleştirildi (Şekil 2.13). Her örnek ve arka plan için renk ölçümleri cihazın “Tek Diş” modunda 3 kez tekrarlandı ve ortalaması alındı. Her gruptan örnekler renk ölçüm sırasına göre numaralandırıldı. Örneklerin numaralandırılmış yüzeyinden renk ölçümü yapıldı. Ölçüm sonucunda cam seramik örneklerin CIE L*, a*, b*, C, h° değerleri elde edildi.



Şekil 2.12. Gri, beyaz ve siyah arka planlarda renk ölçümü

3.4. Kahve Termal Siklusu

Yüzey bitim işlemleri sonrası yapılan renk ölçümlerinin ardından örnekler 5°C-55°C’de 10 saniye transfer süresi ve 30 saniye bekleme süresi olacak şekilde kahve içinde (Nescafé Classic, Nestlé S.A., Vevey, İsviçre) 5500 döngüde termal siklusa (SD Mechatronik Thermocycler, Almanya) maruz bırakıldı. Kahve solüsyonunun hazırlanması için 177 ml su 1 yuvarlak yemek kaşığı kahve ile karıştırıldı. Her banyodaki kahve solüsyonları 12 saatte bir değiştirildi (Şekil 2.13).



Şekil 2.13. Kahve termal siklus işlemi

Kahve termal siklusu tamamlandıktan sonra seramik yüzeyler kahve kalıntılarını uzaklaştırmak için diş macunu (Colgate, Colgate-Palmolive, New York, ABD) ve akan su kullanılarak 10 kez nazıkçe fırçalandı. Örnekler 15 dakika boyunca ultrasonik olarak temizlendi ve kağıt mendil kullanılarak kurutuldu. Ardından, yüzey bitim işlemleri sonrası ikinci renk ölçüm işlemleri ilk renk ölçümleri ile aynı koşullar altında tekrarlandı. Numaralandırılan her örneğin örnek gri, beyaz ve siyah arka planlar üzerinde, spektrofotometrenin “Tek Diş” modunda 3 kez tekrarlandı ve ortalaması alındı. Örneklerin numaralandırılmış yüzeyinden 2. renk ölçümü yapıldı. Ölçüm sonucunda cam seramik örneklerin CIE L*, a*, b*, C, h° değerleri elde edildi.

3.5. Kahve Termal Siklusu Sonrasında Örneklerin Tekrar Parlatılması

Kahve termal siklusu sonrasında tüm örneklerin renk ölçümü yapılan numaralandırılmış yüzeyleri yavaş hızlı bir el aleti ve 2 aşamalı universal cam seramik polisaj seti (Diasynt Plus-DiaPro, EVE Ernst Vetter GmbH, Keltern, Almanya) manuel olarak tekrar parlatıldı. Tekrar yapılan parlatma işlemi sonrasında örnekler distile suda 15 dakika boyunca ultrasonik olarak temizlendi ve kağıt mendil kullanılarak kurutuldu. Ardından, önceki aşamalarda yapılan renk ölçümleri ile aynı koşullar altında 3. kez renk ölçümleri yapılarak cam seramik örneklerin CIE L*, a*, b*, C, h° değerleri elde edildi.

3.6. Renk Farkı (ΔE_{00}) Değerlerinin Hesaplanması

CIEDE2000 (ΔE_{00}) renk farkı hesaplamaları için gri arka plan üzerinde kaydedilen CIE L*, a*, b*, C, h° değerleri kullanıldı. Her bir örneğin kahve termal siklusu öncesinde yapılan ilk renk ölçüm değeri referans renk ölçüm değeri olarak kabul edildi. İlk referans

ölçüm ve kahve termal siklusu sonrasında yapılan 2. renk ölçümü sonrasında örneklerin renk değişimi ΔE_{00} değerleri (1.ölçüm - 2.ölçüm arasındaki renk farkı), kahve termali sonrası ve son parlatma işlemi arasında meydana gelen renk farkı ΔE_{00} değerleri (2.ölçüm - 3.ölçüm arasındaki renk farkı) ve örneklerin ilk referans değerleri ile son parlatma arasında meydana gelen renk farkı ΔE_{00} değerleri (1.ölçüm - 3.ölçüm arasındaki renk farkı) ISO/CIE 11664-6:2022 standardına göre aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı:

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

Formülde yer alan $\Delta L'$, $\Delta C'$ ve $\Delta H'$ sırasıyla iki farklı ölçüm arasındaki aydınlık (lightness), renk yoğunluğu (chroma) ve renk tonu (hue) farklarını ifade etmektedir. S_L , S_C ve S_H , renk yoğunluğu ve renk tonu için ağırlık fonksiyonlarıdır. R_T ise, CIE Lab renk sistemindeki mavi alandaki renk yoğunluğu ve renk tonu farklılıkları arasındaki etkileşim miktarını gösteren devir fonksiyonudur. K_L , K_C ve K_H ise, aydınlık, renk yoğunluğu ve renk tonu için hesaplanan parametrik faktörlerdir. K_L , K_C ve K_H değerleri bu çalışmada "1" olarak hesaplandı (Ghinea ve ark., 2010; Paravina ve ark., 2015; Perez Mdel ve ark., 2011). Bu çalışmada %50-50 algılanabilirlik eşik ΔE_{00} değeri 0,81; %50-50 kabul edilebilirlik eşik ΔE_{00} değeri ise 1,77 olarak kabul edildi (Paravina ve ark., 2015; Paravina ve ark., 2019).

3.7. Translusensi Parametrelerinin Hesaplanması

Bu çalışmada translusensi değerlendirmesi rölatif translusensi parametresi (RTP) ile hesaplandı. RTP değerleri her bir örneğin için siyah ve beyaz arka plan üzerinde kaydedilen CIE L^* , a^* , b^* , C , h° değerleri arasındaki CIEDE2000 renk farkı formülü kullanılarak hesaplandı. Her bir örneğin kahve termal siklusu öncesinde hesaplanan RTP değeri referans RTP1 değeri olarak kabul edildi. Kahve termal siklusu sonrasında yapılan 2. renk ölçümlerden sonra hesaplanan translusensi değerleri RTP2 olarak kabul edildi. Kahve termal siklusu sonrası yapılan son parlatma işleminin ardından gerçekleştirilen 3. renk ölçümün ardından hesaplanan translusensi değeri RTP3 olarak kabul edildi.

Örneklerin translusensi değerlerine uygulanan işlemler sonrasında bir değişim olup olmadığının değerlendirilmesi için ΔRTP hesaplamaları yapıldı. İlk referans ölçüm ve kahve termal siklusu sonrasında yapılan 2. renk ölçümü sonrasında örneklerin translusensi değişimi $\Delta RTP(1-2)$ değerleri (1.ölçüm - 2.ölçüm arasındaki translusensi parametresi farkı), kahve

termali sonrası ve son parlatma işlemi arasındaki $\Delta RTP(2-3)$ değerleri (2.ölçüm - 3.ölçüm arasındaki translusensi parametresi farkı) ve örneklerin ilk referans değerleri ile son parlatma arasında meydana gelen $\Delta RTP(1-3)$ değerleri (1.ölçüm - 3.ölçüm arasındaki translusensi parametresi farkı) hesaplanarak kaydedildi.

3.8. Verilerin İstatistiksel Analizi

Veriler R Project (R Foundation, GNU Project, Viyana, Avusturya) programında analiz edildi. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk Testi ile incelendi. Materyal ve yüzey bitimi şekline göre normal dağılıma uymayan değişkenlerin karşılaştırılmasında İki Yönlü Robust ANOVA yöntemi kullanıldı (medyan yöntemi) ve çoklu karşılaştırmalar Bonferroni Testi ile yapıldı. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre normal dağılıma uymayan değerlerin karşılaştırılmasında Üç Yönlü Robust ANOVA yöntemi (trimmed mean yöntemi) kullanıldı ve çoklu karşılaştırmalar Bonferroni Testi ile yapıldı. Analiz sonuçları ortanca (minimum – maksimum) ve budanmış ortalama $\pm$ standart hata şeklinde sunuldu. Önem düzeyi $P < 0,05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

Bu in vitro çalışmada CIE L*, a*, b*, C, h, ΔE_{00} , RTP ve ΔRTP verileri test edildi. CIE L*, a*, b*, C*, h° ve RTP verileri normal dağılım parametrelerini sağlamadığı için üç yönlü Robust ANOVA testi ile, ΔE_{00} ve ΔRTP verileri normal dağılım parametrelerini sağlamadığı için ise iki yönlü Robust ANOVA testi ile analiz edildi. Tablolardaki bulgularda grupların ilk renk ölçümleri (1. ölçüm), kahve termal siklusundan sonra yapılan renk ölçümleri 2. ölçüm, en son parlatma sonrası yapılan ölçüm ise 3. ölçüm olarak verildi.

4.1. Gri Zeminde CIE L*, a*, b*, C* ve h° Parametreleri Bulguları

Gri zemindeki CIE L*, a*, b*, C ve h° parametreleri için materyal (IPS e.max CAD, GC Initial LiSi, Celtra Duo, CEREC Tessera, Amber Mill) yüzey bitim şekli (polisaj ve glaze) ve zaman (1., 2. ve 3. ölçümler) ana değişkenleri ve bunların etkileşimleri değerlendirildi. Tablo 3.1’de gri zemindeki L* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.2’de ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları verildi.

Tablo 3.1. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre gri zeminde CIE L* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	9434,514	<0,001
Yüzey Bitimi Şekli	0,046	0,840
Zaman	19,994	0,001
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli	58,590	0,001
Materyal*Zaman	2,454	0,968
Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	2,188	0,341
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	6,055	0,674

Q: Üç Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi Gri zeminde CIE L* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P < 0,001$) (Tablo 3.1). IPS e.max CAD materyalinde ortalama değer $80,6 \pm 0,05$; GC Initial LiSi materyalinde $74,4 \pm 0,19$; Celtra Duo materyalinde $79,5 \pm 0,09$; CEREC Tessera materyalinde $74,6 \pm 0,20$ iken Amber Mill materyalinde ortalama değer $62,5 \pm 0,24$ olarak elde edilmiştir. GC Initial LiSi materyalinde elde edilen değer ile CEREC Tessera materyalindeki değerler benzer iken ($P > 0,05$) diğer materyaller birbirinden istatistiksel olarak farklılık göstermiştir ($P < 0,05$) (Tablo 3.2).

Yüzey bitim şekli ana etkisi gri zeminde L* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (P=0,840). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortalama değer $74,7 \pm 0,61$ iken glaze yüzey bitim şeklinde ortalama değer $74,7 \pm 0,56$ olarak elde edilmiştir (Tablo 3.2).

Zaman ana etkisi gri zeminde L* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (P=0,001). 1.ölçümde ortalama değer $75,1 \pm 0,71$; kahve termal siklusundan sonra 2. ölçümde ortalama değer $74,7 \pm 0,78$ iken tekrar parlatma sonrası 3.ölçümde ortalama değer $74,4 \pm 0,72$ olarak elde edilmiştir. İkili karşılaştırmalara bakıldığında bir istatistiksel bir farklılık görülmemiştir (Tablo 3.2).

Materyal ve yüzey bitimi şekli etkileşimi gri zeminde L* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (P=0,001). En yüksek değer IPS e.max CAD materyalinde polisaj yüzey bitim şeklinde elde edilmişken; en düşük değer Amber Mill materyalinde polisaj yüzey bitim şeklinde bulunmuştur. Diğer etkileşim grupları L* değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (P>0,05) (Tablo 3.2).

Tablo 3.2. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre gri zeminde CIE L* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey	Bitim Zaman Şekli	Materyal					Toplam
		IPS e.max CAD	GC Initial LiSi	Celtra Duo	CEREC Tessera	Amber Mill	
Polisaj	1.ölçüm	$80,9 \pm 0,06$	$74,7 \pm 0,48$	$79,5 \pm 0,18$	$76 \pm 0,37$	$62,6 \pm 0,57$	$75,1 \pm 1,03$
	2.ölçüm	$80,6 \pm 0,10$	$74,1 \pm 0,51$	$79,3 \pm 0,29$	$75,3 \pm 0,46$	$61,5 \pm 0,45$	$74,5 \pm 1,09$
	3.ölçüm	$80,2 \pm 0,09$	$73,5 \pm 0,48$	$79,3 \pm 0,21$	$75,3 \pm 0,41$	$61,8 \pm 0,55$	$74,3 \pm 1,06$
	Toplam	$80,6 \pm 0,07^A$	$74,1 \pm 0,28^{BC}$	$79,4 \pm 0,12^E$	$75,6 \pm 0,24^D$	$61,9 \pm 0,3^F$	$74,7 \pm 0,69$
Glaze	1.ölçüm	$80,7 \pm 0,10$	$74,9 \pm 0,57$	$79,9 \pm 0,33$	$74,1 \pm 0,30$	$63,5 \pm 0,59$	$74,9 \pm 0,97$
	2.ölçüm	$80,6 \pm 0,08$	$74,6 \pm 0,55$	$79,8 \pm 0,29$	$73,9 \pm 0,29$	$63,4 \pm 0,62$	$74,8 \pm 0,96$
	3.ölçüm	$80,3 \pm 0,07$	$74,7 \pm 0,31$	$79,3 \pm 0,23$	$73,1 \pm 0,32$	$62,4 \pm 0,70$	$74,3 \pm 1,01$
	Toplam	$80,5 \pm 0,05^A$	$74,8 \pm 0,27^{BD}$	$79,6 \pm 0,16^E$	$73,7 \pm 0,18^C$	$63,1 \pm 0,36^G$	$74,7 \pm 0,56$
Toplam	1.ölçüm	$80,8 \pm 0,06$	$74,8 \pm 0,35$	$79,7 \pm 0,17$	$75,1 \pm 0,34$	$63,1 \pm 0,40$	$75,1 \pm 0,71$
	2.ölçüm	$80,6 \pm 0,07$	$74,3 \pm 0,37$	$79,6 \pm 0,17$	$74,6 \pm 0,29$	$62,4 \pm 0,43$	$74,7 \pm 0,73$
	3.ölçüm	$80,3 \pm 0,05$	$74,1 \pm 0,29$	$79,3 \pm 0,15$	$74,2 \pm 0,36$	$62 \pm 0,39$	$74,4 \pm 0,72$
	Toplam	$80,6 \pm 0,05^a$	$74,4 \pm 0,19^b$	$79,5 \pm 0,09^c$	$74,6 \pm 0,20^b$	$62,5 \pm 0,24^d$	$74,7 \pm 0,41$

Budanmış ortalama $\pm$ Standart Hata; a-d: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur; A-G: Aynı harfe sahip etkileşim grupları arasında bir fark yoktur.

Tablo 3.3’de gri zemindeki CIE a* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.4’de ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları sunuldu.

Tablo 3.3. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre gri zeminde CIE a* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	15150,840	<0,001
Yüzey Bitimi Şekli	239,709	<0,001
Zaman	0,158	0,925
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli	241,291	0,001
Materyal*Zaman	20,539	0,021
Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	0,216	0,899
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	7,302	0,552

Q: Üç Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi gri zeminde a* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). IPS e.max CAD materyalinde ortalama değer $-2,53 \pm 0,02$, GC Initial LiSi materyalinde $-3,07 \pm 0,17$, Celtra Duo materyalinde $-1,95 \pm 0,03$, CEREC Tessera materyalinde $-1,7 \pm 0,07$ iken; Amber Mill materyalinde ortalama değer $-6,74 \pm 0,04$ olarak elde edilmiştir. Tüm materyallerde elde edilen değerler birbirinden istatistiksel olarak farklılık göstermiştir ($P<0,05$).

Yüzey bitim şekli ana etkisi gri zeminde a* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortalama değer $-2,74 \pm 0,18$ iken glaze yüzey bitim şeklinde ortalama değer $-3,47 \pm 0,16$ olarak elde edilmiştir.

Zaman ana etkisi gri zeminde a* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,925$). İlk ölçümde ortalama değer $-3,12 \pm 0,21$, 2.ölçümde ortalama değer $-3,09 \pm 0,21$ iken 3.ölçümde ortalama değer $-3,1 \pm 0,21$ olarak elde edilmiştir.

Materyal ve yüzey bitimi şekli etkileşimi gri zeminde a* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$). En yüksek a* değer, CEREC Teressa materyalinde polisaj işleminde ($-1,51 \pm 0,07$) elde edilmişken; en düşük değer Amber Mill materyalinde polisaj işleminde ($-6,76 \pm 0,06$) elde edilmiştir.

Materyal ve zaman etkileşimi gri zeminde a* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,021$). Burada en yüksek değer CEREC Tessera materyalinde 2.ölçümde ($-1,91 \pm 0,05$) elde edilmişken, en düşük değer Amber Mill materyalinde 2.ölçümde ($-6,83 \pm 0,07$) elde edilmiştir. Diğer etkileşim grupları a* değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$) (Tablo 3.3).

Tablo 3.4. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre gri zeminde CIE a* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey	Zaman	Materyal					Toplam
Bitim		IPS e.max	GC Initial LiSi	Celtra Duo	CEREC	Amber Mill	
Şekli		CAD			Tessera		
Polisaj	1.ölçüm	-2,48 ± 0,02	-1,89 ± 0,24	-1,88 ± 0,05	-1,51 ± 0,12	-6,54 ± 0,09	-2,78 ± 0,30
	2.ölçüm	-2,37 ± 0,05	-1,75 ± 0,20	-1,69 ± 0,11	-1,5 ± 0,13	-6,88 ± 0,09	-2,74 ± 0,33
	3.ölçüm	-2,36 ± 0,03	-1,75 ± 0,22	-1,73 ± 0,14	-1,5 ± 0,13	-6,86 ± 0,09	-2,75 ± 0,33
	Toplam	-2,41 ± 0,02 ^A	-1,81 ± 0,12 ^{CDE}	-1,79 ± 0,0 ^C	-1,51 ± 0,07 ^E	-6,76 ± 0,06 ^G	-2,74 ± 0,18
Glaze	1.ölçüm	-2,66 ± 0,02	-4,34 ± 0,19	-2,13 ± 0,05	-1,78 ± 0,22	-6,67 ± 0,07	-3,49 ± 0,28
	2.ölçüm	-2,65 ± 0,02	-4,37 ± 0,22	-2,05 ± 0,04	-1,69 ± 0,23	-6,76 ± 0,11	-3,47 ± 0,29
	3.ölçüm	-2,62 ± 0,03	-4,23 ± 0,16	-2,03 ± 0,06	-2,07 ± 0,17	-6,76 ± 0,10	-3,49 ± 0,28
	Toplam	-2,65 ± 0,01 ^B	-4,31 ± 0,11 ^F	-2,07 ± 0,03 ^D	-1,88 ± 0,11 ^{CDE}	-6,73 ± 0,05 ^G	-3,47 ± 0,16
Toplam	1.ölçüm	-2,57 ± 0,03 ^A	-3,14 ± 0,34 ^{AB}	-2,01 ± 0,04 ^{BC}	-1,67 ± 0,11 ^C	-6,61 ± 0,06 ^D	-3,12 ± 0,21
	2.ölçüm	-2,52 ± 0,04 ^A	-3,07 ± 0,36 ^{ABC}	-1,91 ± 0,05 ^{BC}	-1,63 ± 0,11 ^C	-6,83 ± 0,07 ^D	-3,09 ± 0,22
	3.ölçüm	-2,49 ± 0,04 ^A	-3,02 ± 0,33 ^{AB}	-1,92 ± 0,05 ^{BC}	-1,79 ± 0,11 ^{BC}	-6,81 ± 0,06 ^D	-3,10 ± 0,21
	Toplam	-2,53 ± 0,02 ^e	-3,07 ± 0,17 ^d	-1,95 ± 0,03 ^c	-1,7 ± 0,07 ^b	-6,74 ± 0,04 ^a	-3,10 ± 0,12

Budanmış ortalama ± Standart Hata; a-e: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur; A-G: Aynı harfe sahip etkileşim grupları arasında bir fark yoktur.

Tablo 3.5'te gri zemindeki CIE b* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.6'da ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları gösterildi.

Tablo 3.5. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre gri zeminde CIE b* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	4160,942	<0,001
Yüzey Bitimi Şekli	667,465	<0,001
Zaman	2,669	0,270
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli	786,534	0,001
Materyal*Zaman	3,991	0,873
Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	0,66	0,722
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	2,54	0,964

Q: Üç Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi gri zeminde b* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (P<0,001). IPS e.max CAD materyalinde ortalama değer 11,3 ± 0,05; GC Initial LiSi materyalinde 16 ± 0,70, Celtra Duo materyalinde 14,6 ± 0,14, CEREC Tessera materyalinde 23,3 ± 0,69 ve Amber Mill materyalinde ortalama değer 11,5 ± 0,27

olarak elde edilmiştir. İkili karşılaştırmalara göre, IPS e.max CAD ve Amber Mill materyalleri benzerlik göstermekte istatistiksel olarak benzer b* değerine sahiptir ($P>0,05$). Aynı şekilde GC Initial LiSi materyali ile Celtra Duo materyali de istatistiksel olarak benzer b* değeri göstermektedir ($P>0,05$). CEREC Tessera materyalinin ortalama b* değeri ise diğer materyallerden istatistiksel olarak farklılık göstermektedir ($P<0,05$).

Yüzey bitim şekli ana etkisi gri zeminde b* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortalama değer $17,3 \pm 0,57$ iken glaze yüzey bitim şeklinde ortalama değer $13,1 \pm 0,28$ olarak elde edilmiştir.

Zaman ana etkisi gri zeminde b* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,270$). İlk ölçümde ortalama değer $14,8 \pm 0,57$, 2.ölçümde ortalama değer $15,1 \pm 0,61$ iken 3.ölçümde ortalama değer $15 \pm 0,34$ olarak elde edilmiştir.

Materyal ve yüzey bitimi şekli etkileşimi gri zeminde b* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$). En yüksek değer $27,9 \pm 0,42$ ile CEREC Teressa materyalinde polisaj işleminde elde edilmişken; en düşük değer $11 \pm 0,39$ ile Amber Mill materyalinde ve glaze işleminde elde edilmiştir. Diğer etkileşim grupları b* değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmamıştır ($P>0,050$).

Tablo 3.6. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre gri zeminde CIE b* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey Bitim Şekli	Zaman	Materyal					Toplam
		IPS					
		e.max CAD	GC Initial LiSi	Celtra Duo	CEREC Tessera	Amber Mill	
Polisaj	1.ölçüm	$11,4 \pm 0,04$	$20,1 \pm 0,49$	$15,1 \pm 0,20$	$27,6 \pm 0,76$	$12,0 \pm 0,69$	$17 \pm 0,97$
	2.ölçüm	$11,8 \pm 0,09$	$21,0 \pm 0,63$	$15,8 \pm 0,30$	$27,8 \pm 0,74$	$11,9 \pm 0,69$	$17,5 \pm 0,98$
	3.ölçüm	$11,8 \pm 0,06$	$21,1 \pm 0,671$	$15,5 \pm 0,35$	$28 \pm 0,77$	$11,6 \pm 0,70$	$17,4 \pm 1,01$
	Toplam	$11,6 \pm 0,05^A$	$20,7 \pm 0,33^C$	$15,4 \pm 0,17^D$	$27,9 \pm 0,42^F$	$11,9 \pm 0,38^{AB}$	$17,3 \pm 0,57$
Glaze	1.ölçüm	$10,9 \pm 0,05$	$11,1 \pm 0,53$	$13,7 \pm 0,19$	$19 \pm 0,52$	$10,9 \pm 0,74$	$13 \pm 0,51$
	2.ölçüm	$11,1 \pm 0,05$	$11,4 \pm 0,56$	$14,1 \pm 0,23$	$19,3 \pm 0,53$	$11 \pm 0,67$	$13,2 \pm 0,52$
	3.ölçüm	$11,1 \pm 0,06$	$11,5 \pm 0,44$	$14 \pm 0,26$	$18,1 \pm 0,36$	$11,1 \pm 0,68$	$13,1 \pm 0,44$
	Toplam	$11,1 \pm 0,04^B$	$11,3 \pm 0,28^{AB}$	$13,9 \pm 0,13^E$	$18,8 \pm 0,27^G$	$11 \pm 0,39^{AB}$	$13,1 \pm 0,28$
Toplam	1.ölçüm	$11,2 \pm 0,065$	$15,6 \pm 1,20$	$14,4 \pm 0,21$	$23,3 \pm 1,17$	$11,5 \pm 0,49$	$14,8 \pm 0,57$
	2.ölçüm	$11,5 \pm 0,093$	$16,1 \pm 1,25$	$14,9 \pm 0,26$	$23,5 \pm 1,15$	$11,5 \pm 0,44$	$15,1 \pm 0,60$
	3.ölçüm	$11,4 \pm 0,089$	$16,2 \pm 1,24$	$14,7 \pm 0,24$	$23 \pm 1,31$	$11,4 \pm 0,47$	$15 \pm 0,59$
	Toplam	$11,3 \pm 0,049^a$	$16 \pm 0,70^b$	$14,6 \pm 0,14^b$	$23,3 \pm 0,69^c$	$11,5 \pm 0,27^a$	$15 \pm 0,34$

Budanmış ortalama $\pm$ Standart Hata; a-c: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur; A-G: Aynı harfe sahip etkileşim grupları arasında bir fark yoktur.

Tablo 3.7’te gri zemindeki CIE C* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.8’da ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları gösterildi.

Tablo 3.7. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre gri zeminde CIE C* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	4336,865	<0,001
Yüzey Bitimi Şekli	744,529	<0,001
Zaman	3,602	0,173
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli	820,336	0,001
Materyal*Zaman	3,624	0,901
Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	1,005	0,609
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	2,563	0,963

Q: Üç Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi gri zeminde C* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). IPS e.max CAD materyalinde ortalama değer $11,6 \pm 0,04$, GC Initial LiSi materyalinde $16,4 \pm 0,64$, Celtra Duo materyalinde $14,8 \pm 0,13$, CEREC Tessera materyalinde $23,4 \pm 0,68$ ve Amber Mill materyalinde ortalama değer $13,3 \pm 0,22$ olarak elde edilmiştir. Materyal ana etkisine göre ikili karşılaştırmalarda ortalama tüm materyallerin C* değerleri istatistiksel olarak birbirinden farklılık göstermiştir ($P<0,05$) (Tablo 3.8).

Yüzey bitim şekli ana etkisi gri zeminde C* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortalama C* değeri $17,7 \pm 0,54$, glaze yüzey bitim şeklinde ise ortalama değer $13,7 \pm 0,24$ olarak elde edilmiştir (Tablo 3.8).

Zaman ana etkisi gri zeminde C* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,173$). Birinci ölçümde ortalama değer $15,3 \pm 0,53$, 2.ölçümde ortalama değer $15,7 \pm 0,56$ iken 3.ölçümde ortalama değer $15,5 \pm 0,56$ olarak elde edilmiştir (Tablo 3.8).

Materyal ve yüzey bitim şekli etkileşimi gri zeminde C* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$). En yüksek değer $27,9 \pm 0,42$ ile CEREC

Tessera materyalinde polisaj grubunda elde edilirken; en düşük değer $11,4 \pm 0,03$ ile IPS e.max CAD materyalinde glaze grubunda elde edilmiştir. Diğer etkileşim grupları C* değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$) (Tablo 3.8).

Tablo 3.8. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre gri zeminde CIE C* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey Bitim Şekli	Zaman	Materyal					Toplam
		IPS					
		e.max CAD	GC Initial LiSi	Celtra Duo	CEREC Tessera	Amber Mill	
Polisaj	1.ölçüm	11,6 ± 0,04	20,2 ± 0,47	15,2 ± 0,19	27,7 ± 0,76	13,7 ± 0,57	17,4 ± 0,92
	2.ölçüm	12 ± 0,08	21,1 ± 0,62	15,9 ± 0,29	27,8 ± 0,74	13,8 ± 0,58	17,9 ± 0,93
	3.ölçüm	12 ± 0,05	21,2 ± 0,65	15,6 ± 0,34	28 ± 0,78	13,6 ± 0,57	17,8 ± 0,95
	Toplam	11,9 ± 0,05 ^A	20,8 ± 0,33 ^C	15,5 ± 0,16 ^E	27,9 ± 0,42 ^G	13,7 ± 0,32 ^{FI}	17,7 ± 0,54
Glaze	1.ölçüm	11,3 ± 0,05	11,9 ± 0,41	13,9 ± 0,19	19,1 ± 0,5	12,8 ± 0,59	13,6 ± 0,45
	2.ölçüm	11,4 ± 0,05	12,2 ± 0,44	14,2 ± 0,22	19,4 ± 0,51	12,9 ± 0,54	13,9 ± 0,46
	3.ölçüm	11,4 ± 0,06	12,3 ± 0,36	14,1 ± 0,25	18,2 ± 0,34	13 ± 0,54	13,7 ± 0,39
	Toplam	11,4 ± 0,03 ^B	12,2 ± 0,22 ^{AD}	14,1 ± 0,12 ^F	18,9 ± 0,26 ^H	13 ± 0,31 ^{DI}	13,7 ± 0,24
Toplam	1.ölçüm	11,4 ± 0,06	16 ± 1,09	14,5 ± 0,20	23,4 ± 1,17	13,3 ± 0,41	15,3 ± 0,53
	2.ölçüm	11,7 ± 0,08	16,6 ± 1,15	15 ± 0,25	23,6 ± 1,14	13,4 ± 0,38	15,7 ± 0,56
	3.ölçüm	11,7 ± 0,08	16,6 ± 1,15	14,8 ± 0,23	23,1 ± 1,3	13,3 ± 0,38	15,5 ± 0,56
	Toplam	11,6 ± 0,04 ^e	16,4 ± 0,64 ^d	14,8 ± 0,13 ^c	23,4 ± 0,68 ^b	13,3 ± 0,22 ^a	15,5 ± 0,32

Budanmış ortalama $\pm$ Standart Hata; a-e: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur; A-İ: Aynı harfe sahip etkileşim grupları arasında bir fark yoktur.

Tablo 3.9’te gri zemindeki CIE h° değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.10’da ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları gösterildi.

Tablo 3.9. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre gri zeminde CIE h° değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	3161,275	<0,001
Yüzey Bitimi şekli	197,016	<0,001
Zaman	0,387	0,827
Materyal*Yüzey Bitimi şekli	216,504	0,001
Materyal*Zaman	6,875	0,598
Yüzey Bitimi şekli*Zaman	0,047	0,978
Materyal*Yüzey Bitimi şekli*Zaman	4,426	0,838

Q: Üç Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi gri zeminde h° ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). IPS e.max CAD materyalinde ortalama değer $102,6 \pm 0,14$, GC Initial LiSi materyalinde $102,9 \pm 1,28$, Celtra Duo materyalinde $97,6 \pm 0,17$, CEREC Tessera materyalinde $94,4 \pm 0,27$ iken Amber Mill materyalinde ortalama değer $120,9 \pm 0,70$ olarak elde edilmiştir. İkili karşılaştırmalarda IPS e.max CAD ve GC Initial LiSi materyalinde elde edilen h° değerleri istatistiksel olarak benzerlik göstermişken; diğer materyaller birbirlerinden istatistiksel olarak farklıdır ($P<0,05$) (Tablo 3.10).

Yüzey bitim şekli ana etkisi gri zeminde h° ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortalama değer $100 \pm 0,89$ iken glaze yüzey bitim şeklinde ortalama değer $106 \pm 0,87$ olarak elde edilmiştir (Tablo 3.10).

Zaman ana etkisi gri zeminde h° ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,827$). Birinci ölçümde ortalama değer $103 \pm 1,08$, 2.ölçümde ortalama değer $103 \pm 1,15$ iken 3.ölçümde ortalama değer $103 \pm 1,12$ olarak elde edilmiştir (Tablo 3.10).

Materyal ve yüzey bitimi şekli etkileşimi gri zeminde h° ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$). Elde edilen en yüksek değer $122 \pm 1,08$ ile Amber Mill materyalinde glaze grubunda elde edilmiştir. En düşük değer ise $93,1 \pm 0,14$ ile CEREC Tessera materyalinde polisaj grubunda elde edilmiştir. Diğer etkileşim grupları h° değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$) (Tablo 3.10).

Tablo 3.10. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre gri zeminde CIE h° değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey Bitim Şekli	Zaman	Materyal					Toplam
		IPS					
		e.max CAD	GC Initial LiSi	Celtra Duo	CEREC Tessera	Amber Mill	
Polisaj	1.ölçüm	102,3 ± 0,11	95,5 ± 0,75	97,1 ± 0,27	93,2 ± 0,25	119 ± 1,65	101 ± 1,47
	2.ölçüm	101,3 ± 0,29	94,8 ± 0,65	96,2 ± 0,45	93,1 ± 0,25	120,5 ± 1,62	100 ± 1,61
	3.ölçüm	101,4 ± 0,15	94,9 ± 0,69	96,5 ± 0,57	93 ± 0,25	121 ± 1,84	101 ± 1,64
	Toplam	101,7 ± 0,14 ^A	95,1 ± 0,38 ^C	96,7 ± 0,24 ^E	93,1 ± 0,14 ^G	120,1 ± 0,96 ^H	100 ± 0,89
Glaze	1.ölçüm	103,6 ± 0,14	111,8 ± 1,84	98,9 ± 0,3	95,5 ± 0,75	122,1 ± 2,02	106 ± 1,52
	2.ölçüm	103,4 ± 0,14	111,5 ± 1,94	98,3 ± 0,3	95,1 ± 0,77	122,1 ± 1,88	106 ± 1,57
	3.ölçüm	103,3 ± 0,13	110,5 ± 1,44	98,3 ± 0,35	96,6 ± 0,65	122 ± 1,97	106 ± 1,47
	Toplam	103,4 ± 0,08 ^B	111,2 ± 0,97 ^D	98,5 ± 0,18 ^F	95,8 ± 0,4 ^{CE}	122 ± 1,08 ^H	106 ± 0,87
Toplam	1.ölçüm	103 ± 0,18	103,4 ± 2,28	98 ± 0,28	94,3 ± 0,46	120,2 ± 1,26	103 ± 1,08
	2.ölçüm	102,4 ± 0,3	102,9 ± 2,34	97,3 ± 0,3	94,1 ± 0,42	121,1 ± 1,13	103 ± 1,15
	3.ölçüm	102,3 ± 0,27	102,5 ± 2,05	97,6 ± 0,29	94,7 ± 0,52	121,3 ± 1,25	103 ± 1,12
	Toplam	102,6 ± 0,14 ^a	102,9 ± 1,28 ^a	97,6 ± 0,17 ^b	94,4 ± 0,27 ^c	120,9 ± 0,70 ^d	103 ± 0,65

Budanmış ortalama ± Standart Hata; a-d: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur; A-H: Aynı harfe sahip etkileşim grupları arasında bir fark yoktur.

4.2. Beyaz Zeminde CIE L^* , a^* , b^* , C^* ve h° Parametreleri Bulguları

Beyaz zemindeki CIE L^* , a^* , b^* , C ve h° parametreleri için materyal (IPS e.max CAD, GC Initial LiSi, Celtra Duo, CEREC Tessera, Amber Mill) yüzey bitim şekli (polisaj ve glaze) ve zaman (1., 2. ve 3. ölçümler) ana değişkenleri ve bunların etkileşimleri değerlendirildi. Tablo 3.11’de beyaz zemindeki CIE L^* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.12’de ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları gösterildi.

Tablo 3.11. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre beyaz zeminde CIE L^* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	12636,820	<0,001
Yüzey Bitimi Şekli	0,010	0,930
Zaman	57,269	0,001
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli	9,565	0,059
Materyal*Zaman	8,319	0,448
Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	2,340	0,316
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	1,750	0,989

Q: Üç Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi beyaz zeminde L* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$, Tablo 3.10). IPS e.max CAD materyalinde ortalama değer $88,4 \pm 0,05$, GC Initial LiSi materyalinde $83,2 \pm 0,14$, Celtra Duo materyalinde $86,3 \pm 0,10$, CEREC Tessera materyalinde $81,9 \pm 9,12$ ve Amber Mill materyalinde ortalama değer $72,5 \pm 0,18$ olarak elde edilmiştir. İkili karşılaştırmalarda bütün materyaller birbirlerinden istatistiksel olarak farklı bulunmuştur ($P<0,05$, Tablo 3.12).

Yüzey bitim şekli ana etkisi beyaz zeminde L* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,930$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortalama değer $82,7 \pm 0,51$; glaze yüzey bitim şeklinde ise ortalama değer $82,7 \pm 0,49$ olarak elde edilmiştir.

Zaman ana etkisi beyaz zeminde L* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$). Birinci ölçümde ortalama değer $83,2 \pm 0,59$, 2.ölçümde ortalama değer $82,8 \pm 0,62$ iken 3.ölçümde ortalama değer $82,3 \pm 0,63$ olarak elde edilmiştir. İkili karşılaştırmalar sonucunda gruplar arası bir farklılık bulunmamıştır ($P<0,05$). Diğer etkileşim grupları L* değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$).

Tablo 3.12. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre beyaz zeminde CIE L* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey Bitim Şekli	Zaman	Materyal					Toplam
		IPS	e.max CAD	GC Initial LiSi	Celtra Duo	CEREC Tessera	Amber Mill
Polisaj	1.ölçüm	$88,7 \pm 0,08$	$83,8 \pm 0,33$	$86,7 \pm 0,19$	$82,7 \pm 0,22$	$72,9 \pm 0,41$	$83,2 \pm 0,86$
	2.ölçüm	$88,4 \pm 0,16$	$83,3 \pm 0,37$	$86,1 \pm 0,37$	$82 \pm 0,29$	$72,1 \pm 0,37$	$82,6 \pm 0,90$
	3.ölçüm	$88,1 \pm 0,10$	$82,7 \pm 0,34$	$85,8 \pm 0,39$	$81,7 \pm 0,27$	$71,9 \pm 0,29$	$82,2 \pm 0,90$
	Toplam	$88,4 \pm 0,08$	$83,3 \pm 0,21$	$86,3 \pm 0,19$	$82,2 \pm 0,15$	$72,3 \pm 0,22$	$82,7 \pm 0,51$
Glaze	1.ölçüm	$88,6 \pm 0,12$	$83,4 \pm 0,33$	$86,6 \pm 0,27$	$82 \pm 0,26$	$73,6 \pm 0,51$	$83,1 \pm 0,82$
	2.ölçüm	$88,5 \pm 0,07$	$83,3 \pm 0,34$	$86,3 \pm 0,28$	$81,9 \pm 0,26$	$73 \pm 0,47$	$82,8 \pm 0,85$
	3.ölçüm	$88,1 \pm 0,13$	$82,6 \pm 0,32$	$85,9 \pm 0,24$	$81,1 \pm 0,27$	$71,9 \pm 0,53$	$82,1 \pm 0,88$
	Toplam	$88,4 \pm 0,06$	$83,1 \pm 0,19$	$86,3 \pm 0,16$	$81,7 \pm 0,16$	$72,8 \pm 0,29$	$82,7 \pm 0,49$
Toplam	1.ölçüm	$88,6 \pm 0,06$	$83,6 \pm 0,23$	$86,6 \pm 0,15$	$82,4 \pm 0,17$	$73,3 \pm 0,33$	$83,2 \pm 0,59$
	2.ölçüm	$88,5 \pm 0,08$	$83,3 \pm 0,20$	$86,3 \pm 0,16$	$82 \pm 0,18$	$72,5 \pm 0,29$	$82,8 \pm 0,62$
	3.ölçüm	$88,1 \pm 0,07$	$82,6 \pm 0,19$	$85,9 \pm 0,15$	$81,4 \pm 0,20$	$71,9 \pm 0,23$	$82,3 \pm 0,62$
	Toplam	$88,4 \pm 0,05^e$	$83,2 \pm 0,14^d$	$86,3 \pm 0,10^c$	$81,9 \pm 0,12^b$	$72,5 \pm 0,18^a$	$82,8 \pm 0,35$

Budanmış ortalama $\pm$ Standart Hata; a-e: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur.

Tablo 3.13'te beyaz zemindeki CIE a* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.14'te ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları verildi.

Tablo 3.13. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre beyaz zeminde CIE a* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	2939,279	<0,001
Yüzey Bitimi Şekli	237,327	<0,001
Zaman	8,631	0,017
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli	129,782	0,001
Materyal*Zaman	17,886	0,046
Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	3,316	0,199
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	4,68	0,815

Q: Üç Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi beyaz zeminde a* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). IPS e.max CAD materyalinde ortalama değer $-1,05 \pm 0,02$, GC Initial LiSi materyalinde $-0,39 \pm 0,17$, Celtra Duo materyalinde $-0,01 \pm 0,04$, CEREC Tessera materyalinde $0,52 \pm 0,07$ ve Amber Mill materyalinde ortalama değer $-2,58 \pm 0,07$ olarak elde edilmiştir. Materyal ana etkisine göre bütün materyaller birbirlerinden anlamlı derecede farklı a* ortalamam değerleri ortaya koymuştur ($P<0,05$).

Yüzey bitim şekli ana etkisi beyaz zeminde a* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortalama değer $-0,31 \pm 0,11$ iken glaze yüzey bitim şeklinde ortalama değer $-0,97 \pm 0,09$ olarak elde edilmiştir.

Zaman ana etkisi beyaz zeminde a* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,017$). Birinci ölçümde ortalama değer $-0,62 \pm 0,11$, 2. ölçümde ortalama değer $-0,60 \pm 0,14$ iken 3. ölçümde ortalama değer $-0,74 \pm 0,14$ olarak elde edilmiştir. İkili karşılaştırmalar sonucunda gruplar arası istatistiksel bir farklılık saptanamamıştır ($P>0,05$).

Materyal ve yüzey bitimi şekli etkileşimi beyaz zeminde a* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$). Burada en düşük değer $-2,64 \pm 0,1$ ile Amber Mill materyalinde glaze grubunda elde edilmiştir. En yüksek değer ise $0,93 \pm 0,05$ ile CEREC Tessera materyalinde polisaj grubunda bulunmuştur.

Materyal ve zaman etkileşimi beyaz zeminde a* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,046$). Burada en yüksek değer $0,54 \pm 0,11$ ve $0,54 \pm 0,13$ ile CEREC Tessera materyalinde 1. ve 2. ölçümlerde elde edilmiştir. En düşük değer ise $-2,81$

$\pm 0,09$ ile Amber Mill materyalinde 3. ölçümde elde edilmiştir. Diğer etkileşim grupları a* değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$).

Tablo 3.14. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre beyaz zeminde CIE a* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey Bitim Şekli	Zaman	Materyal					Toplam
		IPS		CEREC			
		e.max CAD	GC Initial LiSi	Celtra Duo	Tessera	Amber Mill	
Polisaj	1.ölçüm	-0,94 ± 0,03	0,22 ± 0,09	0,07 ± 0,06	0,93 ± 0,11	-2,24 ± 0,2	-0,35 ± 0,17
	2.ölçüm	-0,84 ± 0,06	0,44 ± 0,12	0,53 ± 0,21	0,99 ± 0,09	-2,5 ± 0,24	-0,23 ± 0,21
	3.ölçüm	-0,83 ± 0,04	0,21 ± 0,13	0,33 ± 0,19	0,85 ± 0,1	-2,77 ± 0,12	-0,4 ± 0,20
	Toplam	-0,88 ± 0,03 ^A	0,27 ± 0,06 ^C	0,27 ± 0,10 ^C	0,93 ± 0,05 ^E	-2,51 ± 0,11 ^F	-0,31 ± 0,11
Glaze	1.ölçüm	-1,18 ± 0,02	-0,97 ± 0,15	-0,24 ± 0,04	0,17 ± 0,07	-2,41 ± 0,21	-0,89 ± 0,14
	2.ölçüm	-1,17 ± 0,02	-1,11 ± 0,17	-0,11 ± 0,07	0,1 ± 0,09	-2,64 ± 0,13	-0,96 ± 0,16
	3.ölçüm	-1,29 ± 0,05	-1,21 ± 0,18	-0,22 ± 0,05	0,06 ± 0,1	-2,84 ± 0,16	-1,07 ± 0,17
	Toplam	-1,21 ± 0,02 ^B	-1,09 ± 0,09 ^{AB}	-0,2 ± 0,03 ^D	0,10 ± 0,05 ^C	-2,64 ± 0,1 ^F	-0,9 ± 0,09
Toplam	1.ölçüm	-1,07 ± 0,03 ^A	-0,37 ± 0,17 ^{BC}	-0,09 ± 0,05 ^C	0,54 ± 0,11 ^E	-2,31 ± 0,14 ^F	-0,62 ± 0,11
	2.ölçüm	-1,02 ± 0,05 ^{AB}	-0,32 ± 0,2A ^{BCD}	0,14 ± 0,12 ^{CDE}	0,54 ± 0,13 ^E	-2,59 ± 0,12 ^F	-0,60 ± 0,14
	3.ölçüm	-1,07 ± 0,06 ^A	-0,51 ± 0,2 ^{ABC}	-0,02 ± 0,06 ^{CD}	0,46 ± 0,12 ^{DE}	-2,81 ± 0,09 ^F	-0,74 ± 0,14
	Toplam	-1,05 ± 0,02 ^a	-0,39 ± 0,17 ^b	-0,01 ± 0,04 ^c	0,52 ± 0,07 ^d	-2,58 ± 0,07 ^e	-0,65 ± 0,07

Budanmış ortalama $\pm$ Standart Hata; a-e: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur; A-F: Aynı harfe sahip etkileşim grupları arasında bir fark yoktur.

Tablo 3.15'te beyaz zemindeki CIE b* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.16'da ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları verildi.

Tablo 3.15. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre beyaz zeminde CIE b* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	7362,234	<0,001
Yüzey Bitimi Şekli	677,126	<0,001
Zaman	2,753	0,259
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli	901,291	0,001
Materyal*Zaman	6,059	0,676
Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	0,654	0,724
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	1,009	0,999

Q: Üç Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi beyaz zeminde b* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). IPS e.max CAD materyalinde ortalama değer $14,7 \pm 0,95$, GC Initial LiSi materyalinde $22,7 \pm 0,76$, Celtra Duo materyalinde $18,9 \pm 0,15$, CEREC

Tessera materyalinde $30 \pm 0,62$ iken; Amber Mill materyalinde ortalama değer $20,1 \pm 0,29$ olarak elde edilmiştir. Tüm materyaller istatistiksel olarak birbirinden farklıdır ($P<0,05$).

Yüzey bitim şekli ana etkisi beyaz zeminde b^* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortalama değer $23,3 \pm 0,62$, glaze yüzey bitim şeklinde ise ortalama değer $18,9 \pm 0,36$ olarak elde edilmiştir.

Zaman ana etkisi beyaz zemin b^* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,259$). Birinci ölçümde ortalama değer $20,7 \pm 0,65$, 2.ölçümde ortalama değer $21,1 \pm 0,65$ iken 3.ölçümde ortalama değer $21 \pm 0,67$ olarak elde edilmiştir.

Materyal ve yüzey bitim şekli etkileşimi beyaz zeminde b^* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$). Burada en yüksek değer $34,1 \pm 0,34$ ile CEREC Tessera materyalinde polisaj grubunda elde edilmişken; en düşük değer $14,4 \pm 0,03$ ile IPS e.max CAD materyalinde glaze grubunda elde edilmiştir. Diğer etkileşim grupları, b^* değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$).

Tablo 3.16. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre beyaz zeminde CIE b^* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey Bitim Şekli	Zaman	Materyal					Toplam
		IPS					
		e.max CAD	GC Initial LiSi	Celtra Duo	CEREC Tessera	Amber Mill	
Polisaj	1.ölçüm	14,9 ± 0,05	27,4 ± 0,44	19,3 ± 0,21	33,9 ± 0,68	20,8 ± 0,74	23,1 ± 1,07
	2.ölçüm	15,3 ± 0,12	28 ± 0,64	20,5 ± 0,55	34,2 ± 0,59	20,6 ± 0,71	23,6 ± 1,07
	3.ölçüm	15,1 ± 0,09	28,3 ± 0,59	20,1 ± 0,49	34,1 ± 0,65	20,4 ± 0,75	23,4 ± 1,09
	Toplam	15,1 ± 0,06 ^A	27,8 ± 0,32 ^C	19,9 ± 0,26 ^E	34,1 ± 0,34 ^F	20,6 ± 0,41 ^E	23,3 ± 0,62
Glaze	1.ölçüm	14,3 ± 0,04	17,5 ± 0,47	17,8 ± 0,26	25,9 ± 0,57	19,7 ± 0,73	18,9 ± 0,63
	2.ölçüm	14,5 ± 0,06	17,7 ± 0,44	18,4 ± 0,26	26,1 ± 0,55	19,5 ± 0,71	19,1 ± 0,63
	3.ölçüm	14,4 ± 0,07	17,6 ± 0,46	18,3 ± 0,26	25,8 ± 0,61	19,5 ± 0,76	18,9 ± 0,61
	Toplam	14,4 ± 0,03 ^B	17,6 ± 0,25 ^D	18,2 ± 0,14 ^D	25,9 ± 0,31 ^G	19,6 ± 0,41 ^E	18,9 ± 0,36
Toplam	1.ölçüm	14,6 ± 0,07	22,4 ± 1,31	18,6 ± 0,22	29,9 ± 1,08	20,3 ± 0,53	20,7 ± 0,65
	2.ölçüm	14,9 ± 0,12	22,8 ± 1,33	19,3 ± 0,34	30,2 ± 1,08	20,1 ± 0,48	21,1 ± 0,65
	3.ölçüm	14,8 ± 0,09	22,9 ± 1,38	19 ± 0,25	29,9 ± 1,16	20 ± 0,52	21 ± 0,67
	Toplam	14,7 ± 0,05 ^a	22,7 ± 0,76 ^b	18,9 ± 0,15 ^c	30 ± 0,62 ^d	20,1 ± 0,29 ^e	20,9 ± 0,38

Budanmış ortalama $\pm$ Standart Hata; a-e: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur; A-G: Aynı harfe sahip etkileşim grupları arasında bir fark yoktur.

Tablo 3.17’te beyaz zemindeki CIE C^* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.18’da ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları verildi.

Tablo 3.17. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre beyaz zeminde CIE C* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	7458,471	<0,001
Yüzey Bitimi Şekli	697,897	<0,001
Zaman	2,895	0,242
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli	927,686	0,001
Materyal*Zaman	6,223	0,660
Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	0,643	0,728
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	0,938	0,999

Q: Üç Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi beyaz zeminde C* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). IPS e.max CAD materyalinde ortalama değer $14,8 \pm 0,05$, GC Initial LiSi materyalinde $22,7 \pm 0,76$, Celtra Duo materyalinde $18,9 \pm 0,15$, CEREC Tessera materyalinde $30 \pm 0,62$ iken Amber Mill materyalinde ortalama değer $20,3 \pm 0,28$ olarak elde edilmiştir. Tüm materyallerde elde edilen değerler birbirinden istatistiksel olarak farklılık göstermiştir ($P<0,05$).

Yüzey bitim şekli ana etkisi, beyaz zeminde C* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortalama değer $23,4 \pm 0,61$ iken glaze yüzey bitim şeklinde ortalama değer $19 \pm 0,35$ olarak elde edilmiştir.

Zaman ana etkisi beyaz zeminde C* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,242$). Birinci ölçümde ortalama değer $20,8 \pm 0,65$, 2.ölçümde ortalama değer $21,2 \pm 0,65$ iken 3.ölçümde ortalama değer $21 \pm 0,66$ olarak elde edilmiştir.

Materyal ve yüzey bitimi şekli etkileşimi beyaz zeminde C* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$). Burada en yüksek değer $34,1 \pm 0,35$ ile CEREC Tessera materyalinde polisaj grubunda elde edilmişken; en düşük değer $14,5 \pm 0,03$ ile IPS e.max CAD materyalinde glaze grubunda elde edilmiştir. Diğer etkileşim grupları C* değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$).

Tablo 3.18. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre beyaz zeminde CIE C* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey Bitim Şekli	Zaman	Materyal					Toplam
		IPS					
		e.max CAD	GC Initial LiSi	Celtra Duo	CEREC Tessera	Amber Mill	
Polisaj	1.ölçüm	14,9 ± 0,06	27,4 ± 0,44	19,3 ± 0,21	33,9 ± 0,68	21 ± 0,72	23,1 ± 1,07
	2.ölçüm	15,3 ± 0,11	28,1 ± 0,64	20,5 ± 0,55	34,2 ± 0,58	20,7 ± 0,69	23,6 ± 1,06
	3.ölçüm	15,2 ± 0,08	28,2 ± 0,55	20,1 ± 0,50	34,1 ± 0,65	20,6 ± 0,73	23,5 ± 1,08
	Toplam	15,1 ± 0,06 ^A	27,8 ± 0,30 ^C	19,9 ± 0,26 ^E	34,1 ± 0,35 ^F	20,8 ± 0,40 ^E	23,4 ± 0,61
Glaze	1.ölçüm	14,4 ± 0,04	17,5 ± 0,46	17,8 ± 0,26	25,9 ± 0,57	19,9 ± 0,70	18,9 ± 0,63
	2.ölçüm	14,6 ± 0,05	17,7 ± 0,43	18,4 ± 0,26	26,1 ± 0,55	19,7 ± 0,70	19,1 ± 0,63
	3.ölçüm	14,5 ± 0,06	17,7 ± 0,45	18,3 ± 0,26	25,8 ± 0,61	19,7 ± 0,73	19 ± 0,61
	Toplam	14,5 ± 0,03 ^B	17,6 ± 0,25 ^D	18,2 ± 0,14 ^D	25,9 ± 0,32 ^G	19,8 ± 0,39 ^E	19 ± 0,35
Toplam	1.ölçüm	14,7 ± 0,08	22,4 ± 1,30	18,6 ± 0,22	29,9 ± 1,08	20,5 ± 0,50	20,8 ± 0,65
	2.ölçüm	14,9 ± 0,12	22,8 ± 1,33	19,3 ± 0,34	30,2 ± 1,08	20,3 ± 0,47	21,2 ± 0,65
	3.ölçüm	14,8 ± 0,09	22,9 ± 1,37	19 ± 0,26	29,9 ± 1,12	20,2 ± 0,51	21 ± 0,66
	Toplam	14,8 ± 0,05 ^a	22,7 ± 0,76 ^b	18,9 ± 0,15 ^c	30 ± 0,62 ^d	20,3 ± 0,28 ^e	21 ± 0,38

Budanmış ortalama ± Standart Hata; a-e: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur; A-G: Aynı harfe sahip etkileşim grupları arasında bir fark yoktur.

Tablo 3.19’da beyaz zemindeki CIE h° değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.20’de ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları verildi.

Tablo 3.19. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre beyaz zeminde CIE h° değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	4372,680	<0,001
Yüzey Bitimi Şekli	167,816	<0,001
Zaman	6,608	0,044
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli	63,285	0,001
Materyal*Zaman	15,790	0,080
Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	1,994	0,378
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	4,738	0,810

Q: Üç Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi beyaz zeminde h° ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (P<0,001). IPS e.max CAD materyalinde ortalama değer 94,1 ± 0,1 GC Initial LiSi materyalinde 91,4 ± 0,33, Celtra Duo materyalinde 90 ± 0,11, CEREC Tessera materyalinde 89,1 ± 0,11 iken Amber Mill materyalinde ortalama değer 97,4 ± 0,3 olarak elde

edilmiştir. Tüm materyaller istatistiksel olarak birbirlerinden farklı ortalama h° değerinde bulunmuştur ($P<0,05$).

Yüzey bitim şekli ana etkisi beyaz zeminde h° ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortalama değer $91,3 \pm 0,29$ iken glaze yüzey bitim şeklinde ortalama değer $93,2 \pm 0,28$ olarak elde edilmiştir.

Zaman ana etkisi beyaz zeminde h° ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,044$). Birinci ölçümde ortalama değer $92,1 \pm 0,32$, 2.ölçümde ortalama değer $92,1 \pm 0,38$ iken 3.ölçümde ise ortalama değer $92,5 \pm 0,38$ olarak elde edilmiştir. İkili karşılaştırmalar sonucunda istatistiksel bir farklılık bulunmamıştır ($P<0,05$).

Materyal ve yüzey bitimi şekli etkileşimi beyaz zeminde h° ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$). En yüksek değer $97,9 \pm 0,42$ ile Amber Mill materyalinde glaze grubunda elde edilmişken, en düşük değer $88,4 \pm 0,08$ ile CEREC Tessera materyalinde polisaj grubunda elde edilmiştir. Diğer etkileşim grupları h° değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$).

Tablo 3.20. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre beyaz zeminde CIE h° değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey Bitim Şekli	Zaman	Materyal					Toplam
		IPS					
		e.max CAD	GC Initial LiSi	Celtra Duo	CEREC Tessera	Amber Mill	
Polisaj	1.ölçüm	93,6 ± 0,08	89,5 ± 0,17	89,8 ± 0,16	88,4 ± 0,16	96,3 ± 0,77	91,3 ± 0,45
	2.ölçüm	93,1 ± 0,24	89,2 ± 0,21	88,7 ± 0,54	88,4 ± 0,13	97 ± 0,85	91,1 ± 0,54
	3.ölçüm	93,2 ± 0,2	89,6 ± 0,24	89,1 ± 0,46	88,6 ± 0,15	97,9 ± 0,55	91,5 ± 0,54
	Toplam	93,3 ± 0,11 ^A	89,5 ± 0,12 ^C	89,3 ± 0,25 ^C	88,4 ± 0,08 ^E	97 ± 0,42 ^F	91,3 ± 0,29
Glaze	1.ölçüm	94,7 ± 0,09	93,3 ± 0,56	90,8 ± 0,16	89,6 ± 0,13	97,2 ± 0,85	92,9 ± 0,44
	2.ölçüm	94,6 ± 0,07	93,7 ± 0,66	90,3 ± 0,2	89,8 ± 0,17	97,9 ± 0,7	93,1 ± 0,49
	3.ölçüm	95,2 ± 0,17	94 ± 0,70	90,7 ± 0,16	89,9 ± 0,2	98,5 ± 0,77	93,5 ± 0,51
	Toplam	94,8 ± 0,08 ^B	93,6 ± 0,36 ^A	90,6 ± 0,09 ^D	89,8 ± 0,1 ^C	97,9 ± 0,42 ^F	93,2 ± 0,28
Toplam	1.ölçüm	94,1 ± 0,14	91,3 ± 0,54	90,3 ± 0,15	89 ± 0,18	96,6 ± 0,56	92,1 ± 0,32
	2.ölçüm	93,9 ± 0,22	91,3 ± 0,59	89,6 ± 0,32	89,1 ± 0,21	97,5 ± 0,49	92,1 ± 0,38
	3.ölçüm	94,2 ± 0,25	91,7 ± 0,66	90,1 ± 0,19	89,2 ± 0,21	98,1 ± 0,45	92,5 ± 0,38
	Toplam	94,1 ± 0,11 ^a	91,4 ± 0,33 ^b	90 ± 0,11 ^c	89,1 ± 0,11 ^d	97,4 ± 0,3 ^e	92,2 ± 0,21

Budanmış ortalama $\pm$ Standart Hata; a-e: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur; A-F: Aynı harfe sahip etkileşim grupları arasında bir fark yoktur.

4.3. Siyah Zeminde CIE L*, a*, b*, C* ve h° Parametreleri Bulguları

Siyah zemindeki CIE L*, a*, b*, C* ve h° parametreleri için materyal (IPS e.max CAD, GC Initial LiSi, Celtra Duo, CEREC Tessera, Amber Mill) yüzey bitim şekli (polisaj ve glaze) ve zaman (1., 2. ve 3. ölçümler) ana değişkenleri ve bunların etkileşimleri değerlendirildi. Tablo 3.21’de siyah zemindeki CIE L* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.22’de ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları verildi.

Tablo 3.21. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre siyah zeminde CIE L* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	9434,549	<0,001
Yüzey Bitimi Şekli	0,343	0,560
Zaman	23,008	0,001
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli	45,685	0,001
Materyal*Zaman	3,561	0,905
Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	1,456	0,488
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	2,492	0,966

Q: Üç Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi siyah zeminde L* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). IPS e.max CAD materyalinde ortalama değer $76,6 \pm 0,05$, GC Initial LiSi materyalinde $70,6 \pm 0,22$, Celtra Duo materyalinde $76,2 \pm 0,1$, CEREC Tessera materyalinde $71,6 \pm 0,23$ ve Amber Mill materyalinde ortalama değer $57,8 \pm 0,25$ olarak elde edilmiştir. Materyallerde elde edilen değerler birbirinden istatistiksel olarak farklılık göstermiştir ($P<0,05$).

Yüzey bitim şekli ana etkisi siyah zeminde L* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,560$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortalama değer $71 \pm 0,66$ iken glaze yüzey bitim şeklinde ortalama değer $71 \pm 0,59$ olarak elde edilmiştir.

Zaman ana etkisi siyah zeminde L* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$). Birinci ölçümde ortalama değer $71,4 \pm 0,74$, 2.ölçümde ortalama değer $71,1 \pm 0,77$ iken 3.ölçümde ortalama değer $70,6 \pm 0,77$ olarak elde edilmiştir. İkili karşılaştırmalar sonucunda istatistiksel bir fark bulunmamıştır ($P>0,05$).

Materyal ile yüzey bitimi şekli etkileşimi siyah zeminde L* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (P=0,001). En yüksek değer $76,7 \pm 0,06$ ile IPS e.max CAD materyalinde polisaj grubunda elde edilmişken; en düşük değer $56,9 \pm 0,3$ ile Amber Mill materyalinde polisaj grubunda elde edilmiştir. Diğer etkileşim grupları L* değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (P>0,05).

Tablo 3.22. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre siyah zeminde CIE L* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey Bitim Şekli	Zaman	Materyal					Toplam
		IPS					
		e.max CAD	GC Initial LiSi	Celtra Duo	CEREC Tessera	Amber Mill	
Polisaj	1.ölçüm	77 ± 0,05	71,2 ± 0,57	76,4 ± 0,18	73 ± 0,48	57,5 ± 0,54	71,4 ± 1,13
	2.ölçüm	76,8 ± 0,10	70,6 ± 0,62	75,9 ± 0,42	72,3 ± 0,63	56,6 ± 0,55	70,8 ± 1,17
	3.ölçüm	76,4 ± 0,07	70 ± 0,57	75,6 ± 0,39	72 ± 0,6	56,8 ± 0,48	70,5 ± 1,13
	Toplam	76,7 ± 0,06 ^A	70,6 ± 0,33 ^C	76 ± 0,20 ^B	72,5 ± 0,33 ^D	56,9 ± 0,3 ^E	71 ± 0,66
Glaze	1.ölçüm	76,7 ± 0,13	70,8 ± 0,63	76,6 ± 0,3	71,2 ± 0,35	59,4 ± 0,45	71,2 ± 1,01
	2.ölçüm	76,7 ± 0,04	70,8 ± 0,61	76,4 ± 0,31	71,1 ± 0,38	58,8 ± 0,51	71,1 ± 1,03
	3.ölçüm	76,2 ± 0,16	70,5 ± 0,46	76 ± 0,27	70,1 ± 0,34	57,9 ± 0,74	70,5 ± 1,03
	Toplam	76,5 ± 0,07 ^{AB}	70,7 ± 0,31 ^C	76,3 ± 0,17 ^{AB}	70,8 ± 0,22 ^C	58,8 ± 0,33 ^F	71 ± 0,59
Toplam	1.ölçüm	76,9 ± 0,07	71 ± 0,40	76,5 ± 0,16	72 ± 0,35	58,5 ± 0,41	71,4 ± 0,74
	2.ölçüm	76,7 ± 0,04	70,7 ± 0,4	76,3 ± 0,17	71,7 ± 0,38	57,7 ± 0,46	71,1 ± 0,77
	3.ölçüm	76,3 ± 0,06	70,2 ± 0,33	75,9 ± 0,15	71 ± 0,41	57,3 ± 0,41	70,6 ± 0,77
	Toplam	76,6 ± 0,05 ^a	70,6 ± 0,22 ^b	76,2 ± 0,1 ^c	71,6 ± 0,23 ^d	57,8 ± 0,25 ^e	71 ± 0,44

Budanmış ortalama $\pm$ Standart Hata; a-e: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur; A-F: Aynı harfe sahip etkileşim grupları arasında bir fark yoktur.

Tablo 3.23'te siyah zemindeki CIE a* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.24'te ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları verildi.

Tablo 3.23. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre siyah zeminde CIE a* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	18546,920	<0,001
Yüzey Bitimi Şekli	227,094	<0,001
Zaman	1,814	0,411
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli	198,176	0,001
Materyal*Zaman	8,445	0,451
Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	0,662	0,722
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	2,193	0,978

Q: Üç Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi siyah zeminde a* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). IPS e.max CAD materyalinde ortalama değer $-2,48 \pm 0,02$, GC Initial LiSi materyalinde $-3,93 \pm 0,19$, Celtra Duo materyalinde $-2,19 \pm 0,03$, CEREC Tessera materyalinde $-2,08 \pm 0,15$ iken Amber Mill materyalinde ortalama değer $-7,85 \pm 0,04$ olarak elde edilmiştir. İkili karşılaştırmalarda Celtra Duo ile CEREC Tessera materyalinin ortalamaları istatistiksel olarak farksızken ($P>0,05$), test edilen diğer materyaller arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur ($P<0,05$).

Yüzey bitim şekli ana etkisi siyah zeminde a* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortalama değer $-3,16 \pm 0,22$ iken glaze yüzey bitim şeklinde ortalama değer $-4,02 \pm 0,19$ olarak elde edilmiştir.

Zaman ana etkisi siyah zeminde a* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,411$). Birinci ölçümde ortalama değer $-3,65 \pm 0,24$, 2.ölçümde ortalama değer $-3,6 \pm 0,26$ iken 3.ölçümde ortalama değer $-3,57 \pm 0,25$ olarak elde edilmiştir.

Materyal ve yüzey bitimi şekli etkileşimi siyah zeminde a* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$). Burada en yüksek değer $-1,31 \pm 0,18$ ile CEREC Tessera materyalinde polisaj grubunda elde edilmişken, $-7,85 \pm 0,04$ ile Amber Mill materyalinde polisaj grubunda elde edilmiştir. Diğer etkileşim grupları a* değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$).

Tablo 3.24. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre siyah zeminde CIE a* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey Bitim Şekli	Zaman	Materyal					Toplam
		IPS					
		e.max CAD	GC Initial LiSi	Celtra Duo	CEREC Tessera	Amber Mill	
Polisaj	1.ölçüm	-2,41 ± 0,02	-2,88 ± 0,24	-2,17 ± 0,03	-1,37 ± 0,31	-7,75 ± 0,05	-3,26 ± 0,37
	2.ölçüm	-2,35 ± 0,04	-2,62 ± 0,28	-1,91 ± 0,16	-1,23 ± 0,33	-7,89 ± 0,08	-3,13 ± 0,39
	3.ölçüm	-2,31 ± 0,04	-2,55 ± 0,32	-1,97 ± 0,12	-1,25 ± 0,32	-7,91 ± 0,05	-3,13 ± 0,39
	Toplam	-2,36 ± 0,02 ^A	-2,73 ± 0,15 ^{AB}	-2,05 ± 0,06 ^D	-1,31 ± 0,18 ^E	-7,85 ± 0,04 ^F	-3,16 ± 0,22
Glaze	1.ölçüm	-2,6 ± 0,02	-5,12 ± 0,20	-2,37 ± 0,05	-2,81 ± 0,22	-7,78 ± 0,15	-4,06 ± 0,33
	2.ölçüm	-2,61 ± 0,02	-5,13 ± 0,21	-2,27 ± 0,04	-2,75 ± 0,24	-7,91 ± 0,11	-4,06 ± 0,34
	3.ölçüm	-2,54 ± 0,03	-5,01 ± 0,18	-2,27 ± 0,05	-2,78 ± 0,23	-7,75 ± 0,14	-4 ± 0,33
	Toplam	-2,59 ± 0,01 ^B	-5,08 ± 0,11 ^C	-2,3 ± 0,03 ^A	-2,8 ± 0,13 ^B	-7,83 ± 0,08 ^F	-4,02 ± 0,19
Toplam	1.ölçüm	-2,51 ± 0,03	-4,03 ± 0,31	-2,27 ± 0,04	-2,13 ± 0,25	-7,78 ± 0,07	-3,65 ± 0,24
	2.ölçüm	-2,49 ± 0,04	-3,92 ± 0,33	-2,15 ± 0,05	-2,04 ± 0,27	-7,9 ± 0,067	-3,6 ± 0,26
	3.ölçüm	-2,43 ± 0,03	-3,85 ± 0,34	-2,16 ± 0,05	-2,07 ± 0,27	-7,86 ± 0,05	-3,57 ± 0,25
	Toplam	-2,48 ± 0,02 ^a	-3,93 ± 0,19 ^b	-2,19 ± 0,03 ^c	-2,08 ± 0,15 ^c	-7,85 ± 0,04 ^d	-3,61 ± 0,15

Budanmış ortalama ± Standart Hata; a-d: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur; A-F: Aynı harfe sahip etkileşim grupları arasında bir fark yoktur.

Tablo 3.25'te siyah zemindeki CIE b* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.26'da ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları verildi.

Tablo 3.25. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre siyah zeminde CIE b* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	2661,774	<0,001
Yüzey Bitimi Şekli	419,774	<0,001
Zaman	3,647	0,172
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli	640,800	0,001
Materyal*Zaman	3,622	0,903
Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	0,121	0,942
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	2,629	0,961

Q: Üç Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi siyah zeminde b* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (P<0,001). IPS e.max CAD materyalinde ortalama değer 9,5 ± 0,05, GC Initial LiSi materyalinde 12,64 ± 0,69, Celtra Duo materyalinde 12,29 ± 0,13, CEREC Tessera materyalinde 20,06 ± 0,66 ve Amber Mill materyalinde ortalama değer 6,84 ± 0,24 olarak elde edilmiştir. Burada GC Initial LiSi materyali ile Celtra Duo materyallerinden elde

edilen L* değerleri istatistiksel benzerlik göstermişken ($P>0,05$), diğer materyaller farklılık göstermektedir ($P<0,05$).

Yüzey bitim şekli ana etkisi siyah zeminde b* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortalama değer $14,2 \pm 0,56$ iken glaze yüzey bitim şeklinde ortalama değer $10,1 \pm 0,30$ olarak elde edilmiştir.

Zaman ana etkisi siyah zeminde b* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,172$). Birinci ölçümde ortalama değer $11,7 \pm 0,57$, 2.ölçümde ortalama değer $12,1 \pm 0,60$ iken 3.ölçümde ortalama değer $12,1 \pm 0,59$ olarak elde edilmiştir.

Materyal ve yüzey bitim şekli etkileşimi siyah zeminde b* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$). En yüksek b* değeri $24,48 \pm 0,40$ ile CEREC Tessera materyalinde polisaj grubunda elde edilmişken; en düşük b* değeri $6,55 \pm 0,30$ ile Amber Mill materyalinde glaze grubunda elde edilmiştir. Diğer etkileşim grupları b* değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$).

Tablo 3.26. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre siyah zeminde CIE b* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey Bitim Şekli	Zaman	Materyal					Toplam
		IPS					
		E.max CAD	GC Initial LiSi	Celtra Duo	CEREC Tessera	Amber Mill	
Polisaj	1.ölçüm	9,62 ± 0,04	16,82 ± 0,53	12,51 ± 0,17	23,99 ± 0,87	7,18 ± 0,68	13,9 ± 0,96
	2.ölçüm	9,97 ± 0,07	17,48 ± 0,57	13,47 ± 0,47	24,54 ± 0,66	7,15 ± 0,65	14,4 ± 0,98
	3.ölçüm	9,91 ± 0,08	17,68 ± 0,69	13,25 ± 0,4	24,56 ± 0,76	6,16 ± 1,5	14,4 ± 0,99
	Toplam	9,83 ± 0,05 ^A	17,24 ± 0,33 ^C	12,98 ± 0,19 ^E	24,48 ± 0,40 ^G	7,16 ± 0,37 ^{DI}	14,2 ± 0,56
Glaze	1.ölçüm	9,12 ± 0,05	7,91 ± 0,59	11,5 ± 0,23	15,81 ± 0,58	5,52 ± 1,35	10 ± 0,53
	2.ölçüm	9,26 ± 0,05	8,05 ± 0,6	11,87 ± 0,24	16,07 ± 0,6	6,52 ± 0,55	10,2 ± 0,56
	3.ölçüm	9,22 ± 0,06	8,17 ± 0,55	11,69 ± 0,23	15,7 ± 0,56	6,69 ± 0,58	10,2 ± 0,51
	Toplam	9,2 ± 0,03 ^B	8,07 ± 0,32 ^D	11,68 ± 0,13 ^F	15,81 ± 0,32 ^H	6,55 ± 0,30 ^I	10,1 ± 0,30
Toplam	1.ölçüm	9,37 ± 0,07	12,35 ± 1,18	12,01 ± 0,18	19,83 ± 1,13	6,82 ± 0,42	11,7 ± 0,57
	2.ölçüm	9,6 ± 0,1	12,74 ± 1,24	12,53 ± 0,25	20,29 ± 1,15	6,81 ± 0,41	12,1 ± 0,60
	3.ölçüm	9,56 ± 0,09	12,84 ± 1,26	12,39 ± 0,24	20,07 ± 1,21	6,89 ± 0,44	12,1 ± 0,59
	Toplam	9,5 ± 0,05 ^a	12,64 ± 0,69 ^b	12,29 ± 0,13 ^b	20,06 ± 0,66 ^c	6,84 ± 0,24 ^d	12 ± 0,34

Budanmış ortalama $\pm$ Standart Hata; a-d: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur; A-I: Aynı harfe sahip etkileşim grupları arasında bir fark yoktur.

Tablo 3.27’te siyah zemindeki CIE C* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.28’de ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları verildi.

Tablo 3.27. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre siyah zeminde CIE C* değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	2879,386	<0,001
Yüzey Bitimi Şekli	699,912	<0,001
Zaman	4,457	0,115
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli	702,654	0,001
Materyal*Zaman	3,803	0,888
Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	1,418	0,498
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	1,645	0,992

Q: Üç Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi siyah zeminde C* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). IPS e.max CAD materyalinde ortalama değer $9,83 \pm 0,04$, GC Initial LiSi materyalinde $13,48 \pm 0,59$, Celtra Duo materyalinde $12,49 \pm 0,13$, CEREC Tessera materyalinde $20,2 \pm 0,65$ iken Amber Mill materyalinde ortalama değer $10,5 \pm 0,16$ olarak elde edilmiştir. İkili karşılaştırmalarda GC Initial LiSi materyali ile Celtra Duo materyallerinden elde edilen değerler istatistiksel olarak benzerlik göstermişken; diğer materyaller arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,05$).

Yüzey bitim şekli ana etkisi siyah zeminde C* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortalama değer $14,9 \pm 0,49$ olarak, glaze yüzey bitim şeklinde ise ortalama değer $11,3 \pm 0,23$ olarak elde edilmiştir.

Zaman ana etkisi siyah zeminde C* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,115$). Birinci ölçümde ortalama değer $12,7 \pm 0,49$, 2.ölçümde ortalama değer $13,1 \pm 0,5$ ve 3.ölçümde ortalama değer $13 \pm 0,5$ olarak elde edilmiştir.

Materyal ve yüzey bitim şekli etkileşimi siyah zeminde C* ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$). Burada en yüksek değer $24,51 \pm 0,41$ ile CEREC Tessera materyalinde polisaj grubunda elde edilmişken en düşük değer $9,56 \pm 0,03$ ile IPS e.max CAD materyalinde glaze grubunda elde edilmiştir. Diğer etkileşim grupları C* değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$).

Tablo 3.28. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre siyah zeminde CIE C* değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey		Materyal					Toplam
Bitim Şekli	Zaman	IPS e.max CAD	GC Initial LiSi	Celtra Duo	CEREC Tessera	Amber Mill	
Polisaj	1.ölçüm	9,93 ± 0,03	17,09 ± 0,49	12,71 ± 0,16	24,03 ± 0,86	10,66 ± 0,46	14,6 ± 0,84
	2.ölçüm	10,24 ± 0,06	17,69 ± 0,53	13,62 ± 0,45	24,58 ± 0,65	10,72 ± 0,44	15,2 ± 0,86
	3.ölçüm	10,17 ± 0,07	17,9 ± 0,65	13,4 ± 0,34	24,61 ± 0,76	10,73 ± 0,44	15,1 ± 0,86
	Toplam	10,11 ± 0,04 ^{AB}	17,47 ± 0,30 ^D	13,15 ± 0,18 ^E	24,51 ± 0,41 ^G	10,71 ± 0,25 ^B	14,9 ± 0,49
Glaze	1.ölçüm	9,49 ± 0,05	9,52 ± 0,37	11,74 ± 0,22	16,08 ± 0,54	10,17 ± 0,38	11,2 ± 0,4
	2.ölçüm	9,63 ± 0,05	9,63 ± 0,38	12,08 ± 0,24	16,33 ± 0,56	10,29 ± 0,33	11,4 ± 0,4
	3.ölçüm	9,56 ± 0,06	9,66 ± 0,36	11,91 ± 0,22	15,95 ± 0,52	10,32 ± 0,39	11,3 ± 0,38
	Toplam	9,56 ± 0,03 ^C	9,61 ± 0,20 ^{AC}	11,9 ± 0,12 ^F	16,07 ± 0,3 ^H	10,28 ± 0,20 ^{AB}	11,3 ± 0,23
Toplam	1.ölçüm	9,71 ± 0,06	13,24 ± 0,1	12,23 ± 0,18	19,98 ± 1,1	10,43 ± 0,3	12,7 ± 0,49
	2.ölçüm	9,93 ± 0,08	13,58 ± 1,05	12,72 ± 0,24	20,44 ± 1,12	10,49 ± 0,26	13,1 ± 0,5
	3.ölçüm	9,86 ± 0,08	13,66 ± 1,08	12,58 ± 0,24	20,21 ± 1,19	10,54 ± 0,28	13 ± 0,5
	Toplam	9,83 ± 0,04 ^a	13,48 ± 0,59 ^b	12,49 ± 0,13 ^b	20,2 ± 0,65 ^c	10,5 ± 0,16 ^d	12,9 ± 0,29

Budanmış ortalama ± Standart Hata; a-d: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur; A-H: Aynı harfe sahip etkileşim grupları arasında bir fark yoktur.

Tablo 3.29’te siyah zemindeki CIE h° değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.30’da ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları verildi.

Tablo 3.29. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre siyah zeminde CIE h° değerlerinin üç yönlü Robust ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	2392,208	<0,001
Yüzey Bitimi Şekli	204,226	<0,001
Zaman	1,362	0,513
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli	221,445	0,001
Materyal*Zaman	2,241	0,976
Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	0,199	0,906
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	0,608	0,999

Q: Üç Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi siyah zeminde h° ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (P<0,001). IPS e.max CAD materyalinde ortalama değer 104,7 ± 0,17, GC Initial LiSi materyalinde 110,7 ± 1,91, Celtra Duo materyalinde 100,2 ± 0,21, CEREC Tessera materyalinde 96,6 ± 0,63 ve Amber Mill materyalinde ortalama değer 139,6 ± 1,02

olarak elde edilmiştir. İkili karşılaştırmalara göre tüm materyallerin ortalama h° değerleri istatistiksel olarak birbirlerinden farklılık göstermiştir ($P<0,05$).

Yüzey bitim şekli ana etkisi siyah zeminde h° ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortalama değer $105 \pm 1,51$ iken glaze yüzey bitim şeklinde ortalama değer $113 \pm 1,46$ olarak elde edilmiştir.

Zaman ana etkisi siyah zeminde h° ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,513$). Birinci ölçümde ortalama h° değeri $110 \pm 1,84$, 2.ölçümde ortalama değer $109 \pm 1,91$ ve 3.ölçümde ortalama değer $109 \pm 1,84$ olarak elde edilmiştir.

Materyal ve yüzey bitim şekli etkileşimi siyah zeminde h° ortalama değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$). En yüksek değer $140,7 \pm 1,35$ ile Amber Mill materyalinde glaze grubunda elde edilmiştir. En düşük h° değeri ise $93 \pm 0,40$ ile CEREC Tessera materyalinde polisaj grubunda elde edilmiştir. Diğer etkileşim grupları h° değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$).

Tablo 3.30. Materyal, yüzey bitimi şekli ve zamana göre siyah zeminde CIE h° değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey Bitim Şekli	Zaman	Materyal					Toplam
		E.max CAD	GC Initial LiSi	Celtra Duo	CEREC Tessera	Amber Mill	
Polisaj	1.ölçüm	104,2 $\pm$ 0,12	99,9 $\pm$ 0,99	99,9 $\pm$ 0,27	93,3 $\pm$ 0,78	138,2 $\pm$ 2,8	106 $\pm$ 2,58
	2.ölçüm	103,2 $\pm$ 0,3	98,7 $\pm$ 1,08	98,4 $\pm$ 0,81	92,8 $\pm$ 0,77	138,7 $\pm$ 2,75	105 $\pm$ 2,67
	3.ölçüm	103,1 $\pm$ 0,23	98,5 $\pm$ 1,22	98,6 $\pm$ 0,64	92,9 $\pm$ 0,73	138,8 $\pm$ 2,74	105 $\pm$ 2,64
	Toplam	103,5 $\pm$ 0,16 ^A	99,2 $\pm$ 0,61 ^C	99,1 $\pm$ 0,33 ^C	93 $\pm$ 0,40 ^F	138,5 $\pm$ 1,54 ^G	105 $\pm$ 1,51
Glaze	1.ölçüm	105,8 $\pm$ 0,19	123,9 $\pm$ 3,05	101,7 $\pm$ 0,44	100,4 $\pm$ 1,09	141 $\pm$ 2,15	114 $\pm$ 2,56
	2.ölçüm	105,8 $\pm$ 0,18	123,5 $\pm$ 3,14	101 $\pm$ 0,4	100 $\pm$ 1,14	141,3 $\pm$ 2,58	114 $\pm$ 2,63
	3.ölçüm	105,5 $\pm$ 0,22	122,3 $\pm$ 2,78	101 $\pm$ 0,41	100,3 $\pm$ 1,05	139,8 $\pm$ 2,52	113 $\pm$ 2,48
	Toplam	105,7 $\pm$ 0,11 ^B	123 $\pm$ 1,66 ^D	101,2 $\pm$ 0,23 ^E	100,3 $\pm$ 0,61 ^{CE}	140,7 $\pm$ 1,35 ^G	113 $\pm$ 1,46
Toplam	1.ölçüm	105 $\pm$ 0,22	111,4 $\pm$ 3,31	100,7 $\pm$ 0,32	96,8 $\pm$ 1,09	139,6 $\pm$ 1,74	110 $\pm$ 1,84
	2.ölçüm	104,5 $\pm$ 0,35	110,5 $\pm$ 3,4	99,9 $\pm$ 0,39	96,4 $\pm$ 1,11	140 $\pm$ 1,84	109 $\pm$ 1,91
	3.ölçüm	104,3 $\pm$ 0,31	110,1 $\pm$ 3,3	100 $\pm$ 0,37	96,6 $\pm$ 1,12	139,3 $\pm$ 1,80	109 $\pm$ 1,84
	Toplam	104,7 $\pm$ 0,17 ^a	110,7 $\pm$ 1,91 ^b	100,2 $\pm$ 0,21 ^c	96,6 $\pm$ 0,63 ^d	139,6 $\pm$ 1,02 ^e	109 $\pm$ 1,07

Budanmış ortalama $\pm$ Standart Hata; a-e: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur; A-G: Aynı harfe sahip etkileşim grupları arasında bir fark yoktur.

4.4. CIEDE2000 Renk Farkı (ΔE_{00}) Bulguları

Tablo 3.31’de test gruplarının referans alınan ilk ölçümleri (1. ölçüm) ile kahve termal siklusu sonrasındaki 2. ölçümleri arasındaki renk farkları $\Delta E_{00}(1-2)$ materyal ve yüzey bitim

şekline göre iki yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.32’de ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları verildi.

Bu çalışmada elde edilen renk farklarının değerlendirilmesinde %50-50 algınlabilirlik eşik ΔE_{00} değeri 0,81; %50-50 kabul edilebilirlik eşik ΔE_{00} değeri ise 1,77 olarak kabul edilmiştir (Paravina ve ark., 2015; Paravina ve ark., 2019).

Tablo 3.31. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta E_{00}(1-2)$ değerlerinin iki yönlü ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	1,787	0,128
Yüzey Bitim Şekli	1,127	0,288
Materyal*Yüzey Bitim Şekli	1,831	0,767

Q: İki Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi $\Delta E_{00}(1-2)$ ortanca değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,128$). IPS e.max CAD materyalinde ortanca değer 0,23 (0,07 – 1,04), GC Initial LiSi materyalinde 0,46 (0,14 - 2,23), Celtra Duo materyalinde 0,38 , CEREC Tessera materyalinde 0,45 (0,07 - 2,92) ve Amber Mill materyalinde ortanca değer 0,93 (0,16 - 2,18) olarak elde edilmiştir. Yüzey bitim şekli etkisine bakılmaksızın yalnızca Amber Mill materyali algılanabilirlik eşik değeri olan $\Delta E_{00}=0,81$ ’den daha düşük ortanca renk farkı değeri sergilemiştir. Hiçbir materyal kabul edilebilirlik eşik değeri olan $\Delta E_{00}=1,77$ ’den daha fazla renk değişimi göstermemiştir (Tablo 3.32).

Yüzey bitim şekli ana etkisi $\Delta E_{00}(1-2)$ ortanca değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,288$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortanca değer 0,61 (0,13 - 2,92) iken glaze yüzey bitim şeklinde ortanca değer 0,34 (0,05 - 2,92) olarak elde edilmiştir. Materyal ve yüzey bitim şekli etkileşimi $\Delta E_{00}(1-2)$ ortanca değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,767$). Kahve termal siklusu sonrasında yalnızca Amber Mill materyalinin polisaj alt grubunda $\Delta E_{00}=0,81$ ’den fazla renk değişimi göstermiştir (Tablo 3.32).

Tablo 3.32. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta E_{00}(1-2)$ değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey Bitim Şekli	Materyal					Toplam
	IPS		CEREC			
	e.max CAD	GC Initial LiSi	Celtra Duo	Tessera	Amber Mill	
Polisaj	0,24	0,72	0,41	0,64	1,1	0,61
	(0,13 - 1,04)	(0,29 - 2,23)	(0,19 - 2,92)	(0,39 - 1,5)	(0,22 - 2,18)	(0,13 - 2,92)
Glaze	0,19	0,37	0,35	0,42	0,63	0,34
	(0,07 - 0,52)	(0,14 - 0,92)	(0,07 - 1,7)	(0,05 - 2,92)	(0,16 - 1,76)	(0,05 - 2,92)
Toplam	0,23	0,46	0,38	0,45	0,93	0,45
	(0,07 - 1,04)	(0,14 - 2,23)	(0,07 - 2,92)	(0,05 - 2,92)	(0,16 - 2,18)	(0,05 - 2,92)
Ortanca (minimum -maksimum)						

Ortanca (minimum -maksimum)

Tablo 3.33’de test gruplarının refererans alınan ilk ölçümleri (1. ölçüm) ile tekrar parlatma sonrasındaki (3. ölçüm) renk farkları $\Delta E_{00}(1-3)$ materyal ve yüzey bitim şekline göre iki yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.34’de ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları verildi.

Tablo 3.31. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta E_{00}(1-3)$ değerlerinin iki yönlü ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	1,387	0,235
Yüzey Bitim Şekli	0,000	0,996
Materyal*Yüzey Bitim Şekli	2,715	0,607

Q: İki Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi $\Delta E_{00}(1-3)$ ortanca değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,235$). IPS e.max CAD materyalinde ortanca değer 0,42 (0,1 - 0,94) ,GC Initial LiSi materyalinde 0,81 (0,28 - 2,5), Celtra Duo materyalinde 0,39 (0,15 - 2,55), CEREC Tessera materyalinde 0,92 (0,27 - 3,17) ve Amber Mill materyalinde ortanca değer 0,97 (0,16 - 2,35) olarak elde edilmiştir. Yüzey bitim şekli etkisine bakılmaksızın Amber Mill ve CEREC Tessera algılanabilirlik eşik değeri olan $\Delta E_{00}=0,81$ ’den daha yüksek ortanca renk farkı ancak kabul edilebilirlik eşik değerinden ($\Delta E_{00}=1,77$) daha düşük renk farkı değeri göstermiştir (Tablo 3.34).

Yüzey bitim şekli ana etkisi $\Delta E_{00}(1-3)$ ortanca değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,996$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortanca değer 0,68 (0,15 - 2,55) iken glaze yüzey bitim şeklinde ortanca değer 0,69 (0,1 - 3,17) olarak elde edilmiştir. Materyal ve yüzey bitim şekli etkileşimi $\Delta E_{00}(1-3)$ ortanca değerleri üzerinde istatistiksel

olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,607$). Polisaj gruplarındaki GC Initial LiSi ve Amber Mill materyalleri; glaze gruplarında ise CEREC Tessera ve Amber Mill materyalleri algılanabilirlik eşik değerinden daha fazla eşik değerine sahiptir. Ancak referans ölçümler ile kahve termal son parlatma sonrası ölçümlerde hiçbir grupta kabul edilebilirlik eşik değerinin üstünde bir renk farkı meydana gelmemiştir (Tablo 3.34).

Tablo 3.34. Materyal ve yüzey bitim şekline göre DE2000_1-3 değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey Bitim Şekli	Materyal					Toplam
	IPS					
	e.max CAD	GC Initial LiSi	Celtra Duo	CEREC Tessera	Amber Mill	
	0,61	0,96	0,33	0,64	1	0,68
Polisaj	(0,15 - 0,94)	(0,28 - 2,5)	(0,15 - 2,55)	(0,27 - 1,44)	(0,16 - 2,13)	(0,15 - 2,55)
	0,32	0,78	0,46	1,06	0,95	0,69
Glaze	(0,1 - 0,58)	(0,31 - 2,45)	(0,24 - 1,45)	(0,5 - 3,17)	(0,27 - 2,35)	(0,1 - 3,17)
	0,42	0,81	0,39	0,92	0,97	0,68
Toplam	(0,1 - 0,94)	(0,28 - 2,5)	(0,15-2,55)	(0,27 - 3,17)	(0,16 - 2,35)	(0,1 - 3,17)

Ortanca (minimum -maksimum)

Tablo 3.35’de test gruplarının kahve termal siklusu sonrası (2. ölçüm) ile tekrar parlatma sonrasındaki (3. ölçüm) renk farkları $\Delta E_{00}(2-3)$ materyal ve yüzey bitim şekline göre iki yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.36’de ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları verildi.

Tablo 3.35. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta E_{00}(2-3)$ değerlerinin iki yönlü ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	2,635	0,032
Yüzey Bitim Şekli	2,990	0,084
Materyal*Yüzey Bitim Şekli	4,335	0,362

Q: İki Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi $\Delta E_{00}(2-3)$ ortanca değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,032$). IPS e.max CAD materyalinde ortanca değer 0,32 (0,1 - 0,58) ,GC Initial LiSi materyalinde 0,45 (0,23 - 2,36), Celtra Duo materyalinde 0,45 (0,09 - 1,15), CEREC Tessera materyalinde 0,65 (0,07 - 2,36) iken Amber Mill materyalinde ortanca değer 0,64 (0,06 - 1,71) olarak elde edilmiştir. İkili karşılaştırmalara göre IPS e.max CAD materyali ortanca değeri CEREC Tessera ve Amber Mill materyalleri ortanca değerleri ile istatistiksel farklılık göstermektedir.

Yüzey bitim şekli ana etkisi $\Delta E_{00}(2-3)$ ortanca değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,084$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortanca değer 0,43 (0,06 - 1,15) iken glaze yüzey bitim şeklinde ortanca değer 0,52 (0,1 - 2,36) olarak elde edilmiştir. Materyal ve yüzey bitim şekli etkileşimi $\Delta E_{00}(2-3)$ ortanca değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,362$). Yalnızca CEREC Tessera ve Amber Mill materyallerinin glaze alt gruplarında $\Delta E_{00}=0,81$ 'den daha yüksek renk değişimi meydana gelmiştir. Hiçbir grup kabul edilebilirlik renk farkı eşik değerini aşmamıştır (Tablo 3.36).

Tablo 3.36. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta E_{00}(2-3)$ değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey Bitim Şekli	Materyal					Toplam
	IPS					
	e.max CAD	GC Initial LiSi	Celtra Duo	CEREC Tessera	Amber Mill	
	0,33	0,38	0,44	0,47	0,54	0,43
Polisaj	(0,19 - 0,57)	(0,23 - 1,04)	(0,09 - 1,15)	(0,07 - 1,09)	(0,06 - 1,05)	(0,06 - 1,15)
	0,32	0,53	0,45	1,09	1,03	0,52
Glaze	(0,1 - 0,58)	(0,26 - 2,36)	(0,19 - 0,71)	(0,52 - 2,36)	(0,44 - 1,71)	(0,1 - 2,36)
	0,32	0,45	0,45	0,65	0,64	0,48
Toplam	(0,1 - 0,58) ^b	(0,23 - 2,36) ^{ab}	(0,09 - 1,15) ^{ab}	(0,07 - 2,36) ^a	(0,06 - 1,71) ^a	(0,06 - 2,36)

Ortanca (minimum -maksimum);a-b: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur.

4.5. Rölatif Translansensi Parametresi (RTP) Bulguları

Tablo 3.37’de test gruplarının materyal, yüzey bitim şekli ve zamana bağlı rölatif translansensi parametresi (RTP) üç yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.38’de ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları verildi.

Tablo 3.37. Materyal, yüzey bitim şekli ve zamana göre RTP değerlerinin üç yönlü ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	3043,187	<0,001
Yüzey Bitimi Şekli	15,676	<0,001
Zaman	1,174	0,562
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli	140,333	0,001
Materyal*Zaman	3,002	0,941
Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	1,356	0,515
Materyal*Yüzey Bitimi Şekli*Zaman	3,560	0,905

Q: Üç Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi RTP üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). IPS e.max CAD materyalinde ortalama değer $8,93 \pm 0,02$, GC Initial LiSi materyalinde $11,61 \pm 0,15$, Celtra Duo materyalinde $8,47 \pm 0,04$, CEREC Tessera materyalinde $9,23 \pm 0,15$ iken Amber Mill materyalinde ortalama değer $16,47 \pm 0,14$ olarak elde edilmiştir. IPS e.max CAD

materyali ile CEREC Tessera materyalinden elde edilen değerler benzerlik istatistiksel olarak göstermişken diğer materyallerdeki değerler istatistiksel olarak farklılık göstermektedir ($P<0,05$).

Yüzey bitim şekli ana etkisi RTP sonucu üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortalama değer $10,5 \pm 0,29$, glaze yüzey bitim şeklinde ise ortalama değer $11 \pm 0,25$ olarak elde edilmiştir.

Zaman ana etkisi RTP sonuç üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,562$). Birinci ölçümde ortalama değer $10,8 \pm 0,35$, 2.ölçümde ortalama değer $10,7 \pm 0,34$ iken 3.ölçümde ortalama değer $10,7 \pm 0,32$ olarak elde edilmiştir.

Materyal ve yüzey bitim şekli etkileşimi RTP sonuç üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$). En yüksek ortalama RTP değeri $16,93 \pm 0,19$ ile Amber Mill materyalinde polisaj yüzey bitim şeklinde görülmüşken, en düşük değer $8,35 \pm 0,05$ ile Celtra Duo materyalinde glaze yüzey bitim şeklinde elde edilmiştir. Diğer etkileşim grupları RTP değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$).

Tablo 3.38. Materyal, yüzey bitim şekli ve zamana göre RTP değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey		Materyal					Toplam
Bitim Şekli	Zaman	IPS e.max CAD	GC Initial LiSi	Celtra Duo	CEREC Tessera	Amber Mill	
Polisaj	1.ölçüm	$8,88 \pm 0,03$	$11,01 \pm 0,3$	$8,58 \pm 0,06$	$8,44 \pm 0,25$	$17 \pm 0,37$	$10,6 \pm 0,51$
	2.ölçüm	$8,82 \pm 0,04$	$11,05 \pm 0,4$	$8,63 \pm 0,08$	$8,39 \pm 0,26$	$17,07 \pm 0,29$	$10,6 \pm 0,52$
	3.ölçüm	$8,91 \pm 0,02$	$10,96 \pm 0,33$	$8,58 \pm 0,09$	$8,33 \pm 0,27$	$17,15 \pm 0,71$	$10,5 \pm 0,5$
	Toplam	$8,88 \pm 0,02^A$	$11,03 \pm 0,18^C$	$8,6 \pm 0,04^E$	$8,37 \pm 0,14^{EF}$	$16,93 \pm 0,19^I$	$10,5 \pm 0,29$
Glaze	1.ölçüm	$8,98 \pm 0,05$	$12,39 \pm 0,38$	$8,38 \pm 0,08$	$10,06 \pm 0,24$	$16,58 \pm 0,49$	$11,1 \pm 0,46$
	2.ölçüm	$8,99 \pm 0,04$	$12,28 \pm 0,34$	$8,34 \pm 0,1$	$9,95 \pm 0,25$	$15,93 \pm 0,26$	$11 \pm 0,44$
	3.ölçüm	$9,01 \pm 0,07$	$11,97 \pm 0,21$	$8,32 \pm 0,1$	$10,14 \pm 0,10$	$15,73 \pm 0,29$	$10,9 \pm 0,42$
	Toplam	$8,99 \pm 0,03^B$	$12,21 \pm 0,18^D$	$8,35 \pm 0,05^F$	$10,07 \pm 0,13^{HI}$	$16 \pm 0,17^I$	$11 \pm 0,25$
Toplam	1.ölçüm	$8,93 \pm 0,03$	$11,7 \pm 0,29$	$8,48 \pm 0,05$	$9,26 \pm 0,26$	$16,69 \pm 0,27$	$10,8 \pm 0,35$
	2.ölçüm	$8,9 \pm 0,03$	$11,68 \pm 0,27$	$8,49 \pm 0,07$	$9,18 \pm 0,26$	$16,5 \pm 0,23$	$10,7 \pm 0,34$
	3.ölçüm	$8,96 \pm 0,03$	$11,51 \pm 0,23$	$8,45 \pm 0,06$	$9,26 \pm 0,28$	$16,21 \pm 0,23$	$10,7 \pm 0,32$
	Toplam	$8,93 \pm 0,02^a$	$11,61 \pm 0,15^b$	$8,47 \pm 0,04^c$	$9,23 \pm 0,15^a$	$16,47 \pm 0,14^d$	$10,7 \pm 0,19$

Budanmış ortalama $\pm$ Standart Hata; a-d: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur; A-İ: Aynı harfe sahip etkileşim grupları arasında bir fark yoktur.

4.6. Rölafif Tranlusensi Parametresi Farkı (ΔRTP) Bulguları

Tablo 3.39’da test gruplarının referans alınan ilk ölçümleri (1. ölçüm) ile kahve termal siklusu sonrasındaki 2. ölçümleri arasındaki rölafif translusensi farkları $\Delta RTP(1-2)$ iki yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.40’da ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları verildi.

Bu çalışmada translusensi parametresinin %50:50 algılanabilirlik eşik değeri (TPT_{00}) CIEDE2000 için $TPT_{00}=0,62$ birim ve translusensi parametresinin %50:50 kabul edilebilirlik eşik değeri (TAT_{00}) kabul edilebilirlik eşik değeri $TAT_{00}=2,62$ birim olarak kabul edilmiştir (Salas ve ark., 2018).

Tablo 3.39. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta RTP(1-2)$ değerlerinin iki yönlü ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	0,026	0,999
Yüzey Bitim Şekli	0,029	0,865
Materyal*Yüzey Bitim Şekli	0,627	0,960

Q: İki Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi $\Delta RTP(1-2)$ ortanca değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,999$). IPS e.max CAD materyalinde ortanca değer $0,03 \pm (-0,3 - 0,26)$, GC Initial LiSi materyalinde $0,03 (-0,71 - 0,65)$, Celtra Duo materyalinde $0,03 (-0,71 - 0,69)$, CEREC Tessera materyalinde $0,03 (-1,07 - 0,94)$ iken Amber Mill materyalinde ortanca değer $0,17 (-1,25 - 4,39)$ olarak elde edilmiştir. Yüzey bitim şeklinin etkisine bakılmaksızın tüm gruplardaki translusensi parametresi değişimi algılanabilirlik translusensi eşik değeri olan $\Delta RTP=0,62$ değerinden düşüktür (Tablo 3.40).

Yüzey bitim şekli ana etkisi $\Delta RTP(1-2)$ ortanca değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,865$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortanca değer $0,03 (-1,25 - 0,94)$ iken, glaze yüzey bitim şeklinde ortanca değer $0,05 (-1,07 - 4,39)$ olarak elde edilmiştir. Materyal ve yüzey bitim şekli etkileşimi $\Delta RTP(1-2)$ ortanca değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,960$). Bütün gruplardaki translusensi parametresi değişimi algılanabilirlik translusensi eşik değeri olan $\Delta RTP=0,62$ değerinden düşüktür (Tablo 3.40).

Tablo 3.40. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta RTP(1-2)$ değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey Bitim Şekli	Materyal					Toplam
	IPS					
	e.max CAD	GC Initial LiSi	Celtra Duo	CEREC Tessera	Amber Mill	
	0,06	-0,09	0,03	-0,03	0,17	0,03
Polisaj	(-0,1 - 0,26)	(-0,57 - 0,42)	(-0,72 - 0,2)	(-0,69 - 0,94)	(-1,25 - 0,48)	(-1,25 - 0,94)
	-0,01	0,1	0,03	0,05	0,18	0,05
Glaze	(-0,3 - 0,17)	(-0,71 - 0,65)	(-0,25 - 0,69)	(-1,07 - 0,93)	(-0,8 - 4,39)	(-1,07 - 4,39)
	0,03	0,03	0,03	0,03	0,17	0,04
Toplam	(-0,3 - 0,26)	(-0,71 - 0,65)	(-0,72 - 0,69)	(-1,07 - 0,94)	(-1,25 - 4,39)	(-1,25 - 4,39)

Ortanca (minimum -maksimum)

Tablo 3.41’de test gruplarının referans alınan ilk ölçümleri (1. ölçüm) ile tekrar parlatma sonrasındaki (3. ölçüm) rölatif translusensi farkları $\Delta RTP(1-3)$ iki yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.42’de ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları verildi.

Tablo 3.41. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta RTP(1-3)$ değerlerinin iki yönlü ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	0,280	0,891
Yüzey Bitim Şekli	0,172	0,678
Materyal*Yüzey Bitim Şekli	0,165	0,997

Q: İki Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi $\Delta RTP(1-3)$ ortanca değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,891$). IPS e.max CAD materyalinde ortanca değer -0,05 (-0,42 - 0,28), GC Initial LiSi materyalinde 0,1 (-0,32 - 1,92), Celtra Duo materyalinde 0,03 (-0,35 - 0,64), CEREC Tessera materyalinde 0,09 (-1,28 - 1,18) ve Amber Mill materyalinde ortanca değer 0,37 (-3,92 - 3,52) olarak elde edilmiştir. Yüzey bitim şeklinin etkisine bakılmaksızın tüm gruplardaki translusensi parametresi değişimi algılanabilirlik translusensi eşik değeri olan $\Delta RTP=0,62$ değerinden düşüktür (Tablo 3.42).

Yüzey bitim şekli ana etkisi $\Delta RTP(1-3)$ ortanca değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,678$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortanca değer 0,04 (-3,92 - 1,71) elde edilirken glaze yüzey bitim şeklinde ise ortanca değer 0,14 (-1,28 - 3,52) olarak elde edilmiştir. Materyal ve yüzey bitim şekli etkileşimi $\Delta RTP(1-3)$ ortanca değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0,997$). Tüm gruplardaki translusensi

parametresi değişimi algılanabilirlik translusensi eşik değeri olan $\Delta RTP=0,62$ değerinden düşüktür (Tablo 3.42).

Tablo 3.42. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta RTP(1-3)$ değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey Bitim Şekli	Materyal					Toplam
	IPS	GC Initial	CEREC			
	e.max CAD	LiSi	Celtra Duo	Tessera	Amber Mill	
	-0,08	0,06	0,02	-0,03	0,2	0,04
Polisaj	(-0,18 - 0,13)	(-0,32 - 0,44)	(-0,16 - 0,14)	(-0,6 - 1,18)	(-3,92 - 1,71)	(-3,92 - 1,71)
	-0,03	0,2	0,03	0,14	0,45	0,14
Glaze	(-0,42 - 0,28)	(-0,19 - 1,92)	(-0,35 - 0,64)	(-1,28 - 0,73)	(-0,1 - 3,52)	(-1,28 - 3,52)
	-0,05	0,1	0,03	0,09	0,37	0,06
Toplam	(-0,42 - 0,28)	(-0,32 - 1,92)	(-0,35 - 0,64)	(-1,28 - 1,18)	(-3,92 - 3,52)	(-3,92 - 3,52)

Ortanca (minimum -maksimum)

Tablo 3.43’de test gruplarının referans alınan ilk ölçümleri (2. ölçüm) ile tekrar parlatma sonrasındaki (3. ölçüm) rölatif translusensi farkları $\Delta RTP(2-3)$ iki yönlü Robust ANOVA sonuçları, Tablo 3.44’de ise grupların tanımlayıcı istatistikleri ile ikili karşılaştırmaları verildi.

Tablo 3.43. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta RTP(2-3)$ değerlerinin iki yönlü ANOVA testi sonuçları

	Q	P
Materyal	0,175	0,951
Yüzey Bitim Şekli	0,020	0,889
Materyal*Yüzey Bitim Şekli	0,586	0,965

Q: İki Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği

Materyal ana etkisi $\Delta RTP(2-3)$ ortanca değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,951$). IPS e.max CAD materyalinde ortanca değer 0 (-0,46 - 0,32), GC Initial LiSi materyalinde 0,03 (-0,49 - 1,79), Celtra Duo materyalinde -0,01 (-0,14 - 0,86), CEREC Tessera materyalinde 0 (-1,19 - 0,54) ve Amber Mill materyalinde ortanca değer 0,33 (-4,34 - 1,32) olarak elde edilmiştir. Yüzey bitim şeklinin etkisine bakılmaksızın tüm gruplardaki translusensi parametresi değişimi algılanabilirlik translusensi eşik değeri olan $\Delta RTP=0,62$ değerinden düşüktür (Tablo 3.44).

Yüzey bitim şekli ana etkisi $\Delta RTP(2-3)$ ortanca değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,889$). Polisaj yüzey bitimi şeklinde ortanca değer 0,01 (-4,34 -

1,32); glaze yüzey bitim şeklinde ortalanca değer 0,02 (-1,19 - 1,79) olarak elde edilmiştir. Materyal ve yüzey bitim şekli etkileşimi $\Delta RTP(2-3)$ ortalanca değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P=0,965$). Tüm gruplardaki translusensi parametresi değişimi algılanabilirlik translusensi eşik değeri olan $\Delta RTP=0,62$ değerinden düşüktür (Tablo 3.44).

Tablo 3.44. Materyal ve yüzey bitim şekline göre $\Delta RTP(2-3)$ değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırılması

Yüzey Bitim Şekli	Materyal					Toplam
	IPS e.max CAD	GC Initial LiSi	Celtra Duo	CEREC Tessera	Amber Mill	
	-0,1 (-0,29 - 0,08)	0,03 (-0,19 - 0,48)	-0,04 (-0,14 - 0,86)	0,04 (-0,32 - 0,54)	0,36 (-4,34 - 1,32)	0,01 (-4,34 - 1,32)
Polisaj	0,02 (-0,46 - 0,32)	0,17 (-0,49 - 1,79)	-0,01 (-0,13 - 0,3)	-0,04 (-1,19 - 0,31)	0,33 (-0,86 - 1,06)	0,02 (-1,19 - 1,79)
Glaze	0 (-0,46 - 0,32)	0,03 (-0,49 - 1,79)	-0,01 (-0,14 - 0,86)	0 (-1,19 - 0,54)	0,33 (-4,34 - 1,32)	0,01 (-4,34 - 1,79)
Toplam						

Ortanca (minimum -maksimum)

5. TARTIŞMA

Bu in vitro çalışmada; iki farklı yüzey bitimine (polisaj ve glaze) beş farklı CAD-CAM cam seramik materyalinin (IPS e.max CAD, GC Initial LiSi, Celtra Duo, CEREC Tessera, Amber Mill) renk koordinatları ile renk ve translusensi stabilitesine kahve termal siklusunun ve renklenme sonrası tekrar parlatmanın etkileri incelendi. Renk farkı ve translusensi parametrelerindeki değişimler CIEDE2000 formülü ile hesaplandı. Çalışmanın bulgularına göre; CIE L*, a*, b*, C*, h° parametrelerinin materyal, yüzey bitim şekli (polisaj ve glaze) ve uygulanan koşullara bağlı zaman faktörlerinden (kahve termal siklusu ve tekrar parlatma) farklı oranlarda istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilendiği belirlendi. Bu doğrultuda, elde edilen bulgulara göre; bu çalışmanın ilk sıfır hipotezi; malzeme tipi, yüzey bitim şekli ve zaman koşullarının monolitik CAD-CAM lityum disilikat cam seramiklerin renk koordinatlarını (CIE L*, a*, b*, C*, h°) etkilemeyeceği hipotezi reddedildi. Renk değişimi (stabilitesi) sadece materyal değişkeninde anlamlı farklılık gösterdi. Bu nedenle ikinci sıfır hipotez; malzeme tipinin, yüzey bitim şeklinin ve zaman koşullarının monolitik CAD-CAM lityum disilikat cam-seramiklerin renk stabilitesini etkilemeyeceği hipotezi kısmen reddedildi.

Rölatif translusensi parametresi (RTP) materyal, zaman ve materyal ile yüzey bitim şekli etkileşiminden önemli derecede etkilendi. Bu doğrultuda üçüncü sıfır hipotezi; malzeme tipinin, yüzey bitim şeklinin ve zaman koşullarının monolitik CAD-CAM lityum disilikat cam-seramiklerin relatif translusensi parametresi üzerinde bir etkisi olmayacağı hipotezi kısmen reddedildi. Bu çalışmada incelenen translusensi stabilitesi (Δ RTP) parametresi ise malzeme tipinin, yüzey bitim şekli ve zaman koşullarından istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilendi. Bu nedenle çalışmanın dördüncü sıfır hipotezi; materyal tipi, yüzey bitim şekli ve zaman koşulları monolitik CAD-CAM lityum disilikat cam-seramiklerin translusensi stabilitesine etkisi olmayacağı hipotezi ise kabul edildi.

Cam seramikler, doğal dişlerin parlaklığını ve şeffaflığını tam olarak simüle ederek gerçekçi diş floresansını ve renk stabilitesini sunar. Makhija ve ark. (2016), diş hekimlerinin anterior ve posterior kronlar için materyal tercihlerini incelemiştir. Diş hekimlerinin %55'i cam seramikleri anterior restorasyonlarda tercih ederken, %20'si posterior restorasyonlar için tercih etmiştir. Bu, cam seramiklerin estetik özelliklerinin klinik uygulamada geniş ölçüde kabul gördüğünü göstermektedir. Cam seramik restorasyonların marjinal kenarlarının tam ve

hassas uyumu, ikincil çürükleri önleyebilirken doğal bir estetik etki sağlar (Liu ve ark., 2024).

Lityum disilikat cam seramik, geleneksel silikat seramiklere kıyasla sıra dışı estetiği ve üstün fiziksel özellikleri nedeniyle ilgi çekmiştir (Lim ve ark., 2020). Bu seramiklere iyi bir örnek, 2006 yılından beri piyasada bulunan IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) cam seramiğidir (Marchesi ve ark., 2021). Ancak, lityum disilikat ile benzerlik ve farklılık gösteren yeni malzemeler sıklıkla piyasaya sürülmektedir (Gürdal ve ark., 2018). Bu malzemelerden biri de, cam matriksinde %10 ağırlıkta çözünmüş zirkonyum dioksit içermesi nedeniyle lityum disilikat ve zirkonyanın avantajlarını birleştiren benzersiz bir malzeme olarak lanse edilen zirkonyum takviyeli lityum silikat-disilikat cam seramiği (Vita Suprinity, Vita Zahnfabrick ve Celtra Duo, Dentsply Sirona) olmuştur (Günel ve Ulusoy, 2018; Kurt ve ark., 2020). Son zamanlarda ise nano-lityum disilikat cam seramiği (Amber Mill, Hass, Gangneung, Kore) adı verilen yeni bir lityum disilikat pazara sunulmuştur (Lubauer ve ark., 2022; Marchesi ve ark., 2021). Nano-lityum disilikat cam seramiği, kristalizasyon sürecine bağlı olarak geçirgenliği ayarlanabildiği için halihazırda bulunan lityum disilikat seramiklerden farklılık göstermektedir (Jurado ve ark., 2022). 2021 yılında lityum disilikat esaslı tam kristalize bir blok olan GC Initial LiSi (GC Corp., Tokyo, Japonya) da piyasaya sürülmüştür. Bu materyalin de endikasyon aralığı diğer lityum disilikat esaslı materyallerle benzerdir (Al-Johani, 2024).

Lityum disilikat seramik restorasyonlarının yüksek başarı oranı, birçok uzun vadeli çalışma tarafından rapor edilmiştir (Garling ve ark., 2019; Kern ve ark., 2012; Malament ve ark., 2019; Sailer ve ark., 2022; van den Breemer ve ark., 2017; Wolfart ve ark., 2009). Son zamanlarda zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat/lityum disilikat ve alümina lityum disilikat malzemelerinin bulunabilir hale gelmesine rağmen klinik dayanıklılık açısından uzun vadeli sistemli verilerin eksikliği mevcuttur (Al-Johani, 2024). Fırınlanmamış tamamen kristalleşmiş zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat/lityum disilikat kronların (Celtra Duo, Dentsply Sirona, Salzburg, Avusturya), klinik fonksiyon sonrası bir yıl sonra yüksek kırılma oranları (26%) ortaya çıkmıştır (Christensen, 2018), aynı materyale glaze fırınlanması yapılan kronlar ise 3 yıl sonra yüksek bir başarı oranı (98%) göstermiştir (Zimmermann ve ark., 2017). Bununla birlikte, başka bir çalışmada, glaze yapılmamış ve yapılmış zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat/lityum disilikat malzemelerinde benzer başarısızlık oranları bildirilmiştir (Rinke ve ark., 2020). Ayrıca, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat/lityum

disilikat parsiyel kronların (VITA Suprinity, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) 5 yıllık prospektif klinik çalışması, %80 başarı oranı ve %91 sağkalım oranı göstermiştir (Rinke ve ark., 2022). Genel olarak, ilk 3 yıl içinde koltuk başında üretilen zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat kronlarının başarısızlık oranları, benzer klinik sürelerle sahip lityum disilikat malzemeleriyle karşılaştırılabilir (Ferrari ve ark., 2019).

Alümina lityum disilikat restorasyonlarının dayanıklılığına yönelik sınırlı sayıda in vitro çalışma yapılmıştır. Bir klinik çalışma, CEREC Tessera'dan (Dentsply Sirona, Salzburg, Avusturya) yapılan restorasyonların bir yıllık klinik performansını takip etmiş ve %100 başarı oranı bildirmiştir (Hölken ve Dietrich, 2022). Diğer yandan, başka bir çalışmada, N!ce'den (Straumann, Basel İsviçre) imal edilen implant destekli monolitik kronların klinik sağ kalımı 33 ay sonra izlenmiş ve %80,2 başarı oranı bildirilmiştir (Bompolaki ve ark., 2022).

Bir restorasyonun başarısı, materyalin mekanik ve optik özelliklerine bağlıdır (Vichi ve ark., 2014). İdeal bir restoratif malzeme, oklüzal kuvvetlere dayanmalı ve aynı zamanda doğal dişlerin optik özellikleriyle uyumlu olmalıdır (Della Bona ve ark., 2014). Estetik sonuçlar açısından, translusensi önemli bir bileşendir (Wang ve ark., 2013). Restorasyonun renk stabilitesi de uzun ömürlülüğü için kritiktir (Acar ve ark., 2016; Alp ve ark., 2018) ve yaşlanma optik özellikleri etkileyebilir (Arif ve ark., 2019; Karaokutan ve ark., 2015). Lityum disilikat esaslı seramiklerin termal yaşlanma sonrası optik özelliklerine odaklanan çalışmalar mevcuttur (Acar ve ark., 2016; G. Alp ve ark., 2018; Arif ve ark., 2019; Demirel ve ark., 2023; Donmez ve ark., 2022; Gürdal ve ark., 2018). Ancak, farklı lityum disilikat cam seramikler arasındaki kimyasal farklar göz önüne alındığında, klinisyenler bu malzemeler arasındaki performans farklılıklarını rapor eden çalışmalardan faydalanacaktır. Yapılan literatür incelemesinde IPS e.max CAD, GC Initial LiSi, Celtra Duo, CEREC Tessera ve Amber Mill materyallerinin bir arada kullanılarak farklı yüzey bitim şekillerine göre optik özelliklerinin incelendiği bir çalışmaya rastlanılamamıştır. Bu nedenle, bu çalışma beş farklı kimyasal kompozisyona sahip lityum disilikat esaslı CAD-CAM cam seramik materyalin optik özellikleri, renk stabilitesi ve translusensi özelliği incelemiştir.

Dental seramiklerin optik özelliklerinin incelendiği in vitro çalışmalarda örneklerin standart kalınlıkta olması ve renk ölçümlerinin kolaylaştırılması için örneklerin su soğutması altında elmas separe ile kesilmesi sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir (Ilie ve Stawarczyk, 2014; Kim ve Kim, 2014; Lu ve ark., 2023; Niu ve ark., 2013; Subaşı ve ark., 2018; Vichi ve

ark., 2014; Yuan ve ark., 2018). Seramik örnek yüzeylerinin uygulanacak testler öncesi yüzey standardizasyonunun sağlanması için çalışmalarda örnekler silikon karbit aşındırıcı kağıtlarla su soğutması altında zımparalanmaktadır (Al-Johani ve ark., 2024; Alencar-Silva ve ark., 2019). Bu çalışmada da örnekler elmas separe ile su soğutması altında kesilerek hazırlanmış ve yüzey standardizasyonu için zımparalanmıştır.

Ağız ortamındaki protetik restorasyonların taklit edilebilmesi için seramik materyaller kron veya köprü şeklinde hazırlanabilir. Ancak özellikle renk çalışmalarında boyutların tekrar edilebilen sabit bir kalınlıkta olması beklenmektedir. Bu nedenle geometrik şekillerde hazırlanan seramik örneklerde düz yüzey ve örneğin her yerinde sabit bir kalınlık elde edilebilmektedir. Geometrik şekilde hazırlanan örneklerin avantajı, kron veya köprü şeklinin kullanılmaması ağız içini tam olarak yansıtamasa da boyutların kontrol altında tutulabilmesidir (Studart ve ark., 2007). Birçok in vitro çalışmada da örneklerin geometrik şekillerde hazırlandığı görülmektedir (Brescansin ve ark., 2021; Cakmak ve ark., 2021; Dede ve ark., 2017; Tuncdemir ve Aykent, 2012; Vasiliu ve ark., 2020; Yılmaz Savaş, 2022). Bu nedenlerle bu çalışmada örnekler geometrik şekilde üretilerek kalınlık ve yüzeyler standardize edilmiştir.

Rosenstiel ve ark. (2001) ideal estetik sonuçların elde edilmesi için tam seramik restorasyonlar için ideal preperasyon miktarının 1,5 mm olması gerektiğini belirtmişlerdir. Literatürde seramik restorasyonların renginin incelendiği birçok çalışmada da seramik kalınlıklarının 1,5 mm olarak hazırlandığı görülmektedir (Alp ve ark., 2018; Basso ve ark., 2017; Brescansin ve ark., 2021; Cakmak ve ark., 2021; Donmez ve ark., 2022; Iravani ve ark., 2020; Vasiliu ve ark., 2020; Yılmaz Savaş ve Aykent, 2021). Literatür ile uyumlu olarak bu çalışmada da seramik örneklerin hepsi $1,5 \pm 0,01$ mm olarak hazırlanmıştır.

Çalışmalarda sıklıkla test edilen seramiklerin tonu “A2” olarak seçilmektedir çünkü belirli popülasyonlarda yaygın olan tonlardan biri olduğu bildirilmiştir (Smith ve Wilson, 1998; Vadavadagi ve ark., 2016). Aboushelib ve ark. (2010), yaptıkları bir çalışmada “A” renk tonunu seçme nedeni olarak, arka plan rengine daha duyarlı olmasını ve alt yapı ile kontrast oluşturmasını göstermişlerdir. Dental seramiklerin optik özelliklerinin araştırıldığı birçok çalışmada da “A2” renk tonunun kullanıldığı tespit edilmiştir (Alencar-Silva ve ark., 2019; Cakmak ve ark., 2021; Donmez ve ark., 2022; Fouda ve ark., 2023; Freitas ve ark., 2023; Kanat-Ertürk, 2020; Pires ve ark., 2017). Bu çalışmada da kullanılan tüm CAD-CAM cam seramik bloklar “A2” renk tonunda seçilmiştir.

Dental materyallerin renk çalışmalarında sıklıkla HT (High Translucency - Yüksek Translucens) bloklar tercih edilmektedir. HT bloklar, doğal dişlerin estetik özelliklerine daha yakın olan yüksek ışık geçirgenliği sunar. Bu, restorasyonların doğal dişlere daha iyi uyum sağlamasını ve daha estetik görünmesini sağlar (Powers ve Paravina, 2004; Yu ve Lee, 2008). Çünkü yüksek geçirgenlik, ışığın restorasyon boyunca daha doğal bir şekilde yayılmasına olanak tanır. Bu, restorasyonların çevreleyen doğal dişlerle renk uyumu sağlamasına yardımcı olur ve restorasyonların görünürlüğünü azaltır (Powers ve Paravina, 2004; Yu ve Lee, 2008). HT bloklar, estetik restorasyonlarda yaygın olarak kullanıldıkları için renk çalışmalarında genellikle bu bloklar tercih edilmektedir. Bu, çalışmaların klinik uygulamalar açısından daha anlamlı ve uygulanabilir sonuçlar üretmesini sağlar (Giordano, 2006). Yüksek geçirgenlik, malzemelerin optik özelliklerinin (örneğin, ışık geçirgenliği, renk değişimi, vb.) daha detaylı incelenmesine olanak tanır. Bu, araştırmacıların malzemelerin optik davranışlarını ve estetik performanslarını daha kapsamlı bir şekilde değerlendirmelerine yardımcı olur (Baldissara ve ark., 2010). Bu bilgiler ışığında bu çalışmada da tüm test edilen CAD-CAM bloklar HT özellikte seçilmiştir.

Estetik diş hekimliğinde doğru ve tutarlı renk değerlendirmesi, istenilen sonuca ulaşmak için kritik önem taşır. Renk skalaları ve fotografik yöntemler gibi subjektif yöntemler, öngörülemeyen sonuçlara yol açabilir. Bu nedenle, spektrofotometre ve kolorimetre gibi objektif elektronik renk ölçüm cihazları tercih edilir (Johnston ve Kao, 1989; Lim ve ark., 2010). Bu cihazlar, CIE L*a*b* renk sistemini kullanarak tutarlı ve güvenilir renk değerleri sağlar (Della Bona ve ark., 2015). Bu çalışmada da dental seramiklerin optik özelliklerini incelemek için CIE L*, a*, b*, C* ve h° değerleri dental spektrofotometre ile ölçülmüştür.

Gri, beyaz ve siyah renkler, diğer renklerin aksine kendi renk değerlerine sahip değildir ve nötr olarak kabul edilir. Renk seçimi yaparken siyah veya mavi arka plan yerine gri arka plan kullanımı daha uygundur. Bu nedenle, fotoğrafçılık endüstrisinde standart olarak %18 veya daha açık gri kartlar önerilir (Fondriest, 2003). Birçok araştırmada da renk ölçümleri sırasında nötr gri arka plan kullanılmıştır (Ebeid ve ark., 2014; Luo ve Zhang, 2010; Nogueira ve Della Bona, 2013; Sinmazisik ve ark., 2014; Subaşı ve ark., 2018; Turgut ve ark., 2014; Yılmaz Savaş ve Aykent, 2021). Bu çalışmada da grupların kendi içinde uygulanan farklı koşullar sonrasında ve gruplar arasındaki renk farkı (ΔE_{00}) hesaplamaları için nötr gri arka plan (%18 yansıtıcı gri kart) tercih edilmiştir.

Kahve termal siklusu, dental araştırmalarda dinamik sıcaklık dalgalanmalarına ve kahve gibi içeceklerin kromojenik özelliklerine maruz kaldığında dental materyallerin renk stabilitesini ve optik değişikliklerini değerlendirmek için kullanılır. Bu yöntem, restorasyonların sıcak ve soğuk içeceklerle maruz kaldığı gerçek yaşam koşullarını simüle ederek materyallerin renk değişimlerini, translusensi değişikliklerini ve yüzey özelliklerini değerlendirdiği için çok önemlidir (Cakmak ve ark., 2023; Diken Turksayar ve ark., 2023; Tasin ve Ismatullaev, 2024). alışmalar, kahvenin ısıl döngüsünün L^* ve RTP değerlerinde önemli düşüşlere yol açarken a^* ve b^* değerlerini artırarak materyallerin rengini ve translusens özelliğini etkilediğini göstermiştir (Demirel ve ark., 2023). Araştırmacılar, materyalleri kahve termal siklusuna tabi tutarak, materyallerin renk stabilitesini, optik parametrelerini ve renk bozulmasına yatkınlığını değerlendirebilir ve dental restoratif materyal seçimi ve klinik uygulamalar için değerli bilgiler sağlayabilir (Diken Turksayar ve ark., 2023). Bu nedenlerle kahve termal siklusu, bu çalışmada farklı tipteki lityum disilikat esaslı cam seramik materyallerin renk parametreleri ile renk ve translusensi stabilitesini değerlendirmek için tercih edilmiştir.

Birçok çalışmada diş materyallerinin renk değişimini değerlendirmek için CIE $L^*a^*b^*$ formülü kullanılmıştır (Anazi ve Sultan, 2023; Gawriolek ve ark., 2012; Luo ve Zhang, 2010). Ancak, bu formülün bazı eksiklikleri olduğu bilinmektedir (Ghinea ve ark., 2010). Bu nedenle, 2001 yılında CIEDE2000 formülü geliştirilmiştir (Luo ve ark., 2001). CIEDE2000 formülü, CIE $L^*a^*b^*$ formülüne göre daha güncel ve renk değişimini daha doğru bir şekilde değerlendirmektedir. Bu nedenle, birçok araştırmacı CIEDE2000 formülünün kullanılmasını önermektedir (Ghinea ve ark., 2010; Gomez-Polo ve ark., 2016; Johnston, 2009; Paravina ve ark., 2015; Subaşı ve ark., 2018; Wee ve ark., 2007). Yapılan bir çalışmada, CIEDE2000 formülünün dental materyallerdeki renk değişimlerini değerlendirmede CIE $L^*a^*b^*$ formülüne kıyasla daha uyumlu olduğu belirtilmiştir (Ghinea ve ark., 2010). Bu bulgu, CIEDE2000 formülünün insan gözünün algıladığı renk değişimlerini daha iyi yansıttığını da desteklemektedir. Gomez-Polo ve ark. (2016) tarafından yapılan bir başka çalışmada da bu durum doğrulanarak CIEDE2000 formülünün insan gözüyle algılanan renk farklılıklarını CIE $L^*a^*b^*$ formülünden daha iyi yansıttığı gösterilmiştir. Bu çalışmada da renk farkı hesaplamaları için CIEDE2000 formülü kullanılmıştır.

Eşik değerler, doğal dişler ve dental restorasyon arasındaki renk farklılıklarının kabul edilebilirliği açısından klinik ve dental laboratuvar sonuçlarının yorumlanmasında kullanılmalıdır. Birçok endüstri, endüstri renk toleransları oluşturmuştur (tekstil, otomobil endüstrisi, para basımı) ve diş hekimliği için bu toleransları oluşturmaya yönelik artan bir ilgi vardır. Diş hekimliğinde renk ve renk farklılıklarını ölçen teknolojinin pratik uygulaması, renk farkı formüllerinin görsel renk farkının nicel bir temsilini sağlamasını gerektirir (Mdel ve ark., 2011). Ghinea ve ark. (2010) algılanabilirlik eşik renk farkı değerini $\Delta E_{00}=1,30$; kabul edilebilirlik eşik değerini ise $\Delta E_{00}=2,25$ olarak rapor etmişlerdir. Paravina ve ark. (2015) ise renk değişim çalışmalarında algılanabilirlik renk değişim eşik değerini $\Delta E_{00}=0,81$; kabul edilebilirlik renk değişim eşik değerini $\Delta E_{00}=1,77$ olarak belirlemiştir. CIEDE2000 formülünü kullanan çalışmalarda da bu renk değişim değerleri referans alınmıştır (G. Alp ve ark., 2018; Cakmak ve ark., 2023). Bu çalışmada da ISO/TR 28642: 2016 standardında kabul edilen algılanabilir renk değişim değeri $\Delta E_{00} < 0,81$, kabul edilebilirlik renk değişim değeri $\Delta E_{00} < 1,77$ olarak kullanılmıştır (Paravina ve ark., 2019).

Diş hekimliğinde dişlerin ışık geçirgenliğini ölçmek kullanılan translusens parametresi (TP) veya kontrast oranı hesaplamaları için siyah ve beyaz arka planlar yaygın olarak kullanılır (Arif ve ark., 2019; Cakmak ve ark., 2021; Dos Santos ve ark., 2017; Fouada ve ark., 2023; Subaşı ve ark., 2018). Birçok çalışmada da dişlerin translüsensi değerini belirlemek için siyah ve beyaz arka planlarda yapılan ölçümler arasındaki renk farkı değerlendirilmiştir (G. Alp ve ark., 2018; Cakmak ve ark., 2021; Subaşı ve ark., 2018). Bu çalışmada da rölatif translusensi parametresi (RTP), örneklerin siyah ve beyaz zeminlerdeki CIE L*a*b ölçümleri kaydedilerek CIEDE2000 renk farkı formülü ile hesaplanmıştır.

Rölatif (bağıl) translüsensi parametresi (RTP), bir malzemenin, incelenen kalınlık miktarı için iki akromatik arka plan arasındaki aşırı farkı maskeleyen yeteneğini tanımlar (Kurklu ve ark., 2013). Bu çalışmada CIEDE2000 renk farkı formülü, RTP parametresini hesaplamak için kullanılmıştır. RTP değerlerinin bu çalışmada kullanılan siyah ve beyaz zeminler için belirlenmesi ve ideal siyah zemin ($L^*=0$) ve ideal beyaz ($L^*=100$) zemin için hesaplanamaması nedeniyle, elde edilen RTP değerleri kullanılan zeminlere göre görecelidir. Arka planların yansıma değerleri, hesaplanan veya gözlemlenen renkleri etkileyecektir; çünkü arka planın rengi ve translusent materyal ile arka plan arasındaki optik süreklilik, translusent malzemenin o arka plandaki rengini etkiler (Miyagawa ve ark., 1981; Yu ve Lee, 2013). Literatürde birçok benzer çalışmada da translüsensi ölçümü RTP kullanılarak

gerçekleştirilmiştir (G. Alp ve ark., 2018; Cakmak ve ark., 2023; Cakmak ve ark., 2021; Demirel ve ark., 2023; Donmez ve ark., 2022; Kurklu ve ark., 2013; Subaşı ve ark., 2018).

Lityum disilikat seramikler üzerinde yapılan intraoral uyumlamalardan sonra klinik olarak kabul edilebilir bir yüzey düzgünlüğü elde etmek için yeterli intraoral bitirme ve parlatma rejimlerinin uygulanması gereklidir (Bollen ve ark., 1996; Jones ve ark., 2004). Bitirme ve parlatma işlemi laboratuvar veya koltuk başı yapılabilmekte olup, etkinliği, zımpara tanecik boyutu, sertlik ve şekil, uygulanan hız ve basınç, ve lityum disilikatların sertliği ve mikroyapısı gibi çeşitli parametrelere bağlıdır. Lityum disilikat cam seramiklerin glaze işlemi, düşük ısı cam seramiği uygulanarak ve daha düşük sıcaklıklarda (~700°C) pişirilerek veya otoglaze (kendi kendine glaze-self-glazing) yoluyla gerçekleştirilebilir. Otoglaze işleminde lityum disilikat cam seramikler maksimum sıcaklıkta (~940°C) ısıtılarak yüzeyde dolgun cam bir tabaka oluşturulur (Aksoy ve ark., 2006). Glaze pastaları, toz-likit karışımları veya spreyler genellikle glaze işleminde kullanılır. Materyaller lityum disilikat cam seramik restorasyonlarının kristalizasyon işleminden önce uygulanır ve eş zamanlı glaze ve kristalizasyon işlemini kolaylaştırmak için farklı kimyasal bileşimler içerir, bazılarında pigmentler veya floresan ajanlar eklenmiştir (Kurt ve ark., 2020). Lityum disilikat cam seramiklerde pişirme ve soğutma protokolleri aynı zamanda optik ve mekanik performanslarında önemli bir rol oynar, çünkü sıcaklık miktarlarını değiştirmek, lityum disilikat yapılarının yüzeyi ve içinde kalıntı gerilmelerin oluşmasına neden olur (Kumchai ve ark., 2018).

Üretim ve klinik yönler, lityum disilikat cam-seramik restorasyonlarda çatlakların başlamasına ve yayılmasına neden olabilir (Aurélio ve ark., 2017). Kristalizasyondan sonra, pürüzsüz bir dış yüzey sağlamak, rengi ayarlamak ve estetiği iyileştirmek için restorasyonlara genellikle düşük füzyonlu bir cam tabakası (glaze) uygulanır (Boaventura ve ark., 2013; Mores ve ark., 2017). Ayrıca, glaze işlemi mikro çatlakları veya gözenekli yüzeyi kapatabilir ve cam seramiğin mekanik performansını artırabilir (Boaventura ve ark., 2013; Mohammadibassir ve ark., 2019; Mores ve ark., 2017).

Klinik uygulamada, seramik restorasyonlar genellikle yeniden şekillendirme ve ayarlamalar gerektirir (Ludovichetti ve ark., 2019; Mores ve ark., 2017). Bu prosedürler tipik olarak elmas döner aletler kullanılarak gerçekleştirilir, bu da daha pürüzlü bir yüzeye sonuçlanır, optik özellikleri (yansıtma) ve genel estetiği azaltır ve kırılma dayanımını azaltabilecek yüzey kusurlarını artırır (Boaventura ve ark., 2013; Ludovichetti ve ark., 2019;

Mores ve ark., 2017). Yakın zamanda yayınlanan bir çalışmada, yorulma direnci ve başarısızlık tipine bağlı olarak lityum disilikat restorasyonların hayatta kalma ve başarı oranları üzerinde yüzey işlemlerinin (mekanik polisaj, glaze ve aşındırma) etkisi değerlendirilmiştir (da Rocha ve ark., 2023). Araştırmacılar, yüzey işlemlerinin lityum disilikatın başarısı üzerinde bir etkisi olmamasına rağmen, parlatma işlemi sağ kalım üzerinde olumlu bir etki gösterdiğini rapor etmişlerdir. Restorasyonların yapısal dayanıklılığı üzerinde ise yüzey işlemlerinin etkisi olmadığı sonucuna ulaşmışlardır.

Al-Johani ve ark. (2024) çalışması, farklı fırınlama protokollerinin CAD-CAM lityum disilikat esaslı cam seramiklerin yüzey, optik ve mekanik özellikleri üzerindeki etkilerini karşılaştırmıştır. Çalışmalarında, farklı fırınlama ve glaze işlemleri uygulanmıştır. Bulgular, glaze işleminin seramiklerin bükülme dayanımını azalttığını ancak yüzey pürüzlülüğünü iyileştirdiğini göstermektedir. Glaze işlemi ayrıca, ışıkla polimerize edilen rezin simanların polimerizasyon sürelerini etkileyen ısınım iletimini de azaltmaktadır. Özellikle CEREC Tessera materyali, virjilit kristallerinin varlığı nedeniyle daha fazla ışık Emilimi ve daha uzun polimerizasyon süreleri gerektirmektedir. Çalışmada, fırınlama işleminin seramiklerin ışıldamasını artırdığı ve yüzey pürüzlülüğünün bakteri retansiyonu ve antagonistik aşınma ile ilişkili olduğu belirtilmiştir. Sonuç olarak, lityum disilikat seramiklerin ışıkla polimerize edilen rezin simanlarla simante edilmesi sırasında uzun polimerizasyon süreleri önerilmektedir (Shen ve ark., 2021).

Lu ve ark. (2023) yaptıkları bir çalışmada alümina lityum disilikat (CEREC Tessera) ve lityum disilikat (IPS e.max CAD) cam seramiklerde yüzey pürüzlülüğü ve bükülme dayanımları üzerinde glaze ve fırınlama işlemlerinin etkisini incelemişlerdir. Araştırmacılar, direk kristalizasyon, kristalizasyon ve glaze işleminin aynı anda yapılması ve kristalizasyon sonrası glaze işlemlerini kıyaslamışlardır. Araştırmacılar iki aşamalı kristalleştirme ve glaze uygulamasının CEREC Tessera'nın dayanıklılığını arttırdığını ve glaze tekniği ve fırınlama protokolleri iki lityum disilikat esaslı seramiği farklı şekilde etkilediğini rapor etmişlerdir. CEREC Tessera için iki aşamalı bir yaklaşım önerilirken, IPS e.max CAD için glaze uygulamasının opsiyonel olduğunu ve gerekli durumlarda ise tek aşamada yapılması gerektiğini vurgulamışlardır.

Yukarıda bahsi geçen bilgiler doğrultusunda bu çalışmada kullanılan seramikler için yaygın olarak kullanılan iki yüzey bitim şekli seçilmiştir. Materyaller üretici talimatları doğrultusunda mekanik polisaj ve glaze işlemine tabii tutulmuştur. Bu çalışmada kullanılan

glaze ve polisaj materyallerini standart hale getirmek ve bu materyallerden kaynaklanabilecek farkları çalışma konusu dışında tutmak için ise materyaller ile uyumlu tek üniversal glaze ve polisaj seti tercih edilmiştir.

Bir çalışma, dental malzemelerin spektral yansımasının analiz edilmesinin önemini vurgulamıştır (Yamamoto ve ark., 2012). Della Bona ve ark. (2015) renk tonu, ışık geçirgenlik seviyesi, renk yoğunluğunda üretici firmalara göre farklılıklar olduğunu bulmuştur. Dolayısıyla spektral yansıma, malzemelerin nihai renk ve görünümünü etkileyen fiziksel ve kimyasal bileşenleri tahmin etmek için faydalıdır. Bu nedenle bu çalışmada CIE L^* , a^* , b^* , C^* ve h° değerleri üç farklı zeminde incelenmiştir.

Materyallerin CIE L^* değeri parlaklığını belirtir (Nogueira ve Della Bona, 2013). Bu çalışmada L^* değeri, materyal tipinden, kahve termal siklusundan ve materyal ile yüzey bitim şekli etkileşiminden önemli derecede etkilenmiştir. Kullanılan tüm zeminlerde en yüksek parlaklık IPS e.max CAD materyalinde, en düşük parlaklık ise Amber Mill materyalinde elde edilmiştir. Glaze işlemi gri ve siyah arka planda CEREC Tessera materyalinin parlaklığını önemli derecede azaltmış, Amber Mill'in parlaklığını ise önemli ölçüde arttırmıştır. Diğer materyallerde ise glaze işlemi L^* değerlerinde önemli bir değişime neden olmamıştır. Beyaz zeminde ise glaze ve polisaj işlemleri materyallerin kendi içindeki L^* değerlerinde önemli bir değişim yaratmamıştır.

Bitim ve polisaj işlemleri yüzey pürüzlülüğünü azaltarak yüzeyden yansıyan ışık miktarını artırır. Bu sayede restorasyon daha aydınlık ve parlak gözükür (Saker ve Özcan, 2021). Daha fazla ışık yansıtan (yüksek spektral yansıma) materyalin aynı zamanda daha açık bir renk değerine (yüksek L^* değeri) sahip olduğu anlamına gelebilir (Della Bona ve ark., 2015).

Bir rezin kompozit çalışması (Lee, 2007), ışık geçirgenlik parametresi (TP) ile renk değer koordinatı (L^*) arasında güçlü bir korelasyon ($r^2 = 0,94$) olduğunu göstermiştir. Seramikler üzerinde yapılan başka bir çalışma (Bagis ve Turgut, 2013) da L^* değerinin ışık geçirgenliği azaldıkça arttığını ortaya koymuştur. Benzer bir sonuç Della Bona ve ark. (2015) tarafından da rapor edilmiştir. Bu çalışmada, bahsi geçen çalışmalarla uyumlu olarak, en yüksek ışık geçirgenliğine sahip olduğu tespit edilen Amber Mill materyalinin en düşük L^* değerine, en düşük translusensi değerlerine sahip IPS e.max CAD ile Celtra Duo'nun ise en yüksek L^* değerine sahip olduğu görülmüştür.

Dos Santos ve ark. (2017) asidik çözeltilerin lityum disilikat seramik (IPS e.max Press Impulse) optik davranışı üzerindeki etkilerini araştırmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre kahve termal siklusu (5°C ile 55°C, 10.080 döngü), opaklığın artmasına ve tranlusens parametresi ile L* değerlerinin azalmasına neden olmuştur. Yüksek sıcaklıklardaki termal döngünün, günlük kullanım koşullarını simüle ederek seramik ile kahvede bulunan renklendiriciler arasındaki etkileşimi yoğunlaştırdığı belirtilmiştir. Kahve, renklendiricilerin seramik malzemeye adsorpsiyonu yoluyla renk bozulmasına neden olabilecek daha düşük polariteye sahip sarı renklendiriciler içerir (Bagheri ve ark., 2005; Fujita ve ark., 2006). Kahvedeki renklendirici özelliklerin ve yüksek sıcaklığın birleşimi muhtemelen seramiğin optik davranışında değişikliklere yol açarak portakal suyu ve kola gibi diğer renklendirici içeceklere kıyasla daha fazla opaklığa neden olduğu rapor edilmiştir (Dos Santos ve ark., 2017).

Bu çalışmada her üç zeminde de en yüksek a* (kırmızı-yeşil eksen) değeri CEREC Tessera materyalinde, en düşük a* değeri ise Amber Mill materyalinde bulunmuştur. Polisaj işleminde örnekler daha kırmızımsı iken glaze işlemi materyallerin daha yeşilimsi olmasını sağlamıştır. Gri zeminde CEREC Tessera ve Amber Mill materyallerinde polisaj ile glaze gruplarının a* değerleri arasında istatistiksel olarak önemli bir değişim meydana gelmemiştir. Amber Mill dışındaki tüm materyaller beyaz ve siyah zeminlerde glaze işlemi ile daha yeşilimsi olurken, Amber Mill’de önemli bir değişim oluşmamıştır. Bu çalışmaya benzer olarak Kim ve ark. (2013) glaze veya polisaj işlemlerinin seramik materyalinin CIE a* değerinde yeşile doğru bir değişime neden olduğunu rapor etmiştir. Bu çalışmanın aksine, Saker ve Özcan (2021) çalışmalarında glaze uygulanmış monolitik zirkonyanın renk değerinin kırmızı-sarı skalasına doğru değişme eğilimi gösterdiğini belirtmişlerdir. Bu farkların nedeni kullanılan materyal ve test koşulları olabilir.

Bu çalışmada her üç zeminde en yüksek b* değeri (sarı-mavi eksen) CEREC Tessera materyalinde elde edilmiştir. En düşük b* değerleri ise gri zeminde Amber Mill ile IPS e.max CAD’de, beyaz zeminde IPS e.max CAD materyalinde, siyah zeminde ise Amber Mill materyalinde elde edilmiştir. Her üç zeminde materyal ve zamana bağlı koşullardan bağımsız olarak polisaj grubu daha sarımsı iken, glaze grubu daha mavimsi renge sahiptir. Her üç zeminde de Amber Mill dışındaki tüm materyaller glaze işlemi ile daha mavimsi olukun, Amber Mill materyalinde glaze ile polisaj yüzey bitimi arasında b* değerlerinde istatistiksel olarak önemli bir değişim oluşmadığı görülmüştür.

Kahve termal siklusunun 3D eklemeli ve eksiltmeli yöntemlerle (IPS e.max CAD, Vita Enamic, Cerasmart) üretilen farklı materyallerin renk stabilitesinin incelendiği başka bir çalışmada kahve termal siklusunun L^* , a^* , b^* renk parametreleri anlamlı derecede azalttığı rapor edilmiştir (Tasin ve Ismatullaev, 2024).

Brescansin ve ark. (2021), 1,5 mm kalınlığındaki IPS e.max CAD (A2, HT) materyalinin gri, beyaz ve siyah zeminlerdeki L^* , a^* ve b^* değerlerini rapor etmiştir. Gri, beyaz ve siyah zeminlerde L^* değerlerinde polisaj ve glaze uygulanan gruplar arasında bir fark oluşmazken, a^* değerlerinde sadece siyah zeminde glaze grubu polisaj grubundan daha yüksek, b^* değerlerinde ise sadece beyaz zemindeki polisaj grubunun b^* değeri istatistiksel olarak daha yüksek rapor edilmiştir. Benzer olarak bu çalışmada da tüm zeminlerde IPS e.max CAD materyalinin glaze ve polisajlı gruplarının referans ölçümleri dikkate alındığında L^* , a^* ve b^* değerleri arasında istatistiksel bir fark saptanmamıştır. Her iki çalışmada kullanılan spektrofotometrelerin farklı olması ve glaze ile polisaj işlemleri için farklı materyaller tercih edilmiş olması da a^* ve b^* değerlerindeki farkların bir nedeni olabilir.

Ardu ve ark. (2010), insan mine ve dentininin optik özelliklerini araştırdıkları çalışmalarında, 2 mm kalınlığındaki saf mine dikkate alındığında, beyaz arka planda elde edilen değerler (ortalama $\pm$ SD); L^* ($76,3 \pm 3,4$), a^* ($3,4 \pm 1,2$) ve b^* ($17,2 \pm 2,45$), siyah arka planda ise L^* ($63,5 \pm 4,2$), a^* ($0,8 \pm 1,3$) ve b^* ($10,7 \pm 2,7$) olarak bulunmuştur. Üç mm kalınlığındaki mine-dentin kompleksi dikkate alındığında, beyaz arka planda elde edilen değerler L^* ($79,0 \pm 2,6$), a^* ($3,9 \pm 1,3$) ve b^* ($20,4 \pm 3,0$), siyah arka plan karşısında ise L^* ($74,9 \pm 3,0$), a^* ($1,8 \pm 1,2$) ve b^* ($16,7 \pm 3,1$) olarak bulunmuştur.

Başka bir çalışmada 0,5 mm kalınlığındaki dentinin L^* , a^* , b^* , C^* ve h° değerleri sırası ile ($73,3 \pm 2,3$); ($-2,1 \pm 0,2$); ($9,1 \pm 1,2$); ($9,4 \pm 1$) ve ($103,3 \pm 2,5$) olarak tespit edilmiştir (Pecho ve ark., 2012).

Benzer bir araştırmada, insanlardaki molar, kanin ve insizör dişlere ait 2,1 mm kalınlığındaki dentinlerin beyaz ve siyah zeminlerdeki renk parametreleri incelenmiştir. Siyah ve beyaz zeminlerde anterior dişlerin ortalama L^* , a^* ve b^* değerleri sırasıyla 77-81, 1-3, 33-38 olarak bildirilmiştir. Molar dişlerde ise ortalama L^* , a^* ve b^* değerleri sırasıyla 61-74, 2-8, 40-55 olarak tespit edilmiştir (Pop-Ciutritla ve ark., 2016). Bu çalışmada siyah ve beyaz zeminlerde ortalama L^* , a^* ve b^* değerleri sırasıyla yaklaşık 71 ila 83, -3,65 ila -1, 12

ila 21 aralığında bulunmuştur. Bu çalışmada kullanılan seramikleri renk parametreleri yukarıda bahsi geçen insan mine ve dentinlerine ait L^* , a^* ve b^* değerlerine yakındır.

Renk parametrelerinden C^* (kroma) değeri, renk doygunluğunu temsil eder. Düşük C^* değeri, daha az doygun renk anlamına gelir (Della Bona ve ark., 2015). Bu çalışmada her üç zeminde en yüksek kroma değeri CEREC Tessera materyalinde, en düşük kroma değeri ise IPS e.max CAD materyalinde elde edilmiştir. Glaze işlemi materyal ve zamana bağlı değişik koşullardan bağımsız olarak kromayı azaltmıştır. Tüm zeminlerde Amber Mill dışındaki tüm materyallerin kroması glaze ile azalırken; Amber Mill materyalinde ise glaze işlemi ile önemli bir değişiklik gözlenmemiştir. Literatürde bu çalışmada kullanılan 1,5 mm kalınlığındaki tüm materyallerin C^* değerlerini rapor eden çalışmaya rastlanılamadığı için direk kıyaslama yapılamamıştır. Bu çalışmaya göre klinikte kromanın azaltılması gerekiyorsa glaze işlemi, kromanın arttırılması gerekiyorsa polisaj işlemi tercih edilebilir.

Diş hekimliği için %50:50 CIEDE2000 kabul edilebilirlik eşikleri, numunelerin kromatikliğine bağlı olarak önemli ölçüde farklıdır. Gözlemciler, daha fazla kromatik örneklerle kıyasla daha akromatik örnekler (düşük kroma değeri) için daha yüksek kabul edilebilirlik göstermektedir (Tejada-Casado ve ark., 2024). Bu doğrultuda, bu çalışmadan elde edilen bulgulara göre CEREC Tessera en kromatik olduğu için, daha yüksek doygunluk istenilen hastalarda; IPS e.max CAD ise en az kromaya sahip olduğu için daha az yoğunlukta renk gereken hastalarda tercih edilebilir.

Della Bona ve ark. (2015), çalışmalarında IPS e.max CAD, IPS Empress CAD, VitaBlocks MII ve Paradigm C gibi çeşitli içerik ve tonlara sahip 1 mm kalınlığındaki CAD-CAM seramiklerin optik özelliklerini incelemişlerdir. Değerlendirilen seramiklerin aynı nominal renk isminde karşılık gelen Vita Classic renk skalasındaki tonlarından daha düşük kroma değeri gösterdiğini, bunun da üreticilerin parlak dişlere olan ilgisinden kaynaklanabileceğini belirtmiştir. Ayrıca, nominal tonların (örneğin, A1, A2 ve A3 gibi) seramik üreticisine bağlı olarak farklı renk algılarına sahip olduğu belirtmişlerdir. Bu tür faktörlerin, klinik renk eşleştirmesinde ve başarılı estetik diş hekimliğinde dikkate alınması gerektiğini bildirmişlerdir.

Renk parametrelerinden h° değeri ise CIE hue derecesidir ve renk tonunu temsil eder. Yüksek h° değeri, daha az sarıya sahip renk anlamına gelir (Della Bona ve ark., 2015). Bu çalışmada her üç zeminde de en yüksek h° değeri Amber Mill materyalinde, en düşük ise

CEREC Tessera materyalinde ortaya çıkmıştır. Amber Mill dışında test edilen diğer materyallerin glaze uygulaması ile h° değeri artarken, Amber Mill materyalinde polisaj ve glaze uygulaması sonrasında benzer hue açısı değeri gözlenmiştir. Bu durumda Amber Mill materyalinin en az sarı tona sahip olduğu; CEREC Tessera materyalinin ise sarı renge diğer seramiklere kıyasla daha yakın olduğu sonucuna ulaşılabilir. Ek olarak, glaze uygulamasının Amber Mill'in tonuna bir etkisi olmazken, diğer materyallerin sarı tonunu azalttığı söylenebilir. Literatürde bu çalışmada kullanılan 1,5 mm kalınlığındaki tüm materyallerin h° değerlerini rapor eden çalışmaya rastlanılamadığı için direk kıyaslama yapılamamıştır.

Bu çalışmada farklı zamanlarda uygulanan işlemlerden sonra renk değişimleri ΔE_{00} ile ölçülmüştür. Kahve termal siklusu sonrasındaki örneklerin renk değişimi $\Delta E_{00}(1-2)$ ile ifade edilmiştir. Yüzey bitiminden bağımsız olarak ΔE_{00} değerleri Amber Mill>GC Initial LiSi>CEREC Tessera>Celtra Duo>IPS e.max CAD şeklinde sıralanmıştır. Amber Mill materyali $\Delta E_{00}=0,93$ değeri göstererek algılanabilirlik eşik değerinin üzerinde renk değişimi gösteren tek materyal olmuştur. Benzer şekilde yine aynı materyalin polisaj grubu algılanabilirlik eşik değerinin üzerinde renk değişimi göstermiştir ($>0,81$). Ancak kahve termal siklусundan sonra materyal ve yüzey bitim şekillerinin renk değişimi üzerinde istatistiksel bir fark oluşturmadığı tespit edilmiştir. Sayısal olarak her materyalin kendi içinde glaze işlemi yapılan grupları sayısal olarak daha düşük renk farkı değeri gösterse de bu farklar istatistiksel bir fark oluşturmamıştır. Bu çalışmada test edilen lityum disilikat esaslı cam seramik materyallerden hiçbirinde kabul edilebilirlik eşik $\Delta E_{00}=1,77$ 'den daha yüksek renk farkı hesaplanmamıştır.

Acar ve ark. (2016), farklı kalınlıklardaki (0,5, 0,7, 1,0 ve 1,2 mm) CAD-CAM ve nano-kompozit rezin materyallerinin kahve termal siklusu sonrasında renk stabilitesini araştırmış ve kalınlıktan bağımsız olarak lityum disilikat materyalinin test edilen örnekler arasında en iyi renk stabilitesini sergilediğini ortaya koymuştur. Lityum disilikat seramiğin renk değişiminin test edilen hiçbir kalınlıkta klinik olarak algılanabilir olmadığı rapor edilmiştir.

Yuan ve ark. (2018) çalışmalarında termal siklусun ve fırçalamanın lityum disilikat cam seramik (IPS e.max CAD) ve zirkonya (Zenostar, Wieland) materyallerin renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğüne etkilerini araştırmışlardır. Materyaller ekstrinsik olarak karakterize edilmiş ve üreticinin tavsiyesine göre glaze işlemi yapılmıştır. Çalışma sonucunda,

zirkonyanın daha fazla renk değişimine uğradığı; ancak her iki materyalinde algılanabilirlik eşiğinin altında renk değişimi ($\Delta E_{ab}=2,6$) gösterdiği vurgulanmış olup yüzey pürüzlülüğü ile renk değişimi arasında bir korelasyon bulunmadığı rapor edilmiştir.

Alencar-Silva ve ark. (2019) glaze ve polisaj uygulanmış IPS e.max CAD (A2, HT) seramiğin değişik içeceklerde (kahve, çay ve kırmızı şarap) 37°C’de 90 gün bekletilmesi ve fırçalama simülasyonu sonrasındaki renk değişimi, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertliklerini incelemiştir. Çalışmanın bulgularına göre glazeli yüzeylerin polisajlı yüzeylere daha yüksek pürüzlülük sergilediği, ve içeceklerde bekletmenin örneklerin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı ve mikrosertliğini azalttığını rapor etmişlerdir. Kahvede ve çayda bekletilen glazeli veya polisajlı örnekler 0,81 ila 1 ΔE_{00} değeri göstermiştir. Araştırmacılar, mekanik cilalamanın, CAD-CAM destekli lityum disilikat seramik restorasyonları yaygın içeceklerin ve diş fırçalamanın zararlı etkilerine karşı koruyabileceğini belirterek küçük uyumlamaların, ek bir glaze prosedürüne gerek kalmadan simantasyondan önce veya sonra mekanik olarak polisajını tavsiye etmişlerdir.

Farklı mekanik polisaj sistemlerinin pürüzlülük açısından glaze işlemine kıyasla avantajlı olduğu ve yeterli derecede pürüzsüz ve cilalı yüzeyler elde ettiği düşünülmektedir (Amaya-Pajares ve ark., 2016; Wright ve ark., 2004). Alencar-Silva ve ark. (2019)’nın çalışmasında, mekanik polisaj uygulanan gruplar pürüzlülüklerini neredeyse hiç değiştirmeden korumuş ve bu prosedürün değerini göstermiştir. Kahve ve siyah çayda bekletme sonrasında seramiklerin mekanik ve fiziksel özelliklerini etkileyebilecek faktörler olan düşük pH ve yüksek sıcaklıklarla açıklanabilir (Bagis ve Turgut, 2013; Dos Santos ve ark., 2017). Bu çözeltilerin asit pH’ı silikayı çözebilir, bunun sonucunda alkali iyon kaybı ve yüzeyde korozyon meydana gelebilir (Dos Santos ve ark., 2017), bu da glaze yüzeyinin bozunmasını hızlandırabilir (Alencar-Silva ve ark., 2019).

Feldspatik (Vita Mark II), lityum disilikat (IPS e.max CAD) ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat-disilikat seramiğin (Vita Suprinity) optik özelliklerinin incelendiği bir çalışmada yüzey işlemlerinin (glaze ve polisaj), mikroyapının ve termal siklusun (distile sude 10.000 devir) etkileri incelenmiştir (Vasiliu ve ark., 2020). Örnekler 1,5 mm kalınlığında hazırlanmış ve orta translusenside (MT) A2 renkteki materyaller kullanılmıştır. Çalışmada en yüksek translusens parametresi feldspatik seramikte olurken en düşük ise zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikte bulunmuştur. Yazarlar Vita Suprinity ve Vita Mark II’nin yaşlanma sürecinden IPS e.max CAD’e göre daha fazla

etkilendiğini bildirmişlerdir. Lityum disilikat seramik yaşlanma sürecinde başlangıç özelliklerini korumuştur. Glaze işlemi yapılan örneklerin de yaşlanma işleminden daha çok etkilenecek yüzeylerinin daha pürüzlü hale geldiğini bildirmişlerdir (Vasiliu ve ark., 2020).

Dönmez ve ark. (2022) yaptıkları bir çalışmada farklı kalınlıklardaki (0,7 mm ve 1 mm) CAD-CAM materyallerin (IPS e.max CAD, Vita Suprinity ve Amber Mill) optik ve mekanik özelliklerini incelemişlerdir. Araştırmacılar 0,7 mm kalınlıktaki olan Amber Mill ve IPS e.max CAD'in ΔE_{00} değerlerinin birbirine benzer ve fark edilebilirlik eşiğinin üzerinde olduğu tespit edilmiştir. Ancak, diğer tüm malzeme-kalınlık çiftlerinde renk değişikliğinin fark edilemez düzeyde olduğunu rapor etmişlerdir. Benzer olarak bu çalışmada da 1,5 mm kalınlığındaki tüm materyallerin ΔE_{00} değerleri algılanabilirlik eşik değerinin altındadır. Bu çalışmada tek bir örnek kalınlığı tercih edildiği için kalınlık kıyaslaması yapılamamıştır.

Başka bir çalışmada, Amber Mill ve IPS e.max CAD dahil olmak üzere CAD-CAM seramiklerinin renk stabilitesi üzerinde rezin siman renginin etkisi incelenmiştir (Liebermann ve ark., 2021). Yazarlar, Amber Mill materyalinin renk stabilitesinin IPS e.max CAD ile benzer veya daha yüksek olduğunu, ancak her iki malzemede de renk değişikliğinin rezin siman renginden bağımsız olarak kabul edilemez düzeyde olduğunu belirtmişlerdir. Aksine farklı bir çalışmada, IPS e.max CAD'in gerekli ve ek kristalleşme sonrası rengini koruduğu, buna karşılık Amber Mill'in ilk kristalleşme pişiriminden sonra bile orijinal renginden farklılaştığı bulunmuştur (Jurado ve ark., 2022). Bu çalışmanın bulguları Liebermann ve ark. (2021)'nin çalışmasından farklı ancak Jurado ve ark. (2022)'nin çalışmasıyla uyumludur. Fark, Liebermann ve ark. (2021)'nin çalışmasında ek olarak rezin simanın da kullanılmasından kaynaklanıyor olabilir.

Fouda ve ark. (2023) yaptıkları çalışmada, glaze işleminin parsiyel kristalize lityum disilikat (IPS e.max CAD, HT, A3) ve tam kristalize lityum disilikat materyallerinin (GC Initial LiSi, HT, A3) çeşitli optik mekanik özelliklerine etkisi incelenmiştir. Glaze uygulanmış GC Initial LiSi örnekleri, glaze yapılan gruba kıyasla A3 tonundan önemli ölçüde daha yüksek ΔE değerleri göstermiştir. Yazarlar glaze uygulanmış GC Initial LiSi ve IPS e.max CAD arasında ΔE açısından anlamlı bir fark bulamamıştır. Estetiğin birincil ön koşul olduğu durumlarda, tamamen kristalize lityum disilikatların parlatılması, glaze işleminden daha iyi bir seçenek olarak düşünülebileceği bildirilmiştir.

Bu çalışmada benzer koşulları değerlendiren önceki çalışmalarla uyumlu olarak, kahve termal siklusu sonrasında algılanabilirlik eşığının altında ortanca ΔE_{00} değerleri bulunmuştur (Acar ve ark., 2016; Alencar-Silva ve ark., 2019; G. Alp ve ark., 2018; Dönmez ve ark., 2022; Lawson ve Burgess, 2015; Palla ve ark., 2017; Subaşı ve ark., 2018; Vasiliu ve ark., 2020). Daha uzun bekletme süreleri daha önemli değişikliklere neden olabilir.

Bu çalışmada kahve termal siklusundan sonra örneklerin yüzeyine üretici talimatlarına uygun olacak şekilde tekrar parlatma işlemi yapılarak rengin başlangıç noktasına dönüp dönemeyeceği ve kahve termal siklusu ile oluşabilecek muhtemel renklenmenin düzeltilip düzeltilmeyeceği test edilmiştir ($\Delta E_{00}(1-3)$). Son parlatma ile örneklerin ilk renk değerleri arasında oluşan renk farkının materyalden ve yüzey bitiminden istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilenmediği bulunmuştur. Yüzey bitim şeklinden bağımsız olarak ΔE_{00} değerleri Amber Mill>CEREC Tessera>GC Initial LiSi>IPS e.max CAD>Celtra Duo şeklinde sıralanmıştır. Amber Mill ile CEREC Tessera materyalleri algılanabilirlik eşik değeri olan $\Delta E_{00}=0,81$ değerinden daha yüksek büyüklükte renk farkı göstermiştir. Benzer şekilde Amber Mill glaze ile CEREC Tessera glaze grupları da algılanabilirlik eşik değerinden fazla renk farkı oluşturmuştur. Ancak hiçbir materyalde kabul edilebilirlik eşik renk farkı değerinden ($\Delta E_{00}=1,77$) daha yüksek renk değişimi meydana gelmemiştir.

Seydaliyeva ve ark. (2020), A3 renkte ve HT translusenside farklı CAD-CAM materyallerin (IPS e.max CAD, Vita Enamic ve Grandio Blocks) renk stabilitesini araştırmışlardır. Yazarlar örneklere önce 10.000 devir termal siklus işlemi, ardından 4 hafta boyunca farklı solüsyonlarda (su, kırmızı şarap, siyah çay, kola) bekletilmiştir. Çalışmanın bulgularına göre termal siklus işleminin ardından tüm gruplarda $\Delta E_{00}<0,77$ renk değişimi oluşur. Yirmi sekiz gün renklendirmeden sonra tüm gruplarda klinik olarak kabule edilemez renk farkı meydana gelmiştir ($\Delta E_{00}>1,77$). Yaşlandırma sonrasında yapılan yeniden parlatmanın ardından ise özellikle lityum disilikat materyalinde renklenme neredeyse tamamen elimine edilmiştir ($\Delta E_{00} = 0,4 \pm 0,3$). Diğer seramiklerde de renk değişimi kabul edilebilir sınırın altında inmiştir. Yazarlar renklenmenin elimine edilmesi için seramik materyallerde yeniden parlatmanın faydalı bir seçenek olduğunun altını çizmiştir.

Seydaliyeva ve ark. (2020)'nın çalışmasıyla uyumlu olarak bu çalışmada IPS e.max CAD materyali 0,42 birim ΔE_{00} değeri göstermiştir. Ek olarak bu çalışmada kahve termal siklusunun tüm materyaller klinik olarak kabul edilebilir düzeyde renk değişimi göstermiştir.

Sadece Amber Mill materyali algılanabilirlik eşik değeri ($\Delta E_{00} > 0,81$) üzerinde renk farkına sahiptir. Farklı olarak bu çalışmada yeniden parlatmanın ardından Amber Mill'in polisaj ve glaze grubu ile CEREC Tessera'nın glaze grubu $0,81 < \Delta E_{00} < 1,77$ değerinde renk farkı göstermiştir. Ancak başlangıç rengi ile yeniden parlatma sonrası meydana gelen renk değişimi bu çalışmada istatistiksel bir fark oluşturmamıştır. Ortaya çıkan bu farkın sebebi materyallerin farklı kimyasal içerikleridir. Bu materyaller yeni piyasaya sürülmüş materyaller olduğundan yeniden parlatma sonrasındaki renk stabilitesi hakkında literatürde başka bir çalışmaya rastlanılamamıştır.

Kanat-Ertürk (2020), çeşitli yüzey bitirme işlemleri ile 1,5 mm kalınlığında hazırlanan Vita Suprinity HT-A2 ve IPS e.max CAD HT-A2 lityum disilikat cam seramiklerin farklı içeceklerde (kahve ve çay) ve farklı sürelerde (1 hafta, 2 hafta, 1 ay ve 2 ay) bekletildikten ve ardından tekrar polisaj patı uygulandıktan sonraki renk stabilitelerini araştırmıştır. Çalışmada örneklerle, glaze, mekanik polisaj, dış boyama ve glaze olmak üzere 3 yüzey bitirme prosedürü kullanılmıştır. Yazar, çalışmanın bulgularına göre, IPS e.max CAD'in Vita Suprinity materyaline göre daha iyi renk stabilitesine sahip olduğunu rapor etmiştir. Glaze işleminin mekanik polisaj ve dış boyama ile glaze işlemine göre rengi daha iyi koruduğunu belirtmiştir. Renklenme sonrasındaki yeniden polisajın her iki seramikte ve tüm yüzey bitim prosedürlerinde renk varyasyonunu azaltarak, renk değişimlerinin klinik olarak kabul edilebilir sınıra sınırlarda olmasını sağladığını bildirmiştir. Kanat-Ertürk'ün çalışması ile bu çalışmanın benzer ve farklı yönleri vardır. Benzer şekilde bu çalışmada da test edilen lityum disilikat esaslı materyallerin kahve termal siklusundan sonra yapılan yeniden parlatma işlemleri ile algılanabilir renk farkı eşliğinden daha düşük seviyede renk değişimi sergilemiştir. Farklı olarak ise bu çalışmada yüzey bitim işlemleri renk değişimi üzerinde anlamlı bir fark oluşturmamıştır. Kanat-Ertürk'ün çalışmasında kullandığı yaşlandırma prosedürü bu tez çalışmasında kullanılanlardan farklıdır ve uzun sürelidir. Ek olarak yazar örneklerin renk parametrelerini beyaz zeminde ölçmüştür ve renk farkı hesaplamasında ΔE_{ab} formülünü kullanmıştır. Farklı test koşulları bu farklara neden olmuş olabilir.

Bazı üreticiler tam kristalize lityum disilikat restorasyonların seramik polisaj kiti kullanılarak koltuk başında parlatılabileceğini ve böylece teslimata hazır hale getirilebileceğini iddia etmektedir. Daha önceki çalışmalarda, polisajlı tam kristalize lityum disilikat restorasyonların parsiyel kristalize lityum disilikat restorasyonlara kıyasla üstün

transluseransi ve kıyaslanabilir antagonist aşınma ile birlikte daha az seramik aşınması sergilediği bildirilmiştir (Fouda ve ark., 2022; Fouda ve ark., 2023).

Bu çalışmada kahve termal siklusundan sonra ortaya çıkan renk ile tekrar parlatma sonrası ortaya çıkan renk arasındaki $\Delta E_{00}(2-3)$ değerleri için yüzey bitim şekli açısından bir fark bulunmazken; materyaller arasında istatistiksel fark bulunmuştur. CEREC Tessera ile Amber Mill materyali en fazla renk değişimi gösteren iki materyal olurken, onları Celtra Duo ile GC Initial LiSi izlemiştir. En az renk değişimi ise IPS e.max CAD materyalinde bulunmuştur. CEREC Tessera ile Amber Mill materyallerinin glaze işlemi uygulanan grupları algılanabilirlik eşik değerinden daha fazla renk farkı göstermiş olup, kendi polisaj işlemi uygulanan gruplarından sayısal olarak daha fazla renk değişimi gösterse de bu fark istatistiksel olarak anlamlı olmamıştır. Bu durumda bu çalışmada test edilen lityum disilikat esaslı materyallerin renk stabilitelerini koruduğu, başlangıç renkleriyle değişen koşullar sonrasında önemli bir renk farkı meydana gelmediği söylenebilir. Test edilen beş farklı materyal içerisinde ise sayısal olarak en düşük ΔE_{00} değerleri IPS e.max CAD, GC Initial LiSi ve Celtra Duo materyallerinde saptanmıştır. CEREC Tessera ve Amber Mill materyallerinde ise diğer materyallere kıyasla daha fazla renk farkı meydana gelmiştir. Bunun nedeni materyallerin farklı kimyasal içerikleri olabilir.

Bu çalışmada kullanılan tüm lityum disilikat esaslı materyallerin de yer aldığı ve mikroyapılarının incelendiği bir çalışmada, Amber Mill ile Celtra Duo Mikro çok benzer özelliklere ve boyuta sahip bir alt mikron ($1\ \mu\text{m}$ 'den küçük) lityum disilikat fazına sahip olduğu bildirilmiştir (Lubauer ve ark., 2022). Çok bileşenli kompozisyonlara dayalı isimlendirme için fazla bir kural olmamasına rağmen, esas olarak lityum disilikat fazını kristalleştiren malzemeler için gayri resmi olarak lityum disilikattan, ağırlıklı olarak lityum silikat fazından oluşanlar için ise lityum silikat terimleri kullanılmaktadır. Bazı malzemeler hem lityum silikat hem de lityum disilikatı önemli oranlarda içerir; daha iyi bir alternatif olmadığı için bunlar için lityum (di)silikat terimi kullanılmaktadır (Lubauer ve ark., 2022). Bu nedenle, lityum disilikatlar, hem işlenebilir hem de preslenebilir versiyonları ve CEREC Tessera ile birlikte IPS e.max, Initial LiSi ve Amber Mill materyalleridir. Celtra Duo materyali tek lityum (di)silikat malzemeleridir ve aynı temel cam bileşimine sahip oldukları varsayılmıştır (J. Lubauer ve ark., 2022).

IPS e.max CAD kristalizasyondan sonra %1,2 oranında lityum silikat, %62,6 lityum disilikat, %7,2 oranında lityum fosfat ve %29,7 cam faza; GC Initial LiSi blok, %29 lityum

disilikat, %9,5 lityum fosfat, %12,4 quartz ve %49 oranında cam faza; Celtra Duo %26,9 lityum silikat, %12,9 lityum disilikat, %11,2 lityum fosfat ve % 49 oranında cam faza; CEREC Tessera fırınlamasından önce %32,9 lityum disilikat, % 11,2 lityum fosfat, %3,4 quartz ve % 52,6 cam faza sahipken glaze fırınlanmasından sonra %47,4 cam faza; Amber Mill blok kristalizasyondan sonra % 46,1 lityum disilikat, %9,5 lityum fosfat,%3,6 kristobalit, %13,2 quartz ve % 33,7 oranında cam faza sahip olduğu yakın zamanlı bir çalışmada rapor edilmiştir (Lubauer ve ark., 2022). Bu materyallerin hepsi lityum disilikat esaslı olsa da içerik olarak oldukça farklı kompozisyonlara sahip oldukları çalışmalarda gösterilmiştir. Bu çalışmada kullanılan materyaller göz önüne alındığında en yüksek lityum disilikat oranı Lubauer ve ark. (2022)'nin çalışmasına göre IPS e.max CAD materyalinde olduğu görülmektedir. Bu durum IPS e.max CAD materyalinin daha fazla renk stabilitesine sahip olmasının bir nedeni olabilir.

Lityum disilikat (IPS e.max CAD) ve monolitik translusent zirkonyanın (Wieland Zenostar Translucent, Ivoclar Vivadent AG) renk stabilitesinin ve yüzey pürüzlülüğüne diş fırçalama ve termal siklusun etkisinin incelendiği bir çalışmada örnekler kristalize edilmiş ve ardından glaze işlemi yapılmıştır (Yuan ve ark., 2017). Araştırmanın sonucuna göre monolitik zirkonya lityum disilikat seramiğe oranla daha fazla renk değişimine uğramıştır. Her iki materyalin de yüzey pürüzlülüğünün arttığı ancak bu artışın 0,2 μm 'nin altında olduğu belirtilmiştir. Seramik pürüzlülüğünün 0,2 μm 'nin üzerinde olması artan bakteri retansiyonu, görünüm algısı ve antagonistik aşınma ile ilişkilendirilmiştir (Bollen ve ark., 1996; Jones ve ark., 2004). Yazarlar her iki materyalin de zamana bağlı olarak klinik olarak kabul edilebilir renk stabilitesi ve yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğu vurgulanmıştır.

Seramiklerde kullanılan yüzey bitim işlemleri yüzey pürüzlülüğünü etkileyebilir (Brescansin ve ark., 2021). Pürüzlülüktaki artışın ve topografik değişikliklerin restoratif bir materyalden geçen ışık geçirgenliğini doğal olarak etkileyebileceği bilinmektedir (Turgut, Bagis, ve ark., 2014). Etkileme mekanizması, ışık pürüzlü bir yüzeyden geçerken ışığın yönünün ve gelişinin değiştiği ve sonuç olarak materyalin opaklık gösterdiği ve diğer optik ve kolorimetrik özelliklerin (ışık geçirgenliği ve renk farklılıkları - ΔE_{00}) de değişebileceği gerçeğiyle açıklanmaktadır (Brescansin ve ark., 2021).

Translusesi, kristallerin nano yapısı ve boyutu tarafından kontrol edilir (Wang ve ark., 2019). Amber Mill için aynı bloktan farklı yarı saydamlıklar elde edilebilir. Bu bloklarının translusesisi sıcaklığa bağlıdır ve kristalizasyon sıcaklığı artırılarak

değiştirilebilir. Yeni lityum disilikat CAD-CAM blokları, aynı kategori içinde genel translusensi, kroma ve value açısından önemli farklılıklar ortaya koymuştur (Phark ve Duarte, 2022). Translusensinin seçimi önemlidir çünkü restorasyon ne kadar ince olursa altta yatan alt yapı ve siman da nihai optik ve estetik sonuç üzerinde etkili olabilir (Yildirim ve ark., 2021) Translusensi aynı zamanda ışık geçirgenliğini ve ardından restorasyonun yapıştırılması için kullanılan rezin simanların konversiyon derecesini de etkileyecektir (Supornpun ve ark., 2021). Lityum disilikat restorasyonlarda yeterli polimerizasyona izin vermek için 2,5 mm'lik bir kalınlık aşılmamalıdır (Turp ve ark., 2018).

Bu çalışmada RTP değerleri materyal tipi, yüzey bitim şekli ile materyal ve yüzey bitimi etkileşiminden istatistiksel olarak önemli ölçüde etkilenmiştir. Diğer değişkenler gözardı edildiğinde materyallerin RTP sıralaması Amber Mill>GC Initial LiSi> CEREC Tessera>IPS e.max CAD>Celtra Dup şeklinde sıralanmıştır. CEREC Tessera ve IPS e.max CAD materyalleri benzer RTP değerlerine sahiptir. Yüzey bitimleri göz önüne alındığında glaze işleminin polisaj işlemine kıyasla translusensiyi arttırdığı görülmektedir. Glaze işlemi ile IPS e.max CAD, GC Initial LiSi ve CEREC Tessera materyallerinin translusensi miktarı artarken, Celtra Duo materyalinin translusensi değeri azalmış, Amber Mill materyalinin ise glaze ve polisajlı grupları benzer translusensi miktarı göstermiştir. Translusensi farklılığının kristal yapılar arasındaki farklılıklardan kaynaklandığı ve cam seramik içindeki kristallerin form ve hacmindeki farklılık olarak yorumlanabileceği bildirilmiştir (Ilie ve Hickel, 2008).

Literatürde, 1 mm kalınlıktaki insan mine ve dentinin TP değeri sırasıyla 18,7 ve 16,4 olarak rapor edilmiştir (Yu ve ark., 2009). Bir çalışmada, TP parametresi 1,5 mm kalınlıkta 12-16 arasında değişmektedir (Vasiliu ve ark., 2020). Vichi ve ark. (2023) yayınladıkları bir derleme çalışmasında, literatürde lityum disilikat seramiklerle ilgili yapılan çalışmalarda TP değerinin HT olanlar için 18-19 aralığında; LT olanlar için ise 16-18 aralığında olduğunu rapor etmişlerdir. Pop-Ciutrla ve ark. (2016), 2,1 mm kalınlığa sahip dentinin ortalama TP değerini anterior dişlerde 6,85; posterior dişlerde 21,49; tüm dişlerde ise 13,47 olarak rapor etmiştir. Yakın zamanda yayınlanan başka bir çalışmada ise 1,4 mm kalınlığındaki sıgır mine-dentin kompleksinin RTP değeri $6,77 \pm 0,94$ olarak tespit edilmiştir. Bu çalışmada kullanılan seramiklerin ortalama RTP değerleri 8,48 ila 16,69 aralığında ve hepsinin ortalama RTP değeri ise $10,8 \pm 0,35$ 'tir. Literatürden elde edilen veriler doğrultusunda bu çalışmada kullanılan lityum disilikat esaslı cam seramik materyallerin, insan mine ve dentininin translusensi özelliğini taklit edebilecek ışık geçirgenliğine sahip olduğu söylenebilir.

Bu çalışmaya benzer şekilde, Diken Türksayar ve ark. (2023) Amber Mill materyalinin RTP değerini istatistiksel olarak en yüksek olarak rapor etse de GC Initial LiSi ile IPS e.max CAD materyallerinin benzer RTP değerine sahip olduklarını belirtmişlerdir. Bu çalışmada ise GC Initial LiSi materyali IPS e.max CAD'den istatistiksel olarak daha fazla RTP değeri göstermiştir. Test koşullarındaki farklılıklar bu sonucu oluşturmuş olabilir.

Bir seramiğin kimyasal özellikleri, kristal yapısı, türü, formu ve hacmi translusens üzerinde etkilidir (Ilie ve Hickel, 2008; Subaşı ve ark., 2018). Literatürde GC Initial LiSi ve CEREC Tessera'nın kristal boyutları 0,3 μm , IPS e.max CAD'in kristal boyutu 1–1.5 μm (Phark ve Duarte, 2022), Celtra Duo'nun yaklaşık 1 μm (Belli ve ark., 2017) ve Amber Mill'in 0,2 μm olarak rapor edilmiştir (Diken Türksayar ve ark., 2023).

Bu çalışmada yüzey bitim şekli ve yaşlandırmaya bakılmaksızın materyallerin RTP değerleri büyükten küçüğe sırasıyla Amber Mill, GC Initial LiSi, CEREC Tessera, IPS e.max CAD ve Celtra Duo'dur. Bu çalışmanın bulguları translusensi ile kristal boyutu arasındaki ilişkiyi desteklenmiştir. Çünkü malzemenin farklı kristal bileşimi, optik özelliklerini belirleyebilir (Bagis ve Turgut, 2013).

Freitas ve ark. (2023), lityum disilikat (CEREC Tessera, IPS e. max CAD), (lityum silikat-disilikat, Vita Suprinity) ve 4Y-PSZ (Yttria-stabilize zirkonya, IPS e.max ZirCAD MT) materyallerin optik ve mekanik özelliklerini incelemişlerdir. Örnekleri 1 mm kalınlığında hazırlayarak yüzeyleri zımparalamışlar ancak ek bir yüzey bitim işlemi uygulamamışlardır. Çalışmanın bulgularına göre; IPS e.max CAD ile CEREC Tessera benzer translusensi parametresi sergilerken onları lityum silikat-disilikat materyali izlemiştir. Monolitik zirkonya en düşük translusens parametresi değerini göstermiştir. Freitas ve ark. (2023)'nın çalışmalarıyla uyumlu olarak, bu çalışmada da CEREC Tessera ve IPS E.max CAD benzer RTP değeri göstermiş olup lityum silikat-disilikat materyal olan Celtra Duo'dan daha yüksek RTP değeri göstermiştir.

Bu çalışmadaki translusensi değişimleri ele alındığında, materyaller ve yüzey bitim şekilleri arasında istatistiksel bir fark oluşmadığı tespit edilmiştir. Kahve termal siklusu sonrası ile ilk ölçüm arasındaki $\Delta\text{RTP}(1-2)$, tekrar parlatma sonrası ile ilk ölçüm arasındaki $\Delta\text{RTP}(1-3)$ ve kahve termal siklusu sonrası ve tekrar parlatma arasındaki $\Delta\text{RTP}(2-3)$ incelendiğinde sayısal olarak en fazla translusensi değişiminin Amber Mill materyalinde olduğu görülse de her üç koşulda da tüm materyaller algılanabilirlik translusensi parametresi

eşik değeri olan 0,62'den daha küçük ΔRTP değerleri göstermişlerdir. Bu doğrultuda bu çalışmada test edilen tüm materyallerin glaze yüzey bitimli ya da polisaj yüzey bitimli olmasına bakılmaksızın translusensi özelliklerini korudukları sonucuna ulaşılabilir. Kahve termal siklusu sonrasında meydana gelen translusensi değişimleri gözle fark edilemeyecek kadar düşük olmuştur. Özellikle anterior kron ve laminate veneerlerde tercih edilen bu materyallerin translusensi stabilitesine sahip olması klinik kullanım açısından da önem arz etmektedir.

Subaşı ve ark. (2018) yapmış oldukları çalışmada 0,5, 0,7 ve 1 mm kalınlığında ve A3-HT renkli monolitik zirkonya (In Coris TZI), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat (Vita Suprinity) ve lityum disilikat (IPS e.max CAD) materyalinin 5000 devir kahve termal siklusu sonrası renk ve translusensi stabilitesi CIEDE2000 ve RTP yöntemleri ile incelenmiştir. Subaşı ve ark. (2018) 0,5 mm kalınlığındaki Vita Suprinity hariç, çalışılan tüm materyallerin renk değişimleri klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde tespit etmişlerdir ($\Delta E_{00}=1.8$). Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat materyali hariç, diğer materyallerin renk değişimleri kalınlıktan önemli ölçüde etkilenmemiştir. Kahvede boyanmanın translusensiye etkilemediği görülmüş ve materyallerin translusensi parametreleri çalışılan her kalınlıkta IPS e.max CAD, Vita Suprinity ve In Coris TZI olarak yüksekten düşüğe doğru sıralanmıştır. Mevcut tez çalışmasında da benzer şekilde kahve termal siklusu sonrasında lityum disilikat materyalleri yüksek renk ve translusensi stabilitesi göstermiştir. Ancak bu çalışmanın aksine, Subaşı ve ark. (2018) çalışmasında IPS e.max CAD'in tüm kalınlıkları ve Vita Suprinity'nin 0,5 mm kalınlığındaki grupları algılanabilirlik eşiğinin üzerinde renk farkı göstermişlerdir. Bu farkın nedeni bu çalışmada spektrofotometre kullanılırken Subaşı ve ark. (2018)'nin çalışmasında spektrodymetre kullanılması olabilir.

Alp ve ark. (2018), çalışmalarında farklı yüzey bitim (polisaj ve glaze) şekline sahip 1,5 mm kalınlığındaki (A3, HT) lityum disilikat (IPS e.max CAD) ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat (Vita Suprinity) materyallerin kahve termal siklusu (5000 devir) sonrasındaki renk ve translusensi özelliklerini incelemişlerdir. Her iki seramikte de farklı yüzey işlemleri, kahve termal siklusu sonrasında klinik olarak kabul edilebilir renk değişiklikleri ile sonuçlanmıştır. IPS e.max CAD polisajlı grup hariç, tüm gruplardaki renk değişikliklerinin algılanabilirlik eşik değerinin altında ($<0,81$) olduğu, polisajlı IPS e.max CAD'in ΔE_{00} değerinin de klinik olarak kabul edilebilir olduğu ($<1,77$) rapor edilmiştir. Lityum disilikatın, kahve termal siklusu öncesinde ve sonrasında zirkonya ile güçlendirilmiş

lityum silikattan daha translusent olduğu ve termal siklusun her iki materyalin RTP değerini azalttığını bildirmişlerdir. Farklı yüzey işlemleri, test edilen kalınlık için sadece IPS e.max CAD'in translusesini etkilediği vurgulanmıştır. Alp ve ark. (2018)'nin çalışmasının bulguları ile bu çalışmanın bulguları uyumludur.

Arif ve ark. (2019), yaptıkları bir çalışmada; 0,7 ve 1,5 mm kalınlıklarındaki zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat (Celtra Duo ve Vita Suprinity) ve lityum disilikat (IPS e.max CAD) materyallerinin 6000 devir kahve termal siklusu sonrasındaki translusensi ve renk stabilitesi özelliklerini kıyaslamışlardır. Aynı kalınlığa sahip herhangi iki materyalin renk değişimleri arasında anlamlı bir fark rapor edilmemiştir. Kalınlığı 1,5 mm olan Vita Suprinity ve IPS e.max CAD'in ΔE_{00} değerleri algılanabilirlik sınırının altında, Celtra Duo'nun ise çok hafif üzerinde bulunmuştur; ancak her üç materyalde klinik olarak kabul edilebilir eşik değerin altında renk değişimi sergilemiştir. Arif ve ark. (2019), materyallerin aynı kalınlığında kahve termal siklusu öncesinde ve sonrasındaki farkları istatistiksel olarak anlamlı olmadığını rapor etmişlerdir. Yazarlar bir CAD-CAM restorasyonu planlanırken, özellikle laminate veneerler için kahve tüketiminden sonra renk boyanabilirliği ve translusensi açısından materyal seçiminin önemli olduğunu vurgulamıştır.

Dönmez ve ark. (2022) Amber Mill ve IPS e.max CAD'in kahve termal siklusundan sonra 0,7 mm kalınlığındaki örnekler hariç, Vita Suprinity'den daha yüksek RTP değeri gösterdiğini rapor etmişlerdir. Dönmez ve ark. (2022) Amber Mill ve Vita Suprinity'nin IPS e.max CAD materyalinden daha küçük ama benzer kristal boyutlarına sahip olduğunu vurgulamıştır. Yazarlar, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat materyalinin daha yoğun mikro kristal yapısının, materyalin önemli ölçüde daha düşük RTP değerleriyle ilişkilendirmişlerdir.

Diken Turksayar ve ark. (2023) çalışmalarında 1,2 mm kalınlığındaki ve A2 renk ve HT lityum disilikat CAD-CAM materyallerin (Amber Mill, Initial LiSi Block ve IPS e.max CAD) 10.000 devir termal siklus sonrasındaki optik özelliklerini incelemişlerdir. Yazarlar yüzey bitim işlemi olarak polisaj işlemi uygulamışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre, Amber Mill termal siklus öncesinde ve sonrasında en yüksek RTP değerine sahipken, GC Initial LiSi ve IPS e.max CAD materyalleri benzer RTP değeri sergilemiştir. Termal siklus işleminden sonra materyallerin translusensilerinde istatistiksel bir fark oluşmamıştır. Çalışmada materyallerin üçü de algılanabilir eşik değeri olan $\Delta E_{00}=0,81$ 'den daha küçük renk farkı göstermiştir ve aralarında istatistiksel bir fark bulunmamıştır. Diken Turksayar ve ark.

(2023)'nın çalışmalarında termal siklus devir sayısı, bu çalışmadan daha fazladır ve termal siklus işleminde kahve kullanılmamıştır. Buna rağmen araştırmacıların ΔE_{00} ve RTP bulguları bu çalışma ile uyumludur. Bu durumda lityum disilikat materyallerin farklı koşullarda renk ve translusensi stabilitesini koruduğu söylenebilir.

Bir çalışmada çeşitli materyallerin (CEREC Tessera, IPS e.max CAD ve Vita Suprinity, A2, HT) 5000 devir kahve termal siklusu sonrasındaki renk stabilitesi ve translusensi değerleri (RTP) incelenmiştir. Çalışmada RTP değerleri büyükten küçüğe sırasıyla IPS e.max CAD, CEREC Tessera ve Vita Suprinity olarak rapor edilmiştir. Ek olarak termal siklus sonrasında IPS e.max CAD RTP değerini korurken, diğer iki materyalin RTP değeri anlamlı derecede azalmıştır. Ancak bu değişim algılanabilir değildir. Materyallerin benzer ΔE_{00} değerleri sergilediği ve bu değerlerin algılanabilirlik eşik değeri olan 0,81'den düşük oldukları belirtilmiştir (Demirel ve ark., 2023). Bu çalışmanın sonuçları kısmen Demirel ve ark. (2023)'nın çalışmaları ile uyumludur.

Rizk ve ark. (2024), çalışmalarında üç farklı preslenebilen lityum disilikat esaslı (HT, A2) cam seramik materyalinin (IPS e.max Press, Celtra Press ve Vita Ambria) distile su ile 10.000 devir termal siklus sonrası optik özellikleri ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi değerlendirilmişlerdir. Çalışmanın bulgularına göre Celtra Press ve IPS e.max Press benzer ΔE_{ab} renk değişimi gösterirken, Vita Ambria onlardan istatistiksel olarak daha fazla renk değişimi göstermiştir. Translusensi değerlendirmelerine göre en yüksek TP değeri Vita Ambria materyalinde olurken onu sırasıyla IPS e.max Press ve Celtra Press izlemiştir. Bahsi geçen çalışmada seramiklere glaze işlemi uygulanmıştır. Termal yaşlandırma sonrasında materyallerin yüzey pürüzlülüğünde önemli bir değişim olmadığı ve IPS e.max CAD ile Celtra Press materyallerinin benzer yüzey pürüzlülüğü sergilediği rapor edilmiştir.

Brescansin ve ark. (2021) farklı yüzey işlemlerinin (zımparalama, CAD-CAM kazıma yüzeyi, elmas frez ile aşındırma, aşındırma + polisaj, aşındırma + glaze, aşındırma + polisaj + glaze) lityum disilikat seramiğin (IPS e.max CAD, HT, A2) optik ve yüzey karakteristiklerine etkilerini incelemiştir. Yazarlar çalışmalarının sonuçlarına göre, polisajın (ardından glaze yapılınsın veya yapılmasın) yüzey pürüzlülüğü azalttığını ve seramik yarı saydamlılığını (TP_{00}) ve ışık geçirgenliğini arttırdığını bildirmiştir. Bahsi geçen çalışmada glaze işlemi de pürüzlülüğü azaltmış, ancak yine de düşük ışık geçirgenliği (TP_{00}) sunmuştur.

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum (di)silikat materyali geleneksel lityum disilikat seramiklerden farkı olarak iki tip kristalin yapı ihtiva eder ve bu kristalin yapı geleneksel lityum disilikat seramiklerin sahip olduğu boyuttan (1 μm) daha küçüktür (0,5 μm). Ek olarak içeriğindeki zirkonya ilavesinin geleneksel lityum disilikata oranla translusensi miktarını azalttığı rapor edilmiştir (Belli ve ark., 2017; Ilie ve Hickel, 2008). Bu çalışmada, bu bilgiler ile uyumlu olarak, en düşük translusens parametresi zirkonya ihtiva eden Celtra Duo materyalinde tespit edilmiştir.

Tasin ve Ismatullaev (2024), farklı CAD-CAM materyallerin çalışmalarında (IPS e.max CAD, Vita Enamic ve Cerasmart) renk stabilitesinin incelemişler ve kahve termal siklusunun RTP değerini anlamlı derecede azalttığını rapor etmişlerdir. Bu çalışmayla uyumlu olarak yazarlar çalışmalarında, renk (ΔE_{00}) ve translusensi farkları (ΔRTP) klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda bulmuşlardır.

Bu çalışmada tüm materyallerin uzun süreli kahve tüketiminden sonra renk ve translusensilerini kabul edilebilir bir seviyede koruyabilecekleri düşünülebilir, çünkü 5000 termal döngü yaklaşık olarak 6 aylık intraoral kullanımı simüle etmektedir (Alp ve ark., 2018; Subaşı ve ark., 2018). Bununla birlikte, yakın zamanda yapılan bir çalışmada RTP'nin zamana, renklendirici solüsyona ve materyale bağlı bir parametre olduğu sonucuna varılmıştır (Tango ve ark., 2021).

Bu çalışma in vitro çalışmaların sahip olduğu birtakım limitasyonlara sahiptir. Bu çalışma sadece yüksek translusensideki HT örnekleri değerlendirmiştir; ancak farklı translusensi seviyelerindeki lityum disilikat esaslı cam seramik materyallerin de değerlendirilmesi önemlidir. Bu çalışmada örnekler standardizasyonun sağlanabilmesi ve renk ölçümlerinin doğruluğunun arttırılabilmesi için düz yüzeyli ve geometrik şekilli olarak hazırlanmıştır. Bu nedenle doğal diş anatomisinin sahip olduğu farklı kalınlıklara, girintili ve çıkıntılı yüzeylere sahip değildir. Bu çalışmada örneklerin hepsi aynı kalınlıktadır. Ayrıca bu çalışmada renklendirici ajan olarak kahve kullanılmıştır. Günlük hayatta renklenmeye neden olabilecek farklı ajanlar da tercih edilebilir. Bu çalışmanın bir diğer limitasyonu yüzey pürüzlülüğünün çalışma parametrelerine dahil edilmemesidir. Ayrıca rezin simanların da lityum disilikat esaslı cam seramik materyallerin optik özelliklerini etkileyebileceği bilinmektedir. Bu çalışmada rezin simanların etkisi çalışma konusu dışında tutulmuştur. Farklı kalınlıklarda, farklı translusensi seviyelerinde ve siman renginin de göz önüne alındığı ileriki çalışmalar bu çalışmanın bulgularını desteklemek açısından önerilmektedir. Ek olarak

linik koşullarda da bu parametrelerin değerlendirildiği uzun dönem in vivo çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmada; iki farklı yüzey bitimine (polisaj ve glaze) beş farklı CAD-CAM cam seramik materyalinin (IPS e.max CAD, GC Initial LiSi, Celtra Duo, CEREC Tessera ve Amber Mill) CIE L*, a*, b*, C* ve h° renk koordinatları ile renk stabilitesi (ΔE_{00}) ve rölatif translusensi parametresi (RTP) ve translusensi stabilitesine (ΔRTP) çeşitli zaman koşullarının (kahve termal siklusu ve yeniden parlatma) etkileri incelenmiştir.

Bu in-vitro çalışmanın yürütüldüğü deneysel koşullar ve çalışmanın limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. CIE L* parametresi ortalama değerleri, materyal tipinden, zaman koşulundan ve materyal ile yüzey bitim şekli etkileşiminden istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilenmiştir ($P<0,05$).
2. Her üç arka planda ortalama CIE L* sıralaması büyükten küçüğe sırasıyla IPS e.max CAD>Celtra Duo>CEREC Tessera>GC Initial LiSi>Amber Mill şeklindedir.
3. CIE a* parametresi ortalama değerleri materyal tipinden, yüzey bitim şeklinden, beyaz arka planda zaman koşulundan, materyal ile yüzey bitim şekli etkileşiminden, gri ve beyaz zeminde materyal ile zaman koşulu etkileşiminden istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilenmiştir ($P<0,05$).
4. Materyal tipine göre a* parametresi gri ve siyah arka planda büyükten küçüğe sırasıyla CEREC Tessera>Celtra Duo>IPS e.max CAD>GC Initial LiSi>Amber Mill şeklinde; beyaz arka planda ise CEREC Tessera>Celtra Duo> GC Initial LiSi > IPS e.max CAD >Amber Mill şeklindedir.
5. Her üç zeminde glaze yüzey bitim şekli a* parametresini istatistiksel olarak anlamlı derecede azaltırken, polisaj yüzey bitim şekli ise anlamlı derecede arttırmıştır ($P<0,05$).
6. CIE b* parametresi ortalama değerleri materyal tipinden, yüzey bitim şeklinden ve materyal ile yüzey bitim şekli etkileşiminden istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilenmiştir ($P<0,05$).
7. Materyallerin ortalama CIE b* değerleri gri zeminde CEREC Tessera>GC Initial LiSi>Celtra Duo>Amber Mill>IPS e.max CAD olarak; beyaz zeminde CEREC

Tessera>GC Initial LiSi>Amber Mill>Celtra Duo >IPS e.max CAD; siyah zeminde ise CEREC Tessera>GC Initial LiSi>Celtra Duo>IPS e.max CAD>Amber Mill olarak sıralanmıştır.

8. Her üç zeminde materyal ve zamana bağlı koşullardan bağımsız olarak polisaj grubu istatistiksel olarak daha yüksek ortalama b^* değerine, glaze grubu ise istatistiksel olarak daha düşük ortalama b^* değerine sahiptir ($P<0,05$).

9. CIE C^* parametresi ortalama değerleri materyal tipinden, yüzey bitim şeklinden ve materyal ile yüzey bitim şekli etkileşiminden istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilenmiştir ($P<0,05$).

10. Materyallerin ortalama CIE C^* değerleri gri ve siyah zeminlerde CEREC Tessera>Celtra Duo>IPS e.max CAD>GC Initial LiSi>Amber Mill olurken; beyaz zeminde ise CEREC Tessera>Celtra Duo> GC Initial LiSi >IPS e.max CAD>Amber Mill şeklinde sıralanmıştır.

11. Her üç zeminde materyal ve zamana bağlı koşullardan bağımsız olarak polisaj grubu istatistiksel olarak daha yüksek ortalama C^* değerine, glaze grubu ise istatistiksel olarak daha düşük ortalama C^* değerine sahiptir ($P<0,05$).

12. CIE h° parametresi ortalama değerleri materyal tipinden, yüzey bitim şeklinden, beyaz zeminde zaman koşulundan ve materyal ile yüzey bitim şekli etkileşiminden istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilenmiştir ($P<0,05$).

13. Tüm zeminlerde en yüksek h° değeri Amber Mill materyalinde, en düşük h° ise CEREC Tessera materyalinde elde edilmiştir ($P<0,05$). Her üç zeminde glaze işlemi h° değerini anlamlı derecede arttırmıştır ($P<0,05$).

14. Amber Mill dışındaki tüm materyallerde glaze işlemi h° değerini anlamlı derecede arttırmıştır ($P<0,05$). Ancak Amber Mill materyalinde glaze işlemi ile polisaj işleminin sahip olduğu h° değerleri arasında istatistiksel bir fark bulunmamıştır ($P>0,05$).

15. Materyallerin başlangıç rengi ile kahve termal siklusu arasındaki ΔE_{00} ortanca değeri materyal tipinden, yüzey bitim şeklinden ve materyal tipi ile yüzey bitim şekli etkileşiminden istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilenmemiştir ($P>0,05$).

16. Amber Mill materyali $\Delta E_{00}=0,93$ değeri göstererek algılanabilirlik eşik değerinin üzerinde renk değişimi gösteren tek materyal olmuştur. Bu çalışmada test edilen lityum disilikat esaslı cam seramik materyallerden hiçbirinde kabul edilebilirlik eşik $\Delta E_{00}=1,77$ 'den daha yüksek renk farkı bulunmamıştır.

17. Materyallerin başlangıç rengi ile kahve termal siklusu ardından yapılan tekrar parlatma sonrası yapılan renk ölçümü arasındaki ΔE_{00} ortanca değeri materyal tipinden, yüzey bitim şeklinden ve materyal tipi ile yüzey bitim şekli etkileşiminden istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilenmemiştir ($P>0,05$).

18. Amber Mill ile CEREC Tessera materyalleri algılanabilirlik eşik değeri olan $\Delta E_{00}=0,81$ değerinden daha yüksek büyüklükte renk farkı göstermiştir. Ancak hiçbir materyalde kabul edilebilirlik renk farkı eşik değerinden ($\Delta E_{00}=1,77$) daha yüksek renk değişimi meydana gelmemiştir.

19. Materyallerin kahve termal siklusu sonrasındaki renk ölçümü ile tekrar parlatma sonrası renk ölçümü arasındaki ΔE_{00} ortanca değerleri materyal tipinden istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilenirken ($P<0,05$); yüzey bitim şeklinden ve materyal tipi ile yüzey bitim şekli etkileşiminden istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilenmemiştir ($P>0,05$).

20. CEREC Tessera ve Amber Mill istatistiksel olarak en yüksek ΔE_{00} değerine, IPS e.max CAD istatistiksel olarak en küçük ΔE_{00} değerine sahiptir ($P<0,05$). Celtra Duo ve GC Initial LiSi materyalleri benzer ΔE_{00} değerine sahiptir ($P>0,05$). Ancak hiçbir materyalde kabul edilebilirlik renk farkı eşik değerinden ($\Delta E_{00}=1,77$) daha yüksek renk değişimi meydana gelmemiştir.

21. Ortalama RTP değerleri materyal tipi, zaman koşulları ile materyal ve yüzey bitimi etkileşiminden istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilenmiştir ($P<0,05$). Materyallerin ortalama RTP sıralaması Amber Mill>GC Initial LiSi>CEREC Tessera $\geq$ IPS e.max CAD>Celtra Duo şeklindedir.

22. Materyal ve zaman koşulu etkisinden bağımsız olarak glaze yüzey bitim işlemi RTP değerini anlamlı derecede arttırmıştır ($P<0,05$).

23. Üç farklı zaman koşulunda elde edilen RTP değerleri arasındaki ΔRTP ortanca değerleri materyal, yüzey bitim şekli ve materyal ile yüzey bitim şekli etkileşiminden istatistiksel

olarak anlamlı derecede etkilenmemiştir ($P>0,05$). Test edilen materyallerin ΔRTP ortanca değerleri algılanabilir translusensi parametresi eşik değeri olan 0,62'den daha düşük bulunmuştur.

24. Bu çalışmada test edilen lityum disilikat esaslı materyaller renk ve translusensi stabilitelerini kahve termal siklusu ve tekrar parlatma işlemleri sonrasında muhafaza etmiştir. Klinik koşullarda arzu edilen optik özellikler ve farklı klinik senaryolara göre bu çalışmadaki materyaller ve yüzey işlemleri (glaze veya polisaj) tercih edilebilir. Klinisyen ve teknisyenlerin yeni lityum disilikat esaslı materyallerin seçimini yaparken, birbirlerinden farklı optik özellikler sergileyebileceğini göz önünde bulundurmaları önerilir. Bu in vitro çalışmanın bulgularını destekleyecek in vitro ve klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.



7. KAYNAKLAR

- Aboushelib, M. N., Dozic, A., & Liem, J. K. (2010). Influence of framework color and layering technique on the final color of zirconia veneered restorations. *Quintessence International*, 41(5), 84-89.
- Acar, O., Yilmaz, B., Altintas, S. H., Chandrasekaran, I., & Johnston, W. M. (2016). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 71-75.
- Aksoy, G., Polat, H., Polat, M., & Coskun, G. (2006). Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces. *Colloids and surfaces B: Biointerfaces*, 53(2), 254-259.
- Al-Johani, H., Haider, J., Satterthwaite, J., & Silikas, N. (2024). Lithium Silicate-Based Glass Ceramics in Dentistry: A Narrative Review. *Prosthesis*, 6(3), 478-505. <https://doi.org/10.3390/prosthesis6030034>
- Al-Johani, H., Haider, J., Silikas, N., & Satterthwaite, J. (2024). Effect of repeated firing on the topographical, optical, and mechanical properties of fully crystallized lithium silicate-based ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(4), 741 e741-741 e711. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2024.01.006>
- Alayad, A. S., Alqhatani, A., Alkatheeri, M. S., Alshehri, M., AlQahtani, M. A., et al. (2021). Effects of CAD/CAM ceramics and thicknesses on translucency and color masking of substrates. *The Saudi Dental Journal*, 33(7), 761-768.
- Albakry, M., Guazzato, M., & Swain, M. V. (2004). Influence of hot pressing on the microstructure and fracture toughness of two pressable dental glass–ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 71(1), 99-107.
- Alencar-Silva, F. J., Barreto, J. O., Negreiros, W. A., Silva, P. G. B., Pinto-Fiamengui, L. M. S., et al. (2019). Effect of beverage solutions and toothbrushing on the surface roughness, microhardness, and color stainability of a vitreous CAD-CAM lithium disilicate ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(4), 711 e711-711 e716. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.02.001>
- Alkadi, L., & Ruse, N. D. (2016). Fracture toughness of two lithium disilicate dental glass ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(4), 591-596.
- Alp, G., Subasi, M. G., Johnston, W. M., & Yilmaz, B. (2018). Effect of surface treatments and coffee thermocycling on the color and translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(2), 263-268. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.10.024>
- Alp, G., Subaşı, M. G., Seghi, R. R., Johnston, W. M., & Yilmaz, B. (2018). Effect of shading technique and thickness on color stability and translucency of new generation translucent zirconia. *Journal of Dentistry*, 73, 19-23.
- Amaral, F. L., Colucci, V., Palma-Dibb, R. G., & Corona, S. A. (2007). Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19(6), 340-353.
- Amaya-Pajares, S. P., Ritter, A. V., Vera Resendiz, C., Henson, B. R., Culp, L., et al. (2016). Effect of finishing and polishing on the surface roughness of four ceramic materials after occlusal adjustment. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(6), 382-396.
- Anazi, A. A., & Sultan, S. (2023). The Effect of Brushing on Coffee Stainability of Ceramic Crowns Constructed from Repeatedly Processed Lithium Disilicate Ceramic Ingots: An In Vitro Study. *Applied Sciences*, 13(13). <https://doi.org/10.3390/app13137398>
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
- Ardu, S., Feilzer, A. J., Braut, V., Benbachir, N., Rizcalla, N., et al. (2010). Pilot in vivo image spectro-photometric evaluation of optical properties of pure enamel and enamel-dentin complex. *Dental Materials*, 26(7), e205-210. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.03.006>
- Arif, R., Yilmaz, B., & Johnston, W. M. (2019). In vitro color stainability and relative translucency of CAD-CAM restorative materials used for laminate veneers and complete crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(2), 160-166. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.09.011>

- Aur lio, I. L., Dorneles, L. S., & May, L. G. (2017). Extended glaze firing on ceramics for hard machining: Crack healing, residual stresses, optical and microstructural aspects. *Dental Materials*, 33(2), 226-240.
- Babu, P. J., Alla, R. K., Alluri, V. R., Datla, S. R., & Konakanchi, A. (2015). Dental ceramics: Part I–An overview of composition, structure and properties. *Am J Mater Eng Technol*, 3(1), 13-18.
- Bacchi, A., Boccardi, S., Alessandretti, R., & Pereira, G. K. R. (2019). Substrate masking ability of bilayer and monolithic ceramics used for complete crowns and the effect of association with an opaque resin-based luting agent. *Journal of prosthodontic research*, 63(3), 321-326.
- Bagheri, R., Burrow, M., & Tyas, M. (2005). Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *Journal of Dentistry*, 33(5), 389-398.
- Bagis, B., & Turgut, S. (2013). Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. *Journal of Dentistry*, 41 (3), 24-30. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.11.013>
- Bahannan, S. A. (2014). Shade matching quality among dental students using visual and instrumental methods. *Journal of Dentistry*, 42(1), 48-52.
- Bajraktarova Valjakova, E., Lj, G., Korunoska Stevkovska, V., Gigovski, N., Kapusevska, B., Mijoska, et al. (2018). Dental ceramic materials, part I: Technological development of all-ceramic dental materials.
- Bajraktarova-Valjakova, E., Korunoska-Stevkovska, V., Kapusevska, B., Gigovski, N., Bajraktarova-Misevska, C., et al. (2018). Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open access Macedonian journal of medical sciences*, 6(9), 1742.
- Baldissara, P., Llukacej, A., Ciocca, L., Valandro, F. L., & Scotti, R. (2010). Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(1), 6-12.
- Barizon, K. T., Bergeron, C., Vargas, M. A., Qian, F., Cobb, D. S., et al. (2013). Ceramic materials for porcelain veneers. Part I: Correlation between translucency parameters and contrast ratio. *The Journal of prosthetic dentistry*, 110(5), 397-401.
- Baroudi, K., & Ibraheem, S. N. (2015). Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: a review of the literature. *Journal of international oral health: JIOH*, 7(4), 96.
- Basso, G. R., Kodama, A. B., Pimentel, A. H., Kaizer, M. R., Bona, A. D., et al. (2017). Masking Colored Substrates Using Monolithic and Bilayer CAD-CAM Ceramic Structures. *Operative Dentistry*, 42(4), 387-395. <https://doi.org/10.2341/16-247-L>
- Belli, R., Wendler, M., de Ligny, D., Cicconi, M. R., Petschelt, A., et al. (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials*, 33(1), 84-98. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.10.009>
- Ben-Nissan, B., Choi, A., & Cordingley, R. (2008). Alumina ceramics. In *Bioceramics and their clinical applications* (pp. 223-242). Elsevier.
- Berns, R. S. (2019). *Billmeyer and Saltzman's principles of color technology*. John Wiley & Sons.
- Boaventura, J. M. C., Nishida, R., Elossais, A. A., Lima, D. M., Reis, J. M. S. N., et al. (2013). Effect finishing and polishing procedures on the surface roughness of IPS Empress 2 ceramic. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(3-4), 438-443.
- Boksman, L. (2007). Shade selection: accuracy and reproducibility. *Ontario Dentist*, 84(4), 24.
- Bollen, C. M., Papaioanno, W., Van Eldere, J., Schepers, E., Quirynen, M., et al. (1996). The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clinical Oral Implants Research*, 7(3), 201-211.
- Bompolaki, D., Punj, A., Fellows, C., Truong, C., & Ferracane, J. L. (2022). Clinical Performance of CAD/CAM Monolithic Lithium Disilicate Implant-Supported Single Crowns Using Solid or Predrilled Blocks in a Fully Digital Workflow: A Retrospective Cohort Study With Up To 33 Months of Follow Up. *Journal of Prosthodontics*, 31(1), 38-44.
- Brescansin, F. N., Prochnow, C., Guilardi, L. F., Kleverlaan, C. J., Bacchi, A., et al. (2021). Effect of different surface treatments on optical, colorimetric, and surface characteristics of a lithium disilicate glass-ceramic. *J Esthet Restor Dent*, 33(7), 1017-1028. <https://doi.org/10.1111/jerd.12793>
- Brewer, J. D., Wee, A., & Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics*, 48(2), 341-358.

- Bridgeman, I. (1987). The nature of light and its interaction with matter. *Colour physics for industry*, 1-34.
- Brochu, J.-F., & El-Mowafy, O. (2002). Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations-a literature review. *Journal-Canadian Dental Association*, 68(4), 233-238.
- Brodbelt, R., O'brien, W., & Fan, P. (1980). Translucency of dental porcelains. *Journal of Dental Research*, 59(1), 70-75.
- Brook, A., Smith, R., & Lath, D. (2007). The clinical measurement of tooth colour and stain. *International dental journal*, 57(5), 324-330.
- Burkinshaw, S. (2004). Colour in relation to dentistry. Fundamentals of colour science. *British dental journal*, 196(1), 33-41.
- Cakmak, G., Donmez, M. B., de Paula, M. S., Akay, C., Fonseca, M., et al. (2023). Surface roughness, optical properties, and microhardness of additively and subtractively manufactured CAD-CAM materials after brushing and coffee thermal cycling. *Journal of Prosthodontics*. <https://doi.org/10.1111/jopr.13796>
- Cakmak, G., Donmez, M. B., Kashkari, A., Johnston, W. M., & Yilmaz, B. (2021). Effect of thickness, cement shade, and coffee thermocycling on the optical properties of zirconia reinforced lithium silicate ceramic. *J Esthet Restor Dent*, 33(8), 1132-1138. <https://doi.org/10.1111/jerd.12808>
- Cal, E., Sonugelen, M., Guneri, P., Kesercioglu, A., & Kose, T. (2004). Application of a digital technique in evaluating the reliability of shade guides. *Journal of oral rehabilitation*, 31(5), 483-491.
- Carney, M. N., & Johnston, W. M. (2017). Appearance differences between lots and brands of similar shade designations of dental composite resins. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29(2), E6-E14.
- Carsten, D. L. (2003). Successful shade matching--what does it take? *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 24(3), 175-178, 180, 182 passim; quiz 188.
- Cesar, P. F., Yoshimura, H. N., Júnior, W. G. M., & Okada, C. Y. (2005). Correlation between fracture toughness and leucite content in dental porcelains. *Journal of Dentistry*, 33(9), 721-729.
- Chamberlin, G., & Chamberlin, D. (1980). Colour: Its Measurement. *Computation and Application, Heyden International Topics in Science*.
- Chartier, T., Chaput, C., Doreau, F., & Loiseau, M. (2002). Stereolithography of structural complex ceramic parts. *Journal of materials science*, 37, 3141-3147.
- Chen, H., Huang, J., Dong, X., Qian, J., He, J., et al. (2012). A systematic review of visual and instrumental measurements for tooth shade matching. *Quintessence International*, 43(8).
- Chen, Y.-M., Smales, R. J., Yip, K. H.-K., & Sung, W.-J. (2008). Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dental Materials*, 24(11), 1506-1511.
- Chevalier, J., Grandjean, S., Kuntz, M., & Pezzotti, G. (2009). On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, 30(29), 5279-5282.
- Chevalier, J., Gremillard, L., Virkar, A. V., & Clarke, D. R. (2009). The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society*, 92(9), 1901-1920.
- Chevalier, J., Olagnon, C., & Fantozzi, G. (1999). Subcritical crack propagation in 3Y-TZP ceramics: static and cyclic fatigue. *Journal of the American Ceramic Society*, 82(11), 3129-3138.
- Christensen, G. (2018). Zirconia: most durable tooth-colored crown material in practice-based clinical study. *Clinical Reports*, 11(11), 1-3.
- Chu, S. J., Trushkowsky, R. D., & Paravina, R. D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, 38, e2-e16.
- CIE. (2004). *Colorimetry-technical report* (3rd ed. ed., Vol. No: 15). CIE Pub.
- Clarke, D. R. (1992). Interpenetrating phase composites. *Journal of the American Ceramic Society*, 75(4), 739-758.
- Conrad, H. J., Seong, W.-J., & Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(5), 389-404.

- Culp, L., & McLaren, E. A. (2010). Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (15488578), 31(9).
- da Rocha, L. S., Della Bona, A., Pretto, M. D., Corazza, P. H., Borba, M., et al. (2023). Assessment of the survival and success rates of lithium disilicate crowns after different surface finishing procedures: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 129(6), 897-905.
- da Silva, L. H., LIMA, E. d., Miranda, R. B. d. P., Favero, S. S., Lohbauer, U., et al. (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian oral research*, 31.
- de Azevedo Cubas, G. B., Camacho, G. B., Demarco, F. F., & Pereira-Cenci, T. (2011). The effect of luting agents and ceramic thickness on the color variation of different ceramics against a chromatic background. *European journal of dentistry*, 5(03), 245-252.
- de Carvalho Ramos, N., Campos, T. M. B., de La Paz, I. S., Machado, J. P. B., Bottino, M. A., et al. (2016). Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dental Materials*, 32(7), 870-878.
- de Geus, J. L., De Lara, M., Hanzen, T., Fernández, E., Loguercio, A. D., et al. (2015). One-year follow-up of at-home bleaching in smokers before and after dental prophylaxis. *Journal of dentistry*, 43(11), 1346-1351.
- de Oliveira, A. L. B. M., Botta, A. C., Campos, J. Á. D. B., & Garcia, P. P. N. S. (2014). Effects of immersion media and repolishing on color stability and superficial morphology of nanofilled composite resin. *Microscopy and Microanalysis*, 20(4), 1234-1239.
- Dede, D. O., Ceylan, G., & Yilmaz, B. (2017). Effect of brand and shade of resin cements on the final color of lithium disilicate ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(4), 539-544. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.07.014>
- del Mar Pérez, M., Saleh, A., Yebra, A., & Pulgar, R. (2007). Study of the variation between CIELAB ΔE^* and CIEDE2000 color-differences of resin composites. *Dental Materials Journal*, 26(1), 21-28.
- Della Bona, A., Nogueira, A. D., & Pecho, O. E. (2014). Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *Journal of Dentistry*, 42(9), 1202-1209. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.07.005>
- Della Bona, A., Pecho, O. E., Ghinea, R., Cardona, J. C., & Perez, M. M. (2015). Colour parameters and shade correspondence of CAD-CAM ceramic systems. *Journal of Dentistry*, 43(6), 726-734. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.02.015>
- Demirel, M., Diken Turksayar, A. A., & Donmez, M. B. (2023). Translucency, color stability, and biaxial flexural strength of advanced lithium disilicate ceramic after coffee thermocycling. *J Esthet Restor Dent*, 35(2), 390-396. <https://doi.org/10.1111/jerd.12960>
- Denry, I., & Holloway, J. (2009). Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials* 2010; 3 (1): 351-368. Guess PC, Strub JR, Steinhart N, Wolkewitz M, Stappert CF. All-ceramic partial coverage restorations—midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *J Dent*, 37(8), 627-637.
- Denry, I., & Holloway, J. (2010). Ceramics for dental applications: A review. *Materials*. 2010; 3 (1): 351-68. In.
- Diken Turksayar, A. A., Demirel, M., & Donmez, M. B. (2023). Optical properties, biaxial flexural strength, and reliability of new-generation lithium disilicate glass-ceramics after thermal cycling. *Journal of Prosthodontics*, 32(9), 815-820. <https://doi.org/10.1111/jopr.13632>
- Donmez, M. B., Olcay, E. O., & Demirel, M. (2022). Load-to-Failure Resistance and Optical Characteristics of Nano-Lithium Disilicate Ceramic after Different Aging Processes. *Materials (Basel)*, 15(11). <https://doi.org/10.3390/ma15114011>
- Doreau, F., Chaput, C., & Chartier, T. (2000). Stereolithography for manufacturing ceramic parts. *Advanced Engineering Materials*, 2(8), 493-496.
- Dos Santos, D. M., da Silva, E. V., Watanabe, D., Bitencourt, S. B., Guiotti, A. M., et al. (2017). Effect of different acidic solutions on the optical behavior of lithium disilicate ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.10.023>
- Douglas, R. D. (1997). Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*, 77(5), 464-470.
- Duret, F., Blouin, J.-L., & Duret, B. (1988). CAD-CAM in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 117(6), 715-720.

- Ebeid, K., Wille, S., Hamdy, A., Salah, T., El-Etreby, A., et al. (2014). Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental Materials*, 419-424. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.09.003>
- Ebert, J., Özkol, E., Zeichner, A., Uibel, K., Weiss, Ö., et al. (2009). Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *Journal of dental research*, 88(7), 673-676.
- Egger, B. (2003). Natural color concept: a systematic approach to visual shade selection. *QDT*, 26, 161-170.
- Elamin, H. O., Abubakr, N. H., & Ibrahim, Y. E. (2015). Identifying the tooth shade in group of patients using Vita Easyshade. *European journal of dentistry*, 9(02), 213-217.
- Elsaka, S. E., & Elnaghy, A. M. (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental materials*, 32(7), 908-914.
- Ferrari, M., Cagidiaco, E. F., Goracci, C., Sorrentino, R., Zarone, F., et al. (2019). Posterior partial crowns out of lithium disilicate (LS2) with or without posts: A randomized controlled prospective clinical trial with a 3-year follow up. *Journal of Dentistry*, 83, 12-17.
- Fischer, K., Bühler-Zemp, P., & Völkel, T. (2005). Scientific Documentation IPS e. max CAD. *Schaan, Liechtenstein: Ivoclar Vivadent*, 1-30.
- Flury, S., Diebold, E., Peutzfeldt, A., & Lussi, A. (2017). Effect of artificial toothbrushing and water storage on the surface roughness and micromechanical properties of tooth-colored CAD-CAM materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 117(6), 767-774.
- Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23(5), 467-480.
- Fouda, A. M., Atta, O., Kassem, A. S., Desoky, M., & Bourauel, C. (2022). Wear behavior and abrasiveness of monolithic CAD/CAM ceramics after simulated mastication. *Clinical Oral Investigations*, 26(11), 6593-6605.
- Fouda, A. M., Stawarczyk, B., Özcan, M., Singer, L., & Bourauel, C. (2023). Impact of glazing on wear, fracture load, and optical properties of a new fully crystallized lithium disilicate ceramic material. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 146, 106102.
- Freitas, J. S., Souza, L. F. B., Dellazzana, F. Z., da Silva, T. M. R., Ribeiro, L., et al. (2023). Advanced lithium disilicate: A comparative evaluation of translucency and fatigue failure load to other ceramics for monolithic restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 148, 106192.
- Fujita, M., Kawakami, S., Noda, M., & Sano, H. (2006). Color Change of Newly Developed Esthetic Restorative Material Immersed in Food-simulating Solutions. *Dental Materials Journal*, 25(2), 352-359. <https://doi.org/10.4012/dmj.25.352>
- Gale, M., & Darvell, B. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89-99.
- Garling, A., Sasse, M., Becker, M. E. E., & Kern, M. (2019). Fifteen-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *Journal of Dentistry*, 89, 103178.
- Garvie, R. C., Hannink, R., & Pascoe, R. (1990). Ceramic steel? In *Sintering Key Papers* (pp. 253-257). Springer.
- Gawriolek, M., Sikorska, E., Ferreira, L. F., Costa, A. I., Khmelinskii, I., et al. (2012). Color and luminescence stability of selected dental materials in vitro. *Journal of Prosthodontics*, 21(2), 112-122. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00808.x>
- Gawriolek, M., Sikorska, E., Ferreira, L. F., Costa, A. I., Khmelinskii, I., et al. (2012). Color and luminescence stability of selected dental materials in vitro. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(2), 112-122.
- Gehrt, M., Wolfart, S., Rafai, N., Reich, S., & Edelhoff, D. (2013). Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clinical oral investigations*, 17, 275-284.
- Ghinea, R., Perez, M. M., Herrera, L. J., Rivas, M. J., Yebra, A., et al. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry*, 38 Suppl 2, e57-64. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.07.008>
- Giordano II, R. (2022). Ceramics overview. *British dental journal*, 232(9), 658-663.

- Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of the American Dental Association*, 137 14-21. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16950933>
- Giordano, R., & McLaren, E. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 31(9), 682-684, 686, 688 passim; quiz 698, 700.
- Gokce, H. S., Piskin, B., Ceyhan, D., Gokce, S. M., & Arisan, V. (2010). Shade matching performance of normal and color vision-deficient dental professionals with standard daylight and tungsten illuminants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 103(3), 139-147.
- Gomez-Polo, C., Portillo Munoz, M., Lorenzo Luengo, M. C., Vicente, P., Galindo, P., et al. (2016). Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 65-70. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.07.001>
- Gómez-Polo, C., Gómez-Polo, M., Martínez Vazquez De Parga, J. A., & Celemin-Viñuela, A. (2015). 3D Master Toothguide according to L*, C*, and h* coordinates. *Color Research & Application*, 40(5), 518-524.
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., & Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3).
- Guerra, F., Mazur, M., Corridore, D., Pasqualotto, D., Nardi, G. M., et al. (2015). Evaluation of the esthetic properties of developmental defects of enamel: a spectrophotometric clinical study. *The Scientific World Journal*, 2015.
- Guess, P. C., Schultheis, S., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Ferencz, J. L., et al. (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics*, 55(2), 333-352.
- Gunal, B., & Ulusoy, M. M. (2018). Optical properties of contemporary monolithic CAD-CAM restorative materials at different thicknesses. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(5), 434-441.
- Gürdal, I., Atay, A., Eichberger, M., Cal, E., Üsümez, A., et al. (2018). Color change of CAD-CAM materials and composite resin cements after thermocycling. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(4), 546-552.
- Hallmann, L., Ulmer, P., & Kern, M. (2018). Effect of microstructure on the mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 82, 355-370.
- Harianawala, H. H., Kheur, M. G., Apte, S. K., Kale, B. B., Sethi, T. S., et al. (2014). Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *The journal of advanced prosthodontics*, 6(6), 456-461.
- Hassel, A. J., Zenthöfer, A., Corcodel, N., Hildenbrandt, A., Reinelt, G., et al. (2013). Determination of VITA Classical shades with the 3D-Master shade guide. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(3-4), 721-726.
- Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., et al. 2002a). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(1), 4-9.
- Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., et al. (2002b). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(1), 10-15.
- Hegenbarth, E. (1996). Procera aluminum oxide ceramics: A new way to achieve stability, precision, and esthetics in all-ceramic restorations. *QDT*, 19, 21-34.
- Hekimoğlu, C., Anıl, N., & Etikan, I. (2000). Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. *International Journal of Prosthodontics*, 13(1).
- Helvey, G. (2010). A history of dental ceramics. *Compendium*, 31(4), 310-311.
- Helvey, G. A. (2014). Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium*, 35(1), 38-43.
- Hölken, F., & Dietrich, H. (2022). Restoring teeth with an advanced lithium disilicate ceramic: a case report and 1-year follow-up. *Case Reports in Dentistry*, 2022.
- Huang, H. (2003). Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Materials Science and Engineering: A*, 345(1-2), 155-163.
- Hugo, B., Witzel, T., & Klaiber, B. (2005). Comparison of in vivo visual and computer-aided tooth shade determination. *Clinical oral investigations*, 9, 244-250.

- Hunter, R. S. (1987). *The measurement of appearance*. John Wiley & Sons.
- Hunter, R. S., & Harold, R. W. (1987). *The measurement of appearance*. John Wiley & Sons.
- Hurle, K., Lubauer, J., Belli, R., & Lohbauer, U. (2022). On the assignment of quartz-like LiAlSi₂O₆-SiO₂ solid solutions in dental lithium silicate glass-ceramics: Virgilite, high quartz, low quartz or stuffed quartz derivatives? *Dental Materials*, 38(9), 1558-1563.
- Ilie, N., & Hickel, R. (2008). Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dental Materials*, 24(7), 908-914. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.11.006>
- Ilie, N., & Stawarczyk, B. (2014). Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *Journal of Dentistry*, 42(6), 684-690. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.03.007>
- Iravani, M., Shamszadeh, S., Panahandeh, N., Sheikh-Al-Eslamian, S. M., & Torabzadeh, H. (2020). Shade reproduction and the ability of lithium disilicate ceramics to mask dark substrates. *Restor Dent Endod*, 45(3), e41. <https://doi.org/10.5395/rde.2020.45.e41>
- Johnston, W., Hesse, N., Davis, B., & Seghi, R. (1996). Analysis of edge-losses in reflectance measurements of pigmented maxillofacial elastomer. *Journal of Dental Research*, 75(2), 752-760.
- Johnston, W., & Kao, E. (1989). Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of Dental Research*, 68(5), 819-822.
- Johnston, W. M. (2009). Color measurement in dentistry. *Journal of Dentistry*, 37 Suppl 1, e2-6. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.03.011>
- Johnston, W. M. (2014). Review of translucency determinations and applications to dental materials. *J Esthet Restor Dent*, 26(4), 217-223. <https://doi.org/10.1111/jerd.12112>
- Johnston, W. M., Ma, T., & Kienle, B. H. (1995). Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *International Journal of Prosthodontics*, 8(1).
- Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, 32, 3-12. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2003.10.013>
- Joiner, A., & Luo, W. (2017). Tooth colour and whiteness: A review. *Journal of dentistry*, 67, S3-S10.
- Jones, C., Billington, R., & Pearson, G. (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *British Dental Journal*, 196(1), 42-45.
- Jones, D. W. (1998). A brief overview of dental ceramics. *Journal-Canadian Dental Association*, 64, 648-651.
- Jurado, C. A., El-Gendy, T., Hyer, J., & Tsujimoto, A. (2022). Color stability of fully-and pre-crystallized chair-side CAD-CAM lithium disilicate restorations after required and additional sintering processes. *The journal of advanced prosthodontics*, 14(1), 56.
- Kanat-Ertürk, B. (2020). Color stability of CAD/CAM ceramics prepared with different surface finishing procedures. *Journal of Prosthodontics*, 29(2), 166-172.
- Karaokutan, I., Yilmaz Savas, T., Aykent, F., & Ozdere, E. (2015). Color Stability of CAD/CAM Fabricated Inlays after Accelerated Artificial Aging. *Journal of Prosthodontics*. <https://doi.org/10.1111/jopr.12353>
- Kaur, K., Talibi, M., & Parmar, H. (2022). Do you know your ceramics? Part 3: lithium disilicate. *British dental journal*, 232(3), 147-150.
- Kelly, J. R., & Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56, 84-96.
- Kern, M., Sasse, M., & Wolfart, S. (2012). Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *The Journal of the American Dental Association*, 143(3), 234-240.
- Khurana, R., Tredwin, C., Weisbloom, M., & Moles, D. (2007). A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British Dental Journal*, 203(12), 675-680.
- Kim, H.-K., Kim, S.-H., Lee, J.-B., & Ha, S.-R. (2016). Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(6), 773-779.

- Kim, H. K., & Kim, S. H. (2014). Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dental Materials*, 30(9), 229-237. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.04.008>
- Kim, H. K., Kim, S. H., Lee, J. B., Han, J. S., & Yeo, I. S. (2013). Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont*, 5(3), 296-304. <https://doi.org/10.4047/jap.2013.5.3.296>
- Kim-Pusateri, S., Brewer, J. D., Davis, E. L., & Wee, A. G. (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(3), 193-199.
- Kingery, W. D., Bowen, H. K., & Uhlmann, D. R. (1976). *Introduction to ceramics* (Vol. 17). John Wiley & sons.
- Kohorst, P., Junghanns, J., Dittmer, M. P., Borchers, L., & Stiesch, M. (2011). Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. *Clinical oral investigations*, 15, 527-536.
- Kohta, A. (2003). Evaluation of the marginal fitness of tetragonal zirconia polycrystal all-ceramic restorations. *Kokubyo Gakkai zasshi. The Journal of the Stomatological Society, Japan*, 70(2), 114-123.
- Krämer, N., & Frankenberger, R. (2005). Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dental Materials*, 21(3), 262-271.
- Krishna, J. V., Kumar, V. S., & Savadi, R. C. (2009). Evolution of metal-free ceramics. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 9(2), 70-75.
- Kumchai, H., Juntavee, P., Sun, A. F., & Nathanson, D. (2018). Effect of glazing on flexural strength of full-contour zirconia. *International journal of dentistry*, 2018.
- Kurklu, D., Azer, S. S., Yilmaz, B., & Johnston, W. M. (2013). Porcelain thickness and cement shade effects on the colour and translucency of porcelain veneering materials. *Journal of Dentistry*, 41(11), 1043-1050. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.08.017>
- Kursoglu, P., Motro, P. F. K., & Kazazoglu, E. (2014). Correlation of surface texture with the stainability of ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 306-313.
- Kurt, M., Güngör, M. B., Nemli, S. K., & Bal, B. T. (2020). Effects of glazing methods on the optical and surface properties of silicate ceramics. *Journal of prosthodontic research*, 64(2), 202-209.
- Lawson, N. C., & Burgess, J. O. (2015). Gloss and Stain Resistance of Ceramic-Polymer CAD/CAM Restorative Blocks. *J Esthet Restor Dent*. <https://doi.org/10.1111/jerd.12166>
- Lee, Y.-K. (2007). Influence of scattering/absorption characteristics on the color of resin composites. *Dental Materials*, 23(1), 124-131.
- Lee, Y.-K. (2015). Translucency of human teeth and dental restorative materials and its clinical relevance. *Journal of Biomedical Optics*, 20(4), 045002-045002.
- Lee, Y. K. (2005). Comparison of CIELAB DeltaE(*) and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites. *Dental Materials*, 21(7), 678-682. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.09.005>
- Liebermann, A., Mandl, A., Eichberger, M., & Stawarczyk, B. (2021). Impact of resin composite cement on color of computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramics. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33(5), 786-794.
- Lim, C.-H., Jang, Y.-S., Lee, M.-H., & Bae, T.-S. (2020). Evaluation of fracture strength for single crowns made of the different types of lithium disilicate glass-ceramics. *Odontology*, 108(2), 231-239.
- Lim, H.-N., Yu, B., & Lee, Y.-K. (2010). Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4), 239-246.
- Liu, X., Yao, X., Zhang, R., Sun, L., Zhang, Z., et al. (2024). Recent advances in glass-ceramics: Performance and toughening mechanisms in restorative dentistry. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 112(1), e35334.
- Llena, C., Lozano, E., Amengual, J., & Forner, L. (2011). Reliability of two color selection devices in matching and measuring tooth color. *J Contemp Dent Pract*, 12(1), 19-23.
- Longman, C., & Pearson, G. (1987). Variations in tooth, surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials*, 8(5), 411-414.

- Lu, Y., Dal Piva, A. M. O., Nedeljkovic, I., Tribst, J. P. M., Feilzer, A. J., et al. (2023). Effect of glazing technique and firing on surface roughness and flexural strength of an advanced lithium disilicate. *Clinical Oral Investigations*, 27(7), 3917-3926. <https://doi.org/10.1007/s00784-023-05014-1>
- Lubauer, J., Belli, R., Peterlik, H., Hurle, K., & Lohbauer, U. (2022). Grasping the Lithium hype: Insights into modern dental Lithium Silicate glass-ceramics. *Dental Materials*, 38(2), 318-332. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.12.013>
- Ludovichetti, F. S., Trindade, F. Z., Adabo, G. L., Pezzato, L., & Fonseca, R. G. (2019). Effect of grinding and polishing on the roughness and fracture resistance of cemented CAD-CAM monolithic materials submitted to mechanical aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(5), 866. e861-866. e868.
- Luo, M. R., Cui, G., & Rigg, B. (2001). 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*, 26(5), 340-350.
- Luo, X. P., & Zhang, L. (2010). Effect of veneering techniques on color and translucency of Y-TZP. *Journal of Prosthodontics*, 19(6), 465-470. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2010.00610.x>
- Makhija, S. K., Lawson, N. C., Gilbert, G. H., Litaker, M. S., McClelland, J. A., et al. (2016). Dentist material selection for single-unit crowns: Findings from the National Dental Practice-Based Research Network. *Journal of Dentistry*, 55, 40-47.
- Malament, K. A., Natto, Z. S., Thompson, V., Rekow, D., Eckert, S., et al. (2019). Ten-year survival of pressed, acid-etched e. max lithium disilicate monolithic and bilayered complete-coverage restorations: Performance and outcomes as a function of tooth position and age. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(5), 782-790.
- Manhart, J., Chen, H., Neuerer, P., Scheibenbogen-Fuchsbrunner, A., & Hickel, R. (2001). Three-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays. *American journal of dentistry*, 14(2), 95-99.
- Marchesi, G., Camurri Piloni, A., Nicolini, V., Turco, G., & Di Lenarda, R. (2021). Chairside CAD/CAM materials: current trends of clinical uses. *Biology*, 10(11), 1170.
- Marquardt, P., & Strub, J. R. (2006). Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence International*, 37(4).
- McLaren EA, Giordano RA, & Abozenada B. (2003). Material testing and layering techniques of a new two-phase all-glass veneering porcelain for bonded porcelain and high-alumina-frame works. *Quintessence Dental Technologies*, 26, 99-111.
- McLaren, E. A., & Cao, P. T. (2009). Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. *Inside Dentistry*, 94-104.
- McLaren, E. A., & Giordano, R. A. (2005). Zirconia-based ceramics: material properties, esthetics and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9. *Quintessence Dent Technol*, 28, 99-111.
- McLaren, E. A., White, S. N., & of Dentistry, S. (2000). Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *The Journal of prosthetic dentistry*, 83(2), 216-222.
- McLaren, K. (1987). Colour space, colour scales and colour difference. *Colour physics for industry. Huddersfield: H. Charlesworth & Co Ltd*, 1987, 97-115.
- McLean, J. W., & Hughes, T. (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *British dental journal*, 119(6), 251-267.
- Michailescu, P., Marciano, J., Grieve, A., & Abadie, M. (1995). An in vivo recording of variations in oral temperature during meals: a pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(2), 214-218.
- Miller, L. (1987). Organizing color in dentistry. *Journal of the American Dental Association, Spec No*, 26-40. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2447140>
- Miller, L. L. (1993). Shade matching. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 5(4), 143-153.
- Miyagawa, Y., Powers, J. M., & O'brien, W. (1981). Optical properties of direct restorative materials. *Journal of Dental Research*, 60(5), 890-894.
- Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, 28(1), 44-56.

- Mohammadibassir, M., Rezvani, M. B., Golzari, H., Moravej Salehi, E., Fahimi, M. A., et al. (2019). Effect of two polishing systems on surface roughness, topography, and flexural strength of a monolithic lithium disilicate ceramic. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e172-e180.
- Monmaturapoj, N., Lawita, P., & Thepsuwan, W. (2013). Characterisation and properties of lithium disilicate glass ceramics in the $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O-K}_2\text{O-Al}_2\text{O}_3$ system for dental applications. *Advances in Materials Science and Engineering*, 2013.
- Moörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 7S-13S.
- Mores, R. T., Borba, M., Corazza, P. H., Della Bona, Á., & Benetti, P. (2017). Influence of surface finishing on fracture load and failure mode of glass ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(4), 511-516.
- Moshaverinia, A. (2020). Review of the modern dental ceramic restorative materials for esthetic dentistry in the minimally invasive age. *Dental Clinics*, 64(4), 621-631.
- Musanje, L., & Darvell, B. (2004). Effects of strain rate and temperature on the mechanical properties of resin composites. *Dental Materials*, 20(8), 750-765.
- Niu, E., Agustin, M., & Douglas, R. D. (2013). Color match of machinable lithium disilicate ceramics: effects of foundation restoration. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(6), 501-509. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.09.004>
- Nogueira, A. D., & Della Bona, A. (2013). The effect of a coupling medium on color and translucency of CAD-CAM ceramics. *Journal of Dentistry*, 41 Suppl 3, e18-23. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.02.005>
- O'Brien, W. J., Hemmendinger, H., Boenke, K. M., Linger, J. B., & Groh, C. L. (1997). Color distribution of three regions of extracted human teeth. *Dental Materials*, 13(3), 179-185.
- O'Keefe, K., Pease, P., & Herrin, H. (1991). Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples. *The Journal of prosthetic dentistry*, 66(4), 434-438.
- Odaira, C., Itoh, S., & Ishibashi, K. (2011). Clinical evaluation of a dental color analysis system: the Crystaleye Spectrophotometer®. *Journal of prosthodontic research*, 55(4), 199-205.
- Olms, C., & Setz, J. M. (2013). The repeatability of digital shade measurement—a clinical study. *Clinical oral investigations*, 17, 1161-1166.
- Ozen, F., Demirkol, N., & Oz, O. P. (2020). Effect of surface finishing treatments on the color stability of CAD/CAM materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(3), 150.
- Özkol, E., Zhang, W., Ebert, J., & Telle, R. (2012). Potentials of the “Direct inkjet printing” method for manufacturing 3Y-TZP based dental restorations. *Journal of the European Ceramic Society*, 32(10), 2193-2201.
- Palla, E. S., Kontonasaki, E., Kantiranis, N., Papadopoulou, L., Zorba, T., et al. (2017). Color stability of lithium disilicate ceramics after aging and immersion in common beverages. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.04.031>
- Palmer, D., Barco, M., & Billy, E. (1992). Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(3), 325-327.
- Papageorgiou-Kyran, K., Fasoula, M., & Kontonasaki, E. (2020). Translucency of monolithic zirconia after hydrothermal aging: a review of in vitro studies. *Journal of Prosthodontics*, 29(6), 489-500.
- Paravina, R. D. (2008). New shade guide for tooth whitening monitoring: visual assessment. *The Journal of prosthetic dentistry*, 99(3), 178-184.
- Paravina, R. D., Ghinea, R., Herrera, L. J., Bona, A. D., Igiel, C., et al. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent*, 27 Suppl 1, S1-9. <https://doi.org/10.1111/jerd.12149>
- Paravina, R. D., Johnston, W. M., & Powers, J. M. (2007). New shade guide for evaluation of tooth whitening—colorimetric study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19(5), 276-283.
- Paravina, R. D., Pérez, M. M., & Ghinea, R. (2019). Acceptability and perceptibility thresholds in dentistry: A comprehensive review of clinical and research applications. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31(2), 103-112.

- Paravina, R. D., Powers, J. M., & Fay, R.-M. (2002). Color comparison of two shade guides. *International Journal of Prosthodontics*, 15(1).
- Pecho, O. E., Ghinea, R., Ionescu, A. M., Cardona Jde, L., Paravina, R. D., et al. (2012). Color and translucency of zirconia ceramics, human dentine and bovine dentine. *Journal of Dentistry*, 40 Suppl 2, e34-40. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.08.018>
- Perez Mdel, M., Ghinea, R., Herrera, L. J., Ionescu, A. M., Pomares, H., et al. (2011). Dental ceramics: a CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *Journal of Dentistry*, 39 Suppl 3, e37-44. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.09.007>
- Phark, J. H., & Duarte, S., Jr. (2022). Microstructural considerations for novel lithium disilicate glass ceramics: A review. *J Esthet Restor Dent*, 34(1), 92-103. <https://doi.org/10.1111/jerd.12864>
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
- Pires, L. A., Novais, P. M., Araujo, V. D., & Pegoraro, L. F. (2017). Effects of the type and thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(1), 144-149. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.04.003>
- Pop-Ciutrla, I. S., Ghinea, R., Colosi, H. A., & Dudea, D. (2016). Dentin translucency and color evaluation in human incisors, canines, and molars. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(4), 475-481. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.07.015>
- Potcny, D. J., & Klim, J. (2010). CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *The Journal of the American Dental Association*, 141, 5S-9S.
- Powers, J. (2006). Craig's restorative dental materials. *Mechanical properties*, 51-96.
- Powers, J. M., Dennison, J. B., & Koran, A. (1978). Color stability of restorative resins under accelerated aging. *Journal of Dental Research*, 57(11-12), 964-970. <https://doi.org/10.1177/00220345780570111101>
- Powers, J. M., & Paravina, R. D. (2004). *Esthetic color training in dentistry*. Elsevier Mosby.
- Pröbster, L. (1993). Survival rate of In-Ceram restorations. *International Journal of Prosthodontics*, 6(3).
- Puri, S. (2005). Techniques used to fabricate all-ceramic restorations in the dental practice. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 26(7), 519-525; quiz 526.
- Raoufi, S., & Birkhed, D. (2010). Effect of whitening toothpastes on tooth staining using two different colour-measuring devices—a 12-week clinical trial. *International dental journal*, 60(6), 419-423.
- Raptis, N. V., Michalakakis, K. X., & Hirayama, H. (2006). Optical behavior of current ceramic systems. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 26(1).
- Reiss, B., & Walther, W. (2000). Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of Cerec restorations. *International journal of computerized dentistry*, 3(1), 9-23.
- Rinke, S., Pfitzenreuter, T., Leha, A., Roediger, M., & Ziebolz, D. (2020). Clinical evaluation of chairside-fabricated partial crowns composed of zirconia-reinforced lithium silicate ceramics: 3-year results of a prospective practice-based study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 226-235.
- Rinke, S., Zuck, T., Hausdörfer, T., Leha, A., Wassmann, T., et al. (2022). Prospective clinical evaluation of chairside-fabricated zirconia-reinforced lithium silicate ceramic partial crowns—5-year results. *Clinical Oral Investigations*, 26(2), 1593-1603.
- Ritzberger, C., Apel, E., Höland, W., Peschke, A., & Rheinberger, V. M. (2010). Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. *Materials*, 3(6), 3700-3713.
- Rizk, A., Abdou, A., Aboalazm, E., & Omar, S. (2024). Effect of Thermocycling on Optical Properties and Surface Roughness of Different Heat-Pressed Glass Ceramics.
- Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Fujimoto, J. (2001). *Contemporary fixed prosthodontics*. The C. V. Mosby Co.
- Rosentritt, M., Behr, M., & Preis, V. (2016). A critical evaluation of fatigue studies for restorative materials in dentistry. *Current Oral Health Reports*, 3, 221-228.
- Rus, M., Ramiro, G. P., García, M. S., & Gómez, B. R. (2007). Dental ceramics: classification and selection criteria. *. Rcoe*, 1, 254i.

- Sailer, I., Karasan, D., Todorovic, A., Ligoutsikou, M., & Pjetursson, B. E. (2022). Prosthetic failures in dental implant therapy. *Periodontology 2000*, 88(1), 130-144.
- Saint-Jean, S. J. (2014). Dental glasses and glass-ceramics. In *Advanced ceramics for dentistry* (pp. 255-277). Elsevier.
- Saker, S., & Ozcan, M. (2021). Effect of surface finishing and polishing procedures on color properties and translucency of monolithic zirconia restorations at varying thickness. *J Esthet Restor Dent*, 33(6), 953-963. <https://doi.org/10.1111/jerd.12681>
- Salas, M., Lucena, C., Herrera, L. J., Yebra, A., Della Bona, A., et al. (2018). Translucency thresholds for dental materials. *Dental Materials*, 34(8), 1168-1174. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.05.001>
- Sarafianou, A., Kamposiora, P., Papavasiliou, G., & Goula, H. (2012). Matching repeatability and interdevice agreement of 2 intraoral spectrophotometers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 107(3), 178-185.
- Sartori, N., Tostado, G., Phark, J., Takanashi, K., Lin, R., et al. (2015). CAD/CAM High Strength Glass-Ceramics. *Quintessence of Dental Technology*, 38, 39-54.
- Scherrer, S. S., Quinn, G. D., & Quinn, J. B. (2008). Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dental materials*, 24(8), 1107-1113.
- Scotti, R., & Catapano, S. (1995). A clinical evaluation of In-Ceram crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 8(4).
- Seghi, R., Daher, T., & Caputo, A. (1990). Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dental materials*, 6(3), 181-184.
- Seydaliyeva, A., Rues, S., Evagorou, Z., Hassel, A. J., Rammelsberg, P., et al. (2020). Color stability of polymer-infiltrated-ceramics compared with lithium disilicate ceramics and composite. *J Esthet Restor Dent*, 32(1), 43-50. <https://doi.org/10.1111/jerd.12525>
- Seydaliyeva, A., Rues, S., Evagorou, Z., Hassel, A. J., Rammelsberg, P., et al. (2020). Color stability of polymer-infiltrated-ceramics compared with lithium disilicate ceramics and composite. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(1), 43-50.
- Shen, C., Rawls, H. R., & Esquivel-Upshaw, J. F. (2021). *Phillips' Science of Dental Materials E-Book: Phillips' Science of Dental Materials E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Shenoy, A., & Shenoy, N. (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 13(4), 195.
- Sikri, V. K. (2010). Color: Implications in dentistry. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 13(4), 249.
- Silva, N. R., Witek, L., Coelho, P. G., Thompson, V. P., Rekow, E. D., et al. (2011). Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20(2), 93-96.
- Simba, B. G., Ribeiro, M. V., Alves, M. F. R., Amarante, J. E. V., Strecker, K., et al. (2021). Effect of the temperature on the mechanical properties and translucency of lithium silicate dental glass-ceramic. *Ceramics International*, 47(7), 9933-9940.
- Sinmazisik, G., Demirbas, B., & Tarcin, B. (2014). Influence of dentin and core porcelain thickness on the color of fully sintered zirconia ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(2), 142-149. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.09.016>
- Smith, P. W., & Wilson, N. H. (1998). Shade selection for single-unit anterior metal ceramic crowns: a 5-year retrospective study of 2,500 cases. *International Journal of Prosthodontics*, 11(4).
- Southan, D. (1987). Factors affecting the translucency of dental porcelain. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, 18(3), 197-202.
- Sproull, R. C. (1973). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 29(4), 416-424.
- Sproull, R. C. (1974). Color matching in dentistry. Part III. Color control. *The Journal of prosthetic dentistry*, 31(2), 146-154.
- Stansbury, J. W., & Idacavage, M. J. (2016). 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental materials*, 32(1), 54-64.

- Stappert, C. F., Ozden, U., Gerds, T., & Strub, J. R. (2005). Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. *The Journal of prosthetic dentistry*, 94(2), 132-139.
- Stephen, J. (2003). Use of a reflectance spectrophotometer in evaluating shade change resulting from tooth-whitening products. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15, S42-S48.
- Strub, J. R., Rekow, E. D., & Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289-1296.
- Studart, A. R., Filser, F., Kocher, P., Luthy, H., & Gauckler, L. J. (2007). Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dental Materials*, 23(1), 115-123. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.12.009>
- Subaşı, M. G., Alp, G., Johnston, W. M., & Yilmaz, B. (2018). Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *Journal of Dentistry*, 71, 38-42. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2018.01.010>
- Subbarao, E. (1981). Zirconia-an overview. *Advances in ceramics*, 1, 1-24.
- Supornpun, N., Oster, M., Phasuk, K., & Chu, T.-M. G. (2021). Effects of shade and thickness on the translucency parameter of anatomic-contour zirconia, transmitted light intensity, and degree of conversion of the resin cement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
- Tabatabaei, M. H., Matinfard, F., Ahmadi, E., Omrani, L. R., & Mahounak, F. S. (2019). Color stability of ceramic veneers cemented with self-adhesive cements after accelerated aging. *Frontiers in Dentistry*, 16(5), 393.
- Talibi, M., Kaur, K., & Parmar, H. (2022). Do you know your ceramics? Part 2: feldspathic ceramics. *British dental journal*, 232(2), 80-83.
- Talibi, M., Kaur, K., Patanwala, H. S., & Parmar, H. (2022). Do you know your ceramics? Part 1: classification. *British dental journal*, 232(1), 27-32.
- Tango, R. N., Todorović, A., Stamenković, D., Karasan, D. N., Sailer, I., et al. (2021). Effect of staining and aging on translucency parameter of CAD-CAM materials. *Acta stomatologica Croatica: International journal of oral sciences and dental medicine*, 55(1), 2-9.
- Tasin, S., & Ismatullaev, A. (2024). Effect of coffee thermocycling on the color and translucency of milled and 3D printed definitive restoration materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2024.01.021>
- Tejada-Casado, M., Perez, M. M., Della Bona, A., Lubbe, H., Ghinea, R., et al. (2024). Chroma-dependence of CIEDE2000 acceptability thresholds for dentistry. *J Esthet Restor Dent*, 36(3), 469-476. <https://doi.org/10.1111/jerd.13153>
- Terry, D. A., Geller, W., Tric, O., Anderson, M. J., Tourville, M., et al. (2002). Anatomical form defines color: function, form, and aesthetics. *Practical Procedures and Aesthetic Dentistry*, 14(1), 59-78.
- Tsotsos, S., & Giordano, R. (2003). CEREC inLab; Clinical Aspects, Machine and Materials. *CJDT Spectrum January/February*, 64-68.
- Tuncdemir, A. R., & Aykent, F. (2012). Effects of fibers on the color change and stability of resin composites after accelerated aging. *Dental Materials Journal*, 31(5), 872-878. <https://doi.org/10.4012/dmj.2012-059>
- Tung, F. F., Goldstein, G. R., Jang, S., & Hittelman, E. (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(6), 585-590.
- Turgut, S., Bagis, B., & Ayaz, E. A. (2014). Achieving the desired colour in discoloured teeth, using leucite-based cad-cam laminate systems. *Journal of Dentistry*, 42(1), 68-74. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.10.018>
- Turgut, S., Bagis, B., Ayaz, E. A., Korkmaz, F. M., Ulusoy, K. U., et al. (2014). How will surface treatments affect the translucency of porcelain laminate veneers? *J Adv Prosthodont*, 6(1), 8-13. <https://doi.org/10.4047/jap.2014.6.1.8>

- Turp, V., Turkoglu, P., & Sen, D. (2018). Influence of monolithic lithium disilicate and zirconia thickness on polymerization efficiency of dual-cure resin cements. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(4), 360-368.
- Vadavadagi, S. V., Kumari, K. H., Choudhury, G. K., Vilekar, A. M., Das, S. S., et al. (2016). Prevalence of tooth shade and its correlation with skin colour-A cross-sectional study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 10(2), ZC72.
- Vadher, R., Parmar, G., Kanodia, S., Chaudhary, A., Kaur, M., et al. (2014). Basics of color in dentistry: A review. *IOSR-JDMS*, 13, 78-85.
- van den Breemer, C. R., Vinkenborg, C., van Pelt, H., Edelhoff, D., Cune, M. S., et al. (2017). The Clinical Performance of Monolithic Lithium Disilicate Posterior Restorations After 5, 10, and 15 Years: A Retrospective Case Series. *International Journal of Prosthodontics*, 30(1).
- Van der Burgt, T., Ten Bosch, J., Borsboom, P., & Kortsmit, W. (1990). A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *The Journal of prosthetic dentistry*, 63(2), 155-162.
- Vasiliu, R. D., Porojan, S. D., Birdeanu, M. I., & Porojan, L. (2020). Effect of Thermocycling, Surface Treatments and Microstructure on the Optical Properties and Roughness of CAD-CAM and Heat-Pressed Glass Ceramics. *Materials (Basel)*, 13(2). <https://doi.org/10.3390/ma13020381>
- Vichi, A., Carrabba, M., Paravina, R., & Ferrari, M. (2014). Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *J Esthet Restor Dent*, 26(4), 224-231. <https://doi.org/10.1111/jerd.12105>
- Vichi, A., Fabian-Fonzar, R., Goracci, C., Carrabba, M., & Ferrari, M. (2016). Surface roughness and gloss of lithium-based glass ceramics after finishing. *Dental Materials*, 1(32), e81-e82.
- Vichi, A., Louca, C., Corciolani, G., & Ferrari, M. (2011). Color related to ceramic and zirconia restorations: A review. *Dental Materials*, 27(1), 97-108. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.018>
- Vichi, A., Zhao, Z., Mutahar, M., Paolone, G., & Louca, C. (2023). Translucency of Lithium-Based Silicate Glass-Ceramics Blocks for CAD/CAM Procedures: A Narrative Review. *Materials (Basel)*, 16(19). <https://doi.org/10.3390/ma16196441>
- Vilde, T., Stewart, C. A., & Finer, Y. (2022). Simulating the Intraoral Aging of Dental Bonding Agents: A Narrative Review. *Dentistry Journal*, 10(1), 13.
- Vivadent, I. (2019). IPS e.max CAD Instructions for use. In. Liechtenstein.
- Vivadent, I. (2020). IPS e.max Press – Lab to Dentist. In. Liechtenstein.
- Wagner, J., Hiller, K.-A., & Schmalz, G. (2003). Long-term clinical performance and longevity of gold alloy vs ceramic partial crowns. *Clinical oral investigations*, 7, 80-85.
- Wagner, W., & Chu, T. (1996). Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(2), 140-144.
- Walker, M. P., Teitelbaum, H. K., Eick, J. D., & Williams, K. B. (2009). Effects of simulated functional loading conditions on dentin, composite, and laminate structures. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 88(2), 492-501.
- Walton, T. R. (1999). A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 12(6).
- Wang, F., Takahashi, H., & Iwasaki, N. (2013). Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(1), 14-20.
- Wang, F., Yu, T., & Chen, J. (2019). Biaxial flexural strength and translucent characteristics of dental lithium disilicate glass ceramics with different translucencies. *Journal of prosthodontic research*, 64(1), 71-77.
- Wang, H., Aboushelib, M. N., & Feilzer, A. J. (2008). Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dental materials*, 24(5), 633-638.
- Warreth, A., & Elkareimi, Y. (2020). All-ceramic restorations: A review of the literature. *The Saudi Dental Journal*, 32(8), 365-372.

- Wee, A. G., Lindsey, D. T., Shroyer, K. M., & Johnston, W. M. (2007). Use of a porcelain color discrimination test to evaluate color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(2), 101-109.
- Willard, A., & Chu, T.-M. G. (2018). The science and application of IPS e. Max dental ceramic. *The Kaohsiung journal of medical sciences*, 34(4), 238-242.
- Wolfart, S., Eschbach, S., Scherrer, S., & Kern, M. (2009). Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass–ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. *Dental Materials*, 25(9), e63-e71.
- Wright, M. D., Masri, R., Driscoll, C. F., Romberg, E., Thompson, G. A., et al. (2004). Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(5), 486-490.
- Xiong, F., Chao, Y., & Zhu, Z. (2008). Translucency of newly extracted maxillary central incisors at nine locations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 100(1), 11-17.
- Yamamoto, S., Hosoya, Y., Tsumura, N., & Ogawa-Ochiai, K. (2012). Principal component analysis for dental shade color. *Dental Materials*, 28(7), 736-742.
- Yao, Q., Morton, D., Eckert, G. J., & Lin, W.-S. (2021). The effect of surface treatments on the color stability of CAD-CAM interim fixed dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(2), 248-253.
- Yildirim, B., Recen, D., & Tekeli Simsek, A. (2021). Effect of cement color and tooth-shaded background on the final color of lithium disilicate and zirconia-reinforced lithium silicate ceramics: An in vitro study. *J Esthet Restor Dent*, 33(2), 380-386. <https://doi.org/10.1111/jerd.12611>
- Yılmaz Savaş, T. (2022). The effect of thickness and cement shade on the color match of different CAD-CAM glass-ceramic materials. *International Dental Research*, 12(Suppl. 1), 108-113. <https://doi.org/10.5577/intdentres.457>
- Yılmaz Savaş, T., & Aykent, F. (2021). Effect of fabrication techniques on the optical properties of zirconia-based systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(3), 528.e521-528.e528. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.10.012>
- Yiming, L. (2003). Tooth color measurement using Chroma Meter: techniques, advantages, and disadvantages. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15, S33-S41.
- Yu, B., Ahn, J. S., & Lee, Y. K. (2009). Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontologica Scandinavica*, 67(1), 57-64. <https://doi.org/10.1080/00016350802577818>
- Yu, B., & Lee, Y.-K. (2008). Influence of color parameters of resin composites on their translucency. *Dental Materials*, 24(9), 1236-1242.
- Yu, B., & Lee, Y.-K. (2013). Comparison of stabilities in translucency, fluorescence and opalescence of direct and indirect composite resins. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 8(2).
- Yuan, J. C.-C., Barão, V. A. R., Wee, A. G., Alfaro, M. F., Afshari, F. S., et al. (2018). Effect of brushing and thermocycling on the shade and surface roughness of CAD-CAM ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(6), 1000-1006.
- Yuan, J. C.-C., Brewer, J. D., Monaco Jr, E. A., & Davis, E. L. (2007). Defining a natural tooth color space based on a 3-dimensional shade system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(2), 110-119.
- Yuan, K., Sun, X., Wang, F., Wang, H., & Chen, J.-h. (2012). In vitro and in vivo evaluations of three computer-aided shade matching instruments. *Operative dentistry*, 37(3), 219-227.
- Zarone, F., Ferrari, M., Mangano, F. G., Leone, R., & Sorrentino, R. (2016). “Digitally oriented materials”: focus on lithium disilicate ceramics. *International journal of dentistry*, 2016.
- Zarone, F., Russo, S., & Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental materials*, 27(1), 83-96.
- Zena, R. (2001). Evolution of dental ceramics. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 22(12 Suppl), 12-14; quiz 19.
- Zenthöfer, A., Cabrera, T., Corcodel, N., Rammelsberg, P., & Hassel, A. J. (2014). Comparison of the Easyshade Compact and Advance in vitro and in vivo. *Clinical oral investigations*, 18, 1473-1479.
- Zhang, Y., & Kelly, J. R. (2017). Dental ceramics for restoration and metal veneering. *Dental Clinics*, 61(4), 797-819.

- Zhang, Y., Vardhaman, S., Rodrigues, C., & Lawn, B. (2023). A critical review of dental lithia-based glass–ceramics. *Journal of Dental Research*, 102(3), 245-253.
- Zimmermann, M., Koller, C., Mehl, A., & Hickel, R. (2017). Indirect zirconia-reinforced lithium silicate ceramic CAD/CAM restorations: Preliminary clinical results after 12 months. *Quintessence international*, 48(1).



8. EKLER

8.1. Ek 1 Etik Kurul Kararı



T.C.

NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ
İLAÇ VE TIBBİ CİHAZ DİŞ ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Toplantı Sayısı: 36	Toplantı Tarihi: 28.12.2023
---------------------	-----------------------------

Karar Sayısı:2023/360: (Başvuru ID: 17349) N.E.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Bilimler Bölümü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR'in "Farklı Yüzey Bitim İşlemleri ve Kahve Termal Siklusunun Lityum Disilikat Esaslı CAD-CAM Cam Seramiklerin Renk Stabilitesi ve Yarı Saydamlığı Üzerine Etkisinin İncelenmesi" başlıklı doktora tez çalışması ile ilgili başvurusu görüşüldü. Doktora öğrencisi Dt. Abdulhaluk SAVAŞ'ın doktora tez çalışmasının N.E.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Bilimler Bölümü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR'in sorumluluğunda yürütülmesinin uygun olduğuna oybirliği ile karar verilmiştir.

Not: Çalışma ile ilgili gerekli izin ve yasal sorumluluk araştırmacıya aittir.

Sorumlu Araştırmacı: Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

Yardımcı Araştırmacılar: Doktora Öğrencisi Dt. Abdulhaluk SAVAŞ

ASLI GİBİDİR
28.12.2023

Prof. Dr. Bozkurt Kubilay IŞIK
Etik Kurulu Başkanı