



T.C.
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Protetik Diş Tedavisi

Doktora Tezi

**MİLENMİŞ VE 3 BOYUTLU BASKI İLE ÜRETİLEN RESTORASYON
MATERYALLERİNE UYGULANAN YAPAY YAŞLANDIRMANIN
TRANSLÜSENSİ VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNE ETKİSİ**

Gözde KAYA OĞUZ
ORCID: 0009-0006-9939-8355

Danışman
Doç.Dr. Emine Begüm BÜYÜKERKEMEN
ORCID: 0000-0002-5403-667X

Bu araştırma Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 24DR240001 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2026

ÖN SÖZ VE TEŞEKKÜR

Doktora eğitim süresince değerli bilgi ve yönlendirmeleriyle bana destek olan danışman hocam Sayın Doç. Dr. Emine Begüm BÜYÜKERKEMEN' e içten teşekkürlerimi sunarım.

Eğitim sürem boyunca bilgilerini paylaşarak doktora eğitimime yaptıkları katkılardan dolayı hocam Sayın Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR'e,

Bu uzun ve zorlu yolculukta desteği ve samimiyetini hep hissettiğim sevgili dostum Sayın Dr. Öğr. Üyesi Meryem ERDOĞDU'ya,

Tezimin laboratuvar işlemleri sırasında destek veren Sayın Coşkun BAŞBOZKURT'a,
Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum diş hekimi arkadaşlarıma,

Desteklerini hep hissettiğim sevgili aileme,

Doktora eğitim sürecim boyunca sabır ve merhamet timsali olan, her hayalimin en büyük destekçisi eşim Sevgili Veysel OĞUZ'a sonsuz teşekkürler.

Tez çalışmamı doğduğu ilk günden beri hayatımı aydınlatan oğlum Atlas'a ithaf ediyorum.

Gözde KAYA OĞUZ

Mart 2026

İÇİNDEKİLER

ÖN SÖZ VE TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
TEZ ONAY SAYFASI	vii
TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU.....	viii
BİLİMSEL ETİK BEYANNAMESİ	ix
SİMGELER.....	x
KISALTMALAR.....	xi
TABLolar LİSTESİ	xii
ŞEKİLLER LİSTESİ	xiv
ÖZET	xv
ABSTRACT.....	xvi
1.GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemlerin Gelişimi	5
2.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistem Komponentleri.....	5
2.3. Diş Hekimliğinde Eklemeli CAD/CAM İmalat Tekniklerinin Gelişimi	6
2.4. Eklemeli Üretim	6
2.4.1. Eklemeli üretimde iş akışı.....	7
2.4.2. Eklemeli üretimin avantajları	8
2.4.3. Eklemeli üretimin dezavantajları.....	9
2.5. Üç Boyutlu Baskı Teknolojileri.....	9
2.5.1. Stereolitografi (SLA)	9
2.5.2. Dijital ışık işleme (DLP).....	10
2.5.3. Eriyik yığma modelleme (EYM, FDM).....	11
2.5.4. Elektron ışınli eritme.....	12
2.5.5. Malzeme püskürtme (Material jetting, inkjet).....	12
2.5.6. Yapıştırıcı ile katmanli imalat	13
2.5.7. Seçici lazer sinterleme (SLS) ve seçici lazer eritme (SLM)	13
2.6. Üç Boyutlu Baskı ile Üretimde Kullanılan Materyaller	14
2.6.1. Metal ve metal alaşımları	14
2.6.2. Polimer ve kompozit malzemeler	15
2.6.3. Seramikler	16

2.7. Diş Hekimliğinde Kullanılan Güncel Eksiltmeli CAD/CAM Sistemleri	17
2.7.1. Klinikte kullanılan sistemler (Chairside)	17
2.7.2. Laboratuvarında kullanılan sistemler.....	18
2.7.3. Üretim merkezli CAD/CAM sistemleri	21
2.7.4. Diş hekimliğinde kullanılan eksiltmeli CAD/CAM sistemlerin avantajları	23
2.7.5. Diş hekimliğinde kullanılan eksiltmeli CAD/CAM sistemlerin dezavantajları.....	23
2.7.6. CAD/CAM eksiltmeli sistemlerde kullanılan bloklar	24
2.8. Materyallerin Optik Özellikleri	32
2.8.1. Opaklık.....	33
2.8.2. Translüsensi.....	33
2.8.3. Floresans	35
2.8.4. Metamerizm.....	35
2.8.5. Renk ve renk sistemleri.....	36
2.9. Yüzey Pürüzlülüğü	44
2.10. Yüzeylerin İncelenmesinde Kullanılan Mikroskopik Yöntemler.....	45
2.10.1. Işık mikroskobu	45
2.10.2. Atomik kuvvet mikroskobu.....	45
2.10.3. Profilometre.....	45
2.10.4. Taramalı elektron mikroskobisi (SEM)	46
2.11. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri	47
2.11.1. Otoklavda yaşlandırma yöntemi	47
2.11.2. Mekanik simülasyon yöntemi.....	47
2.11.3. Termal siklus yöntemi.....	48
2.11.4. Hızlandırılmış yapay yaşlandırma yöntemi.....	48
3.GEREÇ VE YÖNTEM	49
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	50
3.2. Termal Yaşlandırma İşlemleri Öncesi Numunelerin İlk Renk ve Pürüzlülük Ölçümlerinin Yapılması.....	53
3.3. Termal Siklus Uygulaması.....	55
3.4. Termal Siklus Sonrası Numunelerin Renk ve Pürüzlülük Ölçümlerinin Yapılması.....	55
3.5. Renk Farkı (ΔE) Değerlerinin Hesaplanması.....	55
3.6. Translüsensi Farkı (ΔRTP) Hesaplanması	56
3.7. Yüzey Pürüzlülüğü Farkı (ΔRa) Hesaplanması	57
3.8. Verilerin İstatistiksel Analizi	57

4.BULGULAR	59
4.1. Numunelerin Başlangıç L^* , a^* , b^* Değeri Ölçümleri	59
4.2. Numunelerin 10.000 Devirlik Termal Döngü Sonrası L^* , a^* , b^* Ölçümleri	60
4.3. Numunelerin 30.000 Devirlik Termal Döngü Sonrası L^* , a^* , b^* Ölçümleri	62
4.4. Numunelerin 50.000 Devirlik Termal Döngü Sonrası L^* , a^* , b^* Değerleri.....	63
4.5. Numunelerin Başlangıç ve Termal Döngü Devirleri Sonrası (ΔE) Renk Farkı.....	65
4.6. Numunelerin Başlangıç ve Termal Döngü Devirleri Sonrası (ΔRTP) Translüsensi Farkı.....	67
4.7. Numunelerin 50.000 Devirlik Termal Döngü Sonrası Pürüzlenme Miktarı (ΔRa).....	70
5.TARTIŞMA	71
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	83
6.1. Sonuçlar	83
6.2. Öneriler	84
7.KAYNAKLAR	85
8.EKLER	98
8.1. EK 1 Etik kurul kararı.....	98

TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Öğrencisi **GÖZDE KAYA OĞUZ**'un "**Millenmiş ve 3 Boyutlu Baskı ile Üretilen Restorasyon Materyallerine Uygulanan Yapay Yaşlandırmanın Translüsensi ve Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkisi**" başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Konya / 31.03.2026

Tez Danışmanı	Doç. Dr. E. Begüm BÜYÜKERKEMEN Necmettin Erbakan Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi ABD	İmzası
Jüri Üyesi	Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR Necmettin Erbakan Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi ABD	İmzası
Jüri Üyesi	Doç. Dr. Dilek MENZİLETOĞLU Necmettin Erbakan Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi ABD	İmzası
Jüri Üyesi	Doç. Dr. Hatice Nalan BOZOĞULLARI Karamanoğlu Mehmetbey Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi ABD	İmzası
Jüri Üyesi	Doç. Dr. Özlem ÜSTÜN Akdeniz Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi ABD	İmzası

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunun 08.04.2026 tarih ve 07/08 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Hasibe VURAL
Enstitü Müdürü

TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Millenmiş ve 3 Boyutlu Baskı ile Üretilen Restorasyon Materyallerine Uygulanan Yapay Yaşlandırmanın Translüsensi ve Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkisi başlıklı tez çalışmamın toplam 78 sayfalık kısmına ilişkin, 15.04.2026 tarihinde tez danışmanım tarafından **Turnitin** adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı %3 olarak belirlenmiştir.

Uygulanan filtrelemeler:

1. Tez kabul sayfası hariç
2. Tez çalışması orijinallik raporu sayfası hariç
3. Bilimsel etik beyannamesi sayfası hariç
4. Ön söz hariç
5. İçindekiler hariç
6. Simgeler ve kısaltmalar hariç
7. Materyal ve metot hariç
8. Kaynaklar hariç
9. Alıntılar dahil
10. 7 kelimedenden 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.

15.04.2026

İmza

Gözde KAYA OĞUZ

İmza

Doç. Dr.E. Begüm BÜYÜKERKEMEN

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.

31.03.2026

Gözde KAYA OĞUZ



SİMGELER

$^{\circ}\text{C}$: Santigrat derece
μm	: Mikrometre
α	: Anlamlılık düzeyi
L^*	: Bir rengin açıklığı-koyuluğu, parlaklığı
a^*	: Bir rengin kırmızılık-yeşillik derecesi
b^*	: Bir rengin sarılık-mavilik derecesi
c	: Kroma (Doygunluk)
h	: Renk özü (Hue)
R_a	: Aritmetik ortalama yüzey pürüzlülüğu
ΔE	: Renk farkı
ΔRTP	: Rölatif translüsensi parametresi değişimi
p	: İstatistiksel yanılma payı (Olasılık değeri)
η^2	: Kısmi eta kare (Etki büyüklüğu)
ΔE	: Renk farkı
ΔRTP	: Rölatif Translüsensi Parametresi

KISALTMALAR

3B	: Üç Boyutlu
ANOVA	: Varyans Analizi
Bis-EMA	: Etoksilat bisfenol A dimetakrilat
CAD	: Bilgisayar destekli tasarım
CAM	: Bilgisayar destekli üretim
CIE	: Commission Internationale de l'Eclairage (Uluslararası Aydınlatma Komisyonu)
DLP	: Digital Light Processing (Dijital Işık İşleme)
FDM	: Eriyik yığıma modelleme
HT	: Yüksek translüsensi (High Translucency)
IPA	: İzopropil alkol
LT	: Düşük translüsensi (Low Translucency)
Mm	: Milimetre
Nm	: Nanometre
PICN	: Polimer infiltre seramik ağ (Hibrid seramik)
RTP	: Rölatif Translüsensi Parametresi
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
SLA	: Stereolitografi
STL	: Standart Mozaikleme Dili
UDMA	: Üretan dimetakrilat
UV	: Ultraviyole

TABLULAR LİSTESİ

Tablo No.	Sayfa No.
Tablo 1.1. Kullanılan Materyaller, Marka Ve İçerik Bilgisi	49
Tablo 1.2. Kullanılan Cihazlar Ve Üretici Firmaları.....	49
Tablo 2.1. GC Cerasmart Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri	59
Tablo 2.2. Vita Enamic Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri	59
Tablo 2.3. Shofu HC Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri	59
Tablo 2.4. Saremco Print Crowntec Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri.....	60
Tablo 2.5. 10.000 Devir Sonrası GC Cerasmart Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri.....	60
Tablo 2.6. 10.000 Devir Sonrası Vita Enamic Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri.....	60
Tablo 2.7. 10.000 Devir Sonrası Shofu HC Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri.....	61
Tablo 2.8. 10.000 Devir Sonrası Saremco Print Crowntec Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri.....	61
Tablo 2.9. 30.000 Devir Sonrası GC Cerasmart Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a *, b* Ölçümleri.....	62
Tablo 2.10. 30.000 Devir Sonrası Vita Enamic Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri.....	62
Tablo 2.11. 30.000 Devir Sonrası Shofu HC Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri.....	63
Tablo 2.12. 30.000 Devir Sonrası Saremco Print Crowntec Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri.....	63
Tablo 2.13. 50.000 Devir Sonrası GC Cerasmart Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri.....	63
Tablo 2.14. 50.000 Devir Sonrası Vita Enamic Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri.....	64

Tablo 2.15. 50.000 Devir Sonrası Shofu Hc Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri.....	64
Tablo 2.16. 50.000 Devir Sonrası Saremco Print Crowntec Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri.....	64
Tablo 2.17. GC Cerasmart Termal Döngü Devirleri Sonrası Başlangıç Değerlerine Göre Oluşan Renk Farkı (ΔE).....	65
Tablo 2.18. Vita Enamic Termal Döngü Devirleri Sonrası Başlangıç Değerlerine Göre Oluşan Renk Farkı (ΔE).....	65
Tablo 2.19. Shofu HC Termal Döngü Devirleri Sonrası Başlangıç Değerlerine Göre Oluşan Renk Farkı (ΔE)	65
Tablo 2.20. Saremco Print Crowntec Termal Döngü Devirleri Sonrası Başlangıç Değerlerine Göre Oluşan Renk Farkı (ΔE).....	66
Tablo 2.21. Grup Ve Termal Döngü Faktörlerine Göre ΔE Değerlerinin Karşılaştırılması.....	66
Tablo 2.22. GC Cerasmart Materyalinin Termal Döngü Sonrası Başlangıç Değerlerine Kıyasla Translüsensi Değişim Miktarı	67
Tablo 2.23. Vita Enamic Materyalinin Termal Döngü Sonrası Başlangıç Değerlerine Kıyasla Translüsensi Değişim Miktarı	68
Tablo 2.24. Shofu HC Materyalinin Termal Döngü Sonrası Başlangıç Değerlerine Kıyasla Translüsensi Değişim Miktarı.....	68
Tablo 2.25. Saremco Print Crowntec Materyalinin Termal Döngü Sonrası Başlangıç Değerlerine Kıyasla Translüsensi Değişim Miktarı	68
Tablo 2.26. Grup Ve Termal Döngü Faktörlerine Göre ΔRTP Değerlerinin Karşılaştırılması	69
Tablo 2.27. Grupların Termal Döngü Öncesi Ve Sonrası Pürüzlülük Değeri Ölçümleri	70
Tablo 2.28. Gruplara Göre Pürüzlenme Miktarı Değerlerinin Karşılaştırılması	70

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil No.	Sayfa No.
Şekil 1.1. 3B yazıcılarda tasarım ve üretim	6
Şekil 1.2. Tabloda mavi renk: eklemeli üretim yöntemlerinden dental alanda kullanılanlar, sarı renk: dental alanda kullanılmayan eklemeli yöntemler	9
Şekil 1.3. Sirona Cerec Chairside sistem.....	17
Şekil 1.4. E4D Dentist sistem	18
Şekil 1.5. CEREC İnLab.....	19
Şekil 1.6. DCS Preci-fit sistemi	19
Şekil 1.7. Zeno Tec sistem.....	20
Şekil 1.8. Cicero sistem restorasyon tasarımı	21
Şekil 1.9. Celay sistem	21
Şekil 1.10. Procera sistem miller.....	22
Şekil 1.11. Lava sistem.....	23
Şekil 1.12. Munsell renk uzayı.....	37
Şekil 2.1. Isomet 1000	50
Şekil 2.2. Zımpara makinesi, Brightway MT S2, MTC Metalurji, Türkiye	51
Şekil 2.4. Asiga Max UV.....	51
Şekil 2.3. Exocad tasarımı	51
Şekil 2.5. Dijital mikrometre ile ölçüm	52
Şekil 2.6. Optiglaze Color (GC Corporation)	52
Şekil 2.7. Çalışmada kullanılan örneklerin gruplandırılması.....	53
Şekil 2.10. Kullanılan profilometre	54
Şekil.2.9.Renk ölçümü yapılması.....	54
Şekil 2.8. Vita EasyShade VITA Zahnfabrik, Badsackingen, Almanya	54
Şekil 2.12. Numunelerin cihaz içine yerleştirilmesi.....	55
Şekil 2.11.Termocyclers (SD Mechatronik).....	55
Şekil 3.1. Grup ve termal döngü faktörlerine göre ΔE değerlerine ait ortalama standart sapma	67
Şekil 3.2. Grup ve termal döngü faktörlerine göre ΔRTP değerlerine ait ortalama standart sapma grafiği.....	69
Şekil 3.3. Gruplara göre pürüzlenme miktarı değerlerine ait ortalama standart sapma grafliği.....	70

ÖZET

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

MİLENMİŞ VE 3 BOYUTLU BASKI İLE ÜRETİLEN RESTORASYON MATERYALLERİNE UYGULANAN YAPAY YAŞLANDIRMANIN TRANSLÜSENSİ VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNE ETKİSİ

Gözde KAYA OĞUZ

Konya-2026

Bu çalışmanın amacı; farklı kimyasal yapıdaki üç farklı CAD/CAM blok ve 3 boyutlu baskı yöntemiyle üretilen bir restoratif materyalin uzun dönem termal yaşlandırma (10.000, 30.000 ve 50.000 döngü) sonrasındaki renk stabilitesi, translüsensi ve yüzey pürüzlülüğü değerlerindeki değişimin incelenmesidir.

Çalışmada dört farklı materyal (GC Cerasmart, Vita Enamic, Shofu HC ve Saremco Print Crowntec) kullanıldı. Her bir gruptan 10 adet (n=10) olmak üzere toplam 40 adet $2,00 \pm 0,01$ mm kalınlığında numune hazırlandı. Millenmiş bloklar elmas separe ile kesilirken, Saremco grubu DLP teknolojisine sahip 3B yazıcıda üretildi. Firma talimatlarına göre ikincil kütleme işlemleri tamamlandı. Tüm numunelere standart zımparalama ve glaze (Optiglaze Color) işlemi uygulandı. Başlangıç ölçümleri yapıldıktan sonra numuneler $5^{\circ}\text{C}-55^{\circ}\text{C}$ aralığında 10.000, 30.000 ve 50.000 devirlik termal döngüye tabi tutuldu. Renk koordinatları (L^* , a^* , b^* , C, h) ve translüsensi değerleri spektrofotometre (Vita Easyshade V) ile ölçüldü; yüzey pürüzlülüğü (Ra) ise profilometre ile analiz edildi. Renk farkı (ΔE) ve translüsensi değişimi (ΔRTP) CIEDE2000 formülü ile hesaplandı. Veriler Robust Mixed ANOVA, Genelleştirilmiş Lineer Model ve Tukey testleri ile analiz edildi ($\alpha=0,05$).

Termal döngü sayısı arttıkça tüm gruplarda L^* (parlaklık) değerleri anlamlı derecede azalmış ve materyaller daha koyu görünüm sergilemiştir. Renk değişim değerleri (ΔE) döngü sayısı ile paralel olarak tüm gruplarda artmıştır; en yüksek renk değişimi Saremco Print Crowntec grubunda, en düşük (stabil) değişim ise Vita Enamic grubunda saptanmıştır. Yaşlandırma süreci tüm materyallerin translüsensi (RTP) değerlerinde anlamlı düşüşe neden olmuştur; Saremco Print Crowntec grubu optik stabilitesini en fazla kaybeden materyal olurken, GC Cerasmart en yüksek translüsensi direncini göstermiştir. 50.000 döngü sonunda tüm materyallerde yüzey pürüzlülüğü (Ra) başlangıca göre anlamlı artış göstermiştir. Gruplar arası karşılaştırmada Vita Enamic en stabil ve pürüzsüz yüzey değerlerini korurken, Saremco Print Crowntec grubu yaşlandırmaya karşı en hassas (en pürüzlü) grup olarak belirlenmiştir.

Millenmiş rezin içerikli hibrit materyaller, uzun dönem yaşlandırma altında hem optik özelliklerini hem de yüzey kalitelerini 3B baskı yöntemiyle üretilen materyallere oranla daha iyi koruma eğilimindedir. Materyal tipi ve yapay yaşlandırma süresi, restorasyonların klinik başarısını doğrudan etkileyen kritik parametrelerdir.

Anahtar Kelimeler: 3 Boyutlu Baskı, CAD/CAM, Hibrit Seramikler, Termal Yaşlandırma, Translüsensi, Yüzey Pürüzlülüğü.

ABSTRACT

Necmettin Erbakan University
Graduate School of Health Sciences
Department of Prosthodontics Prosthodontics
PhD Thesis

EFFECT OF ARTIFICIAL AGING APPLIED TO MILLED AND 3D-PRINTED RESTORATION MATERIALS ON TRANSLUCENCY AND SURFACE ROUGHNESS

Gözde KAYA OĞUZ

Konya-2026

The aim of this study was to investigate the changes in color stability, translucency, and surface roughness of three different CAD/CAM blocks with different chemical structures and one restorative material produced by the 3D printing method after long-term thermal aging (10,000, 30,000, and 50,000 cycles).

Four different materials (GC Cerasmart, Vita Enamic, Shofu HC, and Saremco Print Crowntec) were used in the study. A total of 40 specimens (per group), with a thickness of mm, were prepared. While the milled blocks were cut with a diamond separator, the Saremco group was produced in a 3D printer with DLP technology, and secondary curing processes were completed according to the manufacturer's instructions. All specimens underwent standardized grinding and glazing (Optiglaze Color). Following initial measurements, the samples were subjected to thermal cycling between 5°C and 55°C for 10,000, 30,000, and 50,000 cycles. Color coordinates (L^* , a^* , b^*) and translucency values were measured with a spectrophotometer (Vita Easyshade V), while surface roughness (ΔRa) was analyzed with a profilometer. Color difference (ΔE) and translucency change (ΔRTP) were calculated using the CIEDE2000 formula. Data were analyzed using Robust Mixed ANOVA, Generalized Linear Model, and Tukey tests ($\alpha=0,05$).

As the number of thermal cycles increased, (lightness) values decreased significantly in all groups, and the materials exhibited a darker appearance. Color change values (ΔE) increased parallel to the number of cycles in all groups; the highest color change was observed in the Saremco Print Crowntec group, while the lowest (most stable) change was found in the Vita Enamic group. The aging process caused a significant decrease in the translucency (RTP) values of all materials. The Saremco Print Crowntec group lost the most optical stability, whereas GC Cerasmart showed the highest translucency resistance. After 50,000 cycles, surface roughness (Ra) increased significantly compared to the baseline in all materials. In the intergroup comparison, Vita Enamic maintained the most stable and smoothest surface values, while the Saremco Print Crowntec group was determined to be the most sensitive (roughest) group to aging.

Milled resin-containing hybrid materials tend to preserve both their optical properties and surface quality better than materials produced by the 3D printing method under long-term aging. Material type and artificial aging duration are critical parameters that directly affect the clinical success of restorations.

Keywords: 3D Printing, CAD/CAM, Hybrid Ceramics, Surface Roughness, Thermal Aging, Translucency.

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Teknolojinin gelişmesi ve yapay zekanın tıp ve diş hekimliğinde kullanılır olmasıyla birlikte, sağlık alanında dikkat çekici ilerlemeler kaydedilmiştir. Yaşanan dijital dönüşüm, diş hekimliğinin her alanında süreçlerin geliştirilmesine katkı sağlayan yüksek bir potansiyele sahiptir ve gelecekte bu potansiyelin yüksek bir ivmeyle ilerleyeceği öngörülmektedir (Humairo ve ark., 2021)

Diş hekimliğinde protetik diş tedavisi uygulamalarına da entegre edilen yapay zeka; protez planlaması ve tasarlaması, CAD/CAM (Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim) uygulamaları, intraoral dijital ölçü alımı, dijital arşiv oluşturulması, renk seçimi, dijital gülüş analizi ve tasarımı yapan programların kullanımı gibi avantajlar sağlamıştır (Humairo ve ark., 2021; Ishikawa-Nagai ve ark., 2005).

CAD/CAM sistemleri, 1970'lerde Duret ve Preston'un öncülüğünde diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır (Duret & Preston, 1991). Seramik materyallerin işlenmesinde kondensasyon, eritme gibi işlemler CAD/CAM sistemlerin devreye girmesiyle büyük ölçüde azalmıştır (Heffernan ve ark., 2002a). Ayrıca CAD/CAM sistemler beraberinde; dijital ölçü yöntemlerini de getirmiş, çapraz kontaminasyon riskini azaltmış, hata payını düşürmüş, bekleme süresini kısaltmış ve CAD uygulamaları sayesinde arzu edilen protezin tasarlanmasını kolaylaştırmıştır (Karaalioğlu & Duymuş, 2008).

CAD/CAM restorasyonların başarısı, hekim ve laboratuvar ekibinin bilgi deneyimine bağlı olduğu kadar kullanılan CAD/CAM sistemlerinin özelliklerine ve tercih edilen blokların kalitesine bağlıdır. İntraoral kameranın ve freze ünitesinin hassasiyeti ile yazılım programı ve tasarım algoritmalarının kısıtlılıkları, kullanılan blokların estetik özellikleri, dayanıklılıkları CAD/CAM sistemi ile üretilen restorasyonların başarısındaki belirleyici faktörlerdendir (Martin & Jedynekiewicz, 1999).

Diş hekimliği alanında işlevselliği nedeniyle son zamanlarda popülerlik kazanan bir diğer güncel konu ise üç boyutlu yazıcılarla üretim tekniğidir. 3B yazıcıların gelişiminde önemli bir dönüm noktası, Dr. Kodama'nın eklemeli üretim teknolojisi üzerine yaptığı çalışmalarıdır. Kodama 1980'ler geliştirdiği tekniği için çeşitli sebeplerden patent alamamıştır (Gadgeppa Bhusnure ve ark., 2016; Kodama, 1981). Charles Hull, üç boyutlu nesnelerin üretiminde kullanılan stereolitografi yönteminin patentini almıştır (Hull, 1984).

Bu gelişmenin ardından aynı yıl 3D Systems şirketi kurulmuş ve CAD yazılımlarından 3B yazıcılara veri aktarımını mümkün kılan STL (Standard Tessellation Language) formatı

geliştirilmiştir. STL formatı, katı yapıların yüzeylerini üçgenleme yöntemiyle tanımlar. İlk ‘Stereolithography Apparatus’ un ardından 1988’de SLA-250 modeli tanıtılmış ve böylece ticari anlamda erişilebilir ilk üç boyutlu yazıcı ortaya çıkmıştır (Gross ve ark., 2014).

Diş hekimliğinde ideal protetik yaklaşım; hastanın doğal dişinin başarılı bir şekilde taklit edilmesiyle tanımlanabilir. Yapılan restorasyon ağız içinde yeterli sağlamlıkta ve istenen optik özellikte uzun yıllar stabil kalabiliyorsa ideal bir restorasyon olarak kabul edilebilir. Başarılı bir tedavi için kullanılacak malzemenin seçimi büyük önem taşımaktadır (Barutçigil ve ark., 2011).

Restorasyonun renklenmeye karşı direnci, kırılma dayanımı kadar önemlidir. Çünkü restorasyon renklendiğinde veya translüsensini kaybettiğinde yenilenmesi gerekir. Optik başarı; renk seçimi, translüsensi, yüzey pürüzlülüğü gibi parametrelerden oluşur (Acar ve ark., 2016).

Yüzey dokusu bir yüzeyin mikro pürüzlülük ve makro pürüzlülük (dalgalılık) gibi düzensizliklerin birleşiminden oluşan karakteristik yapısıdır. Genel olarak restorasyonun yüzey pürüzlülüğü arttıkça poröziteleri, renklenmesi ve ağız içindeki renk bozulmaları artar bu da klinik kullanım ömrünü kısaltan bir durumdur (Kanat-Ertürk, 2020; Papageorgiou-Kyranas ve ark., 2020).

Son yıllarda hem estetik alanda artmış hasta beklentilerini karşılayabilmek hem de gelişen çok sayıda farklı üretim sistemine uygun materyal sağlayabilmek amacıyla diş hekimliğinin bu alanında büyük bir pazar oluşmuştur. Bu pazar klinisyenlere geniş bir ürün yelpazesi sunmaktadır. Fakat hangi endikasyonda hangi materyalin seçileceği konusu ise uzun dönem çalışmaları yetersiz olan bazı malzemelerde kafa karışıklığına sebep olabilmektedir. Literatürde özellikle seramik-polimer içeren CAD/CAM bloklar ve 3B baskı ile üretilen rezin içerikli yeni nesil malzemelerin uzun dönem kolorimetrik davranışı hakkında yapılan çalışmalar yetersiz görünmektedir. Çalışmada uzun dönem yapay yaşlandırma yöntemi kullanılarak bu malzemelerin optik başarısıyla doğrudan ilintili olan translüsensi ve yüzey pürüzlülüğü değerlerinin incelenmesi planlanmaktadır.

Bu çalışmanın sıfır hipotezlerinden birincisi; materyal tipi ve zaman koşullarının (termal döngü devir sayısı) CAD/CAM monolitik seramik benzeri blokların ve 3B üretim materyali olan rezin materyalinin renk koordinatlarını (CIE L*, a*, b*) etkilemeyeceği, sıfır hipotezlerden ikincisi; materyal tipi ve zaman koşullarının renk değişimini etkilemeyeceği, sıfır hipotezlerden üçüncüsü; materyal tipi ve zaman koşullarının rölatif translüsensi

parametresini etkilemeyeceği, sıfır hipotezlerden dördüncüsü ise; materyal tipi ve zaman koşullarının yüzey pürüzlülüğünü etkilemeyeceği yönündedir.





2.GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemlerin Gelişimi

CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım) bir cismin tasarımının, bilgisayar teknolojileri kullanılarak sanal ortamda oluşturulması anlamına gelmektedir. CAM (Bilgisayar Destekli Üretim) tasarlanan verilerle kullanılarak, cismin nihai şeklinin üretiminin bilgisayar desteğiyle oluşturulması anlamına gelir (Jedynakiewicz & Martin, 2001).

Sistemin amacı; seramik, kompozit ve metal materyallerden üretilen dental protezlerin komplike üretim süreçlerini mümkün olduğu kadar kolaylaştırmaktır. Bunun için hassas bir freze cihazı ve bilgisayar yazılımı kullanılmaktadır (Heffernan ve ark., 2002b).

Diş hekimliğinde CAD/CAM'in kullanım alanları; dijital ortodonti, temporomandibular eklem rahatsızlıklarında kullanılan oklüzal splintlerin üretimi, cerrahi kılavuzlama, eğitim alanında modelleme, dental implantların üretimi, eksik dişlerin protetik tedavisi, çene-yüz protezlerinin üretimi olarak özetlenebilir (Ergezen ve ark., 2025).

1970'lerde Duret ve Preston'un CAD/CAM sistemleri ilk olarak kullanılmalarının ardından, 1980'lerde Moermann ve Brandestini çalışmalarıyla ilk Cerec sistemi geliştirmişlerdir. Geliştirilen sistem; klinikte ağız içi hazırlanan kavitenin intraoral tarayıcı ile tarandıktan sonra aynı seansta inley restorasyon tasarımı ve üretimi gerçekleştirilip ağız içine simante edilmesini mümkün kılmıştır (Mörmann ve ark., 1989).

2.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistem Komponentleri

Tüm CAD/CAM sistemleri tarayıcı (scanner), yazılım (software) ve donanım (hardware) komponentlerinden oluşur.

Tarayıcı (Scanner): Hekimin yaptığı preparasyonu, diğer dişleri, oklüzyonu tarayarak sisteme veri sağlar. Tarayıcılar yalnızca uygun CAD yazılımı ile çalışırlar (Tinschert ve ark., 2004).

CAD/CAM sistemlerde kullanılan 2 farklı tarayıcı tipi mevcuttur. Bunlardan ilki optik tarayıcıdır. Hızlı ve çözünürlüğü yüksek üç boyutlu görüntü verirler. Beyaz, renkli veya lazer projeksiyon ışığı kullanarak yüzey üzerinde tarama yaparlar (Strub ve ark., 2006). Diğer tarayıcı tipi ise mekanik tarayıcıdır. Bu yöntemde küre, pin veya iğne ucu kullanılarak yapının mekanik olarak ölçümü yapılır (Ersu ve ark., 2008).

Yazılım (Software): Tarayıcı ile kaydedilen veriler bilgisayar ortamında tasarım ve planlama imkânı sunan CAD kısmına aktarılır. Her CAD/CAM sistemin yazılımı genellikle

kendine aittir. Aktarılan tarama verileri üzerinde restorasyonlar; otomatik yapay zekâ içerikli tasarımlar veya bunlara ek düzenleme seçeneği sunan modifikasyonlar yardımı ile tasarlanır. Ve CAM ünitesine aktarılırken üretime uygun formata çevrilir (Strub ve ark., 2006).

Donanım (Hardware): Restorasyonun sanal tasarımı üzerinden planladığı şekilde, üretimini gerçekleştiren ünedir (Strub ve ark., 2006; Tinschert ve ark., 2004).

2.3. Dış Hekimliğinde Eklemeli CAD/CAM İmalat Tekniklerinin Gelişimi

Bilgisayar destekli üretimde, blok formundaki bir materyalin mekanik olarak aşındırılarak istenen geometrik şekle dönüştürülmesi “eksiltme yöntemi” olarak tanımlanır. Şu anda üretimde sıklıkla kullanılan yöntemdir. Ancak bu yöntem, hedeflenen ürüne kıyasla çok daha fazla materyalin uzaklaştırılmasını gerektirdiğinden maliyetin artmasına yol açmaktadır. Üretim maliyetlerini azaltma gereksinimi ise alternatif güncel bir yaklaşım olan “ekleme yönteminin” geliştirilmesini sağlamıştır. Bu yöntemde, 3B model verileri temel alınarak materyal katmanlar hâlinde üst üste eklenir ve yapı kademeli olarak oluşturulur. Süreçte STL dosyası kesitsel dilimlere ayrılır; her bir dilim, bir öncekinin üzerine işlenerek sonunda 3B obje elde edilir. Ülkemizde “ekleme yöntemi” yerine çoğunlukla “hızlı prototip üretim” terimi kullanılmaktadır. Bu teknolojiyi tanımlamak için ayrıca “3B üretim” ve “3B baskı” ifadeleri de yaygın olarak tercih edilmektedir. Üç boyutlu üretim süreçlerinde kullanılan cihazlar ise genel olarak “3B yazıcılar” şeklinde adlandırılmaktadır (Özyemişçi Cebeci & Hancı, 2018).

2.4. Eklemeli Üretim

Eklemeli üretim, Amerikan Test ve Malzeme Kurumu (American Society for Testing and Materials) tarafından, “3B model verilerinden nesnelere oluşturulması amacıyla, malzemenin katmanlar hâlinde birleştirilmesine dayanan ve aşındırmaya yönelik eksiltmeli üretim yöntemlerinin tam tersini temsil eden bir süreç” olarak tanımlanmaktadır (I.S.O, 2015).



Şekil 1.1. 3B yazıcılarda tasarım ve üretim (Chen ve ark., 2016)

2.4.1. Eklemeli üretimde iş akışı

Veri edinimi ve dijitalleştirme: Üretimin ilk basamağı, fiziksel formun optik tarayıcılar aracılığıyla sayısal değerlere dönüştürülerek hacimsel bir veri setinin oluşturulmasıdır. Bu süreçte dijital veri, doğrudan ağız içi tarama yöntemiyle veya geleneksel ölçülerden elde edilen modellerin ağız dışında taranmasıyla elde edilebilir (Methani ve ark., 2020).

Tasarım ve standart dosya formatına dönüştürme (STL): Toplanan ham verilerin 3B yazıcılar tarafından işlenebilmesi için CAD yazılımları aracılığıyla yapılandırılması gerekir. Sanal ortamda gerçekleştirilen restorasyon tasarımı tamamlandıktan sonra, veriler "Standart Mozaikleme Dili" (STL) olarak bilinen evrensel dosya formatında kaydedilir (Methani ve ark., 2020).

Üretim safhası ve parametre yönetimi: Hazırlanan tasarım dosyası yazıcı arayüzüne aktarılarak üretim hazırlıkları başlatılır. Bu aşamada; destek yapılarının konumu, katman kalınlığı, baskı oryantasyonu ve reçine tipi gibi kritik parametreler optimize edilir. Tabaka kalınlığı genellikle 25-100 µm arasında değişmekte olup; kullanılan reçinenin içeriği (pigmentler, fotoaktivatörler) ve ışılama özellikleri (güç, dalga boyu) gibi faktörlerden etkilenir (Sahini ve ark., 2020).

Baskı sonrası işlemler (Post-process): Eklemeli üretim yöntemleri tek başına hedeflenen mekanik dayanımı ve yüzey pürüzsüzlüğünü her zaman sağlayamaz (Gisario ve ark., 2019; Pyka ve ark., 2013; Tan ve ark., 2020). Üretim esnasında oluşabilecek çatlaklar, gözeneklilik, termal gerilimler veya malzeme topaklaşması gibi içsel kusurlar, ürünün mekanik performansını olumsuz etkiler. Bu nedenle parçaların kullanım amacına uygun hale getirilmesi için şu dört aşamalı prosedür izlenir:

Platformdan ayırma: Baskısı tamamlanan objeler, yazıcı tipine bağlı olarak ya otomatik olarak ya da manuel bir el aleti (spatül vb.) yardımıyla üretim tablasından uzaklaştırılır

Temizleme ve kurutma: Parçalar üzerindeki reaksiyona girmemiş kalıntı monomerleri temizlemek amacıyla izopropil alkol veya aseton gibi organik çözücüler kullanılır Yıkama süresi tasarımın karmaşıklığına göre belirlenir ve işlem sonrası parçalar hava veya vakum desteğiyle tamamen kurutulur (Kumar ve ark., 2012; Leigh ve ark., 2011; Ronca ve ark., 2013).

İkincil polimerizasyon (Post-curing): En yaygın yöntem olan UV kürleme; monomer dönüşümünü tamama erdirmeyi ve yapısal bağları güçlendirmeyi hedefler (Fantino ve ark., 2016; Kumar ve ark., 2012; Leigh ve ark., 2011). Genellikle 30-60 dakika süren bu işlem; kullanılan cihazın ışık gücüne, dalga boyuna ve reçinenin karakterine göre optimize edilir (Alrahlah ve ark., 2014; Salmoria ve ark., 2009). Üreticiler, spesifik dalga boyuna sahip uyumlu cihazların (LED, flaş bazlı vb.) kullanılmasını önerirken; yüzey iyileştirmesi için lazer teknolojileri veya termal yöntemler de tercih edilebilir (Gündoğan, 2024a).

Destek yapılarının uzaklaştırılması: Kürleme işlemi tamamlanan parça, üzerinde bulunan yardımcı destek birimlerinden elmas diskler veya uygun kesici ekipmanlar aracılığıyla ayrıştırılarak son formuna kavuşturulur (Piedra-Cascón ve ark., 2021).

2.4.2. Eklemeli üretimin avantajları

- ***Hammadde tasarrufu ve atık yönetimi:*** Geleneksel eksiltmeli imalat yöntemlerinde, nihai forma ulaşmak için büyük miktarda malzeme yüzeyden kazanırken; eklemeli üretimde sadece parçayı oluşturacak miktar kadar hammadde kullanılır. Bu durum, malzeme israfını engelleyerek sürdürülebilir bir üretim modeli sunar.

- ***Lojistik ve depolama kolaylığı:*** Üretilecek parçaya ait verilerin dijital ortamda (e-posta vb.) paylaşılabilmesi, fiziksel nakliye ve stoklama zorunluluğunu minimize eder. Bu dijital iş akışı, operasyonel maliyetlerin ciddi oranda düşmesine olanak tanır.

- ***Yardımcı ekipman bağımsızlığı:*** Konvansiyonel sistemlerde ihtiyaç duyulan kalıp, özel kesici uçlar veya fikstür gibi ek donanımlara bu yöntemde gerek duyulmaz. Ana üretim cihazının kurulum pratikliği ve ek parça gerektirmemesi, kaynakların çok daha verimli kullanılmasını sağlar.

- ***Geometrik serbestlik ve tasarım gücü:*** Klasik imalat tekniklerinin kısıtlamalarına takılmadan, son derece komplike ve iç içe geçmiş karmaşık geometriler kolaylıkla hayata geçirilebilir. Bu teknoloji, tasarımcılara sınırsız bir yaratıcılık alanı tanır.

- ***Üretim süreçlerinde dinamizm:*** Tasarım üzerinde yapılması gereken güncellemeler, dijital dosya üzerinden saniyeler içinde gerçekleştirilebilir. Bu esneklik, prototipleme ve seri üretim aşamalarında hata payını düşürürken hızı artırır (Gündoğan, 2024b; Jasiuk ve ark., 2018)

2.4.3. Eklemeli üretimin dezavantajları

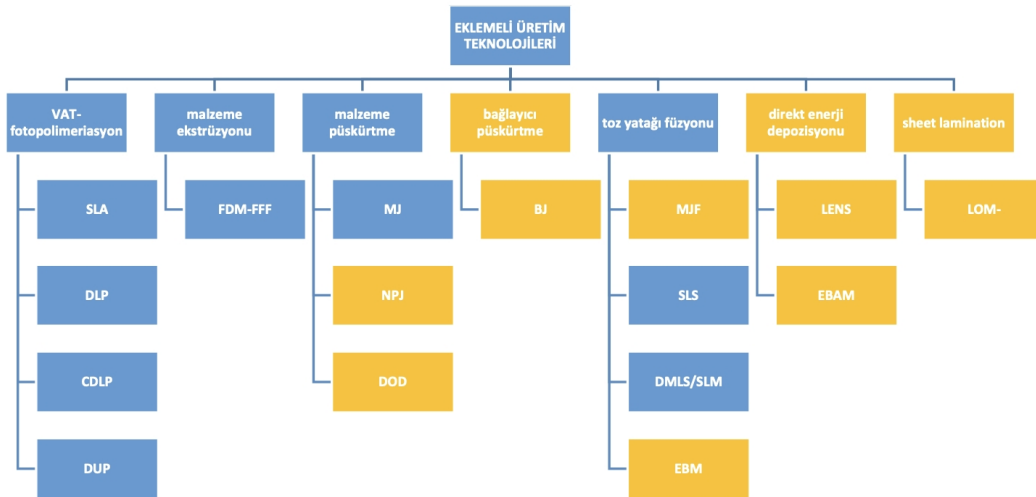
- **Yüksek maliyet unsurları:** 3B yazıcı teknolojilerinde kullanılan hem ana donanım ve ekipmanlar hem de bu cihazlara özel nitelikli sarf malzemeleri, geleneksel yöntemlere kıyasla oldukça yüksek maliyetli kalmaktadır.

- **Yüzey kalitesi ve ardıl işlem gereksinimi:** Bazı imalat tekniklerinde, üretim tamamlandıktan sonra parçaların yüzey dokusu istenen pürüzsüzlükte olmayabilir. Bu durum, nihai ürünün estetik ve teknik standartlara ulaşması için zımparalama veya kaplama gibi ek yüzey iyileştirme süreçlerini zorunlu kılar.

- **Hız ve ölçeklenebilirlik sorunları:** Büyük ebatlı parçaların imalatı ciddi zaman kayıplarına yol açtığından, eklemeli üretim yöntemleri hacimli nesnelerin üretiminde genellikle verimli bir alternatif sunmaz.

- **Hammadde kaynaklı dayanım ve boyut kısıtları:** Üretimde sıklıkla tercih edilen reçine, alçı bazlı tozlar veya sıvı polimerler, yapısal mukavemet açısından belirli limitlere sahiptir. Malzemenin bu karakteristik zayıflığı, sistemin çok büyük ölçekli ve yüksek mukavemet gerektiren parçaları üretmesini kısıtlayan temel faktörlerden biridir (Gündoğan, 2024b; Jasiuk ve ark., 2018).

2.5. Üç Boyutlu Baskı Teknolojileri



Şekil 1.2. Tabloda mavi renk: eklemeli üretim yöntemlerinden dental alanda kullanılanlar, sarı renk: dental alanda kullanılmayan eklemeli yöntemler (Türk ve ark., 2022)

2.5.1. Stereolitografi (SLA)

İlk kez Hull tarafından 1986 yılında tanıtılan bu yöntem, “ultraviyole (UV) ışığı ile sertleşebilen bir materyalin ince tabakalar hâlinde üst üste eklenmesiyle katı nesnelerin oluşturulması” şeklinde tanımlanmıştır (Hull, 2015). Bu teknikte tabaka kalınlığı yaklaşık 25

µm düzeyindedir (Liu ve ark., 2006). Hammadde olarak termoset fotopolimerler kullanılmakta olup, fotopolimerler ışıkla doğrudan ya da dolaylı etkileşime girerek fiziksel veya kimyasal özellikleri değişebilen polimerlerdir (Crivello ve ark., 2013).

SLA tekniğinde, reçine ile doldurulmuş bir kazan içerisinde hareket edebilen bir yapı platformu bulunur. Bu platform, polimerizasyonun gerçekleşeceği reçine tabakasının hemen altında konumlanır. Bilgisayar kontrollü UV lazer, sıvı reçineyi seçici olarak polimerize ettikten sonra, yeni katmanın oluşturulabilmesi için platform tabaka kalınlığı kadar aşağı doğru hareket eder (Çelik ve ark., 2013). UV lazerin her bir katmanı tarama süresi ortalama 1–2 dakika arasında değişmektedir (Van Noort, 2012). Model tamamen oluşuncaya kadar bu döngü tekrarlanır. Üretim işlemi tamamlandığında model üzerindeki fazla reçine temizlenir ve son kütleme için fırınlanır (Çelik ve ark., 2013). Ortalama bir üretim 6–12 saat sürmekte olup, daha büyük boyutlu nesnelerin üretimi birkaç günü bulabilmektedir (Van Noort, 2012).

SLA yönteminin avantajları;

- Birden fazla parçanın aynı anda üretilmesi durumunda maliyet düşüktür.
- Elde edilen ürünlerin yüzey kalitesi yüksektir.
- Üretim süreci hızlıdır; fonksiyonel parçalar çoğu zaman tek bir gün içinde üretilebilir.
- Yüksek çözünürlük sayesinde karmaşık geometrilere sahip parçaların üretimi mümkündür.

SLA yönteminin dezavantajları;

- Seri üretim süreçlerinde kullanılmaya uygun değildir.
- Üretilen parçalar kırılğan bir yapıya sahip olduğundan mekanik dayanımları düşüktür.
- Yalnızca ışıkla sertleşebilen sıvı polimerlerle üretim yapılabilmektedir.
- Teknolojinin genel maliyeti yüksektir.
- Destek yapıların uzaklaştırılması güç ve zaman alıcıdır.
- Her bir model için tek bir materyal türü kullanılabilir; çoklu materyal kombinasyonları mümkün değildir (Yavuz ve ark., 2021).

2.5.2. Dijital ışık işleme (DLP)

Dijital Işık İşleme (DLP) tekniğinde, üretim süreci yapısal olarak SLA yöntemine benzerlik göstermekte olup, her iki yöntemde de yüksek çözünürlüklü parçalar üretilebilmektedir. Kullanılan materyaller SLA ile aynıdır; ancak temel fark, SLA'da lazer

ışını kullanılırken DLP sistemlerinde görünür ışığın (380-405 nm kısa dalga boylu ışık) tercih edilmesidir. Bu yöntemde üretim hızını artırmak amacıyla, SLA'ya kıyasla daha sığ bir reçine kazanı kullanılır ve bu da hem süreci hızlandırır hem de daha az atık oluşmasını sağlar. Günümüzde dental alanda en yaygın kullanılan eklemeli üretim teknolojisi hâline gelmiştir (Jasveer & Jianbin, 2018).

DLP yönteminin Avantajları;

- Maliyet açısından diğer birçok eklemeli üretim yöntemine kıyasla daha ekonomiktir.

- Elde edilen parçalar pürüzsüz bir yüzey kalitesine sahiptir.
- Üretim süreci görece hızlıdır.

DLP yönteminin dezavantajları;

- Üretim sonrasında destek yapılarının uzaklaştırılması gerekmektedir.
- Kullanılan materyallerin maliyeti yüksektir
- Döküm işlemlerinde ışıkla sertleşebilen polimerler ile mum benzeri materyaller kullanılmaktadır (Yavuz ve ark., 2021).

2.5.3. Eriyik yağma modelleme (EYM, FDM)

Eklemeli üretim yöntemleri içinde en erken geliştirilen teknolojilerden biri olan bu sistem (Dawood ve ark., 2015), S. Scott Crump tarafından 1980'li yıllarda tanıtılmıştır (Van Noort, 2012). Bu yöntemin temel prensibi, materyal haznesinin uç kısmından akışkan hâle getirilen materyalin platform üzerine aktarılmasına dayanır. Hazne ucundaki materyal, basım için gerekli sıcaklığa ulaştığında erir ve tanktan çıkar çıkmaz polimerize olarak katmanları oluşturur (Çelik ve ark., 2013). Tabaka kalınlığı yaklaşık 127µm'dir (Liu ve ark., 2006).

EYM yönteminin avantajları;

- Üretilen modellere renk seçeneği imkanı sunar.
- Ekonomiktir.
- Üretilen parçaların dayanımı yüksektir.
- Hem sert hem de esnek karakterde malzemelerin kullanımına olanak sağlar.

EYM yönteminin dezavantajları;

- Yalnızca termoplastik materyallerle üretim yapılabilir.
- Üretim sürecinde ortaya çıkan sıcaklık dalgalanmaları, katmanlar arasında ayrılmaya neden olabilir.

- Her bir katmanda oluşan çizgisel yivler nedeniyle parçaların yüzeyi oldukça pürüzlü bir görünüm sergiler.
- Bu yüzey düzensizliklerinin giderilmesi için zımparalama ve cilalama gibi ek işlem basamaklarına ihtiyaç vardır.
- Katmanlar arası yapışma hataları sebebiyle üretilen restorasyonlar sıvı sızdırabilir bu da malzemedeki zamanla renklenebilir bir karakter oluşturur.
- Yöntemin uzaysal çözünürlüğü birçok diğer eklemeli üretim tekniğine kıyasla düşüktür.
- Üretim hızı yavaştır (Yavuz ve ark., 2021).

2.5.4. Elektron ışınli eritme

Elektron ışınli eritme (EBM) teknolojisi, dar açılı bir elektron demeti sayesinde yüksek enerji yoğunluğuna ulaşarak metal tozlarının etkin biçimde eritilmesini sağlar. Bu yöntemle üretilen parçalar, boşluksuz ve yüksek yoğunluklu bir yapıya sahip olup, üretimin yüksek sıcaklıklarda gerçekleşmesi nedeniyle çoğu durumda ek bir ısıl işlem gerektirmez. Sürecin vakum ortamında yürütülmesi, oksidasyon ve ortam kaynaklı artıkların oluşumunu engelleyerek parça kalitesini artırırken, nispeten düşük güç tüketimi de yöntemin önemli avantajları arasında yer almaktadır. Bununla birlikte, EBM teknolojisinin ekipman maliyetlerinin oldukça yüksek olması, kullanılan metal tozlarının sağlık açısından risk oluşturabilmesi, üretilen parçaların yüzey kalitesinin nispeten kaba olması ve geometrik çözünürlüğün sınırlı kalması yöntemin başlıca dezavantajlarıdır. Ayrıca üretim süreci sırasında x-ışını salınımının meydana gelmesi, güvenlik önlemlerinin zorunlu hâle gelmesine neden olmaktadır (Van Noort, 2012).

2.5.5. Malzeme püskürtme (Material jetting, inkjet)

Malzeme püskürtme ile eklemeli üretim tekniği, inkjet 3B yazıcılar olarak da adlandırılmakta olup, çalışma prensibi mürekkep püskürtmeli yazıcılara benzer şekilde işlemektedir (Yalçın & Ergene, 2017; Yap ve ark., 2017). Yöntem, fotopolimerlerin kullanılan ışık enerjisiyle kimyasal bir değişime uğraması esasına dayanır. Bu teknikte çeşitli materyallerin kullanılabilmesi, gerekli destek yapıların üretilmesine olanak sağlar. Bu nedenle, ana parçanın ve destek yapıların oluşturulmasına yönelik ayrı reçineler bulunur (Sireesha ve ark., 2018). Piezoelektrik yazdırma başlığı, hareketli platformun üzerinde konumlandırılır ve sıvı fotopolimer damlacıklarını püskürterek bir katmanı oluşturur. Aynı anda UV lambaları, püskürtülen fotopolimeri anında sertleştirir (Yap ve ark., 2017). Her

katman tamamlandığında platform bir katman kalınlığı kadar aşağı hareket eder ve bu döngü model tamamlanana kadar tekrar eder (Yalçın & Ergene, 2017).

Bu sistemin avantajları; hızlı oluşu ve kompleks geometriler üretebilmesidir. Dezavantajları ise cihazın yüksek maliyeti ve yalnızca küçük boyutlarda üretim sağlamasıdır (Yavuz ve ark., 2021).

2.5.6. Yapıştırıcı ile katmanlı imalat

Bu teknik toz katmanının üzerine sıvı bağlayıcı püskürtülmesine dayanır (Dawood ve ark., 2015). Yöntemde temel olarak ince toz materyal kullanılır ve bu tozun bir araya getirilmesi için bir bağlayıcı sıvı uygulanır (George ve ark., 2017). Silindir tarafından yüzeye yayılmış toz tabakasının üzerine, mürekkep püskürtmeli yazıcılara benzer şekilde çalışan hareketli bir başlık aracılığıyla bağlayıcı madde uygulanır. Her katmanın tamamlanmasının ardından platform bir miktar aşağı iner ve obje tamamen oluşuncaya kadar süreç ardışık olarak tekrarlanır (Yalçın & Ergene, 2017). Bu yöntemde destek yapıya gereksinim duyulmaz. Ayrıca bağlayıcı sıvıya farklı renk ajanları eklenerek renkli 3B modeller elde edilebilir (George ve ark., 2017).

Bu tekniğin avantajları arasında; kullanılan teknoloji ve materyallerin düşük maliyetli ve güvenli olması, destek yapı gerektirmeden karmaşık geometrilere sahip nesnelerin üretilmesi, ayrıca renkli baskı yapma olanağı sunması yer almaktadır.

Bu tekniğin dezavantajlarına örnek olarak, üretilen parçaların düşük çözünürlüklü ve pürüzlü yüzey dokusuna sahip olması, yalnızca tek bir materyal türünün kullanılabilmesi, ayrıca ürünlerin su ile temas ettirilememesi ve ısıyla sterilize edilememesi gösterilebilir (Yavuz ve ark., 2021).

2.5.7. Seçici lazer sinterleme (SLS) ve seçici lazer eritme (SLM)

Seçici lazer sinterleme (SLS) ve seçici lazer eritme (SLM/DMLS) teknolojileri, ince toz hâlindeki malzemenin lazer ışını kullanılarak katmanlı biçimde birleştirilmesine dayanan ve çalışma prensipleri açısından birbirine oldukça benzeyen eklemeli imalat yöntemleridir. Bu tekniklerde, CAD ortamında oluşturulan üç boyutlu model, yazılım aracılığıyla ince tabakalara ayrılır ve lazer ışını aynalar yardımıyla ilgili kesitlere yönlendirilerek malzemenin termal enerji ile birleşmesi sağlanır. Her katmanın taranmasının ardından üretim platformu bir tabaka kalınlığı kadar aşağı indirilir ve yüzeye yeni bir toz tabakası serilerek işlem model tamamlanana kadar tekrarlanır. Bu yöntemler sayesinde destek yapıya ihtiyaç duyulmadan son derece karmaşık geometrilerin üretimi mümkün hâle gelmektedir (Van Noort, 2012).

SLS tekniği genellikle naylon, elastomer ve kompozitler gibi polimer esaslı malzemelerin yanı sıra seramiklerin üretiminde kullanılırken, SLM/DMLS daha çok titanyum ve alaşımları, paslanmaz çelik, krom-kobalt gibi metal ve metal alaşımlarına yöneliktir. Polimer bazlı SLS ile üretilen parçalar yüksek kimyasal dayanım ve yeterli mekanik performans sergilemesine rağmen, yüzey yapılarının gözenekli olması ve üretim sonrası toz temizliğinin zor olması gibi dezavantajlara sahiptir; bu nedenle yüzeylere sıklıkla kaplama malzemeleri uygulanmaktadır. Metal esaslı SLM/DMLS yöntemlerinde ise ince detaylar ve yüksek dayanım elde edilebilmekte, ancak yüksek maliyet, sağlık açısından risk oluşturabilen toz ve nanoparçacıklar, yüzey pürüzlülüğü ve üretim sonrası iç gerilimleri gidermek için ısıl işlem gerekliliği gibi sınırlamalar söz konusudur. Her iki yöntemde de altyapı gereksinimleri ve ekipman maliyetleri yüksek olup, buna karşın sağladıkları tasarım özgürlüğü ve fonksiyonel parça üretim kabiliyeti nedeniyle endüstride yaygın biçimde tercih edilmektedir (Yavuz ve ark., 2021).

DMLS ve SLM yöntemleriyle üretilen metal parçalarda, sinterleme süreci sonrasında ortaya çıkan ısıl gerilmeler ve gözeneklilik, büzülme, mekanik dayanımda azalma, yüzey pürüzlülüğü ve boyutsal sapmalar gibi olumsuz sonuçlara yol açabilmektedir. Bu tür etkilerin kontrol altına alınması ve parça performansının iyileştirilmesi amacıyla, üretim sonrasında “son işleme” (post-processing) ya da “post-sinterizasyon” olarak tanımlanan ikincil işlemler uygulanmaktadır (Özyemişçi Cebeci & Hancı, 2018).

2.6. Üç Boyutlu Baskı ile Üretimde Kullanılan Materyaller

2.6.1. Metal ve metal alaşımları

Metal ve metal alaşımları; geleneksel döküm, eksiltmeli CAD/CAM ve eklemeli imalat yöntemleriyle üretilmektedir. Eklemeli üretimde, metal malzeme toz veya tel formunda lazer ya da elektron ışını ile eritilerek katmanlar hâlinde birleştirilir ve bu sayede yüksek doğrulukta üretim sağlanır (Ngo ve ark., 2018). SLS ve SLM gibi yöntemler, özellikle krom-kobalt ve titanyum alaşımlarının üretiminde, geleneksel tekniklerde karşılaşılan işleme zorluklarını ve boyutsal büzülme problemlerini önemli ölçüde azaltmaktadır (Demiralp ve ark., 2021).

Üretim tekniğine bağlı olarak Cr-Co ve Ti alaşımlarının mekanik özellikleri değişkenlik gösterebilmektedir. SLM yöntemi, Cr-Co restorasyonlarının geleneksel ve CAD/CAM frezeleme yöntemlerine kıyasla daha kısa sürede ve daha düşük maliyetle üretilmesine olanak tanımaktadır (Koutsoukis ve ark., 2015). SLS ve SLM süreçlerinde

oluşan termal gerilmelerin malzeme özellikleri üzerindeki etkileri literatürde ayrıntılı olarak incelenmiş; ısıl işlemlerin lazerle üretilmiş Cr-Co alaşımlarının mekanik özelliklerini iyileştirdiği gösterilmiştir (Mantrala ve ark., 2015; Pohl ve ark., 2001). Ayrıca SLM ile üretilen Co-Cr restorasyonların doğruluk, uyum ve klinik performans açısından geleneksel yöntemlerle üretilenlerle karşılaştırılabilir olduğu bildirilmiştir (Quante ve ark., 2008; Williams ve ark., 2006).

2.6.2. Polimer ve kompozit malzemeler

Polimerler, sahip oldukları malzeme çeşitliliği ve farklı 3B baskı yöntemlerine uyarlanabilmeleri nedeniyle eklemeli üretimde en yaygın kullanılan materyaller arasında yer almaktadır (Ngo ve ark., 2018). Eklemeli üretim teknolojilerinde polimerler; toz, filament, tabaka (katı) ve reçine (sıvı) formunda kullanılabilenler olup (Bhargav ve ark., 2018), özellikle tam protezler, geçici ve daimi sabit protezler, implant abutmentleri ve model üretiminde tercih edilmektedir. Fotopolimer reçineler, stereolitografi (SLA) tekniğinde UV ışığı ile aktive edilerek polimerleşmekte ve bu özellikleri sayesinde yüksek doğrulukta üretime olanak sağlamaktadır. Nitekim Wohlers Associates tarafından gerçekleştirilen yıllık endüstri araştırmasına göre, endüstriyel 3B baskı pazarının yaklaşık %50'sinin fotopolimer esaslı prototiplere dayandığı bildirilmektedir (Patricio ve ark., 2013).

Polimerlerin düşük maliyetli olmaları ve yüksek hassasiyet sunmaları önemli avantajlar sağlarken, nispeten düşük mekanik dayanımları kullanım alanlarını sınırlayabilmektedir. Ancak son yıllarda yapılan çalışmalarda, polimer yapılarına fiber ilavesinin mekanik özellikleri belirgin şekilde artırdığı rapor edilmiştir (Demiralp ve ark., 2021). Öte yandan 3B baskılı polimerlerin moleküler yapısı ve dizilimi; UV maruziyeti, yoğunluk gradyanı ve katman kalınlığına bağlı olarak değişkenlik gösterebilmektedir (Gundrati ve ark., 2018; Ligon ve ark., 2017). Seçici lazer sinterleme (SLS) yöntemi için geliştirilen polimerlerin de 3B baskıda önemli bir yer tuttuğu; bu grupta polistiren, poliamidler ve termoplastik elastomerlerin bulunduğu bildirilmektedir (Ligon ve ark., 2017). Ayrıca 2014 yılı itibarıyla medikal alanda piyasaya sunulan 3B baskı cihazlarının büyük bir bölümünün, polimer bazlı baskı ile malzeme püskürtme ve fotopolimerizasyon esaslı sistemlere dayandığı belirtilmektedir (Bhargav ve ark., 2018).

Geçici restorasyonlarda kullanılan polimerlerin klinik başarı açısından kritik bir rolü bulunmaktadır. İyi üretilmiş bir geçici kaplamanın, diş pozisyonunu koruması, pulpayı ve periodontal dokuları desteklemesi, fonksiyon ve estetiği sağlaması gerekmektedir (Jain ve

ark., 2022). Bu gerekliliklerin karşılanabilmesi için malzemelerin yeterli mekanik özelliklere, uyum doğruluğuna, renk stabilitesine ve sertliğe sahip olması önemlidir. Geleneksel geçici materyaller; monometakrilat ve akrilik reçineler ile dimetakrilat veya bis-akril/kompozit reçineler olarak sınıflandırılmaktadır. Ancak basılabilir polimerlerin, geleneksel malzemelerle mekanik ve klinik performans açısından ne ölçüde benzerlik gösterdiği literatürde netlik kazanmamış olup, bu durum geçici sabit protezlerin bağlantı alanları, köprü sayısı, dayanıklılığı ve uzun dönem klinik başarısı hakkında kesin önerilerde bulunmayı zorlaştırmaktadır (Sulaiman, 2020).

2.6.3. Seramikler

Seramik dental materyallerin katmanlı imalat (3B yazıcı) teknolojileriyle şekillendirilmesi; ideal yüzey kalitesi, mekanik direnç ve hassas boyutlandırma gibi gereklilikler nedeniyle halen gelişim aşamasındadır. Bu malzemeler, geleneksel alternatiflerine kıyasla yüksek erime noktaları ve sınırlı sinterlenebilirlik özellikleri sebebiyle üretim safhasında çeşitli zorluklar barındır (Li ve ark., 2019). Özellikle klinik kullanımda maruz kalınan çigneme kuvvetleri göz önüne alındığında, bu materyallerin ISO 6872:2008 standartlarına uygun olarak en az 300 MPa değerinde bir üç noktalı bükülme mukavemeti sergilemesi kritik önem taşır. Güncel araştırmalar, farklı üretim tekniklerinin bu gereklilikleri karşılama potansiyelini incelemektedir. Örneğin, DLP teknolojisiyle üretilen kişiye özel zirkonyum implantların yeterli boyutsal hassasiyete sahip olduğu saptanmış, ancak mikro yapısal kalitenin artırılması için baskı parametrelerinin optimizasyonuna ihtiyaç duyulduğu vurgulanmıştır (Osman ve ark., 2017). Benzer şekilde, SLA yönteminde kullanılan ışığa duyarlı polimerlerin ayrışma (debinding) süreci, yapıda gözenek oluşumuna yol açarak mekanik dayanımı zayıflatabilmektedir. Buna rağmen, Dehurtevent ve ark. (2017), tarafından yapılan karşılaştırmalı analizde, SLA yöntemiyle üretilen alümina kronların yeterli yoğunluğa ve uygun fiziksel karakteristiklere ulaşabildiği saptanmıştır.

Zirkonya, yüksek direnci ve estetik avantajlarıyla restoratif diş hekimliğinde temel materyallerden biridir ve katmanlı imalatta en yüksek bükülme mukavemetini sunmaktadır (Miyazaki ve ark., 2013). Ancak zirkonyanın yüksek kırılma indeksi alüminaya kıyasla kütleme derinliğini kısıtlamaktadır (Song ve ark., 2015). Bu durum, üretim süreçlerinin optimizasyonu açısından alüminayı bazı noktalarda daha avantajlı bir seçenek haline getirmektedir (Chartier ve ark., 2014). Alghauli ve ark.'nın (2024) yaptığı meta-analiz; 3B zirkonya uygulamalarının geldiği son noktayı gösterir niteliktedir. Analiz sonuçlarına göre; kısa vadeli klinik gözlemler, 3B baskı ile üretilen zirkonya kronların %100 sağkalım oranına

sahip olduğunu ve periodontal dokularda herhangi bir komplikasyona yol açmadığını göstermiştir. Ayrıca 3B baskı yöntemiyle üretilen kronların, geleneksel frezeleme yöntemine kıyasla komşu doğal dişlerle istatistiksel olarak daha iyi renk (daha düşük ΔE değeri) ve anatomik kontur uyumu sergilediği belirlenmiştir (Alghauli ve ark., 2024).

2.7. Diş Hekimliğinde Kullanılan Güncel Eksiltmeli CAD/CAM Sistemleri

2.7.1. Klinikte kullanılan sistemler (Chairside)

Hasta başında tek seansta restorasyon bitimine olanak sağlayan sistemlerdir. Preparasyon tamamlandıktan sonra dijital ölçü alınır, tasarım planlanır ve üretim yapılır.

Cerec (Dentsply Sirona, Almanya)

1984 yılında kullanılmaya başlanmış ilk CAD/CAM sistemdir. Hem klinik hem laboratuvar kullanımına uygun olan tek üreticidir. Cerec Primescan bir tarayıcıya, Cerec software bir CAD sistemine ve Cerec Premill bir CAM sistemine sahiptir. Cerec sistem gelişim prosesi kronolojik sırasıyla; 1994 yılında Cerec 2, 2000 yılında Cerec 3, 2007 de MC XL freze ünitesinin piyasaya sürülmesi, 2009 'da tanıtılan bluecam teknolojisi, 2011 de CEREC SW 4.0, 2012 de intraoral kamera tanıtımı, 2019 da Primescan ve 5. nesil yazılım, 2025 de ise CEREC 5.3.2 tanıtılmıştır. Cerec yalnızca kendi yazılım ve frezeleme cihazlarıyla uyumlu kapalı bir sistemdir. Her yeni sürümde sistem daha donanımlı hale getirilmiş sistem hataları giderilmiş ve yeni iş akışları yüklenilip sistem yükseltilmiştir (Dentsly Sirona USA: Dental products and technologies USA, 2026; Mörmann & Brandestini, 2006)



Şekil 1.3. Sirona Cerec Chairside sistem

Sistemin klinikte çalışma prensibi özetlenecek olursa; preparasyonu tamamlanan diş yüzeyi intraoral kamera ile taranır, sürümüne göre farklı dizaynlar önerebilen yazılımda

restorasyon tasarlanır daha sonra kazıyıcı ünitesine hasta için seçilen renk ve boyutta blok yerleştirilir ve restorasyon üretilir. Blok olarak PMMA (geçici), kompozit ve hibrit bloklar, Cerec speed fire ile hızlı sinterlenebilen zirkonya bloklar, lityum disilikat bloklar ve cam seramik bloklar tercih edilebilir (Çelik ve ark., 2013). İşlemin tek seansta tamamlanması geçici restorasyon kullanımına gerek duyulmaması, postoperatif hassasiyetin minimuma indirilmesi buna paralel olarak yüksek hasta konforu ve güvenilirlik sağlar (Fasbinder ve ark., 2005).

E4D Dentist System (Planmeca/E4D Technologies,ABD)

Sistem lazer dijital tarayıcı (intraoral digitizer), bilgisayar destekli yazılım (Denta Logic) ve frezeleme ünitesinden oluşmaktadır. Açık sistem olarak farklı yazılımlar ve laboratuvarlar ile uyum sağlar. Frezeleme ünitesi nedeniyle blok tercih yelpazesi Cerec sisteme göre daha sınırlıdır. Geçici, hibrid, lityum disilikat ve lösitle güçlendirilmiş cam seramik bloklar kullanılabilir. Üretici firma yazılım güncellemelerini kullanıcılara ücretsiz sunmaktadır (Çelik ve ark., 2013).



Şekil 1.4. E4D Dentist sistem

2.7.2. Laboratuvarda kullanılan sistemler

Cerec İnLab

Laboratuvar kullanımı için 2004 yılında üretilmiştir. Lazer tarayıcısı (InEos Blue) dökülen model üzerinden ekstraoral tarama yapmaya imkan verir ve bilgisayar yazılım/tasarlama kısmını da kapsar. Bunun haricinde sistem frezeleme ve sinterleme ünitelerini de içerir. Sistem, hastanın diğer dişlerinin morfolojilerinden referans olarak

restorasyon için benzer seçenekler sunar bu da tasarımın daha hızlı tamamlanmasını ve nispeten orjinaline daha sadık kalmasını sağlar. Tasarımı tamamlanan restorasyon; freze hassasiyeti +25 mikron olan inLab MCXL cihazıyla üretilir. Seçilen bloğa göre sinterleme gerekli ise inFire HTC Speed cihazı kullanılır. Sistemde altyapı ve üst yapı birbirine uygun tasarlanabilmektedir (Rekow ve ark., 2011).



Şekil 1.5. CEREC InLab

DCS Preci-fit sistemi

Geçici, kompozit, hibrid, cam seramik, güçlendirilmiş blokları ve restorasyon alt yapıları için kullanılan tam sinterlenmiş blokları (DC Zirkon ve DC Titan) freze edebilen özellikle implantüstü sistemlerin pasif uyumu için üretilmiş yüksek hassasiyetli STL destekli açık bir CAD/CAM sistemidir (Liu, 2005).



Şekil 1.6. DCS Preci-fit sistemi

Everest sistem

Sistem beş eksenli bir frezeleme sistemi olan Everest Engine, Evereset scan (ekstraoral tarayıcı), Everest Therm (sinterleme fırını) ve tasarım için kullanılan bilgisayardan oluşur. Bu sistem laboratuvarında; kron, köprü, implant üstü barlar ve köprü altyapılarının, titanyum ve metalden üretilen abutmentların, güçlendirilmiş cam seramikten üretilen inley, onley, veneer gibi restorasyonların üretiminde kullanılabilir (Giannetopoulos ve ark., 2010).

Zeno Tec sistem

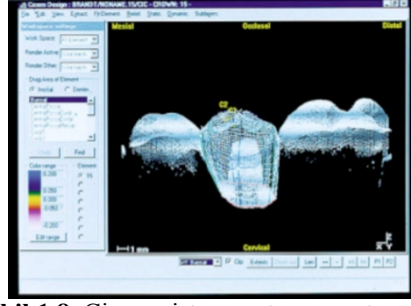
Lazer tarayıcı, sinterleme cihazı, frezeleme ünitesi ve vakum komponentlerinden oluşur. 2005 yılında piyasaya sürülen bu sistemin laboratuvarın üretim kapasitesine göre tercih edebileceği tarayıcı ve freze cihazı seçenekleri vardır. Endikasyon alanları; tek diş kron restorasyonları, çok üniteli köprüler, implant üstü altyapılar, hem seramik hem metal altyapı üretimidir. Yarı sinterlenmiş zirkonya, titanyum ve krom-kobaltı freze ederek altyapı materyali üretebilmektedir (Stawarczyk ve ark., 2011).



Şekil 1.7. Zeno Tec sistem

Cicero sistem

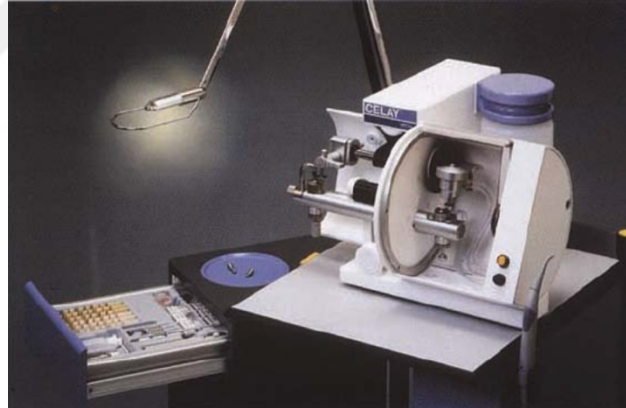
CAD/CAM sistemlerde son zamanlarda her ne kadar çok renkli bloklar tercih edilip anterior bölgede doğal renk geçişleri oluşturmak hedeflense de, tek bir bloktan frezeleme yapıldığı için doğal dişi taklit etmek veya alt yapı üzerine eklenen cam seramik ile yakalanan estetiği yakalamak mümkün olmamaktadır. Bu sistem estetik kaygıların azalması anterior bölgeden daha başarılı sonuçlar alınabilmesi amacıyla diğer sistemlere alternatif olarak geliştirilmiştir. Sistemin amacı; tam seramik restorasyonları katman katman ekleme yaparak üreterek hem translüsenside başarı yakalayıp hem de üretimde standardizasyon sağlamaktır (Denissen ve ark., 1999). İş akışında; ilk olarak optik tarayıcı kullanılarak yüksek çözünürlüklü veriler elde edilir. Bilgisayar destekli tasarım kullanılarak kron, köprü restorasyonların katmanlı yapısı (yüksek güçlü alümina çekirdek, dentin ve insizal porselen katmanları) dizayn edilir. Daha sonra üretim kısmında ise frezeleme veya presleme yöntemiyle restorasyon fiziki olarak elde edilir (Van Der Zel ve ark., 2001). Ayrıca bu sistemin CAD yazılımının, yüksek hassasiyeti sayesinde ideal oklüzal temaslar diğer sistemlere göre daha kolay elde edilir (Olthoff ve ark., 2000).



Şekil 1.8. Cicero sistem restorasyon tasarımı

Celay sistem

Bu sistem diğer CAD/CAM sistemlerden farklı olarak optik tarama ve dizayn programı kullanmak yerine kopyalama (copy-milling) tekniği kullanır. Amacı yüksek dayanıklılık ve estetiği sahip inley ve onley restorasyonlar üretmektir. Hazırlık prosesi olarak prepare diş veya alçı üzerinde bir model hazırlanır. Daha sonra model mekanik sensörle taranır ve frezeleme cihazında preslenmiş bloklar kullanılarak kopyalanılarak üretilir (Eidenbenz ve ark., 1994).



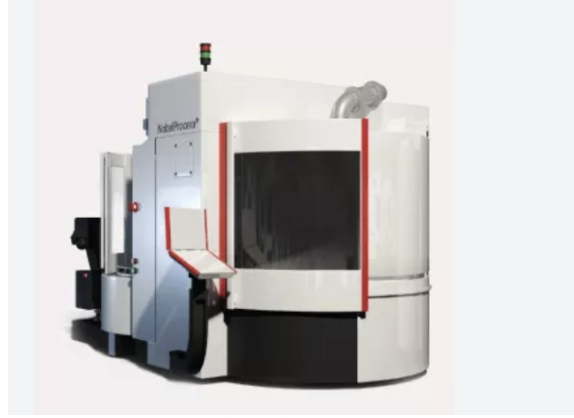
Şekil 1.9. Celay sistem

2.7.3. Üretim merkezli CAD/CAM sistemleri

Procera (Nobel Biocare, İsveç)

Sistem veri toplama (tarama), tasarım ve merkezi üretim (frezeleme) aşamalarından oluşur. Diğer sistemlerden farkı toplanan verilerin üretim için New Jersey (ABD) veya Stockholm (İsveç) 'te bulunan merkezlere gönderilmesidir. Ana merkezlerde seramiğin büzülme payı hesaba katılarak tasarlanıp, üretilen alt yapılar, üst yapı ve son işlemler için laboratuvarlara gönderilir. Bu kapalı sistem, üretim de standardizasyonu sağlamak için kurulmuştur (Andersson & Odén, 1993; Att ve ark., 2007). Procera sistem, kapalı sistemin ve lojistik kısıtlılıkların getirdiği dezavantajlara sahip olmasına karşın, yoğun olarak

sinterlenmiş, saf alüminyum oksit (%99.5) ve zirkonyum oksit altyapılarla, yüksek kalite, boyutsal stabilite ve tekrarlanabilirlik sunmaktadır. Abutment ve altyapı üretimi sağlamaktadır (Conrad ve ark., 2007).



Şekil 1.10. Procera sistem miller

Lava sistem (3M ESPE, ABD)

Sistemin komponentleri; Lava Scan ST optik tarayıcı, tasarımın yapıldığı bilgisayar, Lava CNC 240 veya Lava CNC 500 frezeleme cihazı, Lava Furnace 200 sinterleme fırınıdır. Lava sistemin amacı; zirkonya temelli hassas üretim ve renklendirme teknolojisini kullanmaktır. Sistem yarı sinterlenmiş zirkonya blokları büzülme payını hesaba katarak, %20-25 büyük olacak şekilde tasarlayarak, altyapı restorasyonları merkezi olarak üretir. Üretilen altyapıya, sinterlemeden önce, Lava Frame Coloring liquids ile makyaj yapılır ve sonrasında sinterlenir. Hazırlanan zirkonya altyapılar, ısıl genleşme katsayısı benzer olan üst yapı seramiği Lava ceram materyali ile hazırlanıp, simantasyona hazır hale gelir (Piwowarczyk ve ark., 2005).

Farklı CAD/CAM sistemler kullanılarak zirkonya altyapılar üretilen ve translüsenesi karşılaştırılması yapılan bir çalışmada, en yüksek ışık geçirgenliği değerlerinin Lava sistemle üretilen altyapılara ait olduğu sonucuna varılmıştır (Baldissara ve ark., 2010).



Şekil 1.11. Lava sistem

2.7.4. Diş hekimliğinde kullanılan eksiltmeli CAD/CAM sistemlerin avantajları

Geleneksel ölçü yöntemlerini ve bunların getirdiği zorlukları (hatalı ölçü alımı, çarpaz kontaminasyon riski, ölçü alıcı dökümü, ölçü sırasında bekleme süresi, bulantı refleksi olan hastalarda ölçü alımında yaşanan sıkıntılar vb.) ortadan kaldırmıştır (Duret & Preston, 1991; Palin & Burke, 2005). İndirekt restorasyonlarla kıyaslandığında CAD/CAM sistemler olabilecek hata payını azaltmış, daha üstün marjinal uyumluluk sağlamış daha öngörülebilir estetik sonuçlar alınmasına olanak sağlamıştır (Palin & Burke, 2005). Taranan verileri kaydetme ve arşivleme imkanı sunması ile yapılan tedavilerin takip edilmesini kolaylaştırmaktadır. Bu sayede endikasyonlar, tedavilerin prognozu ve kalitesi konusunda geniş bir koleksiyon oluşturulmasına olanak sağlamıştır (Miyazaki ve ark., 2009). Seramik ve metal malzemelerin işlenmesinde ısıtma, eritme, kondensasyon gibi komplike işlemlerin uygulanmasına gereksinim azalmıştır (Heffernan ve ark., 2002a). Hem hasta hem hekim için zaman tasarrufu sağlar. Tek seansta yapılan işlemler için geçici restorasyon gerekmediğinden malzeme tasarrufu sağlar. Laboratuvar teknisyenlerinin işini büyük ölçüde kolaylaştırır (Feuerstein, 2004).

2.7.5. Diş hekimliğinde kullanılan eksiltmeli CAD/CAM sistemlerin dezavantajları

Çok sayıda farklı sistem geliştirilmiş olmasına rağmen CAD/CAM sistem maliyeti hala çok yüksektir. Oral ortamda tükürük etkisiyle net taranamayan yüzeyler ölçüde bozulmalara sebep olmaktadır. Ağız içinde madde kaybı fazla olan dişlere yapılması planlanan restorasyonlarda, derin subgingival marjinleri taramakta geleneksel ölçüdeki gibi ek gingival retraksiyon yöntemlerinin kullanılmasını gerektirmektedir. Monolitik restorasyonlarda halen renk geçişlerinin ve doğal gölgelerin tam olarak sağlanamaması bunun sonucunda ek laboratuvar işlemlerine gerek duyulmaktadır. Ancak bu sorun multikromatik (çok renkli) blokların üretilmesiyle aşılmaya başlanmıştır (Feuerstein, 2004).

2.7.6. CAD/CAM eksiltmeli sistemlerde kullanılan bloklar

CAD/CAM teknolojilerinin gelişmesiyle birlikte, metal desteksiz restorasyonların önemi artmıştır. Estetik ve dayanıklılığı sağlayan çok sayıda materyal geliştirilmiştir (Barnfather & Brunton, 2007).

CAD/CAM teknolojisinde kullanılan blokları 6 ana başlık halinde; metaller, cam seramikler, cam infiltre seramikler, polikristalin seramikler, rezin polimer yapılı seramik benzeri (hibrid) materyaller, yüksek yoğunluklu polimer yapılı materyaller gruplandırabiliriz.

Metaller

İmplant üstü protezlerin altyapıları üretilirken sinterlenmiş veya yarı sinterlenmiş metal bloklar tercih edilir. CAD/CAM sistemlerin kullanımıyla daha az hata payıyla, öngörülebilir, sağlıklı implant üstü protezler üretilmeye başlanmıştır. Genellikle saf titanyum, titanyum alaşımları, krom-kobalt alaşımları tercih edilmektedir (Mehl ve ark., 2013). Sinterlenmiş metal bloklar oldukça sert olduğu için frezelenmeleri hem zor hem de zaman alıcıdır. Ayrıca frezeleme sırasında kullanılan aletlerin, yıpranma payı çok ömürleri kısa olacağı için genelde yarı sinterize bloklar tercih edilir. Bu bloklarla planlanan restorasyonlar, %10-11'lik büzülme payı hesaba katılarak daha büyük tasarlanır ve üretimden sonra nihai işlem olarak argon altında ısıl işlemle sinterlenir. (Lee ve ark., 2015; Mai ve ark., 2018)

Ceramill Sintron (Amann Girsch, Almanya) ve Crypton (Dentsply, Almanya) piyasada sık kullanılan krom-kobalt CAD/CAM bloklara örnek gösterilebilir.

Cam seramikler

- ***Feldspatik bloklar:*** İçeriği feldspar, alümina ve silika esaslıdır. Cam matriks için 3-4 mikronluk feldspar partikülleri bulunmaktadır. Vakum altında sinterlenir ve laboratuvar şartlarında üretilen feldspatik seramikten çok daha homojen yapıdadır. Biyouyumludur (Pjetursson ve ark., 2007).

Kırılma dayanımı ortalama 150 MPa, elastik modülü 45-63 GPa'dır. Son işlem olarak glaze veya mekanik polisaj uygulanabilir (Cengiz & Ordu, 2015). Feldspatik cam bloklar kullanım alanı olarak ; veneer, inlay, onley ve anterior tek kronlarda tercih edilebilirler. (Conrad ve ark., 2007)

Piayasadaki, Vita Mark I, Vita Mark II, Vita Triluxe, Cerec bloklar Feldspatik CAD/CAM bloklara örnektir.

- **Lösitle güçlendirilmiş seramik bloklar:** İçeriğinde silisyum oksit, potasyum oksit, alüminyum oksit bulunmaktadır. Toplam hacmin %30-40 kadarını lösit kristalleri oluşturmaktadır (Pröbster ve ark., 1997). Lösitin ışık kırma özelliği feldspatik seramiği benzerdir ve asitlemeye de camdan hızlı tepki gösterir. Bu iki özellik lösitle güçlendirilmiş materyale; yüksek translüsensi ve simanla iyi bağlantı kabiliyeti sağlar (Kelly ve ark., 2011; Robert Kelly, 2004). Bükülme dayanımı 160 MPa, elastik modülü 63 GPa'dır (Albakry ve ark., 2004; Tinschert ve ark., 2000). Kullanım alanları inley, onley, laminate veneer ve anterior kron restorasyonlarıdır.

Ips Empress CAD, Paradigm C lösitle güçlendirilmiş bloklara örnektir.

- **Lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik bloklar:** İçeriğinde daha fazla kristalin fazı içermesi sebebiyle lösit içerikli ve feldspatik seramiklere göre daha dayanıklıdır (Silva ve ark., 2012). Bükülme direnci 350-450 MPa, elastik modülü 95 GPa'dır. Lityum disilikat bloklar; 3 farklı şeffaflık derecesine HT, MT, LT (high translucent, medium translucent, low translucent) ve farklı renk tonlarına sahiptir. Bu bloklar yüksek dayanım ve başarılı optik özellikleri birlikte sunar. Kullanım alanları; endokron, inley, onley, laminate veneer, anterior-posterior tek kronlar ve ikinci premolar dişin anteriorunda kalan üç üyeli köprü restorasyonlarıdır (Taskonak ve ark., 2005).

IPS E max CAD piyasada kullanılan lityum disilikat bloklardandır.

- **Zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramik bloklar (ZLS):** Cam seramiğe yaklaşık %10'luk zirkonyum oksit ilavesi ile lityum disilikat molekülleri olduğundan altı kat küçük bir hale gelir ve daha mikro seviyede bir kristal faz oluşur (Rinke ve ark., 2015). Optik karakter olarak lityum disilikat seramik bloklara benzer yapıdadır. Mekanik olarak ise yaklaşık 420 MPa bükülme dayanımı gösterebilirler. Zirkonya ilavesine rağmen freze edilmesi kolaydır (Silva ve ark., 2017; Wendler ve ark., 2017). Kullanım alanları; inley, onley, laminate veneer, tek kronudur. Özellikle posterior bölgede köprü kullanımını için daha çok teste ihtiyaç vardır.

%8-12'lik zirkonya içeriği ile Vita Suprinity (Dentsply Sirona, ABD) ve % 10'luk zirkonya içeriği ile Celtra Duo (Dentsply Sirona, ABD) piyasada en çok tercih edilen zirkonya ilaveli lityum disilikat bloklardandır.

- **Cam infiltre seramikler:** Lantan oksit cam infiltrasyonu yöntemiyle üretilirler. Vita firmasının ürettiği 3 alt grubu vardır: In-ceram Alümina, In-ceram Spinell ve In-ceram Zirkonya. In-ceram Spinell, Magnezyum ve Alümina karışımı içerir. Cam infiltre

seramiklerden en translüsent yapıda olanıdır. 350 Mpa'lık bükülme dayanımı ile anterior tek diş kronlarda tercih edilebilir (Fradeani & D'Amelio, 2005; Magne & Belser, 1997). In-ceram Alümina'nın estetik özellikleri çok iyi değildir. Bu nedenle altyapı oluşturup üzerine feldspatik seramikle estetik görünüm verilebilir. Yaklaşık 400-600 MPa bükülme dayanımı ile tek kron ve üç üyeli köprü restorasyonlarda kullanılabilir (Conrad ve ark., 2007; Gür & Kesim, 2004). In-ceram Zirkonya, cam fazı ilave edilmeden önce %30 zirkonyum oksit ve %70 alüminyum oksit ihtiva eder. İçerdiği zirkonyum oksit sebebiyle bükülme dayanımı 421-800 MPa arasındadır ve optik özelliği opaktır (Guazzato ve ark., 2004; Vagkopoulou ve ark., 2009). Bu nedenle posterior bölge tek kron ve köprü restorasyonlarında tercih edilebilir (Conrad ve ark., 2007; Gür & Kesim, 2004).

Polikristalinler

- ***Zirkonya bloklar:*** Zirkonya yüksek dayanıklılık, biyouyum ve korozyona, aşınmaya dirençlilik, düşük ısı iletkenliği özellikleri sebebiyle uzun yıllardır diş hekimliği alanında sık tercih edilen bir materyaldir (Conrad ve ark., 2007; Özkurt & Kazazoğlu, 2010). Zirkonya oda sıcaklığında polimorfik yapıda bir materyaldir. Monolitik, tetragonal ve kübik üç fazı vardır. Oda ısısında monoklinik fazda olan zirkonyum, 1170 °C derecenin üzerinde tetragonal daha yüksek sıcaklıklarda ise kübik faza geçer. Daha dayanıklı olan tetragonal fazın oda ısısında stabil kalabilmesi için sinterleme öncesi yttrium oksit, seryum oksit veya magnezyum oksit gibi ilaveler yapılır ve bu ilaveler sinterleme ile birlikte kristal yapıya yerleşir. Böylece faz dengesi kalıcı hale gelir (Ardlin, 2002; Triwatana ve ark., 2012). Konvansiyonel sinterleme işlemi uzun saatler aldığı için, klinik olarak vakit kaybı olarak değerlendirilip hızlı ve süper hızlı bir sinterleme prosedürü, geliştiren Dentsply Sirona In Fire HTC fırını geliştirmiştir. Bu fırın 8-9 üyeye kadar kullanılabilir (Kaizer ve ark., 2017).

900-1200 MPa bükülme dayanımı ile mekanik özelliği çok yüksek bir materyaldir. Posterior üç-dört üyeli köprülerde monolitik endikasyonu vardır. Ayrıca endodontik post, implant abutment ve implanüstü restorasyonlarda kullanılabilir. Optik olarak opak karakterli olduğu için anterior bölgede tercih edilmez (Preis ve ark., 2013). Zirkonyayı anterior bölgede monolitik kullanabilmek amacıyla; gren boyutu küçültülüp, alümina miktarı azaltılan bloklar üretilmiştir. In-coris TZI (Dentsply) ve Brux-Zir-Solid-Zirconia (Glidewell Dental Laboratories, ABD) bu bloklara örnektir (Spitznagel ve ark., 2018).

- ***Alumina bloklar:*** Alumina temelli polikristalin bloklar, presinterize formda hazırlanır. %99,9 saf alüminyum oksit kristalinden oluşur. Sinterleme sırasında meydana gelen hacim büzülmesini dengeleyebilmek amacıyla dijital olarak tasarımı yapılan modeller,

son boyutlarından %20 oranında daha büyük oluşturulur. Restorasyon frezelendikten sonra nihai bir sinterleme işlemine tabi tutulur. Daha sonra düşük sıcaklıkta üst yapı seramiği ile kaplanır. Sinterlenmesi tamamlanan Alüminyum oksit seramikler, 500 MPa'nın üzerinde kırılma direnci yaklaşık 600 MPa bükülme dayanımı göstermektedir. Procera AllCeram altyapıların; tek üye kron, inley, onley, veneer endikasyonu vardır (Otto & De Nisco, 2002).

Nanoseramikler

1997 yılından beri diş hekimliği alanına entegre edilen nanoteknolojinin temelinde; atom ve moleküllerin denetim altına alınarak işlevsel yapılar oluşturulması ve bu sayede makro yapıdan farklı kimyasal, fiziksel ve biyolojik özellikler sergileyen materyal ve sistemlerin geliştirilmesi anlayışı yatmaktadır.(Kılınıç ve ark., 2018)

Nanoseramikler; %80 nanoseramik partikülleri ile %20 rezin matriksin yüksek basınç ve sıcaklık altında birleştirilmesi ile oluşmaktadır (Fradeani ve ark., 2005). %80'lik nanoseramik kısmı; zirkonya, baryum, silika gibi inorganik partiküllerden oluşur. %20'lik rezin kısmı ise genellikle UDMA (üretan dimetakrilat), Bis-GMA (bisfenol A glisidil metakrilat), TEGDMA (triötilen glikol dimetakrilat), Bis-EMA (etoksilat bisfenol A dimetakrilat) gibi organik bileşenler içerir (Mainjot, 2016). Nanoseramikler, dentin değerlerine yakın 10-20 Gpa'lık elastisite modülü ile doğal dişlere benzer özellik gösterirler. Bu benzerlik elastisite modülü 95 GPa civarında olan cam seramiklerin tersine, restorasyona gelen yüklerin daha homojen dağılmasına ve kırılma açısından daha dirençli bir yapı sergilemesine olanak tanır. Nanoseramiklerin bükülme dayanımı ise ortalama 200 MPa civarındadır (Isgrò ve ark., 2019; Rees & Jacobsen, 1993).

Cam seramikler, yaklaşık 350-400 MPa aralığındaki basma dayanım değerleriyle klasik kompozit materyallere kıyasla daha yüksek dayanıklılık sergilemektedir. Bununla birlikte, nanoteknolojik modifikasyonlar sayesinde nanoseramiklerin basma dayanımı da yaklaşık 200-600 MPa düzeyine çıkarılarak cam seramiklere benzer mekanik özellikler yakalanmıştır. Cam seramiklerin çekme dayanımı, 100-200 Mpa arasında değişmektedir. Nanoseramikler ise 50-70 MPa çekme dayanımı ile cam seramiklerden daha az kırılmalıdır. Aradaki büyük farka rağmen nanoseramikleri çatlak oluşumuna karşı dayanıklı hale getiren, rezin matriksin kuvvet dağıtıcı etkisidir (Vaiani ve ark., 2023; Zubrzycki ve ark., 2022).

Nanoseramikler negatif özellik olarak, polimer infiltre seramiklere kıyasla daha fazla hacim kaybını uğrayabilir. Bunun sebebi içeriğindeki gömülü inorganik doldurucuların zamana bağlı aşınmasıdır (Yin ve ark., 2019).

Nanoseramiklerin estetik özelliklerine değinecek olursak; öncelikle her bloğun içeriğindeki organik ve inorganik bileşenlerin miktarı farklı olduğundan optik karakterleri de farklı olacaktır. İnorganik içerikteki partükül boyutu ışık kırınımını azalttığından inorganik içeriği fazla olan bloklarda translusensi değeri daha yüksektir. Bunun yanında her materyalde olduğu gibi yüzey pürüzlülüğü ve restorasyon kalınlığı da optik başarıyı etkilemektedir. Genel olarak nanoseramiklerin translusensi değerinin dentine çok yakın olduğu bilinmektedir. Ayrıca nanoseramiklerin zamana bağlı gelişimiyle rezin matris içeriğinde Bis-GMA yerine tercih edilen Bis-MEPP ve UDMA hidrofobik karakter gösterdiğinden monomer salınımını azaltıp, renk stabilitesini daha uzun vadede korumaktadır (Gueth ve ark., 2013; Skorulska ve ark., 2021).

Nanoseramiklerin renk stabilitelelerini uzun dönem devam ettirmelerinde, içerdikleri zirkonya partiküllerinin antibakteriyel oluşu, bununda restorasyonu plak birikimine ve zamana bağlı oluşan renklenmelere karşı korumasında önem taşır (Pasha ve ark., 2021).

- **Cerasmart:** Cerasmart CAD/CAM Bloğu (GC Corp., Tokyo, Japan), son derece ince cam parçacıkları içeren, yüksek dirençli hibrit nanoseramik bir materyaldir. Yapısı, seramik ağın homojen ve muntazam bir şekilde dağılmış olmasını sağlar. Cerasmart'ın ağırlıkça %71'i, 20 nm silika ve 300 nm baryum camı olmak üzere nanopartikül dolgu maddelerinden oluşur (Kurtulmus-Yılmaz ve ark., 2019). Bu malzeme, doğal dişlerle benzer aşınma karakteristikleri sergilemektedir. Esneklik modülü 7.5 GPa olup, eğilme dayanımı 220-240 MPa arasındadır (Coşkun ve ark., 2020a). Frezeleme işleminden sonra, hassas ve düzgün marjinler elde etmek mümkündür. Yüksek dolgu maddesi oranı, eğilme dayanımını ve kırılma direncini arttırdığı için, materyal implant destekli restorasyonlar için idealdir. Uzun vadede aşınmaya karşı dayanıklı olması nedeniyle, bruksizm rahatsızlığı olan hastalarda dahi kullanımı uygundur (Spitznagel ve ark., 2016). Cerasmart, yüksek ve düşük ışık geçirgenliği seçeneklerine sahiptir. Piyasada beş farklı renk tonu ve üç farklı boyutta (12, 14, 14L) mevcuttur. HT (Yüksek Transludent) bloklar genellikle inley, onley, veneer, parsiyel ve tam kron restorasyonları için endikasyon bulurken; LT (Düşük Transludent) bloklar, renklenmiş dişleri örtmek ve parsiyel kron restorasyonları için kullanılır. Malzeme, fırınlama ve sırlama (glaze) işlemlerini gerektirmez. Kolayca manuel olarak parlatılabilir, istenen karakteristik özellikler oluşturulabilir ve ağız içinde tamir edilebilir (Alper, 2023). Klinik çalışmalar açısından; Canatan ve ark. (2022), dolaylı Cerasmart restorasyonların simantasyonunda, kendinden adezivli ve dual-cure rezin siman sistemlerinin kabul edilebilir klinik sonuçlar verdiğini bildirmiştir. Coşkun ve ark. (2020b) ise, Cerasmart onleylerin, arka bölgede test

edilen lityum disilikat cam seramiğe yakın, uygun marjinal bütünlük gösterdiğini rapor etmiştir.

- **Shofu:** Shofu Block HC (Shofu Inc., Kyoto, Japonya), dental restorasyonlarda kullanılmak üzere geliştirilmiş, hibrit seramik yapısında bir materyaldir. Bu malzemenin mikroskobik mimarisi, UDMA ve TEGDMA bazlı bir reçine matrisi ile kütlece %61 oranında zirkonyum silikat nano dolgulardan meydana gelmektedir (Lauvahutanon ve ark., 2014; Marchesi ve ark., 2021). Özel iskeletsel konfigürasyonu sayesinde çiğneme kuvvetlerini etkin bir şekilde absorbe ederek materyalin direncini ve yapısal dayanıklılığını artırır. Bu dayanıklılık, klinik olarak oldukça ince restorasyon tasarımlarının yapılmasına olanak tanırken; kısa sürede tamamlanan hassas kazıma ve polisaj süreçleri, restorasyonun hızla uyumlanıp simante edilmesini sağlar (Fasbinder, 2012).

Materyalin mekanik profili; 191 MPa bükülme direnci ve 7,8 GPa elastisite modülü ile tanımlanmıştır (Marchesi ve ark., 2021). Doğal dentin dokusuyla uyumlu bir aşınma davranışı sergileyerek antagonist dişleri korur. Ayrıca, yüksek bükülme direnci ve düşük bükülme modülünün kombinasyonu, stresin homojen dağılmasını sağlayarak lityum disilikat ve zirkonyaya karşı güvenilir bir alternatif oluşturur. Yüksek (HT) ve düşük (LT) olmak üzere iki farklı translüsensi seçeneği vardır. Estetik açıdan doğal mine tabakasının translüsensi özelliklerini yansıtan yüksek translüsensi seçeneği, anterior bölge restorasyonlarında estetik başarı sunar. Geniş bir endikasyon yelpazesine sahip olan Shofu Block HC; inley, onley, lamina veneer uygulamalarının yanı sıra anterior ve posterior bölgelerdeki tam kronlar ve implant destekli restorasyonlar için uygundur. Sinterleme aşamasına ihtiyaç duymaması ve mükemmel marjinal bütünlüğü, dijital iş akışını kayda değer ölçüde kolaylaştırır (Alper, 2023).

Polimer infiltre (hibrid) seramikler (PICN)

Dental materyal teknolojisindeki son gelişmeler, seramiklerin estetik dayanıklılığı ile kompozitlerin esnek karakterini tek bir formülde birleştiren polimer infiltre seramik blokların (PICN) ortaya çıkmasını sağlamıştır. Bu hibrit blokların mimarisi, baskın olan seramik iskeletin, birbirine tamamen kenetlenmiş (interlocking) bir polimer ağ yapısıyla takviye edilmesine dayanmaktadır (Lambert ve ark., 2017). Materyalin kompozisyonu incelendiğinde; ağırlıkça %86, hacimce ise %75 oranında seramik fazın bulunduğu, geri kalan yapıyı ise yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilat (PMMA) polimer ağının oluşturduğu görülmektedir (Raigrodski, 2004).

Yüksek basınç ve sıcaklık altında gerçekleştirilen üretim süreci, bu materyallere endirekt kompozit rezinlerden çok daha yüksek bir doldurucu yoğunluğu ve polimerizasyon dönüşüm oranı kazandırmaktadır (Goujat ve ark., 2018). Yapıdaki polimerik ağ, seramik fazda oluşabilecek çatlak ilerlemelerini absorbe edip sönümleyerek, geleneksel seramiklere kıyasla kırılma direncini belirgin düzeyde artırır (Coldea ve ark., 2013a; Lambert ve ark., 2017). Bu gelişmiş mekanik özellikler sayesinde PICN blokları; inley, onley, veneer ve kron gibi tek diş restorasyonlarının yanı sıra, özellikle yüksek oklüzal kuvvetlerin bindiği molar bölgelerde ve minimum preparasyon gerektiren vakalarda güvenilir bir klinik seçenek sunmaktadır (Cengiz & Ordu, 2015).

- **Vita enamic:** VITA Enamic (Bad Säckingen, Almanya), dental literatürde polimer infiltre seramik ağ (PICN) olarak tanımlanan hibrid bir yapıya sahiptir. Bu inovatif materyal, seramiklerin estetik dayanımı ile kompozitlerin esnekliğini tek bir yapıda sentezler. Materyalin bileşiminde hacimce %75, ağırlıkça %86 oranında seramik faz bulunmaktadır. Yapısal olarak baskın olan ince taneli seramik ağı, polimer bir ağ ile desteklenmiş ve her iki faz birbiriyle tam entegrasyon sağlayacak şekilde tasarlanmıştır. Bu hibrit kompozisyonda seramik bileşen aşınma direncini optimize ederken, polimer ağ yapısı materyalin kırılma direncini artırarak seramiklerin kırılma yapısını dengeler (Alper, 2023). Vita Enamic, 30 GPa olan elastisite modülü ile doğal dentin dokusuna en yakın mekanik davranışı sergileyen materyallerden biridir. 150-160 MPa bükülme direncine sahip olan bu ürün, geleneksel seramiklerden daha az kırılma, kompozit rezinlerden ise daha az aşınan bir karakter sergiler. Cam seramiklere kıyasla daha düşük duvar kalınlıklarında kazanabilme imkanı, hem implant destekli restorasyonlarda hem de minimal invaziv (koruyucu) yaklaşımlarda büyük avantaj sağlar. Hassas frezeleme teknikleriyle elde edilen mükemmel marjinal uyumun yanı sıra, materyalin manuel olarak parlatılabilir olması seramik düzeyinde bir yüzey kalitesi sunar. Optimum esneklik, stres frenleme ve ışık geçirgenliği özellikleriyle öne çıkan Enamic; adeziv veya self-adeziv rezin simanlarla uygulandığında tam anatomik ve estetik tek diş restorasyonları için idealdir. Materyal; anterior ve posterior kronlar, inley, onley, parsiyel kronlar, veneerler ve implant destekli restorasyonlar gibi geniş bir yelpazede endikedir. Farklı translüsensi seviyelerinde, monokromatik ve polikromatik (çok renkli) opsiyonları bulunan materyal; blok (EM-10, EM-14) ve disk (H12, H18) formlarında sunulmaktadır. Renk seçenekleri HT ve T serilerinde on, ST ve çok renkli HT serilerinde ise beş farklı tonu kapsamaktadır (VITA Zahnfabrik, 2022). Lucsanszky ve Ruse'ın (2020) yaptığı bir çalışmada, Enamic'in rezin kompozitler arasında en yüksek elastisite modülü ve yaşlandırılma

sonrası kırılma tokluğu değerlerine sahip olduğu, ancak en düşük bükülme direncini sergilediği rapor edilmiştir. Ayrıca, Vita Enamic'in aşınma değerlerinin lityum disilikat cam seramiklerle benzerlik gösterdiği, ancak zirkonya materyallerine göre daha aşınmaya daha yatkın karakter sergilediği saptanmıştır (Tokunaga ve ark., 2022).

Polimer CAD/CAM blokları

Dental literatürde uzun dönemli geçici protetik çözümler için geliştirilen CAD/CAM blokları, yapısal olarak polimer bazlı bileşimlerden meydana gelmektedir. Bu grupta yer alan Vita Cad-Temp (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), çapraz bağlı ve mikro doldurucu içeren akrilat polimer yapısıyla karakterize edilir. Bu materyal, en fazla iki gövde barındıran uzun süreli geçici restorasyonların üretimine olanak tanır. Özellikle anterior bölgedeki estetik beklentileri karşılamak amacıyla, doğal diş yapısına benzer geçişler sunan dört farklı renk katmanına sahip "multiColor" seçenekleri de mevcuttur (VITA Zahnfabrik, 2014).

Diğer bir alternatif olan Telio CAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ise yine çapraz bağlı polimetilmetakrilat (PMMA) esaslı bir yapı sunmaktadır. Geniş bir klinik kullanım yelpazesine sahip olan bu bloklar; iki gövdeli köprü restorasyonlarının yanı sıra, implant destekli geçici protezlerin imalatında da tercih edilmektedir. Ayrıca, oklüzal düzlemin yeniden yapılandırılması veya temporomandibuler eklem (TME) disfonksiyonlarının tedavisi amacıyla uygulanan terapötik restorasyonların üretiminde de güvenilir bir seçenek teşkil eder (Ivoclar Vivadent, 2010).

Kompozit CAD/CAM blokları

Geleneksel seramiklerin aksine fırınlama (sinterizasyon) aşamasına ihtiyaç duymadıkları için klinik koltuk başında geçirilen süre çok kısadır, oldukça hızlı tedavi imkanı sunarlar. Ayrıca, elastisite modüllerinin doğal diş dokusuna (özellikle dentine) yakın olması sayesinde çiğneme kuvvetlerini daha homojen dağıtır ve antagonist dişlerde aşınmaya neden olmazlar. Frezeleme sırasında kenar bütünlüğünün (marjinal adaptasyon) seramiklere oranla daha hassas korunabilmesi ve ağız içerisinde kolayca modifiye edilebilmeleri, bu blokları minimal invaziv restorasyonlar için öncelikli kılmaktadır. Paradigm MZ100 (3M ESPE, Rüşchlikon, İsviçre), bu sınıftaki materyallerin en köklü örneklerinden biridir ve klinik başarısı uzun yıllardır test edilmiş olan 3M Z100 restoratif teknolojisinin blok formuna aktarılmış halidir. Materyal, kütlece %85 gibi oldukça yüksek bir oranda zirkonyum-silika inorganik doldurucu içermektedir. Bu doldurucuların ortalama partikül boyutunun 0.6 µm

olması, yüzeyin yüksek düzeyde cilalanabilmesine ve bu pürüzsüzlüğün uzun süre korunmasına olanak tanır. Radyopak özelliği sayesinde radyografik kontrollerde kolayca ayırt edilebilir. Altı farklı renk seçeneği ile sunulan materyal, polimerik yapısı sayesinde hibrit kompozitlerle ağız içerisinde doğrudan tamir edilebilir. Bu durum, restorasyonda oluşabilecek küçük kırık veya aşınmalarda tüm yapının sökülme zorunluluğunu ortadan kaldırır. Yüksek fiziksel direnci ve aşınma karakteristiği sayesinde inley, onley, veneer (lamina) ve hem anterior hem de posterior bölgedeki tam kron restorasyonlarında güvenle kullanılmaktadır (3M ESPE, 2006).

2.8. Materyallerin Optik Özellikleri

Bir restorasyonun uzun dönem başarısı değerlendirildiğinde, optik özellikler, renk stabilitesi ve materyalin yarı saydamlık düzeyi temel belirleyiciler arasında yer alır (Savaş & Tunçdemir, 2025a).

Renk ve translüsensi, özellikle seramik restorasyonların doğal diş dokusuyla uyumunu doğrudan etkileyerek genel estetik sonucu belirler. Bunun yanında, zaman içinde restorasyonlarda meydana gelen renk değişimleri hem kullanım süresini hem de uygulamanın genel kalitesini olumsuz yönde etkileyebilmektedir (de Oliveira ve ark., 2014).

Yüzey dokusu da dental seramiklerin ışık yansıtma ve dağıtma özelliklerini değiştirerek estetik algıda önemli bir rol oynar. Polimer bazlı CAD/CAM materyallerinde gözlenen renk özellikleri; kullanılan matriks yapısı, monomer içeriği, kimyasal bileşenler, doldurucu partiküllerin boyutları ve miktarı gibi materyale özgü faktörlere bağlı olarak değişkenlik gösterebilir. Bunun yanında, arka plan renginin etkisi, rezin simanın rengi ve kalınlığı gibi klinik koşullar da restorasyonun nihai rengini önemli ölçüde değiştirebilir. Dolayısıyla materyal yapısı ile klinik çevre koşullarının etkileşimi, restorasyonların renk uyumu ve estetik performansı üzerinde kritik öneme sahiptir (Yılmaz & Egilmez, 2021).

3B baskı rezin restorasyonların optik özellikleri ise; materyalin kimyasal bileşimi, polimerizasyon etkinliği, yüzey pürüzlülüğü, doldurucu partikül özellikleri ve baskı parametreleri gibi çok sayıda faktörün ortak etkisiyle belirlenmektedir (Temizci & Kölüş, 2024).

Üretim sırasında kullanılan baskı açısı, katman kalınlığı ve post-kür süresi, ışığın materyal içindeki saçılma ve soğurulma davranışını değiştirerek translüsensi ve renk stabilitesini doğrudan etkiler (Vichi ve ark., 2023).

Rezin matrisinin monomer yapısı, doldurucu oranı ve partikül boyutları ise ışık geçirgenliğini düzenleyen temel optik etmenler arasında yer alır (Tanaka ve ark., 2024). Ayrıca yüzey işlemleri ve polisaj kalitesi, ışığın yüzeyden yansıma biçimini değiştirerek restorasyonun parlaklık ve doğal görünüm algısını belirgin şekilde etkiler (Temizci & Kölüş, 2024). Bu parametrelerin her biri, 3D baskı restorasyonların klinik estetik başarısında kritik öneme sahiptir ve materyal özellikleri ile üretim koşullarının birlikte değerlendirilmesi gerekmektedir (Vichi ve ark., 2023).

2.8.1. Opaklık

Bir yüzeyin sahip olduğu renk, sadece içindeki pigment maddelerinin türü ve yoğunluğuyla açıklanamaz; aynı zamanda materyalin ışığı ne ölçüde geçirdiği veya ne kadar engellediği de bu algıyı belirleyen önemli faktörlerdendir. Biyolojik dokular karşılaştırıldığında, sert dokular ile yumuşak dokuların opaklık derecelerinde belirgin farklılıklar bulunduğu görülür. Özellikle diş minesinin yarı geçirgen yapısı ile diş eti gibi çevre dokuların daha opak özellik göstermesi bu duruma iyi bir örnektir. Opaklık, bir materyalin ışığın geçişini durdurma ya da sınırlama yeteneği olarak tanımlanan temel bir optik özelliktir. Bir nesneye beyaz ışık ulaştığında, görünür spektrumu oluşturan tüm dalga boyları yüzey tarafından geri yansıtılırsa nesne beyaz görünür. Bunun aksine, ışığın bütün bileşenleri yüzey tarafından tamamen absorbe edilirse gözlenen renk siyah olur. Opak karakterli materyaller gelen ışığın bir bölümünü tutarken bir bölümünü geri yansıtır. Örneğin kırmızıdan mora uzanan çeşitli dalga boyları yüzeyde tutulur da yalnızca yeşil dalga boyları geri yansıtılırsa, gözlemci nesneyi yeşil olarak algılar. Bu durum, renk algısının pigment yapısı ile materyalin ışıkla etkileşim özelliklerinin bir arada değerlendirilmesiyle oluştuğunu gösterir (Craig, 1980).

2.8.2. Translüsensi

Translüsensi, ışığın bir alt tabaka yüzeyine ulaştıktan sonra yarı saydam bir ortam içerisinde yayılması, kırılması veya dağınık biçimde yansması sonucunda ortaya çıkan geçirgenlik düzeyini ifade eder. Bu özellik, ışığın materyal içinde ne ölçüde dağıldığını ve ne kadarının geri yansıdığını belirlediği için görsel algıyı doğrudan etkiler. Yüksek translüsensiye sahip materyaller ışığı daha fazla yayıp daha doğal ve derinlikli bir görünüm oluştururken, düşük translüsensi daha opak ve ışığı geçirmeyen bir karakter sergiler (Lee, 2015).

Translüsensi, bir materyalin ışığı ne ölçüde doğrudan ilettiğini, ışığın yönünü veya niteliğini değiştirmeden geçtiği durumları ve ışığın materyal içinde saçılarak ilerlediği toplam geçirgenliği ifade eden optik bir kavramdır. Bu özellik aynı zamanda ışığın bir yüzeye çarptıktan sonra ne kadarının geri yansıtıldığını belirleyen spektral yansıma ölçümleriyle de değerlendirilebilir (Harianawala ve ark., 2014).

Yarı saydamlığın nicel değerlendirilmesinde en sık kullanılan ölçütler arasında translüsensi parametresi (TP), kontrast oranı (CR) (Chen ve ark., 2008) ve ışığın doğrudan ya da toplam iletimi (τ , %) yer almakta olup, bu parametreler arasında anlamlı ilişkiler bulunduğu çeşitli araştırmalarla gösterilmiştir (Lee ve ark., 2015; O'Keefe ve ark., 1991). CR değeri, numunenin siyah (Yb) ve beyaz (Yw) zeminler üzerindeki spektral yansıma değerlerinin oranlanması ile elde edilir ve 0 ile 1 arasında değişen bu ölçekte 0 tam transparan, 1 ise tamamen opak materyallere karşılık gelir (Miyagawa ve ark., 1981). TP ve CR arasındaki doğrusal ilişki daha önce dental seramikler üzerinde yapılan çalışmalarla da doğrulanmıştır (Barizon ve ark., 2013).

Translüsensi parametresi TP, bir materyalin siyah ve beyaz arka planlar üzerindeki renk farkı (ΔE_{ab}) esas alınarak hesaplanmaktadır ve teorik olarak 0 ile 100 arasında değişebilmektedir (Johnston ve ark., 1995). TP'nin sıfıra yakın olması, materyalin ışık geçirme yeteneğinin bulunmadığını; yüksek değerler ise zeminler arasındaki renk farkının maksimum olduğunu gösterir (Johnston, 2014). Bu nedenle TP değeri, farklı materyaller arasında karşılaştırma yapılmasına olanak sağlayan evrensel bir ölçüt olarak kabul edilmektedir. Renk farkının algılanmasını daha güvenilir bir düzeye taşımak amacıyla CIE, CIEDE2000 renk farkı formülünün kullanılmasını önermiş ve son yıllarda yapılan çalışmalar TP hesaplamalarında bu formülün daha hassas sonuçlar verdiğini bildirmiştir (Carney & Johnston, 2017; Salas ve ark., 2018a). Ancak materyalin kalınlığı boyunca optik homojenlik sağlanmadığı durumlarda, translüsensiyi değerlendirmek için siyah ve beyaz zeminlere bağlı rölatif TP00 (RTP) değerinin hesaplanması gerekmektedir (Kürklü ve ark., 2013). CIEDE2000'e göre translüsensi parametresinin %50 algılanabilirlik eşiği $TPT00 = 0,62$ birim, kabul edilebilirlik sınırı ise $TAT00 = 2,62$ birim olarak belirlenmiştir (Salas ve ark., 2018a).

Doğal diş dokuları, tam transparan ile tam opak arasındaki bir gradyan şeklinde değişen yarı saydamlık düzeyleriyle karakterize edilir. Bir kronun translüsensi düzeyi arttıkça gözlemcinin algıladığı value değeri düşer; çünkü yüzeyden geri yansıyan ışık miktarı azalır. Saydamlık artışı, ışığın materyal içerisinde daha geniş bir dağılım göstermesine neden olduğundan restorasyonun optik etkisi de bu durumdan etkilenir. Özellikle mine dokusunun

translüsensi değeri; ışığın geliş açısına, yüzey dokusuna, parlaklık düzeyine, dalga boyuna ve mine yüzeyinin dehidrasyon durumuna bağlı olarak değişiklik göstermektedir (Fondriest, 2003). Bu nedenle translüsensi, hem doğal dişlerin optik karakteristiğinin hem de estetik restoratif materyallerin performansının değerlendirilmesinde kritik öneme sahip bir parametre olarak kabul edilmektedir.

2.8.3. Floresans

Floresans, bir materyalin üzerine belirli bir ışık kaynağı yöneltildiğinde bu ışık enerjisinin daha uzun dalga boyuna sahip bir ışınım ile kendiliğinden geri salınması şeklinde tanımlanan optik bir olgudur. Genellikle mavi ya da ultraviyole ışık ile uyarılan maddeler, görünür bölge içerisinde yer alan karakteristik bir floresan ışık oluşturur. Bu tür maddelerin yaydığı ışık çoğunlukla tek bir geniş bant şeklinde görülür ve eğrinin genişliği ile tepe noktası, kullanılan floresan bileşiğin türüne göre değişiklik gösterir. Estetik amaçlı bazı anterior restoratif materyaller ve porselen sistemleri, doğal diş dokusunun ışıkla etkileşim özelliklerini taklit edebilmek için formülasyonlarına floresan bileşenler eklenerek üretilmiştir (Craig, 2002).

2.8.4. Metamerizm

Rengin nasıl algılandığı, ışık kaynağı, nesnenin optik özellikleri ve gözlemcinin görsel algı sistemi arasındaki etkileşimin bir sonucu olarak ortaya çıkar. Bu üçlüden herhangi birindeki değişiklik, metamerizm olarak bilinen olgunun oluşmasına neden olabilir. Metamerizm, aynı aydınlatma koşullarında birbirine benzer görünen ancak aslında farklı spektral dağılıma sahip iki rengin, ışık kaynağı değiştiğinde farklı görünmesidir. Örneğin muayenehane ışığı altında birbirine eş gibi algılanan iki materyal, gün ışığı altında belirgin şekilde farklı renkte görünebilir. Bu nedenle, seçilen rengin doğruluğundan emin olabilmek için hem doğal gün ışığında hem de floresan gibi alternatif ışık kaynakları altında kontrol edilmesi önerilir. Klinik uygulama ve laboratuvar arasında aydınlatma açısından uyum sağlanması da metamerik hataları azaltmada önemli bir unsurdur. Renk seçim süreci, hastanın bulunduğu ortama benzer ışık koşulları sağlandığında daha güvenilir hale gelir. Ayrıca gün ortasında, özellikle 12.00 ile 15.00 saatleri arasında seçilen renklerin daha doğru değerlendirildiği bildirilmektedir (Watts & Cash, 1994).

2.8.5. Renk ve renk sistemleri

A. Renk

Rengin doğru şekilde anlaşılabilmesi için öncelikle ışık kavramının temel özelliklerinin bilinmesi gerekmektedir. Işık, olmadan renk oluşmaz. Işık, dalga boyu 360–760 nm aralığına ulaştığında insan görme sistemi tarafından algılanabilen elektromanyetik enerji formudur. Bu spektrumun daha kısa dalga boyları mavi tonlarla ilişkilendirilirken, daha uzun dalga boyları kırmızıya karşılık gelir (Touati ve ark., 1999). Görsel algı sürecinde ışığın dalga boyu kadar şiddeti, yansıma özellikleri ve ortam koşulları da renk algısını etkileyen önemli faktörlerdir. Bu nedenle diş hekimliğinde renk seçimi yapılırken ışık kaynaklarının niteliği ve çevresel koşulların kontrol edilmesi büyük önem taşımaktadır. Farklı dalga boylarına sahip ışığın gözün retinasına ulaşmasıyla oluşan görsel duyum “renk” olarak tanımlanır. Işık bir yüzeye temas ettiğinde, gelen ışığın bir bölümü madde tarafından soğurulurken bir kısmı geri yansıtılır. Bu fiziksel etkileşim, göz tarafından algılanan rengin niteliğinde değişimlere yol açar. Yansıyan ışığın dalga boyu dağılımındaki bu farklılıklar ise renk tonunu belirleyen temel unsurlardan biridir (Strenk ve ark., 2005).

Tüm dalga boylarına ait ışığın aynı anda ve dengeli biçimde göze ulaşması durumunda bu uyarıcı beyaz renk olarak algılanır. Buna karşılık, ışığın hiçbir dalga boyunun retinaya ulaşmadığı koşullarda ise görsel sistem siyah rengi deneyimler. Bu iki uç nokta, renk algısının temelini oluşturan parlaklık ve ışık varlığı–yokluğu ilişkisini açıkça ortaya koyar (McPhee, 1985).

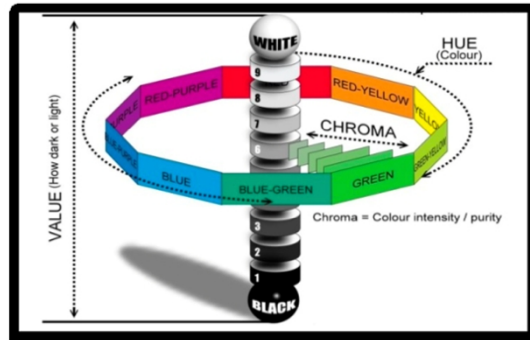
Son yıllarda yapılan tedavilerde, estetik taleplerin artması ve bu konuda hasta beklentisinin yüksek olması renk seçimini daha önemli hale getirmiştir. Estetik bir görünüm elde edebilmek için yalnızca doğru diş formunun belirlenmesi değil, aynı zamanda uygun rengin seçilmesi de büyük önem taşımaktadır. Dişlerin morfolojik özellikleri belirlenirken belirli standartlar ve rehberler bulunmasına karşın, diş rengi için evrensel bir kural veya tek bir referans mevcut değildir. Bu nedenle renk seçimi sürecinde hekimin klinik deneyimi, gözlem yeteneği ve bilgi birikimi belirleyici rol oynamaktadır (Alkhatib ve ark., 2005).

Diş hekimliğinde renk belirleme işlemi hem görsel yöntemlerle hem de bilgisayar destekli sistemlerle gerçekleştirilebilmektedir. Klinik ortamda hekimin görsel değerlendirme ile renk seçmesi kaçınılmaz olarak subjektif bir süreçtir ve bu yöntemde genellikle standart renk skalalarından yararlanır. Buna karşın, dijital ölçüm cihazları ve bilgisayar tabanlı sistemlerle yapılan renk tespiti daha objektif sonuçlar ortaya koyar. En doğru ve güvenilir

renk belirleme sürecinin sağlanabilmesi için her iki yöntemin bir arada kullanılması önerilmektedir (Wee ve ark., 2006).

B. Diş hekimliğinde kullanılan renk sistemleri

Munsell renk sistemi: Munsell renk sistemi, rengi üç temel boyut üzerinden tanımlamaktadır: hue, chroma ve value. Hue, bir rengin temel niteliğini yani rengin adını ifade eder ve doğal dişlerin çoğu bu ölçekte sarı ile sarı-kırmızı aralığında konumlanır. Chroma, bir rengin doygunluk derecesini ya da yoğunluğunu belirtirken, value ise rengin ne kadar açık veya koyu olduğunu gösteren parlaklık bileşenidir. Estetik diş hekimliği alanındaki birçok çalışmada, diş rengini belirlemede en belirleyici unsurun value olduğu vurgulanmış; yani rengin açıklık-koyuluk düzeyinin, algılanan genel renk üzerinde en büyük etkiye sahip olduğu kabul edilmiştir (Burchett, 2002). Bu renk modelinde tonlar, silindirik bir koordinat sistemi kullanılarak ifade edilir. Sistemin dikey eksen value kavramını temsil eder ve bu eksen boyunca siyaha doğru koyulaşan ya da beyaza doğru açılan gri skalası yer alır. Hue ise silindirin çevresini saran halka üzerinde dağılım gösterir ve ana renklerle birlikte bunların ara geçişlerini içeren bölümlere ayrılmıştır. Chroma, merkezin dışına doğru ilerledikçe artan yatay bir bileşen olup, rengin doygunluk derecesini tanımlayan parametredir (Gündoğan, 2024a).



Şekil 1.12. Munsell renk uzayı (Vadher ve ark., 2014)

Value, bir rengin ne derece açık ya da koyu görüldüğünü tanımlayan parlaklık bileşenidir ve bir yüzeyin algılanan parlaklığı, o yüzeyin geri yansıttığı veya ilettiği ışık miktarıyla doğrudan ilişkilidir. Bir nesnenin ışığı ne ölçüde geri yansıttığı, onun value değerini belirleyen temel etkidir. Munsell sisteminde bu parlaklık ölçütü, beyazdan siyaha doğru uzanan bir gri skalası şeklinde ifade edilmiş ve renklerin parlaklık düzeyi bu dikey eksen üzerinden tanımlanmıştır (Agrawal&Kapoor, 2013). Munsell sisteminde “value” değeri, en koyu siyah için 0’dan başlayarak en açık beyaza kadar 10’a ulaşan bir ölçekle ifade edilir. Bu skalanın uçlarında yer alan siyah, beyaz ve gri tonları herhangi bir renk tonu içermedikleri

için akromatik kabul edilir. Parlaklık, hue'dan bağımsız bir özellik olarak değerlendirilir ve renk tonundan etkilenmeden ölçülebilir. Sistemde value değeri dikey ekseninde gösterilir; yukarı doğru çıktıkça parlaklık artarken, aşağıya doğru inildikçe koyuluk seviyesi yükselir (Ragain, 2016).

Hue ya da renk tonu, bir rengin diğer renk ailelerinden ayrılmasını sağlayan temel özelliktir. Algılanan renk tam bir dalga boyuyla temsil edilmese bile, gözün gördüğü ton, görünür ışık spektrumu içinde baskın olan dalga boyu aralığıyla ilişkilendirilir. Renk tonu, farklı dalga boylarının birlikte oluşturduğu ışığın hem fizyolojik algı süreçleri hem de psikolojik yorumlanması sonucunda şekillenir. Klinik uygulamalarda sık kullanılan Vita Classic renk skalasında bu ton farklılıkları A, B, C ve D harfleriyle ifade edilir (Boksman, 2007).

Chroma, bir rengin doygunluk derecesini, yani rengin ne kadar yoğun ve belirgin olduğunu tanımlayan bir renk özelliğidir (Boksman, 2007). Aynı hue değerine sahip renkler arasında chroma arttıkça renk daha güçlü, daha belirgin ve daha vurgulu bir hâl alır. Chroma düzeyinin yükselmesi, rengin parlaklık bileşeni olan value üzerinde ters yönde bir etki oluşturur; yani doygunluk arttıkça renk daha koyu algılanır. Bu nedenle chroma ile value arasında ters orantılı bir ilişki bulunmaktadır. Vita Classic renk kılavuzunda sayısal değeri daha yüksek olan gruplar, artmış chroma düzeylerini ifade eder ve bu gruplar renk yoğunluğunun arttığını gösterir (Terry ve ark., 2002).

CIE L*a*b* renk sistemi: CIE, 1976 yılında renklerin daha hassas ve evrensel bir biçimde tanımlanabilmesi için CIE Lab* renk modelini geliştirmiştir. Bu sistemde renk, L*, a* ve b* olmak üzere üç ayrı eksen üzerinden ifade edilir. L* bileşeni, rengin ne kadar açık ya da koyu olduğunu gösteren parlaklık parametresidir ve siyah–beyaz skalasını temsil eder. Ölçeğin en üst noktasında saf beyaz 100 L* ile tanımlanırken, en alt düzeyde saf siyah 0 L* değeriyle gösterilir (Wee, 2006). a* ekseni, bir rengin kırmızı–yeşil doğrultusundaki konumunu ifade eder; bu değer pozitif olması rengin kırmızıya, negatif olması ise yeşile eğilimli olduğunu gösterir. b* ekseni ise sarı–mavi arasındaki renk bileşimini tanımlar. b* değerinin pozitif çıkması rengin sarı yönünde, negatif olması ise mavi yönünde bir kayma gösterdiğini belirtir (Paravina & Powers, 2004; Wee, 2006).

CIELab* sisteminde iki renk arasındaki fark, ΔE değeri kullanılarak hesaplanır ve bu hesaplama $\Delta E^*_{ab} = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{0.5}$ formülü ile yapılır. Bu denklemde kullanılan

“Δ” sembolü, ilgili parametredeki değişimi temsil eder. Dolayısıyla ΔL*, Δa* ve Δb* değerleri; bir materyalin iki farklı durumunun veya iki ayrı örneğin parlaklık, kırmızı–yeşil eksenini ve sarı–mavi eksenindeki farklılıklarını sayısal olarak ifade eder. Elde edilen ΔE değeri büyüdükçe toplam renk farkı da artar ve bu değer, örnekler arasındaki genel farklılığın büyüklüğünü ortaya koyar. Ancak ΔE yalnızca farkın miktarını gösterir; renk değişiminin hangi yönde meydana geldiği, yani rengin daha mı sarıya, daha mı kırmızıya ya da daha mı koyuya kaydığı gibi yönsel detayları tek başına açıklamaz. Bu nedenle ΔE değeri, renk farkının büyüklüğünü anlamada oldukça yararlı olmakla birlikte, değişimin karakterini yorumlayabilmek için ΔL*, Δa* ve Δb* bileşenlerinin ayrıca değerlendirilmesi gerekir (Ghinea ve ark., 2010; Perez ve ark., 2011).

CIEDE2000 renk sistemi: Renk sistemleri arasında CIE’ nin en güncel önerisi CIEDE2000 renk sistemidir (Luo ve ark., 2004). CIEDE2000 renk farkı formülü, önceki modellere kıyasla daha gerçekçi bir algısal değerlendirme yapabilmek için parlaklık, renk tonu ve doygunluk bileşenlerine farklı ağırlıklar uygulayacak şekilde geliştirilmiştir. Bu düzenleme sayesinde, özellikle ton değişikliklerinin toplam renk farkı üzerindeki etkisi daha doğru biçimde yansıtılmaktadır; çünkü rengin tonu, parlaklık veya doygunluktaki değişimlere göre algısal olarak daha belirgin fark edilir. Buna karşılık, yalnızca parlaklıkta meydana gelen farklılıkların ayırt edilmesi, ton değişimlerinin algılanmasına göre çok daha zordur. Bu nedenle CIEDE2000, insan gözünün renk farklılıklarını algılama biçimine daha yakın sonuçlar üreterek klinik değerlendirmelerde daha güvenilir bir ölçüt sağlamaktadır (Browning ve ark., 2009).

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

$$\Delta L = L_2 - L_1$$

$$\Delta C = C_2 - C_1$$

$$\Delta H = 2\sqrt{C_1' C_2'} \sin(\Delta h'/2)$$

CIEDE2000 renk farkı hesaplamasında ΔL', ΔC' ve ΔH' değerleri, bir örneğin işlem öncesi ve sonrası parlaklık, doygunluk ve ton bileşenleri arasındaki farklılıkları ifade eden temel parametrelerdir. Bu üç bileşen, renk değişiminin yönünü ve bileşen bazındaki ayrıntılı karakterini ortaya koyar. Formülde yer alan RT olarak adlandırılan rotasyon fonksiyonu ise

özellikle mavi bölgeye yakın renklerde ton ile doygunluk arasındaki karşılıklı etkileşimi ayarlayan bir düzeltme katsayısıdır. Dental renk uzayında bu fonksiyonun değeri genellikle sıfıra oldukça yakın olup, hesaplamaya minimal düzeyde etki eder (Ghinea ve ark., 2010; Perez ve ark., 2011).

CIEDE2000 formülünde yer alan ağırlıklandırma fonksiyonları (S_L , S , S_H), L^* , a^* ve b^* eksenlerindeki fark bileşenlerinin algısal etkilerini dengelemek amacıyla kullanılmaktadır. Bu fonksiyonlar, parlaklık, doygunluk ve ton değişimlerinin toplam renk farkına olan katkısını daha doğru bir şekilde ayarlayarak hesaplamanın gerçeğe yakın sonuç vermesini sağlar. Formülde ayrıca K , K ve K_H olarak adlandırılan parametre faktörleri bulunur; bu düzeltme katsayıları, kullanılan deneysel koşullara göre renk farkı hesaplamasının optimize edilmesi için eklenmiştir. Ghinea ve ark.'nın (2010) çalışmalarında ise bu faktörlerin klinik değerlendirmelerde standart kabul edilerek 1 değerinde kullanıldığı bildirilmiştir (Paravina ve ark., 2015).

Renk farklılıklarının değerlendirilmesinde, insan gözünün bir farkı ne zaman algılayabildiğini ve bu farkı ne ölçüde tolere edebildiğini belirlemek amacıyla iki temel eşik değeri kullanılır: algılanabilirlik eşiği (perceptibility threshold) ve kabul edilebilirlik eşiği (acceptability threshold). Algılanabilirlik eşiği, gözlemcilerin yarısının renk farkını fark ettiği, diğer yarısının ise ayırt edemediği en küçük farklılık düzeyini ifade eder ve bu nedenle “%50–50 algılanabilirlik eşiği” olarak adlandırılır. Buna karşılık kabul edilebilirlik eşiği, gözlemcilerin yaklaşık yarısının estetik açıdan tolere edebildiği en büyük renk farkını tanımlar ve “%50–50 kabul edilebilirlik eşiği” şeklinde belirtilir (Paravina ve ark., 2015). Restoratif materyaller üzerinde yapılan çalışmalarda, CIEDE2000 sistemine göre %50–50 algılanabilirlik eşiği $\Delta E_{00} = 0,81$ olarak bildirilirken; %50–50 kabul edilebilirlik eşiği ise $\Delta E_{00} = 1,77$ düzeyinde rapor edilmiştir (Paravina ve ark., 2015, 2019). Bu eşikler, dental materyallerin renk stabilitesinin klinik açıdan değerlendirilmesinde referans değerler olarak kullanılmaktadır.

Dental renk ölçümü ve sistemleri

Estetik bir restorasyonun başarısında renk seçimi, tedavi sürecinin en kritik aşamalarından birini oluşturur. Doğru rengin belirlenmesi, yalnızca restorasyonun doğal diş dokusuyla uyumunu sağlamak açısından değil, aynı zamanda hastanın estetik beklentilerinin karşılanması açısından da büyük önem taşır. Renk seçimindeki en küçük bir uyumsuzluk bile

hastanın gülüş estetiğini olumsuz etkileyebileceğinden, bu adımın titizlikle yürütülmesi gerekir. Bu nedenle klinisyenlerin hem ışık–renk ilişkisini hem de kullanılan materyallerin optik özelliklerini dikkate alarak sistematik bir değerlendirme yapması, restorasyonun genel estetik bütünlüğü için son derece önemlidir (Saraç ve ark., 2005).

Diş renginin doğru şekilde belirlenebilmesi için kullanılan yöntemin kolay uygulanabilir, hızlı sonuç verebilen ve aynı koşullarda tekrarlandığında benzer değerler elde edilebilen bir yapıda olması gerekir. Klinik uygulamalarda hem doğal dişin hem de renk skalalarındaki tonların değerlendirilmesi amacıyla iki temel yaklaşım kullanılmaktadır. İlki, rengin doğrudan klinisyen tarafından gözle değerlendirilmesine dayanan geleneksel yöntemdir. Bu yöntemde renk seçimi, hekimin görsel algısına ve deneyimine bağlı olarak yapılır. İkinci yaklaşım ise dijital sistemlerin kullanıldığı, renk değerlerinin cihazlar tarafından objektif olarak ölçüldüğü modern dijital renk belirleme yöntemidir. Bu iki yöntem, diş hekimliğinde renk analizinin temelini oluşturmaktadır (Okubo ve ark., 1998).

Görsel ölçüm (konvansiyonel yöntem): Geleneksel renk belirleme yönteminde, diş ve renk skalası aynı ışık kaynağı altında görsel olarak karşılaştırılır; ancak bu süreç hekimin subjektif değerlendirmesine dayandığı için tutarsızlığa açık bir yapıdadır (Magne & Belser, 2002).

Renk algısını şekillendiren temel unsurlar şunlardır:

Fiziksel ve Biyolojik Etkenler: Işık şiddeti, yaş, cinsiyet ve fotoreseptörlerin yorulması.

Bilişsel Faktörler: Kişinin geçmiş tecrübeleri, belleği ve içinde bulunduğu kültür.

Reseptör Dinamiği: Aydınlik seviyesi azaldığında koni hücrelerinin etkisinin azalmasıyla renk algısı zayıflar.

Bezold-Brücke Fenomeni: Parlaklığın artışına bağlı olarak renk tonlarının farklı algılanması durumudur.

Bunun yanı sıra, mevcut renk skalaları doğal dişlerde görülen tüm renk çeşitliliğini kapsamadığından, hem hasta hem de hekim için ideal bir eşleşme yapmak çoğu zaman güçleşir (Sproull, 1973). Sistemin diğer kısıtlılıkları arasında, diş hekimi ile teknisyen arasındaki iletişimde yeterince çeşitlendirilmiş ve standartlaştırılmış bir renk dilinin

bulunmaması, farklı hekimler arasında hatta aynı hekimin kendi yaptığı seçimler arasında dahi belirgin uyumsuzlukların oluşabilmesi ve elde edilen görsel değerlendirmelerin CIE Lab* renk sistemine doğrudan dönüştürülememesi yer almaktadır. Tüm bu nedenlerle konvansiyonel yöntem, pratik olmakla birlikte doğruluk ve tekrarlanabilirlik açısından önemli sınırlamalar barındırır (Okubo ve ark., 1998; Seghi ve ark., 1989; Van Der Burgt ve ark., 1990).

Dijital ölçüm

Spektrofotometre: Spektrofotometreler, bir nesnenin yüzeyinden yansıyan ışık enerjisinin miktarını, görünür spektrum boyunca tipik olarak 1 ila 25 nanometre (nm) aralıklarında ölçen hassas cihazlardır (Chu ve ark., 2010). Bu cihazlar, insan gözünün fark edemediği renk farklılıklarını sensörleri sayesinde algılayabilir. Ölçüm prensipleri, numune yüzeyinden yansıyan ışığın, standart beyaz bir referans yüzeyden yansıyan ışığa oranlanması esasına dayanır (Wee ve ark., 2000). Yüzey renklerinin saptanmasında en yaygın tercih edilen teknik budur. Özellikle kalite kontrol süreçlerinde rutin olarak kullanılan bu yöntem; dental porselenler, restoratif reçine materyalleri, protez dişler ve diğer ağız içi malzemelerin analizinde etkin bir rol oynar. Ayrıca, mevcut renk skalalarında zaman içerisinde meydana gelen değişimlerin objektif olarak belirlenmesi amacıyla da bu metodolojiden faydalanılmaktadır (O'brien, 2002). Klinik kullanım amaçlı olarak geliştirilen, farklı tasarım özelliklerine, yazılım altyapılarına ve veri çıktı formatlarına sahip çok sayıda ticari spektrofotometre bulunmaktadır. Örneğin; SpectroShade Micro II (MHT Optic Research, Niederhasli, İsviçre), dijital görüntüleme teknolojisini spektrofotometrik ölçümle bir araya getiren ve klinik kullanıma yönelik tasarlanmış bir cihazdır. Sistem, yüksek yoğunluklu LED ışığını fiber optik demetler ve lensler aracılığıyla diş yüzeyine yönlendirerek alanı 45° açıyla homojen biçimde aydınlatır. EasyShade (VITA Zahnfabrik) ise renk belirleme amacıyla kullanılan taşınabilir bir spektrofotometredir. Yaklaşık 5 mm çapındaki fiber optik ucu (SM teknolojisi), her biri 1 mm çapında olan on dokuz fiber optik demetten oluşur. Crystaleye (Olympus) adlı lisanslı spektrofotometre de LED tabanlı bir ışık kaynağı kullanarak renk eşleştirmesi yapabilen bir diğer ölçüm sistemidir. Spektrofotometrik ölçüm yöntemleri, renk analizinde sağladığı yüksek objektiflik düzeyi ile öne çıkmaktadır. Standartlaştırılmış koşullar altında gerçekleştirilen ölçümlerde hata payının minimum olması ve sonuçların yüksek derecede tutarlılık sergilemesi, bu cihazların en önemli klinik avantajlarıdır. Ayrıca, spektral verilerin ayrıntılı analizi sayesinde metamerizm olgusunun değerlendirilmesine de olanak

tanırlar (Cal ve ark., 2006; Ishikawa-Nagai ve ark., 2005). Öte yandan, spektrofotometrelerin kullanımını kısıtlayan bazı dezavantajlar da mevcuttur. Cihazların tedarik ve işletim maliyetleri yüksektir. Rutin klinik pratiklerde kullanımı, diğer yöntemlere kıyasla daha az pratiktir. Ölçüm süreçlerinde tam bir standardizasyonun sağlanması karmaşık ve zorlayıcı olabilmektedir (Analoui ve ark., 2004; Ishikawa-Nagai ve ark., 2005).

Kolorimetre: Işığın yoğunluğunu ve dalga boyunu temel alarak renk ölçümü gerçekleştiren cihazlardır (Sarıkaya & Güler, 2009). Bu cihaz grubunun bir türü olan tristimulus kolorimetreler, insan gözündeki algılayıcı mekanizmaya benzer bir yapıda çalışan üç farklı renk filtresinden yararlanır. Bu sistem; kırmızı, yeşil ve mavi renk oranlarını analiz ederek yansıyan ışığı çözümler. Elde edilen veriler, CIE tarafından tanımlanan standart gözlemci ve aydınlatma parametreleri ışığında tristimulus değerlerine dönüştürülerek hesaplanır (Knispel, 1991; O'brien, 2002). Yapılan bilimsel çalışmalar, kolorimetre kullanımıyla elde edilen verilerin oldukça yüksek bir tekrarlanabilirlik düzeyine sahip olduğunu ortaya koymaktadır (Tung ve ark., 2002). Ancak bu cihazların hassasiyeti ve ölçüm tekrarlanabilirliği, kullanılan filtrelerin zamanla deforme olmasına bağlı olarak zayıflayabilmektedir. Ayrıca filtrelerin CIE renk tespit sistemiyle uyumunun yetersiz kalması ve metamerizm miktarını saptayamamaları, bu kolorimetrelerin teknik kısıtlılıkları arasında yer almaktadır. Sonuç olarak cihaz, ölçülen dişin numarasıyla beraber Vitapan Klasik renk skalasıyla en uyumlu rengi belirler (Okubo ve ark., 1998). Kolorimetrik ölçüm sistemlerinin sağladığı en önemli avantaj, kullanım süreçlerinin oldukça pratik ve zahmetsiz olmasıdır. Ayrıca bu cihazlar, spektrofotometrelerle kıyaslandığında maliyet açısından çok daha ekonomik bir seçenek sunmaktadır (Sarıkaya & Güler, 2009). Buna karşın, sistemin bazı teknik ve operasyonel dezavantajları da bulunmaktadır. Bazı modellerde başlangıç veya bakım maliyetleri yüksek olabilmektedir. Ölçüm yapılacak yüzeyin geometrisi sonuçları etkileyebilir; özellikle düz olmayan veya aşırı eğimli yüzeylerde cihazlar tutarsız veriler üretebilir. İncelenen materyalin yarı saydam bir yapıda olması, ölçüm hassasiyetini düşürebilir. Kullanılan teknik yöntemle bağlı olarak, ışığın materyal içindeki saçılma düzeyi elde edilen sonuçlarda sapmalara yol açabilmektedir (O'brien, 2002).

Dijital kamera ve görüntüleme yöntemleri: Günümüz diş hekimliği pratiğinde ağız içi tarayıcıların kullanım yelpazesi, teknolojik ilerlemelere paralel olarak belirgin bir genişleme göstermiştir. Bu cihazlar, temel dijital ölçü alma işlevlerinin yanı sıra gelişmiş yazılımsal ve donanımsal altyapıları sayesinde hassas renk eşleştirmesi yapabilme yeteneği de kazanmıştır.

Literatürde ağız içi tarayıcıların bu alandaki performansını inceleyen araştırmalar henüz kısıtlı olsa da; görsel yöntemler, spektrofotometreler ve tarayıcıların kıyaslandığı çalışmalar, cihaz destekli analizlerin çok daha tutarlı veriler sağladığını ortaya koymaktadır. Bununla birlikte, ölçüm hassasiyetini etkileyebilecek ortam aydınlatması ve tarama sırasında izlenen rotanın standart bir protokolünün olmaması gibi değişkenlerin sonuçlar üzerindeki etkisi mutlaka göz önünde bulundurulmalıdır (Liberato ve ark., 2019). Bu teknolojik gelişimin bir diğer ayağını ise renk tonlarının belirlenmesinde aktif rol oynayan dijital kamera sistemleri oluşturmaktadır. Geleneksel yöntemlerden farklı olarak milyonlarca ışığa duyarlı CCD (Charged Couple Devices) sensör barındıran bu sistemler, görüntü yakalama sürecinde ışığı üç ana renge ayıran filtreleme mekanizmaları kullanır (Cal ve ark., 2004). Özellikle yüksek kaliteli kamera konfigürasyonlarında, ışın dağıtıcılar aracılığıyla her pikselde üç rengin de kaydedilmesi sağlanarak, ağız içi tarayıcıların sunduğu dijital verilerle benzer bir objektif analiz zemini oluşturulmaktadır (Sikri, 2010).

2.9. Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü; bir materyalin imalat aşamasındaki teknik uygulamalara veya kendi içsel mikroyapısal özelliklerine bağlı olarak, yüzey dokusunda meydana gelen sapma ve düzensizliklerin temel bir yansımasıdır (Field ve ark., 2010).

Klinik standartlarda hem estetik hem de fonksiyonel yönden başarılı bir restorasyonun hayata geçirilmesi ve bu başarının uzun vadede korunabilmesi için, restoratif yüzeylerdeki pürüzlülük oranının en düşük seviyeye indirilmesi kritik bir gerekliliktir (Mota ve ark., 2017).

Yüzeyin pürüzsüz bir yapıda olması sadece estetik beklentileri karşılamakla kalmaz; aynı zamanda mikrobiyal plak tutulumunun ve renklenmelerin önüne geçilmesi, sürtünme katsayısının düşürülmesi ve aşınmaya karşı direncin minimize edilmesi bakımından kritik bir öneme sahiptir. Bahsedilen bu değişkenlerin tamamı, restorasyonların ağız içindeki uzun dönemli klinik performansını ve başarısını belirleyen temel unsurlardır (Ferracane, 2011).

Bollen ve ark. (1997), tarafından yürütülen araştırmada, yüzey pürüzlülüğü Ra değerinin 0.2 µm eşliğini aşmasının, biyofilm tabakası ve plak akümüülasyonunda belirgin bir artışı tetiklediği; bu durumun ise hem çürük insidansını hem de periodontal enflamasyon riskini randomize olarak yükselttiği rapor edilmiştir.

Buna paralel olarak Reis ve ark. (2003), restoratif materyallerde gözlenen ekstrinsik renklenmelerin birincil etiyolojik faktörlerinden birinin yüzeydeki mikroskobik pürüzlülük düzeyi olduğunu vurgulamışlardır.

Bu bilimsel veriler ışığında, restorasyonların hem estetik bütünlüğünü korumak hem de klinik ömürlerini maksimize etmek adına, ideal pürüzsüzlükte bir yüzey morfolojisi oluşturmayı hedefleyen bitim ve cilalama aşamalarına gereken teknik özenin gösterilmesi elzemdir.

2.10. Yüzeylerin İncelenmesinde Kullanılan Mikroskobik Yöntemler

2.10.1. Işık mikroskobu

Işık mikroskobu, çift optik yol düzeneği sayesinde incelenen mikroyapı üzerinde perspektif bir görüş açısı sunan teknik bir cihazdır. Kompleks bir elektronik veya bilgisayarlı donanıma ihtiyaç duymaksızın, üç boyutlu görsel veri elde edilmesine imkân tanıyan iki temel konfigürasyonu bulunmaktadır. Diş hekimliği araştırmalarında, özellikle materyallerin bağlanma dayanımı testlerinin analiz edilmesinde ve meydana gelen kırılma tiplerinin morfolojik olarak sınıflandırılmasında geniş bir kullanım alanı vardır.

2.10.2. Atomik kuvvet mikroskobu

Atomik kuvvet mikroskobu (AFM), yüzeylerin nanometrik düzeyde topografik haritalarının çıkarılmasında ve moleküller arasında meydana gelen nano-newton (nN) veya piko-newton (pN) ölçeğindeki kuvvetlerin hassas bir şekilde ölçülmesinde kullanılan ileri bir analiz cihazıdır. Bu sistem, alt tabakaya iletilen kuvveti minimum düzeyde tutan bir temas profilometre metodolojisi ile çalışır.

Görüntüleme sürecinde herhangi bir bozulma oluşmasını engellemek adına, yüzey nanometre boyutunda keskin bir uç yardımıyla taranır; bu sayede en ince yüzey karakteristiklerinin dahi yüksek çözünürlükle görüntülenmesi mümkün kılınır. Elde edilen topografik veriler, dijital ortamda üç boyutlu görsel formatlarda depolanabilir. Benzeri birçok mikroskobik yöntemden farklı olarak AFM, incelenen materyalin iletken bir yapıda olmasını gerektirmez. Ayrıca numunenin dehidratasyona uğratılmasına, boyanmasına, metalik filmle kaplanmasına veya vakumlu bir ortamda bulunmasına ihtiyaç duyulmadan doğrudan görüntüleme yapılabilmektedir (Liu ve ark., 2019).

2.10.3. Profilometre

Yüzey pürüzlülüğünün kantitatif olarak değerlendirilmesinde kullanılan profilometre sistemleri, çalışma prensiplerine göre iki ana gruba ayrılmaktadır:

Mekanik profilometreler: Bu cihazlar, belirli geometrik boyutlara sahip elmas bir ucun (stylus) yüzey boyunca fiziksel temasla ilerlemesi esasına dayanarak iki boyutlu ölçüm

gerçekleştirir; elde edilen veriler dijital ortamda işlenerek kaydedilir. Yüzeydeki lokal düzensizliklerin hatalı veri oluşmasına sebebiyet vermemesi adına, farklı açılardan tekrarlı ölçümlerin yapılması standart bir gerekliliktir. Analiz neticesinde Ra, Rmax ve Rz parametreleri saptanabilmekte olup, literatürde en sık başvuru alan değer Ra parametresidir. Ra, bir yüzeyin aritmetik ortalama pürüzlülüğünü ifade eder. Rz ortalama pürüzlülük derinliğini, Rmax ise maksimum pürüzlülük derinliğini temsil eder.

Optik profilometreler: Işık demetlerini kullanarak yüzey topografyasını ve formunu analiz eden bu cihazlar, tarama işlemini yüzeye herhangi bir fiziksel temas kurmadan tamamlar. Temassız çalışma prensibi nedeniyle "non-kontakt profilometre" olarak da tanımlanan bu sistemler, özellikle mikro boyuttaki hassas yüzeylerin ve ince katmanlı kaplamaların incelenmesinde yüksek verimlilik sunar. Mekanik tarayıcıların aksine, yüzey dokusunda oluşabilecek olası bozulma riskini ortadan kaldırarak materyal yapısının bütünlüğünü korurlar; bu durum ölçüm sonuçlarının doğruluğunu ve tekrarlanabilirliğini artıran kritik bir avantajdır (Niemczewska-Wójcik, 2022).

2.10.4. Taramalı elektron mikroskopisi (SEM)

Gelişmiş odaklama derinliği, yüksek çözünürlük ve üstün kontrast kabiliyeti sunan taramalı elektron mikroskopu (SEM), dental araştırmalarda materyal ile diş dokusu arasındaki etkileşimlerin detaylandırılmasında kritik bir rol oynamaktadır. Araştırmacılar, özellikle adezyon öncesi uygulanan yüzey hazırlama işlemlerinin topografik etkilerini ve mikroskobik düzeydeki yapısal değişimleri analiz etmek amacıyla bu görüntüleme yönteminden yaygın olarak faydalanmaktadır.

Analiz protokolü kapsamında numuneler, vakum ortamında ince bir altın-paladyum tabakasıyla kaplanarak iletken hale getirilir ve alüminyum taşıyıcı tablalar üzerine sabitlenerek ölçüme hazır hale getirilir. Sistemin temel çalışma prensibi, örnek yüzeyinin odaklanmış bir elektron demetiyle taranmasına dayanır; bu etkileşim sonucunda yüzeyden çeşitli elektronlar ve elektromanyetik dalgalanmalar açığa çıkar. Özel reseptörler aracılığıyla saptanan bu sinyaller, materyalin yüzey morfolojisi, topografyası ve bileşen kompozisyonu hakkında verilerin elde edilmesini sağlar. Görüntüleme aşamasında, reseptöre ulaşan elektron yoğunluğu görselin parlaklığını belirler; yüksek elektron yoğunluğu daha parlak bir görüntü elde edilmesini sağlar (Gadirli, 2023).

2.11. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Dental materyallerin, uzun vadeli klinik performansta sergileyebileceği davranışları, laboratuvar ortamında kontrollü şartlar altında ve kısa sürede in vitro olarak değerlendirmek amacıyla yürütülen çalışmaların bütününe yaşlandırma testleri denilmektedir. Bu in vitro testler, dental materyallerin fiziksel ve mekanik niteliklerini analiz ederek ağız içi dayanıklılıkları hakkında öngörü sahibi olmak için kullanılır. Yaşlandırma işlemi; ısı, nem ve ışık döngüleri aracılığıyla oral ortamı simüle ederek, restoratif materyallerde uzun süre zarfında gözlenebilecek yüzey pürüzlülüğü artışı gibi bozulmaları kısa sürede değerlendirmeyi ve öngörmeyi amaçlar (Longman ve Pearson, 1987).

2.11.1. Otoklavda yaşlandırma yöntemi

Bu yöntem; materyallerin spesifik sıcaklık, basınç ve süre parametreleri altında tutularak intraoral ortamın simüle edilmesine dayanmaktadır (Lughi & Sergio, 2010). Sıklıkla zirkonya temelli dental materyallerin yaşlandırılmasında başvurulan otoklav yöntemi, hızlandırılmış bir simülasyon protokolüdür. Yapılan araştırmalar; 134°C sıcaklık ve 2 bar basınç koşullarında gerçekleştirilen 5 saatlik bir otoklav işleminin, vücut ısısındaki 5 ila 20 yıllık bir sürece eşdeğer olduğunu göstermektedir (Chevalier ve ark., 2009).

2.11.2. Mekanik simülasyon yöntemi

Çiğneme simülasyonları aracılığıyla gerçekleştirilen mekanik yaşlandırma protokolleri, ağız içindeki dinamik kuvvetleri (çiğneme, brüksizm ve diş gıcırdatma) taklit ederek materyal üzerinde tekrarlı gerilimler oluşturmayı amaçlar (Lima ve ark., 2022). Bu süreçte kullanılan önemli parametreler; uygulanacak maksimum yük (genellikle 30-250 N), döngü sayısı (50.000 ile 5 milyon arası), döngü frekansı (tipik olarak 0.5–3 Hz) ve yükün uygulama doğrultusu gibi değişkenleri içerir (Vilde ve ark., 2022; Walker ve ark., 2009). Ancak bu parametrelerin literatürdeki çalışmalar arasında standardize edilmemiş olması, elde edilen verilerin karşılaştırılmasını güçleştirmektedir (Rosentritt ve ark., 2016; Vilde ve ark., 2022).

Mekanik yaşlandırma ve yorulma testleri sürecinde, farklı formlardaki antagonist uçlar aracılığıyla uygulanan döngüsel yükleme; materyalde çatlak oluşumu, aşınma, marjinal bozulma ve anatomik form kaybı gibi küçük veya büyük ölçekli hasarların birikmesine neden olur. Antagonistin materyal özellikleri, geometrik şekli ve temas noktalarının sayısı, döngüsel yükleme sonucunda oluşan mekanik hasarın boyutunu belirleyen kritik faktörlerdir (Lima ve ark., 2022).

2.11.3. Termal siklus yöntemi

Bir restorasyonun fonksiyonel ömrü boyunca sergilediği renk kararlılığı, en az sahip olduğu mekanik direnç kadar kritik bir öneme sahiptir. Zaman içerisinde meydana gelen renklenmeler, restorasyonların klinik kullanım süresini kısıtlamanın yanı sıra genel kalitelerini de olumsuz yönde etkileyebilmektedir (de Oliveira ve ark., 2014).

Literatürdeki araştırmalar incelendiğinde, termal döngü testlerinde kullanılan düşük sıcaklık ortalamasının 6,6 °C (0-36 °C aralığı), yüksek sıcaklık ortalamasının ise 55,5 °C (40-100 °C aralığı) olduğu görülmektedir. Uygulanan döngü miktarları 1 ile 1.000.000 arasında geniş bir yelpazeye yayılsa da genel ortalama 10.000 civarındadır. Ağız içi termal değişimlerin gerçek frekansı tam olarak saptanamamış olup, döngü sayısı ile klinik süre arasında kesin bir korelasyon kurmak güçtür; zira günlük sıcaklık dalgalanmaları bireyin beslenme alışkanlıklarına göre değişkendir. Bununla birlikte, günlük 20-50 döngü oluşabileceği varsayımından hareketle, 10.000 döngülük bir prosedürün yaklaşık bir yıllık klinik süreci simüle ettiği kabul edilmektedir (Gale & Darvell, 1999).

2.11.4. Hızlandırılmış yapay yaşlandırma yöntemi

Materyallerin dayanıklılık ve renk değişimlerini analiz etmek için kullanılan hızlandırılmış yapay yaşlandırma testi; sıcaklık, ışık ve nem gibi değişkenlerin laboratuvar veya dış ortam koşullarında uygulanmasına dayanır (Hekimoğlu ve ark., 2000). Dış hekimliğinde, protetik restorasyon süreçlerinde tercih edilen materyallerin yapısal direnci ve estetik ömrü kritik bir öneme sahiptir. Oral bölgedeki restorasyonlar; ısıl değişimler, nem ve hastanın diyet alışkanlıkları gibi faktörlerden etkilenecek şekilde zamanla renk değişimine uğrayabilmektedir. Restorasyonlarda gözlemlenen belirgin renk kayıpları, estetik beklentiyi karşılamadığı için yenilenme ihtiyacı doğurabilir. Özellikle anterior ve posterior bölgedeki restorasyonların degradasyonunda ve hidrolizinde UV ışınları ile su temel çevresel değişkenler olarak öne çıkmaktadır. 300 saatlik bir hızlandırılmış yaşlandırma protokolü, klinik ortamdaki bir yıllık süreci temsil etmektedir. Bu yöntem, her ne kadar kesin klinik korelasyonu tam olarak kanıtlanmamış olsa da materyallerin ağız içi şartlardaki uzun dönem performanslarını öngörmek amacıyla etkin bir simülasyon aracı olarak kullanılmaktadır (Karaokutan ve ark., 2015).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Başvuru Id: 19089 olan bu projenin bilimsel etik açıdan uygunluğu Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurulu tarafından incelenmiş ve 25.04.2024 tarihinde oy birliği ile kabul edilmiştir.

Tez çalışması Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

Çalışmamızda yüzey bitim işlemi uygulanan (glaze) 4 farklı materyale (Cerasmart GC, Vita Enamic, Shofu HC ve Saremco Print Crowntec) termal yaşlandırma (10.000, 30.000, 50.000 devirlik termal siklus döngüleri) uygulayıp; renk, translüsensi ve yüzey pürüzlülük değerleri değişimine bakılmıştır.

Tablo 1.1. Kullanılan Materyaller, Marka Ve İçerik Bilgisi

Malzeme	Sınıflama	İçeriği	Üretici Firma	Lot No.
Cerasmart GC A2 HT	Rezin nanoseramik	%71seramik, %29 polimer	GC Corporation, Tokyo, Japonya	2406241
Vita Enamic A2 HT	Polimer infiltre seramik	%86seramik, %14polimer	VİTA Zahnfabrik, Saeckingen, Almanya	200100
Shofu HC A2 HT	Zirkonya Silika İçerikli rezin matriks	%61seramik, %39polimer	Shofu Dental Corporation, Tokyo, Japonya	0221206
Saremco Print Crowntec A2 HT	Metakrilat esaslı daimi restorasyon reçinesi	BisEMA%50-75, %30-50 oranında ve 0.7 µm partikül boyutunda inorganik dolgu içeriği	Saremco Dental AG, İsviçre	F650
OptiGlaze Color	Işıkla sertleşen karakterizasyon malzemesi	Metil Metakrilat, foto inhibitör, nanodoldurucu, pigment	GC Corporation, Tokyo, Japonya	2507111

Tablo 1.2. Kullanılan Cihazlar Ve Üretici Firmaları

Ürün Adı	Üretici Firma
Isomet 1000	Buehler LTD. Lake Bluff, IL, ABD
Zımpara Makinası	BrightWAY MT S2, MTC Metalurji, Türkiye
Easyclean (ultrasonik temizleme cihazı)	Renfert, ABD
Showa Digimatic (Dijital Mikrometre)	Shan Showa, Çin
Vita Easyshade V (dijital renk ölçüm cihazı)	VITA Zahnfabrik, Badsackingen, Almanya
Marsurf PS1	Carl Mahr GmbH, Almanya
Termal yaşlandırma cihazı	SD Mechatronik Thermocyclers, Almanya
Asiga Max UV	Asiga, Sidney, Avustralya

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada 4 farklı materyal kullanılmıştır. Çalışmanın örneklem büyüklüğü orta düzey bir etki büyüklüğünde ($f=0.25$), hata değeri 0.05, güç değeri 0.90, ve tekrarlı ölçümler arası korelasyon değeri 0.70 olarak alındığında her bir grup (4 grup) için 10 olmak üzere toplam 40 olarak G-Power ver. 3.1.9.4 istatistiksel güç analizi yazılım programında (Heinrich Heine University Düsseldorf) hesaplanmıştır. 4 farklı materyalin her birinden 10 tane olmak üzere 40 tane örnek hesaplandı ($n=10$).

Çalışmada kullanılan Cerasmart (GC Corporation, Japonya), Vita Enamic (Vita, Zahnfabrik, Almanya), Shofu HC (Shofu Dental Corporation, Japonya) bloklar; Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda İsoMet 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) cihazı ve elmas separe (Metkon) kullanılarak su soğutması altında her bir örnek $2,00 \pm 0,01$ mm kalınlıkta dikdörtgen plakalar şekilde hazırlandı (Şekil 2.1.).



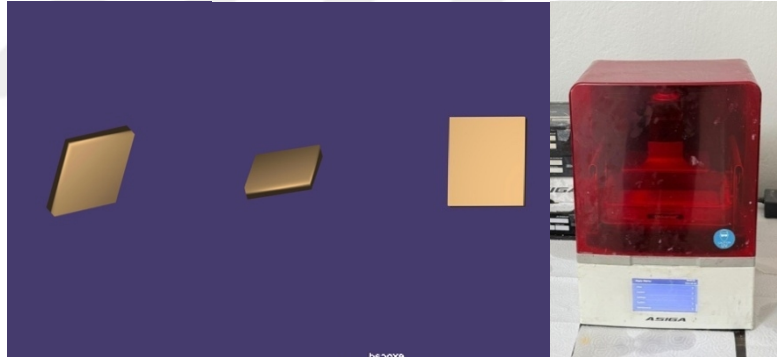
Şekil 2.1. IsoMet 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD)

Üretilen örneklerin standardizasyonu ve pürüzsüzlüğü Necmettin Erbakan Üniversitesi Araştırma Laboratuvarı'nda zımpara makinesi (Şekil 2.2.) ile su soğutması altında sırasıyla 400-600-800-1000 kalınlığındaki silikon karbit kağıtlarla 150 rpm hızında 30 saniye boyunca zımparalandı, sonrasında ultrasonik temizleyicide (Easyclean, Renfert, ABD) distile su içerisinde 15 dk. bekletildi ve kurutuldu.



Şekil 2.2. Zımpara makinesi, Brightway MT S2, MTC Metalurji, Türkiye

Print Crowntec (Saremco, Dental AG, İsviçre) numuneler; Exocad (Exocad GmbH, Almanya) programında belirlenen boyutta (14x12x2,0 mm) dikdörtgen prizma şeklinde 10 adet tasarlandı (Şekil 2.3.). Özel Altunay Laboratuvarı'nda üretildi. Üretim için, DLP teknolojisi kullanan 3B yazıcı ASİGA MAX UV (Asiga Pty Ltd, Sydney, Avustralya) kullanıldı (Şekil 2.4.).



Şekil 2.3. Exocad tasarımı

Şekil 2.4. Asiga Max UV

Üretim için tabaka kalınlığı 50 μm , üretim açısı 90° olarak ayarlandı. Üretim sonrası numunelere, üretici firmanın önerdiği prosedüre göre temizleme işlemi yapıldı. İzopropil Alkol (%96) ile bir bez ve fırça yardımı ile loş bir odada silinerek temizlendi (Şekil 2.5.). Üretim sonrası kalan artık monomerin polimerizasyonu (kürleme) için; Otoflash G171-6 (NK Optik, Baierbrunn, Germany) kürleme cihazı, N2 atmosferde, 2x1500 flaş atımında kullanıldı ve bu işlem örnek yüzeyleri değiştirilerek uygulandı.

Hazırlanan 40 numune (14x12x2,0 mm) dikdörtgen prizma standardizasyonu tamamlandıktan sonra, Dijital Mikrometre (Showa Digimatic) kullanılarak ölçüldü (Şekil 2.6.).



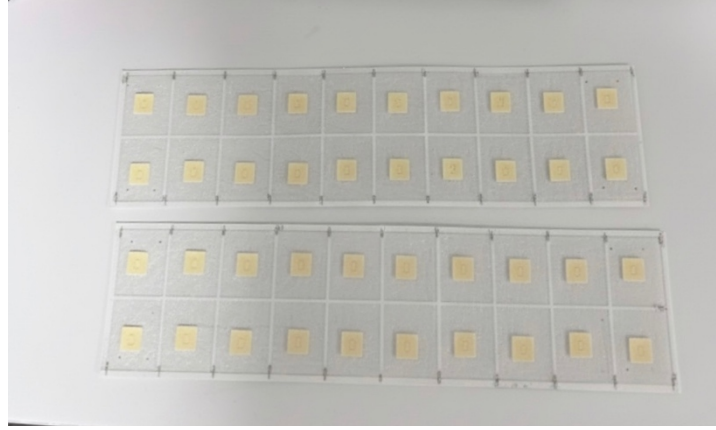
Şekil 2.5. Dijital mikrometre ile ölçüm

Kurutulan bütün numunelere glaze işlemi olarak ince, temiz ve tek kullanımlık bir fırçayla homojen, ince bir katman şeklinde Optiglaze Color uygulandı (Şekil 2.7.). Klinik tipi Led ışıklı polimerizasyon cihazıyla (400-500 nm dalgaboyu aralığında, dar spektrumlu, yüksek yoğunluklu ışık kaynağı) bütün örnekler 40 sn. polimerize edildi. Yapışkan yüzey (inhibisyon tabakası) kalmamasına özen gösterildi.



Şekil 2.6. Optiglaze Color (GC Corporation)

Glaze uygulaması sonrası ölçümler için hazır hale getirilen numuneler (Şekil 2.8.)'de gösterildiği gibidir.



Şekil 2.7. Çalışmada kullanılan örneklerin gruplandırılması

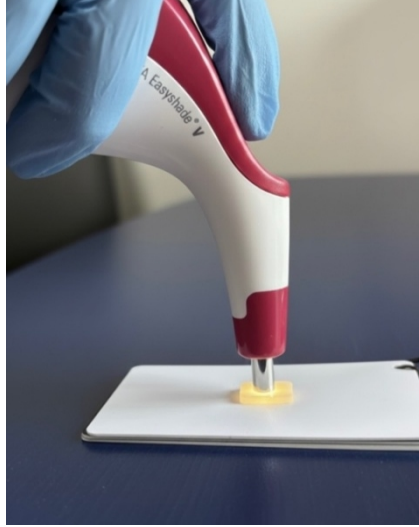
Saremco Print Crowntec numuneler, başlangıç renk ölçümünden önce 24 saat 37 °C de distile suda bekletildi. Diğer numuneler ise ultrasonik temizleyicide (Easyclean, Renfert, ABD) distile su içerisinde 10 dk. bekletildi ve kurutuldu. Tüm örnekler spektrofotometrik renk ölçümlerinden önce, ışık almayan kuru ortamda ve oda sıcaklığında muhafaza edildi.

3.2. Termal Yaşlandırma İşlemleri Öncesi Numunelerin İlk Renk ve Pürüzlülük Ölçümlerinin Yapılması

Tüm numunelerin renk analizleri, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi araştırma laboratuvarı bünyesinde, dental spektrofotometre cihazı (Vita Easyshade V, VITA-Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) aracılığıyla gerçekleştirilmiştir (Şekil 2.9.). Analiz sürecinde CIE D65 standart gün ışığı aydınlatması altında, CIE 2° standart gözlemci parametreleri temel alınmıştır. Ölçümler; siyah ve beyaz olmak üzere iki farklı arka plan üzerinde CIE Lab* renk uzayı sistemine göre kaydedilmiştir. Veri tutarlılığını sağlamak amacıyla, her grup ölçümü öncesinde spektrofotometrenin kalibrasyonu yenilenmiş süreç tek bir araştırmacı tarafından yürütülmüştür. Renk ölçümleri sırasında spektrofotometrenin 5 mm ölçüm çapına sahip prob ucu, üreticinin talimatlarına göre her numunenin merkezine 90 derecelik bir açıyla yerleştirildi. Her örnek ve arka plan için renk ölçümleri cihazın “Tek Diş” modunda 3 kez tekrarlandı ve ortalaması alındı (Şekil 2.10.). Her gruptan numuneler renk ölçüm sırasına göre numaralandırıldı. Ölçüm sonucunda numunelerin CIE L*, a*, b*, C, h° değerleri elde edildi.



Şekil 2.8. Vita EasyShade VITA Zahnfabrik, Badsackingen, Almanya



Şekil.2.9. Renk ölçümü yapılması

Çalışmamızda, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için MarSurf PS1 (Mahr; Almanya) profilometre cihazı kullanılmıştır (Şekil 2.11). Cihaz, üreticinin referans örneği kullanılarak kalibre edilmiştir. Profilometrenin kaydeden ucu, örnek yüzeyinde gezerken, yüzeydeki pürüzlülüklere bağlı ucun yapmış olduğu dikey hareketler, elektriksel akım farklılıkları oluşturarak yüzey profili kaydetmiş ve mikrometre cinsinden Ra pürüzlülük değerleri rakamsal ve grafiksel olarak elde edilmiştir. Her bir örneğin ölçümleri üç farklı konumdan üç kere elde edilmiş ve üç ölçümün ortalaması o örnek için ortalama değer olarak kaydedilmiştir.



Şekil 2.10. Kullanılan profilometre

3.3. Termal Siklus Uygulaması

Başlangıç renk ve pürüzlülük ölçümleri tamamlanan numuneler, termal siklus cihazına yerleştirilmeden önce; materyal grubu ve numune numarası karışmayacak şekilde çalışmaya özel üretilen mesh (ağ yapı) içerisine yerleştirildi.

5°C-55°C'de 10 saniye transfer süresi ve 30 saniye bekleme süresi olacak şekilde sırasıyla 10.000, 30.000 ve 50.000 devirlik termal döngüye (SD Mechatronik Thermocycler, Almanya) maruz bırakıldı (Şekil 2.12., Şekil 2.13.).



Şekil 2.11. Termocycler (SD Mechatronik)



Şekil 2.12. Numunelerin cihaz içine yerleştirilmesi

3.4. Termal Siklus Sonrası Numunelerin Renk ve Pürüzlülük Ölçümlerinin Yapılması

Termal yaşlandırma sürecinde, 10.000 siklusun tamamlanmasını takiben her bir numune ağ (mesh) yapısından çıkarılarak kurutuldu ve beyaz ve siyah zeminler üzerinde *CIE L**, *a**, *b**, *C*, *h* renk parametreleri ölçüldü. Ölçüm işleminin ardından numuneler tekrar ağ içerisindeki ilgili konumlarına yerleştirildi. Sürecin 30.000 devir aşamasında ölçüm süreci tekrarlanmış ve elde edilen veriler kayıt altına alındı. Numuneler tekrar ilgili yerlere yerleştirildi. Termal yaşlandırma işlemi 50.000 siklusa ulaşana kadar sürdürüldü; bu aşamadan sonra numuneler ağ yapısından çıkarılarak kurutuldu, nihai renk ve yüzey pürüzlülüğü analizleri gerçekleştirildi.

3.5. Renk Farkı (ΔE) Değerlerinin Hesaplanması

Materyaller arasındaki renk değişimlerinin sayısal ifadesinde, insan gözünün renk algılama eşikleriyle daha uyumlu olduğu belirtilen CIEDE2000 sistemi kullanılmıştır.

Paravina ve ark.' (2015) nın da belirttiği üzere, bu formülün görsel algıyı temsil yeteneği (%95), klasik CIELAB yönteminden (%75) belirgin şekilde daha yüksektir. Son yıllarda kabul edilebilirlik eşiklerinin belirlenmesinde altın standart haline gelen bu yöntem, çalışmamızda optik değişimlerin daha objektif ve klinik olarak anlamlı şekilde yorumlanmasına olanak sağlamıştır (Gómez-Polo ve ark., 2020).

Renk farkı hesaplamaları (ΔE_{00}), beyaz zemin üzerinde elde edilen CIE L^* , a^* , b^* , C , h değerleri kullanılarak CIEDE2000 formülüne göre gerçekleştirilmiştir. ISO/CIE 11664-6:2022 standardının esas alındığı bu süreçte, numunelerin başlangıçtaki ilk ölçümleri referans noktası olarak belirlenmiştir. Termal döngü sürecinin (10.000, 30.000 ve 50.000 siklus) numuneler üzerindeki etkisi, her bir aşama sonrasındaki ölçümlerin başlangıç referans değerleriyle kıyaslanmasıyla sayısal olarak ifade edilmiştir.

Kullanılan Formül:

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

İlgili formülde kullanılan $\Delta L'$, $\Delta C'$ ve $\Delta H'$ terimleri; iki farklı ölçüm arasındaki parlaklık (lightness), kroma (chroma) ve renk özü (hue) değişimlerini temsil etmektedir. Bu değişkenlere ek olarak S_L , S_C ve S_H , değerleri kroma ve renk özü için belirlenen ağırlık fonksiyonlarını; R_T , CIE Lab sisteminin mavi bölgesindeki renk yoğunluğu ile renk özü farklılıkları arasındaki etkileşimi ifade eden rotasyon fonksiyonunu tanımlamaktadır.

Çalışma kapsamında aydınlık, kroma ve renk özüne yönelik parametrik faktörler olan K_L , K_C ve K_H değerleri literatürle (Ghinea ve ark., 2010; Paravina ve ark., 2015), uyumlu olacak şekilde "1" olarak belirlenmiştir. Ayrıca araştırmada, renk değişimlerinin değerlendirilmesi için %50-50 oranındaki algılanabilirlik eşiği ΔE_{00} 0,81; kabul edilebilirlik eşiği %50-50 ΔE_{00} değeri ise 1,77 olarak kabul edilmektedir (Paravina ve ark., 2015, 2019; Savaş & Tunçdemir, 2025b).

3.6. Translüsensi Farkı (ΔRTP) Hesaplanması

Translüsensinin belirlenmesi amacıyla bu araştırmada rölatif translüsensi parametresinden (RTP) yararlanılmıştır. RTP verileri; her bir numunenin siyah ve beyaz zeminler üzerinde ölçülen CIE L^* , a^* , b^* , C , h° değerlerinin CIEDE2000 renk farkı denklemiyle analiz edilmesi sonucunda elde edilmiştir.

Çalışmada translüsensi değişimlerini belirlemek amacıyla ilk aşamada, numunelerin siyah ve beyaz zeminler üzerindeki başlangıç ölçümleri kaydedilerek; CIEDE2000 formulu ile referans rölatif translüsensi parametresi ($RTP_{başlangıç}$) değerleri elde edildi. Ardından, örneklerin 10.000, 30.000 ve 50.000 devirlik termal döngü aşamaları sonrasındaki ölçümleri gerçekleştirildi ve aynı formül kullanılarak RTP değerleri hesaplandı. Başlangıç referans RTP değerlerinden ile her bir devir sonrası elde edilen RTP değerleri çıkarılarak ΔRTP (translüsensi değişim miktarı) kaydedildi. Uygulanan yaşlandırma prosedürlerinin materyalin translüsensi özelliğinde azalmaya sebebiyet verdiği için ΔRTP negatif bulundu.

Klinik renk uyumunun ve ışık geçirgenliğinin değerlendirilmesinde standart olarak kabul edilen CIEDE2000 formülasyonuna göre; %50:50 algılanabilirlik eşik değeri mutlak değer olarak 0,62 birim, %50:50 kabul edilebilirlik eşik değeri ise yine mutlak değer 2,62 birim olarak tanımlanmıştır (Salas ve ark., 2018). Teknik bir bulgu olarak; yaşlandırma protokolleri veya yüzey işlemleri sonrası meydana gelen translüsensi değişim miktarının 0,62 birimin altında kalması, optik farkın insan gözü tarafından ayırt edilemeyeceği anlamına gelirken; 2,62 birimlik sınırın aşılması restorasyonun estetik açıdan başarısızlığına işaret eden net bir sonuçtur (Savaş & Tunçdemir, 2025b). Literatürde daha eski tarihli çalışmalarda CIE Lab tabanlı eşikler yaygın olarak kullanılmış olsa da; insan algısına çok daha yakın uyum sergileyen CIEDE2000 tabanlı bu sınır değerleri modern diş hekimliği araştırmaları için temel referans haline getirmiştir.

3.7. Yüzey Pürüzlülüğü Farkı (ΔRa) Hesaplanması

İlk ve son ölçümler arasındaki mutlak fark, yüzey pürüzlenme miktarı verisi olarak analizlere dahil edildi.

Literatürde bakteri tutulumu, plak birikimi ve periodontal enflamasyon riskinin önlenmesi açısından altın standart olarak kabul edilen kritik eşik değeri 0,2 μm olarak tanımlanmıştır (Bollenl ve ark.,1997a). Bu değerın aşılması, biyofilm oluşumunu tetikleyerek sekonder çürük ve diş eti rahatsızlıklarına yol açan bir sonuç olarak rapor edilmiştir. Ancak kronolojik olarak en güncel kaynaklardan biri olan Morsy ve ark.'nın (2024) bir çalışması, oklüzal temas alanlarındaki doğal mine pürüzlülüğünü referans alarak altındaki değerlerin klinik olarak yeterli olduğunu savunarak daha esnek bir yaklaşım sunmaktadır.

3.8. Verilerin İstatistiksel Analizi

Veriler R programı V4.4.1 ve Minitab V14 ile analiz edildi. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Grup ve termal döngü faktörlerine göre normal dağılmayan

verilerin karşılaştırılmasında Robust Mixed ANOVA kullanıldı ve çoklu karşılaştırmalar Holm düzeltmeli Robust T testi ile incelendi. Grup ve termal döngü faktörlerine göre normal dağılıma uyan değerlerin karşılaştırılmasında Genelleştirilmiş Lineer model kullanıldı ve çoklu karşılaştırmalar Tukey testi ile yapıldı. Üç ve üzeri gruplara göre normal dağılıma uyan değişkenlerin karşılaştırılmasında Tek Yönlü Varyans Analizi kullanıldı ve çoklu karşılaştırmalar Tukey Testi ile yapıldı. Nicel verilerin gösteriminde ortalama \pm standart sapma ve ortalama \pm standart hata kullanıldı. Önem düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.



4.BULGULAR

4.1. Numunelerin Başlangıç L*, a*, b* Değeri Ölçümleri

Tablo 2.1. GC Cerasmart Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri

Numune	GC Cerasmart Grubu Başlangıç Değerleri					
	L*Beyaz Zemin	a*Beyaz Zemin	b*Beyaz Zemin	L*Siyah Zemin	a*Siyah Zemin	b*Siyah Zemin
1	81,00	0,80	17,00	74,60	-1,10	13,70
2	79,20	1,20	17,20	71,80	-1,30	13,00
3	81,70	0,90	17,30	75,50	-1,10	13,80
4	80,80	0,70	16,70	73,50	-1,50	13,00
5	77,40	1,30	17,10	71,60	-1,20	13,20
6	79,50	1,10	16,80	70,60	-1,50	12,30
7	80,20	1,10	17,00	71,60	-1,30	12,80
8	78,60	1,20	16,90	71,40	-1,10	13,00
9	79,40	1,10	17,00	70,40	-1,60	12,20
10	79,60	1,10	17,10	71,30	-1,30	12,90

Tablo 2.2. Vita Enamic Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri

Numune	Vita Enamic Grubu Başlangıç Değerleri					
	L*Beyaz Zemin	a*Beyaz Zemin	b*Beyaz Zemin	L*Siyah Zemin	a*Siyah Zemin	b*Siyah Zemin
1	81,10	1,90	17,80	73,70	0,10	14,50
2	81,30	2,00	17,80	72,90	0,00	13,90
3	80,20	2,00	17,70	73,10	0,30	14,60
4	80,30	2,10	17,80	72,10	0,20	14,20
5	80,50	2,20	18,00	72,90	0,40	14,80
6	80,50	2,20	17,70	72,70	0,40	14,50
7	81,10	2,30	18,30	73,60	0,50	14,90
8	80,80	2,20	18,20	71,90	0,20	14,10
9	80,60	1,90	17,60	73,00	0,20	14,40
10	80,60	2,10	17,80	73,20	0,00	13,90

Tablo 2.3. Shofu HC Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri

Numune	Shofu HC grubu başlangıç değerleri					
	L*Beyaz Zemin	a*Beyaz Zemin	b*Beyaz Zemin	L*Siyah Zemin	a*Siyah Zemin	b*Siyah Zemin
1	83,50	-0,60	18,00	75,50	-2,30	13,80
2	83,20	-0,60	18,30	74,60	-2,50	13,40
3	83,90	-0,70	18,10	76,10	-2,40	13,80
4	84,00	-0,80	17,80	75,70	-2,50	13,60
5	83,50	-0,70	18,10	76,10	-2,40	13,90
6	83,80	-0,60	18,20	75,80	-2,20	14,00
7	83,50	-0,70	18,20	75,20	-2,60	13,40
8	83,30	-0,70	18,00	74,80	-2,40	13,70
9	83,40	-0,70	18,30	76,10	-2,40	14,00
10	83,30	-0,60	18,40	75,50	-2,40	14,00

Tablo 2.4. Saremco Print Crowntec Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri

Numune	Saremco Grubu Başlangıç Değerleri					
	L*Beyaz Zemin	a*Beyaz Zemin	b*Beyaz Zemin	L*Siyah Zemin	a*Siyah Zemin	b*Siyah Zemin
1	83,80	0,60	38,30	79,20	-1,40	32,40
2	84,00	0,80	38,70	78,80	-1,30	33,30
3	83,90	0,70	39,00	79,10	-1,20	33,80
4	84,00	0,60	39,80	79,20	-1,30	35,20
5	83,60	1,00	38,70	79,70	-0,80	36,00
6	84,20	0,60	36,90	79,80	-1,20	31,80
7	84,40	0,70	39,50	79,80	-1,20	35,00
8	84,10	0,60	39,90	79,40	-1,30	36,00
9	84,30	0,90	37,00	80,30	-0,90	32,70
10	82,30	1,50	40,60	76,60	-0,50	35,00

4.2. Numunelerin 10.000 Devirlik Termal Döngü Sonrası L*, a*, b* Ölçümleri

Tablo 2.5. 10.000 Devir Sonrası GC Cerasmart Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri

Numune	GC Cerasmart Grubu 10.000 Siklus Sonrası Değerleri					
	L*Beyaz Zemin	a*Beyaz Zemin	b*Beyaz Zemin	L*Siyah Zemin	a*Siyah Zemin	b*Siyah Zemin
1	80,80	1,00	17,40	74,70	-0,90	13,90
2	79,00	1,40	17,50	72,00	-0,90	13,30
3	81,60	1,10	17,70	75,80	-0,60	13,70
4	81,00	1,10	17,00	73,80	-1,00	13,10
5	77,00	1,40	17,50	71,60	-1,10	13,80
6	79,00	1,40	17,30	70,60	-1,40	13,30
7	80,10	1,40	17,50	71,60	-1,00	13,50
8	77,90	1,50	17,70	71,40	-1,10	13,80
9	78,80	1,40	17,40	70,20	-1,50	13,50
10	79,20	1,40	17,60	71,40	-1,10	13,30

Tablo 2.6. 10.000 Devir Sonrası Vita Enamic Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri

Numune	Vita Enamic Grubu 10.000 Siklus Sonrası Değerleri					
	L*Beyaz Zemin	a*Beyaz Zemin	b*Beyaz Zemin	L*Siyah Zemin	a*Siyah Zemin	b*Siyah Zemin
1	81,00	2,00	17,90	73,90	0,30	14,70
2	81,00	2,10	17,90	72,70	0,30	14,70
3	80,10	2,10	17,90	73,20	0,40	15,00
4	80,00	2,30	17,90	72,10	0,40	14,40
5	80,20	2,40	18,15	72,90	0,50	15,00
6	80,40	2,40	17,80	73,00	0,40	14,60
7	81,00	2,30	18,40	73,60	0,70	15,50
8	80,60	2,30	18,20	71,90	0,50	15,00
9	80,20	2,00	17,70	73,00	0,40	15,10
10	80,50	2,10	17,90	73,20	0,20	14,80

Tablo 2.7. 10.000 Devir Sonrası Shofu HC Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri

Numune	Shofu HC Grubu 10.000 Siklus Sonrası Değerleri					
	L*Beyaz Zemin	a*Beyaz Zemin	b*Beyaz Zemin	L*Siyah Zemin	a*Siyah Zemin	b*Siyah Zemin
1	83,30	-0,30	18,80	76,00	-2,20	14,00
2	83,30	-0,30	19,00	75,00	-2,20	14,10
3	83,70	-0,70	19,00	76,70	-2,10	14,00
4	84,00	-0,60	18,80	76,80	-2,20	13,90
5	83,30	-0,50	18,70	77,00	-2,30	13,90
6	83,70	-0,60	19,00	76,50	-2,10	14,20
7	83,50	-0,50	18,90	75,30	-2,10	14,30
8	83,00	-0,50	19,00	75,50	-2,30	14,10
9	83,50	-0,40	19,00	76,80	-2,10	14,20
10	83,30	-0,40	19,00	76,50	-2,20	14,30

Tablo 2.8. 10.000 Devir Sonrası Saremco Print Crowntec Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri

Numune	Saremco Grubu 10.000 Siklus Sonrası Değerleri					
	L*Beyaz Zemin	a*Beyaz Zemin	b*Beyaz Zemin	L*Siyah Zemin	a*Siyah Zemin	b*Siyah Zemin
1	83,10	1,00	38,50	80,00	-1,00	32,70
2	83,50	1,40	39,10	79,60	-1,00	33,90
3	83,50	1,50	40,20	80,00	-0,80	34,20
4	83,80	1,10	40,40	80,10	-0,90	35,40
5	83,00	1,50	39,30	80,80	-0,40	36,50
6	84,00	1,10	38,40	81,00	-0,60	32,50
7	84,00	1,50	40,20	80,90	-0,80	35,90
8	83,70	1,10	40,60	80,50	-1,00	36,70
9	84,00	1,50	38,30	81,80	-0,40	33,10
10	82,00	2,10	41,50	78,00	-0,10	35,70

4.3. Numunelerin 30.000 Devirlik Termal Döngü Sonrası L*, a*, b* Ölçümleri

Tablo 2.9. 30.000 Devir Sonrası GC Cerasmart Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri

Numune	GC Cerasmart Grubu 30.000 Siklus Sonrası Değerleri					
	L*Beyaz Zemin	a*Beyaz Zemin	b*Beyaz Zemin	L*Siyah Zemin	a*Siyah Zemin	b*Siyah Zemin
1	80,60	1,30	17,80	75,00	-0,60	14,00
2	80,00	1,20	18,10	72,90	-0,40	13,50
3	81,50	1,80	17,80	76,40	-0,30	14,00
4	80,80	1,50	18,40	74,60	-0,60	13,20
5	77,00	1,30	18,40	72,00	-0,80	14,30
6	79,40	1,50	18,00	70,70	-1,00	13,50
7	80,00	1,80	18,50	72,00	-0,70	13,80
8	77,70	2,00	19,10	72,00	-0,70	14,00
9	78,50	1,90	18,80	70,40	-1,00	13,70
10	79,60	1,30	19,00	71,20	-0,30	13,90

Tablo 2.10. 30.000 Devir Sonrası Vita Enamic Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri

Numune	Vita Enamic Grubu 30.000 Siklus Sonrası Değerleri					
	L*Beyaz Zemin	a*Beyaz Zemin	b*Beyaz Zemin	L*Siyah Zemin	a*Siyah Zemin	b*Siyah Zemin
1	81,00	2,15	18,10	74,00	0,60	15,00
2	80,70	2,20	18,20	72,80	0,50	15,00
3	80,00	2,20	18,15	73,50	0,80	15,50
4	79,10	2,60	18,30	72,10	0,40	15,00
5	80,00	2,60	19,00	73,00	0,70	15,50
6	80,00	2,50	18,10	73,40	0,70	15,00
7	80,50	2,50	18,60	73,60	1,00	15,90
8	80,10	2,40	18,20	72,00	0,90	15,30
9	79,80	2,50	18,00	73,10	0,50	15,40
10	80,00	2,30	18,00	73,20	0,30	15,10

Tablo 2.11. 30.000 Devir Sonrası Shofu HC Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri

Numune	Shofu HC Grubu 30.000 Siklus Sonrası Değerleri					
	L*Beyaz Zemin	a*Beyaz Zemin	b*Beyaz Zemin	L*Siyah Zemin	a*Siyah Zemin	b*Siyah Zemin
1	82,90	0,00	19,90	76,70	-2,10	14,50
2	83,40	0,10	20,10	75,60	-1,90	14,90
3	83,30	-0,50	19,10	78,00	-2,00	14,50
4	83,90	-0,30	18,70	77,60	-2,10	14,00
5	82,90	0,00	20,00	77,60	-2,10	14,30
6	83,40	0,00	20,10	77,00	-1,80	14,90
7	83,40	0,00	19,90	76,00	-2,00	14,50
8	82,10	0,10	20,10	75,30	-1,90	15,00
9	83,50	0,00	19,80	77,40	-1,90	14,70
10	83,30	0,00	19,00	77,60	-2,00	14,50

Tablo 2.12. 30.000 Devir Sonrası Saremco Print Crowntec Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri

Numune	Saremco Grubu 30.000 Siklus Sonrası Değerleri					
	L*Beyaz Zemin	a*Beyaz Zemin	b*Beyaz Zemin	L*Siyah Zemin	a*Siyah Zemin	b*Siyah Zemin
1	82,50	2,00	39,50	80,90	-0,20	33,10
2	83,00	2,10	40,30	80,80	-0,50	37,60
3	83,00	2,10	41,50	82,50	-0,40	34,60
4	83,30	1,90	41,90	81,00	-0,40	36,00
5	82,60	2,00	40,90	81,40	0,00	37,00
6	83,50	2,00	39,50	82,90	-0,30	33,20
7	83,50	2,10	41,00	83,00	-0,30	36,40
8	83,40	2,00	41,50	80,80	-0,40	37,40
9	83,60	2,00	39,40	83,10	0,00	33,40
10	81,50	2,70	42,20	80,40	0,20	36,10

4.4. Numunelerin 50.000 Devirlik Termal Döngü Sonrası L*, a*, b* Değerleri

Tablo 2.13. 50.000 Devir Sonrası GC Cerasmart Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri

Numune	GC Cerasmart Grubu 50.000 Siklus Sonrası Değerleri					
	L*Beyaz Zemin	a*Beyaz Zemin	b*Beyaz Zemin	L*Siyah Zemin	a*Siyah Zemin	b*Siyah Zemin
1	80,50	2,00	19,00	76,00	0,00	14,50
2	80,00	2,00	19,20	75,00	-0,10	14,00
3	81,00	1,80	19,20	75,90	0,00	14,50
4	80,40	1,50	18,40	75,80	-0,20	14,30
5	76,10	2,20	19,10	72,80	-0,20	15,00
6	78,00	2,00	19,30	71,70	-0,30	14,20
7	80,00	2,10	19,40	72,50	-0,30	15,00
8	77,30	2,20	19,30	73,00	-0,20	15,00
9	78,30	2,10	19,40	71,00	-0,30	14,80
10	78,90	2,10	19,40	71,00	-0,20	15,00

Tablo 2.14. 50.000 Devir Sonrası Vita Enamic Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri

Numune	Vita Enamic Grubu 50.000 Siklus Sonrası Değerleri					
	L*Beyaz Zemin	a*Beyaz Zemin	b*Beyaz Zemin	L*Siyah Zemin	a*Siyah Zemin	b*Siyah Zemin
1	80,50	2,40	18,90	74,30	1,00	15,50
2	80,50	2,40	18,80	73,20	1,00	15,20
3	79,50	2,40	18,85	74,30	0,80	16,00
4	79,00	3,00	19,05	72,50	0,80	15,60
5	78,90	2,80	18,95	74,10	1,00	15,50
6	78,60	2,80	18,95	73,60	0,90	15,70
7	79,20	2,80	19,20	74,00	0,90	16,40
8	78,00	2,70	19,00	72,00	0,90	16,10
9	79,60	2,80	18,95	74,00	1,00	15,70
10	79,60	2,60	18,65	74,00	1,00	15,70

Tablo 2.15. 50.000 Devir Sonrası Shofu Hc Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri

Numune	Shofu HC Grubu 50.000 Siklus Sonrası Değerleri					
	L*Beyaz Zemin	a*Beyaz Zemin	b*Beyaz Zemin	L*Siyah Zemin	a*Siyah Zemin	b*Siyah Zemin
1	82,50	0,40	20,60	77,60	-0,70	15,00
2	83,30	0,40	21,00	76,00	-0,70	16,00
3	83,30	0,00	20,80	78,50	-0,70	15,90
4	83,50	0,10	20,40	78,00	-1,00	15,10
5	82,50	0,40	20,70	78,00	-0,40	15,50
6	83,20	0,40	20,90	78,00	-0,50	16,00
7	83,00	0,30	20,60	76,50	-1,00	15,50
8	81,00	0,50	20,60	76,00	-1,00	16,00
9	83,00	0,30	20,30	77,60	-0,40	15,80
10	83,00	0,50	20,00	78,00	-0,70	15,90

Tablo 2.16. 50.000 Devir Sonrası Saremco Print Crowntec Grubu Siyah Ve Beyaz Zemin Üzerinde Yapılan L*, a*, b* Ölçümleri

Numune	Saremco Grubu 50.000 Siklus Sonrası Değerleri					
	L*Beyaz Zemin	a*Beyaz Zemin	b*Beyaz Zemin	L*Siyah Zemin	a*Siyah Zemin	b*Siyah Zemin
1	82,00	2,70	40,30	81,80	0,60	35,50
2	82,50	2,50	40,90	81,40	0,40	39,90
3	82,50	2,70	42,70	83,50	0,30	36,90
4	83,10	2,70	41,70	82,10	0,30	38,80
5	82,50	2,50	42,00	82,00	0,50	39,90
6	83,00	2,90	40,90	82,90	0,60	36,60
7	83,00	2,50	42,40	82,90	0,50	39,90
8	83,00	2,60	42,30	82,90	0,40	39,90
9	83,30	2,80	40,50	83,20	0,60	38,10
10	81,00	3,20	43,70	81,00	0,90	39,50

4.5. Numunelerin Başlangıç ve Termal Döngü Devirleri Sonrası (ΔE) Renk Farkı

Tablo 2.17. GC Cerasmart Termal Döngü Devirleri Sonrası Başlangıç Değerlerine Göre Oluşan Renk Farkı (ΔE)

GC Cerasmart		
Başlangıç-10.000	Başlangıç-30.000	Başlangıç- 50.000
0,34531176	0,76561725	1,72912857
0,31070226	0,75014521	1,47050105
0,32077698	1,07485481	1,48378642
0,51590242	1,28588933	1,31498095
0,37596227	0,78013938	1,70496374
0,55824703	0,79145075	1,95273284
0,43927792	1,11914462	1,66701302
0,73700058	1,58504798	1,89726051
0,5822423	1,44039538	1,83125357
0,51465729	1,05903581	1,69159305

Tablo 2.18. Vita Enamic Termal Döngü Devirleri Sonrası Başlangıç Değerlerine Göre Oluşan Renk Farkı (ΔE)

VİTA Enamic		
Başlangıç-10.000	Başlangıç-30.000	Başlangıç-50.000
0,1397697	0,32088805	0,87611053
0,23838334	0,50735298	0,86239028
0,16495202	0,34568958	0,87594431
0,30941982	1,02543734	1,45014536
0,31086231	0,74307905	1,36246371
0,2398203	0,51452114	1,593524
0,08813977	0,48665256	1,48087235
0,17885503	0,53370676	2,05832915
0,30162175	0,88987262	1,3629106
0,08879136	0,47912086	0,97180081

Tablo 2.19. Shofu HC Termal Döngü Devirleri Sonrası Başlangıç Değerlerine Göre Oluşan Renk Farkı (ΔE)

Shofu HC		
Başlangıç-10.000	Başlangıç-30.000	Başlangıç-50.000
0,57904197	1,30176249	1,90942368
0,52175698	1,25870237	1,81424552
0,50884744	0,71959812	1,69826765
0,60414333	0,77205044	1,77283132
0,42830803	1,36335278	1,97466755
0,44094144	1,26030289	1,86142302
0,45160034	1,22024086	1,73796138
0,63242775	1,66525017	2,4834107
0,52317774	1,13990987	1,57641219
0,4025919	0,75844764	1,51396776

Tablo 2.20. Saremco Print Crowntec Termal Döngü Devirleri Sonrası Başlangıç Değerlerine Göre Oluşan Renk Farkı (ΔE)

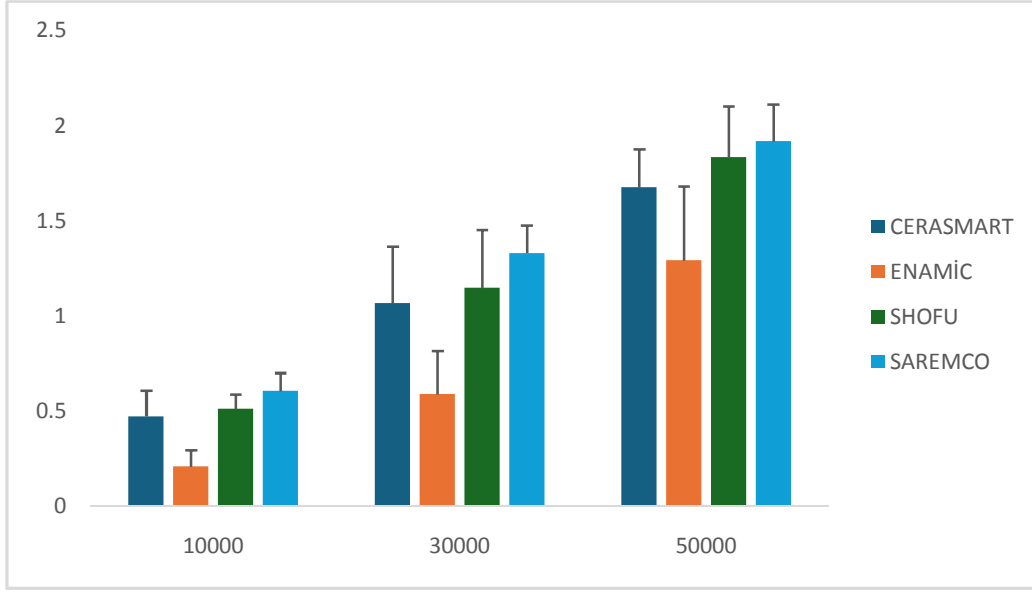
Saremco		
Başlangıç-10.000	Başlangıç-30.000	Başlangıç-50.000
0,55875754	1,64224337	2,06921256
0,5715654	1,28348181	1,75803193
0,76625115	1,45662087	2,11992076
0,44087745	1,268454	1,7506337
0,58269883	1,24614621	1,7240696
0,67499962	1,46102235	2,3177891
0,68618048	1,28476161	1,86926651
0,51232791	1,24016356	1,80252116
0,67583821	1,2634454	1,95788017
0,56221277	1,14081277	1,7974611

Tablo 2.21. Grup Ve Termal Döngü Faktörlerine Göre ΔE Değerlerinin Karşılaştırılması

Termal Döngü	Grup				Toplam	F	p	η^2	
	CERASMART	ENAMİC	SHOFU	SAREMCO					
10000	0,47 \pm 0,137	0,206 \pm 0,087	0,509 \pm 0,078	0,603 \pm 0,096	0,447 \pm 0,179 ^a	Grup	38,666	<0,001	0,518
30000	1,065 \pm 0,3	0,585 \pm 0,229	1,146 \pm 0,306	1,329 \pm 0,147	1,031 \pm 0,37 ^b	Termal döngü	301,661	<0,001	0,848
50000	1,674 \pm 0,201	1,289 \pm 0,392	1,834 \pm 0,268	1,917 \pm 0,196	1,679 \pm 0,36 ^c	Grup*Termal döngü	1,25	0,287	0,065
Toplam	1,07 \pm 0,544 ^b	0,693 \pm 0,524 ^c	1,163 \pm 0,597 ^{ab}	1,283 \pm 0,566 ^a	1,052 \pm 0,594				

F: Varyans analizi test istatistiği; η^2 : Kısmi Eta Kare; $R^2=0,87,06$; Düzeltilmiş $R^2=0,85,75$; Ortalama \pm standart sapma; ^{a-c} Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

Termal döngü ayırt etmeksizin gruplara göre ortalama ΔE değerleri farklılık göstermektedir ($p<0,001$). GC Cerasmart grubu ortalaması 1,07, Vita Enamic grubu ortalaması 0,693, Shofu HC grubu ortalaması 1,163 ve Saremco Print Crowntec grubu ortalaması 1,283 olarak elde edilmiştir. GC Cerasmart grubu ile Vita Enamic grubu arasında, GC Cerasmart grubu ile Saremco Print Crowntec grubu arasında, Vita Enamic grubu ile Shofu HC grubu arasında, Vita Enamic grubu ile Saremco Print Crowntec grubu arasında farklılık vardır. Grup ayırt etmeksizin termal döngülere göre ortalama ΔE değerleri farklılık göstermektedir ($p<0,001$). 10000 termal döngü ortalaması 0,447, 30000 termal döngü ortalaması 1,031 ve 50000 termal döngü ortalaması 1,679 olarak elde edilmiştir. 10000 termal döngü ile 30000 termal döngü arasında, 10000 termal döngü ile 50000 termal döngü arasında, 30000 termal döngü ile 50000 termal döngü arasında farklılık vardır. Grup termal döngü etkileşimine göre ortalama ΔE değerleri farklılık göstermemektedir ($p=0,287$).



Şekil 3.1. Grup ve termal döngü faktörlerine göre ΔE değerlerine ait ortalama standart sapma

4.6. Numunelerin Başlangıç ve Termal Döngü Devirleri Sonrası (ΔRTP) Translüsensi Farkı

Tablo 2.22. GC Cerasmart Materyalinin Termal Döngü Sonrası Başlangıç Değerlerine Kıyasla Translüsensi Değişim Miktarı

GC Cerasmart Translüsensi Değişimi ΔRTP		
Başlangıç- 10.000	Başlangıç- 30.000	Başlangıç- 50.000
-0,15	-0,39	-0,83
-0,39	-0,63	-1,51
-0,29	-0,55	-0,52
-0,12	-0,43	-1,86
-0,29	-0,72	-1,45
-0,34	-0,27	-1,75
-0,14	-0,32	-0,82
-0,27	-0,45	-1,63
-0,36	-0,5	-1,44
-0,26	-0,17	-0,4

Tablo 2.23. Vita Enamic Materyalinin Termal Döngü Sonrası Başlangıç Değerlerine Kıyasla Translüsensi Değişim Miktarı

Vita Enamic Translüsensi Değişimi Δ RTP		
Başlangıç- 10.000	Başlangıç- 30.000	Başlangıç- 50.000
-0,26	-0,41	-0,94
-0,27	-0,58	-1,02
-0,17	-0,61	-1,34
-0,22	-0,69	-1,03
-0,16	-0,32	-1,71
-0,18	-0,81	-1,72
-0,22	-0,62	-1,5
-0,36	-0,9	-2,13
-0,4	-0,56	-1,28
-0,36	-0,61	-1,58

Tablo 2.24. Shofu HC Materyalinin Termal Döngü Sonrası Başlangıç Değerlerine Kıyasla Translüsensi Değişim Miktarı

Shofu HC Translüsensi Değişimi Δ RTP		
Başlangıç- 10.000	Başlangıç- 30.000	Başlangıç- 50.000
-0,2	-0,58	-1,71
-0,25	-0,5	-1,25
-0,44	-1,47	-1,19
-0,56	-1,04	-1,69
-0,43	-0,56	-1,26
-0,39	-0,67	-1,84
-0,29	-0,44	-1,39
-0,45	-0,76	-2,18
-0,25	-0,45	-1,53
-0,55	-1,13	-2,11

Tablo 2.25. Saremco Print Crowntec Materyalinin Termal Döngü Sonrası Başlangıç Değerlerine Kıyasla Translüsensi Değişim Miktarı

Saremco Translüsensi Değişimi Δ RTP		
Başlangıç- 10.000	Başlangıç- 30.000	Başlangıç- 50.000
-0,75	-1,08	-1,88
-0,64	-1,8	-2,67
-0,4	-0,96	-1,35
-0,5	-0,84	-1,85
-0,84	-0,97	-1,5
-0,56	-0,91	-1,61
-0,69	-1,38	-2,15
-0,76	-0,91	-2,01
-0,61	-0,76	-1,67
-0,89	-1,8	-2,56

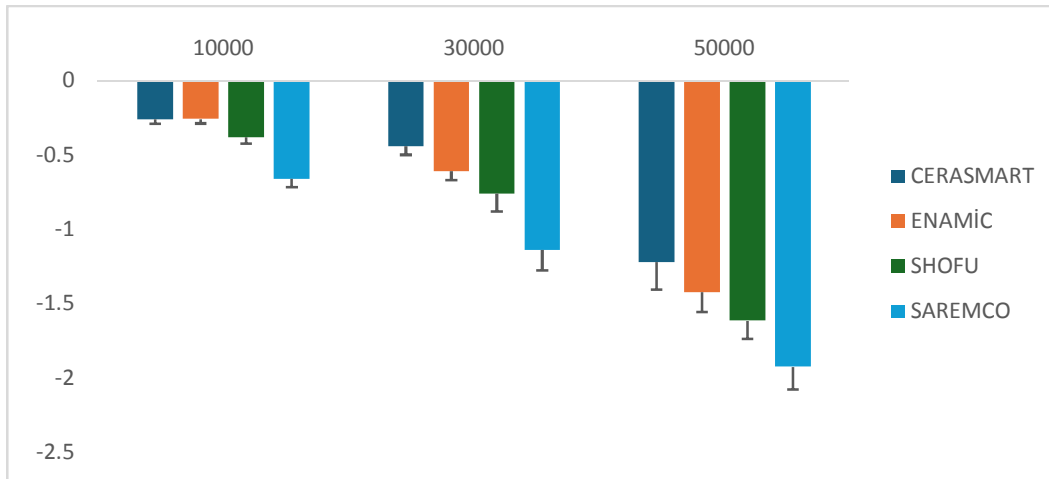
Tablo 2.26. Grup Ve Termal Döngü Faktörlerine Göre ΔRTP Değerlerinin Karşılaştırılması

Termal döngü	Grup				Toplam	Test istatistiği	p	n ²
	CERASMART	ENAMİC	SHOFU	SAREMCO				
10000	-0,261 ± 0,033	-0,26 ± 0,03	-0,381 ± 0,045	-0,664 ± 0,054	-0,38 ± 0,033 ^a	Grup	<0,001	0,598
30000	-0,443 ± 0,058	-0,611 ± 0,06	-0,76 ± 0,121	-1,141 ± 0,135	-0,709 ± 0,058 ^b	Termal döngü	<0,001	0,922
50000	-1,221 ± 0,186	-1,425 ± 0,132	-1,615 ± 0,124	-1,925 ± 0,153	-1,547 ± 0,072 ^c	Grup*	0,176	0,324
Toplam	-0,617 ± 0,105 ^a	-0,738 ± 0,105 ^a	-0,899 ± 0,12 ^b	-1,222 ± 0,124 ^c		Termal döngü		

^xRobust Mixed Anova; Budanmış Ortalama ± Standart Hata (budama oranı %5 olarak alınmıştır).

^{a-c} Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

Termal döngü ayırt etmeksizin gruplara göre ortalama ΔRTP değerleri farklılık göstermektedir (p<0,001). GC Cerasmart grubu ortalaması -0,617, Vita Enamic grubu ortalaması -0,738, Shofu HC grubu ortalaması -0,899 ve Saremco Print Crowntec grubu ortalaması -1,222 olarak elde edilmiştir. GC Cerasmart grubu ile Shofu HC grubu arasında, GC Cerasmart grubu ile Saremco Print Crowntec grubu arasında, Vita Enamic grubu ile Shofu HC grubu arasında, Vita Enamic grubu ile Saremco Print Crowntec grubu arasında, Shofu HC grubu ile Saremco Print Crowntec grubu arasında farklılık vardır. Grup ayırt etmeksizin termal döngülere göre ortalama ΔRTP değerleri farklılık göstermektedir (p<0,001). 10.000 termal döngü ortalaması -0,38, 30.000 termal döngü ortalaması -0,709 ve 50.000 termal döngü ortalaması -1,547 olarak elde edilmiştir. 10.000 termal döngü ile 30.000 termal döngü arasında, 10.000 termal döngü ile 50.000 termal döngü arasında, 30.000 termal döngü ile 50.000 termal döngü arasında farklılık vardır. Grup termal döngü etkileşimine göre ortalama ΔRTP değerleri farklılık göstermemektedir (p=0,176).

**Şekil 3.2.** Grup ve termal döngü faktörlerine göre ΔRTP değerlerine ait ortalama standart sapma grafiği

4.7. Numunelerin 50.000 Devirlik Termal Döngü Sonrası Pürüzlenme Miktarı (ΔRa)

Tablo 2.27. Grupların Termal Döngü Öncesi Ve Sonrası Pürüzlülük Değeri Ölçümleri

C.Ö.	C. S.	ΔRa	E. Ö.	E. S.	ΔRa	S. Ö.	S. S.	ΔRa	Sa. Ö	Sa. S	ΔRa
0,119	0,34	0,219	0,129	0,298	0,169	0,092	0,34	0,25	0,13	0,4	0,271
0,107	0,4	0,29	0,123	0,357	0,234	0,143	0,411	0,27	0,15	0,44	0,29
0,111	0,32	0,209	0,17	0,362	0,192	0,141	0,39	0,25	0,13	0,4	0,27
0,098	0,34	0,239	0,108	0,289	0,181	0,102	0,301	0,2	0,13	0,38	0,248
0,108	0,43	0,32	0,123	0,267	0,144	0,131	0,393	0,26	0,13	0,5	0,374
0,115	0,35	0,233	0,181	0,364	0,183	0,161	0,48	0,32	0,14	0,47	0,324
0,109	0,27	0,158	0,097	0,358	0,261	0,112	0,334	0,22	0,11	0,35	0,241
0,182	0,46	0,28	0,141	0,34	0,199	0,129	0,312	0,18	0,2	0,53	0,333
0,122	0,33	0,212	0,138	0,328	0,19	0,153	0,393	0,24	0,12	0,38	0,256
0,103	0,31	0,21	0,116	0,269	0,153	0,194	0,505	0,31	0,2	0,52	0,322

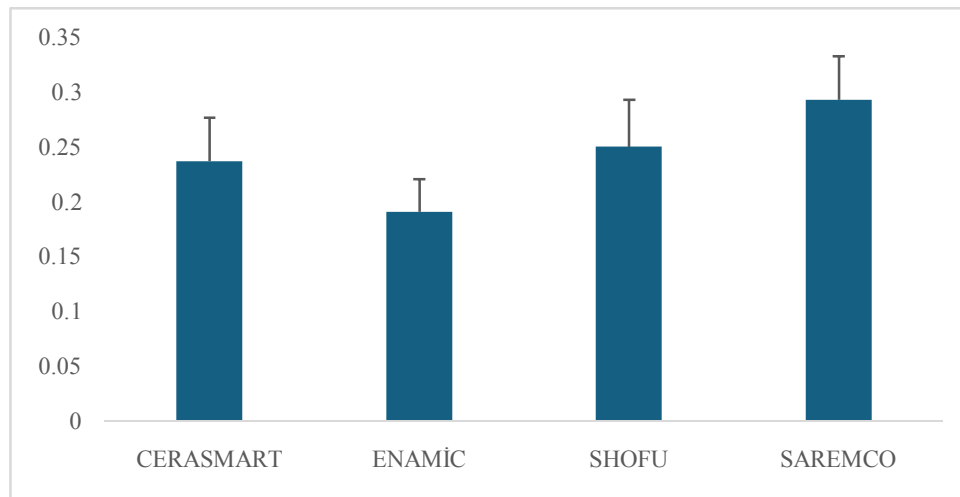
(Şablona göre; Ö: 50.000 siklustan önce, S:50.000 sikludan sonra, ΔRa : Pürüzlülük Farkı. C=GC Cerasmart, E= Vita Enamic, S= Saremco Print Crowntec, S= Shofu HC)

Tablo 2.28. Gruplara Göre Pürüzlenme Miktarı Değerlerinin Karşılaştırılması

	CERASMART	ENAMİC	SHOFU	SAREMCO	Toplam	Test istatistiği	p ^x
Pürüzlülük	0,237 ± 0,047 ^{ab}	0,191 ± 0,035 ^a	0,25 ± 0,043 ^{bc}	0,293 ± 0,044 ^c	0,243 ± 0,055	9,765	<0,001

^xTek Yönlü Varyans Analizi; Ortalama ± standart sapma; a-c Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

Gruplara göre ortalama pürüzlenme miktarı değerleri farklılık göstermektedir ($p < 0,001$). GC Cerasmart grubu ortalaması 0,237, Vita Enamic grubu ortalaması 0,191, Shofu HC grubu ortalaması 0,25 ve Saremco Print Crowntec grubu ortalaması 0,293 olarak elde edilmiştir. GC Cerasmart grubu ile Saremco Print Crowntec grubu arasında, Vita Enamic grubu ile Shofu HC grubu arasında, Vita Enamic grubu ile Saremco Print Crowntec grubu arasında farklılık vardır.



Şekil 3.3. Gruplara göre pürüzlenme miktarı değerlerine ait ortalama standart sapma grafiği

5.TARTIŞMA

Dijital diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan üç farklı CAD/CAM blok (GC Cerasmat, Vita Enamic, Shofu HC) ile 3B baskı (Saremco Print Crowntec) yöntemiyle üretilen bir restoratif reçinenin uzun dönem klinik başarısını öngörebilmek amacıyla yürütülen bu çalışmada, termal yaşlandırmanın materyal özellikleri üzerindeki etkisi; renk koordinatları, translüsensi stabilitesi ve yüzey pürüzlülüğü değişimi açısından kapsamlı bir şekilde değerlendirilmiştir. Renk farkı ve translüsensi parametresi değişimleri CIEDE2000 formülü kullanılarak hesaplandı.

Yapılan analizler sonucunda L^* , a^* , b^* koordinatlarının, renk değişimi değerlerinin hem materyal tipinden hem de termal döngü sayısından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde etkilendiği ($p<0,001$) görülmüştür. Bu nedenle materyal tipi ve zaman koşullarının (termal döngü devir sayısı) CAD/CAM monolitik seramik benzeri blokların ve üç boyutlu üretim materyalinin renk koordinatlarını (CIE L^* , a^* , b^*) etkilemeyeceğini varsayan birinci sıfır hipotez reddedilmiştir.

Analiz sonuçları doğrultusunda, hem materyal türüne göre hem de termal döngü sayılarına göre ortalama renk değişimi ΔE değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur ($p<0,001$). Örneğin, 10.000 döngüde 0,447 olan ortalama renk değişimi, 50.000 döngü sonunda 1,679'a yükselmiştir. Bu nedenle materyal tipi ve zaman koşullarının renk değişimini etkilemeyeceğini varsayan ikinci sıfır hipotez reddedilmiştir.

Veriler, materyal tipinin ve termal döngü sayısının rölatif translüsensi değerleri ΔRTP üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olduğunu göstermektedir ($p<0,001$). GC Cerasmart grubu -0,617 ortalama ile en yüksek stabiliteyi gösterirken, Saremco Print Crowntec grubu -1,222 ile en yüksek değişimi sergilemiştir. Ayrıca termal döngü arttıkça translüsensi değerleri anlamlı şekilde farklılaşmıştır. Bu sebeple 'materyal tipi ve zaman koşullarının rölatif translüsensi parametresini etkilemeyeceği' yönündeki üçüncü sıfır hipotez reddedilmiştir.

Veriler, termal döngü ayırt etmeksizin gruplar arasında ($p <0,001$) ve grup ayırt etmeksizin döngü süreleri arasında ($p<0,001$) anlamlı farklar olduğunu göstermektedir. Özellikle Saremco Print Crowntec grubunun diğer materyallerden ve 50.000 döngü değerinin diğer döngülerden belirgin farkı hipotezi geçersiz kılmıştır. Bu sebeple materyal tipi ve zaman koşullarının yüzey pürüzlülüğünü etkilemeyeceği yönündeki dördüncü sıfır hipotez reddedilmiştir. Gruplar arasında pürüzlenme miktarı açısından anlamlı farklılıklar ($p<0,001$)

tespit edilmiş olup; Vita Enamic ile Saremco Print Crowntec grupları arasındaki belirgin pürüzlenme farkı, materyal yapısının bu parametre üzerinde doğrudan etkili olduğunu kanıtlamıştır.

Çalışmada sadece "grup ve zaman etkileşimi" (interaksiyon) anlamlı bulunmamıştır. Bu durum, seçilen materyallerin termal yaşlandırmaya verdikleri tepki karakterinin birbirine benzer olduğunu göstermektedir.

Gracis ve ark.'nın (2015) literatürde kabul gören sınıflandırma sistemine göre hibrit materyaller "Rezin Matris Seramikler" ana grubu altında incelenmektedir. Bu seramikler ilave fırınlama ve kristalizasyon süreçlerine ihtiyaç duymazlar. Tek seansta, kısa sürede tedaviyi mümkün kılarlar ve karşıt dişte minimum aşınma yaparlar. Bununla birlikte Erkin (2021) tarafından yapılan çalışmada, oklüzal kalınlık arttıkça kırılma direncinin arttığı, ancak hibrit materyallerin (GC Cerasmart gibi) düşük kalınlıklarda dahi şok absorbe edici yapıları sayesinde yeterli direnç gösterdiği bildirilmiştir. Eğilmez ve ark.'nın (2018) yaptığı bir çalışmanın sonuçları ise polimer infiltre seramik ağ (PICN) yapısının geleneksel kompozit rezinlere göre daha yüksek mikrosertlik ve mekanik stabilite sunduğunu vurgulamıştır.

Optik özellikleri üzerine yapılan bir çalışmada ise; Acar ve ark.'nın (2016) rezin esaslı materyallerin sıvı emilimine bağlı olarak renk değişimine cam seramiklerden daha yatkın olduğunu belirtmiş; bunu rezin matrisin hidrolitik degradasyonuna bağlamıştır.

Vichi ve ark. (2023) yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre rezin nanoseramiklerin (GC Cerasmart gibi) yüksek translüsenesi stabilitesini, inorganik doldurucu ile rezin matris (Bis-MEPP ve UDMA) arasındaki benzer refraktif indekse bağlamıştır.

3B baskı, dijital modellerin katmanlar halinde inşa edilmesiyle karmaşık dental yapıların üretilmesine olanak tanıyan bir teknolojidir. Klinikte ekonomik oluşu, hızlı üretim sunması, istenilen geometrinin elde edilmesi çok sayıda avantajı vardır. Bunun yanı sıra mekanik ve optik dayanımı konusunda kafa karışıklıklarını gidermek için bu materyallerle ilgili in-vivo ve in-vitro araştırmalar devam etmektedir.

Shin ve ark.'nın (2020) yaptıkları bir çalışmada, 3B baskı reçinelerinin renk stabiliteilerini millenmiş bloklarla kıyaslamış; 3B baskı materyallerinin renk değişim değerlerinin millenmiş bloklara göre anlamlı derecede yüksek olduğunu bildirmiştir. Bu durumun 3B baskı reçinesi ile restorasyon yapılırken mutlaka göz önünde bulundurulması gerektiğini bildirmiştir.

Başka bir çalışmada ise yine millenmiş grupların termosiklus sonrası renk değişim değerlerinin, 3B baskı gruplarından anlamlı derecede düşük bularak, eksiltmeli yöntemin optik stabilite avantajını vurgulanmıştır. Ayrıca bu çalışmada gruplara Optiglaze ve diğer yüzey bitim işlemleri uygulanmış; en düşük renk değişim değerlerinin Optiglaze uygulanan millenmiş grup olduğu sonucuna varılmıştır (Yao ve ark., 2021).

Nascimento ve ark'nın (2025) sistematik derlemesinde, rezin-seramiklerin yüzey örtücülerle (Optiglaze vb.) işlenmesinin, mekanik polisajlı gruplara göre yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı ($p=0.33$) bildirilmiştir. Ancak optik açıdan, yüzey örtücü uygulanan rezin seramiklerin, lityum disilikat gibi cam seramiklere oranla çok daha fazla optik alterasyona uğradığı saptanmıştır. Başka bir çalışmada; bunun tersine ışıkla sertleşen glaze materyallerinin (Optiglaze Color), CAD/CAM rezin blok yüzeylerini pürüzsüzleştirdiği ve 5.000 termal döngü altında bu yüzeylerin bozulmaya karşı dirençli olduğu bir sonuç olarak bildirilmiştir (Tekçe ve ark., 2018).

Taşın ve ark. (2022) yüzey örtücülerin, mikro defektleri kapiller etkiyle doldurarak yüzey kalitesini artırdığı saptamıştır. 3B baskı gruplarında en düşük optik değişim değerleri glazeli gruplarda gözlenmiştir.

Özarlan ve ark. (2022) farklı hibrit materyaller üzerinde yüzey bitim işlemlerinin etkinliğini karşılaştırdıkları bir çalışmada; glaze uygulamasının, cilasız yüzeylere kıyasla S. mutans adezyonunu anlamlı derecede azalttığını ve yüzey bütünlüğünü koruyarak biyolojik uyumluluğu artırdığını ortaya koymuştur.

Bir restorasyonun klinik başarısında materyalin mekanik dayanıklılığı kadar optik karakteristikleri de belirleyici rol oynamaktadır (Vichi ve ark., 2014). Restoratif bir materyalin ideal kabul edilebilmesi için oklüzal kuvvetlere karşı direnç göstermesinin yanı sıra doğal diş dokusunun optik özelliklerini de taklit edebilmesi gerekmektedir (Wang & Takahashi, 2013). Estetik çıktıların kalitesini belirleyen en temel unsurlardan biri translüensidir. Bununla birlikte, restorasyonun uzun dönem başarısı için renk stabilitesinin korunması kritiktir (Alp ve ark., 2018); zira çeşitli yaşlanma süreçleri bu optik özellikleri zamanla deforme edebilmektedir (Karaokutan ve ark., 2015).

Hibrit seramiklerin termal yaşlanma sonrası optik özelliklerine odaklanan güncel çalışmalar mevcuttur (Mascaro ve ark., 2025; Morsy ve ark., 2024a; Yuan ve ark., 2018). Ancak, farklı hibrit seramikler arasında ve bunlarla kıyaslanabilecek daimi 3B baskı rezin materyallerin karşılaştırmalı uzun dönem performansları hakkında literatürde yeterli çalışma

yoktur. Bu malzemeler arasındaki performans farklılıklarını rapor eden çalışmaların, malzeme seçimi yapılırken faydalı olabileceği düşünülmektedir. Bu nedenle, bu çalışmada 4 farklı kimyasal kompozisyona sahip CAD/CAM materyalinin farklı termal döngü devirlerinde optik özellikleri, renk stabilitesi, yüzey pürüzlülüğü ve translüsensi özelliklerinin değişimi incelenmiştir.

Araştırmalarda test edilen seramik materyalleri için genellikle belirli popülasyonlarda en yaygın görülen tonlardan biri olduğu bilinen 'A2' tonu tercih edilmiştir (Aboushelib ve ark., 2010). Ayrıca 'A' renk grubu arka plan rengine karşı daha duyarlıdır ve alt yapı ile belirgin bir kontrast oluşturur. Dental seramiklerin optik özelliklerinin incelendiği pek çok güncel literatürde de 'A2' renk tonunun standart olarak kullanıldığı görülmektedir (Kanat-Ertürk, 2020). Bu bilgiler ışığında, çalışmamızda kullanılan tüm materyaller 'A2' renk tonunda seçilerek standardize edilmiştir.

Dental materyaller üzerine yapılan renk araştırmalarında, Yüksek Translüsens özellikli blokların kullanımı oldukça yaygındır. Bu blokların tercih edilmesindeki temel etken, doğal diş dokusunun estetik karakteristiklerine benzer şekilde yüksek ışık geçirgenliği sunmalarıdır. HT bloklar, ışığın restorasyon içerisinde doğal bir biçimde dağılmasına olanak tanıyarak, çevre diş dokularıyla optik bir bütünlük sağlar ve restorasyonun yapay görünümünü azaltır (Paravina & Powers, 2004).

Buna bağlı olarak klinik uygulamalarda daha estetik sonuçlar elde edebilmek için tercih edilen HT blokların, bilimsel çalışmalarda da kullanılması, elde edilen verilerin klinik geçerliliğini ve uygulanabilirliğini artırmaktadır (Giordano, 2006). Buna bağlı olarak, çalışmamızda kullanılan materyaller HT seçilmiştir.

Dental seramiklerin optik davranışlarının analiz edildiği laboratuvar çalışmalarında, numunelerin tek tip kalınlıkta üretilmesi ve renk ölçümlerinin standardize edilmesi amacıyla su soğutması altında elmas separeler yardımıyla kesilmesi yaygın olarak tercih edilen bir yöntemdir (Ilie & Stawarczyk, 2014; Vichi ve ark., 2014; Yuan ve ark., 2018). Testler öncesinde seramik yüzeylerinde morfolojik bir homojenlik yakalamak amacıyla örnekler, su soğutması eşliğinde silikon karbit aşındırıcı kağıtlar kullanılarak zımparalanmaktadır (Alencar-Silva ve ark., 2019). Mevcut çalışmada da bu metodolojiye sadık kalınarak, numuneler (GC Cerasmart, Vita Enamic, Shofu HC) elmas separe ile su soğutmalı olarak hazırlanmış ve yüzey standardizasyonunu sağlamak için zımparalama işlemi uygulanmıştır.

3B baskı teknolojisiyle üretilen restorasyonların klinik başarısı, yalnızca baskı aşamasına değil, üretim sonrası uygulanan yıkama ve ikincil kürlenme (post-curing) işlemlerinin hassasiyetine bağlıdır. Bu işlemler, materyalin polimerizasyon derecesini (konversiyon oranı) artırarak mekanik ve optik stabiliteyi belirleyen temel unsurlardır. 3B baskı ile üretilen rezin esaslı materyallerin üretiminde kürlenme öncesi yıkama işleminin biyouyumluluk için kritik olduğu, ancak 10 dakikayı aşan yıkama sürelerinin rezin matriksinde yumuşamaya ve mekanik kayıplara neden olabileceğini bildirilmiştir (Hwangbo ve ark., 2021; Jang ve ark., 2021).

Kim ve ark. (2020) ise yaptıkları bir çalışmada kürlenme süresinin (0 ile 120 dakika arası) etkisini incelemiş; 60 ve 90 dakikalık sürelerin mikrosertlik ve eğilme dayanımını artırdığını, ancak bu artışın bir noktadan sonra doygunluğa ulaştığını saptamıştır.

Literatürde bulunan bu bilgiler ve üretici talimatları ışığında, çalışmamızda kullandığımız Saremco Print Crowntec numuneleri izopropil alkol ile silinip, N2 atmosferde 2*1500 flaş atımında kürlenmiştir.

Termal döngü, diş hekimliğinde restoratif materyallerin ağız içerisinde karşılaştığı ani ve tekrarlanan sıcaklık değişimlerini in vitro koşullarda taklit etmeyi amaçlayan standart bir yapay yaşlandırma yöntemidir (Kim ve ark., 2023; Morresi ve ark., 2014). Bu işlem, materyallerin termal genleşme ve büzülme katsayıları arasındaki farklar nedeniyle oluşan stresi simüle ederek yüzey pürüzlülüğü, mikrosertlik, renk, translüsensi stabilitesi ve kırılma direnci gibi özelliklerde meydana gelebilecek bozulmaları öngörmek için kullanılmaktadır (Szczesio-Wlodarczyk ve ark., 2022).

Literatürde termal döngü rejimi için ISO 11405 standartları geniş kabul görmektedir. Genellikle 5°C ile 55°C arasındaki sıvı banyoları kullanılır. Numunelerin her banyoda tutulma süresi genellikle 15 ile 60 saniye arasında değişse de, en yaygın uygulama 30 saniyedir (Morresi ve ark., 2014). Banyolar arası geçiş süresi genellikle 5 ile 10 saniye olarak ayarlanmaktadır (Papacchini ve ark., 2007).

Daha önce yapılan çalışmaların büyük bir çoğunluğu, ağız içi sıcaklık değişim sıklığını baz alarak 10.000 döngünün yaklaşık 1 yıllık klinik kullanıma karşılık geldiğini bildirmektedir (Morresi ve ark., 2014). Bu sebeple çalışmamızda, materyallerin sırasıyla; 10.000 siklus (1 yıllık), 30.000 siklus (3 yıllık), 50.000 siklus (5 yıllık) termal döngüye maruz bırakma sonrası renk, translüsensi ve yüzey pürüzlülüğü değişimleri incelenmiştir.

Diş hekimliği araştırmalarında materyallerin renk stabilitesini ölçmek amacı ile CIE Lab* sistemi sıklıkla tercih edilmiştir (Luo & Zhang, 2010). Bununla birlikte, bu formülün renk algısını tam olarak yansıtmadığına dair çeşitli kısıtlamalar literatürde bildirilmiştir (Ghinea ve ark., 2010). Bu eksiklikleri gidermek ve daha hassas sonuçlar elde etmek amacıyla 2001 yılında CIEDE2000 formülü geliştirilmiştir (Luo ve ark., 2001).

Güncel literatürde pek çok araştırmacı, renk değişimlerini değerlendirmede CIEDE2000 sisteminin CIE Lab*'a kıyasla çok daha güvenilir ve güncel bir yaklaşım sunduğunu savunmaktadır (Ghinea ve ark., 2010; Paravina ve ark., 2015; Wee ve ark., 2007). Bu veriler kapsamında çalışmamızda CIEDE2000 formülü kullanılmıştır.

Renk değerlendirmesiyle ilgili olarak eşik değerler üzerine farklı görüşler mevcuttur; örneğin Ghinea ve ark., (2010) algılanabilirlik eşiğini (ΔE) =1,30, kabul edilebilirlik eşiğini ise (ΔE) = 2,25 olarak rapor etmişlerdir. Ancak güncel yaklaşımlar, insan gözünün renk değişimlerine duyarlılığını daha hassas sınırlara dayandırmaktadır. Paravina ve ark. (2015) tarafından önerilen ve pek çok güncel araştırmada referans kabul edilen CIEDE2000 parametrelerine göre; algılanabilirlik sınırı (ΔE) = 0,81, klinik kabul edilebilirlik sınırı ise (ΔE) = 1,77 olarak belirlenmiştir. Bu çalışmada elde edilen verilerin yorumlanmasında da ISO/TR 28642:2016 standartlarıyla uyumlu olan bu güncel değerler referans alınmıştır (Paravina ve ark., 2019).

Diş hekimliği uygulamalarında materyallerin ışık geçirgenliğini analiz etmek amacıyla kullanılan "translüsensi parametresi" (TP) veya "kontrast oranı" hesaplamalarında, siyah ve beyaz arka planların kullanımı literatürde standart bir yöntem olarak kabul görmektedir. Pek çok araştırmacı, diş dokularının veya dental materyallerin optik özelliklerini tanımlarken bu iki zıt arka plan üzerinde gerçekleştirilen ölçümler arasındaki renk farkından yararlanmışır (Subaşı ve ark., 2018).

Literatürdeki bu metodolojik yaklaşıma paralel olarak, mevcut çalışmada da örneklerin optik özellikleri "rölatif translüsensi parametresi" (RTP) üzerinden değerlendirilmiştir. Bu doğrultuda, siyah ve beyaz zeminler üzerinde elde edilen CIE Lab* değerleri kaydedilmiş ve hesaplamalar güncel CIEDE2000 renk farkı formülü kullanılarak standardize edilmiştir.

Literatürde translüsensi değişimlerinin klinik yorumu olarak farklı görüşler mevcuttur. En kabul gören Salas ve ark.'nın (2018), yaptığı bir çalışmada CIEDE2000 formülasyonuna dayalı olarak %50:50 translüsensi algılanabilirlik eşik değerini (PTT00) 0,62; %50:50 kabul edilebilirlik eşik değerini (TAT00) ise 2,62 birim olarak belirlemiştir. Bu değerler,

restorasyonun optik başarısını değerlendirmek için güncel literatürde, temel referans noktası olarak kabul edilmektedir. Çalışmamızda bu değerler referans alınmıştır.

Konuya dair en güncel yaklaşımlardan birini sunarak, eşik değerlerin numunelerin kromatikliğine (doygunluğuna) bağlı olarak değişebileceğini belirtilen bir araştırmada, gözlemcilerin akromatik (düşük kromalı) örneklerdeki farklılıkları daha kolay tolere ettiği, bu durumun kabul edilebilirlik sınırlarını etkilediği savunulmuştur (Tejada-Casado ve ark., 2024).

Yüzey pürüzlülüğü (Ra), belirli bir örneklem uzunluğu boyunca yüzey profilinin ortalama çizgisinden olan dikey sapmalarının mutlak aritmetik ortalamasıdır (Wu ve ark., 2024). Restorasyonların yüzey kalitesi, klinik başarının sürdürülebilirliği için belirleyici bir etkidir; nitekim pürüzlü yüzeyler bakteriyel adezyon, biyofilm akümüasyonu ve periodontal enflamasyon riskini artırmaktadır (Bollenl ve ark., 1997b). Optik açıdan pürüzlülük, ışığın yüzeyden düzensiz yansımaya neden olarak ışık saçılımını artırmakta, bu durum ise materyalin parlaklığını ve translüsensini azaltarak estetik uyumunu bozmaktadır (Hu ve ark., 2025a). Başka bir çalışma, bakteriyel tutulumun başlaması için kritik eşik değer 0,2 µm olarak bildirilmiştir (Bollenl ve ark., 1997b). Hastaların dilleri ile pürüzlülük farkını ayırt edebilme sınırının 0,5 µm olduğunu saptanmış ve materyal yüzeyindeki pürüzlülük miktarının bu değerlerin üzerine çıkmasının hasta tarafından rahatsız edici bulunduğu bildirilmiştir (Jones ve ark., 2004). Çalışmamızda pürüzlülük değerlendirmesi yapılırken bu değerler referans alınmıştır.

Rezin matrisli CAD/CAM ve 3B baskı materyallerinde yüzey kalitesini artırmak amacıyla kullanılan Optiglaze (Optiglaze Color), klinik iş akışında yüksek estetik ve fonksiyonel verimlilik sağlayan kritik bir etkidir (Köroğlu ve ark., 2016). Yapılan bir çalışmada CAD/CAM blokların (Lava Ultimate, Vita Enamic ve Cerasmart) yüzey özelliklerine glaze (Optiglaze Color) uygulaması ve hızlandırılmış yaşlandırmanın (5.000 termal döngü) etkisini 2B ve 3B profilometre yöntemleriyle incelemiştir. Çalışma sonucunda bu nano dolgulu ajanın (Optiglaze color) düşük viskozitesi sayesinde yüzeydeki mikro poroziteleri ve frezeleme kaynaklı çatlakları etkili bir şekilde doldurarak pürüzsüz bir topografya oluşturduğunu ve bu etkinin 5.000 termal döngü sonrasında stabil kaldığını rapor edilmiştir (Tekçe ve ark., 2018).

Sancak ve ark. (2025), Optiglaze uygulamasının geleneksel mekanik polisaj sistemlerine kıyasla, yaşlanma öncesi ve sonrasında tüm materyallerde en yüksek parlaklık

birimini sağladığını ortaya koyarak materyalin estetik üstünlüğünü kesin bir sonuç olarak sunmuştur. Ayrıca, Koroğlu ve ark.'nın (2016) da yaptığı bir çalışmada da, pürüzsüz yüzey yapısının bakteriyel tutunumu ve plak akümülyasyonunu minimize ettiği saptanmıştır.

Özer ve Oğuz (2023), yaptığı çalışmada mekanik polisajın Optiglaze uygulamasından daha düşük pürüzlülük sağladığını savunsa da, kronolojik olarak en güncel meta-analizlerden biri olan Sancak ve ark.'nın (2025), çalışması, Optiglaze'in sağladığı parlaklık ve yüzeysel bütünlüğün klinik açıdan daha sürdürülebilir olduğunu vurgulamaktadır.

Çalışmamızda amaç parlaklık, translüsensi gibi değişimleri incelemek olduğu için yukarıda bahsi geçen bilgiler doğrultusunda kullanılan materyaller Optiglaze yüzey bitim işlemine tabi tutulmuştur.

Çalışmamızda kullanılan restoratif materyallerde, 10.000'den 50.000 döngüye doğru ilerleyen yapay yaşlandırma süreci, tüm gruplarda L* (parlaklık) değerlerinde progresif bir azalmaya, yani materyalin "koyulaşmasına" neden olmuştur. 10.000 döngü sonrasında başlayan bu parlaklık kaybı eğilimi, 30.000 ve 50.000 döngüye ulaşıldığında en üst seviyeye çıkmıştır.

Stamenkovic ve ark. (2021) tarafından yapılan bir çalışmada, lityum silikat esaslı cam seramikler, rezin nanoseramikler (RNC) ve polimer infiltre seramik ağ (PICN) materyallerin çeşitli içeceklerle renklenmesi ve yapay yaşlandırılmasının sonuçları incelenmiştir. Bulgular neticesinde, nanoseramik ve polimer infiltre seramik ağ yapıları materyallerin daha düşük L*, a* ve b* stabilitesine sahip olduğu sonucuna varılmıştır. Durumun sebebi ise matrisin su emilimine bağlı olarak optik özelliklerini kaybetmesi ve "opaklaşması" ile açıklanmıştır.

Taşın ve Ismatullaev (2024) yaptıkları kısa dönemli (10.000 siklus) bir termal yaşlandırma çalışmasında eklemeli ve eksiltmeli restorasyon materyallerinin CIE koordinatları değerlerini incelemiştir. Test edilen tüm materyaller daha opak görünüm sergilemiştir. L* değerleri azalırken a* ve b *değerleri yükselmiştir. Ancak bu durum klinik kabul edilebilirlik sınırları içinde kalmıştır. 3B baskı rezinler, millenmiş hibrit seramiklerden daha düşük optik stabilite göstermiştir. Ayrıca termal yaşlandırmanın; materyal yüzeyindeki mikro bozulmaları artırarak ışığın yansımalarını azalttığı ve bu durumun L* koordinatlarında istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş yarattığı savunulmuştur. Bu sonuçlar, bizim çalışmamızda elde edilen verilerle örtüşmektedir. Ek olarak çalışma sonucunda değinilen yüzeydeki mikro bozulmalara bağlı ışık yansımalarının azalması, çalışmamızda yapılan 50.000

siklusluk uzun dönem termal yaşlandırma, sonrasında bazı numunelerde görülen klinik kabul edilebilirlik eşiğinin aşılmasını da açıklar niteliktedir.

Çalışmamızda translüensi açısından en stabil sonuçlar GC Cerasmart grubunda elde edilmiştir. Şermet ve Özcan'nın (2021) yaptıkları çalışmaya göre; bunun sebebinin ön polimerize edilmiş homojen yapının ve nanoseramik dolgu içeriğindeki inorganik yapıların hidrolitik streslere karşı gösterdiği direnç ile alakalı olabileceğini ileri sürmüştür.

Alhotan ve ark. (2025) tarafından yapılan güncel bir çalışmada; sadece 3B baskı ile üretilen 4 farklı grup, 10.000 siklusluk termal döngüye (distile suda) tabi tutulmuş ve RTP değerleri incelenmiştir. Bulgulara göre; yaşlandırmanın 3B baskı rezinlerinin RTP değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişim yaratmadığı ve translüsensinin termal stresten ziyade materyal tipine bağlı olduğunu iddia etmiştir. Hu ve ark.'nın (2025) yaptığı çalışmada; Lava Ultimate HT ve Vita Enamic HT 10.000 döngülük yaşlandırma sonrası RTP açısından değerlendirilmiştir. Her iki grupta translüsensinin önemli ölçüde azaldığı rapor edilmiştir. Ek olarak Ultimate HT başlangıçta daha şeffaf olsa da, yaşlandırma sürecinden Vita Enamic HT'ye göre daha olumsuz etkilenmiş ve şeffaflığını daha fazla kaybetmiştir. Bu veri de bizim çalışmamızda 'translüensi değişimin materyal tipine bağlı olduğu bulgusunu' desteklemektedir. Ayrıca çalışmamızda, termal döngü süresi arttıkça (10.000'den 50.000'e) translüensi değerlerinde gözlemlenen istatistiksel düşüş, Hu ve ark.'nın (2025) sunduğu kümülatif hasar teorisini doğrular nitelikte olabilir. Çalışmamızda 50.000 döngü gibi ileri bir seviyede dahi bu optik kayıp devam etmiştir. 3B baskı ile üretilen Saremco grubundaki yüksek translüensi bozulması, Taşın ve Ismatullaev'in (2024) belirttiği katmanlar arası zayıf adezyonun su emilimi ve sıcaklık farkıyla tetiklenerek delaminasyona ve ışık saçılımına yol açması mekanizmasıyla bağlantılı olabilir.

Materyal bazlı bir karşılaştırma yapıldığında, kronolojik olarak daha güncel veriler sunan bir çalışmada; cam seramiklerin rezin içerikli hibrid materyallere göre çok daha yüksek bir optik stabilite sergilediği belirlenmiştir. Bu durumun nedeninin ise inorganik fazın su emilimine karşı gösterdiği direnç olduğu savunulmuştur (Savaş & Tunçdemir, 2025b).

Çalışmamızda özellikle 3B baskılı Saremco Print Crowntec grubunda gözlenen yüksek renk değişimi değerlerini ve pozitif yöndeki (kırmızıya kayma) ile (sarıya kayma) koordinat değişimleri, termal siklusun polimer matriksteki pigment penetrasyonunu ve hidrolitik degradasyonu artırarak materyali daha kırmızı, sarı ve opak bir görünüme sürüklediğini rapor eden Lee ve ark.'nın (2022) bulgularıyla paraleldir.

3B yazıcı ile üretilen grubun, millenmiş yöntemle üretilen gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek renk değişimi göstermesi; millenmiş materyallerin optik olarak daha stabil olduğu görüşünü savunan çalışmalarla uyum göstermektedir (Shin ve ark., 2020, Yao ve ark., 2021). Çalışmamızdaki GC Cerasmart grubu başarısı bu teoriyi desteklerken, Saremco Print Crowntec gibi 3B baskılı materyallerin düşük inorganik dolgu oranı ve katmanlı yapısı nedeniyle sergilediği zayıf performans, eklemeli üretimin optik dezavantajlarını vurgulayan Bozoğulları ve Temizci'nin (2023) yaptığı çalışma bulgularıyla örtüşmektedir.

Çalışmamızda elde edilen veriler, 50.000 döngülük ileri düzey yapay yaşlandırma sürecinin tüm CAD/CAM materyallerinin yüzey kalitesini istatistiksel olarak anlamlı derecede bozduğunu kanıtlamıştır. Eklemeli üretim yöntemiyle hazırlanan Saremco Print Crowntec grubu, 50.000 döngü sonunda en yüksek pürüzlenme miktarını sergileyerek yaşlandırmaya karşı en hassas grup olmuştur. Buna karşın, eksiltmeli yöntemle üretilen bloklar arasında Vita Enamic grubu en stabil ve en pürüzsüz yüzey değerlerini koruyarak diğer materyallerden anlamlı şekilde ayrılmıştır. GC Cerasmart ve Shofu HC grupları ise orta düzeyde pürüzlülük artışı göstermiştir.

Çalışmamızda 50.000 döngü gibi ileri düzey bir termal siklus protokolünün uygulanması, tüm CAD/CAM materyallerinin yüzey pürüzlülüğü değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artışa neden olmuş olup bu bulgu, termal stresin polimer matris ve dolgu arayüzlerinde mikro çatlaklar oluşturarak yüzey bütünlüğünü bozduğunu bildiren çalışmalarla uyum içindedir (Bozoğulları & Temizci, 2023, Savaş & Tunçdemir, 2025b). Yapılan çalışmalarda millenmiş materyallerin, 3B baskı materyallerine göre daha yüksek mikrosertlik değerlerine sahip olduğu ve yaşlanmaya karşı mekanik olarak daha dirençli olduğu saptanmıştır (Borella ve ark., 2023; Karaoğlanoğlu ve ark., 2023).

Awad ve ark. (2015) CAD/CAM bloklar ve direkt kompozit materyallerin pürüzlülük, translüsensi ilişkilerini inceledikleri bir çalışmada; materyal yüzey pürüzlülüğünün ışık saçılımını etkileyerek optik özellikleri değiştirdiğini rapor etmiştir. Ancak çalışmada kalınlığın, translüsensi üzerinde pürüzlülüğe oranla daha baskın bir faktör olduğu vurgulanmaktadır.

Diken Türksayar ve ark.'nın (2023) yaptığı bir çalışmada termomekanik yaşlandırmanın incelenen tüm materyallerde (PEEK, cam seramik, rezin kompozit) Ra

değerlerini anlamlı derecede artırdığını saptamıştır. Bu çalışmada özellikle PEEK grubunun 0,41 µm ile klinik eşiği aştığı rapor edilmiştir.

Morsy ve ark.'nın (2024) çalışmasında frezelenmiş lityum disilikat, frezelenmiş hibrit seramik (Vita Enamic) ve 3B baskı (Varseosmile Crown Plus) materyallerini, çiğneme simülatörü altında 250.000 mekanik ve 1.000 termal döngüye tabi tutarak incelenmiştir. Çalışma sonucunda 3B baskılı grubunun, frezelenmiş lityum disilikat ve Vita Enamic gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek yüzey pürüzlülüğü sergilediği bir bulgu olarak sunulmuştur. Bizim çalışmamızda da özellikle eklemeli üretim yöntemiyle hazırlanan Saremco Print Crowntec grubunun en yüksek pürüzlülük değerlerini sergilemesi, Morsy ve ark.'nın (2024) savunduğu 3B baskılı hibrit materyallerin katmanlı yapısı ve düşük inorganik dolgu oranları nedeniyle eksiltmeli yöntemle üretilen bloklara oranla hidrotermal yaşlanmaya karşı daha hassas olması düşüncesiyle örtüşmektedir.

Çalışmanızda Vita Enamic grubunun en düşük pürüzlenme miktarını sergilemesinin; Coldea ve ark. (2013) ile Eğilmez ve ark. (2018) tarafından tanımlanan "çift ağ yapısı" modeli ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. Bu yapı, yaşlanma sırasında matris doldurucu ayrışmasını (plucking) minimize ederek yüzey bütünlüğünü korumuş olabilir. Öte yandan, GC Cerasmart'ın en stabil translüsensi değerlerini sunması, Vichi ve ark.'nın (2023) vurguladığı nano doldurucu teknolojisi ve refraktif indeks uyumu teorisiyle bağdaşmaktadır.

Hu ve ark.'nın (2025) yaptığı bir çalışmada, Enamic'in üretim aşamasında yüksek basınç ve sıcaklık altında kürlenmesinin, materyale "relatif iç bütünlük ve süreklilik" kazandırdığı vurgulanmıştır. Bu durum, 50.000 döngü gibi ileri yaşlandırma seviyelerinde dahi yüzeyden materyal kopmasını minimize ederek pürüzlülüğün 0,2 µm olan klinik eşik değerinin altında kalmasını açıklar nitelikte olabilir.

Enamic grubunun sergilediği yüksek yüzey stabilitesi, polimer infiltre seramik ağ yapısının su emilimine karşı gösterdiği dirençle açıklanabilirken; Alhotan ve ark. (2025) materyal tipinin ve kimyasal kompozisyonun (inorganik dolgu miktarı), yaşlanma direncinde baskı parametrelerinden daha "birincil belirleyici" olduğunu savunmuştur.

Literatürde yaşlanmanın pürüzlülük üzerindeki etkisi konusunda çelişen bilgiler mevcuttur; Tekçe ve ark.'nın (2018) yaptığı bir çalışmada 5.000 döngülik yaşlandırmanın pürüzlülükte anlamlı bir fark yaratmadığı sonucuna varılırken, daha güncel olan başka bir çalışmada, 10.000 ve üzeri döngülerin tüm rezin esaslı CAD/CAM materyallerinde değerini anlamlı ölçüde artırdığı ileri sürülmüştür (Hu ve ark., 2025a).

Başka bir güncel çalışmada, Sancak ve ark. (2025), hibrit materyallerdeki nanokümelere resin matris ile benzer oranda aşınarak yüzeyi daha pürüzsüz tuttuğunu, ancak 10.000 döngünün uzun vadeli degradasyon modelini desteklemekte ve kısa süreli çalışmaların aksine materyal yorgunluğunun kaçınılmaz olduğunu savunmuştur.

Saremco Print Crowntec gibi 3B baskı materyallerinin daha fazla pürüzlü olması, hem Prause ve ark.'nın (2024) hem de Albrecht ve ark.'nın (2024) vurguladığı katmanlı üretim doğasından kaynaklanan mikro poröz yapıların su emilimini artırarak yapıyı bozunmaya daha açık hale getirmesiyle açıklanabilir. Bu değişim su mevcudiyetinde polimer matrisindeki metakrilat gruplarının hidrolize uğraması ve matris doldurucu arayüzündeki silan bağlarının kopması, yüzeyde mikro çatlaklar ve partikül kopmaları yaratarak pürüzlülüğü artırmakta olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamız in-vitro tasarımı nedeniyle distile su yerine tükürük enzimleri ve multifaktöriyel çiğneme kuvvetlerinin sinerjik etkisi yansıtılamamıştır. Çalışmada spektrofotometre olarak Vita Easyshade kullanımı, laboratuvar tipi cihazlara göre hassasiyet kısıtlılığı yaratabilir. Bu çalışmada 50.000 sıklusa kadar termal döngü uygulanmış olsa da kimyasal bağ değişimleri (C=C bağının C-C bağına dönüşümü) ve yüzeylerin bakteriyel adezyon (S. Mutans) duyarlılığı ölçülemedi. Gelecekte yapılacak çalışmalarda bağ dönüşümü incelenebilir. Yüzey sertliği ve translüensi kaybı arasındaki lineer olmayan korelasyon (Vita Enamic-GC Cerasmart) literatürde halen muğlak bir alan olarak kalsa da, çalışmamızdaki 50.000 döngülik uç verileri materyal ömrü hakkında öğretici bir projeksiyon sunmaktadır.

3B üretimde farklı baskı açılarının (0°, 45°, 90°) 50.000 döngülik yaşlandırma altındaki pürüzlülük stabilitesi üzerindeki etkisi optimizasyon açısından araştırılmalıdır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

6.1. Sonuçlar

Bu in vitro çalışma, dental restorasyonlarda kullanılan farklı yapıdaki CAD/CAM materyallerinin (Saremco Print Crowntec, Vita Enamic, Shofu HC, GC Cerasmart) uzun dönemli termal yaşlandırma (10.000, 30.000 ve 50.000 döngü) karşısındaki optik ve yüzeyel stabilitesini incelemeyi amaçlamıştır. Çalışmada, materyal tipi ve yaşlandırma süresinin renk koordinatları (CIE L*, a*, b*), renk değişimi, rölatif translüsensi parametresi ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki kümülatif etkileri analiz edilerek, yeni nesil 3B baskı rezinlerinin geleneksel hibrit bloklara alternatif olma potansiyeli teknik bir perspektifle değerlendirilmiştir.

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

1. CIE L* (parlaklık) parametresi ortalama değerleri, materyal tipinden ve termal döngü süresinden istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilenmiştir. 10.000 döngüden 50.000 döngüye doğru gidildikçe tüm materyallerde L* değerlerinde progresif bir azalma saptanmış, materyaller daha koyu bir görünüm sergilemiştir.

2. Renk değişim değerleri (ΔE), termal döngü sayısı arttıkça tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı şekilde artış göstermiştir. 50.000 döngü sonundaki renk değişimi, 10.000 döngüye göre tüm materyallerde en yüksek seviyeye ulaşmıştır.

3. Materyal grupları arasında renk stabilitesi açısından anlamlı farklar saptanmıştır. En yüksek renk değişimi Saremco Print Crowntec grubunda izlenirken, en stabil renk değişim değerleri Vita Enamic grubunda elde edilmiştir.

4. Grup ve termal döngü süresi etkileşimi, renk değişimi üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmamıştır. Bu durum, test edilen tüm materyallerin yaşlandırma sürecine benzer bir eğilimle yanıt verdiğini göstermektedir.

5. Rölatif translüsensi parametresi (ΔRTP) değerleri, hem materyal tipinden hem de termal döngü sayısından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde etkilenmiştir. Isıl döngü sayısı arttıkça tüm materyallerin translüsensi değerlerinde anlamlı bir düşüş meydana gelmiştir.

6. 50.000 döngü sonunda Saremco Print Crowntec grubu, diğer millenmiş bloklara oranla translüsensi stabilitesini en fazla kaybeden ve optik bozulmanın en yoğun gözlemlendiği

materyal olmuştur. Millenmiş bloklar arasında GC Cerasmart, translüsensi kaybına karşı en yüksek direnci göstermiştir.

7. Yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri, 50.000 döngülük ileri düzey yaşlandırma protokolü sonrasında tüm materyallerde başlangıca göre istatistiksel olarak anlamlı bir artış göstermiştir.

8. Gruplar arası pürüzlenme miktarı karşılaştırıldığında; Vita Enamic grubu 50.000 döngü sonunda en stabil ve en pürüzsüz yüzey değerlerini koruyarak diğer materyallerden anlamlı şekilde ayrılmıştır.

9. Eklemeli üretim yöntemiyle hazırlanan Saremco Print Crowntec grubu, 50.000 döngü sonunda istatistiksel olarak en yüksek pürüzlenme miktarını sergileyerek yaşlandırmaya karşı en hassas grup olmuştur.

6.2. Öneriler

Çalışma sonuçlarına göre; millenmiş (frezelenmiş) rezin içerikli hibrit materyaller, 3B baskı yöntemiyle üretilen materyallere oranla hem optik stabilitelerini (renk ve translüsensi) hem de yüzey kalitelerini uzun dönem yaşlandırma altında daha iyi koruma eğilimindedir. Uzun dönem restorasyonlar için materyal seçimi yaparken bu bilgiler göz önünde bulundurulmalıdır.

7.KAYNAKLAR

- 3M ESPE. (2006). *Paradigm C: Technical product profile*.
- Aboushelib, M., Dozic, A., & Liem, J. (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., Chandrasekaran, I., & Jhonston, W. (2016). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115, 71-75.
- 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, 71-75.
- Agrawal V; Kapoor S. (2013). Color and shade management in esthetic dentistry. *Univers Res J Dent.*, 3 (3), 120-7.
- Albakry, M., Guazzato, M., & Swain, M. V. (2004). Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 13(3), 141-149.
- Albrecht, M., Schmidt, F., Menzel, F., Yassine, J., & Beuer, F. (2024). Comparative Analysis of Modern 3D-Printed Hybrid Resin-Ceramic Materials for Indirect Restorations: An In Vitro Study. *Polymers*, 16(22), 3161.
- 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(4), 711.e1-711.e6.
- Alghauli, M., Alqutaibi, A., Wille, S., & Kern, M. (2024). 3D-printed versus conventionally milled zirconia for dental clinical applications: Trueness, precision, accuracy, biological and esthetic aspects. *Journal of dentistry*, 144, 104925.
- Alhotan, A., Fouda, A., Al-Johani, H., Yoon, H., & Matinlinna, J. (2025). Physical and mechanical properties of various resins for additively manufactured definitive fixed dental restorations: Effect of material type and thermal cycling. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 134, 238.
- Alkhatib, M. N., Holt, R., & Bedi, R. (2005). Age and perception of dental appearance and tooth colour. *Gerodontology*, 22(1), 32-36.
- Alp, G., Subasi, M., Johnston, W., & Yilmaz, B. (2018). Effect of surface treatments and coffee thermocycling on the color and translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(2), 263-268.
- Alper, S. (2023). Resin matrix CAD/CAM materials. *Journal Of International Dental Sciences*, 9(1),1-10.
- Alrahlah, A., Silikas, N., & Watts, D. (2014). Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dental materials*, 30(2), 149-154.
- AlSarraf, H. (2021). Mechanical and optical properties of machined, printed, and conventional dental polymers. *ProQuest Dissertations & Theses Global (Yayın No: 28719155)*.
- Analoui, M., Papkosta, E., Cochran, M., & Matis, B. (2004). Designing visually optimal shade guides. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92(4), 371-376.
- Andersson, M., & Odén, A. (1993). A new all-ceramic crown: A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51(1), 59-64.
- Ardlin, B. I. (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials*, 18(8), 590-595.
- Att, W., Grigoriadou, M., & Strub, J. R. (2007). ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: Comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(4), 282-290.
- Awad, D., Stawarczyk, B., Liebermann, A., & Ilie, N. (2015). Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The Journal of prosthetic dentistry*, 113(6), 534-540.
- Baldissara, P., Llukacej, A., Ciocca, L., Valandro, FL., & Scotti, R. (2010). Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(1), 6-12.

- Barizon, K., Bergeron, C., Vargas, M., & Qian, F. (2013). Ceramic materials for porcelain veneers. Part I: Correlation between translucency parameters and contrast ratio. *The Journal of prosthetic dentistry*, 110(5), 397-401.
- Barnfather, K., & Brunton, P. (2007). Restoration of the upper dental arch using Lava™ all-ceramic crown and bridgework. *British dental journal*, 202 (12), 731-735.
- Barutçigil, Ç., Harorli, O. T., Yildiz, M., Özcan, E., Arslan, H., et al. (2011). The color differences of direct esthetic restorative materials after setting and compared with a shade guide. *The Journal of the American Dental Association*, 142(6), 658-665.
- Bhargav, A., Sanjairaj, V., Rosa, V., Feng, L. W., & Fuh YH, J. (2018). Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. *Journal of Biomedical Materials Research- Part B Applied Biomaterials*, 106(5), 2058-2064.
- Bollenl, C., Lambrechts, P., Quirynen, M. (1997a). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dental materials*, 13(4), 258-269.
- Borella, P. S., Alvares, L. A., Ribeiro, M. T., Moura, G. F., Soares, C. J., et al. (2023). Physical and mechanical properties of four 3D-printed resins at two different thick layers: An in vitro comparative study. *Dental Materials*, 39(8), 686-692.
- Bozoğulları, H. N., & Temizci, T. (2023). Evaluation of the Color Stability, Stainability, and Surface Roughness of Permanent Composite-Based Milled and 3D Printed CAD/CAM Restorative Materials after Thermocycling. *Applied Sciences (Switzerland)*, 13(21).
- Browning, W. D., Contreras-Bulnes, R., Brackett, M. G., & Brackett, W. W. (2009). Color differences: polymerized composite and corresponding Vitapan Classical shade tab. *Journal of dentistry*, 37, e34-e39.
- Burchett, K. E. (2002). The early development of the Munsell system. *Color Research and Application*, 27(1), 20-27.
- Cal, E., Güneri, P., & Kose, T. (2006). Comparison of digital and spectrophotometric measurements of colour shade guides. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(3), 221-228.
- 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.
- Canatan, S., Oz, F. D., & Bolay, S. (2022). A randomized, controlled clinical evaluation of two resin cement systems in the adhesion of CAD/CAM-fabricated resin nanoceramic restorations: 18-month preliminary results. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(7), 1005-1014.
- 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.
- Cengiz, S., & Ordu, Ü. (2015). Klinikte Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Güncel Materyalleri. *Journal of International Dental Sciences*, 1, 9-12.
- Chartier, T., Dupas, C., Lasgorceix, M., Brie, J., Delhote, N., et al. (2014). Additive manufacturing to produce complex 3D ceramic parts. *Journal of ceramic science and technology*, 6(2), 95-104.
- Chen, C., Mehl, B., Munshi, A., Townsend, A., Spence, D., et al. (2016). 3D-printed microfluidic devices: fabrication, advantages and limitations—a mini review. *Analytical Methods*, 8(31), 6005-6012.
- Chen, Y., Smales, R., Yip, K., & Sung, W. (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.
- 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.
- Coldea, A., Swain, M., & Thiel, N. (2013a). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29, 419-426.

- Coldea, A., Swain, M., & Thiel, N. (2013b). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29, 419-426.
- 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.
- Coşkun, E., Aslan, Y. U., & Özkan, Y. K. (2020a). Evaluation of two different CAD-CAM inlay-onlays in a split-mouth study: 2-year clinical follow-up. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 244-250.
- Coşkun, E., Aslan, Y. U., & Özkan, Y. K. (2020b). Evaluation of two different CAD-CAM inlay-onlays in a split-mouth study: 2-year clinical follow-up. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 244-250.
- Craig, R. G. (1980). *Restorative dental materials*. Mosby.
- Craig, R. G. (2002). Biocompatibility of dental materials. *Restorative Dental Materials*.
- Crivello, J. V., & Reichmanis, E. (2014). Photopolymer materials and processes for advanced technologies. *Chemistry of Materials*, 26(1), 533-548.
- Çelik, G., Üşümez, A., Sarı, T. (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri Computer aided dentistry and current CAD/CAM systems. *Cumhuriyet Dent J*, 16(1), 74-82.
- Çelik, İ., Karakoç, F., Çakır, M. C., & Duysak, A. (2013). Hızlı prototipleme teknolojileri ve uygulama alanları. *Journal of Science and Technology of Dumlupınar University*, (031), 53-70
- Dawood, A., Marti, B., & Sauret-Jackson, V. (2015). 3D printing in dentistry. *British dental journal*, 219 (11), 521-529.
- de Oliveira, A., Botta, A., Campos, J., & Garcia, P. (2014). Effects of immersion media and repolishing on color stability and superficial morphology of nanofilled composite resin. *Microscopy and Microanalysis*, 20(4), 1234-1239.
- Dehurtevent, M., Robberecht, L., Hornez, J., Thuault, A., Deveaux, E., et al. (2017). Stereolithography: A new method for processing dental ceramics by additive computer-aided manufacturing. *Dental materials*, 33(5), 477-485.
- Demiralp, E., Doğru, G., & Yılmaz, H. (2021). Additive manufacturing (3D PRINTING) methods and applications in dentistry. *Clinical and Experimental Health Sciences*, 11, 182-190.
- Denissen, H., Van der Zel, J., & van Waas, M. (1999). Measurement of the Margins of Partial-Coverage Tooth Preparations for CAD/CAM. *International journal of prosthodontics*, 12(5).
- Dentsly Sirona USA: Dental products and technologies USA. (2026). *Chairside Manufacturing (CEREC)*.
- Diken Türksayar, A. A., Borga Dönmez, M., Hisarbeyli, D., & Kelten, Ö. S. (2023). Effect of thermomechanical aging on the surface roughness and color stability of novel CAD-CAM materials: An in-vitro study. *Clinical and Experimental Health Sciences*, 13(2), 385-390.
- Duret, F., & Preston, J. D. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion in Dentistry*, 1(2), 150-154.
- Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Vallittu, P., & Lassila, L. (2018). Does artificial aging affect mechanical properties of CAD/CAM composite materials. *Journal of prosthodontic research*, 62(1), 65-74.
- Eidenbenz, S., Lehner, C., & Scharer, P. (1994). Copy Milling Ceramic Inlays From Resin Analogs: A Practicable Approach With the CELAY System. *International Journal of Prosthodontics*, 7(2), 134.
- Ergezen, E., Aslan, Y. U., Özkan, U. K., Diş Hekimliğinde Kullanılan, Y., & Materyalleris, C. (2025). Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Materyalleri. *European Journal of Research in Dentistry*, 9(2), 125-133.
- Ersu, B., Yüzgüllü, B., & Canay, Ş. (2008). Sabit Restorasyonlarda CAD/CAM Uygulamaları. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32, 58-72.
- Fantino, E., Chiappone, A., Roppolo, I., Manfredi, D., Bongiovanni, R., et al. (2016). 3D Printing of Conductive Complex Structures with In Situ Generation of Silver Nanoparticles. *Advanced materials (Deerfield Beach, Fla.)*, 28(19), 3712-3717.
- Fasbinder, D. J. (2012). Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (15488578)*, 33, 50-58.

- Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D. R., & Lampe, K. (2005). The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *The Journal of the American Dental Association*, 136(12), 1714-1723.
- Ferracane, J. (2011). Resin composite—State of the art. *Dental materials*, 27(1), 29-38.
- Feuerstein, P. (2004). Can technology help dentists deliver better patient care? *The Journal of the American Dentistry Association*, 135, 11-16.
- Field, J., Waterhouse, P., & German, M. (2010). Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *Journal of dentistry*, 38(3), 182-190.
- Fondriest J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23(5), 467-480.
- Fradeani, M., D'Amelio, M., Redemagni, M., & Corrado, M. (2005). Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence International*, 36(2), 105.
- Bhusnure, O. G., Gholve, S. V., Sugave, B. K., Dongre, R. C., Gore, S. A., et al. (2016). 3D printing & pharmaceutical manufacturing: opportunities and challenges. *International Journal of Bioassays*, 5(1), 4723-4738.
- Gadirli, M. (2023). CAD/CAM hibrit materyalleri ile adeziv rezin simanarasındaki bağlanma dayanımına farklı yüzey hazırlıklarının etkisi, (*Yüksek Lisans tezi, Bezmialem Vakıf Üniversitesi (Türkiye)*)
- Gale, M., & Darvell, B. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 27(2), 89-99.
- George, E., Liacouras, P., Rybicki, F. J., & Mitsouras, D. (2017). Measuring and establishing the accuracy and reproducibility of 3D printed medical models. *Radiographics*, 37(5), 1424-1450.
- Ghinea, R., Pérez, M., Herrera, L., Rivas, M., & Yebra, A. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of dentistry*, 38, 57-64.
- Giannetopoulos, S., Van Noort, R., & Tsitrou, E. (2010). Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two different CAD/CAM systems. *Journal of Dentistry*, 38(12), 980-986.
- Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *The Journal of American Dental Association*, 137, 14-21.
- Gisario, A., Kazarian, M., Martina, F., & Mehrpouya, M. (2019). Metal additive manufacturing in the commercial aviation industry: A review. *Journal of Manufacturing Systems*, 53, 124-149.
- Gómez-Polo, C., Montero, J., Gómez-Polo, M., & Martin Casado, A. (2020). Comparison of the CIELab and CIEDE 2000 Color Difference Formulas on Gingival Color Space. *Journal of Prosthodontics*, 29(5), 401-408.
- Goujat, A., Abouelleil, H., Colon, P., Jeannin, J., Pradelle, N., et al. (2018). Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119, 384-389.
- Gross, B. C., Erkal, J. L., Lockwood, S. Y., Chen, C., Spence, D. M., et al. (2014). *Evaluation of 3D Printing and Its Potential Impact on Biotechnology and the Chemical Sciences*, 3240-3253.
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S., & Swain, M. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental materials*, 20(5), 441-448.
- Gueth, J., Zuch, T., Zwinge, S., & J Engels. (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers, *Dental materials journal*, 32(6), 865-871.
- Gundrati, N., Chakraborty, P., Zhou, C., & Chung DDL. (2018). Effects of printing conditions on the molecular alignment of three-dimensionally printed polymer. *Composites Part B*, 134, 164-168.
- Gündoğan, Z. (2024a,2024b). *Üç boyutlu yazıcı ile üretilen farklı daimi restorasyon reçinelerinin renk özelliklerinin ve aşınma dirençlerinin karşılaştırılması.* (Master's thesis, Bezmialem Vakif University (Turkey))
- Gür, D. E., & Kesim, B. (2004). Porselen laminate veneerler. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 7(1), 72-9.

- 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. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(6), 456-461.
- 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 II: Core and veneer materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 10-15.
- 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.
- Hu, J., Deng, X., Li, Y., & Bai, Y. (2025a). Evaluation of Surface Roughness and Optical Property in Resin-Based CAD/CAM Materials during Thermal Aging. *Materiale Plastice*, 62(2), 80-87.
- Hu, J., Deng, X., Li, Y., & Bai, Y. (2025b). Evaluation of Surface Roughness and Optical Property in Resin-Based CAD/CAM Materials during Thermal Aging. *Materiale Plastice*, 62(2), 80-87.
- Hull, C. (1984). Apparatus for Production of Three-Dimensional Objects by Stereolithography. *United States Patent, Appl., No. 638905, Filed.*
- Hull, C. W. (2015). The birth of 3D printing. *Research Technology Management*, 58(6), 25-29.
- Humairo, C. N., Hapsari, A., & Bramanti, I. (2021). The Role of Artificial Intelligence in Many Dental Specialties. *BIO Web of Conferences*, 41, 03005.
- Hwangbo, N., Nam, N., Choi, J., & Kim, J. (2021). Effects of the washing time and washing solution on the biocompatibility and mechanical properties of 3D printed dental resin materials. *Polymers*, 13(24).
- 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.
- Isgro, G., Rodi, D., Sachs, A., & Hashimoto, M. (2019). Modulus of Elasticity of Two Ceramic Materials and Stress-Inducing Mechanical Deformation following Fabrication Techniques and Adhesive Cementation Procedures of a Dental Ceramic. *International Journal of Biomaterials*, 2019(1), 4325845.
- Ishikawa-Nagai, S., Ishibashi, K., Tsuruta, O., & Weber, H. P. (2005). Reproducibility of tooth color gradation using a computer color-matching technique applied to ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(2), 129-137.
- I.S.O. (2015). *ASTM52900-15 Standard Terminology for additive manufacturing general principles terminology*. ASTM International, West Conshohocken, PA.
- Ivoclar Vivadent AG. (2010). *Telio CAD: Scientific documentation*.
- Jain, S., Sayed, M., Shetty, M., & Alqahtani, S. (2022). Physical and mechanical properties of 3D-printed provisional crowns and fixed dental prosthesis resins compared to CAD/CAM milled and conventional provisional resins: A systematic review and meta-analysis. *Polymers (Basel)*, 14(13).
- Jang, W., Kook, G., Kang, J., Kim, Y., Yun, Y., et al. (2021). Effect of washing condition on the fracture strength, and the degree of conversion of 3D printing resin. *Applied Sciences*, 11(24), 11676.
- Jasiuk, I., Abueidda, D. W., Kozuch, C., Pang, S., Su, F. Y., et al. (2018). An Overview on Additive Manufacturing of Polymers. *JOM*, 70(3), 275-283.
- Jasveer, S., & Jianbin, X. (2018). *Comparison of different types of 3D printing technologies*. International Journal of Scientific and Research Publications;8(4).
- JC Ragain. (2016). A review of color science in dentistry: Colorimetry and color space. *Dent Oral Disord Ther.*, 4(1), 1-5.
- Jedynakiewicz, N. M., & Martin, N. (2001). CEREC: science, research, and clinical application. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)*, 22(6 Suppl), 7-13.
- Johnston, W. M. (2014). Review of translucency determinations and applications to dental materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(4), 217-223.
- Johnston, W., Ma, T., & Kienle, B. (1995). Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *International Journal of Prosthodontics*, 8(1).

- Jones, C., Billington, R., & Pearson, G. (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *British dental journal*, 196(1), 42-45.
- Kaizer, M., Gierthmuehlen, P., Dos Santos, M., Cava, S., & Zhang, Y. (2017). Speed sintering translucent zirconia for chairside one-visit dental restorations: Optical, mechanical, and wear characteristics. *Ceramics international*, 43(14), 10999-11005.
- Kanat-Ertürk, B. (2020). Color Stability of CAD/CAM Ceramics Prepared with Different Surface Finishing Procedures. *Journal of Prosthodontics*, 29(2), 166-172.
- Karaalioglu, O. F., & Duymuş, Z. Y. (2008). Diş hekimliğinde uygulanan cad/cam sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2008(1), 25-32.
- Karaoğlanoğlu, S., Aydın, N., Oktay, E., & Ersöz, B. (2023). Comparison of the surface properties of 3D-printed permanent restorative resins and resin-based CAD/CAM blocks. *Operative Dentistry*, 48(5), 588-598.
- Karaokutan, I., Yılmaz Savas, T., Aykent, F., & Ozdere, E. (2015). Color Stability of CAD/CAM Fabricated Inlays after Accelerated Artificial Aging. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*, 25(6), 472-477.
- Kelly, JR ve Benetti, P. (2011). Diş hekimliğinde seramik malzemeler: tarihsel evrim ve güncel uygulama. *Avustralya diş hekimliği dergisi*, 56 , 84-96.
- Kılımcı, H., Turgut, S., Ayaz, E. A., & Bağış, B. (2018). Güncel nanoseramik ve hibrit cad/cam materyalleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(4), 592-598.
- Kim, D., Shim, J., Lee, D., Shin, S., Nam, N., et al. (2020). Effects of post-curing time on the mechanical and color properties of three-dimensional printed crown and bridge materials. *Polymers*, 12(11), 2762.
- Kim, S., Bae, H., Lee, H., Lee, J., Kim, Y., et al. (2023). The effects of Thermocycling on the physical properties and biocompatibilities of various CAD/CAM restorative materials. *Pharmaceutics*, 15(8), 2122.
- Knispel, G. (1991). Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. *Quintessence International*, 22(7), 525-531.
- Kodama, H. (1981). Automatic method for fabricating a three-dimensional plastic model with photohardening polymer. *Review of Scientific Instruments*, 52(11), 1770-1773.
- Koutsoukis, T., Zinelis, S., Eliades, G., Al-Wazzan, K., Rifa'i, M. Al, et al. (2015). Selective Laser Melting Technique of Co-Cr Dental Alloys: A Review of Structure and Properties and Comparative Analysis with Other Available Techniques. *Journal of Prosthodontics*, 24(4), 303-312.
- Köroğlu, A., Sahin, O., Dede, D., & Yılmaz, B. (2016). Effect of different surface treatment methods on the surface roughness and color stability of interim prosthodontic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(4), 447-455.
- Kumar, S., Hofmann, M., Steinmann, B., Foster, E. J., & Weder, C. (2012). Reinforcement of stereolithographic resins for rapid prototyping with cellulose nanocrystals. *ACS applied materials & interfaces*, 4(10), 5399-5407.
- Kurtulmus-Yılmaz, S., Cengiz, E., Ongun, S., & Karakaya, I. (2019). The Effect of Surface Treatments on the Mechanical and Optical Behaviors of CAD/CAM Restorative Materials. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e496-e503.
- Kürklü, D., Azer, S. S., Yılmaz, 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.
- Boksman, L (2007). Shade Selection: Accuracy and Reproducibility. *Ontario Dentist*, 84(4).
- Lambert, H., Durand, J. C., Jacquot, B., & Fages, M. (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(6), 486-495.
- Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., et al. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental materials journal*, 33, 705-710.
- Lee, D., Lee, B., Kim, S., & Lee, K. (2015). Shear bond strength of porcelain to a new millable alloy and a conventional castable alloy. *The Journal of prosthetic dentistry*, 113(4), 329-335.

- Lee, E., Ahn, J., Lim, Y., Kwon, H., & Kim, M. (2022). Effect of layer thickness and printing orientation on the color stability and stainability of a 3D-printed resin material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 127(5), 784.
- Lee, Y. (2015). Translucency of human teeth and dental restorative materials and its clinical relevance. *Journal of biomedical optics*, 20(4), 045002.
- Leigh, S., Purssell, C., Bowen, J., Hutchins, D., Covington JA, et al. (2011). A miniature flow sensor fabricated by micro-stereolithography employing a magnetite/acrylic nanocomposite resin. *Sensors and Actuators A: Physical*, 168(1), 66-71.
- Li, H., Song, L., Sun, J., Ma, J., & Shen, Z. (2019). Dental ceramic prostheses by stereolithography-based additive manufacturing: potentials and challenges. *Advances in Applied Ceramics*, 118(1-2), 30-36.
- Liberato, W., Barreto, I., Costa, P., de Almeida, C., Pimentel, W., et al. (2019). A comparison between visual, intraoral scanner, and spectrophotometer shade matching: A clinical study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 121(2), 271-275.
- Ligon, S. C., Liska, R., Stampfl, J., Gurr, M., & Mülhaupt, R. (2017). Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing. *Chemical Reviews*, 117(15), 10212-10290.
- Lima, V., Machado, J., Zhang, Y., Loomans, B., & Moraes, R. (2022). Laboratory methods to simulate the mechanical degradation of resin composite restorations. *Dental Materials*, 38(1), 214-229.
- Liu, P. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*, 26 (7), 507-513
- Liu, Q., Leu, MC ve Schmitt, SM (2006). Dış hekimliğinde hızlı prototipleme: teknoloji ve uygulama. *Uluslararası ileri imalat teknolojisi dergisi*, 29 (3), 317-335
- Liu, X., Song, D., He, X., Wang, Z., Zeng, M., et al. (2019). Quantitative analysis of coal nanopore characteristics using atomic force microscopy. *Powder Technology*, 346, 332-340.
- Lucsanzsky, I. J. R., & Ruse, N. D. (2020). Fracture Toughness, Flexural Strength, and Flexural Modulus of New CAD/CAM Resin Composite Blocks. *Journal of Prosthodontics*, 29(1), 34-41.
- Lughi, V., & Sergio, V. (2010). Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*, 26(8), 807-820.
- Luo, M., Minchew, C., Kenyon, P., & Cui, G. (2004). Verification of CIEDE2000 using industrial data. *AIC Color and Paints, Interim Meeting of the International Colour, Proceedings* (pp. 97-102).
- Luo, M. R., Cui, G., & Rigg, B. (2001). The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Research and Application*, 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.
- Magne, P., & Belser, U. (1997). Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *International Journal of Prosthodontics*, 10(5).
- Magne, P., & Belser, U. (2002). Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach. *Chicago; Quintessence Publishing Co.*, 179-238.
- Mai, H. N., Kwon, T. Y., Hong, M. H., & Lee, D. H. (2018). Comparative Study of the Fit Accuracy of Full-Arch Bar Frameworks Fabricated with Different Presintered Cobalt-Chromium Alloys. *BioMed Research International*, 2018(1), 1962514
- Mainjot A. (2016). Recent advances in composite CAD/CAM blocks. *International Journal of Esthetic Dentistry*, 11(2).
- Mantrala, K. M., Das, M., Balla, V. K., Rao, C. S., & Kesava Rao, V. V. S. (2015). Additive Manufacturing of Co-Cr-Mo Alloy: Influence of Heat Treatment on Microstructure, Tribological, and Electrochemical Properties. *Frontiers in Mechanical Engineering*, 1.
- Marchesi, G., Piloni, A. C., Nicolini, V., Turco, G., & Di Lenarda, G. (2021). Chairside CAD/CAM materials: current trends of clinical uses. *Biology*, 10, 1170.
- Martin, N., & Jedyakiewicz, N. M. (1999). Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review. *Dental Materials*, 15(1), 54-61.

- Mascaro, B., Guimarães, R., & Reis, J. (2025). Color stainability, fluorescence, opalescence, and surface analyses of extrinsically stained resin-matrix CAD-CAM materials after toothbrushing and. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
- McPhee, E. R. (1985). Extrinsic coloration of ceramometal restorations. *Dental Clinics of North America*, 29(4), 645-666.
- Mehl, C., Harder, S., Byrne, A., & Kern, M. (2013). Prosthodontics in digital times: a case report. *Quintessence Int.*, 44(1), 29-36.
- Methani, M. M., Revilla-León, M., & Zandinejad, A. (2020). The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 182-192.
- Miyagawa, Y., Powers, J. M., & O'Brien, W. J. (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.
- Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., & Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of prosthodontic research*, 57(4), 236-261.
- Morresi, A., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., et al. (2014). Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 29, 295-308.
- Morsy, N., Kateb, M. El, Ghoneim, M., & Holiel, A. (2024a). Surface roughness, wear, and abrasiveness of printed and milled occlusal veneers after thermomechanical aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 132 (5), 984-e1
- Morsy, N., Kateb, M. El, Ghoneim, M., & Holiel, A. (2024b). Surface roughness, wear, and abrasiveness of printed and milled occlusal veneers after thermomechanical aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 132, 984.
- Mota, E. G., Smidt, L. N., Fracasso, L. M., Burnett, L. H., & Spohr, A. M. (2017). The effect of milling and postmilling procedures on the surface roughness of CAD/CAM materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29(6), 450-458.
- Mörmann, W., & Brandestini, M. (2006). The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM. *State of the art of CAD/CAM restorations*, 20, 1-8.
- Mörmann, W., Brandestini, M., Lutz, F., & Barbakow, F. (1989). Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence International*, 1989.
- Nascimento, V., Bento, V., Cruz, K., Silva, L., Perqueria, A., et al. (2025). Color stability and surface roughness of resin-ceramics with different surface treatments: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 133(2), 129-136.
- Ngo, T., Kashani, A., Imbalzano, G., Nguyen, K., & Hui D. (2018). Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*, 143, 172-196.
- Niemczewska-Wójcik, M. (2022). Concept For A Research Methodology Of Surface Topography–Testing And Analysis Of Tribological Wear Traces. *Tribologia*, 31-38.
- O'Brien, W. J. (2002). Dental materials and their selection. *Third ed. Canada: Quintessence Publishing*, 24-36.
- 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.
- Okubo, S., Kanawati, A., Richards, M., & Childress, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80(6), 642-648.
- Olthoff, L., van der Zel, J., & de Ruitter, W. (2000). Computer modeling of occlusal surfaces of posterior teeth with the CICERO CAD/CAM system. *The Journal of prosthetic dentistry*, 84(2), 154-162.
- Osman, R., van der Veen, A., Huiberts, D., Wismeijer, D., & Alharbi, N. (2017). 3D-printing zirconia implants; a dream or a reality? An in-vitro study evaluating the dimensional accuracy, surface topography and mechanical properties of. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 75, 521-528.

- Otto, T., & De Nisco, S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *International Journal of Prosthodontics*, 15(2).
- Ozer, N., & Oguz, E. (2023). Influence of Different Finishing-Polishing Procedures and Thermocycle Aging on the Surface Roughness of Nano-Ceramic Hybrid CAD/CAM Material. *Nigerian journal of clinical practice*, 26(5), 604-611.
- Özarlan, M., Bilgili Can, D., Avcioglu, N. H., & Çalışkan, S. (2022). Effect of different polishing techniques on surface properties and bacterial adhesion on resin-ceramic CAD/CAM materials. *Clinical Oral Investigations*, 26(8), 5289-5299.
- Özkurt, Z., & Kazazoğlu, E. (2010). Clinical success of zirconia in dental applications. *Journal of Prosthodontics*, 19(1), 64-68.
- Özyemişçi Cebeci, N., & Hancı, H. (2018). Protetik Diş Tedavisinde Ekleme Yöntemi ile Üretim. *Sağlık Akademisi Kastamonu*, 3(1), 66-86.
- Palin, W., & Burke, F. J. T. (2005). Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dental update*, 32(10), 566-572.
- Papacchini, F., Toledano, M., Monticelli, F., Osorio, R., Radovic, I., et al. (2007). Hydrolytic stability of composite repair bond. *European Journal of Oral Sciences*, 115(5), 417-424.
- Papageorgiou-Kyranou, 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., Ghinea, R., Herrera, L. J., Bona, A. D., Igiel, C., et al. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(S1), S1-S9.
- 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., & Powers JM. (2004). Esthetic color training in dentistry. 1st ed. St Louis: Elsevier Mosby, 3-170.
- Pasha, M., Muhammad, N., Shahnawaz, S., Najmi, Y., Shahroz, N., et al. (2021). Ceramic nanomaterials in dental applications. *Nanoengineering of Biomaterials: Drug Delivery & Biomedical Applications*, 2 Volumes, 2-2, 123-144.
- Patricio, T., Domingos, M., Gloria, A., & Bártolo, P. (2013). Characterisation of PCL and PCL/PLA scaffolds for tissue engineering. *Procedia Cirp*, 5, 110-114.
- Perez, M. del M., Ghinea, R., Herrera, L., & Ionesc, A. (2011). Dental ceramics: a CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *Journal of Dentistry*, 39, 37-44.
- Piedra-Cascón, W., Krishnamurthy, V., Att, W., & Revilla-Leon, M. (2021). 3D printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing procedures of vat-polymerization additive manufacturing technologies: A narrative. *Journal of Dentistry*, 109, 103630.
- Piwowarczyk, A., Ottl, P., Lauer, H. C., & Kuretzky, T. (2005). A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava™ all-ceramic system. *Journal of Prosthodontics*, 14(1), 39-45.
- Pjetursson, B. E., Sailer, I., Zwahlen, M., & Hämmerle, C. H. F. (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clinical Oral Implants Research*, 18(SUPPL. 3), 73-85.
- Pohl, H., Simchi, A., Issa, M., & Dias, H. C. (2001). *Thermal stresses in direct metal laser sintering*.
- Prause, E., Malgaj, T., Kocjan, A., Beuer, F., Hey, J., Jevnikar, P., & Schmidt, F. (2024). Mechanical properties of 3D-printed and milled composite resins for definitive restorations: An in vitro comparison of initial strength and fatigue behavior. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 36(2), 391-401.
- Preis, V., Weiser, F., Handel, G., & Rosentritt, M. (2013). Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence International*, 44(5).
- Pröbster, L., Geis-Gerstorfer, J., Kirchner, E., & Kanjantra, P. (1997). In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *Journal of Oral Rehabilitation*, 24(9), 636-645.

- Pyka, G., Kerckhofs, G., Papantoniou, I., Speirs, M., Schrooten, J., & Wevers, M. (2013). Surface roughness and morphology customization of additive manufactured open porous Ti6Al4V structures. *Materials*, 6(10), 4737-4757.
- Quante, K., Ludwig, K., & Kern, M. (2008). Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dental Materials*, 24(10), 1311-1315.
- Raigrodski, A. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*, 48, 531-544.
- Rees, J. S., & Jacobsen, P. H. (1993). The elastic moduli of enamel and dentine. *Clinical Materials*, 14(1), 35-39.
- Reis, A., Giannini, M., Lovadino, J., & Ambrosano, G. (2003). Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dental Materials*, 19(1), 12-18.
- Rekow, E. D., Silva, N. R. F. A., Coelho, P. G., Zhang, Y., Guess, P., et al. (2011). Performance of Dental Ceramics: Challenges for Improvements. *Journal of Dental Research*, 90(8), 937-952.
- Rinke, S., Rödiger, M., Ziebolz, D., & Schmidt, A. K. (2015). Fabrication of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic Restorations Using a Complete Digital Workflow. *Case Reports in Dentistry*, 2015(1), 162178.
- Robert Kelly, J. (2004). Dental ceramics: Current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 513-530.
- Ronca, A., Ambrosio, L., & Grijpma DW. (2013). Preparation of designed poly (D, L-lactide)/nanosized hydroxyapatite composite structures by stereolithography. *Acta biomaterialia*, 9(4), 5989-5996.
- Rosentritt, M., Behr, M., & Preis, V. (2016). A Critical Evaluation of Fatigue Studies for Restorative Materials in Dentistry. *Current Oral Health Reports*, 3(3), 221-228.
- Sahini, D., Ghose, J., Jha, S., Behera, A., & Mandal, A. (2020). Optimization and simulation of additive manufacturing processes: challenges and opportunities—a review. *Additive manufacturing applications for metals and composites*, 187-209.
- Salas, M., Lucena, C., Herrera, L. J., Yebra, A., Della Bona, A., et al. (2018a). Translucency thresholds for dental materials. *Dental Materials*, 34(8), 1168-1174.
- Salmoria, G., Ahrens, C., Beal, V., Pires, A., & Soldi, V. (2009). Evaluation of post-curing and laser manufacturing parameters on the properties of SOMOS 7110 photosensitive resin used in stereolithography. *Materials & Design*, 30(3), 758-763.
- Sancak, E., Tekçe, N., Fidan, S., & Balcı, S. (2025). Resistance of CAD/CAM material surfaces to aging: a comparison of translucency, gloss, and roughness. *European Oral Research*, 59(3), 158-165.
- Saraç, D., Saraç, Ş., & Yüzbaşıoğlu, E. (2005). Farklı kompozitlerle bir renk skalası arasındaki renk farklılıkları.
- Sarıkaya, I., & Güler, A. (2009). Diş hekimliği uygulamalarında renk kavramı. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 15(2), 118-129.
- Savaş, A., & Tunçdemir, A. R. (2025a). Effect of surface finishing, coffee thermal cycling, and repolishing on the optical properties of lithium disilicate-based CAD-CAM glass-ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 134(1), 224.e1-224.e9.
- Savaş, A., & Tunçdemir, A. R. (2025b). Effect of surface finishing, coffee thermal cycling, and repolishing on the optical properties of lithium disilicate-based CAD-CAM glass-ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 134(1), 224.e1-224.e9.
- Seghi, R. R., Hewlett, E. R., & Kim, J. (1989). Visual and Instrumental Colorimetric Assessments of Small Color Differences on Translucent Dental Porcelain. *Journal of Dental Research*, 68(12), 1760-1764.
- Shin, J. W., Kim, J. E., Choi, Y. J., Shin, S. H., Nam, N. E., et al. (2020). Evaluation of the color stability of 3d-printed crown and bridge materials against various sources of discoloration: An in vitro study. *Materials*, 13(23), 1-13.
- Sikri, V. (2010). Color: Implications in dentistry. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 13(4), 249.

- Silva, L., Lima, E., Miranda, R., Favero, S., Lohbauer, U., et al. (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian oral research*, 31(1), 58.
- Silva, N. R. F. A., Bonfante, E. A., Martins, L. M., Valverde, G. B., Thompson, V. P., et al. (2012). Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. *Journal of Dental Research*, 91(3), 305-310.
- Sireesha, M., Lee, J., Kiran, A. S. K., Babu, V. J., Kee, B. B., et al. (2018). A review on additive manufacturing and its way into the oil and gas industry. *RSC advances*, 8(40), 22460-22468.
- Skorulska, A., Piszko, P., Rybak, Z., Szymonowicz, M., & Dobrzyński, M. (2021). Diş hekimliğinde CAD/CAM dolaylı restorasyonlar için polimer, seramik ve kompozit malzemeler üzerine inceleme—Uygulama, mekanik özellikler ve karşılaştırma. *Materials*, 14 (7), 1592.
- Song, X., Chen, Y., Lee, T., Wu, S., & Cheng, L. (2015). Ceramic fabrication using Mask-Image-Projection-based Stereolithography integrated with tape-casting. *Journal of Manufacturing Processes*, 20, 456-464.
- Spitznagel, F. A., Boldt, J., & Gierthmuehlen, P. C. (2018). CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *Journal of Dental Research*, 97(10), 1082-1091.
- Spitznagel, F. A., Vuck, A., Gierthmuehlen, P. C., Blatz, M. B., & Horvath, S. D. (2016). Adhesive bonding to hybrid materials: an overview of materials and recommendations. *Compend Contin Educ Dent*, 37(9).
- Sproull, R. (1973). Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 29(5), 556-566.
- Stamenković, D., Tango, R., Todorović, A., Karasan, D., Sailer, I., et al. (2021). Staining and aging-dependent changes in color of CAD-CAM materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 126(5), 672-678.
- Stawarczyk, B., Özcan, M., Roos, M., Trottmann, A., Sailer, I., et al. (2011). Aşırı presleme ve katmanlama teknikleriyle kaplanmış ön zirkonya kronların yük taşıma kapasitesi ve başarısızlık tipleri. *Dental Materials*, 27 (10), 1045-1053.
- Strenk, S., Strenk, L., & Koretz, J. (2005). The mechanism of presbyopia. *Progress in retinal and eye research*, 24 (3), 379-393.
- Strub, J., Rekow, E., & Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of American Dental*, 137 (9), 1289-1296.
- Subaşı, M., Alp, G., Johnston, W., & Yilmaz, B. (2018). Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *Journal of Dentistry*, 71, 38-42.
- Sulaiman, T. A. (2020). Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 171-181.
- Szczeszio-Wlodarczyk, A., Fronczek, M., Ranoszek-Soliwoda, K., Grobelny, J., Sokolowski, J., et al. (2022). The first step in standardizing an artificial aging protocol for dental composites—evaluation of basic protocols. *Molecules*, 27(11).
- Şermet, İ., & Özcan, E. (2021). Farklı Kalınlıklarda Hazırlanan Monolitik Restorasyonların Kırılma Direncinin ve Renk Değişikliğinin Değerlendirilmesi. *İstanbul Üni. Sağlık Bilimleri Ens. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı*.
- Tan, H., Fang, Y., Zhong, C., Yuan, Z., Fan, W., et al. (2020). Investigation of heating behavior of laser beam on powder stream in directed energy deposition. *Surface and Coatings Technology*, 397.
- Tanaka, L. E. B., da Silva Rodrigues, C., Grangeiro, M. T. V., Campos, T. M. B., & de Melo, R. M. (2024). Characterization of 3D printed composite for final dental restorations. *Clinical Oral Investigations*, 28(11), 617.
- Taskonak, B., Mecholsky, J., & Anusavice, K. (2005). Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials*, 26(16), 3235-3241.
- Taşın, S., Celik, G., İsmatullaev, A., & Usumez, A. (2022). The effect of artificial accelerated aging on the color stability, microhardness, and surface roughness of different dental laminate veneer materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(2), 405-411.
- Taşın, S., & İsmatullaev, A. (2024). Effect of coffee thermocycling on the color and translucency of milled and 3D printed definitive restoration materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(5), 969-e1.

- Tejada-Casado, M., Pérez, M., Della Bona, A., Lübke, H., Ghinea, R., et al. (2024). Chroma-dependence of CIEDE2000 acceptability thresholds for dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 36(3), 469-476.
- Tekçe, N., Fidan, S., Tuncer, S., Kara, D., & Demirci, M. (2018). The effect of glazing and aging on the surface properties of CAD/CAM resin blocks. *The journal of advanced prosthodontics*, 10(1), 50-57.
- Temizci, T., & Kölüş, T. (2024). Effects of Printing Angle and Post-Curing Time on the Color and Translucency of 3D-Printed Temporary Restoration. *Biomimetics 2024*, Vol. 9, Page 420, 9(7), 420.
- 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.
- Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S., & Spiekermann, H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International journal of computerized dentistry*.
- Tinschert, J., Zvez, D., Marx, R., & Anusavice, K. (2000). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. *Journal of dentistry*, 28(7), 529-535.
- Tokunaga, J., Ikeda, H., Nagamatsu, Y., Awano, S., & Shimizu, H. (2022). Wear of polymer-infiltrated ceramic network materials against enamel. *Materials (Basel)*, 15, 2435.
- Touati, B., Miara, P., & D Nathanson, J. (1999). Esthetic dentistry and ceramic restorations. *Br. Dent. J.*, 186, 533.
- Triwatana, P., Nagaviroj, N., & Tulapornchai, C. (2012). Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *The journal of advanced prosthodontics*, 4(2), 76-83.
- Tung, F., Goldstein, G., Jang, S., & Hittelman, E. (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(6), 585-590.
- Türk, A. G., Çömlekoğlu, M. D., & Çölekoğlu M.E. (2022). Eklemeli Bilgisayar Destekli Üretim Yöntemleri Additive Computer Aided Manufacturing Methods. *Ege Üniveristesi Diş Hek. Fak. Derg.*, 85-94.
- Vadher, R., Parmar, G., Kanodia, S., Chaudhary, A., Kaur, M., et al. (2014). Basics of color in dentistry: A review. *IOSR J Dent Med Sci*, 13(9), 78-85.
- Vagkopoulou, T., Koutayas, S., Koidis, P., & Strub, J. (2009). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur. J. Esthet. Dent.*, 4(2).
- Vaiani, L., Boccaccio, A., Uva, A. E., Palumbo, G., Piccininni, A., et al. (2023). Ceramic materials for biomedical applications: an overview on properties and fabrication processes. *Journal of functional biomaterials*, 14(3), 146
- Van Der Burgt, T., Ten Bosch, J., Borsboom, P., & Kortsmid, W. (1990). A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *The Journal of prosthetic dentistry*, 63(2), 155-162.
- Van Der Zel, J., Vlaar, S., de Ruiter, W., & Davidson, C. (2001). The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(3), 261-267.
- Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental materials*, 28 (1), 3-12.
- VITA Zahnfabrik. (2014). *VITA CAD-Temp multiColor*.
- Vichi, A., Balestra, D., Scotti, N., Louca, C., & Paolone, G. (2023). Translucency of CAD/CAM and 3D Printable Composite Materials for Permanent Dental Restorations. *Polymers 2023*, Vol. 15, Page 1443, 15(6), 1443.
- Vichi, A., Carrabba, M., Paravina, R., & Ferrari, M. (2014). Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(4), 224-231.
- Vilde, T., Stewart, C., & Finer, Y. (2022). Simulating the intraoral aging of dental bonding agents: a narrative review. *Dentistry Journal*, 10(1), 13.
- VITA Zahnfabrik. (2022). *VITA Enamic- A new defenition of stability*.
- 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*, 88(2), 492-501.

- Wang, F., Takahashi, H., & Iwasaki, N. (2013). Farklı kalınlıklardaki diş seramiklerinin saydamlığı. *Protez Diş Hekimliği Dergisi*, 110 (1), 14-20.
- Watts, D., & Cash, A. (1994). Analysis of optical transmission by 400–500 nm visible light into aesthetic dental biomaterials. *Journal of dentistry*, 22 (2), 112-117.
- Wee, A. G., Lindsey, D. T., Kuo, S., & Johnston, W. M. (2006). Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dental Materials*, 22(6), 553-559.
- Wee, A. G., Rang, E. Y., Johnston, W. M., & Seghi, R. R. (2000). Evaluating porcelain color match of different porcelain shade-matching systems. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 12(5), 271-280.
- Wee, A., Lindsey, D., Shroyer, K., & Jhonston, W. (2007). Use of a porcelain color discrimination test to evaluate color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(2), 101-109.
- Wee AG. (2006). Description of color, color replication process and esthetics. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 4, 712.
- Wendler, M., Belli, R., Petschelt, A., Mevec, D., & Harrer, W. (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental Materials*, 33(1),99-109.
- Williams, R., Bibb, R., Eggbeer, D., & Collis, J. (2006). Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *The Journal of prosthetic dentistry*, 96(2), 96-99.
- Wu, Z., Wei, D., Tian, J., Zhang, Y., Lin, Y., & Di, P. (2024). Quantitative analysis of the color in six CAD-CAM dental materials of varied thickness and surface roughness: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(2), 292.
- Yalçın, B., & Ergene, B. (2017). Endüstride yeni eğilim olan 3-D eklemeli imalat yöntemi ve metalurjisi. *Uluslararası Teknolojik Bilimler Dergisi*, 9(3), 65-88.
- Yao, Q., Morton, D., Eckert, G., & Lin, W. (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.
- Yap, Y., Wang, C., Sing, S., Dikshit, V., Yeong, W., & Wei, J. (2017). Material jetting additive manufacturing: An experimental study using designed metrological benchmarks. *Precision engineering*, 50, 275-285.
- Yavuz, E., & Yılmaz, S. (2021). Diş hekimliğinde yeni ve hızla ilerleyen üretim teknolojisi: 3 boyutlu yazıcılar. *Akdeniz Tıp Dergisi*, 7(2), 197-205.
- Yılmaz S, & Egilmez F. (2021). Polimer Yapılı CAD/CAM Materyallerin Optik Özellikleri. *Selcuk Dental Journal*, 8(2), 580-590.
- Yin, R., Kim, Y. K., Jang, Y. S., Lee, J. J., Lee, M. H., et al. (2019). Comparative evaluation of the mechanical properties of CAD/CAM dental blocks. *Odontology*, 107(3), 360-367.
- Yuan, J., Barão, V., Wee, A., Alfaro, M., Afshari, F., 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.
- Zubrzycki, J., Klepka, T., Marchewka, M., & Zubrzycki, R. (2022). Tests of Dental Properties of Composite Materials Containing Nanohybrid Filler. *Materials*, 16(1), 348.

8.EKLER

8.1. EK 1 Etik kurul kararı



T.C.

**NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ DIŞ HEKİMLİĞİ
İLAÇ VE TIBBİ CİHAZ DIŞI ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**

Toplantı Sayısı: 40	Toplantı Tarihi: 25.04.2024
---------------------	-----------------------------

Karar Sayısı:2024/409:(Başvuru ID: 19089) N.E.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Bilimler Bölümü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Emine Begüm BÜYÜKERMEN'in "Millenmiş ve 3 Boyutlu Baskı ile Üretilen Restorasyon Materyallerine Uygulanan Yapay Yaşlandırmanın Translüsensi ve Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkisi" başlıklı doktora tez çalışması ile ilgili başvurusu görüşüldü. Gözde KAYA OĞUZ'un doktora tez çalışmasının N.E.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Bilimler Bölümü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Emine Begüm BÜYÜKERMEN'in sorumluluğunda yürütülmesinin uygun olduğuna oybirliği ile karar verilmiştir.

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

Sorumlu Araştırmacı: Doç. Dr. Emine Begüm BÜYÜKERMEN
Yardımcı Araştırmacılar: Doktora Öğrencisi Gözde KAYA OĞUZ

ASLI GİBİDİR

25.04.2024



Doç. Dr. Naci Yasin GÖNDER
Etik Kurul Başkanı