



**REZİN NANOSERAMİK ESASLI MATERYALİN BAZI FİZİKSEL
ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Nevra Nur ÇİFTÇİ

**UZMANLIK TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

KASIM 2023

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Nevra Nur ÇİFTÇİ

14/11/2023

REZİN NANOSERAMİK ESASLI MATERYALİN BAZI FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Nevra Nur ÇİFTÇİ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Kasım 2023

ÖZET

Bu in vitro çalışmanın amacı; eksiltmeli CAD-CAM yöntemiyle üretilmiş rezin nanoseramik ve eklemeli CAD-CAM yöntemiyle üretilmiş rezin-seramik daimi kron materyallerinin farklı yüzey bitirme işlemleri ve farklı RDA değerli macunlar ile fırçalanması sonucu oluşan renk ve yüzey pürüzlülüğü değişimlerini değerlendirmektir. Çalışmada rezin nanoseramik (GC Cerasmart) ve rezin-seramik (FormLabs) materyallerinin her birinden 40'ar adet 14x12x1,5 mm boyutlarında ve B1 renginde toplam 80 örnek üretildi. Örnekler mekanik polisaj ve glaze uygulaması için rastgele ikişer alt gruba ayrıldı (n=20) ve gruplara yüzey işlemleri uygulandı. Yüzey işlemi tamamlanan örnekler RDA değeri yüksek veya düşük olan macunlar ile fırçalanmak üzere ikişer alt gruba ayrıldı (n=10). Sonrasında tüm örnekler belirlenen macun ile 10000 devir fırçalama simülasyonu işlemine tabi tutuldu. Her grup için fırçalama işlemi öncesi ve sonrası renk parametreleri (L, a, b, C, h) spektrofotometre, yüzey pürüzlülüğü (Ra) mekanik profilometre cihazı ile ölçüldü. CIEDE2000 renk ölçüm formülü kullanılarak renk değişim değerleri (ΔE_{00}) hesaplandı. Renk değişim değerleri üç yönlü faktöriyel ANOVA ve Tukey çoklu karşılaştırma testleri ile incelendi. Fırçalama işlemi sonrası ΔE_{00} değerleri üzerinde materyal*yüzey işlemi etkileri anlamlı bulundu ($P<0,05$). En düşük renk değişimini GC Cerasmart mekanik polisaj, en yüksek renk değişimini FormLabs mekanik polisaj uygulanan grup gösterdi. Yüzey pürüzlülüğü değerleri dört yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA ve Tukey çoklu karşılaştırma testleri ile incelendi. Yüzey pürüzlülüğü değerleri üzerinde Materyal*Yüzey işlemi*Fırçalama uygulamasının etkileri anlamlı bulundu ($P<0,05$). Fırçalama uygulaması işlemi tüm gruplarda Ra değerini arttırdı. Fırçalama uygulaması öncesinde ve sonrasında yüzey işlemi fark etmeksizin eksiltmeli yöntemle üretilen rezin nanoseramik materyalin yüzey pürüzlülüğü eklemeli yöntemle üretilen rezin-seramik materyalden daha düşük bulundu.

Science Code : 1050
Key Words : Resin Nanoseramik, Resin-Seramik, Eksiltmeli Üretim, Eklemeli Üretim, Renk Stabilitesi, Yüzey Pürüzlülüğü
Page Number : 99
Supervisor : Prof. Dr. Özgül KARACAER

EVALUATION OF SOME THE PHYSICAL PROPERTIES OF RESIN
NANOCERAMIC BASED MATERIAL

(Speciality Thesis)

Nevra Nur ÇİFTÇİ

GAZİ UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

November 2023

ABSTRACT

The purpose of this in vitro study was to assess and evaluate; the changes on the color and surface roughness of resin nanoceramics material (GC Cerasmart) which produced by subtractive CAD-CAM method and resin ceramic permanent crown materials (FormLabs) which produced by additive CAD-CAM method after tooth brushing simulation with toothpastes had different RDA values. A total of 80 specimens were prepared in 14x12x1.5 mm dimensions and B1 color (40 from each type of crown material). Specimens were randomly divided into two subgroups (n=20) according to surface finishing procedures as mechanical polishing and glazing. Then, the specimens divided into two subgroups (n=10) to be brushed with toothpastes with high and low RDA values. Subsequently, all specimens were subjected to 10000 cycles of simulated brushing. The color parameters (L, a, b, C, h) and the surface roughness (Ra) of each specimen were measured before and after tooth brushing simulation. Color change values (ΔE_{00}) were calculated via the CIEDE2000 color measurement formula. Color change values were assessed with three-way factorial ANOVA and Tukey multiple comparison tests. Material*surface treatment interaction was found to be significant on the ΔE_{00} values after brushing ($P<0.05$). The lowest color change was detected in the GC Cerasmart mechanical polishing subgroup, and the highest color change in the FormLabs mechanical polishing subgroup. Surface roughness values assessed with four-way repeated-measures ANOVA and Tukey multiple comparison tests. Material*surface treatment*brushing interaction was found to be significant on the surface roughness values ($P<0.05$). Ra values increased in all subgroups by the brushing simulation. Before and after the brushing; regardless of surface treatment application, the surface roughness of the resin nanoceramic material which prepared by subtractive method was found to be lower than the resin-ceramic material prepared by additive method.

Science Code : 1050
Key Words : Resin Nanoceramic, Resin-Ceramic, Subtractive Manufacturing,
Additive Manufacturing, Color Stability, Surface Roughness
Page Number : 99
Supervisor : Prof. Dr. Özgül KARACAER

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca sevgisi ve hoşgörüsü ile bana yol gösteren, sadece hekimlik alanında değil insan ilişkilerinde de örnek aldığım, hem mesleki hem hayat tecrübelerini benimle paylaşan saygıdeğer hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Özgül KARACAER'e,

Asistanlık sürecim boyunca başım her sıkıştığında yanına koştuğum ve beni hiç çözümsüz bırakmayan, hep sabırla dinleyen, mesleki ve akademik bilgisiyile uzmanlık eğitimime, abiliğiyle özel hayatıma mihmandarlık eden Sayın Prof. Dr. Serdar POLAT'a,

Tez yazma sürecinde daha yakından tanıma fırsatı bulduğum, iş disiplini ve mesleki bilgisine hayran kaldığım, tezimin ve bu süreçteki psikolojimin üzerinde çokça emeği olan Sayın Prof. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR'e, uzmanlık eğitimimde desteğini, bilgisini, sabrını esirgemeyen sayın hocalarım Doç. Dr. Emre TOKAR, Doç. Dr. Merve ÇAKIRBAY TANIŞ, Prof. Dr. Bilge Turhan BAL ve Prof. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ'ye,

Fakülteadaki varlığı bana her zaman güven veren, yapabileceklerim konusunda beni hep destekleyen, uzmanlık eğitimim boyunca her zorlu vakaya beni dahil eden ve gelişmemi sağlayan, meslekteki kıdemlim hayattaki abim, beraber daha çok uzun yollar yürüyeceğimiz Sayın Dr. Dt. Aykut GÖNDER'e, asistanlık süreci boyunca sevinci, heyecanı, hüznü birlikte yaşadığım, bilgisini, hastasını yeri geldiğinde evini benimle paylaşan, kahkahama ve gözyaşıma ortak, arkadaştan öte kardeş olan ve bu süreçte elimi hiç bırakmayan Dt. Bahar KAVAFOĞLU YILMAZ'a, güzel enerjisi ve duasıyla beni destekleyen, hep moral veren, çalışma ortamı hazırlayan, çalışkanlığı ve hayattaki duruşuyla bana vizyon katan ikinci annem Uzm. Pedagog Şennur ÇİFTÇİ'ye,

Çocukları olmaktan her zaman gurur duyduğum, bana hayata sevgiyle bakmayı, hiçbir zorluk karşısında pes etmemeyi ve azmi öğreten canım annem Emine Rana İNAN ve çalışkanlığı, sakinliği, hayattaki dik duruşuyla örnek aldığım canım babam Rüştü İNAN'a, olmasaydı eksik kalırdım dediğim diğer yarım, canım ablam Hatice Rumeysa TUKSAL'a ve değerli eşi, abim Muratcan TUKSAL'a, bana her zaman inanan, beni hep destekleyen, varlığından güç aldığım canım eşim, hayattaki yol arkadaşım Yusuf ÇİFTÇİ'ye, Tüm kalbimle teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Seramik.....	3
2.1.1. Dental seramikler	3
2.1.2. Dental seramik sınıflaması	3
2.1.3. Rezin matriks seramikler.....	5
2.2. CAD-CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım-Üretim) Sistemleri	8
2.2.1. CAD CAM sistemi yapısal elemanları	8
2.1.2. Eksiltmeli üretim (frezeleme).....	10
2.1.3. Eklemeli üretim	10
2.3. Işık ve Renk	15
2.3.1. Diş hekimliğinde renk	15
2.3.2. Renk sistemleri.....	16
2.3.3. Renk ve ışık ile ilgili temel kavramlar	22
2.3.4. Diş hekimliğinde kullanılan renk tespit yöntemleri	23
2.4. Yüzey Pürüzlülüğü.....	26
2.4.1. Yüzey pürüzlülüğü ölçüm yöntemleri	27

	Sayfa
2.5. Restoratif Materyallerde Yüzey Bitirme İşlemleri	29
2.5.1. Yüzey aşındırıcıları ile bitirme ve parlatma yöntemleri (mekanik polisaj).....	29
2.5.2. Glaze.....	29
2.6. Diş Macunları	30
2.7. Materyallerde Diş Fırçalamaya Bağlı Meydana Gelen Yüzey Değişimleri	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	33
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	33
3.2. Rezin Matriks Seramik Örneklerin Hazırlanması.....	34
3.3. Deney Gruplarının Hazırlanması	40
3.4. Yüzey Bitirme İşlemlerinin Uygulanması	42
3.4.1. Glaze uygulaması	42
3.4.2. Mekanik polisaj uygulaması.....	44
3.4.3. Renk ölçümü	46
3.4.4. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü	47
3.5. Fırçalama Simülasyonu İşlemi.....	47
3.5.1. Renk ölçümü	49
3.5.2. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü	49
3.6. CIEDE 2000 Renk Ölçüm Formülü ile Renk Değişim Değerleri Hesaplanması.....	49
3.7. İstatistiksel Analiz.....	50
4. BULGULAR.....	53
4.1. Renk Farkı Parametresine Göre Yapılan Analiz Sonuçları	53
4.1.1. Tanımlayıcı istatistikler	53
4.1.2. ANOVA sonuçları.....	54
4.1.3. Farklı materyal ve yüzey işlemlerinin birlikte etkisi için çoklu karşılaştırma testi sonuçları	56

	Sayfa
4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Parametresine Göre Yapılan Analiz Sonuçları	56
4.2.1. Tanımlayıcı istatistikler	56
4.2.2. ANOVA sonuçları.....	58
4.2.3. Farklı materyal, yüzey işlemleri ve fırçalama işlemlerinin birlikte etkisi için çoklu karşılaştırma testi sonuçları	60
5. TARTIŞMA	63
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	79
KAYNAKLAR	81
ÖZGEÇMİŞ	99

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. ASTM Kategorisine göre eklemeli üretim teknolojilerinin sınıflandırılması.....	13
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan rezin seramik materyallerin özellikleri.....	34
Çizelge 3.2. Kullanılan rezin-seramik ve rezin nanoseramik materyaller, bitirme teknikleri ve üretici firmalar.....	42
Çizelge 3.3. Çalışmada kullanılan cihazlar ve model/üretici firmaları	42
Çizelge 3.4. Çalışmada kullanılan diş macunu çeşidi, kimyasal içeriği, RDA değeri ve üretici firması	48
Çizelge 4.1. Farklı yüzey işlemleri uygulanan ve farklı RDA değerlerine sahip macunlar ile fırçalanmış materyallerin renk değişimi (ΔE_{00}) parametresine ilişkin tanımlayıcı istatistikler	53
Çizelge 4.2. Farklı yüzey işlemleri, RDA değeri ve farklı tip materyallerin renk farkı parametresi üzerindeki etkisinin incelenmesi	55
Çizelge 4.3. Farklı materyal ve yüzey işlemlerinden elde edilen renk farkı ölçümlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler	56
Çizelge 4.4. Farklı yüzey işlemleri uygulanmış rezin matrisli seramik örneklerin fırçalama öncesi sonrası yüzey pürüzlülüğü değerleri	57
Çizelge 4.5. Farklı tip materyallerin farklı yüzey işlemleri, RDA değeri farklı iki macunla fırçalanmasının yüzey pürüzlülüğü parametresi üzerindeki etkisinin incelenmesi	59
Çizelge 4.6. Farklı materyal, yüzey işlemleri ve fırçalama işleminin etkisine göre elde edilen yüzey pürüzlülüğü ölçümlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler	61

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Gracis ve diğerlerinin dental seramikler ve seramik benzeri materyaller sınıflaması	5
Şekil 3.1. Rezin-seramik örneklerin çalışma gruplarına ayrılması	40



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. GC Cerasmart 270 rezin nanoseramik blok.....	8
Resim 2.2. SLA tipi 3B yazıcı şematik çizimi.....	15
Resim 2.3. Munsell renk sistemi.....	18
Resim 2.4. CIE Lab renk sistemi	20
Resim 3.1. Microcut kesim cihazı	34
Resim 3.2. Resin nanoseramik blokların dilimlenmesi.....	35
Resim 3.3. Örnek kalınlıklarının dijital kumpas ile ölçülmesi	35
Resim 3.4. Zımpara makinası	36
Resim 3.5. Ultrasonik banyo	36
Resim 3.6. Örneklerin ultrasonik banyoda yıkanması.....	36
Resim 3.7. Formlabs Form 3B+ yazıcı.....	37
Resim 3.8. FormLabs Permanent Crown örneklerin yazıcı tankındaki görüntüsü.....	37
Resim 3.9. Örneklerin ilk kütleme öncesi görüntüsü	38
Resim 3.10. Örneklerin yıkama ünitesindeki görüntüsü	38
Resim 3.11. Örneklerin kütleme ünitesinde UV uygulaması ile kürlenmesi	39
Resim 3.12. Örneklerden destek yapıların uzaklaştırılması	39
Resim 3.13. GC Cerasmart örnekler.....	41
Resim 3.14. FormLabs örnekler	41
Resim 3.15. Kumlama cihazı.....	43
Resim 3.16. G- Multi primer ve Optiglaze	44
Resim 3.17. Optiglaze uygulaması	44
Resim 3.18. Sof-Lex Diamond bitirme ve parlatma spiral lastikleri.....	45
Resim 3.19. Bej lastik ile bitirme işlemi yapılması	45
Resim 3.20. Pembe lastik ile parlatma işlemi yapılması	45
Resim 3.21. Konica Minolta CM-2500d spektrofotometre cihazı	46

Resim	Sayfa
Resim 3.22. Renk ölçüm kutusu.....	46
Resim 3.23. MarSurf M300 C profilometre cihazı.....	47
Resim 3.24. Oral Fırçalama Simülatörü.....	48
Resim 3.25. Örneklere fırçalama işlemi uygulaması.....	49



SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
<	Küçüktür
>	Büyüktür
±	Artı-eksi
ΔC	Chroma farkı
ΔE	CIE Lab formülüne göre renk değişim değeri
ΔE_{00}	CIEDE2000 formülüne göre renk değişim değeri
ΔH	Hue farkı
μm	Mikrometre
a	Rengin kırmızı-yeşil eksenindeki yeri
Al₂O₃	Alüminyum oksit
b	Rengin sarı-mavi eksenindeki yeri
dk	Dakika
GPa	Gigapaskal
L	Rengin siyah-beyaz eksenindeki yeri
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal $\mu\mu\mu$
N	Newton
Nm	Nanometre
°C	Santigrat derece
°K	Kelvin derece
R_a	Aritmetik ortalama pürüzlülük
R_z	Ortalama maksimum profil yüksekliği
sn	Saniye
ss	Standart sapma

Kısaltmalar	Açıklamalar
.stl	Standart Dönüşüm Dili (Standart Transformation Language)
3B	3 boyutlu
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
ASTM	Amerikan Test ve Malzeme Derneği (American Society for Testing and Materials)
Bis EMA	Bisfenol A diglisidil etoksilat metakrilat
Bis-MEPP	Metakriloksietoksifenilpropan
BJ	Yapıştırıcı püskürtme (Binder jetting)
CAD-CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım-Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aid Design-Computer Aid Manufacture)
CCD	Charge Couple Device
CIE	Commission International de l'Eclairage (Uluslararası Aydınlatma Komisyonu)
CNC	Computer Numerical Control
DED	Yönlendirilmiş Enerji Birikimi
DLP	Djital Işık İşleme
DMA	Dimetakrilat
DMLS	Doğrudan Metal Lazer Ergitme
HT	High Tranlucensi
ISO	International Organization for Standardization
kc	Chroma için dokular, arka planlar, ayırmalar vb. gibi farklı görüntüleme parametrelerine göre ayarlanacak parametrik faktörler
kh	Hue için dokular, arka planlar, ayırmalar vb. gibi farklı görüntüleme parametrelerine göre ayarlanacak parametrik faktörler
kl	Lightness için dokular, arka planlar, ayırmalar vb. gibi farklı görüntüleme parametrelerine göre ayarlanacak parametrik faktörler
LED	LED Light Emitting Diode
LT	Light Tranlucensi
ME	Materyal Ekstrüzyonu
MJ	Materyal Püskürtmesi
MMA	Metil Metakrilat
ort	Ortalama

Kısaltmalar	Açıklamalar
PBF	Toz Yatağı Birleştirmesi (Powder Bed Fusion)
PMMA	Polimetil metakrilat
Ra	Aritmetik Ortalama Pürüzlülük
RDA	Görelü Dentin Aşındırıcılığı
RT	Rotasyon fonksiyonu
Rz	Ortalama Maksimum Profil Yüksekliği
Sc	Chroma için ağırlıklandırma işlevi
Sh	Hue için ağırlıklandırma işlevi
Sl	Lightness için ağırlıklandırma işlevi
SLA	Sterolitografi (Stereolithography)
SLM	Selektif Lazer Eritme (Selective Laser Melting)
SLS	Selektif Lazer Sinterleme (Selective Laser Sintering)
TEM	Taramalı Elektro Mikroskobu
UDMA	Üretan Dimetakrilat
UV	Ultraviole

1. GİRİŞ

Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) teknolojileri diş hekimliğinde büyük gelişmelere yol açmıştır [1]. Günümüzde farklı birleşim ve fiziksel özelliklere sahip çeşitli daimi CAD-CAM restorasyon materyalleri mevcuttur [2]. Uygun mekanik performans (mukavemet, sertlik, aşınma direnci vb.) ve kimyasal inertlik gibi özelliklerin yanı sıra, biyouyumluluk ve optik estetik avantajları ile günümüzde başta zirkonya olmak üzere tam seramik sistemler bu materyallerin başını çeker [3]. Ancak yüksek sertlik ve aşınma direnci değerleri ile karakterize edilen yoğun seramiklerin elastisite modülü diş dokularından çok daha yüksek olduğundan elastik deformasyona dayanamazlar [2]. Bu sebeple, seramiklerin dayanıklılık ve renk stabilitesi gibi avantajlarını kompozit reçinelerin gelişmiş esneklik özellikleri ve düşük aşındırıcılık özellikleriyle birleştiren hasta başı CAD-CAM materyalleri geliştirilmiştir [4]. Bu amaçla CAD-CAM sistemleriyle kullanılmak üzere rezin-seramik polimer bazlı materyaller (rezin matriks seramikler) piyasaya sürülmüştür [2, 5].

Rezin bazlı seramik restorasyonların üretimi için genellikle eksiltmeli CAD-CAM yöntemi (eksiltmeli üretim) kullanılır. Eksiltmeli üretim geçici veya daimi restorasyon elde etmek için bir materyalin frezelenmesini içerir [6]. Bu yöntemle doğru boyutlara sahip, güvenilir restorasyonlar üretilir. Geleneksel üretim teknikleriyle karşılaştırıldığında üretim süresi ve işçiliği kısadır [1]. Ancak frezeleme sırasında oluşan materyal israfı, freze eksenlerinin sayısı ve freze aletlerinin şekli tasarımı sınırladığından karmaşık restorasyonların üretimi zor olması bu yöntemin dezavantajlarıdır [6].

CAD-CAM Eklemeli üretim (hızlı prototipleme veya 3B baskı) tekniği ile artık materyal oluşturmadan ve donanım yatırımı ve genel üretim maliyetleri açısından eksiltmeli üretime göre daha ekonomik olan 3 boyutlu baskı ile karmaşık yapılar üretilebilir [1].

Renk uyumu, renk stabilitesi ve yüzey kalitesi bir protezin estetik özellikleri yönünden önemlidir. Bitirme ve parlatma teknikleri, doğal dişlere benzer ışığı yansıtma özelliklerine sahip ve parlak bir yüzey oluşturmalıdır [5]. Bitirme parlatma işlemleri estetik özellikleri geliştirmenin yanında yüzey pürüzlülüğünü de azaltır. Pürüzlü yüzeyler bükülme mukavemetinde azalmaya, karşıt diş yüzeylerinde artan aşınmaya, plak ve diş taşı birikmesine bağlı yumuşak dokularda enfeksiyona ve dişlerde çürüklere neden olur [7].

Estetik CAD-CAM restorasyonlar çeşitli bitirme ve parlatma işlemleri kullanılarak hazırlanabilir. Seramik restorasyonlar genellikle fırında pişirilerek cilalansa da rezin-seramik CAD-CAM materyalleri mekanik polisaj teknikleri kullanılarak veya ışıkla polimerize olan yüzey cila ajanları uygulanarak fırınlama işlemi yapılmadan parlatılabilir [5].

Bu çalışmanın amacı bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli eksiltmeli ve eklemeli üretim sistemi ile üretilen rezin seramiklerin, farklı yüzey işlemleri uygulanması ve ardından farklı RDA değerlerine sahip diş macunlarının 10.000 devir fırçalama işlemi sonrası renk değişimlerinin ve yüzey pürüzlülük özelliklerinin incelenmesidir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramik

Seramik sözcüğünün etimolojisi Yunancadan gelen “keramos” kelimesine dayanır; topraktan gelen, topraktan yapılan anlamlarına gelir. Metalik özellik göstermeyen kil grubu bir mineralin yüksek ısı altında pişirilmesiyle oluşan inorganik yapılu kristal cam fazlı bir materyaldir [8, 9]. Porselen ise birbiri içinde erimeyen kuartz, kaolin ve feldsparın birleştirilip şekillendirilmesinden meydana gelen seramik materyalidir [10]. Diş hekimliği terminolojisinde porselen yerine dental seramik terimi de kullanılır [9].

2.1.1. Dental seramikler

Dental sektörde porselenin kullanımı 18. yüzyılda Pierre Fauchart ile gündeme gelmiştir. Fauchart, porselenin diş hekimliğinde kullanılabileceğini böylece mine ve dişetin renginde restorasyonlar yapılacağı fikrini ortaya koydu [11, 12]. 1889 yılında Dr. Charles H. Land, feldspatik porseleni platin folyo üzerinde pişirerek “jaket kron” üretti ve sabit restorasyonlarda porselen kullanımının öncüsü oldu [13]. 1925 yılında "Ceramics in Dentistry" kitabı Albert Le Gro tarafından yayımlandı ve porselenin popülaritesi arttı [14].

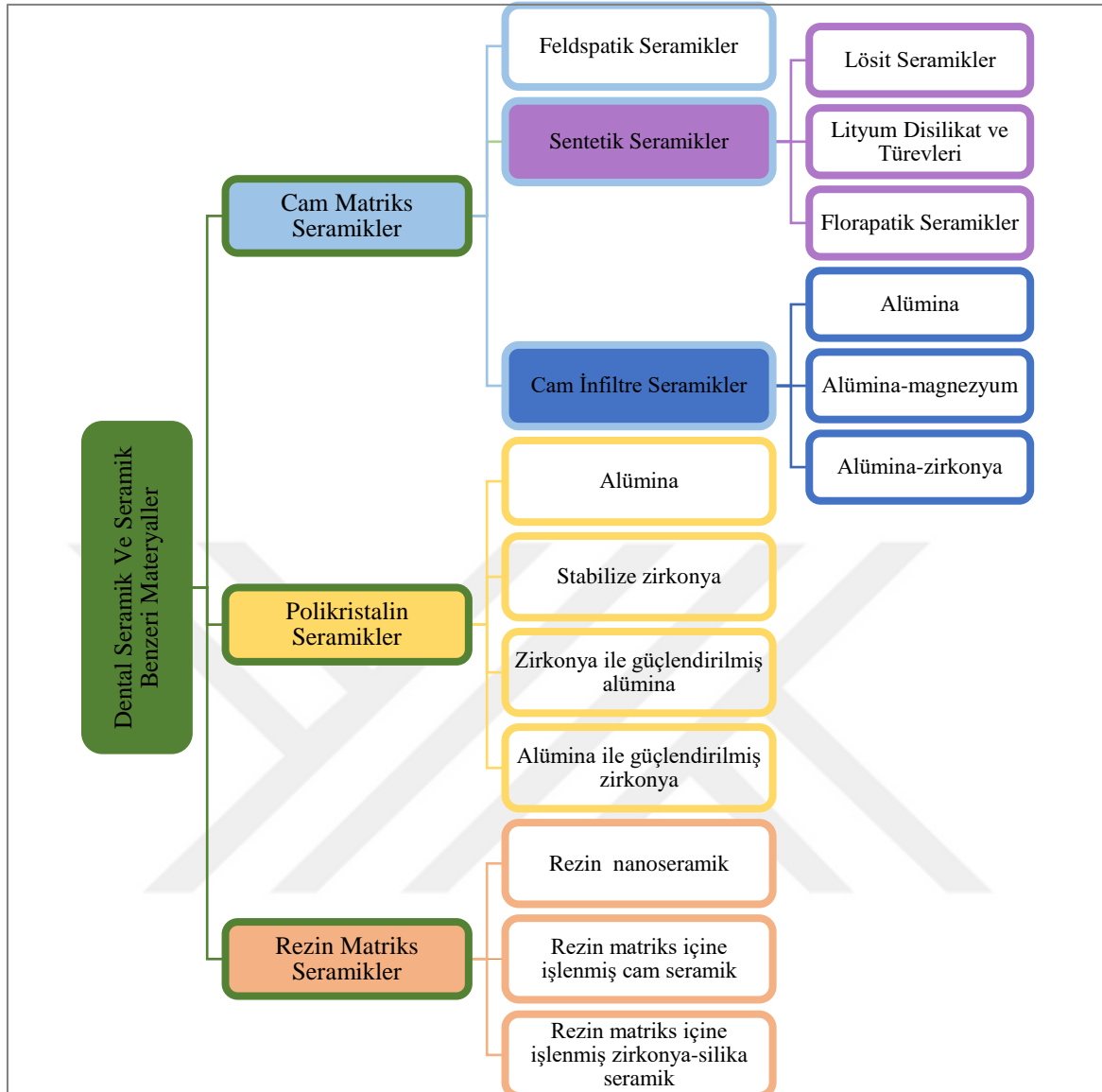
1965'te John McLean ve Hughes'ın alümina kristalleri kullanarak porseleni kuvvetlendirmesiyle yüksek mukavemetli metal desteksiz porselen gelişimi başlamış oldu [15]. McLean'in tam seramik restorasyon üretimine yaptığı katkı sonrasında yıllar içinde porselen üretim yöntemlerinin, estetik ve dayanıklılık özelliklerinin gelişmesiyle çok sayıda dental porselen klinisyenlerin kullanımına sunuldu [16].

2.1.2. Dental seramik sınıflaması

Dental seramikleri kategorize edebilmek için yapılmış birçok sınıflandırma sistemi vardır. Bu sınıflamalar iletişim ve eğitim açısından büyük öneme sahiptir. İdeal bir sınıflama sistemi, materyalin anterior ya da posterior bölgelerden hangisinde kullanılacağı, hangi restorasyon tipi için uygun olduğu (kısmi veya tam, kısa veya uzun dişsiz boşluk) ve hangi sistemle simante edileceği (adeziv ya da geleneksel) hakkında bilgi vermelidir [11, 17-19].

Dental seramikler uzun yıllar uygulanma şekline, üretim tekniğine ve kristal faz içeriğine göre sınıflandırılmıştır. Günümüzde ise; klinik endikasyonları, kompozisyonları, işlenme yöntemleri, fırınlama sıcaklıkları, mikro yapıları, translusensileri, kırılma dayanımları ve aşındırıcılıkları dahil olmak üzere birçok farklı şekilde sınıflandırılabilir. Ancak bu sınıflamalar yeterince ayırıcı değildir ve rezin matriks seramikler gibi yeni üretilen restoratif materyalleri kapsamamaktadır [19]. Seramikleri içeriklerine göre sınıflamak klinisyenler ve diş teknisyenleri arasındaki yanlış anlaşılmaları ortadan kaldırarak optimal sonuçlara ulaşılmasını sağlamaktadır [20-22].

Gracis ve diğerlerinin [16] tam seramikler ve seramik benzeri materyaller için yaptığı sınıflama seramiklerin kimyasal birleşimlerindeki faz farklılıklarına dayanır. Bu sınıflama esas alınarak seramikler; cam matriks, polikristalin ve rezin matriks seramikler olarak üç temel gruba ayrılır.



Şekil 2.1. Gracis ve diğerlerinin dental seramikler ve seramik benzeri materyaller sınıflaması

2.1.3. Rezin matriks seramikler

Nano ya da nanohibrit seramik doldurucu ilave edilmiş polimer matriksten oluşmuş rezin-seramik restorasyonların üretim yöntemleri ve kullanım alanları CAD-CAM teknolojisindeki gelişmelerle beraber gittikçe artmaktadır [23-25]. Protetik restorasyon yapımında sıkça kullanılan seramik materyallerin mekanik ve optik özellikleri oldukça iyidir fakat tamir ve modifikasyon işlemleri oldukça zordur. Öte yandan kompozit restoratif materyaller mekanik özellik bakımından seramiklerin arkasında kalmasına rağmen ağız içinde onarım ve modifikasyon işlemleri seramik restorasyonlara kıyasla daha kolaydır.

Seramik restorasyonların elastisite modülü mineye, kompozit restorasyonların ise dentine daha yakındır [26, 27].

Seramik materyaller ile yapılacak restorasyon kalınlığının en az 1,5 ile 2,0 mm aralığında olma zorunluluğu, diş preparasyon miktarının artmasına, antagonist diştten daha fazla aşındırmaya neden olması gibi dezavantajları beraberinde getirdiği için araştırmacılar yeni materyal arayışına yönelmiştir [26, 27]. Organik içeriği kompozit rezin matriks, inorganik içeriği seramik doldurucu olan bu hibrit yapıli rezin matriks seramikler adı verilen bu yeni materyaller kompozit ve seramiklerin olumlu yanlarını birleştirir [28, 29].

Rezin matriks seramikler organik matriks içine infiltre edilmiş yüksek oranda seramik doldurucudan oluşmasına rağmen geleneksel sınıflama dışında kalmıştır [30]. Bununla birlikte ‘‘2013 ADA Diş Hekimliği Prosedüründe Kodlar ve Terminoloji’’ toplantısında porselen/seramikler; preslenerek, fırınlanarak ya da frezelenerek üretilmiş ve polisajlanmış porselen, cam, seramik ve/veya cam-seramik ile birlikte çoğunluğu inorganik bileşen içeren materyaller olarak tanımlandığından ağırlıkça %50’den fazla ısıya dayanıklı inorganik bileşene sahip rezin matriks seramikler bu sınıflandırmaya alınmıştır [16, 31].

Rezin matriks seramik materyaller, inorganik bileşenlerine göre üç alt gruba ayrılırlar:

- a) Rezin nanoseramik,
- b) Rezin matriks içine işlenmiş cam seramik,
- c) Rezin matriks içine işlenmiş zirkonya-silika seramik.

Rezin Nanoseramikler

Nanoteknoloji veya moleküler mühendislik olarak da bilinen nanoteknoloji, 0,1 ile 100 nanometre aralığındaki işlevsel malzeme ve yapıların çeşitli fiziksel veya kimyasal yöntemlerle üretilmesidir [32]. Nanoteknoloji diş hekimliği alanında ilk kez 1997’de materyallerin fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla kullanılmaya başlanmış ve yeni restorasyon materyalleri geliştirilmiştir [33].

Rezin nanoseramikler, nano parçacık boyutunda seramik doldurucular ve rezin matriksten oluşur. Blokların üretim aşamasında nanomer yapı ve rezin matriks arasında kimyasal bağ oluşumunu sağlamak için yapıya silan katılır [34]. Ağırlığının yaklaşık %80’i rezin matrikse

gömülü inorganik nanoseramik doldurucu partiküllerle güçlendirilmiş yüksek derecede polimerize olan ve yüksek sertliğe sahip materyallerdir. Bu doldurucular; geleneksel ya da polikristalin seramik (zirkonya) veya her ikisinin kombinasyonundan oluşabilir [35].

Rezin nanoseramiklerin içerdikleri rezin matriks sebebiyle elastik modülünün düşük olduğu ve dolayısıyla daha az kırılğan oldukları söylenebilir. Bu materyaller, 10-20 GPa olan elastik modülleriyle; elastik modülü 11,7 GPa olan dentine yakındır [4, 36]. Nanoseramiklerin ani kuvvetleri absorbe etme yetenekleri seramiklere kıyasla daha iyi olduğundan implant üstü restorasyonlarda daha başarılı sonuçlar verir [37].

GC Cerasmart (GC Corporation, Tokyo, Japonya)

Cerasmart materyali, literatürde esnek nanoseramik olarak yer alır [38]. Yüksek oranda çapraz bağ içeren rezin matriks içine dağılmış 500 nm'den daha küçük boyutlu uniform cam partikül doldurucudan meydana gelir. Ağırlığının %29'unu bis metakriloksietoksifenilpropan (Bis-MEPP), üretan dimetakrilat (UDMA) ve dimetakrilat (DMA) içerikli kompozit, %71'ini silika-baryum inorganik doldurucu parçacıkları oluşturur [25]. Doldurucu içeriğinde bulunan baryum cam partiküllerinin boyutu 300 nm, silika partiküllerinin boyutu ise 20 nmdir. Esnek ve homojen nanoseramik ağ yapısı sayesinde uygulanan kuvvetleri eşit olarak dağıtır [39].

Cerasmart bloklar; inley-onleyler, veneerler, tam kron ve implant üstü restorasyonlarda endikedir. Vita skalasına göre 5 ayrı renk (A1, A2, A3, A3.5, B1) ve her renk için 2 ayrı translusensi (yüksek HT ve düşük LT) seçeneği vardır [40]. Restorasyon, mine dokusuyla sınırlı kalıyorsa ve dişte maskeleme gerektirecek herhangi bir renklenme yoksa HT bloklar kullanılır. Restorasyonun dentine uzandığı ve ilgili dişlerde renklenme varlığı durumunda LT özellikli bloklar tercih edilir [41].

Restorasyonun dış boyama ve glaze işlemleri, GC sisteminde çeşitli renkleri bulunan ve ışıkla sertleşen cila materyali "Optiglaze color" ile yapılır. Materyalin yaklaşık olarak elastik direnci 9,5 GPa; eğilme direnci 231 MPa'dır. Elastik modülünün dentine yakın olması seramikteki chipping tipi kırılmaları azaltır. Restorasyonda kırığın meydana geldiği ekstrem durumlarda intraoral tamir kiti kullanılabilir. Restorasyonun okluzal kuvvetlere karşı yeterli kırılma dayanımına sahip olması için en az 1 mm materyal kalınlığı gereklidir [40].



Resim 2.1. GC Cerasmart 270 rezin nanoseramik blok

Son 20 yılda dental restorasyonlar için kullanılan materyaller, hastaların artan estetik talepleri karşısında metal desteksiz seramik ve kompozit rezinlere dönüştü. günümüzde, hasta başı bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) sistemleri için işlenebilir seramik ve kompozit rezin içeren materyaller geliştirilmiştir [42].

2.2. CAD-CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım-Üretim) Sistemleri

Dental materyallerin estetik ve fonksiyonel özelliklerine yönelik artan beklentiler nedeniyle, diş hekimliği alanında restoratif ve protetik uygulamalar için yüksek dayanıklılık ve farklı içeriklere sahip çeşitli materyaller üretilmiştir. Gelişmeler sadece materyallere yönelik olmayıp üretim yöntemlerini de içermektedir [43].

CAD (Computer Aided Design) ve CAM (Computer Aided Manufacturing) terimi “Bilgisayar Destekli Tasarım” ve “Bilgisayar Destekli Üretim” ifadelerinin baş harflerinin birleştirilmesinden oluşur [44]. Dijital teknolojinin bir ürünü olan CAD-CAM uygulamaları 1970’li yıllardan günümüze yoğun ilgi görmektedir. Diş hekimliğinde geleneksel olarak yapılan döküm, ölçü alma, porselen presleme, revetman, wax-up gibi prosedürler artık dijital teknolojilerle kolaylıkla gerçekleştirilebilmektedir. Bunun yanında dijital teknolojiler geleneksel yöntemlerden daha doğru, daha hızlı ve daha ekonomik bir seçenek sunmaktadır [45].

2.2.1. CAD CAM sistemi yapısal elemanları

CAD CAM sistemleri üç temel işlevsel bileşen kullanır [46-48]:

1. Verileri dijital ortama aktaran bir intraoral tarayıcı ya da model tarayıcısı (CAI),
2. Restorasyon tasarımının yapıldığı bilgisayar destekli tasarım yazılımı (CAD),

3. Tasarımı tamamlanan restorasyonun üretim basamağını kontrol eden bilgisayar destekli üretim yazılımı (CAM).

Tarayıcı ünite (CAI)

Dental CAD-CAM sistemlerinde dişler, kapanış ilişkisi ve çevre yumuşak doku verileri tarayıcı adı verilen cihazlar ile toplanır. İntraoral veya ekstraoral (laboratuvar) tarayıcılar verileri bilgisayar ortamına aktararak dijital bir model elde edilir [49]. Temel olarak mekanik ve optik olmak üzere iki farklı tarama teknolojisi vardır:

Mekanik tarayıcı; tarayıcı kolun ucundaki bilye ile alçı modelden veya ölçüden veri toplar. 3B yapıyı yüksek tarama doğruluğu ile ayırt eder fakat uzun çalışma süresi, karmaşık mekanizması ve pahalı olması dezavantajlarıdır.

Optik tarayıcı; temel tarama teknolojisi “triangulasyon prosedürü”dür. Bu sistemde lazer vb. bir ışık kaynağı ve reseptör ünite belirli bir açı yaparak tarama gerçekleştirir. Bu açı ile bilgisayar, reseptör ünitedeki görüntüden üç boyutlu bir veri seti hesaplayabilir [50, 51].

Tasarım ünitesi (CAD)

Yapılacak restorasyonun dijital olarak üç boyutlu planlanıp tasarlanabilmesi için gereken bilgisayar ünitesi birimdir. Kişisel tasarımı yapılan restorasyonların dizayn ve üretimine izin veren birçok yazılım programı vardır. Tasarımı yapan kişi direkt olarak CAD yazılımında hazır bulunan şablonları kullanabilir ya da birtakım modifikasyonlar ile tasarım üzerinde değişiklik yapabilir. Kapalı sistemlerde CAD-CAM sistemlerinin kendilerine ait yazılım programları vardır ve başka sistemlere uyumlu değildir. Açık sistemlerde ise tasarlanan restorasyonun sanal verileri CAD ile CAM arasında başka bir formata (.stl) dönüştürülerek üretimi yapılır [46].

Üretim ünitesi (CAM)

Restorasyon üretiminde birçok farklı teknoloji kullanılır. Günümüzde, üretim aşaması eksiltmeli ve eklemeli olarak iki temel yöntem ile gerçekleşir [52, 53].

CAD/CAM üretimi iki alt başlığa ayrılarak kategorize edilir [54]. Bu alt başlıklar:

1. Eksiltmeli Üretim (Frezeleme): Bu yöntemde, katı bir malzeme bloğundan istenmeyen parçaların uzaklaştırılmasıyla üretim gerçekleştirilir. Özel frezeleme makineleri, bilgisayar kontrolünde tasarlanan modeli takip ederek malzemenin işlenmesini sağlar. Bu sayede, istenilen nesnenin şekli hassas bir şekilde oluşturulur.
2. Eklemeli Üretim: Bu yöntemde, 3B yazıcılar malzeme tabakalarını üst üste ekleyerek nesnenin katman katman oluşturulmasını sağlar. Bu şekilde, karmaşık geometri ve tek parça olarak üretilmesi zor olan nesnelere kolayca üretilir.

Günümüzde diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan yöntem eksiltmeli üretimdir. Eklemeli üretim teknolojisinde ise gelişmeler halen devam etmektedir [55, 56].

2.1.2. Eksiltmeli üretim (frezeleme)

Eksiltmeli üretim teknolojisi restorasyonun, katı bir materyal bloğundan bilgisayar nümerik kontrollü (CNC) bir makineyle kazınarak işlenmesi temeline dayanır. CAM ünitesi yazılımı, CAD ünitesinden gelen tasarım bilgilerini CNC makinesinin işletim ayarlarına uygun bir şekilde otomatik olarak düzenler. Bu düzenlemeler, CNC frezeleme işleminin komut serilerini hesaplayarak freze araçlarının çalışma yönünü, alanını ve sıralamasını içerir [57].

Protetik restorasyonların geometrik özellikleri, freze makinelerinin farklı ebatlarda frezleri birlikte kullanma ihtiyacını doğurur. Bu nedenle, freze makineleri restorasyonun morfoloji detaylarını işlemek için kesici kolların ve uçların ek düzenleme yapabilme özelliklerine sahiptir.

Protetik restorasyonların üç boyutlu frezelenmesini kolaylaştırmak için dental CNC makineleri çok eksenli kazıma yapar [57].

2.1.3. Eklemeli üretim

Dijital iş akışında, dental CNC'lere alternatif olarak kullanılan bir başka üretim yöntemi 3B yazıcılardır [58]. Eklemeli üretim, katı serbest üretim, hızlı prototipleme, tabakalı üretim ya da 3B baskı olarak da isimlendirilir [59].

EN ISO/ASTM 52,900 terminoloji standartlarına göre 3B baskı “eksiltmeli üretim yöntemlerinin aksine genellikle katman katman olacak şekilde, 3B model verilerinden nesnelere üretmek için materyalleri birleştirme sürecidir” şeklinde tarif edilir [60].

Eklemeli üretim yani 3B yazıcı teknolojisi 1980li yıllarda geliştirilmiş ve havacılık, sanat, mimari, sağlık vb. birçok farklı kullanım sahasında uygulanmıştır. 1990lı yıllarla beraber sağlık alanına girmiş ve dental alanda kullanıma sunulmuştur [61]. Diş hekimliğinde 3B yazıcı sistemleri için seramik, polimer, kompozit ve metal gibi materyaller toz, sıvı ve katı bazlı olmak üzere üç halde kullanılır [62]. 3B baskı ile protetik alanda geçici protezler, metal alt yapılar, hareketli protezler, kron ve köprü protezleri, ortodontik alignerlar, kişiye özel modeller, cerrahi rehber şablonları üretilebilir [63].

3B CAD dosyasının oluşturulmasıyla materyal katmanlar dizisi halinde bir araya getirilir. Katmanlar birbiri üzerine bindirilerek üç boyutlu nesneyi oluşturacak şekilde yazıcıdan basılır. Her 1 mm’lik materyal kalınlığı için ortalama 5 ila 20 katmana ihtiyaç vardır. Üretim x, y ve z eksenlerinde gerçekleştirilir [64]. Z ekseni, x ve y eksenlerinin üst üste eklenmesiyle oluşur. Bu sayede z ekseni iki boyuttaki görüntüyü üçüncü boyuta taşır [65]. 3B baskı teknolojisi ile karmaşık objeler daha kolay üretilir, üretim süresi ve maliyetleri düşer, geleneksel üretim bandında çok önemli yer tutan deneyimli diş teknisyeni ihtiyacını ortadan kaldırır [66, 67].

Eklemeli üretim teknolojisi genel avantajları [68-71]

- Karmaşık ve detaylı morfolojiye sahip nesnelere kolaylıkla üretilebilir.
- Uygulama kolaylığı sunar, ön ve son hazırlık aşaması azdır.
- Yüksek hassasiyet, yüksek doğruluk ve yüksek üretim hızına sahiptir.
- Çok sayıda restorasyon aynı tablada üretilebilir ve ışınlanmayan materyal fazlası tekrardan kullanılabilir. Böylece biyomateryal israfının önüne geçer.
- Ekonomiktir.
- Hastalara minimum travma ile tedavinin verimli bir şekilde sunulmasıdır.
- Ortaya çıkan ürün daha kompakt, daha homojen ve minimal poroziteye sahiptir.

Genel dezavantajları [72]

- Üretim bandında kullanılan materyalin özelliklerine göre çok kırılğan ürün ortaya çıkabilir.
- 0,1 mm'den büyük hassasiyette çalışır.
- Eğimli bir yüzeyi oluştururken tabakalama esnasında “merdiven etkisi” denen basamaklar oluşabilir.

3B baskı üretim adımları

Eklemeli üretim süreçleri kullandıkları teknolojilere göre farklılık gösterse de genellikle benzer iş akışını takip ederler. Bunlar [73]:

- Üretilen nesnenin dijital ortamda (CAD yazılımı ile) 3 boyutlu modelinin tasarlanması,
- Modeli, katmanlara ayıracak yazılıma uygun dosya formatına (STL) dönüştürme,
- 3 boyutlu modelin katmanlara bölünmesi ve G kodlarının oluşturulması,
- Verilerin üretimi yapacak 3 boyutlu yazıcıya transfer edilmesi,
- 3B baskı,
- Nesnenin destek yapılardan (support) uzaklaştırılması ve son bitirme işlemlerinin uygulanmasıdır.

Eklemeli üretim teknolojilerinin sınıflandırılması

Amerikan Test ve Malzeme Derneği (ASTM), EN ISO 17296-2 terminolojisinde 3B baskının temellerini açıklar. Buna göre 3B baskı üretim yöntemi yedi temel alt gruba ayrılır [74]:

- Yapıştırıcı Püskürtmesi (Binder Jetting),
- Yönlendirilmiş Enerji Birikimi (Direct Energy Deposition),
- Materyal Ekstrüzyonu (Material Extrusion),
- Materyal Püskürtmesi (Material Jetting),
- Toz Yatağı Birleştirmesi (Powder Bed Fusion)

- Tabaka Laminasyonu (Sheet Lamination)
- Hazne Fotopolimerizasyonu (Vat Photopolymerisation),

Bu gruplar arasındaki farkların temeli kullanılan materyallerden ve üç boyutlu nesneyi oluşturan katmanların eklenme biçiminden kaynaklanır. Her tekniğin doğruluğu, kullandıkları materyal seçimi, hızı ve üretim maliyeti açısından farklı avantajları ve dezavantajları vardır [75].

Çizelge 2.1. ASTM Kategorisine göre eklemeli üretim teknolojilerinin sınıflandırılması [76]

ASTM Kategorisi	Çalışma prensibi	Örnek teknoloji	Avantajları
Yapıştırıcı Püskürtme (BJ)	Sıvı bağlayıcı ajan püskürtülerek parçacıklar birbirine yapıştırılır.	➤ 3B mürekkep püskürtme (inkjet) teknolojisi	✓ Destek (support) içermez, ✓ Tasarım serbestliği sağlar, ✓ Yüksek hızlı baskı yapar, Görece düşük maliyetlidir.
Direkt Enerji Biriktirme (DED)	Odaklanmış ısı enerjisi biriktirme esnasında materyalleri ergitir.	➤ Elektron Işını ➤ Lazer Birikimi ➤ Lazer Şekillendirme ➤ Plazma Ark Ergitme	✓ Partikül yapısı yüksek derecede kontrol edilebilir, ✓ Yüksek kalitede parçalar üretilebilir.
Malzeme Ekstrüzyonu (ME)	Materyal, belirlenen bir nozul veya orifisten (ağız) dışarı itilir.	➤ Doğrudan Biriktirme Modelleme ➤ Ergiyik Filament Fabrikasyonu, ➤ Ergiyik Katman Modelleme	✓ Yaygın kullanım sahasına sahip, ✓ Ucuz, ✓ Tamamen fonksiyonel parçalar oluşturabilir.
Malzeme Püskürtme (MJ)	Yapı materyalinin damlacıkları biriktirilir.	➤ 3B inkjet teknolojisi ➤ Direkt Mürekkep Yazdırma	✓ Damlacık biriktirme doğruluğu yüksek, ✓ Atık oluşumu düşük, ✓ Çoklu materyal parçaları üretilebilir, ✓ Çok renkli parça üretimi yapılabilir.
Toz Yataklı Birleştirme (PBF)	Toz yatağındaki materyal termik enerji ile birleştirir.	➤ Elektron Işın Ergitme ➤ Seçici Lazer Sinterleme/ Ergitme ➤ Direkt Metal Lazer Sinterleme	✓ Görece ucuz bir teknolojidir, ✓ Geniş materyal seçeneği mevcuttur.
Tabaka Laminasyonu (SL)	Materyal sac/lamina biçiminde yapıştırılır.	➤ Tabakalı Materyal Üretimi ➤ Ultrason Birleştirme/Ultrason Eklemeli Üretim	✓ Yüksel hızlı, ✓ Düşük maliyetlidir, ✓ Materyal transfer kolaylığı vardır.
Hazne Fotopolimerizasyonu	Haznede içinde bekleyen likit polimer ışıkla sertleştirilir.	➤ Dijital Işık İşleme (DLP) ➤ Stereolitografi (SLA)	✓ Büyük boyutlu parça üretimi, ✓ Üst düzey boyutsal hassasiyet, ✓ Üst düzey yüzey özellikleri ve detay hassasiyeti verir.

Protetik tedavide uygulanan en yaygın teknikler; stereolitografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP), seçici lazer sintereleme/ seçici lazer ergitme/ doğrudan metal lazer ergitme (SLS/SLM/DMLS) ve doğrudan birikim modelleme/ jetlemedir [77].

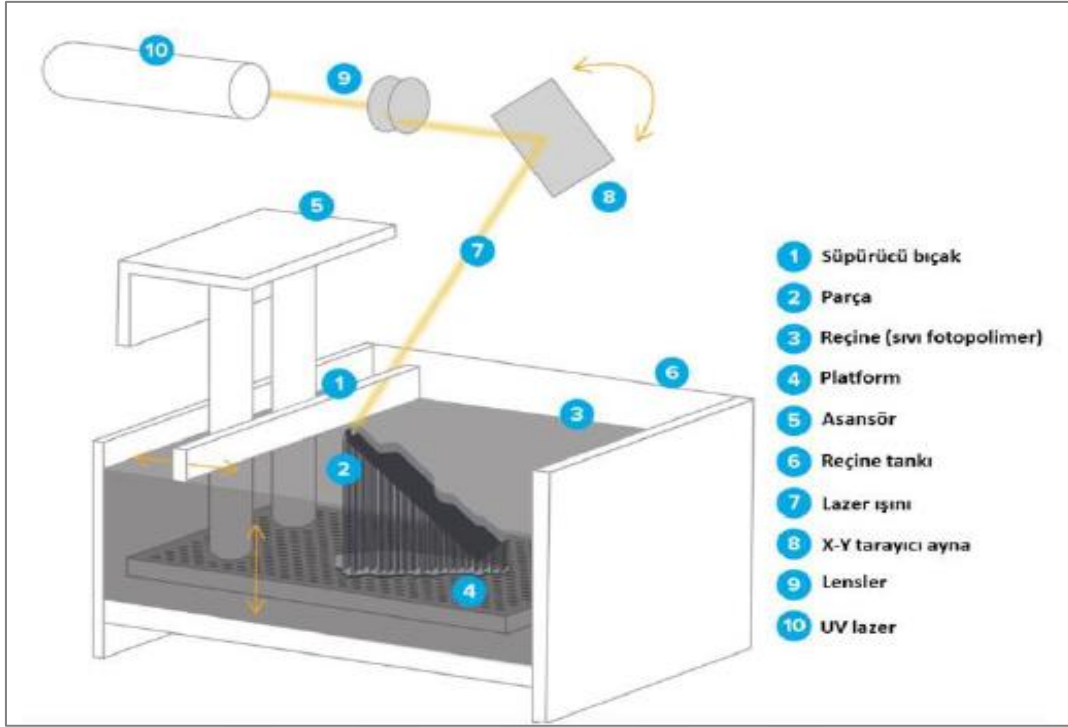
Stereolitografi (SLA)

Polimerlerin 3B baskısı için diş hekimliği alanında en yaygın kullanılan teknolojiler; SLA, FDM ve MJ yöntemleridir [54]. SLA, ultraviyole (UV) lazer kullanarak CAD tasarımını takiben her katmanın ışığa duyarlı sıvı polimeri sertleştirdiği fotokimyasal bir reaksiyona dayanır [78, 79].

UV lazer ışını bir dizi mercek ile odaklanır ve tarama aynasından yansıtılır. Üretim platformu UV lazerle polimerize olan sıvı rezin içine daldırılır. Tarama aynası, UV lazeri içinde fotopolimerize olmayı bekleyen rezin bulunan hazneye yönlendirir. Her katmanda taranacak veri, düzlem boyunca UV lazerin konumunu yönlendiren iki aynanın eğim açılarını tanımlayan koordinatlarla gönderilir [80, 81]. Lazer ışını her katman oluşumu için nesnenin bir kesitini tarar. Lazerin tarama hızı ve ışık alan alanın büyüklüğü bir katmanın üretimi için gereken süreyi belirler. Bir tabaka polimerize edilir, ardından üretim platformu katman kalınlığına alçalarak akan sıvı rezinin bir önceki katmanı kaplamasını sağlar. Aynı işlem nesne üretimi tamamlanana kadar defalarca tekrarlanır [80, 81].

SLA, diğer eklemeli üretim sistemlerine kıyasla maliyetli olmasına rağmen, yüksek doğruluk, ince yapı detayları ve pürüzsüz yüzey kalitesi sunar [78, 79]. SLA sisteminde, yüzey pürüzlülüğü yaklaşık Ra 35-40 μm , katman kalınlığı 15-50 μm , UV lazerin dalga boyu 200-500 nm aralığında kullanılan yazıcı modelinin standartlarına göre değişir [80, 81].

Dikey (z eksen) çözünürlük olarak tanımlanan, mümkün olan en ince katman kalınlığı ise; temelde materyale giren ışık derinliğine ve elde edilen polimerizasyon derinliğine bağlıdır [80]. Polimerizasyon derinliğini kontrol eden parametreler; foto-başlatıcı ve ışına maruz kalma koşulları (güç, dalga boyu ve maruz kalma hızı/ süresi) ile pigmentler, boyalar ya da eklenen diğer UV absorbe edicilerdir [82].



Resim 2.2. SLA tipi 3B yazıcı şematik çizimi [83]

3B baskıyla üretilen nesneye polimerizasyon sonrası sertleştirme (kürleme) işlemi gerekir. Kürleme, resinin tamamıyla polimerize olması amacıyla fırına benzer bir cihazda yoğun UV ışığa maruz bırakılmasıdır [80].

2.3. Işık ve Renk

Renk ve rengin algılanması ışık kavramı ile ilgilidir ve ışık, görülebilir bir elektromanyetik enerji olarak tarif edilir. İnsan gözü 380-750 nm dalga boyu aralığındaki ışınların oluşturduğu renkleri algılayabilir. Cisimler yansıttıkları dalga boyundaki renk tonunda algılanırlar. Bir cisim gün ışığı ile aydınlandığında spektrumda kendi rengine karşılık gelen dalga boylarının enerjisini yansıtır, diğer dalga boylarını ise absorbe eder [84]. Görünür ışığın bütün dalga boylarını absorbe eden cisimler siyah görünürken, tamamını yansıtan cisimler ise beyaz görünür [85].

2.3.1. Diş hekimliğinde renk

Işık, dişe ulaştığında üç farklı şekilde davranabilir: dişin içinden geçebilir, diş yüzeyinden dağınık ya da düzgün bir şekilde yansiyabilir veya diş tarafından soğurulabilir [86]. Diş renginin algılanması ise bir dizi faktöre bağlıdır. Bunlar arasında dişin mineral içeriği, dentin

rengi, mine kalınlığı, gözlemcinin deneyimi ve sağlığı, dişin ışığı ne kadar soğurduğu ve yansıttığı gibi faktörler bulunur. Ayrıca ışık kaynağının türü ve ölçüm yapılan ortamdaki ışığın rengi, dişeti ve dudak rengi gibi etkenler de diş renginin algılanmasını etkileyebilir [87].

Estetik diş hekimliği alanındaki ilerlemeler, hastaların restorasyonlardan beklentilerini büyük oranda artırmıştır. Estetiğin sağlanması için, doğru anatomik formun yanı sıra doğal renk uyumunun da sağlanması gerekir [88].

2.3.2. Renk sistemleri

Rengi sayısal olarak ifade etmek, renk karşılaştırmaları için referans oluşturmak amacıyla bu referansa dayalı ölçümler aracılığıyla algısal bir kavram olan rengi numerik verilere dönüştürmek için renk analiz sistemleri geliştirilmiştir. Günümüzde pek çok renk ayrımı ve belirleme sistemi bulunmakla birlikte, en yaygın olarak Munsell ve CIE L*a*b*(Commission International de l'Eclairage) renk sistemleri kullanılır. Bu sistemler, renkleri objektif bir şekilde tanımlayabilme ve karşılaştırabilme imkanı sağlar [89].

Munsell renk sistemi

Albert H. Munsell 1905 yılında Munsell renk sistemini geliştirmiştir. Rengi sistematik olarak tarif eden en eski sistem budur [90]. Görsel renk eşleştirmesinde kullanılan bu sistem, rengin üç temel özelliği olan ana renk tonu (hue), yoğunluk ya da doygunluk (chroma) ve parlaklık (value) değişkenlerini içerir [91, 92].

Munsell sisteminde renkler, uzaysal silindirik koordinatlar üzerinden tanımlanır. Silindirin ortasından geçen vertikal eksen parlaklık yani koyuluk-açıklık değerini gösterir. Bu eksenin en alt kısmı siyahı (10), en üst kısmı beyazı (0), ara katlarsa grinin tonlarını temsil eder. Yoğunluk, horizontal düzleminde gösterilir ve periferden merkeze doğru gidildikçe rengin yoğunluğu artar. Ana renk tonu bu silindirin çevresinde konumlandırılır [90]. Munsell notasyonu olarak da bilinen bu sistemde renkler, Hue (ton), Value/Chroma (parlaklık/yoğunluk) veya H, V/C şeklinde de ifade edilir [91].

Hue (ana renk tonu)

Munsell'in kendi ifadesiyle hue: "Bir renk ailesinin diğlerinden ayrılmasını sağlayan değerdir, kırmızıyı sarıdan, yeşili mavi ya da mordan ayırmamızı sağlar." şeklinde açıklanır [84]. Mavi, kırmızı, yeşil gibi ana renkleri belirten hue değeri, ışığın dalga boyu tarafından tanımlanır [84].

Munsell sistemi; 5 ana renk (mor, mavi, yeşil, sarı, kırmızı) renk ve bu renklerin birleşimiyle oluşan 5 ara renkten (sarı-kırmızı, yeşil-sarı, mavi-yeşil, mor-mavi, kırmızı-mor) meydana gelir [93].

Value (parlaklık)

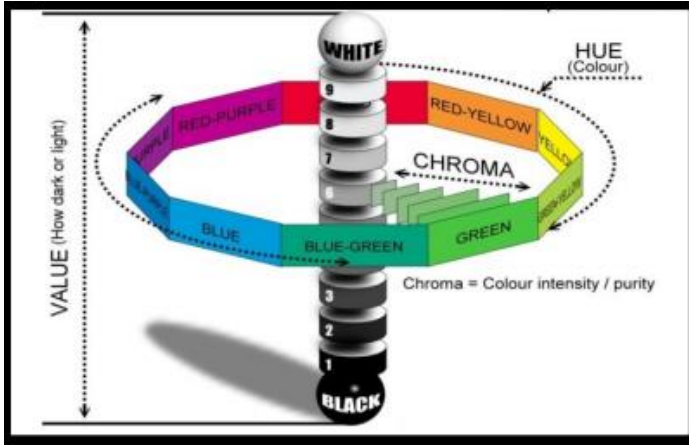
Bir rengin açıklığı ya da koyuluğu olarak tanımlanır. Bir cismin parlaklığı, yansıttığı veya ilettiliği ışık enerjisi miktarıyla ilgilidir. Munsell, value değerini siyahtan beyaza bir skala olarak ifade eder. Value '0' değeri siyah bölgeyi, '10' değeri beyaz bölgeyi gösterir; 0 ile 10 numara arası gri tonları siyahtan beyaza doğru parlaklık farklarını oluşturur. Yüksek value, açık (aydınlık); düşük value, koyu (karanlık) renkleri temsil eder [94].

Doğal dentisyondaki dişlerin parlaklık değerleri 4 ile 8 arasında değişir [95]. Dişlerin koledeki parlaklık değerleri düşüktür. Bu yüzden kole bölgesinde ana rengin değerlendirilmesi oldukça zordur [94].

Diş hekimliğinde renk seçiminin birincil basamağı value değerinin tespitidir. Value değerinin yanlış yüksek tespiti, restorasyonun daha opak ve parlak görünmesine; düşük tespiti ise restorasyonun daha cansız ve gri görünmesine sebep olur. Estetiğin ön planda tutulduğu anterior bölge restorasyonlarında, çok yüksek parlaklığa sahip porselen kullanımı tebeşirimsi bir algı oluştururken düşük parlaklığa sahip porselen seçimi grimsi ve karanlık bir algı oluşturarak estetikten yoksun bir görüntüye sebep olur [94, 96]. Diğer yandan, value değerini doğru seçildiği takdirde hue ve chroma değerini hatalı seçilse dahi restorasyon görece daha az fark edilir.

Chroma (yoğunluk)

Ana rengin yoğunluğunu, doygunluğunu, gücünü ve saflığını ifade eder. Kuvvetli renk ile zayıf rengi birbirinden ayırmamızı sağlar. Örneğin bazı dişler diğerlerine kıyasla daha sarı gözükebilir. Bu durum hue (renk tonu) aynı olmasına rağmen rengin miktarı yani chromanın farklılığından kaynaklanır [97]. Value ve chroma ters orantılıdır; rengin yoğunluğu arttıkça parlaklık değeri azalır [94].



Resim 2.3. Munsell renk sistemi [98]

CIE L*a*b* renk sistemi

CIE (Commission Internationale de L'eclairage) 1976'da gözdeki üç ayrı renk (mavi, yeşil, kırmızı) reseptörü üzerinden kabul edilen renk algısı teorisini destekleyen ve şu anda en popüler renk uzaylarından biri olan CIE Lab sistemini tanımladı. CIE Lab sistemi, algılanan eşit renk farklılıklarına karşılık gelen eşit mesafelerle uniform bir renk uzayını temsil eder. Bu üç boyutlu renk uzayında üç eksen L^* , a^* ve b^* 'dir [87].

CIE Lab sisteminde rengin koordinatlarını temsil eden üç ayrı eksen bulunur. Munsell renk sistemi parametreleri olan hue, value ve chroma; CIE renk sistemindeki L^* a^* b^* koordinatlarını karşılamak için kullanılır. Munsell renk parametrelerine göre, iki materyal arasındaki renk farklılıklarını hesaplamak zordur. CIE Lab renk sistemi karşılaştırmayı standardize eder [99]. Munsell sistemine kıyasla renklerin sayısal ifade edilmesi, klinik koşullarda yorumlanabilmesi ve renk değişimlerinin tanımlanabilmesi bu sistemin avantajlarıdır [98].

L*: Dikey eksen üzerindedir, Munsell sistemindeki value değerinin karşılığıdır ve rengin açık-koyuluk ya da siyah-beyazlık özelliğini gösterir. Cismin beyaz (+) ve siyah (-) arasındaki parlaklık koordinatlarını belirtir. L* ekseninde açık renkler yukarıda yer alır. Saf beyaz L* 100, saf siyah ise 0 değeri ile tanımlanır.

a*: Yatay eksen üzerindedir. Bir objenin kırmızı (+) / yeşil (-) arasındaki kromatik koordinatlarını verir. Renk; a* parametresi azaldıkça yeşile, arttıkça ise kırmızıya doğru gider. (+a* kırmızı, -a* yeşil)

b*: Yatay eksen üzerindedir. Bir objenin sarı (+) mavi (-) arasındaki kromatik koordinatlarını verir. Renk; b* parametresi arttıkça sarıya azaldıkça maviye doğru gider. (+b* sarı, -b* mavi).

CIE LAB koordinat merkez noktası akromatiktir; nokta perifere gittikçe rengin yoğunluğu artar [100-102]. Tüm koordinatların kesişim noktası rengi meydana getirir [103].

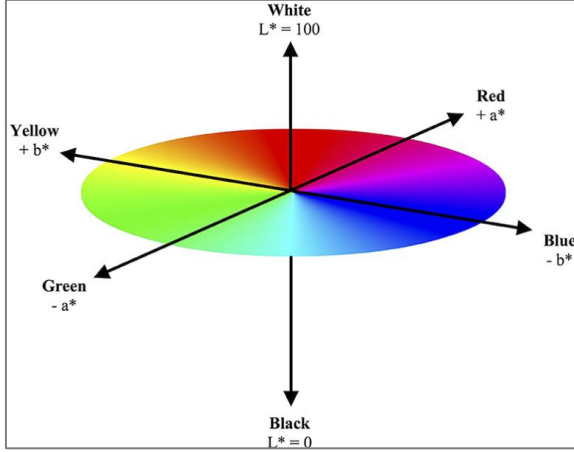
CIE sisteminin en önemli avantajlarından biri cisimlerdeki zamanla oluşan renk değişiminin hesaplanabilmesidir. Renkteki farklılığı göstermek için ΔE değeri kullanılır.

$$\text{Renk farkı: } \Delta E_{ab}^* = [(L_1^* - L_2^*)^2 + (a_1^* - a_2^*)^2 + (b_1^* - b_2^*)^2]^{1/2} \quad (2.1)$$

formülü kullanılarak hesaplanır. Bu hesaplamanın sonucu renk uyumunu gösterir [104].

$\Delta E = 0$ ise iki renk arasında fark yoktur; ΔE^* değeri arttıkça renk değişimi de artar ve gözle seçilebilen düzeye gelir. Bu değer renkteki farklılığın yönüyle ilgili fikir vermez, sadece renkteki değişimin büyüklüğünü gösterir [102].

Algılanabilirlik, bir diş ile komşu restorasyon arasındaki renk farkının saptanmasını ifade ederken kabul edilebilirlik, o restorasyon için kabul edilebilir olan renk farkını ifade eder [105].



Resim 2.4. CIE Lab renk sistemi [106]

CIEDE2000 renk sistemi

Gözün farklı renkleri ayırt edebilme kabiliyeti, materyal renginin parlaklık (value), doygunluk (chroma) ve tonuyla (hue) ilgilidir. İnsan gözü hue farkından dolayı oluşan değişimi kolayca algılayabilirken parlaklık farkından kaynaklanan değişimi daha zor algılar. Bundan dolayı renk değişimi miktarını, CIE Lab formülündeki eş katsayılı tüm değişkenleri kullanmak yerine görme algısı üzerinde daha baskın etkinliği olan değişkenlerin katsayısına göre belirleyen algılanabilirliği ve kabul edilebilirliği daha doğru hesaplayan CIEDE2000 formülü geliştirildi [107]. Uluslararası 2000 yılında Aydınlatma Komisyonu, mevcut ISO/CIE standardı (ISO IOS-J03) olan CIEDE2000 renk farkı formülünün kullanımını önermiştir [105].

CIEDE2000 renk farkı (ΔE_{00}) renk farkı formülü:

$$\Delta E_{00} = \left[\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L} \right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (2.2)$$

$\Delta L'$, $\Delta C'$ ve $\Delta H'$: CIEDE2000 denkleminde iki ölçüm arasındaki parlaklık, yoğunluk ve renk tonu değişimlerini gösteren değerlerdir [108].

R_T : Mavi bölgedeki doygunluk ve ton farklılıkları arasındaki etkileşimi belirtir [108].

SL, SC, SH (Ağırlıklandırma fonksiyonları): L' , a' , b' koordinatlarındaki total renk farkının ayarlanmasında kullanılır. CIEDE2000 formülündeki RT, SH, SL, SC fonksiyonları; CIE Lab ölçüm formülünde meydana tek düzelik problemini çözmek için oluşturulmuştur [108].

KL, KC, KH (Parametrik faktörler): Deneysel izleme koşulları için hesaplanan düzeltme değerleridir [108].

Algılanabilir renk değişimi, gözlemcinin tespit edilebildiği en küçük renk farkı demektir. Gözlemcilerin %50'sinin fark edilebildiği renk değişimi, %50:50 algılanabilirlik eşiğine tekabül ederken; aynı şekilde, gözlemcilerin %50'sinin kabul edilebildiği renk değişim sınırı %50:50 kabul edilebilirlik eşiğine tekabül eder [107]. Ghinea ve ark. algılanabilirlik eşiğinin $\Delta E_{00} \leq 1.30$, klinik kabul edilebilirlik eşiğinin ise $\Delta E_{00} \leq 2,25$ değerinde olduğunu söylemişlerdir [107]. Paravina ve ark. ise Son yaptıkları çalışmalarda algılanabilirlik eşiğini $\Delta E_{00} \leq 0,8$ klinik kabul edilebilirlik eşiğini ise $\Delta E_{00} \leq 1.8$ olarak bildirmişlerdir [109].

CIEDE2000 formülü CIELAB formülüne kıyasla dental porselenlerin renk değişimi eşiklerinin değerlendirilmesinde daha başarılıdır. Dental araştırmalarda ve in vivo dijital renk analizi çalışmalarında CIEDE2000'in kullanılması önerilmiştir [107, 110].

Whitness İndeks (WI)

ΔE^*_{ab} ve ΔE_{00} denklemleri iki renk ölçümü arasındaki farkı ifade eder, bir materyalin beyazlık derecesini değerlendirmez. Bu nedenle çalışmacılar, günümüze kadar diş hekimliğinde ideal bir değerlendirme yapabilmek amacıyla çok sayıda beyazlık indeksi geliştirmişlerdir [111].

Diş hekimliğinde rengin değişim yönü ve beyazlık farkını tespit edebilmek için geliştirilen en güncel indeks WID (whiteness index for dentistry)'dir. WID, diş hekimliği için özelleştirilmiş doğrudan bir beyazlık ölçüsüdür. CIELAB uzayının üç kromatik koordinat değerlerinin kullanıldığı; $WID = 0,511L^* - 2,324a^* - 1,100b^*$ formülü ile hesaplanır. İndeks hesabına göre WID değerinin artması yüksek beyazlık, azalması (hatta negatif değerler) örneklerin daha düşük beyazlıkta olduğunu gösterir [112-114].

WID, laboratuvar ve klinik çalışmalarla görsel algı arasında diğer tüm CIE Lab beyazlık/sarıklık indekslerinden daha iyi korelasyon gösterir [112]. Δ WID için 0,72 değeri algılanabilirlik, 2,60 değeri ise kabul edilebilirlik eşiği olarak kabul edilebilir [113].

2.3.3. Renk ve ışık ile ilgili temel kavramlar

Metamerizm

Spektral yansımaları farklı olan fakat belirli bir ışık kaynağı altında aynı renkte görünen iki cisme metamer, bu renklerin oluşturduğu fenomen metamerizm olarak tanımlanır [115]. Metamerik renkler, farklı ışık kaynakları altında farklı görülür. Dental materyal ve diş renkleri de ışık kaynakları (akkor lamba, floresan ışık, gün ışığı) değiştiğinde farklı renkte görülebilir. Bu sebeple metamerizmi önlemek için renk seçimi esnasında aydınlatma koşullarının standardize edilmesi gerekir [116].

Saydırlık (transparanlık)

Transparanlık, ışığın cisim içinden tamamen geçmesi olarak tanımlanır. Transparan bir materyal, ışığın tamamının geçişine izin verdiğinden materyalin arkasındaki cisim görülebilir [117, 118].

Yarı Saydırlık (translusensi)

Işığın iletilme derecesidir. Saydırlık translusensinin en yüksek, opaklık ise en düşük olduğu durumları tanımlar. Translusensinin artması göze ulaşan ışık oranını azalttığı için parlaklık değeri düşer [94, 98].

Dişlerin insizal kenarları translusent gözüktürken, kole bölgesine doğru gidildikçe opak gözüktür. Translusensi, dişle uyumlu restorasyon seçiminde önemli hususlardan biridir [94]. Restoratif materyalin tipi ve kalınlığı translusensiyi önemli ölçüde etkiler [119].

Opasite

Opasite, materyalin transparan özelliğini engelleme durumudur. Renk tayfindaki tüm renkleri eşit yoğunlukta yansıtan cisimler beyaz; renk tayfindaki tüm renkleri eşit yoğunlukta

soğuran cisimler siyah olarak görülür. Opak bir materyal az miktarda ışığı soğurur, büyük oranda yansıtır [120].

Floresans

Işığın cisim tarafından soğurulduktan sonra daha uzun dalga boyunda spontan yayılmasıdır. Floresan cisimler morötesi ışınlarla etkileştiğinde kısa dalga boylu ışınları soğururken uzun dalga boylu ışınları yansıtır. Organik bileşenleri yüksek olan dentin de floresan özellik gösterir. Floresans özelliği arttıkça chroma azalır [94]. Floresan özellik gösteren bir restorasyonda metamer etki azalır ve restorasyon daha doğal gözükür [121].

Opalesans

Materyalin ışığı yansıttığında farklı, soğurduğunda farklı gözükmesi olarak tanımlanır. Opaller farklı dalga boylarındaki ışığı farklı açılarda kırarak prizmatik davranış gösterir. Minenin yapısındaki hidroksiapatit kristalleri de prizma gibi davranır. Dental porselendeki opaller ve diş minesi ışık kaynağından gelen kırmızılıarı geçirir, mavileri ise saçar. Bu sebepten renksiz olan mine mavimsi gözükür. Opalesans özellikli mine diş optik derinlik, aydınlık ve canlılık katar [94].

2.3.4. Diş hekimliğinde kullanılan renk tespit yöntemleri

Diş hekimliğinde renk tespiti görsel yöntemler ya da dijital sistemler ile yapılır [122].

Görsel renk tespiti

Görsel renk tespiti, diş veya restorasyonun ticari bir renk skalasıyla karşılaştırılması ile yapılır [87]. Munsell renk sistemi kullanılır [97].

Görsel renk tayini yapabilmek için bazı metotlar geliştirilmiştir. Renk skalası en açıktan en koyuya doğru sıralanmalı ve ilk önce value seçilmelidir. Hue ve chroma değerleri bundan sonra belirlenir. Bir dişin ana rengi orta üçlüsüyle temsil edilir, seçimi yapan kişi orta üçlüye odaklanmalıdır [87].

Görsel renk tespitinin birtakım dezavantajları vardır; kullanılan renk skalaları her ne kadar doğal diş renkleri standartlarında üretilmek istense de mevcut renk aralığı yetersizdir ve doğal dişlerin renk değerlerini tam anlamıyla yansıtamaz. Renk ölçümü sonuçları CIE Lab sistemine çevrilemez. Seçimi yapan gözlemciler arasında farklılık olduğu gibi aynı gözlemci günün farklı saatlerinde farklı seçimler yapabilir [123]. Skalada kullanılan materyal ile restoratif materyalin yapısı farklı olduğundan yanıltıcıdır [97]. Göz yorgunluğu, ortam ışığı, yaş, hastanın makyajı ve giysi rengi, seçilen renk örneğinin göze uzaklığı gibi birçok faktörden etkilenir [87, 124].

Tüm bu olumsuz durumlara rağmen, insan gözü iki cisim arasındaki küçük renk ayrımlarını bile algılamada çok başarılıdır. Bireylerin diş rengini ayırt etme kabiliyetleri, eğitim ve deneyimle geliştirilebilir [87]. Renk skalaları kullanımı, düşük maliyetli, tekrarlanabilir ve hızlı bir yöntemdir. Görsel renk tespiti diş hekimliğinde hala en yaygın yöntem olarak kullanılır [125].

Dijital renk tespiti

Tekrarlayan renk ölçümlerinin hatasız yapılabilmesi ve teknisyene doğru iletilebilmesi için dijital renk ölçüm cihazları üretilmiştir [126].

Dijital renk ölçümü, optik cihazlarla cisimden yansıyan ışık analiz edilerek yapılır, objektif ve tekrarlanabilir sonuçların olmasından dolayı tercih edilir. Ölçüm yapılan yüzey alanına göre spot analiz cihazları (SM- Spot measurement) ve tam yüzey analizi yapan cihazlar (CTM- Complete tooth measurement) olarak ikiye ayrılırlar [86, 90, 127].

Dijital renk tespitinde; kolorimetre, spektrofotometre, spektoradyometre ve dijital kamera gibi dijital aletler kullanılır [128].

Kolorimetreler

Kolorimetreler, üç renk filtresi yardımıyla cismin hangi oranlarda kırmızı, mavi ve yeşil içerdiğini belirleyerek ölçüm yapar. CIE Lab sistemine göre sonuç verir [129]. İki cisim arasındaki renk farkı ölçümünde oldukça başarılıdır Spektrofotometre ve spektoradyometreye kıyasla kullanımı kolay ve ekonomiktir [130].

Cihaz, düz yüzeylerin renk ölçümünde kullanıma uygundur ancak dişler genellikle eğimli yüzeylere sahiptir. Aletin bir diğer dezavantajı ise metamerizm miktarını tespit edemez ve translusent materyallerin renk ölçümünde ışık kırılarak dağıldığından başarılı ölçüm yapamaz [87].

Spektroradyometre

Spektroradyometrik ölçümün temeli elektromagnetik bölgelerde cisimlerin özgül yansımaya (reflectance/ radiance) değerinin bulunmasıdır. Spektroradyometreler, radyometrik değerlerin ölçümü için tasarlanmış cihazlardır. Radyometrik yansımaya değerleri cismin kimyasal yapısından kaynaklanan parlaklık, renk, doku vb özelliklerini verir. Radyometrik enerji, görünür ışık spektrumu üzerinde 5, 10 ve 20 nm aralıklarda ölçülür [131].

Ölçüm açısındaki küçük değişimler sonuçlarda büyük sapmalara sebep olduğundan ve yüksek kullanım hassasiyeti gerektirdiğinden klinik şartlarında kullanımını kısıtlıdır [132]. Laboratuvar çalışmalarında klinik uygulamalardan daha çok tercih edilir [128, 133].

Spektrofotometreyle temassız ölçüm yapar bu nedenle diğer cihazlarda yaşanan kenar kaybı (edge loss) problemi ortadan kalkar. Kenar kaybı problemi olmaması özellikle translusensi ölçümlerinde daha güvenilirdir [128, 133].

Dijital kameralar

Dijital kameraların diş hekimliğinde kullanımını teknolojik gelişmelerle birlikte giderek artmaktadır. Genellikle RGB cihazları olarak isimlendirilen dijital kameralar mikroskobik boyutta ışığa duyarlı milyonlarca birim içeren CCD (Charge Couple Device) ile görüntüyü üç ana renk (kırmızı, yeşil, mavi) değeri şeklinde yakalar. Her renk tonunu piksel konumuna kaydeder. Diş yüzeyini bütünüyle ölçüldüğünden noktasal ölçüme göre daha avantajlıdır [132].

Bu yöntemle diş rengi ve morfolojisi dışında rengin dağılımı, yüzey tekstürü vb. farklı özellikler de teknisyene kolayca aktarılır [134].

Spektrofotometreler

Spektrofotometreler çoklu sensör sistemleri ile bir cisimden yansıyan veya iletilen ışık miktarının beyaz bir referanstan yansıyan ışık miktarına oranlar ve rengin parlaklık, yoğunluk ve ton değerlerini hesaplayarak çalışır [135, 136].

İçerdikleri çoklu sensör sistemi sayesinde gözle ayırt edilemeyen renk farklılıkları spektrofotometre ile ölçülebilir. Cisimden yansıyan ışık enerjisi miktarını görünür spektrumda 1-25 nm aralıklarında ölçer. Bu cihazlar, kolorimetrelerden farklı olarak metamerizmi algılayabilir ve düz yüzeyli olmayan cisimlerde de ile başarılı renk ölçümleri yapılabilir [132].

Spektrofotometreler standart koşullar altında tutarlı, güvenilir, detaylı ve nesnel sonuçlar verebilen cihazlar olmasına rağmen klinik ortam koşullarından etkilenmesi ve pahalı olması gibi dezavantajları da vardır [129, 137].

2.4. Yüzey Pürüzlülüğü

Materyalin üretiminden sonra yüzey yapısındaki düzensizliklere yüzey pürüzlülüğü denir [138]. Materyallerin yüzey yapıları fiziksel, kimyasal ve biyolojik özellikleri üzerinde önemli bir rol oynar [139, 140].

Pürüzlü yüzeylerin serbest yüzey enerjisi daha düşüktür. Restorasyonların yüzey pürüzlülüğü arttıkça bakteriyel adezyon, plak birikimi ve renklenme riski artar [139, 140]. Bu faktörler göz önüne alındığında, hasta konforunu artırmak, ağız hijyenine katkıda bulunmak, restorasyonun estetiğini korumak ve klinik başarının devamlılığını sağlamak için materyallerin yüzey pürüzlülüğünün en aza indirilmesi son derece önemlidir.

Restoratif ve protetik restorasyonlar, doğal dişlerin anatomisi ve kurvatürlerini taklit etmekle beraber pürüzsüz yüzeylere sahip olması; estetik, sağlık ve fonksiyon açısından istenen bir sonuçtur. Bitim ve polisaj işlemleri ile restorasyonlar uygun morfolojiye ve pürüzsüz bir yüzeye kavuşturulur [141].

Yüzey pürüzlülüğünü tanımlamak ve standardize etmek için bir takım nicel parametreler kullanılır [142]. En sık kullanılan parametreler; Ra, Rz, Rpm ve Rz/ Rpm oranıdır [143].

Ra (aritmetik ortalama pürüzlülük); değerlendirilen yüzey boyunca merkez çizgiye göre ölçülen yükseklik farklarının mutlak değer aritmetik ortalamasıdır. Ra, yüzeyin genel pürüzlülük değeridir. Ağız içindeki restorasyon yüzeyleri için kabul edilebilir ortalama pürüzlülük $0,2 Ra$ 'dır [144-146].

Rz (ortalama maksimum profil yüksekliği); peş peşe gelen beş ölçüm yüzeyinde, en yüksek tepe-en derin vadi arasındaki yüksekliklerin ortalamasını tanımlar [143, 147].

Rpm yüzey parametresi, peş peşe gelen beş ölçüm yüzeyindeki temel derinlik seviyesini tanımlar [143, 147].

Rpm/Rz oranı kritik bir pürüzlülük değeridir. Profil şekli hakkında yorum yapabilme imkanı sağlar. Rpm/Rz değeri 0,5'ten küçükse yuvarlak kenarlı; 0,5'ten büyükse profil keskin kenarlıdır [143, 147].

2.4.1. Yüzey pürüzlülüğü ölçüm yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğü ölçümü; temaslı (kontakt) ya da temassız (optik) profilometre, taramalı elektron mikroskobu (TEM), atomik kuvvet mikroskobu (AKM), gibi farklı yöntemler ile yapılabilir [148].

Profilometre

Profilometreler, yüzey pürüzlülüğünü ölçmede en yaygın kullanılan araçlardır. Yüzey pürüzlülüğünü sayısal değerlere dönüştürme yetenekleri vardır. Pürüzlülük birimi olarak mikron (mikrometre) veya mikro inç kullanılır. Profilometreler, yüzeye temas eden mekanik bir uç veya ışık saçılımı yoluyla ölçüm yapar. İki tür profilometre vardır: temaslı ve temassız (optik) profilometreler [149].

Temaslı profilometre iki boyutludur. 25-50 μm çözünürlükteki elmas uç yüzeye temas eder. Sensör X ekseninde hareket eder ve düşey ekseninde takiben yükseklik değişikliklerini ölçer. Bu sebeple, sensörün ilerleme ekseninde değerlendirilen yüzey arasındaki paralellik ayarı hassas şekilde yapılmalıdır.

Temaslı profilometreler, sensörün gezici uç yarıçapından küçük boyutlu olan kusurları okuyamaz, ihmal eder. Bu teknik, 0,01 µm derecesinde duyarlıdır. Pürüzlülük ihmal edilen değerlere indiğinde sensör çözünürlüğü yetersiz kalır ve optik ölçüm cihazlarına ihtiyaç duyulur [150]. Tutarlı ve doğru verilere ulaşmak için ölçümler tekrarlanmalıdır. Cihaz kalibrasyonu ilk ölçümden önce yapılmalı ve örneklerin ölçüm aralarında tekrarlanmalıdır [151].

Optik profilometre, örnek yüzeyine mekanik temas olmadan yüzey üzerinde belirlenmiş referans noktaları arasındaki mesafeyi optik ışınla tarayarak ölçüm yapar. Bu profilometre yöntemi ışık salınımı (light scattering), odağın tespiti (focus detection), interferometre gibi birtakım optik prensiplere dayanır. Bu yöntemle çalışan profilometrelerde örnek yüzeyleri taranır. Yüzey topografisi üç boyutlu şekilde aktarılırken aynı zamanda yüzey morfolojisi de tespit edilir [152, 153]. Optik profilometrelerde düzlem dalgası yüzeye düşer ve yüzeyden geri yansır. [147, 153].

Tarayıcı elektron mikroskobu (TEM)

Ölçüm yüzeyini odaklanmış bir elektron demeti ile tarayarak görüntü elde eden bir çeşit elektron mikroskobudur. Elektronlar örnek yüzeyindeki atomlarla etkileşerek, kompozisyon, yapı ve topografya farklılıkları ile ilgili bilgileri içeren çeşitli sinyaller üretir. Bu sinyaller ilgili dedektörlere gider ve orada toplanır. Daha sonra bilgisayar ekranına aktarılarak görüntü elde edilir [154]. Analiz öncesinde porselen gibi iletken olmayan yüzeylerin görüntü kalitesini artırmak için altın-palladyum tozları ile kaplama yapılır [155].

Atomik kuvvet mikroskobu (AKM)

1980’de Binning ve Rohrer tarafından geliştirilen Atomik Kuvvet Mikroskobu; taramalı kuvvet mikroskobu olup son derece yüksek çözünürlüğe sahiptir. İncelenecek örneklerin kaplanması gibi ön işlemler gerektirmez [156]. Nanometre boyutlu bir prob ile yüzey taranır. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AKM) analizleri sayesinde, nanometre ölçeğinde pürüzlülük verileri alınır ve bu veriler kullanılarak topografik görüntüler 3 boyutlu resimlere dönüştürülebilir. Bununla birlikte, AKM'nin tarama hızı nispeten düşüktür ve andırkatların detaylı belirlenememesi yöntemin dezavantajları arasında yer alır [156, 157].

2.5. Restoratif Materyallerde Yüzey Bitirme İşlemleri

Yüzey bitirme; üretilen restorasyonun çeşitli aletler kullanılarak pürüzlü formunun daha düzgün bir yüzeye dönüşmesi anlamına gelir [158].

2.5.1. Yüzey aşındırıcıları ile bitirme ve parlatma yöntemleri (mekanik polisaj)

Kaba düzeltme ve kontürleme

Bu aşamada, restorasyonun iri grenli yüzey aşındırıcıları ile bitim işlemine hazır hale getirilmesi amaçlanır. Kaba düzeltmede restoratif materyali aşındırmak için 100 µm veya daha büyük grenli aşındırıcılar kullanılır. Elmas frezler, yivli bitirme frezleri ve aşındırıcı bitirme diskleri bu amaçla sıklıkla kullanılır [116].

Ara bitirme

Ara bitirme aşamasında, kaba düzeltme ve kontürleme işlemlerinin oluşturduğu çizikler ve yüzey kusurları giderilir. Ara bitirme için kullanılan aşındırıcılar, 100 µm'den küçük, 15-20 µm'den büyük boyutlara sahiptir. Bu amaçla diskler, bağlı aşındırıcı aletler, ince grenli elmas frezler veya sık yivli bitirme frezleri kullanılır. Kaba düzeltme işleminden geriye kalan çizikler giderilir ve ön parlatma yapılır [159].

Final parlatma

Parlatma; parlak görüntü oluşana kadar yüzey çiziklerinin eşit oranda azaltıldığı bir aşındırma işlemidir. Bu işlem sonucunda çizikler gözle görülmez hale gelir. Final aşamasında, parlak bir görünüme sahip mine gibi bir yüzey elde etmek için bağımsız parlatma patları uygun bir aparat yardımıyla uygulanır. Patlarda bulunan aşındırıcı partiküllerin boyutları 0,3 - 20 µm arasındadır [116, 159].

2.5.2. Glaze

Materyal yüzeyine uygulanabilen renklendirilmemiş bir materyal olan glaze ajanları, cilalı bir yüzey sağlamak için kullanılır [160]. Glaze işlemi, porselen yüzeyinde son fırınlama süreciyle birlikte camlaşarak poröz olmayan yarı camsı bir yapı elde etme işlemidir. Bu

işlemede, fırınlanmış porselen yüzeyine renksiz cam tozlarından oluşan glazür materyali ince bir katman halinde uygulanır ve uygulandığı porselen kitlesinin pişme sıcaklığının altındaki bir sıcaklıkta fırınlanır. Güncel glaze materyallerinin 50 µm ya da daha kalın bir katman kalınlığında uygulandığında yeterli dayanıklılığa sahip olduğu gözlenmiştir. Bu şekilde, porselen restorasyonlara dayanıklı ve estetik bir yüzey sağlanmış olur [161]. Ek olarak, hibrit ve kompozit materyaller için üretim sonrası homojen bir yüzey elde etmek amacıyla ışıkla sertleşen glaze materyalleri de bulunmaktadır. Optiglaze color, ışıkla sertleşen glaze materyallerinin bir örneğidir.

Optiglaze Color, nano doldurucu teknolojisine sahip rezin bazlı yüzey koruyucu bir verniktir. Bu vernik, kompozit kron ve köprüler, geçici rezin kron ve köprüler, hibrit seramik kronlar, daimi sabit implant üstü köprüler gibi farklı dental restorasyonlarda kullanılabilir. Optiglaze Color'ın kullanımı kolaydır ve ek laboratuvar işlemine ihtiyaç duymaz böylece hastaya ve hekime zaman tasarrufu sağlar. Farklı renk seçenekleri sunar ve uzun süreli renk stabilitesi ve parlaklık sağlar. 25-50 µm kalınlığında uygulanması, final restorasyonda yükseklik sorunu yaratmaz. Ayrıca aşınma direnci yüksektir [162].

Günlük rutin olan diş fırçalama sırasında dişlerle beraber ağızdaki protez ve restoratif materyaller de fırçalanır [163].

2.6. Diş Macunları

Diş macunları, diş ve restorasyon yüzeylerinin temizlenmesi amacı ile diş fırçası yardımıyla kullanılan sentetik deterjanlardır [164].

Pek çok diş macununun formülünde aynı tip ajanlar yer alır. Diş macunu içeriğinde aşındırıcılar, nemlendiriciler, köpürtücüler ve deterjanlar, florid, beyazlatıcı ajanlar, tat ve koku verici ajanlar bulunur [165, 166]. Günümüzde ilerleyen teknolojiyle macunların içerikleri de geliştirilerek; plak ve tartar önleyici, başlangıç beyaz nokta lezyonlarını engelleyici ve beyazlatıcı gibi çoklu etki gösteren diş macunları piyasaya sunulmuştur [165].

Dental estetiğe talebin artması, beyazlatıcı diş macunlarına da ilgiyi arttırmıştır. Beyazlatıcı etkili olduğu iddia edilen macunlar; aşındırıcı partiküller, peroksit gibi ağartıcı ajanlar ya da leke çıkarıcı proteolitik enzimler içerir [167].

Beyazlatıcı diş macunları; dişlerin beyazlamasını sağlayarak ya da macunun temizlik etkinliğini artırarak etki gösterir. Diş yüzeyindeki pigment biyofilmi ve kromoforları mekanik olarak uzaklaştıran bileşikler; hidrate silika, kalsiyum karbonat, dikalsiyum fosfat dihidrat, kalsiyum pirofosfat, alüminyum oksit, perlit ve sodyum bikarbonattır. Bazı beyazlatıcı macunların içeriğinde titanyum dioksit partikülleri bulunur. Bu partikül diş yüzeyindeki çukurcuklara dolarak illüzyon etkisiyle dişin daha beyaz görünmesini sağlar [168, 169].

Diş macununa çeşitli kimyasallar eklenerek de yüzey renklenmeleri azaltılabilir. Pigmente moleküllerinin büyük kısmı pelikül zarda bulunur. Bu nedenle proteaz ve papain gibi enzimler beyazlatma etkisi yapar. Bu enzimler, diş fırçası ile zor ulaşılan proksimal yüzeyler ve gingival sınırlar dahil olmak üzere macunun ulaşabildiği tüm yerleri etkiler. Sodyum pirofosfat, sodyum tripolifosfat ve diğer pirofosfatlar pigment moleküllerini emerek beyazlatıcı etkisi gösterebilir [168, 169].

Ayrıca beyazlatıcı diş macunları hidrojen peroksit veya kalsiyum peroksit gibi kimyasal ağartıcılar da içerebilir. Peroksitlerin diş yüzeyine temasıyla veya diş dokusunun içine işlemesiyle pigment molekül parçalanır ve ağartma etkisi sağlanır. Bir diş macununun peroksit konsantrasyonu düşük (genellikle %1 hidrojen peroksit veya %0,5-0,7 kalsiyum peroksit) olmalıdır [168, 169].

Macunların aşındırıcılık özellikleri içindeki aşındırıcı partiküllerin sertliği, büyüklüğü ve şekline bağlıdır. Ancak başka özellikler de macunların aşındırıcılık özelliklerini etkileyebilir. Fırçalama tekniği, fırça darbelerinin doğrultusu ve sayısı, fırçaya uygulanan baskı ve kıllarının sertliği de aşınmayı etkileyen faktörler arasındadır [164].

Diş macunları aşındırıcılık değerlerine göre gruplandırılır. RDA, diş macunlarının aşındırıcılığını sayısal olarak değerlendiren in vitro yöntemdir. Tüm diş macunlarının kendilerine ait, diş ve restoratif materyalin yüzey pürüzlülüğünü ve aşınmasını etkileyen bir RDA değeri vardır [170]. Diş macunlarının RDA değerleri, 0-250 aralığında değişir. 0-70 düşük, 71-100 orta, 101-150 yüksek aşındırıcılık ve 151-250 arası zararlı sınır olarak kabul edilir [171]. RDA, diş macunlarının aşındırıcılığını değerlendirmek için altın standarttır [170].

2.7. Materyallerde Diş Fırçalamaya Bağlı Meydana Gelen Yüzey Değişimleri

Diş fırçası ve aşındırıcı bir macun ile fırçalama yapmak, restoratif materyallerde yüzey pürüzlülüğü değişikliklerinde önemli rol oynar. Çalışmalarda kullanılan fırça darbesi sayısı, yük, diş macunu gibi farklı parametreler nedeniyle ortaya çıkan sonuçları karşılaştırmak zordur. Diş fırçası ve diş macununun, fırçalama zamanı ve basınç yükünün bir fonksiyonu olarak seramikler dahil olmak üzere mevcut diş materyallerinin yüzey dokusu üzerindeki etkisi hakkında literatürde çok fazla bilgi bulunmamaktadır [172, 173].

Bu tez çalışmasının amacı:

- Rezin nanoseramik ve rezin seramik daimi kron materyallerinin yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimi üzerine;
- Eklemeli ve eksiltmeli üretim yöntemlerinin,
- Farklı yüzey bitim işlemlerinin,
- Farklı RDA değerlerine sahip macun ile 1 yıllık fırçalama etkisini karşılaştırmaktır.

Çalışmanın sıfır hipotezleri:

1. Farklı CAD-CAM üretim yöntemleri kullanılmasının rezin-seramik materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi üzerinde anlamlı bir farklılık meydana getirmeyeceği,
2. Materyale uygulanan 2 farklı yüzey bitim işleminin, materyalin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi üzerinde anlamlı bir farklılık oluşturmayacağı,
3. Farklı içerikli iki macunla fırçalama işleminin materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi üzerinde anlamlı bir etkisinin olmayacağı şeklindedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

2 farklı CAD-CAM üretim yöntemi kullanılarak üretilen ve 2 farklı yüzey işlemi uygulanan rezin matriks seramik örneklerin fırçalama simülasyonu öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimi parametrelerinin değerlendirildiği bu tez çalışması; Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda, Ankara Üniversitesi ve Konya Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırmalar Laboratuvarları'nda gerçekleştirildi.

Bu çalışma;

- Örneklerin hazırlanması,
- Örneklere yüzey bitim işlemleri uygulanması;
 - Mekanik polisaj,
 - Glaze,
 - Yüzey bitim işlemi uygulanmış örneklerin renk ve yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin yapılması,
- Örneklere farklı RDA değerlerine sahip macun ile 1 yıllık fırçalama uygulanması,
- Fırçalama işlemi uygulanmış örneklerin renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin yapılması,
- CIEDE2000 renk ölçüm formülü ile renk değişim değerleri hesaplanması
- İstatistiksel değerlendirme basamaklarından oluşmaktadır.

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Bu çalışmada CAD-CAM sistemlerinde, frezeleme yöntemi ile üretilen rezin nanoseramik örnekler GC Cerasmart (GC Corporation, Tokyo, Japonya) bloklardan, 3B yazıcı ile üretilen rezin seramik örnekler Formlabs Permanent Crown (FormLabs Somerville, MA, ABD) reçineden elde edildi. Çalışmada kullanılan materyallere ait ürün adı, kimyasal birleşim, üretici firma ve üretim yöntemi Çizelge 3.1'de gösterildi.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan rezin seramik materyallerin özellikleri

Materyal	Materyal tipi	Kimyasal İçerik	Üretici Firma	Üretim Yöntemi
GC Cerasmart	Rezin nanoseramik	Bis-MEPP, UDMA, DMA, ağırlıkça %71 Silika (20nm), baryum cam (300 nm) nano partikülleri	GC Corporation, Tokyo, Japonya	Eksiltmeli üretim
FormLabs Permanent Crown	Rezin-seramik	Renklendirici bisfenol A diğlisidil etoksilat metakrilat (Bis-EMA), inorganik doldurucu (700 nm)	FormLabs Somerville, MA, ABD	Eklemeli üretim (3B baskı)

3.2. Rezin Matriks Seramik Örneklerin Hazırlanması

GC Cerasmart örnekler Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda Micracut 201 doğrusal hassas kesim cihazı (Metkon, Bursa, Türkiye) kullanılarak 1,6 mm ($\pm 0,05$ mm) kalınlığında su soğutması altında dilimlendi (Resim 3.1. ve 3.2). Kesim işleminden sonra örnek kalınlıkları dijital kumpas ile kontrol edildi (Resim 3.3.).



Resim 3.1. Microcut kesim cihazı



Resim 3.2. Resin nanoseramik blokların dilimlenmesi

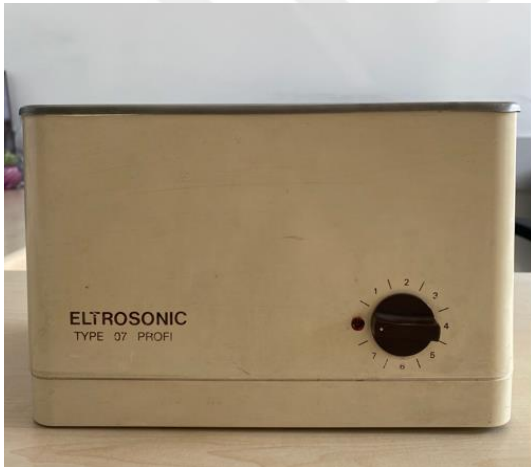


Resim 3.3. Örnek kalınlıklarının dijital kumpas ile ölçülmesi

Örnek yüzeyleri standardizasyonu sağlamak amacı ile dakikada 200 devir dönen zımpara cihazında (Gripo 2V Grinder-Polisher, Metkon, Bursa, Türkiye) (Şekil 3.4.) su soğutması altında sırası ile 600, 800, 1000, 1200 gridlik silikon karbit aşındırma kağıtları ile 10'ar saniye boyunca örneklerin final kalınlığı 1,5 mm ($\pm 0,05$ mm) olacak şekilde zımparalandı. Elde edilen toplam 40 örnek ultrasonik banyo cihazında 15 dk distile su ile temizlendi (Şekil 3.5. ve 3.6.).



Resim 3.4. Zımpara makinası

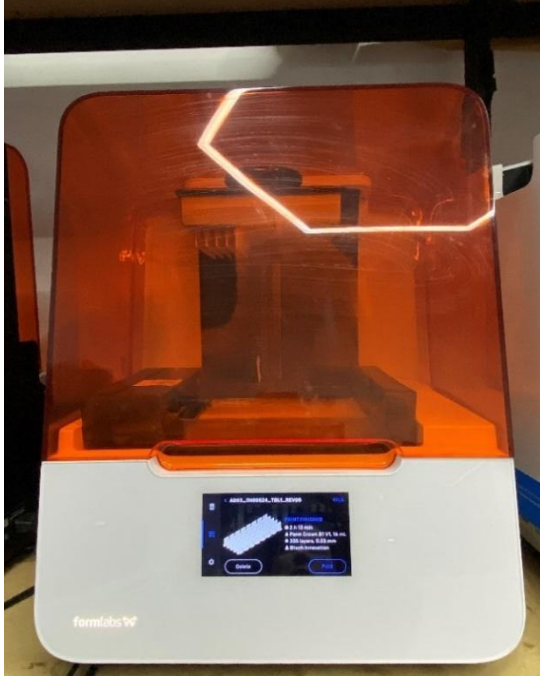


Resim 3.5. Ultrasonik banyo

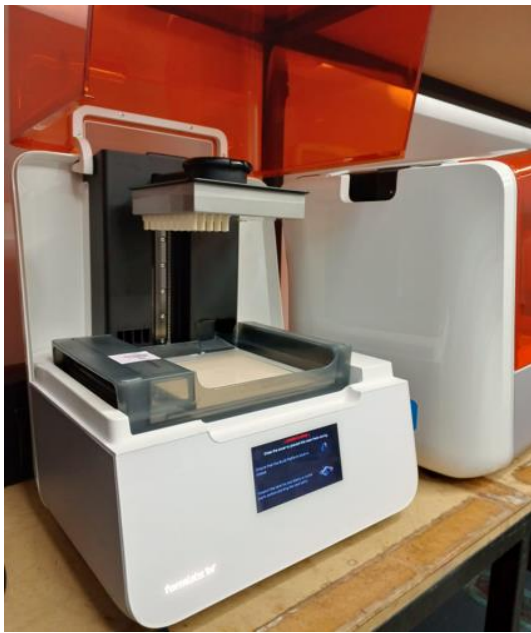


Resim 3.6. Örneklerin ultrasonik banyoda yıkanması

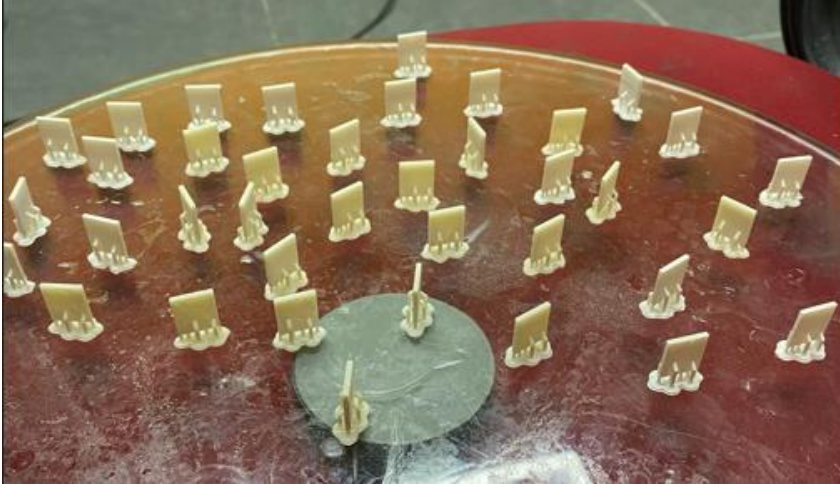
Yeni geliştirilen FormLabs, Permanent Crown reçine örnekleri ise Formlabs Form 3B+ yazıcı (Formlabs, Somerville, MA, ABD) (Resim 3.7.) kullanılarak stereolitografi (SLA) düşük kuvvetli baskı teknolojisi ile baskı çözünürlüğü 25 µm olacak şekilde 40 adet 14x12x1,5 mm boyutunda FormLabs Ar-Ge laboratuvarında üretildi (Resim 3.8. ve Resim 3.9.).



Resim 3.7. Formlabs Form 3B+ yazıcı

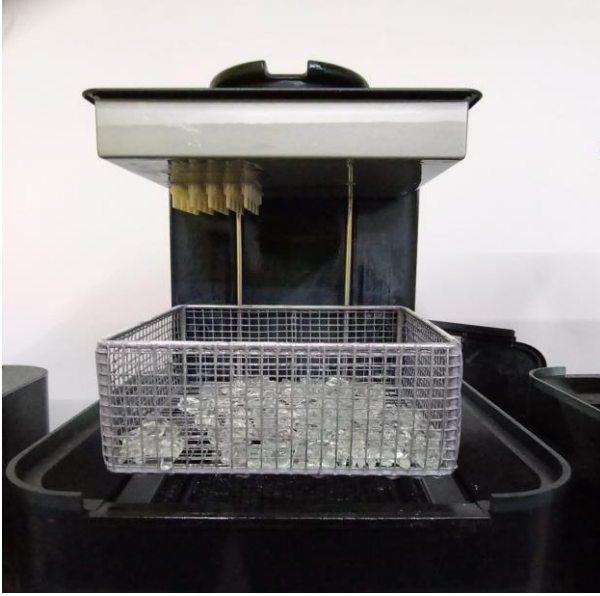


Resim 3.8. FormLabs Permanent Crown örneklerin yazıcı tankındaki görüntüsü



Resim 3.9. Örneklerin ilk kürlenme öncesi görüntüsü

3B baskının ardından örnekler üretici talimatlarına uygun şekilde %98'lik izopropil alkol çözeltisi ile yıkama ünitesinde (Form Rinse; Formlabs) 5 dk yıkandı (Resim 3.10.). Yıkamanın ardından örnek üzerlerindeki destek yapılar uzaklaştırılmadan 20 dk 60 °C'de UV-polimerizasyon ünitesinde (Form Cure; Formlabs) kürlendi (Resim 3.11.).



Resim 3.10. Örneklerin yıkama ünitesindeki görüntüsü



Resim 3.11. Örneklerin krleme nitesinde UV uygulaması ile kürlenmesi

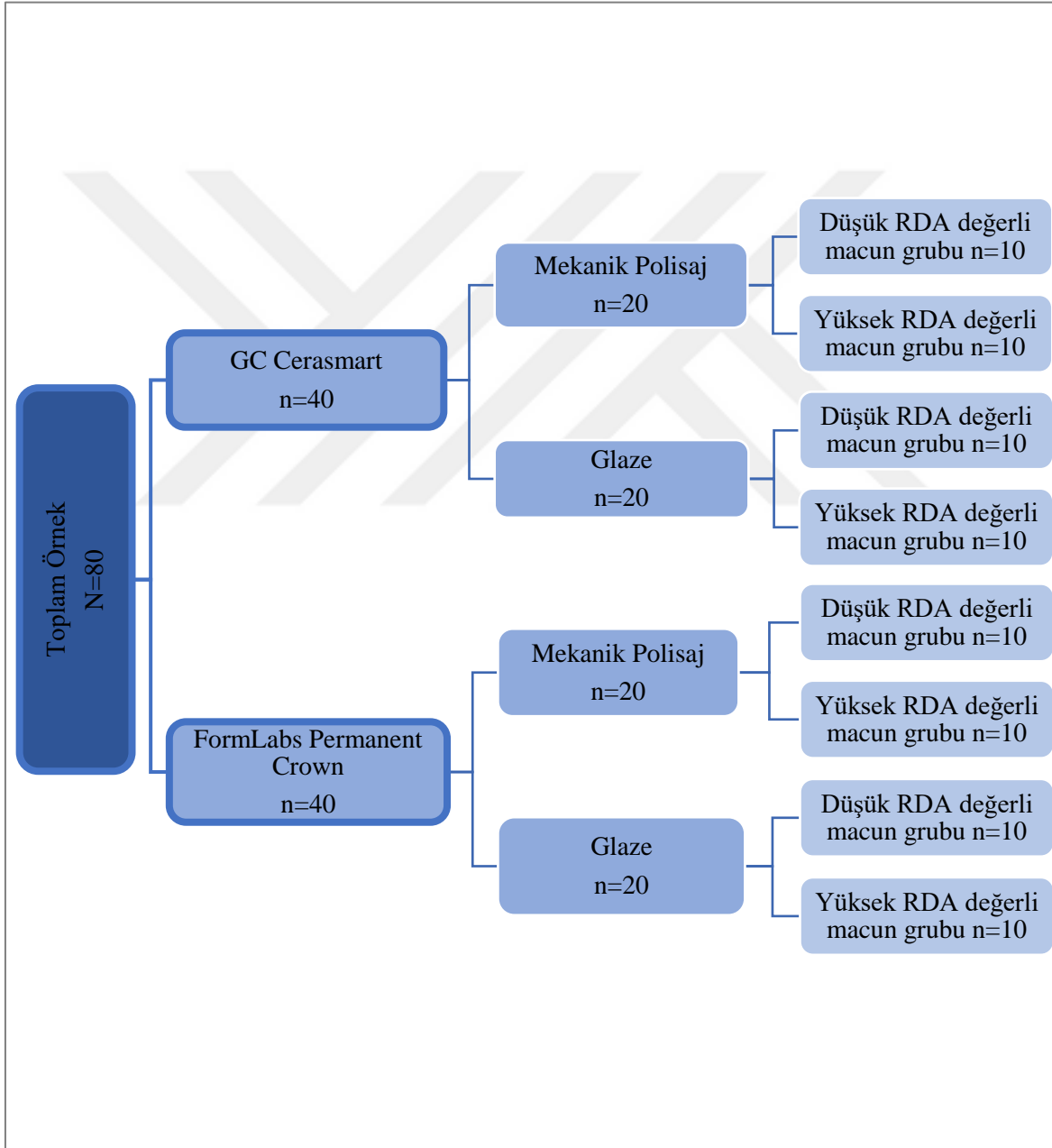
İlk kr işlemi bittikten sonra destek yapılar yan keski yardımı ile örnek yüzeylerinden uzaklaştırıldı (Resim 3.12.) ve tekrar 60 °C fırında 20 dk krlendi. 2. krleme basamağının ardından örnekler yüzey bitim işlemleri için hazır hale getirildi.



Resim 3.12. Örneklerden destek yapıların uzaklaştırılması

3.3. Deney Gruplarının Hazırlanması

Çalışmada rezin nanoseramik materyalinden 40 adet ve yeni geliştirilen rezin-seramik materyalinden 40 adet olmak üzere toplam 80 adet örnek üretim yöntemleri, yüzey bitim işlemleri ve fırçalama simülasyonunda kullanılan macun içeriklerine göre 8 alt gruba ayrıldı (Şekil 3.1.).



Şekil 3.1. Resin-seramik örneklerin çalışma gruplarına ayrılması

Çalışma gruplarına ayrılan örnekler Resim 3.13 ve 3.14’te gösterildi.



Resim 3.13. GC Cerasmart örnekler



Resim 3.14. FormLabs örnekler

Bütün örnekler B₁ renginde LT olarak üretildi. Örneklerin ölçüm yapılmayacak yüzeyleri işaretlendi. Örneklerle uygulanacak yüzey işleme tekniği, bu teknik için kullanılacak materyaller ve üretici firmaları Çizelge 3.2’de gösterildi. Çalışmada kullanılan cihazlar ve cihaza ait bilgiler Çizelge 3.3’te gösterildi.

Çizelge 3.2. Kullanılan rezin-seramik ve rezin nanoseramik materyaller, bitirme teknikleri ve üretici firmalar

Materyal	Uygulanan Bitirme Tekniği	Bitirme Tekniğinde Kullanılan Materyaller	Bitirme Materyali Özellikleri	Üretici Firma
GC Cerasmart	Mekanik Polisaj	Sof-Lex Diamond Bitirme ve Parlatma Kiti	Al ₂ O ₃ ve termoplastik elastomer içerikli bej ve elmas partikül içerikli pembe renkli 2 aşamalı spiral lastik	3M ESPE, St. Paul, Mn, ABD
	Glaze	GC Optiglaze	Polimetil metakrilat (PMMA), Metil metakrilat (MMA), Fotoinitator, Silika doldurucu	GC Corporation, Tokyo, Japonya
FormLabs Permanent Crown	Mekanik Polisaj	Sof-Lex Diamond Bitirme ve Parlatma Kiti	Al ₂ O ₃ ve termoplastik elastomer içerikli bej ve elmas partikül içerikli pembe renkli 2 aşamalı spiral lastik	3M ESPE, St. Paul, Mn, ABD
	Glaze	GC Optiglaze	Polimetil metakrilat (PMMA), Metil metakrilat (MMA), Fotoinitator, Silika doldurucu	GC Corporation, Tokyo, Japonya

Çizelge 3.3. Çalışmada kullanılan cihazlar ve model/üretici firmaları

Çalışmada kullanılan cihazlar	Model / Üretici firma
Kesim cihazı	Micracut 201 / Metkon, Bursa, Türkiye
Zımpara cihazı	Gripo 2V Grinder-Polisher
Dijital kumpas	Digimatic Caliper / Mitutoyo, Tokyo, Japonya
3b yazıcı	Form 3D+ printer / Formlabs, Somerville, MA, ABD
Polimerizasyon fırını	Form Cure / Formlabs, Somerville, MA, ABD
Kumlama cihazı	Heraeus Combilabor CL-FSG 3 / kulzer, Almanya
Ultrasonik banyo	Eltrosonic Type 37 prof
Spektrofotometre	Konica Minolta CM-2500d / Konica Minolta Sensing, INC. Japonya
Profilometre	MarSurf M300 C /Mahr GmbH, Göttingen, Almanya

3.4. Yüzey Bitirme İşlemlerinin Uygulanması

3.4.1. Glaze uygulaması

Örneklere uygulanan glaze işlem basamakları üretici firma önerileri dikkate alınarak yapıldı. Uygulama sonrası kalınlıkları dijital kumpas ile yeniden ölçüldü.

3 boyutlu yazıcıdan üretilen FormLabs rezin-seramik örneklerin işlem yapılacak yüzeylerinde kalan destek artıkları kompozit parlatma lastiği ile temizlendi. Daha sonra GC Cerasmart ve FormLabs örnekler için GC Optiglaze (GC Corporation, Tokyo, Japonya) cila materyali kullanıldı. Üretici firmanın önerileri dikkate alınarak örneklerin işlem yapılacak yüzeyleri, kuşlama cihazı (Heraeus Combilabor CL-FSG 3, Almanya) ile 10 mm mesafeden 1,5 bar basınç altında 50µm Al₂O₃ tozu ile 5 sn kuşlandı (Resim 3.15).



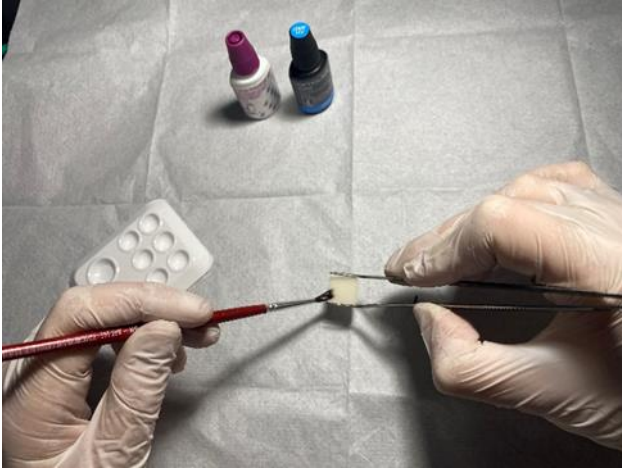
Resim 3.15. Kuşlama cihazı

Kuşlama işleminden sonra örnekler ultra sonik banyoda 10 dk su ile temizlendi ve kurutuldu.

Optiglaze uygulamasından önce örnek yüzeylerine GC G-Multi primer (GC Corporation, Tokyo, Japonya) uygulaması yapıldı. Daha sonra optiglaze renk setinden “clear” rengi ince bir tabaka (25-50 µm) halinde uygulandı (Resim 3.16 ve 3.17). 40 sn boyunca 430 nm led ışık kaynağı ile polimerize edildi.



Resim 3.16. G- Multi primer ve Optiglaze



Resim 3.17. Optiglaze uygulaması

3.4.2. Mekanik polisaj uygulaması

Mekanik polisaj işlemi için alüminyum oksit ve termoplastik elastomer emdirilmiş elmas parçacıklardan oluşan bej ve pembe renkli 2 adımlı Sof-Lex Diamond bitirme ve parlatma spiral lastikleri (3M ESPE, St. Paul, Mn, ABD) kullanıldı (Resim 3.18). Mikromotor sabit 15.000-20.000 rpm devirde çalıştırıldı ve parlatma kitindeki her lastik 60'ar saniye kullanıldı. Mekanik polisaj her örneğin tek bir yüzeyine aynı uygulayıcı tarafından uygulandı (Resim 3.19 ve 3.20).



Resim 3.18. Sof-Lex Diamond bitirme ve parlatma spiral lastikleri



Resim 3.19. Bej lastik ile bitirme işlemi yapılması



Resim 3.20. Pembe lastik ile parlatma işlemi yapılması

İşlemden sonra örnek kalınlıkları dijital kumpas ile tekrar kontrol edildi. Tüm örnekler başlangıç ölçümlerinden önce ultrasonik banyoda distile su içinde 15 dk temizlendi, kurutuldu. Daha sonra ölçüm yapılana kadar oda sıcaklığında, kuru ve ışık almayan bir ortamda muhafaza edildi.

3.4.3. Renk ölçümü

Hazırlanan örnekler için aletsel renk tespit yöntemi kullanıldı. Tüm renk ölçümleri, Konica Minolta CM-2500d spektrofotometre cihazı (Konica Minolta Sensing, INC. Japonya) ile yapıldı (Resim 3.21). Ölçülerin ortam ışığından etkilenmemesi ve ortam koşullarının standardize edilmesi amacı ile D65 standart aydınlatma ortamı olan renk ölçüm kutusu kullanıldı. Kutunun iç bölümü nötral gri bir karton ile kaplandı. Ölçüler karanlık ortamda ve kutudaki 6500 °K lamba ışığı altında yapıldı (Resim 3.22).



Resim 3.21. Konica Minolta CM-2500d spektrofotometre cihazı



Resim 3.22. Renk ölçüm kutusu

Cihaz her ölçüm için örnek yüzeylerin aynı noktasına yerleştirildi. Cihaz kalibrasyonu üretici firma önerileri doğrultusunda her grubun ölçümünden önce kalibrasyon plağı ile yapıldı. Her bir örnek için başlangıç renk ölçümü 3'er kez tekrarlandı ve elde edilen değerlerin (L^* , a^* , b^* , C ve h) ortalamaları kaydedildi.

3.4.4. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü

Hazırlanan örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümü MarSurf M300 C (Mahr GmbH, Göttingen, Almanya) profilometre cihazı kullanılarak yapıldı (Şekil 3.23). Cihaz her bir grup ölçümünden önce üretici talimatlarına uygun olarak kalibre edildi yüzey bitim işlemleri yapılan örneklerin her birinden 3'er kez ölçüm yapıldı ve ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri (R_a) hesaplandı.



Resim 3.23. MarSurf M300 C profilometre cihazı

3.5. Fırçalama Simülasyonu İşlemi

Renk ve yüzey pürüzlülüğü ölçümü tamamlanan örnekler için Konya Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan fırçalama simülatörü kullanıldı.

Çalışmada; farklı yöntemlerle üretilmiş ve farklı yüzey işlemleri uygulanmış 4 grup kendi içlerinde 2 ayrı alt gruba ayrılarak (n=10) cihazın plastik kaplarına yerleştirildi.



Resim 3.24. Oral Fırçalama Simülâtörü

Diş fırçası olarak orta sertlikte Powerdent Shine (İdeal Standart A.Ş. Esenyurt, İstanbul); diş macunu olarak Colgate Total ve Colgate Total Whitening (Colgate Total, Colgate-Palmolive Co, Çin) kullanıldı. Çalışmada kullanılan diş macunları ve özellikleri Çizelge 3.4'te gösterildi. Diş fırçaları birbirine paralel konumda fırçalama simülâtörünün tutucu kollarına vidalanarak sabitlendi (Resim 3.24). Distile su ve macun 1:1 oranında karıştırıldı ve karışım plastik kaplara yerleştirildi. Sulandırılmış diş macunu çözeltisi homojen olması amacıyla aralıklarla karıştırıldı. Standardizasyon sağlamak için her örnekte yeni diş fırçası ve diş macunu–distile su çözeltisi yenilendi.

Çizelge 3.4. Çalışmada kullanılan diş macunu çeşidi, kimyasal içeriği, RDA değeri ve üretici firması

Diş macunu	Kimyasal içeriği	RDA değeri	Üretici firma
Colgate Total	Su, Hidrate Silika, Gliserin, Sorbitol, PVM/MA Kopolimer, Sodyum Lauril Sulfat, Tatlandırıcı, Cellulose Gum, Karajenan, Sodyum Hidroksit, Sodyum Florid, Sodyum Sakkarin, Triklosan, CI 77891	70	Colgate Total, Colgate-Palmolive Co, Çin
Colgate Total Whitening	Su, Sorbitol, Hidrate Silika, Gliserin, PEG-12, Tetrasoium Pirofosfat, Tatlandırıcı, Sodyum lauril sülfat, Çinko fosfat, Sellulöz sakızı, Sodyum sitrat, Mikrokristalin Seluloz, Sodyum sakkarin, kokamidopropil Betain, ksantan, sitrik asit, Sukraloz, Titanyum dioksit.	142	Colgate Total, Colgate-Palmolive Co, Çin



Resim 3.25. Örneklerin fırçalama işlemi uygulaması

Başlangıç renk ve yüzey pürüzlülüğü ölçümü tamamlanmış örnekler 25 °C'lik diş macunu-distile su karışımı çözeltisi içinde, 2,5 N sabit dikey kuvvet altında, 120 mm/sn devir hızında ileri-geri fırçalama hareketi ile 1 yıllık fırçalamaya karşılık gelen 10.000 devirlik fırçalama yapıldı (Resim 3.22.). Tüm örnekler fırçalama işleminden sonra simülatörden çıkarıldı, hava/su spreyi ile yıkandı ve 24 saat boyunca kurutuldu.

3.5.1. Renk ölçümü

Fırçalama simülasyonu sonrası renk ölçümü başlangıç renk ölçüm basamaklarında olduğu gibi aynı şekilde yapıldı ve final renk parametreleri ölçüm değerleri kaydedildi.

3.5.2. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü

Bir yıllık diş fırçalamaya tekabül eden fırçalama simülasyonu işlemini takiben örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri tekrarlandı ve başlangıç ölçüm ile eş kalibrasyon parametreleri kullanıldı. Her örnek 3'er defa ölçüldü ve ulaşılan değerlerin ortalamaları alınarak Ra1 olarak kaydedildi.

3.6. CIEDE 2000 Renk Ölçüm Formülü ile Renk Değişim Değerleri Hesaplanması

Farklı CAD-CAM üretim yöntemleri ve yüzey bitim işlemleriyle hazırlanan rezin matriks seramik örneklerin fırçalama simülasyonu sonrası renk değişim değerleri CIEDE2000 (ΔE_{00}) renk farkı formülü kullanılarak hesaplandı.

$$\Delta E_{00} = \left[\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L} \right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (3.1)$$

CIEDE2000 sistemine göre örneklerin fırçalama öncesi ve sonrası ölçülen parlaklık farkı ($\Delta L'$), chroma ($\Delta C'$) ve hue ($\Delta H'$) değerleri hesaplandı. Rotasyon fonksiyonu (R_T), mavi alandaki hue ve chroma farkı arasındaki etkileşimi gösteren bir fonksiyondur ve dental renk uzayında 0'a yakın değerdedir.

Parlaklık, chroma ve hue bileşikleri için tanımlanan sırasıyla; S_L , S_C ve S_H ağırlıklandırma fonksiyonları CIE Lab renk uzayında L, a, b koordinat sistemi varyasyonunu düzenler ve toplam renk farkını ayarlarlar.

K_L , K_C ve K_H parametre faktörleri ise sırasıyla parlaklık, chroma ve hue değişkenleri için arka plan, ayraçlar, dokular gibi farklı görüntüleme parametrelerini ayarlama için kullanılan deneysel koşullar için düzeltme terimleridir. Bu tez çalışmasında parametrik faktörlerin değeri 1 olarak alındı.

CIEDE2000 formülüne göre algılanabilirlik eşiği ΔE_{00} değeri 0,8; klinik olarak kabul edilebilirlik eşiği ΔE_{00} değeri ise 1,8 olarak kabul edildi.

3.7. İstatistiksel Analiz

Çalışmanın veri analizi IBM SPSS ver 23.0, JASP ver 0.12 istatistiksel paket programları ve R ver 4.2.11 programlama dili kullanılarak yapıldı. Analiz edilen parametreler farklı içerikli rezin seramiklerin üretim yöntemlerinin, yüzey bitim işlemlerinin ve farklı RDA değerli diş macunlarının yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimi için tanımlayıcı istatistikler ortalama \pm standart sapma ($ort \pm ss$) olarak sunuldu. Verilerin çok değişkenli normal dağılıma uyum gösterip göstermediği R programlama dilinde yer alan “mvn” kütüphanesi kullanılarak araştırıldı. Farklı materyal, yüzey işlemleri ve RDA değerli macunlar ile fırçalamanın renk farkı ölçüm değerleri üzerindeki etkisi üç yönlü faktöriyel ANOVA ile incelendi. Üç yönlü faktöriyel ANOVA'nın varsayımı olan varyansların homojenliği varsayımı Levene testi ile incelendi. ANOVA sonucunda farklılık bulunması halinde farklılığı yaratan grupların araştırılmasında varyansların homojenliği varsayımı sağlandığı için Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. Farklı materyal, yüzey işlemi, RDA oranının ve fırçalama

işlemi zamanının yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri üzerindeki etkisi dört yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA ile incelendi. Tekrarlı ölçümlü ANOVA analizinin temel varsayımı olan küresellik varsayımı, sadece iki zaman noktası (firçalama öncesi-firçalama sonrası) olduğundan değerlendirilemedi. Dört yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA sonucu farklılık bulunması halinde farklılığı yaratan grupların araştırılmasında Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi olarak $P<0.05$ alındı.





4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında eksiltmeli yöntemle üretilen rezin nan oseramik CAD-CAM blok ve 3B baskı ile üretilen rezin-seramik daimi kron materyallerine glaze ve mekanik polisaj işlemi uygulandı. Örneklerin tümü farklı iki RDA değerine sahip macunla 10.000 devirlik fırçalama simülasyonuna tabi tutuldu. Fırçalama işlemi öncesi ve sonrası mekanik profilometre ile yüzey pürüzlülüğü, spektrofotometre ile renk değişimleri ölçüldü. Yapılan istatistik analizler sonucu ulaşılan veriler başlıklar halinde aşağıda sunuldu.

4.1. Renk Farkı Parametresine Göre Yapılan Analiz Sonuçları

4.1.1. Tanımlayıcı istatistikler

Glaze veya mekanik polisaj işlemleri uygulanmış iki rezin matriks seramik materyalin farklı RDA değerlerine sahip macunlar ile fırçalanması sonucu oluşan renk değişimi (ΔE_{00}) parametresine ilişkin tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.1’de gösterildi.

Çizelge 4.1. Farklı yüzey işlemi uygulanan ve farklı RDA değerlerine sahip macunlar ile fırçalanan materyallerin renk değişimi (ΔE_{00}) parametresine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Materyal	Yüzey İşlemi	RDA Değeri	
		Düşük RDA Ort \pm SS	Yüksek RDA Ort \pm SS
GC CERASMART	Glaze	1,39 \pm 0,71	1,29 \pm 0,24
	Mekanik Polisaj	0,91 \pm 0,44	1,34 \pm 0,37
FORMLABS	Glaze	1,39 \pm 0,47	0,41 \pm 0,34
	Mekanik Polisaj	1,64 \pm 0,71	1,73 \pm 0,62

Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma

GC Cerasmart materyaline glaze yüzey işlemi uygulandıktan sonra düşük RDA değerli macun ile fırçalama yapıldığında renk farkı parametresi ortalama değeri 1,39 \pm 0,71’dir.

GC Cerasmart materyaline glaze yüzey işlemi uygulandıktan sonra yüksek RDA değerli macun ile fırçalama yapıldığında renk farkı parametresi ortalama değeri 1,29 \pm 0,24’tür.

GC Cerasmart materyaline mekanik polisaj yüzey işlemleri uygulandıktan sonra düşük RDA değerli macun ile fırçalama yapıldığında renk farkı parametresi ortalama değeri $0,91 \pm 0,44$ 'tür.

GC Cerasmart materyaline mekanik polisaj yüzey işlemleri uygulandıktan sonra yüksek RDA değerli macun ile fırçalama yapıldığında renk farkı parametresi ortalama değeri $1,34 \pm 0,37$ 'dir.

FormLabs materyaline glaze yüzey işlemleri uygulandıktan sonra düşük RDA değerli macun ile fırçalama yapıldığında renk farkı parametresi ortalama değeri $1,39 \pm 0,47$ 'dir.

FormLabs materyaline glaze yüzey işlemleri uygulandıktan sonra yüksek RDA değerli macun ile fırçalama yapıldığında renk farkı parametresi ortalama değeri $0,41 \pm 0,34$ 'tür.

FormLabs materyaline mekanik polisaj yüzey işlemleri uygulandıktan sonra düşük RDA değerli macun ile fırçalama yapıldığında renk farkı parametresi ortalama değeri $1,64 \pm 0,71$ 'dir.

FormLabs materyaline mekanik polisaj yüzey işlemleri uygulandıktan sonra yüksek RDA değerli macun ile fırçalama yapıldığında renk farkı parametresi ortalama değeri $1,73 \pm 0,62$ 'dir.

4.1.2. ANOVA sonuçları

Farklı materyal, yüzey işlemleri ve RDA oranlarının renk farkı ölçüm değerleri üzerindeki etkisi üç yönlü faktöriyel ANOVA ile incelendi. Üç yönlü faktöriyel ANOVA'nın varsayımı olan varyansların homojenliği varsayımı Levene testi ile incelendi. Sonuçlar Çizelge 4.2'de verildi.

Çizelge 4.2. Farklı yüzey işlemi, RDA değeri ve farklı tip materyallerin renk farkı parametresi üzerindeki etkisinin incelenmesi

Değişim Kaynağı	Serbestlik Derecesi	Düzeltilmiş Kareler Toplamı	Düzeltilmiş Kareler Ortalaması	F-değeri	p-değeri
Materyal	1	1,898	1,898	7,010	0,010
Yüzey işlemi	1	0,028	0,028	0,105	0,747
RDA oranı	1	0,236	0,236	0,871	0,354
Materyal*Yüzey işlemi	1	1,219	1,219	4,504	0,037
Materyal*RDA oranı	1	0,062	0,062	0,229	0,634
Yüzey işlemi*RDA oranı	1	0,453	0,453	1,672	0,200
Materyal*Yüzey işlemi*RDA oranı	1	0,252	0,252	0,932	0,338
Hata	71	19,221	0,271	---	---
Toplam	78	23,417	---	---	---

S= 0,5206, R2=%17,9, Adj-R2=%9,8

Buna göre;

- Materyal türleri arasında renk farkı ölçüm değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($F(1,71)=7,010$, $P=0,010$).
 - Yüzey işlemleri arasında renk farkı ölçüm değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamadı ($F(1,71)=0,105$, $P=0,747$).
 - RDA oranları arasında renk farkı ölçüm değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamadı ($F(1,71)=0,871$, $P=0,354$).
1. Farklı materyal ve yüzey işlemlerinin renk farkı ölçüm değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($F(1,71)=4,504$, $P=0,037$).
 2. Farklı materyal ve RDA oranlarının renk farkı ölçüm değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamadı ($F(1,71)=0,229$, $P=0,634$).
 3. Farklı yüzey işlemi ve RDA oranlarının renk farkı ölçüm değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunamadı ($F(1,71)=1,672$, $P=0,200$).
 4. Farklı materyal, yüzey işlemi ve RDA oranlarının renk farkı ölçüm değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunamadı ($F(1,71)=0,932$, $P=0,338$).

4.1.3. Farklı materyal ve yüzey işlemlerinin birlikte etkisi için çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Yapılan ANOVA testi sonucunda farklılığı yaratan grupların araştırılmasında varyansların homojenliği varsayımı sağlandığı için Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları Çizelge 4.3'te verildi.

Çizelge 4.3. Farklı materyal ve yüzey işlemlerinden elde edilen renk farkı ölçümlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Materyal	Yüzey İşlemi	
	Glaze	Mekanik Polisaj
	Ort ± SS	Ort ± SS
GC CERASMART	1,34 ± 0,53 ^{Aa}	1,13 ± 0,45 ^{Ba}
FORMLABS	1,40 ± 0,40 ^{Aa}	1,68 ± 0,65 ^{Aa}

Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma

- Ortak büyük harfe sahip yüzey işlemi grubu içinde materyallere ait ΔE değerleri arasında anlamlı fark yoktur ($P > 0,05$).
- Ortak küçük harfe sahip materyal grubu içinde yüzey işlemlerine ait ΔE değerleri arasında fark yoktur ($P > 0,05$).

4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Parametresine Göre Yapılan Analiz Sonuçları

4.2.1. Tanımlayıcı istatistikler

Glaze veya mekanik polisaj işlemleri uygulanmış iki rezin matriks seramik materyallerin farklı RDA değerlerine sahip macunlar ile fırçalanmadan önceki ve fırçalandıktan sonraki yüzey pürüzlülüğü (R_a) parametrelerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.4'te verildi.

Çizelge 4.4. Farklı yüzey işlemi uygulanmış rezin matrisli seramik örneklerin fırçalama öncesi sonrası yüzey pürüzlülüğü değerleri

Materyal	Yüzey İşlemi	RDA Değeri	FIRÇALAMA	
			Öncesi (Ra0)	Sonrası (Ra1)
			Ort ± SS	Ort ± SS
GC CERASMART	Glaze	Düşük RDA	0,13 ± 0,03	0,19 ± 0,02
		Yüksek RDA	0,13 ± 0,01	0,19 ± 0,14
	Mekanik Polisaj	Düşük RDA	0,15 ± 0,01	0,18 ± 0,01
		Yüksek RDA	0,14 ± 0,02	0,20 ± 0,01
FORMLABS	Glaze	Düşük RDA	0,16 ± 0,02	0,20 ± 0,02
		Yüksek RDA	0,16 ± 0,01	0,21 ± 0,02
	Mekanik Polisaj	Düşük RDA	0,18 ± 0,01	0,25 ± 0,01
		Yüksek RDA	0,20 ± 0,02	0,26 ± 0,01

Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma

GC Cerasmart materyali glaze yüzey işlemi uygulanmış örneklerin düşük RDA değerli bir macunla fırçalama işlemi öncesi yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri $0,13 \pm 0,03$; aynı örnek grubunun düşük RDA değerli macunla fırçalama işlemi sonrası yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri ise $0,19 \pm 0,02$ 'dir.

GC Cerasmart materyali glaze yüzey işlemi uygulanmış örneklerin yüksek RDA değerli bir macunla fırçalama işlemi öncesi yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri $0,13 \pm 0,01$; aynı örnek grubunun yüksek RDA değerli macunla fırçalama işlemi sonrası yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri ise $0,19 \pm 0,14$ 'tür.

GC Cerasmart materyali mekanik polisaj yüzey işlemi uygulanmış örneklerin düşük RDA değerli bir macunla fırçalama işlemi öncesi yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri $0,15 \pm 0,01$; aynı örnek grubunun düşük RDA değerli macunla fırçalama işlemi sonrası yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri ise $0,18 \pm 0,01$ 'dir.

GC Cerasmart materyali mekanik polisaj yüzey işlemi uygulanmış örneklerin yüksek RDA değerli bir macunla fırçalama işlemi öncesi yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri $0,14 \pm 0,02$; aynı örnek grubunun yüksek RDA değerli macunla fırçalama işlemi sonrası yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri ise $0,20 \pm 0,01$ 'dir.

FormLabs materyali glaze yüzey işlemi uygulanmış örneklerin düşük RDA değerli bir macunla fırçalama işlemi öncesi yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri $0,16 \pm 0,02$; aynı örnek grubunun düşük RDA değerli macunla fırçalama işlemi sonrası yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri ise $0,20 \pm 0,02$ 'dir.

FormLabs materyali glaze yüzey işlemi uygulanmış örneklerin yüksek RDA değerli bir macunla fırçalama işlemi öncesi yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri $0,16 \pm 0,01$; aynı örnek grubunun yüksek RDA değerli macunla fırçalama işlemi sonrası yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri ise $0,21 \pm 0,02$ 'dir.

FormLabs materyali mekanik polisaj yüzey işlemi uygulanmış örneklerin düşük RDA değerli bir macunla fırçalama işlemi öncesi yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri $0,18 \pm 0,01$; aynı örnek grubunun düşük RDA değerli macunla fırçalama işlemi sonrası yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri ise $0,25 \pm 0,01$ 'dir.

FormLabs materyali mekanik polisaj yüzey işlemi uygulanmış örneklerin yüksek RDA değerli bir macunla fırçalama işlemi öncesi yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri $0,20 \pm 0,02$; aynı örnek grubunun yüksek RDA değerli macunla fırçalama işlemi sonrası yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri ise $0,26 \pm 0,01$ 'dir.

En düşük Ra değeri GC Cerasmart glaze düşük RDA değerli macun grubunda fırçalama öncesinde, en yüksek Ra değeri ise FormLabs mekanik polisaj yüksek RDA değerli macun grubunda fırçalama sonrasında ölçüldü.

4.2.2. ANOVA sonuçları

Farklı materyal, yüzey işlemi ve RDA değeri ve fırçalama işlemi yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri üzerindeki etkisi üç yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA ile incelendi.

Çizelge 4.5. Farklı tip materyallerin farklı yüzey işlemi, RDA değeri farklı iki macunla fırçalanmasının yüzey pürüzlülüğü parametresi üzerindeki etkisinin incelenmesi

Değişim Kaynağı	Serbestlik Derecesi	Düzeltilmiş Kareler Toplamı	Düzeltilmiş Kareler Ortalaması	F-değeri	p-değeri
Materyal	1	0,055	0,055	85,414	<0,001
Yüzey işlemi	1	0,020	0,020	31,525	<0,001
RDA oranı	1	0,002	0,002	2,951	0,090
Fırçalama	1	0,109	0,109	395,277	<0,001
Materyal*Fırçalama	1	0,0006944	0,0006944	2,512	0,117
Yüzey işlemi*Fırçalama	1	0,0002721	0,0002721	0,984	0,324
RDA oranı*Fırçalama	1	0,0006944	0,0006944	2,512	0,117
Materyal*Yüzey işlemi	1	0,009	0,009	13,306	<0,001
Materyal*RDA oranı	1	0,002	0,002	2,525	0,116
Yüzey işlemi*RDA oranı	1	0,0003099	0,0003099	0,481	0,490
Materyal*Yüzey işlemi*Fırçalama	1	0,003	0,003	10,434	0,002
Materyal*RDA oranı*Fırçalama	1	0,0000312	0,0000312	0,113	0,738
Yüzey işlemi*RDA oranı*Fırçalama	1	0,0001145	0,0001145	0,414	0,522
Materyal*Yüzey işlemi*RDA oranı	1	0,0001627	0,0001627	0,253	0,617
Materyal*Yüzey işlemi*RDA oranı*Fırçalama	1	0,000813	0,000813	2,941	0,091
Denekler Arası	72	0,046	0,001	----	----
Hata	72	0,020	0,000276	----	----
Toplam	159	0,2690922	----	----	----

S=0,1414, R2=%92,6, Adj-R2=%83,6

Farklı materyal, yüzey işlemi ve RDA oranlarının fırçalama öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri üzerindeki etkisinin incelendiği üç yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA sonuçları Çizelge 4.5'te verildi. Buna göre;

- Materyal türleri arasında yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($F_{(1,72)}=85,414$, $P<0,001$).
- Yüzey işlemleri arasında yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($F_{(1,72)}=31,525$, $P<0,001$).
- RDA oranları arasında yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamadı ($F_{(1,72)}=2,951$, $P=0,090$).

- Firçalama işlemi öncesi ve sonrası arasında yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($F_{(1,72)}=395,277, P<0,001$).
- Materyal türleri ve firçalamanın yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunamadı ($F_{(1,72)}=2,512, P=0,117$).
- Yüzey işlemleri ve firçalamanın yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunamadı ($F_{(1,72)}=0,984, P=0,324$).
- RDA oranları ve firçalamanın yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunamadı ($F_{(1,72)}=2,512, P=0,117$).
- Farklı materyal ve yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($F_{(1,72)}=13,306, P<0,001$).
- Farklı materyal ve RDA oranlarının yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunamadı ($F_{(1,72)}=2,525, P=0,116$).
- Farklı yüzey işlemi ve RDA oranlarının yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunamadı ($F_{(1,72)}=0,481, P=0,490$).
- Farklı materyal, yüzey işlemi ve firçalamanın yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($F_{(1,72)}=10,434, P=0,002$).
- Farklı materyal, RDA oranı ve firçalamanın yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunamadı ($F_{(1,72)}=0,113, P=0,738$).
- Farklı yüzey işlemi, RDA oranı ve firçalamanın yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunamadı ($F_{(1,72)}=0,414, P=0,522$).
- Farklı materyal, yüzey işlemi ve RDA oranlarının yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunamadı ($F_{(1,72)}=0,253, P=0,617$).
- Farklı materyal, yüzey işlemi, RDA oranı ve firçalamanın yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunamadı ($F_{(1,72)}=2,941, P=0,091$).

4.2.3. Farklı materyal, yüzey işlemi ve firçalama işlemlerinin birlikte etkisi için çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Üç yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA sonucu farklılığı yaratan grupların araştırılmasında Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanıldı.

Çizelge 4.6. Farklı materyal, yüzey işlemi ve fırçalama işleminin etkisine göre elde edilen yüzey pürüzlülüğü ölçümlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Materyal	Yüzey İşlemi	FIRÇALAMA	
		Öncesi (Ra0)	Sonrası (Ra1)
		Ort ± SS	Ort ± SS
GC CERASMART	Glaze	0,13 ± 0,02 ^{bA2}	0,19 ± 0,01 ^{aA1}
	Mekanik Polısaj	0,15 ± 0,02 ^{bA2}	0,19 ± 0,01 ^{bA1}
FORMLABS	Glaze	0,16 ± 0,02 ^{aB2}	0,21 ± 0,02 ^{aB1}
	Mekanik Polısaj	0,19 ± 0,02 ^{aA2}	0,25 ± 0,02 ^{aA1}

Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma

Yüzey işlemi ve materyal değişkenleri sabit tutularak fırçalama işlemi öncesi ve sonrası grupları arasında ortak rakama sahip yüzey pürüzlülüğü değerleri istatistiksel olarak anlamsızdır.

Yüzey işlemi ve fırçalama uygulaması değişkenleri sabit tutularak materyal grupları arasında ortak küçük harfe sahip yüzey pürüzlülüğü değerleri istatistiksel olarak anlamsızdır.

Materyal ve fırçalama uygulaması değişkenleri sabit tutularak yüzey işlemi grupları arasında ortak büyük harfe sahip yüzey pürüzlülüğü değerleri istatistiksel olarak anlamsızdır.



5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında eklemeli ve eksiltmeli CAD-CAM yöntemleriyle üretilen rezin matriks seramik örneklere iki farklı yüzey bitirme işlemi uygulandı ve iki farklı RDA değerli macun kullanılarak 10.000 devirlik oral fırçalama simülasyonuna tabi tutuldu. Bu işlemlerin rezin matriks örneklerdeki renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğüne olan etkisi incelendi.

Renk stabilitesi yönünden çalışmanın hipotezleri değerlendirildiğinde;

Eksiltmeli yöntemle üretilen rezin nanoseramik materyal (GC Cerasmart) ve eklemeli yöntemle üretilen rezin-seramik materyalin (FormLabs) glaze yüzey işlemi uygulanan gruplarının ΔE_{00} değerleri karşılaştırıldığında anlamlı farklılık bulunmazken; materyallerin mekanik polisaj gruplarının ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. Bu sonuçlar doğrultusunda çalışmanın birinci hipotezi glaze yüzey işlemi grupları için kabul edilirken, mekanik polisaj grupları için reddedildi.

GC Cerasmart materyali glaze yüzey işlemi grubu ve mekanik polisaj yüzey işlemi grubu arasındaki ΔE_{00} değerleri karşılaştırıldığında anlamlı fark bulunmadı. Aynı şekilde FormLabs materyali glaze yüzey işlemi grubu ve mekanik polisaj yüzey işlemi grubu arasındaki ΔE_{00} değerleri karşılaştırıldığında anlamlı fark bulunmadı. İstatistik sonuçlarına göre çalışmanın ikinci hipotezi kabul edildi.

Yüksek ve düşük RDA değerli macunlar ile fırçalanan aynı materyale ve yüzey işlemine sahip örnek gruplarının renk stabiliteleri arasında anlamlı fark bulunmadı. Çalışmanın üçüncü hipotezi kabul edildi.

Yüzey pürüzlülüğü yönünden çalışmanın hipotezleri değerlendirildiğinde;

Eksiltmeli yöntemle üretilen rezin nanoseramik materyalin (GC Cerasmart) ve eklemeli yöntemle üretilen rezin-seramik materyalin (FormLabs) yüzey pürüzlülüğü, aynı yüzey işlemi ve aynı fırçalama şartları altında tüm gruplarda anlamlı olarak farklı bulundu. Yalnızca glaze yüzey işlemi ve fırçalama sonrası gruplarında pürüzlülük değerlerinde meydana gelen değişim anlamlı değildi. Bu nedenle çalışmanın birinci hipotezi kısmen reddedildi.

GC Cerasmart materyali glaze ve mekanik polisaj gruplarının yüzey pürüzlülüğü karşılaştırıldığında hem fırçalama öncesinde hem de fırçalama sonrasında Ra değerleri arasında anlamlı fark bulunmadı. Buna karşın FormLabs materyali glaze ve mekanik polisaj gruplarının yüzey pürüzlülüğü karşılaştırıldığında hem fırçalama öncesinde hem de fırçalama sonrasında Ra değerleri arasında anlamlı fark bulundu. Bu sonuçlara göre çalışmanın ikinci hipotezi eksiltmeli yöntemle üretilen rezin nanoseramik materyal için kabul edilirken, eklemeli yöntemle üretilen rezin-seramik materyal için reddedildi.

Yüksek ve düşük RDA değerli macunlar ile fırçalanan aynı materyale ve yüzey işlemine sahip örnek grupları yüzey pürüzlülükleri arasında anlamlı fark bulunmadı. Çalışmanın üçüncü hipotezi kabul edildi.

Dijital teknolojilerin yayılması ile modern diş hekimliği uygulama alanları da etkilenmiştir. Veri toplama, teşhis, tedavi, planlama ve indirekt restorasyonların üretimini kolaylaştırmak için dijital iş akışlarının benimsenmesi klinik uygulamalar ve laboratuvar prosedürlerini önemli ölçüde değiştirmiştir [174]. Bunun sonucu olarak CAD-CAM üretim yöntemlerine uygun materyal geliştirilmesi, diş hekimliğinde en hızlı büyüyen ve gelişen alanlardan biri haline gelmiştir [175]. Hekimlerin ve hastaların estetik ve dayanıklı restorasyon taleplerinin artmasına bağlı olarak CAD-CAM kullanımının yaygınlaşmasıyla her geçen gün daha üstün mekanik ve estetik özellikler sunan materyaller üretilmektedir [28].

Daimi restorasyonlarda kullanılan güncel estetik restoratif materyaller, seramikler ve kompozitler olarak iki ana gruba ayrılmaktadır. Bu iki ana materyal grubunun birbirlerine göre avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır. Seramikler, dişlerin doğal görünümünü taklit edebilen, biyouyumlu, kimyasal olarak kararlı ve yüksek baskı dayanım değerlerine sahip materyallerdir. Buna karşın düşük çekme ve bükülme dayanımına sahiptirler. Düşük çekme ve bükülme dayanımı restorasyonları kırılğan hale getirir ve plastik deformasyon olmadan çatlak başlangıcına ve yayılmasına zemin oluşturur [176, 177]. Öte yandan kompozitler daha esnek ve daha yumuşak materyaller olarak geniş klinik uygulama yelpazesinde estetik açıdan olumlu özellikler sunarlar [178]. Ancak geleneksel kompozit restorasyonların da polimerizasyon büzülmesinden dolayı boyutsal stabilitelerinin düşük olması, mekanik dayanımlarının diş dokularından az olması gibi dezavantajları sebebiyle klinik kullanım alanları kısıtlıdır [179].

Kompozitlerin olumlu özelliklerini seramikle birleştirerek kırılğan olmayan ve ince restorasyon kenarlarına uygun frezelenen yeni bir estetik CAD-CAM materyali olan rezin matriks seramikler (rezin-seramikler, RMS) protetik restorasyonlar için kullanıma sunulmuştur [180]. RMS'ler dentine benzer elastisite modülüne sahip polimerlerin özelliklerini seramiğin güçlü mekanik yapısıyla birleştirir [181]. Seramiklere kıyasla daha düşük elastisite modülleri nedeniyle restorasyonda oluşan stres miktarlarını azaltır ve antagonist minenin daha az pürüzlenmesini ve aşınmasını sağlarlar [182]. İn-vitro çalışmaların birçoğu bu yeni materyallerin cam seramiklerin bir alternatifi olabileceğini göstermektedir [28, 183, 184]. Güth ve diğerleri [185], çalışmalarında PMMA bazlı yüksek yoğunluklu polimerler ya da CAD-CAM sistemleri ile üretilebilen kompozit protetik restorasyonların, uzun süreli klinik kullanıma uygun olduğunu ve karmaşık restorasyon modelleriyle kullanılabilme avantajlarına sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Eksiltmeli ve eklemeli CAD-CAM üretim yöntemlerinin ayrı avantaj ve dezavantajları vardır. Eksiltmeli üretim ile tek seansta marjinal ve internal uyumu yüksek, estetik restorasyonlar üretilmektedir. Bu yöntemde geleneksel ölçü alma, alçı model hazırlama gibi ek işlem basamakları ortadan kalktığından teknisyene duyulan ihtiyaç azalarak zamandan tasarruf sağlanmaktadır [45]. Buna karşın eksiltmeli üretim geçici veya daimi restorasyon elde etmek için bir materyal bloğunun frezelenmesini içerir. Bloktan eksilterek üretim yapılması tekrar kullanılmayan artık materyal oluşumuna neden olmaktadır [6]. Bu durumun önüne geçmek için eklemeli CAD-CAM üretim yöntemleri diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır. Eklemeli üretim eksiltmeli üretime göre materyal tasarrufu sağlar. Daha büyük ve kompleks geometrili nesnelerin üretimi yapılabilir [186]. 3B yazıcılar, frezeleme ünitelerinden daha erişilebilirdir ve seramik, metal ve polimerler dahil çok sayıda materyal üretimi yapılabilir [187].

3B yazıcılar ile fonksiyon ve estetik açısından klinik olarak kabul edilebilir daimi restorasyonların üretimi amaçlanır. 3B yazıcılar ile oklüzal splintler, cerrahi kılavuzlar, hareketli protezler, geçici kron ve köprü restorasyonları üretilebilir. Sahip oldukları avantajlara karşın 3B yazıcı ile üretilen restorasyonların uzun vadeli başarısı ve klinik özellikleri tam olarak bilinmemektedir. Son zamanlarda daimi kron materyali olarak kullanılan 3B baskılı rezin matriks seramikler piyasaya sürülmüştür. Yeni geliştirilen FormLabs Permanent Crown, 2020 yılında piyasaya sürülen, daimi tek kron restorasyonlar, inlay ve onleylerin 3B yazıcılar ile üretilmesini sağlayan diş renginde rezin seramik

materyaldir ve VITA Classical skalasına göre dört rengi bulunur: A₂, A₃, B₁ ve C₂. Üretici tarafından vurgulanan avantajları biyouyumlu oluşu, işleme ve parlatma kolaylığı, düşük maliyet, rezin simanlarla bağlandığında yüksek dayanıklılık, radyopaklık, yüksek renk stabilitesi, düşük su emilimi/suda çözünürlük, düşük plak birikimidir [188].

Eksiltmeli CAD-CAM materyallerinden biri olan rezin nanoseramik bloklar, rezin matris seramiklerin alt gruplarından biridir ve üretilen dimetakrilat matrisinde dağılmış nano hibrit doldurucu parçacıklarından oluşur [189]. Eksiltmeli CAD-CAM sistemleri ile üretilen rezin matris seramikler daimi tek diş ve implant üstü restorasyonların üretiminde endikedir [180].

"Rezin seramik" CAD-CAM materyallerinin farklı kimyasal bileşimleri nedeniyle parlatılabilirlikleri, yüzey sertliği ve elastisite modülü gibi mekanik özelliklerinin yanı sıra aşınma ve sıkıştırmaya karşı dirençleri farklılık göstermektedir [190].

Üretim yöntemi ne olursa olsun, daimi tek üyeli restorasyonların uzun vadede klinik olarak kabul edilebilir olması için mekanik, biyolojik, fiziksel ve estetik özelliklerinin iyi olması gerekir. İntraoral şartların taklit edildiği koşullar sağlanarak daha kapsamlı değerlendirilmeler yapılmalı ve ilgili materyallerin özellikleri daha doğru anlaşılmalıdır.

Bu konuya açıklık getirmek amacıyla 3 boyutlu yazıcıda üretilen rezin-seramik FormLabs Permanent Crown reçinesi (FL) ve eksiltmeli yöntemle üretilen rezin nanoseramik grubundan doldurucu oranı olarak FL'e en yakın olan GC Cerasmart (CS) materyalleri çalışmaya dahil edildi.

Yeni bir dental materyalin davranışı in-vivo ve in-vitro çalışmalar ile anlaşılabilir. Klinik uygulamadaki başarı ve başarısızlık oranlarının değerlendirilmesi bu sonuçlara göre yapılır. İn-vivo çalışmalar, in-vitro çalışmalara göre daha güvenilir olsa da daha uzun süre gerektirmeleri, etik problemler, hasta takibinde yaşanan zorluklar ve standardizasyon güçlükleri sebebiyle daha az tercih edilir [191, 192]. Bu nedenlerden dolayı bu tez çalışması in-vitro koşullarda gerçekleştirildi ve kullanılan her bir materyal standart laboratuvar koşullarında işlem gördü.

Çalışmada örnek boyutları her bir örnek için 12x14 mm olarak standardize edildi. Örnek kalınlıkları benzer çalışmalar referans alınarak 1,5 mm olarak belirlendi [193-195].

İlgili literatür taraması sonucu rezin matriks seramik materyallerle ilgili birçok mekanik özelliğin değerlendirildiği görülebilir [196-198]. Ancak rezin matriks seramiklerin fiziksel özelliklerinden olan yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimi parametrelerinin birlikte değerlendirildiği çalışma sayısı sınırlıdır. Bu sebeple bu tez çalışmasında eksiltmeli ve eklemeli yöntem ile üretilen rezin esaslı seramik materyallerin renk stabilitesi ve yüzey pürüzlülüğü özellikleri değerlendirildi.

Üreticiler restorasyonun en uygun mekanik ve estetik özelliklere sahip olması ve yüzey pürüzsüzlüğü için mekanik polisajlama veya glazeleme önerir. Bu yöntemler çeşitli çalışmalarda birbirleriyle karşılaştırılırsa da çalışmacılar konuyla ilgili bir fikir birliğine sahip değillerdir [199]. Bu nedenle bu tez çalışmasında örneklerin yarısına mekanik polisaj, diğer yarısına glaze işlemi uygulanarak, farklı yüzey işlemlerinin materyallerin renk ve pürüzlülük değerleri üzerindeki etkisi değerlendirildi.

Renk stabilitesi ve yüzey pürüzlülüğü restorasyon başarısını etkileyen temel faktörlerdendir [200]. Çalışmacılar kimyasal bileşimi farklı dental seramik sistemlerin renk değişimi değerlerinin, yüzey pürüzlülük değerleri ile doğru orantılı olabileceğini bildirmişlerdir [201-203].

Dental materyallerin renk değişimi değerlendirmesi için en güvenilir metot spektrofotometre ölçümleridir. Spektrofotometre; laboratuvar çalışmalarına uygun, objektif ve tekrarlanabilir ölçümler yapar [84]. Spektrofotometreler, renk skalası ile belirlenen rengi, matematiksel koordinatlarla tanımlanan CIELab renk parametrelerine dönüştürür [121, 204]. Bu sebeple bu çalışmada da renk değişimi ölçümleri spektrofotometre ile yapıldı.

Sayısal renk farklılıklarının gerçekçi yorumlanması için görsel eşikler önemlidir. %50:50 algılanabilirlik eşiği (AE), gözlemcilerin %50'sinin iki nesne arasındaki renk değişimini fark ettiği, diğer %50'nin ise hiçbir değişim fark etmediği bir durumu ifade eder. Benzer şekilde, gözlemcilerin %50'si için kabul edilebilir olan renk farkı, %50:50 kabul edilebilirlik eşiğine (KE) karşılık gelir, diğer %50'si ise diş restorasyonunun renk düzeltilmesi gerektirdiğini düşünür. Mükemmel, algılanamayan bir eşleşme nadiren gerekli olduğundan KE, AE'den daha önemlidir [205].

Renk değişimi hesaplama formüllerini, bir çift örnek arasındaki renk farkının matematiksel değerini bulmak için kullanılır. Bu çalışmada CIEDE2000 formülü, resmi olarak kabul edilen CIE renk farkı denklemini olduğu ve diş renkleri arasındaki renk farklılıklarının insan tarafından algılanabilirliği ve kabul edilebilirliği konusunda daha iyi bir gösterge olduğu bildirildiği için seçildi. Sonuçların yorumu Paravina ve diğerlerinin yaptığı çalışmada bildirdikleri eşik değerler kullanılarak yapıldı ve AE için $\Delta E_{00} \leq 0,8$ ve KE için $\Delta E_{00} \leq 1,8$ olarak kabul edildi [206].

Materyalden bağımsız olarak CAD-CAM restorasyonları, 60-65 mikron büyüklüğünde elmas aşındırıcı parçacıklarla kaplanmış döner aletlerle frezelenmektedir. Bu tür döner aletler restorasyonda oldukça yüksek bir başlangıç yüzey pürüzlülüğü yaratır. Başlangıçtaki bu yüksek yüzey pürüzlülüğü, restorasyonda renk değişikliğinin artmasına, antagonist dişlerin daha fazla aşınmasına, dişeti iltihabı ve/veya ikincil çürük riskine yol açabilmektedir [190]. Bunun önüne geçmek ve uzun süreli klinik kullanım için protezin pürüzsüz bir diş yüzeye sahip olması şarttır. Klinik olarak kabul edilebilir pürüzlülük değeri (Ra) 0,2 μm olarak belirlenmiştir [144-146]. Bu nedenle, başlangıçtaki yüksek yüzey pürüzlülüğü azaltılmalıdır ve çeşitli yüzey bitim işlemleri ile restorasyonların Ra değeri 0,2 μm 'nin altında tutulmalıdır.

Bitirme ve parlatma tekniği olarak mekanik polisaj kullanılıyorsa polisaj materyallerinin gren şeklinden, boyutundan ve sertliğinden, uygulanan basıncın miktarından, hızından ve işlem süresinden etkilenir [145, 207].

Klinik uygulamalarda birbirinden farklı manuel polisaj teknikleri kullanılmaktadır. Çalışmalar, çok aşamalı alüminyum oksit esnek bitirme ve cilalama disklerinin rezin içerikli materyallerde başarılı yüzey pürüzsüzlüğü oluşturduğunu söylemektedir [208]. Bu bağlamda bu tez çalışmasında mekanik polisaj yüzey işlemi uygulanan örnek grupları için alüminyum oksit içerikli Sof-Lex spiral şekilli polisaj diskleri kullanıldı.

Rezin matriks seramik örnek yüzeylerine Al_2O_3 ve termoplastik elastomer içerikli polisaj spiralleri elektrikli mikromotor ve klinik anguldurva ile aynı klinisyen tarafından uygulandı ve mikromotor üretici firmanın önerileri doğrultusunda 15.000-20.000 rpm devirde çalıştırıldı. Önerilen rpm aralığı, polisajlama sonuçlarını en uygun hale getirmek ve ağız içi

elmas pastaya ihtiyaç duymadan pasta benzeri parlaklık sağlamak için önerilen değerdir [209].

Rezin matris seramik materyallerin Ra'sını iyileştirmenin alternatif bir yöntemi, protez yüzeyindeki mikro gözenekleri doldurarak glaze görevi gören yüzey sızdırmazlık ajanlarının kullanılması olabilir [189]. Doray ve diğerleri [210] yüzey cila ajanlarının restorasyon yüzeyindeki girintileri doldurduğunu, aşınma direncini ve restorasyonun renk stabilitesini arttırdığını bildirmişlerdir.

Ayrıca rezin matris seramik materyaller için geleneksel glaze uygulaması endike değildir [189, 190]. Polimer esaslı seramik materyaller ışıkla polimerize olan yüzey cila ajanları ile pişirme işlemine gerek kalmadan tek seansta glazelenabilmektedir [5]. Buradan yola çıkarak bu tez çalışmasında glaze yüzey işlemi uygulanan örnek grupları için yüzey cila ajanı olarak ışıkla sertleşen Optiglaze cila materyali kullanıldı.

Materyallerin yüzey pürüzlülüğü, taramalı elektron mikroskobu gibi kalitatif ya da yüzey profili analizi (profilometre) gibi kantitatif yöntemler ile incelenir [211]. Kullanım kolaylığı, ulaşılabilirliği, ölçüm netliği, yüzey pürüzlülüğü ortalamasını sayısal verilere dökebilmesi gibi avantajlarından dolayı çalışmamızda literatürdeki benzer çalışmalar referans alınarak yüzey pürüzlülüğü ölçümleri mekanik profilometre cihazı ile yapıldı [212-214].

Ra parametresi; ölçüm aralığındaki yüzey düzensizliklerinin (yükseklik ve derinliklerinin) tümünün mutlak değer toplamlarının aritmetik ortalamasıdır ve yüzey pürüzlülüğü genellikle Ra ile tanımlanır. [211]. Bu nedenle örneklerin pürüzlülük karşılaştırması Ra değerlerine göre yapıldı.

Protetik materyallerin yüzey pürüzlülüğü çeşitli faktörlerden etkilenir. Diş fırçası ve diş macunu abrazyonu bu faktörlerin içinde düşünülmektedir. Fırçalama ile oluşacak yüzey pürüzlülüğünün; preslenebilir seramikler [215], direkt kompozit rezin restorasyon materyalleri [216] ve PMMA protez kaideleri [217] gibi materyallerin yüzey dokusu üzerindeki etkileri ile ilgili araştırmalar yapılmış olsa da farklı CAD-CAM teknolojileri ile üretilen rezin matris seramiklerin, fırçalama sonrası yüzey dokusu ve rengi gibi fiziksel özelliklerinin nasıl etkilendiğinin değerlendirilmesine yönelik çalışmaların kısıtlı olduğu gözlemlendi.

Profilaktik macunlar kullanılarak yapılan fırçalama prosedürü ile ilgili olarak, çeşitli çalışmalar protez materyalleri üzerinde olası yüzey pürüzlülüğü değişikliğini göstermiştir. Göreceli dentin aşındırıcılığına (RDA değerleri) sahip farklı diş macunları mevcuttur [144]. Literatür incelendiğinde fırçalama döngülerindeki artışın geleneksel kompozit rezinlerin yüzey özelliklerini ve parlaklığının etkilediği görülür. Ancak diş fırçalamanın rezin matris seramik materyaller üzerindeki etkisiyle ilgili yeterli veri bulunmamaktadır [218]. Bu nedenle bu tez çalışmasında rezin matris seramik örnekler farklı RDA değerli macunlar ile fırçalama simülasyonuna tabi tutuldu.

Literatürde, fırçalama simülasyonunda 10.000 devir fırça darbesinin 1 yıla karşılık geldiği bildirilmiştir [219]. Bu tez çalışmasında 1 yıllık diş fırçalamanın materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimi parametreleri üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla rezin nanoseramik ve rezin-seramik örneklere 10.000 devir fırçalama simülasyonu uygulandı. Literatür; fırçalama kuvveti, süresi ve kullanılan macunun RDA değerindeki değişimlerin dental materyallerin renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü üzerinde etkili olduğunu bildirmiştir [172, 220]. Çalışmamızda RDA değerinin örnek grupları üzerindeki renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü etkisini değerlendirmek amacıyla biri düşük (70) biri yüksek (142) olmak üzere iki farklı RDA değerine sahip macun kullanıldı ve fırçalama işleminde uygulanan kuvvet, diş fırçası tipi, strok uzunluğu, siklus süresi tüm örnek grupları için standardize edildi.

Diş macunlarının dental materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerine olan etkisinin araştırıldığı çalışmalar ve ISO (ISO 11609: 2017) standartları, fırçalama işleminde distile su ile diş macun karışımı oranını 1:1 olarak bildirmişlerdir [172, 221-223]. Bu bilgiler referans alınarak bu tez çalışmasında diş macunu ve distile su 1:1 oranında karıştırıldı ve her örnek için fırçalama simülatörünün haznesindeki karışım yenilendi. ISO (ISO 11609: 2017) standartlarına göre fırçalama simülatöründe uygulanacak fırçalama yükü miktarı 0,5-2,5 N arasında değişmektedir [224]. Çalışmamızda literatürdeki farklı çalışmalar ve ISO standardı önerisi doğrultusunda fırçalama yükü 2,5 N olarak tercih edildi [216, 218, 225].

Heintze ve diğerleri [172], seramik ve kompozit materyallerin yüzey pürüzlülüğüne fırçalama süresi ve yükünün etkisini inceledikleri çalışmalarında, örnek yüzeylerini 1N; 2,5N ve 3,5N'luk yüklerle 10 saatlik fırçalamaya tabi tutmuşlar ve seramik materyallerde

yüzey değişiminin çok az miktarda olduğunu, kompozit materyallerde pürüzlülüğün yük ve süre ile doğru orantılı olarak arttığını göstermişlerdir.

Labban ve diğerlerinin [226], çalışmasında dört rezin matriks seramiği [Lava Ultimate (LU), Vita Enamic (EN), Shofu HC (SH) ve Crystal Ultra (CU)] kontrol grubu olarak bir cam seramik (Vita Mark II) ile karşılaştırılmıştır. Materyaller yüzey işlemine (polisaj veya glaze) ve saklama ortamına (su veya sitrik asit) bağlı olarak dört alt gruba ayrılmış ve örnekler fırçalama simülasyonuna tabi tutulmuştur. Glazelenmiş LU grubunun renk değişiminin, polisaj grubuna göre daha yüksek bulunduğu bildirilmiştir. Diş fırçalama, yüzey işlemi ve saklama ortamından bağımsız olarak tüm grupların rengini etkilediği sonucuna ulaşılmıştır. İlgili çalışma sonuçlarıyla benzer olarak çalışmamızda da tüm örnek grupları fırçalama sonrası renk değişimi gösterdi.

Muhlemann ve diğerleri [227], çalışmalarında iki rezin nanoseramik (Lava Ultimate ve Cerasmart), bir rezin infiltre seramik (Vita Enamic), bir feldspatik seramik (Vita mark II) olmak üzere CAD-CAM materyal gruplarının fırçalama simülasyonu sonucu renk değişim değerlerini incelemişlerdir. Örneklere mekanik polisaj ve renklendirilmiş glaze ajanı uygulamış, beş yıllık fırçalamanın sonunda glazeli örneklerin tümünün renk değişim değerleri anlamlı farklılık gösterdiği ve fırçalama sonrası en fazla renk değişiminin rezin nanoseramik gruplarına (Lava Ultimate ve Cerasmart) ait olduğu bildirilmiştir. Mekanik polisaj yapılan Cerasmart örnekler, glazelenenlere göre daha az renk değişimi gösterdiği bildirilmiştir. Çalışmamızda yukarıdaki çalışmadan farklı olarak aynı materyalin glaze ve mekanik polisaj gruplarının ΔE değerleri arasında anlamlı fark bulunamadı ($P>0,05$). İki çalışma arasındaki farkın fırçalama işlem sürelerinin farklı olmasından ve kullanılan glaze materyallerinin kimyasal içeriklerinin farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Pouranfar ve diğerleri [228], çalışmalarında iki rezin matriks seramik materyal (Cerasmart, GC; Enamic, VITA) ve bir lityum disilikat materyali (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent) karşılaştırmışlardır. Her materyal firma önerilerine uygun olarak glazelenmiş ve Cerasmart için Optiglaze cila ajanı kullanılmıştır. Yumuşak bir diş fırçası ile fırçalama simülatöründe 3,6,9 ve 12 yıla tekabül eden fırçalama yapıldıktan sonra her grup ve fırçalama aralığı için ortalama renk değişimi (ΔE) ve standart sapma belirlenmiştir. Çalışmacılar, bu çalışma için klinik olarak çıplak gözle farkedilme eşliğini $\Delta E >1,0$ olarak kabul etmişlerdir. Enamic ve IPS e.maxCAD materyalleri arasındaki ΔE değişimi 3. yılda anlamlı değilken 6, 9 ve 12.

yıllarda anlamlı bulunmuştur. Öte yandan Cerasmart ve Enamic arasındaki ΔE farkı 3. yılda anlamlı iken, 6. yılda aralarındaki farkın anlamlı olmadığı sonucuna varılmıştır. Çalışmacılar diş fırçalamanın, rezin matris materyallerin dışsal karakterizasyonunun rengini değiştirebileceğini, bununla birlikte rezin-seramik materyallerin yaklaşık 6 yıllık fırçalamaya kadar oluşan renk değişiminin klinik olarak çıplak gözle fark edilmediğini savunmuşlardır. Çalışmamızın sonuçlarına göre ise Cerasmart glaze ($\Delta E:1,34$) ve mekanik polisaj ($\Delta E:1,13$) grupları algılanabilirlik eşiğinin üzerinde fakat klinik kabul edilebilirlik eşiğinin altında renk değişim değerleri gösterdiler. Yukarıda bahsedilen çalışmadan farklı olarak 1 yıllık fırçalamanın sonucundaki renk değişimi klinikte çıplak gözle fark edilebilen fakat restorasyonun değiştirilmesine gerek görülmeyen aralıkta değerlendirildi. İki çalışma arasındaki farklılığın çalışmacıların farklı algılanabilirlik eşik değeri kullanmalarından veya farklı sertlikte fırça ile fırçalama işlemi uygulanmasından kaynaklandığı düşünüldü.

Song ve diğerleri [229], eksiltmeli ve eklemeli CAD-CAM yöntemleriyle ürettikleri geçici restorasyonları 12 hafta boyunca kahve ve çay solüsyonlarında beklettikleri çalışmalarında restorasyonların renk stabilitelelerini incelemişlerdir. Tüm örnek gruplarının renklendirici solüsyon etkisi ile algılanabilir renk değişim eşiğinin üzerinde değere sahip olduğunu söylemişlerdir. Ayrıca eklemeli yöntemle üretilen geçici restorasyonların renk stabilitesini, eksiltmeli yöntemle üretilenlere göre daha düşük olduğunu ifade etmişlerdir. İlgili çalışmaya paralel olarak çalışmamızda eklemeli yöntemle üretilen örnekler eksiltmeli yöntemle üretilenlere göre daha düşük renk stabilitesi gösterdi. Eksiltmeli yöntemle üretilen rezin nanoseramik ve eklemeli yöntemle üretilen rezin seramik materyallerin glaze yüzey işlemi gruplarının fırçalama öncesi ve sonrası arasındaki renk değişiminin istatistiksel olarak anlamsız olduğu ($P>0,05$), mekanik polisaj gruplarında ise anlamlı olduğu ($P<0,05$) sonucuna ulaşıldı.

3B yazıcılarla üretilen geçici restorasyonların incelendiği bir başka çalışmada Almejrad ve diğerleri [230], eklemeli yöntemle üretilen geçici restorasyon materyallerini mekanik polisaj veya glaze uygulamak üzere iki alt gruba ayırmışlardır. Mekanik polisaj grubuna Al_2O_3 içerikli polisaj kiti; glaze grubuna ise Optiglaze yüzey cila ajanı uygulamışlardır. Ardından tüm grupları çeşitli renklendirici solüsyonlarda bekletmişler ve renk değişimlerini ölçmüşlerdir. Mekanik polisaj ve Optiglaze yüzey işlemi uygulanan gruplar arasında ΔE karşılaştırıldığında, kahveye ve şaraba batırılmış örneklerdeki mekanik polisaj gruplarının, Optiglaze grubuna göre önemli ölçüde daha yüksek ΔE gösterdiği; yapay tükürüğe batırılmış

örnek grupları arasında ise Optiglaze grubunun, mekanik polisaj grubuna göre önemli ölçüde daha yüksek ΔE değeri gösterdiğini tespit etmişlerdir. Mekanik polisaj gruplarının kendi arasındaki ΔE karşılaştırıldığında; kahve grubunun çay grubundan daha yüksek ΔE değeri gösterdiği; Optiglaze gruplarının kendi arasındaki ΔE karşılaştırıldığında ise mekanik polisajın aksine, çay grubunun kahve grubuna göre daha yüksek ΔE değeri gösterdiği bildirilmiştir. Sonuç olarak 3B yazıcıyla üretilen geçici restorasyonların yapay tükürük, çay, kahve ve şarap solüsyonlarına 6 ay boyunca batırıldıktan sonra önemli bir renk değişikliği gösterdiği bildirilmiştir. Optiglaze yüzey cila ajanının eklemeli yöntemle üretilen geçici restorasyonlarda kromojenik içeceklerin neden olduğu renk bozulmasını azaltabildiği ve bu yüzey cila ajanının koruyucu etkisinin en çok kahveye karşı olduğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca çalışmacılar tüm kromojenik içecekler arasında geçici restorasyonlarda en belirgin renk değişikliğine kırmızı şarabın neden olduğunu söylemişlerdir.

Sağsöz ve diğerleri [207], çalışmalarında rezin nanoseramik CAD-CAM bloklar olan Lava Ultimate ve Cerasmart materyallerine farklı mekanik polisaj veya yüzey cila ajanı teknikleri uygulamışlar ve bu tekniklerin etkinliğini glazelenmiş cam seramik materyali ile karşılaştırarak değerlendirmişlerdir. Değerlendirme sonucunda Lava Ultimate için kompozit polisaj kiti, seramik polisaj kiti ve yüzey cila ajanı arasında fark olmadığını ve bu üç grubun değerlerinin kontrol grubuna göre anlamlı derecede düşük olduğunu bildirmişlerdir. Cerasmart için kontrol grubu ile yüzey cila ajanı arasında ve kompozit polisaj kiti ile seramik polisaj kiti arasında fark olmadığını ancak kontrol grubunun ve yüzey cila ajanı grubunun pürüzlülük değerlerinin kompozit polisaj kiti ve seramik polisaj kitine göre anlamlı derecede yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca polisajlı ve polisajsız gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu, seramik polisaj kiti ve kompozit polisaj kitinin, rezin seramiklerde tatmin edici sonuçlar sağladığını rapor etmişlerdir.

Kompozit rezin materyallerin yüzey pürüzlülüğünü azaltmak için de yüzey cila ajanları önerilmiştir [231]. Dede ve diğerleri [232], yaptıkları çalışmada çeşitli nano hibrit kompozit rezinlere Biscover, Palaseal ve Optiglaze cila ajanları uygulamışlar ve alüminyum oksit emdirilmiş diskler (Sof-Lex 3M ESPE) ile polisajlanmış kontrol grubuyla karşılaştırmışlardır. Renk stabilitesini ve yüzey pürüzlülüğünü termal siklus uygulaması öncesi ve sonrasında ölçmüşlerdir. Nano hibrit dolduruculu kompozitlerin Ra değerlerini en fazla düşüren cila ajanının Palaseal olduğunu, ayrıca çalışmada yer alan tüm yüzey cila ajanlarının, alüminyum oksit emdirilmiş diskler ile polisajlanmış kontrol grubuyla

karşılaştırıldığında renk stabilitesini korumada daha başarılı olduğunu açıklamışlardır. Bu durumun yüzey cila ajanlarının nano hibrit kompozit rezinlerin yüzey kusurlarını ve düzensizliklerini doldurmasıyla ilgili olabileceği belirtilmiştir. Çalışmamızda ilgili çalışmanın sonuçları ile benzer şekilde FormLabs materyaline Optiglaze cila ajanı uygulanan gruplarda mekanik polisaj gruplarına göre Ra değerleri daha düşük ($P>0,05$) bulundu. Renk stabilitesi değerlerinde ise anlamlı farklılık bulunmadı. Bulgular arasındaki farklılığın sebebi çalışmamızda termal siklus ile yaşlandırma işleminin yapılmamış olması olabilir.

Fasbinder ve diğerleri [233], CAD-CAM ile üretilen restorasyonların yüzeyinde oluşan pürüzlülük değişimlerini değerlendirdikleri çalışmalarında, klinik olarak kabul edilebilir pürüzlülük değer aralığında yüzeyler oluşturabilmek için birbirinden farklı parlatma ve cila sistemlerini kullanmışlardır. Resin nanoseramik grubundan Lava Ultimate, hibrit seramiklerden Vita Enamic ve lösit içerikli seramiklerden EmpressCAD materyallerinden CAD-CAM ile onley restorasyonlar hazırlamışlardır. Kontrol grubu olarak EmpressCAD örneklerin bir kısmına glaze işlemi uygulanarak porselen fırınında pişirilmiş ve geri kalan örnekler fırça polisaj tekniği (VH Technology instrument, VITA Enamic Polishing Kit) veya aşındırıcı polisaj tekniği (Meisinger Polishing Kit, Brasseler Dialite Kit) uygulanmak üzere gruplara ayrılmıştır. Her iki polisaj tekniğinin de resin nanoseramik Lava Ultimate için daha pürüzsüz bir yüzey elde edilmesini sağladığını, fırça polisaj tekniği (VH Teknolojisi) ile aşındırıcı polisaj tekniği (Meisinger, Neuss, Almanya) arasında yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Ayrıca çalışmacılar hasta başı CAD-CAM materyallerine uygulanan her iki polisaj tekniğinde de kontrol grubundaki glazeli seramik yüzeylere nazaran daha pürüzsüz yüzeyler elde edildiğini bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında yukarıdaki sonuçlardan farklı olarak resin nanoseramik materyaline uygulanan glaze ve mekanik polisaj yüzey bitirme işlemleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi ($P>0,05$). Buna karşın, resin-seramik materyalin mekanik polisaj grupları (Ra: 0,19), glaze gruplarına (Ra: 0,16) göre daha yüksek pürüzlülük değerleri gösterdi ($P<0,05$). Bulgular arasındaki farklılığın kullandığımız materyallerin kimyasal bileşimlerinin farklı olmasından ve çalışmamızdaki glaze materyalinin ışıkla polimerize edilmesinden kaynaklandığı düşünüldü.

De andrade ve diğerleri [234]; Cerasmart, Lava Ultimate, Voco Grandio gibi resin nanoseramik materyallerin, 10 yıllık fırçalama simülasyonu uygulaması sonucu yüzey

pürüzlülüğü değişimini değerlendirmişlerdir. Rezin nanoseramik bloklara manuel polisaj işlemi uygulamışlar ve fırçalamadan önce Cerasmart grubunun, test edilen diğer materyallere göre daha düşük Ra değerleri gösterdiği sonucuna varmışlardır. Fırçalama simülasyonun, test edilen tüm materyaller için yüzey pürüzlülüğü ve parlaklık değerlerinde bir düşüşe sebep olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmada fırçalamanın ardından Cerasmart ve Grandio materyalleri için 0,2 µm'den daha yüksek ortalama pürüzlülük değerlerine ulaşılmış ve klinik olarak kabul edilemez pürüzlülük değerleri gözlemlendiği için materyallerin yeniden parlatılması önerilmiştir. Bizim çalışmamızda da yüzey bitim işlemleri sonucu en düşük Ra değerlerini Cerasmart glaze fırçalama öncesi (Ra:0,13) ve Cerasmart mekanik polisaj fırçalama öncesi (Ra:0,15) grupları gösterdi, fırçalama sonrası ise kritik klinik pürüzlülük eşiği aşılmadı. Bulgularımızın farklı olmasının nedeni ilgili çalışmada 10 yıla karşılık gelen fırçalama simülasyonu uygulanmış olması bizim çalışmamızda ise 1 yıla karşılık gelen fırçalama simülasyonu uygulanmış olması olabilir.

Koizumi ve diğerleri [235], çalışmalarında farklı kimyasal birleşime sahip 6 adet rezin seramiğe RDA değeri 136 olan diş macunu ile 5 yıllık fırçalama simülasyonu uygulamışlar ve fırçalama işlemi sonrası yüzey pürüzlülüklerini Vita Mark II (kontrol grubu) materyali ile karşılaştırmışlardır. Cerasmart ve Shofu Block HC materyallerinin Ra değerinin fırçalama sonrası Vita Mark II Ra'sından önemli ölçüde daha büyük bulmuşlardır. Diş fırçası aşınmasından sonra Cerasmart ve Shofu Block HC materyallerinin ortalama pürüzlülüğü 0,2 µm'den büyük olduğu için sonuçların klinik olarak anlamlı olduğunu açıklamışlardır. Bu tez çalışmasında da tüm gruplarda fırçalama sonrası Ra değerleri fırçalama öncesi Ra değerlerine göre anlamlı olarak yüksek bulundu. Bu artış fırçalama sonrası Cerasmart materyalinde kritik klinik pürüzlülük eşiği değeri olan 0,2 µm'nin altında iken, Formlabs materyali için 0,2 µm'nin üzerine çıktı.

Kamonkhantikul ve diğerleri [218], çalışmalarında polimer içerikli CAD-CAM blokların fırçalama sonrası yüzey pürüzlülüğünü araştırmışlardır. Polimer matris içeren altı CAD-CAM blok, (Block HC, Cerasmart, Gradio Block, KZR-CAD Hibrit Rezin Blok, Lava Ultimate ve Vita Enamic); bir feldspatik seramik (Vitablocs Mark II); bir PMMA blok (Telio CAD) ve bir geleneksel kompozit rezin (Filtek Z350 XT) değerlendirilmiştir. 10.000, 20.000 ve 40.000 devirlik fırçalamadan sonra Cerasmart örneklerin Ra değerinin önemli ölçüde düştüğü bildirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları, kompozit rezin CAD-CAM bloklarının çoğunun (özellikle diş fırçalamadan sonra yüzey özelliklerini koruyan Cerasmart örnekler)

Ra ve parlaklık değişimi açısından seramik bloklarla karşılaştırılabilir veya daha iyi olduğunu göstermiştir.

akmak ve diğerleri [189], çalışmalarında farklı parlatma tekniklerinin ve kahve termal döngüsünün eklemeli ve eksiltmeli yöntemle üretilen rezin matris seramik daimi restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü ve renk stabilitesini nasıl etkilediğini değerlendirmişlerdir. Eklemeli yöntemle üretilmiş iki rezin-seramik (Crowntec, CT ve VarseoSmile Crown Plus, VS) ve eksiltmeli yöntemle üretilmiş rezin nanoseramik (Cerasmart, CS) örnekleri mekanik polisaj ve Optiglaze yüzey işlemleri için gruplara ayırmışlardır. Parlatma işleminden sonra örnekleri, 10.000 devir kahve termal döngüsüne tabi tutmuşlardır. Ra ve renk değişimi ölçümlerini yüzey işlemleri uygulamasından sonra ve kahve termal döngüsünden sonra olmak üzere iki kez yapmışlardır. Optiglaze uygulanan örnekler arasında termal döngü öncesi Crowntec'in en yüksek, Cerasmart'ın ise en düşük Ra değerlerini gösterdiklerini açıklamışlardır. Kahve termal döngüsünden sonra Cerasmart'ın, mekanik polisaj uygulanan örnekler arasında en düşük Ra'ya sahip olduğunu bildirmişlerdir. Eklemeli yöntemle üretilen rezin-seramik materyaller arasında Crowntec'in, tüm bitirme ve parlatma tekniklerinde daha küçük renk değişikliklerine sahip olduğu ve bunların da Cerasmart'inkine benzerlik gösterdiği bildirilmiştir. Bizim çalışmamızın sonuçlarında, bahsedilen çalışmadakine benzer şekilde Cerasmart glaze grubunun Ra değerinin, eklemeli yöntemle üretilen örneklerin Ra değerinden daha düşük olduğu saptandı. Fırçalama işleminden sonra ise hem mekanik polisaj hem glaze gruplarında Cerasmart, FormLabs'e göre daha düşük Ra değerleri gösterdi.

Literatür taramasında 3B yazıcıdan üretilen geçici restorasyonların ve eksiltmeli yöntemle üretilen daimi materyallerin renk stabilitesini ve yüzey pürüzlülüğünü değerlendiren çalışmalar olduğu görölmüştür. Ancak eklemeli yöntemle üretilen daimi rezin esaslı seramik materyallerin fırçalama sonucu yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesini değerlendiren herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle eklemeli yöntemle üretilen rezin-seramik gruplarının fırçalama işlemi öncesi ve sonrası renk stabilitesi ve yüzey pürüzlülüğü bulgularını tartışma imkanı bulunamadı.

Bu tez çalışması aşağıda belirtilen sınırlamalar çerçevesinde yapıldı;

- Rezin nanoseramik örnekler eksiltmeli CAD-CAM cihazı yerine hassas kesim cihazı ile üretildi ve tüm örnek grupları ağızda bulunan iç ve dış bükey restorasyonların aksine düz yüzeyli olarak hazırlandı.
- Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri mekanik profilometre ile iki boyutlu olarak yapıldı. TEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) veya AKM (Atomik Kuvvet Mikroskobu) gibi üç boyutlu ölçüm yapan cihazların kullanılması ile daha detaylı sonuçlara ulaşılabileceği düşünüldü.
- Çalışmada tüm rezin nanoseramikler ve 3B yazıcı ile üretilen daimi rezin-seramik materyaller laboratuvar şartları, ekonomik sebepler ve çalışma süresi sıkıntısından dolayı çalışmaya dahil edilemedi.
- Uygulanan fırçalama simülasyonu devamlı pH ve sıcaklık değişiminin olduğu ağız içi ortamı yerine tükürükten yoksun ve stabil laboratuvar ortamında gerçekleştirildi. Tüm bu limitasyonlar göz önüne alındığında ağız içi ortamı tam olarak yansıtan klinik çalışmaların yapılması önerilmektedir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşıldı:

1. Yüzey işlemi fark etmeksizin fırçalama simülasyonuna tabi tutulan tüm örnek grupları klinik algılanabilirlik eşiğinin ($\Delta E_{00}=0,8$) üstünde fakat klinik kabul edilebilirlik eşiğinin ($\Delta E_{00}=1,8$) altında ortalama renk değişikliği gösterdi.
2. Her iki yüzey işleminde de eksiltmeli yöntemle üretilen rezin nanoseramik örnekler, 3B baskı ile üretilen rezin-seramik örneklerden daha yüksek renk stabilitesi gösterdi.
3. Eksiltmeli yöntemle üretilen rezin nanoseramik örnekler glaze yüzey işlemi grubunda daha düşük renk stabilitesi gösterirken, 3B baskı ile üretilen rezin-seramik örnekler mekanik polisaj yüzey işlemi grubunda daha düşük renk stabilitesi gösterdi. Fakat bu değişimler istatistiksel olarak anlamlı bulunamadı.
4. Örnek gruplarının tümünde renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü üzerinde kullanılan diş macununun RDA değerinin etkisi anlamlı bulunamadı.
5. Her iki materyal için fırçalama öncesinde glaze yüzey işlemi gruplarının Ra değerleri, mekanik polisaj gruplarına göre daha düşüktü. Aynı şekilde fırçalama sonrasında da glaze yüzey işlemi grupları, mekanik polisaj gruplarına göre daha düşük ortalama yüzey pürüzlülüğü gösterdi.
6. FormLabs materyali hem glaze hem mekanik polisaj yüzey işlemi gruplarında fırçalama sonrası ortalama pürüzlülük değerleri klinik kabul edilebilir $Ra= 0,2$ mikronun üstünde bulundu. Bu bağlamda FormLabs materyali ile yapılan ağız içi restorasyonların belirli aralıklarla parlatılması önerilebilir. Cerasmart materyali ise hem glaze hem mekanik polisaj yüzey işlemi gruplarında fırçalama sonrası Ra değer artışı gösterse de bu artış $0,2$ mikronun üzerine çıkmadı.



KAYNAKLAR

1. Della Bona, A., Cantelli, V., Britto, V. T., Collares, K. F., & Stansbury, J. W. (2021). 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: A systematic review. *Dental Materials*, 37(2), 336-350.
2. Goujat, A., Abouelleil, H., Colon, P., Jeannin, C., Pradelle, N., Seux, D., & Grosogeat, B. (2018). Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 384-389.
3. 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.
4. Awada, A., & Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(4), 587-593.
5. Kilinc, H., & Turgut, S. (2018). Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(1), 107-113.
6. Ioannidis, A., Pala, K., Strauss, F. J., Hjerpe, J., Jung, R. E., & Joda, T. (2023). Additively and subtractively manufactured implant-supported fixed dental prostheses: A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 34, 50-63.
7. Gonuldas, F., Yilmaz, K., & Ozturk, C. (2014). The effect of repeated firings on the color change and surface roughness of dental ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(4), 309-316.
8. Keith, J. F. (2017). The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent.*, 117(5), 1-105.
9. Tural, Z., Yamaner, İ. Ş., & Tuncer, E. (2015). Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 157-166.
10. Jones, D. W. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*, 29(4), 621-644.
11. Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
12. Maloney, W. J., & Maloney, M. P. (2009). Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. *Journal of the Massachusetts Dental Society*, 58(2), 28-29.
13. Stephen, F., Martin, F., & Junhei, F. (2006). Contemporary fixed prosthodontics. *St. Louis, Mo: Mosby Elsevier*.
14. Kelly, J. R., & Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56, 84-96.

15. McLean, J. W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61-66.
16. Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., & Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227-235.
17. Guess, P. C., Schultheis, S., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Ferencz, J. L., & Silva, N. R. (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics*, 55(2), 333-352.
18. Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2011). *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences.
19. Helvey, G. A. (2014). Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium*, 35(1), 38-43.
20. Martin, M. P. (2012). Material and clinical considerations for full-coverage indirect restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 33, 2-5.
21. McLaren, E., & Giordano, R. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend. Contin. Educ. Dent*, 31, 682-684.
22. McLaren, E. A., & Cao, P. T. (2009). Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. *Inside Dent*, 5(9), 94-103.
23. Coldea, A., Swain, M. V., & Thiel, N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419-426.
24. Elsaka, S. E. (2014). Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *Journal of Adhesive Dentistry*, 16(6), 531-540.
25. Stawarczyk, B., Liebermann, A., Eichberger, M., & Güth, J. F. (2016). Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 55, 1-11.
26. Dirxen, C., Blunck, U., & Preissner, S. (2013). Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The Open Dentistry Journal*, 7(1), 118.
27. Ryou, H., Amin, N., Ross, A., Eidelman, N., Wang, D. H., Romberg, E., & Arola, D. (2011). Contributions of microstructure and chemical composition to the mechanical properties of dentin. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 22, 1127-1135.
28. Della Bona, A., Corazza, P. H., & Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 30(5), 564-569.
29. Nguyen, J. F., Ruse, D., Phan, A. C., & Sadoun, M. J. (2014). High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of Dental Research*, 93(1), 62-67.

30. Powers, J. M. and Sakaguchi, R.L. (2006). *Craig's restorative dental materials*. Mosby Elsevier.
31. İnternet: Association, A. D. (2015). *CDT: Code on dental procedures and nomenclature*. Web: <http://www.ada.org/en/publications/cdt/> adresinden 7 Kasım 2023'te alınmıştır.
32. Mitra, S. B., Wu, D., & Holmes, B. N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*, 134(10), 1382-1390.
33. Atabek, D., Sillelioglu, H., & Ölmez, A. (2010). The efficiency of a new polishing material: nanotechnology liquid polish. *Operative Dentistry*, 35(3), 362-369.
34. Peumans, M., Valjakova, E. B., De Munck, J., Mishevsk, C. B., & Van Meerbeek, B. (2016). Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials. *J Adhes Dent*, 18(4), 289-302.
35. Lambert, H., Durand, J. C., Jacquot, B., & Fages, M. (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(6), 486-495.
36. Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M., & Arksornnukit, M. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal*, 33(5), 705-710.
37. Zimmermann, M., Koller, C., Hickel, R., & Kühnisch, J. (2016). Chairside treatment of amelogenesis imperfecta, including establishment of a new vertical dimension with resin nanoceramic and intraoral scanning. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(3), 309-313.
38. Turker, I., & Kursoglu, P. (2021). Wear evaluation of CAD-CAM dental ceramic materials by chewing simulation. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 13(5), 281.
39. Tekçe, N., Pala, K., Demirci, M., & Tuncer, S. (2016). Influence of different composite materials and cavity preparation designs on the fracture resistance of mesio-occluso-distal inlay restoration. *Dental Materials Journal*, 35(3), 523-531.
40. İnternet: Web: https://cdn.gceurope.com/v1/PID/cerasmart/leaflet/LFL_CERASMART_en.pdf adresinden 7 Kasım 2023'te alınmıştır.
41. Başpınar Alper, S. (2023). Resin Matrix CAD/CAM Materials. *Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, 9(1), 1-10.
42. Li, H., Sakai, T., Tanaka, A., Ogura, M., Lee, C., Yamaguchi, S., & Imazato, S. (2022). Interpretable AI explores effective components of CAD/CAM resin composites. *Journal of Dental Research*, 101(11), 1363-1371.
43. Kalayci, B. B., & Bayindir, F. (2015). Güncel dental bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 129-136.

44. Baroudi, K., & Ibraheem, S. N. (2015). Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: a review of the literature. *Journal of International Oral Health*, 7(4), 96.
45. Davidowitz, G., & Kotick, P. G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics*, 55(3), 559-570.
46. Strub, J. R., Rekow, E. D., & Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289-1296.
47. Şeker, E., & Ersoy A. E. (2010). Diş hekimliğinde restoratif CAD/CAM sistemleri. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 4(1), 493-504.
48. Moörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 7-13.
49. Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(2), 72-84.
50. Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505-511.
51. Patil, M., Kambale, S., Patil, A., & Mujawar, K. (2018). Digitalization in dentistry: CAD/CAM-a review. *Acta Scientifical Dental Sciences*, 2(1), 12-16.
52. Sulaiman, T. A. (2020). Materials in digital dentistry-A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 171-181.
53. Silva, L. H. D., LIMA, E. D., Miranda, R. B. D. P., Favero, S. S., Lohbauer, U., & Cesar, P. F. (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian Oral Research*, 31.
54. Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3-12.
55. Gopal, S. V. (2017). CAD-CAM and all ceramic restorations, current trends and emerging technologies: A review. *International Journal of Orofacial Research*, 2(2), 40.
56. Yang, L., & Miyanaji, H. (2017). *Ceramic additive manufacturing: a review of current status and challenges*. 2017 International Solid Freeform Fabrication Symposium. University of Texas at Austin.
57. Abduo, J., Lyons, K., & Bennamoun, M. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International Journal of Dentistry*, 783948.
58. Barazanchi, A., Li, K. C., Al-Amleh, B., Lyons, K., & Waddell, J. N. (2017). Additive technology: update on current materials and applications in dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 26(2), 156-163.

59. Bártolo, P. J., Almeida, H. A., Rezende, R. A., Laoui, T., & Bidanda, B. (2008). Advanced processes to fabricate scaffolds for tissue engineering. In *Virtual prototyping & bio manufacturing in medical applications*. Boston, MA: Springer US. 149-170.
60. Lundbäck, A., & Lindgren, L. E. (2017). Finite element simulation to support sustainable production by additive manufacturing. *Procedia Manufacturing*, 7, 127-130.
61. Alageel, O., Wazirian, B., Almufleh, B., & Tamimi, F. (2019). Fabrication of dental restorations using digital technologies: techniques and materials. *Digital Restorative Dentistry: A Guide to Materials, Equipment, and Clinical Procedures*, 55-91.
62. Kai, C. C., Fai, L. K., & Chu-Sing, L. (2003). *Rapid prototyping: principles and applications in manufacturing*. World Scientific Publishing Co., Inc..
63. Javaid, M., & Haleem, A. (2019). Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 9(3), 179-185.
64. Costa, L., Vilar, R., Reti, T., & Deus, A. M. (2005). Rapid tooling by laser powder deposition: Process simulation using finite element analysis. *Acta Materialia*, 53(14), 3987-3999.
65. Bakıç, H., Kocacıklı, M., & Korkmaz, T. (2021). Diş hekimliğinde güncel intraoral tarayıcılar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(2), 289-304.
66. Kim, S. Y., Shin, Y. S., Jung, H. D., Hwang, C. J., Baik, H. S., & Cha, J. Y. (2018). Precision and trueness of dental models manufactured with different 3-dimensional printing techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 153(1), 144-153.
67. Van Noort, R., & Barbour, M. (2014). *introduction to dental materials-E-book*. Elsevier Health Sciences.
68. Aimar, A., Palermo, A., & Innocenti, B. (2019). The role of 3D printing in medical applications: a state of the art. *Journal of Healthcare Engineering*, 5340616.
69. Pillai, S., Upadhyay, A., Khayambashi, P., Farooq, I., Sabri, H., Tarar, M., & Tran, S. D. (2021). Dental 3D-printing: transferring art from the laboratories to the clinics. *Polymers*, 13(1), 157.
70. Sun, J., & Zhang, F. Q. (2012). The application of rapid prototyping in prosthodontics. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(8), 641-644.
71. Ucar, Y., Akova, T., Akyil, M. S., & Brantley, W. A. (2009). Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(4), 253-259.
72. Chaudhary, S., Avinashi, S. K., Rao, J., & Gautam, C. (2023). Recent Advances in Additive Manufacturing, Applications and Challenges for Dentistry: A Review. *ACS Biomaterials Science & Engineering*, 9(7), 3987-4019.

73. Sürmen, H. K. (2019). Eklemeli imalat (3B baskı): Teknolojiler ve uygulamalar. *Uludağ Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Dergisi*, 24(2), 373-392.
74. Picariello, P. (2017). Committee F42 on additive manufacturing technologies. *ASTM International*.
75. Dawood, A., Marti, B. M., Sauret-Jackson, V., & Darwood, A. (2015). 3D printing in dentistry. *British Dental Journal*, 219(11), 521-529.
76. Tofail, S. A., Koumoulos, E. P., Bandyopadhyay, A., Bose, S., O'Donoghue, L., & Charitidis, C. (2018). Additive manufacturing: scientific and technological challenges, market uptake and opportunities. *Materials Today*, 21(1), 22-37.
77. Alharbi, N., Wismeijer, D., & Osman, R. B. (2017). Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review. *International Journal of Prosthodontics*, 30(5), 474-484.
78. Liu, Q., Leu, M. C., & Schmitt, S. M. (2006). Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *The international journal of Advanced Manufacturing Technology*, 29, 317-335.
79. Melchels, F. P., Feijen, J., & Grijpma, D. W. (2010). A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials*, 31(24), 6121-6130.
80. Ligon, S. C., Liska, R., Stampfl, J., Gurr, M., & Mühlaupt, R. (2017). Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. *Chemical Reviews*, 117(15), 10212-10290.
81. Revilla-León, M., & Özcan, M. (2019). Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), 146-158.
82. Revilla-León, M., Meyers, M. J., Zandinejad, A., & Özcan, M. (2019). A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31(1), 51-57.
83. Özer, G. (2020). Eklemeli üretim teknolojileri üzerine bir derleme. *Niğde Ömer Halisdemir Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 9(1), 606-621.
84. Sengez, G., & Dörter, C. (2019). Estetik diş hekimliğinde renk seçimi. *Selcuk Dental Journal*, 6(2), 213-220.
85. Seghi, R. R., Johnston, W. M., & O'brien, W. J. (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 56(1), 35-40.
86. Recen, D., Önal, B., & Türkün, L. Ş. (2016). Deneyimin kompozit rezinlerin renk seçimi üzerine etkisinin bir spektrofotometre kullanılarak değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica*, 33(1), 12-17.

87. Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, 32, 3-12.
88. Alkhatib, M. N., Holt, R., & Bedi, R. (2005). Age and perception of dental appearance and tooth colour. *Gerodontology*, 22(1), 32-36.
89. Tung, F. F., Goldstein, G. R., Jang, S., & Hittelman, E. (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(6), 585-590.
90. Keyf, F., Uzun, G., & Altunsoy, S. (2009). Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacettepe Diş hekimliği Fakültesi Dergisi*, 33.
91. Chang, J. Y., Chen, W. C., Huang, T. K., Wang, J. C., Fu, P. S., Chen, J. H., & Hung, C. C. (2012). Evaluating the accuracy of tooth color measurement by combining the Munsell color system and dental colorimeter. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 28(9), 490-494.
92. Cochrane, S. (2014). The Munsell Color System: A scientific compromise from the world of art. *Studies in History and Philosophy of Science Part A*, 47, 26-41.
93. Huang, M., Ye, H., Chen, H., Zhou, Y., Liu, Y., Wang, Y., & Sun, Y. (2022). Evaluation of accuracy and characteristics of tooth-color matching by intraoral scanners based on Munsell color system: an in vivo study. *Odontology*, 110(4), 759-768.
94. Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23(5), 467-480.
95. Hammad, I. A., & Stein, R. S. (1991). A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part II. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65(2), 169-179.
96. Sorensen, J. A., & Torres, T. J. (1987). Improved color matching of metal-ceramic restorations. Part I: A systematic method for shade determination. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 58(2), 133-139.
97. Sproull, R. C. (2001). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 453-457.
98. Vadher, R., Parmar, G., Kanodia, S., Chaudhary, A., Kaur, M., & Savadhariya, T. (2014). Basics of color in dentistry: A review. *IOSR-JDMS*, 13, 78-85.
99. Shotwell, J. L., Johnston, W. M., & Swarts, R. G. (1986). Color comparisons of denture teeth and shade guides. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 56(1), 31-34.
100. Brewer, J. D., Wee, A., & Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics*, 48(2), 341-358.
101. Köroğlu, A., Makhloota, M., & Bal, B. T. (2021). A Review of Color Matching in Dentistry. *Medical Records*, 3(1), 44-49.
102. Ragain, J. C. (2016). A review of color science in dentistry: Colorimetry and color space. *J. Dent. Oral Disord. Ther*, 4, 1-5.

103. Önal, B., Recen, D., & Türkün, L. (2015). Restoratif diş hekimliğinde renk seçimi. *Türkiye Klinikleri J Restor Dent-Special Topics*, 1, 21-27.
104. Gökaya, G. D., Durkanb, R., Oyarç, P., & Gökçimend, G. (2022). Comparison of the effect of different metal alloys on the esthetic appearance of dentin porcelain. *Journal of Ceramic Processing Research*, 23(1), 16-21.
105. Revilla-León, M., Sorensen, J. A., Nelson, L. Y., Gamborena, I., Yeh, Y. M., & Özcan, M. (2021). Effect of fluorescent and nonfluorescent glaze pastes on lithium disilicate pressed ceramic color at different thicknesses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(6), 932-939.
106. Belasco, R., Edwards, T., Munoz, A. J., Rayo, V., & Buono, M. J. (2020). The effect of hydration on urine color objectively evaluated in CIE L* a* b* color space. *Frontiers in Nutrition*, 7, 576974.
107. Ghinea, R., Pérez, M. M., Herrera, L. J., Rivas, M. J., Yebra, A., & Paravina, R. D. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry*, 38, e57-e64.
108. Arai, Y., Kurokawa, H., Takamizawa, T., Tsujimoto, A., Saegusa, M., Yokoyama, M., & Miyazaki, M. (2021). Evaluation of structural coloration of experimental flowable resin composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33(2), 284-293.
109. Paravina, R. D., Ghinea, R., Herrera, L. J., Bona, A. D., Igiel, C., Linninger, M., & Mar Perez, M. D. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27, 1-9.
110. Gómez-Polo, C., Muñoz, M. P., Luengo, M. C. L., Vicente, P., Galindo, P., & Casado, A. M. M. (2016). Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 65-70.
111. Gasparik, C., Culic, B., Varvara, M. A., Grecu, A., Burde, A., & Dudea, D. (2019). Effect of accelerated staining and bleaching on chairside CAD/CAM materials with high and low translucency. *Dental Materials Journal*, 38(6), 987-993.
112. del Mar Pérez, M., Ghinea, R., Rivas, M. J., Yebra, A., Ionescu, A. M., Paravina, R. D., & Herrera, L. J. (2016). Development of a customized whiteness index for dentistry based on CIELAB color space. *Dental Materials*, 32(3), 461-467.
113. Pérez, M. M., Herrera, L. J., Carrillo, F., Pecho, O. E., Dudea, D., Gasparik, C., & Della Bona, A. (2019). Whiteness difference thresholds in dentistry. *Dental Materials*, 35(2), 292-297.
114. Pérez, M. M., Pecho, O. E., Ghinea, R., Pulgar, R., & Della Bona, A. (2019). Recent advances in color and whiteness evaluations in dentistry. *Current Dentistr*, 1(1), 23-29.
115. Brokos, I., Polychronakis, N., Polyzois, G., Lagouvardos, P., & Krejci, I. (2022). Illuminant metameric effects on interbrand and intrabrand color differences of direct composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(6), 1342-1349.

116. O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection*. Chicago: Quintessence Publishing, 10.
117. Paravina, R. D., & Powers, J. M. (2004). *Esthetic color training in dentistry*. St. Louis: Mosby Inc. 165-174.
118. Rosenstiel, S. F., & Fujimoto, J. (2006). *Contemporary fixed prosthodontics*. 4th ed. St. Louis: Elsevier Health Sciences.
119. Kim, H. K., Kim, S. H., Lee, J. B., Han, J. S., Yeo, I. S., & Ha, S. R. (2016). Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(1), 37-42.
120. Villarroel, M., Fahl, N., De Sousa, A. M., & de Oliveira, O. B. (2011). Direct esthetic restorations based on translucency and opacity of composite resins. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 23(2), 73-87.
121. Chu, S. J., Devigus, A., & Mielezsko, A. J. (2004). *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry*. Illinois: Quintessence Publishing Company, 2.
122. Yılmaz, Ö., Dikicier, S., & Atay, A. (2022). Tam seramik restorasyonlarda renk seçim yöntemlerinin ve etkileyen faktörlerin değerlendirilmesi: Literatür derlemesi. *Dental and Medical Journal-Review*, 4(2), 156-170.
123. Van der Burgt, T. P., Ten Bosch, J. J., Borsboom, P. C. F., & Plasschaert, A. J. M. (1985). A new method for matching tooth colors with color standards. *Journal of Dental Research*, 64(5), 837-841.
124. Ahmad, S., Habib, S. R., & Azad, A. A. (2011). Scientific and artistic principles of tooth shade selection: a review. *Pakistan Oral and Dental Journal*, 31(1).
125. Dozic, A., Kharbanda, A. K., Kamell, H., & Brand, H. S. (2011). European dental students' opinions about visual and digital tooth colour determination systems. *Journal of Dentistry*, 39, e23-e28.
126. Samra, A. P. B., Moro, M. G., Mazur, R. F., Vieira, S., De Souza, E. M., Freire, A., & Rached, R. N. (2017). Performance of dental students in shade matching: impact of training. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29(2), e24-e32.
127. Ragain Jr, J. C., & Johnston, W. M. (2000). Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*, 25(4), 278-285.
128. Turgut, S., & Bağış, B. (2012). Dış hekimliğinde renk ve renk ölçüm yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 65-75.
129. 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.

130. Kim-Pusateri, S., Brewer, J. D., Davis, E. L., & Wee, A. G. (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *101*(3), 193-199.
131. Park, J. H., Lee, Y. K., & Lim, B. S. (2006). Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *96*(6), 402-411.
132. Müdüroğlu, R., Kıvrak, T. Ç., & Nalçacı, A. (2018). Renk Belirlenmesinde Kullanılan Yöntem ve Cihazlar. *Cumhuriyet Dental Journal*, *21*(1), 61-69.
133. Kurt, M., Turhan Bal, B., & Bal, C. (2016). Güncel renk ölçüm yöntemleri: Sistematik derleme. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, *22*(2), 130-146.
134. Tam, W. K., & Lee, H. J. (2012). Dental shade matching using a digital camera. *Journal of Dentistry*, *40*, e3-e10.
135. Paul, S., Peter, A., Pietrobon, N., & Hämmerle, C. H. F. (2002). Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of Dental Research*, *81*(8), 578-582.
136. Trakyalı, G. (2013). Diş rengi belirlenmesinde kullanılan yöntemler. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, *34*(1), 1-10.
137. 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.
138. Paravina, R. D. (2002). Evaluation of a newly developed visual shade-matching apparatus. *International Journal of Prosthodontics*, *15*(6), 528-534.
139. Kawai, K., Urano, M., & Ebisu, S. (2000). Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *83*(6), 664-667.
140. Wright, M. D., Masri, R., Driscoll, C. F., Romberg, E., Thompson, G. A., & Runyan, D. A. (2004). Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *92*(5), 486-490.
141. Turkun, L. S., & Turkun, M. (2004). The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Operative Dentistry-University of Washington*, *29*(2), 203-211.
142. Santos, P. M., & Júlio, E. N. (2013). A state-of-the-art review on roughness quantification methods for concrete surfaces. *Construction and Building Materials*, *38*, 912-923.
143. Whitehead, S. A., Shearer, A. C., Watts, D. C., & Wilson, N. H. F. (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation*, *22*(6), 421-427.

144. Di Fiore, A., Stellini, E., Basilicata, M., Bollero, P., & Monaco, C. (2022). Effect of Toothpaste on the Surface Roughness of the Resin-Contained CAD/CAM Dental Materials: A Systematic Review. *Journal of Clinical Medicine*, *11*(3), 767.
145. Silva, A. L. F., Geng-Vivanco, R., Tonani-Torrieri, R., & Pires-de-Souza, F. D. C. P. (2021). Stain resistance and surface roughness of CAD/CAM processed hybrid ceramic. *Color Research & Application*, *46*(4), 901-908.
146. Bollenl, C. M., Lambrechts, P., & Quirynen, M. (1997). 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.
147. Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., & Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, *18*, 155-163.
148. Gadegaard, N. (2006). Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotechnic & Histochemistry*, *81*(2-3), 87-97.
149. 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.
150. Jung, M., Voit, S., & Klimek, J. (2003). Surface geometry of three packable and one hybrid composite after finishing. *Operative Dentistry*, *28*(1), 53-59.
151. Heintze, S. D., Forjanic, M., & Rousson, V. (2006). Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dental Materials*, *22*(2), 146-165.
152. Duschner, H., Götz, H., White, D. J., Kozak, K. M., & Zoladz, J. R. (2004). Effects of hydrogen peroxide bleaching strip gels on dental restorative materials in vitro: surface microhardness and surface morphology. *The Journal of Clinical Dentistry*, *15*(4), 105-111.
153. Joniot, S., Salomon, J. P., Dejou, J., & Grégoire, G. (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, *31*(1), 39-46.
154. Risnes, S., Saeed, M., & Sehic, A. (2019). Scanning electron microscopy (SEM) methods for dental enamel. *Odontogenesis: Methods and Protocols*, 293-308.
155. Valandro, L. F., Della Bona, A., Bottino, M. A., & Neisser, M. P. (2005). The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *93*(3), 253-259.
156. Verran, J., Rowe, D. L., Cole, D., & Boyd, R. D. (2000). The use of the atomic force microscope to visualise and measure wear of food contact surfaces. *International Biodeterioration & Biodegradation*, *46*(2), 99-105.

157. Silikas, N., Watts, D. C., England, K. E. R., & Jandt, K. D. (1999). Surface fine structure of treated dentine investigated with tapping mode atomic force microscopy (TMAFM). *Journal of Dentistry*, 27(2), 137-144.
158. O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection*. Chicago: Quintessence Publishing Co., 160-168.
159. Schmidlin, P. R., & Gohring, T. N. (2004). Finishing tooth-colored restorations in vitro: an index of surface alteration and finish-line destruction. *Operative Dentistry-University Of Washington*, 29(1), 80-86.
160. McLean, J. W. (1991). The science and art of dental ceramics. *Operative Dentistry*, 16(4), 149-156.
161. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., & Kurt, E. (2005). Tam porselen sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(1), 41-48.
162. İnternet: Web: <https://www.gc.dental/america/products/laboratory/indirect-composites/optiglaze-color> adresinden 7 Kasım 2023'te alınmıştır.
163. Addy, M., & Hunter, M. L. (2003). Can tooth brushing damage your health? Effects on oral and dental tissues. *International Dental Journal*, 53(3), 177-186.
164. Wiegand, A., Wolmershäuser, S., Hellwig, E., & Attin, T. (2004). Influence of buffering effects of dentifrices and fluoride gels on abrasion on eroded dentine. *Archives of Oral Biology*, 49(4), 259-265.
165. Davies, R., Scully, C., & Preston, A. J. (2010). *Dentifrices-an update*. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 15(6), e976-982.
166. West, N. X., & Moran, J. M. (2008). Home-use preventive and therapeutic oral products. *Periodontology 2000*, 48(1), 7-9.
167. Pamir, T., Korkut, Z. O., Tezel, H., Timur, K. Ö. S. E., & Özata, F. (2007). Aşındırıcılık değerleri farklı beyazlatıcı diş macunlarının kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertliğine etkilerinin incelenmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(2), 89-95.
168. Joiner, A. (2010). Whitening toothpastes: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, 38, e17-e24.
169. Maldupa, I., Brinkmane, A., Rendeniece, I., & Mihailova, A. (2012). Evidence based toothpaste classification, according to certain characteristics of their chemical composition. *Stomatologija/Issued by Public Institution" Odontologijos Studija"*, 14(1), 12-22.
170. da Rosa, G. M., da Silva, L. M., de Menezes, M., do Vale, H. F., Regalado, D. F., & Pontes, D. G. (2016). Effect of whitening dentifrices on the surface roughness of a nanohybrid composite resin. *European Journal of Dentistry*, 10(02), 170-175.
171. İnternet: Web: <https://www.williamsonperio.com/wp-content/uploads/2014/07/Toothpaste-Abrasiveness-Ranked-by-RDA.pdf> adresinden 7 Kasım 2023'te alınmıştır.

172. Heintze, S. D., Forjanic, M., Ohmiti, K., & Rousson, V. (2010). Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dental Materials*, 26(4), 306-319.
173. Heintze, S. D., & Forjanic, M. (2005). Surface roughness of different dental materials before and after simulated toothbrushing in vitro. *Operative Dentistry-University of Washington*, 30(5), 617-626.
174. Coachman, C., Sesma, N., & Blatz, M. B. (2021). The fifth dimension in esthetic dentistry. *International Journal of Esthetic Dentistry*, 16(1), 10-49.
175. Ruse, N. D., & Sadoun, M. J. (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1232-1234.
176. Giordano II, R. (2022). Ceramics overview. *British Dental Journal*, 232(9), 658-663.
177. Rohr, N., Flury, A., & Fischer, J. (2017). Efficacy of a Universal Adhesive in the Bond Strength of Composite Cements to Polymer-infiltrated Ceramic. *Journal of Adhesive Dentistry*, 19(5), 417-424.
178. Okada, K., Kameya, T., Ishino, H., & Hayakawa, T. (2014). A novel technique for preparing dental CAD/CAM composite resin blocks using the filler press and monomer infiltration method. *Dental Materials Journal*, 33(2), 203-209.
179. He, L. H., & Swain, M. (2011). A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dental Materials*, 27(6), 527-534.
180. 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.
181. Ruggiero, M. M., Gomes, R. S., Bergamo, E. T. P., Freitas, M. I. M., Bonfante, E. A., & Cury, A. A. D. B. (2021). Resin-matrix ceramics for occlusal veneers: Effect of thickness on reliability and stress distribution. *Dental Materials*, 37(3), e131-e139.
182. Matzinger, M., Hahnel, S., Preis, V., & Rosentritt, M. (2019). Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clinical oral Investigations*, 23, 725-737.
183. Aboushelib, M. N., & Elsafi, M. H. (2016). Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dental Materials*, 32(4), 529-534.
184. Shembish, F. A., Tong, H., Kaizer, M., Janal, M. N., Thompson, V. P., Opdam, N. J., & Zhang, Y. (2016). Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dental Materials*, 32(4), 499-509.
185. Güth, J. F., e Silva, J. A., & Edelhoff, D. (2012). Enhancing the predictability of complex rehabilitation with a removable CAD/CAM-fabricated long-term provisional prosthesis: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(1), 1-6.
186. Rekow, E. D. (2020). Digital dentistry: The new state of the art—Is it disruptive or destructive?. *Dental Materials*, 36(1), 9-24.

187. Sanchez, N. P. (2023). *Staining and aging dependent changes on color and translucency of 3D-printed resin-modified ceramics*. Doctoral dissertation, The University of Texas School of Dentistry at Houston.
188. İnternet: Form Labs Somerville, M., USA. *formlabs permanet crown*. Web: <https://formlabs.com/store/materials/permanent-crown-resin-us/> adresinden 7 Kasım 2023'te alınmıştır.
189. Çakmak, G., Oosterveen-Rüegsegger, A. L., Akay, C., Schimmel, M., Yilmaz, B., & Donmez, M. B. (2023). Influence of polishing technique and coffee thermal cycling on the surface roughness and color stability of additively and subtractively manufactured resins used for definitive restorations. *Journal of Prosthodontics*.
190. Flury, S., Diebold, E., Peutzfeldt, A., & Lussi, A. (2017). Effect of artificial toothbrushing and water storage on the surface roughness and micromechanical properties of tooth-colored CAD-CAM materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(6), 767-774.
191. Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H. A., Soares, C. J., & Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials*, 26(2), e50-e62.
192. Braga, R. R., Meira, J. B., Boaro, L. C., & Xavier, T. A. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 26(2), e38-e49.
193. Nagaş, I. Ç., Eğilmez, F., Ergün, G., Vallittu, P., & Lassila, L. (2017). Farklı yüzey bitirme ve parlatma uygulamalarının nano-hibrit ve polimer infiltre seramiklerin ışık geçirgenliğine etkisi. *Acta Odontologica Turcica*, 34(3), 98-103.
194. Sağlam, G., & Geduk, Ş. E. (2021). Mekanik ve pat ile parlatma işlemlerinin CAD/CAM hibrit blokların renk stabilitesine etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(1), 88-93.
195. Kanat-Ertürk, B. (2020). Color stability of CAD/CAM ceramics prepared with different surface finishing procedures. *Journal of Prosthodontics*, 29(2), 166-172.
196. Grzebieluch, W., Mikulewicz, M., & Kaczmarek, U. (2021). Resin composite materials for chairside CAD/CAM restorations: a comparison of selected mechanical properties. *Journal of Healthcare Engineering*, 8828954, 1-8.
197. Dirxen, C., Blunck, U., & Preissner, S. (2013). Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The open Dentistry Journal*, 7, 118.
198. Güngör, M. B., Nemli, S. K., Bal, B. T., Ünver, S., & Doğan, A. (2016). Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(4), 259-266.
199. Değirmenci, K., & Büyükdere, A. K. (2016). İn vitro yöntemlerle tam seramiklerin yüzey pürüzlülüğü ve translusensinin değerlendirilmesi: Derleme. *Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, (1), 13-18.

200. Reis, A. F., Giannini, M., Lovadino, J. R., & Ambrosano, G. M. (2003). Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dental Materials*, 19(1), 12-18.
201. Soygun, K., Varol, O., Ozer, A., & Bolayir, G. (2017). Investigations on the effects of mouthrinses on the colour stability and surface roughness of different dental bioceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(3), 200-207.
202. AlMawash, A., Alyabis, N., & Alzaa'qi, N. (2020). An in vitro evaluation of the effect of polishing on the stainability of different CAD/CAM ceramic materials. *The Saudi Dental Journal*, 32(3), 135-141.
203. Freitas, F., Pinheiro de Melo, T., Delgado, A. H., Monteiro, P., Rua, J., Proença, L., & Mendes, J. J. (2020). Varying the polishing protocol influences the color stability and surface roughness of bulk-fill resin-based composites. *Journal of Functional Biomaterials*, 12(1), 1.
204. 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(2), e2-e16.
205. Stamenković, D. D., Tango, R. N., Todorović, A., Karasan, D., Sailer, I., & Paravina, R. D. (2021). Staining and aging-dependent changes in color of CAD-CAM materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(5), 672-678.
206. 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.
207. Sagsoz, O., Demirci, T., Demirci, G., Sagsoz, N. P., & Yildiz, M. (2016). The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(6), 417-422.
208. Erdemir, U., Sancakli, H. S., & Yildiz, E. (2012). The effect of one-step and multi-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of novel resin composites. *European Journal of Dentistry*, 6(2), 198-205.
209. İnternet: 3M™ Sof-Lex™ Diamond Polishing System. Web: https://www.3m.co.uk/3M/en_GB/p/d/b00007898/ adresinden 7 Kasım 2023'te alınmıştır.
210. Doray, P. G., Eldiwany, M. S., & Powers, J. M. (2003). Effect of resin surface sealers on improvement of stain resistance for a composite provisional material. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15(4), 244-250.
211. Filiz, H., Avunduk, A. T. E., & Yanardağ, E. C. (2023). Diş hekimliğinde yüzey pürüzlülüğü araştırma yöntemleri: Derleme makalesi. *Uşak Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2(2), 28-35.

212. Carrillo-Marcos, A., Salazar-Correa, G., Castro-Ramirez, L., Ladera-Castañeda, M., López-Gurreonero, C., Cachay-Criado, H., & Cayo-Rojas, C. F. (2022). The microhardness and surface roughness assessment of bulk-fill resin composites treated with and without the application of an oxygen-inhibited layer and a polishing system: an in vitro study. *Polymers*, *14*(15), 3053.
213. Babina, K., Polyakova, M., Sokhova, I., Doroshina, V., Arakelyan, M., & Novozhilova, N. (2020). The effect of finishing and polishing sequences on the surface roughness of three different nanocomposites and composite/enamel and composite/cementum interfaces. *Nanomaterials*, *10*(7), 1339.
214. Özyurt, E., & Kurt, A. (2022). Effect of different teas on surface roughness of conventional and bulk-fill composite resins. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1-1.
215. Garza, L. A., Thompson, G., Cho, S. H., & Berzins, D. W. (2016). Effect of toothbrushing on shade and surface roughness of extrinsically stained pressable ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *115*(4), 489-494.
216. Teixeira, E. C., Thompson, J. L., Piascik, J. R., & Thompson, J. Y. (2005). In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *17*(3), 172-181.
217. Richmond, R., Macfarlane, T. V., & McCord, J. F. (2004). An evaluation of the surface changes in PMMA biomaterial formulations as a result of toothbrush/dentifrice abrasion. *Dental Materials*, *20*(2), 124-132.
218. Kamonkhantikul, K., Arksornnukit, M., Lauvahutanon, S., & Takahashi, H. (2016). Toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resin CAD/CAM blocks. *Dental Materials Journal*, *35*(2), 225-232.
219. Yuan, J. C. C., Barão, V. A. R., Wee, A. G., Alfaro, M. F., Afshari, F. S., & Sukotjo, C. (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.
220. Lefever, D., Perakis, N., Roig, M., Krejci, I., & Ardu, S. (2012). The effect of toothbrushing on surface gloss of resin composites. *American Journal of Dentistry*, *25*(1), 54-58.
221. Barbieri, G. M., Mota, E. G., RODRIGUES-JUNIOR, S. A., & Burnett Jr, L. H. (2011). Effect of whitening dentifrices on the surface roughness of commercial composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *23*(5), 338-345.
222. Monteiro, B., & Spohr, A. M. (2015). Surface roughness of composite resins after simulated toothbrushing with different dentifrices. *Journal of International Oral Health*, *7*(7), 1-5.
223. Roselino, L. D. M. R., Cruvinel, D. R., Chinelatti, M. A., & Pires-de, F. D. C. P. (2013). Effect of brushing and accelerated ageing on color stability and surface roughness of composites. *Journal of Dentistry*, *41*, e54-e61.

224. International Organization for Standardization. (2017). *Dentistry, Dentifrices, Requirements, test methods and marking* (ISO Standard No. 11609:2017). <https://www.iso.org/standard/70956.html>.
225. Zoller, M. J., Lasance, F. A., Hamza, B., Attin, T., & Wegehaupt, F. J. (2022). Interplay Between the In-Vitro Cleaning Performance and Wear of Manual Toothbrushes. *Oral Health & Preventive Dentistry*, 20(1), 457-464.
226. Labban, N., Al Amri, M., Alhijji, S., Alnafaiy, S., Alfouzan, A., Iskandar, M., & Feitosa, S. (2021). Influence of toothbrush abrasion and surface treatments on the color and translucency of resin infiltrated hybrid ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 13(1), 1-11.
227. Mühlemann, S., Stromeyer, S., Ioannidis, A., Attin, T., Hämmerle, C. H., & Özcan, M. (2021). Change in color and gloss parameters of stained monolithic resin-ceramic CAD/CAM materials after simulated aging: an in vitro study. *Int. J. Prosthodont*, 34(1), 79-87.
228. Pouranfar, F. L., Sheridan, R., Salmon, C., & Vandewalle, K. S. (2020). Effect of toothbrushing on surface color of ceramic-polymer materials: An in vitro study. *J Contemp Dent Pract*, 21(9), 1054-1058.
229. Song, S. Y., Shin, Y. H., Lee, J. Y., & Shin, S. W. (2020). Color stability of provisional restorative materials with different fabrication methods. *The Journal of Advanced prosthodontics*, 12(5), 259-264.
230. Almejrad, L., Yang, C. C., Morton, D., & Lin, W. S. (2022). The effects of beverages and surface treatments on the color stability of 3D-printed interim restorations. *Journal of Prosthodontics*, 31(2), 165-170.
231. Bertrand, M. F., Leforestier, E., Muller, M., Lupi-Pégurier, L., & Bolla, M. (2000). Effect of surface penetrating sealant on surface texture and microhardness of composite resins. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 53(6), 658-663.
232. Dede, D. Ö., Şahin, O., Koroglu, A., & Yilmaz, B. (2016). Effect of sealant agents on the color stability and surface roughness of nanohybrid composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(1), 119-128.
233. Fasbinder, D. J., & Neiva, G. F. (2016). Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(1), 56-66.
234. de Andrade, G. S., Augusto, M. G., Simões, B. V., Pagani, C., Saavedra, G. D. S. F. A., & Bresciani, E. (2021). Impact of simulated toothbrushing on surface properties of chairside CAD-CAM materials: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(3), 469-e1-e6.

235. Koizumi, H., Saiki, O., Nogawa, H., Hiraba, H., Okazaki, T., & Matsumura, H. (2015). Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dental Materials Journal*, 34(6), 881-887.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı ÇİFTÇİ, Nevra Nur

Uyruğu : T.C.

Eğitim	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Derece	Gazi Üniversitesi / Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Uzmanlık	Ankara Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	
Lisans	Hasan Ali Yücel Anadolu Öğretmen Lisesi	2019
Lise		2013

Yabancı Dil

İngilizce



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..