



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**EKLEMELİ VE EKSİLTMEİ YÖNTEMLER
İLE ÜRETİLEN DAİMİ KRON
MATERYALLERİNİN FIRÇA ABRAZYONU
SONRASI RENK VE YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜNÜN İNCELENMESİ**

Muhammet Fatih BULUT

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ

TRABZON 2025



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**EKLEMELİ VE EKSİLTMEİ YÖNTEMLER
İLE ÜRETİLEN DAİMİ KRON
MATERYALLERİNİN FIRÇA ABRAZYONU
SONRASI RENK VE YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜNÜN İNCELENMESİ**

Muhammet Fatih BULUT
ORCID: 0009-0000-1860-5938

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ
ORCID: 0000-0001-9324-2014

TRABZON 2025

ONAY SAYFASI



BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak yapıldığını ve yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

27.08.2025

Muhammet Fatih BULUT

TEŞEKKÜR

Diş Hekimliği eğitimine başladığım ilk günden, uzmanlık eğitimini bitirdiğim son güne kadar bana her zaman destek olan, eğitim hayatım boyunca insani ve ahlaki değerlerini kendime örnek edindiğim bilgi birikimi ve tecrübelerini benimle paylaşarak yoluma ışık tutan, tüm bu süreci benim için kolaylaştıran ve yetkinleşmemi sağlayan, değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ'a kıymetli yol göstericiliği için çok teşekkür ederim.

Bilgi ve tecrübelerini her daim sabırla aktaran ve en iyiye ulaşmam için bana destek olan değerli hocalarım Prof. Dr. Sedanur TURGUT'a, Prof. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ'a, Doç. Dr. Mehmet UĞUR'a, Dr. Öğr. Üyesi Nesim ŞAHİN'e ve tez araştırmam sırasında desteğini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca desteklerini hep yanımda hissettiğim ve çok güzel anılar paylaştığım değerli arkadaşlarım Halil SINDIRAÇ'a, Mücahit GÜNER'e, Halil Emre UYGUN'a, Aslıhan YAĞCIOĞLU'na, Güzin ŞAHİN'e ve diğer tüm asistan arkadaşlarıma,

Varlıkları ile bana güç veren, ilk günden bu yana büyük destekçim olan, karşılıksız sevgilerini hep üzerimde hissettiğim canım aileme, hayatımın her anında olduğu gibi uzmanlık eğitimim ve tez sürecimde de desteğini, anlayışını ve en önemlisi sevgisini benden esirgemeyen, en büyük destekçim olan sevgili eşim Zeynep Sıla BULUT'a,

Ve adını bu sayfaya sığdıramadığım herkese tüm içtenliğimle sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Muhammet Fatih BULUT

Bu tez çalışması KTÜ BAP TDH-2024-15881 numaralı proje bütçesi tarafından desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK SAYFASI

BEYAN

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER

vi

TABLolar DİZİNİ

viii

ŞEKİLLER DİZİNİ

ix

RESİMLER DİZİNİ

x

KISALTMALAR, FORMÜLLER VE SİMGELER DİZİNİ

xii

ÖZET

xiv

ABSTRACT

xv

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1

2. GENEL BİLGİLER

3

2.1. Daimi Kron Üretim Yöntemleri

3

2.1.1. Eksiltmeli Üretim Tekniği

4

2.1.1.1. CAD/CAM Sisteminin Avantajları

7

2.1.1.2. CAD/CAM Sisteminin Dezavantajları

7

2.1.1.3. Eksiltmeli Üretim Süreci

7

2.1.1.4. Eksiltmeli Üretim Tekniğinde Kullanılan Daimi Kron Materyalleri

8

2.1.2. Eklemeli Üretim Tekniği

13

2.1.2.1. Eklemeli Üretim Tekniğinin Avantajları

14

2.1.2.2. Eklemeli Üretim Tekniğinin Dezavantajları

15

2.1.2.3. Eklemeli Üretim Adımları

15

2.1.2.4. Diş hekimliğinde kullanılan 3D Yazıcı Sistemleri

16

2.1.2.5. Eklemeli Üretim Tekniğinde Kullanılan Daimi Kron Materyalleri

25

2.2. Diş Hekimliğinde Renk

25

2.2.1. Munsell Renk Sistemi

26

2.2.2. CIE L*a*b Renk Sistemi

27

2.2.3. CIEDE 2000 Renk Sistemi

28

2.2.4. Renk ve Işık ile İlgili Kavramlar

29

2.2.5. Renk Ölçüm Yöntemleri

30

2.2.5.1. Görsel Renk Belirleme

30

2.2.5.2. Dijital Renk Ölçüm Yöntemleri	31
2.3. Yüzey Bitirme İşlemleri	32
2.3.1. Glaze	33
2.3.2. Mekanik Polisaj	33
2.4. Fırça Abrazyonu ve Diş Macunları	33
2.5. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri	35
2.5.1. Temaslı (2D) ve Temassız (Optik, 3D) Profilometre	35
2.5.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)	35
2.5.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM)	36
3. GEREÇ ve YÖNTEM	37
3.1. CAD/CAM Bloklarından Eksiltmeli Yöntem Grubu Örneklerinin Elde Edilmesi	40
3.2. 3D Daimi Kron Reçinesinden Eklemeli Yöntem Grubu Örneklerinin Elde Edilmesi	41
3.3. Örneklere Yüzey Bitim İşlemlerinin Yapılması	41
3.4. Deney Gruplarının Oluşturulması	47
3.5. Başlangıç Renk Değerlerinin Ölçümü	49
3.6. Başlangıç Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerinin Ölçümü	50
3.7. Fırça Abrazyonunun Oluşturulması	51
3.8. Yapılan İşlemlerin Ardından Renk ve Yüzey Pürüzlülüklerinin Ölçülmesi ve Değişim Değerlerinin Hesaplanması	52
3.9. Yüzeylerin Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) ile İncelenmesi	52
3.10. İstatistiksel Analiz	55
4. BULGULAR	56
4.1. Renk Değişimi Bulguları	56
4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları	61
4.3. Yüzey Topoğrafyası Bulguları	64
5. TARTIŞMA	69
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	91
7. KAYNAKLAR	92
ÖZGEÇMİŞ	109

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No	Sayfa
Tablo 1. Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemleri	6
Tablo 2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Eklemeli Üretim Yöntemleri	24
Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyaller	38
Tablo 4. E.max CAD örneklerle glaze ve kristalizasyon için uygulanan fırınlama protokolü	43
Tablo 5. Vita Mark II örneklerle glaze için uygulanan fırınlama protokolü	44
Tablo 6. Materyal ve fırçalama işlemine göre L^* a^* b^* değerlerinin karşılaştırılması	56
Tablo 7. Materyallere göre ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılması	59
Tablo 8. Materyallere göre ΔL değerlerinin karşılaştırılması	61
Tablo 9. Materyal ve fırçalama işlemine göre R_a değerlerinin karşılaştırılması	62
Tablo 10. Materyallere göre ΔR_a değerlerinin karşılaştırılması	63
Tablo 11. ΔE_{00} ve ΔR_a değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi	64

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa
Şekil 1. CAD/CAM sistemleri ile üretim süreci	8
Şekil 2. 3D yazıcı tipleri ve çalışma prensipleri	20
Şekil 3. Görünür ışık spektrumu	26
Şekil 4. Munsell renk sistemi	27
Şekil 5. CIE L* a* b* renk sistemi	28
Şekil 6. Tez çalışmasına ait iş akış şeması	37
Şekil 7. Deney grupları	48
Şekil 8. Gruplara ait ortalama L* değerleri	57
Şekil 9. Gruplara ait ortalama a* değerleri	58
Şekil 10. Gruplara ait ortalama b* değerleri	59
Şekil 11. Materyallere göre ΔE_{00} değerlerine ait Kutu-Çizgi grafiği	60
Şekil 12. Materyallere göre ΔL ortalama değerlerine ait Kutu grafiği	61
Şekil 13. Gruplara ait Ra ortalama değerlerinin dağılımı.	63
Şekil 14. Gruplara Ait ΔRa ortalama değerlerinin kutu grafiği	64

RESİMLER DİZİNİ

Resim No	Sayfa
Resim 1. Çalışmada kullanılan E.max CAD blokları	39
Resim 2. Çalışmada kullanılan Vita Mark II blokları	39
Resim 3. Çalışmada kullanılan Tetric CAD blokları	39
Resim 4. Çalışmada kullanılan VarseoSmile Crown Plus reçinesi	40
Resim 5. Düşük hızlı hassas kesme cihazıyla blokların kesilmesi	40
Resim 6. Çalışmada kullanılan 3 boyutlu yazıcı	41
Resim 7. Elde edilen örneklerin kenarlarının düzeltilmesi	42
Resim 8. Örneklerin distile su içerisinde ultrasonik olarak temizlenmesi	42
Resim 9. Dijital kumpas ile örnek kalınlıklarının ölçülmesi	42
Resim 10. E.max CAD örneklerle kristalizasyon ve glaze işleminin uygulanması	43
Resim 11. Mekanik polisajda kullanılan porselen lastikler	44
Resim 12. Meisinger polisaj seti	45
Resim 13. Kahverengi lastik frezin kullanılması	45
Resim 14. Silindirik (a) ve Disk formundaki (b) Yeşil lastik frezlerin uygulanması	46
Resim 15. Pamuk fırçanın (a) ve Kıl fırçanın (b) Uygulanması	46
Resim 16. Ölçümlerin yapılacağı yüzeylerin işaretlenmesi	47
Resim 17. Renk ölçümü için hazırlanan örnekler	48
Resim 18. Pürüzlülük ölçümü için hazırlanan örnekler	49
Resim 19. Renk ölçümlerinin yapıldığı kabin	49
Resim 20. Renk ölçümlerinin yapıldığı spektrofotometre cihazı	50
Resim 21. Profilometre cihazı ile yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin yapılması	50
Resim 22. Örneklerin fırçalandığı düzenek	51
Resim 23. Örneklerin altın palladyum alaşımı ile kaplanması	53
Resim 24. Altın palladyum alaşımı ile kaplanan örnekler	53
Resim 25. Örneklerin TEM cihazına yerleştirilmesi	54
Resim 26. Çalışmada kullanılan TEM cihazı	54
Resim 27. E.max CAD örneğinin fırçalama öncesi TEM görüntüleri. a: x100 büyütme, b: x2500 büyütme	65
Resim 28. E.max CAD örneğinin fırçalama sonrası TEM görüntüleri. a: x100 büyütme, b: x2500 büyütme	65

Resim 29. Vita Mark II örneğinin fırçalama öncesi TEM görüntüleri. a: x100 büyütme, b: x2500 büyütme	66
Resim 30. Vita Mark II örneğinin fırçalama sonrası TEM görüntüleri. a: x100 büyütme, b: x2500 büyütme	66
Resim 31. Tetric CAD örneğinin fırçalama öncesi TEM görüntüleri. a: x100 büyütme, b: x2500 büyütme	67
Resim 32. Tetric CAD örneğinin fırçalama sonrası TEM görüntüleri. a: x100 büyütme, b: x2500 büyütme	67
Resim 33. VarseoSmile Crown Plus örneğinin fırçalama öncesi TEM görüntüleri. a: x100 büyütme, b: x2500 büyütme	68
Resim 34. VarseoSmile Crown Plus örneğinin fırçalama sonrası TEM görüntüleri. a: x100 büyütme, b: x2500 büyütme	68

KISALTMALAR, FORMÜLLER VE SİMGELER DİZİNİ

Kısaltmalar

ADA	Amerikan Diş Hekimleri Birliği
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
ANOVA	Varyans Analizi (Analysis of Variance)
BİS-EMA	Etoksi Bisfenol A Dimetakrilat
BİS-GMA	Bisfenol A Glisidil Dimetakrilat
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
CLIP	Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi
CNC	Computer Numerical Control (Bilgisayarlı Sayısal Kontrol)
DED	Directed Energy Deposition (Doğrudan Enerji Biriktirme)
DLP	Dijital Işık İşleme (Digital Light Processing-DLP)
DLP	Digital Light Processing (Dijital Işık İşleme)
DMLS	Direkt Metal Lazer Sinterleme
EBM	Electron Beam Melting (Elektron Işın Ergitme)
EM	Elektron Mikroskobu
FDM	Fused Deposition Modeling
LCD	Sıvı Kristal Ekran (Liquid Crystal Display- Tekniği)
MJF	Çoklu Jet Füzyon (Multi jet Fusion)
MM	Milimetre
PMMA	Polimetilmetakrilat
RDA	Relative Dentin Abrasivity (Görelî Dentin Aşındırıcılığı)
REA	Relative Enamel Abrasivity (Görelî Mine Aşındırıcılığı)
SLA	Stereolitografi
SLM	Selektif Lazer Ergitme Yöntemi
SLS	Selektif Lazer Sinterleme Yöntemi
STL	Standard Triangle Language (Standart Mozaikleme Dili)
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
TEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
UDMA	Üretan Dimetakrilat
UV	Ultraviyole
2D	İki Boyutlu

3D

Üç Boyutlu

Formüller

$\Delta C'$	Kromatiklik farkı
ΔE_{00}	CIEDE2000 Renk Farkı Değeri
$\Delta H'$	Renk tonu farkı
$\Delta L'$	Parlaklık farkı
Al_2O_3 ,	Alüminyum Oksit
CaO	Kalsiyum Oksit
K_2O	Potasyum Oksit
Li_2O	Lityum Oksit
$Li_2Si_2O_5$	Lityum Disilikat
MgO	Magnezyum Oksit
NaO_2	Sodyum Süperoksit
P_2O_5	Fosfor Pentoksit
SiO_2	Silisyum Dioksit
TiO_2	Titanyum Dioksit
ZnO	Çinko Oksit
ZrO_2	Zirkonyum Dioksit
ΔRa	Pürüzlülük farkı

Simgeler

Δ	Fark (Değişim)
$^{\circ}C$	Santigrad
L^*, a^*, b^*	CIELAB renk uzayı parametreleri
N	Newton
n	Örnek sayısı (sample size)
p	İstatistiksel anlamlılık düzeyi
Ra	Roughness (Pürüzlülük)
$\%$	Yüzde
μm	Mikrometre

ÖZET

Eklemeli ve Eksiltmeli Yöntemler ile Üretilen Daimi Kron Materyallerinin Fırça Abrazyonu Sonrası Renk ve Yüzey Pürüzlülüğünün İncelenmesi

Diş hekimliğinde teknolojik gelişmeler daimi kron üretiminde kullanılan materyal çeşitliliğini artırmıştır. Eklemeli üretim yöntemleri eksiltmeli yöntemlere kıyasla daha az malzeme kaybı ile avantaj sağlarken CAD/CAM ve 3D baskı sistemleriyle üretilen restorasyonlar estetik, stabilite ve biyouyumluluk açısından önem taşımaktadır. Bununla birlikte zamanla oluşabilecek renk değişiklikleri ve yüzey bozulmaları, hasta memnuniyeti ve ağız sağlığı üzerinde olumsuz etkilere yol açabilmektedir. Bu çalışmada eklemeli ve eksiltmeli yöntemlerle üretilen daimi kron materyallerinin fırça abrazyonu sonrası renk ve yüzey pürüzlülükleri değerlendirilmiştir.

Eklemeli üretim için DLP teknolojisiyle hazırlanan VarseoSmile Crown Plus (Varseo XS, BEGO, Germany), eksiltmeli yöntem için ise Tetric CAD, IPS e.max CAD ve Vita Mark II blokları kullanılmıştır. Her materyalden 26 örnek hazırlanmış (n=13 renk, n=13 yüzey pürüzlülüğü) ve üretici talimatlarına uygun şekilde işlenmiştir. Renk ölçümleri Vita Easyshade ile, yüzey pürüzlülüğü ölçümleri Perthometer M2 cihazıyla yapılmıştır. Fırçalama sonrası yüzey topoğrafyaları taramalı elektron mikroskopuyla incelenmiştir. Elde edilen veriler Shapiro-Wilk testi ile değerlendirilmiş, istatistiksel analizlerde Kruskal Wallis ve Mann Whitney U testleri kullanılmış ve Bonferroni düzeltmesi uygulanmıştır. Değişkenler arası ilişkilerin incelenmesinde Spearman korelasyon analizi kullanılmıştır.

Sonuçlara göre materyal türü ve fırçalamanın renk değişimi üzerinde anlamlı bir etkisi bulunmamıştır ($p>0.05$). Ancak fırçalama sonrası yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı artış gözlenmiştir ($p<0.001$). Yüzey topoğrafyaları incelendiğinde fırçalama sonrası tüm materyallerde yüzey özelliklerinde olumsuz değişiklikler gözlenmiş, eksiltmeli yöntemle üretilen materyallerin eklemeli üretime kıyasla daha düşük yüzey stabilitesi sergilediği belirlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: 3 Boyutlu Yazıcı, CAD/CAM, Renk, Yüzey Pürüzlülüğü, Fırça abrazyonu

ABSTRACT

Investigation of Color and Surface Roughness of Permanent Crown Materials Produced by Additive and Subtractive Methods After Brush Abrasion

Technological advances in dentistry have increased the variety of materials used in permanent crown production. Additive manufacturing methods offer advantages over subtractive methods in terms of reduced material loss, while restorations produced using CAD/CAM and 3D printing systems are important in terms of aesthetics, stability, and biocompatibility. However, color changes and surface damage that may occur over time can have negative effects on patient satisfaction and oral health. In this study, the color and surface roughness of permanent crown materials produced using additive and subtractive methods were evaluated after brush abrasion.

VarseoSmile Crown Plus (Varseo XS, BEGO, Germany) prepared using DLP technology was used for additive manufacturing, while Tetric CAD, IPS e.max CAD, and Vita Mark II blocks were used for subtractive methods. Twenty-six samples were prepared from each material (n=13 color, n=13 surface roughness) and processed according to the manufacturer's instructions. Color measurements were performed using Vita Easyshade, and surface roughness measurements were performed using the Perthometer M2 device. Surface topographies after brushing were examined using a scanning electron microscope. The obtained data were evaluated using the Shapiro-Wilk test, Kruskal-Wallis and Mann Whitney U tests were used in the statistical analyses and the Bonferroni correction was applied. The relationships between variables were analyzed using the Spearman correlation test.

According to the results, there was no significant effect of material type and brushing on color change ($p>0.05$). However, a statistically significant increase in surface roughness was observed after brushing ($p<0.001$). When surface topographies were examined, negative changes in surface properties were observed in all materials after brushing, and it was determined that materials produced by the subtractive method exhibited lower surface stability compared to additive manufacturing.

Keywords: 3D Printing, CAD/CAM, Color, Surface Roughness, Brush Abrasion

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Protetik diş tedavisinin temel hedefi, kaybedilen doku bütünlüğünü yeniden oluşturarak hastaya fonksiyon ve fonasyonun yanı sıra estetik görünümün de yeniden kazandırılmasıdır. Günümüzde diş hekimliğinde hızla gelişen teknolojiler sayesinde hem hekimlerin hem de hastaların doğal ve estetik restorasyonlara yönelik beklentileri önemli ölçüde artmıştır (1). Dijital diş hekimliğinde yaşanan bu teknolojik ilerlemeler mevcut sistemlere alternatif olarak daha estetik, biyouyumlu ve gelişmiş mekanik özellikler sunan materyal ve tekniklerin geliştirilmesini beraberinde getirmiştir. Bu sistemler üretim yöntemleri, kullanım alanları ve performansları açısından sürekli olarak yenilenmekte ve klinik uygulamalarda yaygınlık kazanmaktadır (2, 3).

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) sistemleri diş hekimliği restorasyonlarında önemli gelişmelere öncülük etmiştir (4). Günümüzde kimyasal kompozisyon ve mekanik özellikler açısından çeşitlilik gösteren çok sayıda CAD/CAM materyali klinik kullanıma sunulmuştur (5). Bu materyaller arasında yüksek mekanik dayanım, kimyasal stabilite, biyouyumluluk ve üstün optik özellikleri sayesinde özellikle cam seramikler öne çıkmaktadır (6). Diğer yandan geleneksel seramiklerin yüksek elastisite modülünün dentin ve mine dokusuyla uyumsuzluğu, stres konsantrasyonu ve fraktür riskini artırabilmektedir (5). Bu sınırlamaları aşmak amacıyla seramiklerin dayanıklılık ve renk stabilitesi avantajlarıyla kompozit rezinlerin esneklik ve düşük aşındırıcılık özelliklerini birleştiren yeni nesil hibrit CAD/CAM materyalleri de geliştirilmiştir (7).

Eklemeli imalat teknolojilerinin bir ürünü olan üç boyutlu 3D baskı sistemleri, dijital tasarım verilerinin katmanlı üretim prensibiyle fiziksel nesnelere dönüştürülmesini sağlayan yenilikçi bir yaklaşımdır. Bu teknoloji, bilgisayar destekli tasarım (CAD) verilerinin özel yazılımlar aracılığıyla milimetrik hassasiyetle dilimlenmesi ve her katmanın ardışık olarak biriktirilmesi prensibine dayanmaktadır. Diş hekimliği uygulamalarında 3D üretim teknolojisi, geleneksel yöntemlerle üretimi zor olan karmaşık anatomik yapıların hassas bir şekilde imal edilmesine olanak tanımaktadır. Bu teknoloji özellikle dental cerrahi kılavuz şablonlarının üretimi, hastaya özel implant planlaması ve çeşitli protetik restorasyonların geliştirilmesi gibi alanlarda önemli bir araç haline gelmiştir (8).

Daimi kronların klinik başarısı ve uzun ömürlülüğü başlangıçtaki mekanik, optik ve yüzey özelliklerinin korunmasına bağlıdır. Bununla birlikte ağız içinde maruz kalınan termomekanik stresler ve diş macunlarıyla yapılan günlük fırçalama uygulamaları, restorasyon yüzeylerinde progresif aşınma, pürüzlülük artışı ve renk değişimine neden olabilmektedir. Renk değişimleri estetik sorunlar ortaya çıkarırken pürüzlü yüzeyler hem antagonist dişlerde aşınmaya yol açabilmekte hem de artan yüzey porozitesi nedeniyle pigmentasyon ve bakteri birikimini kolaylaştırabilirler (9).

Bu tez çalışmasının amacı:

Eklemeli (3D reçine) ve eksiltmeli (lityum disilikat, feldspatik seramik, seramik ilaveli kompozit blok) yöntemlerle üretilen daimi kron materyallerinin, fırça abrazyonu sonrası renk stabilite (ΔE₀₀) ve yüzey pürüzlülüğü (Ra) parametrelerindeki değişimleri karşılaştırmalı olarak değerlendirmek; klinik kullanımda hangi materyal grubunun aşınmaya bağlı optik veya mekanik bozulmaya daha dirençli olduğunu bilimsel verilerle ortaya koymaktır. Elde edilen sonuçlarla, uzun dönem estetik ve biyolojik başarının artırılması hedeflenmektedir.

Çalışmanın sıfır hipotezleri:

1. Fırça abrazyonu hiçbir materyalde renk parametrelerini anlamlı biçimde değiştirmez.
2. Fırça abrazyonu hiçbir materyalin yüzey pürüzlülüğünü anlamlı biçimde değiştirmez.
3. Fırça abrazyonu sonrası oluşan renk ve pürüzlülük değişiklikleri (ΔE₀₀, ΔRa) materyaller arasında anlamlı farklılık göstermez.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Daimi Kron Üretim Yöntemleri

Seramikler, laboratuvar ortamında üretilen ilk yapay malzemeler arasında yer alır ve özellikle Çin ile Avrupa’da Sanayi Devrimi döneminde önemli gelişmeler göstermiştir (10).

Porselenin diş hekimliğinde kullanımı Alexis Duchateau’nun glaze kaplarının düzgün, leke tutmayan ve aşınmaya dirençli yüzeylerini gözlemleyip Nicholas Dubois De Chemant ile ilk dental porselen dişleri üretmesiyle başlamıştır (11). 1838’de Elias Wildman daha doğal ve translüsent porselenler elde etmiştir (12). Sonrasında yüksek ışık geçirgenliğine sahip lösit içerikli kompozisyonlar tercih edilmiştir (13).

1925’te yüksek ısıda işlenebilen porselenler ile Adriaansen’in fırça tekniği estetik üretimi kolaylaştırmıştır (14). 1960’larda vakum altında pişirme daha estetik ve düşük iç pürüzlülüklü porselenlere olanak vermiştir (15).

Bu süreçte metal destekli güçlendirme çalışmaları yürütülmüş; Brecker 1956’da porselen–altın alaşımıyla ilk metal destekli kron-köprüleri üretmiştir (16). 1965’te McLean ve Hughes, %40–50 Al_2O_3 içeren cam matriks yapıda alümina ile güçlendirilmiş ilk tam seramik çekirdeği geliştirmiş ve artan mekanik dayanımla birlikte yetersiz translüsens nedeniyle feldspatik veneer gerekmiştir (17, 18).

Dökülebilir seramiklerin gelişimi 1972’de Grossman ile başlamış, 1984’te “Dicor” piyasaya sunulmuştur (19). Dicor, %30 cam matriks ile birleşmiş tetrasilikat flor-mika kristallerinden oluşan yarı saydam, polikristal yapıda bir cam-seramiktir (20). Bu materyal, yüksek şeffaflık, iyi kimyasal direnç, orta düzeyde termal genleşme, doğal dişe benzer sertlik ve yüksek işlenebilirlik gibi avantajlar sunarken, düşük bükülme direnci nedeniyle sınırlı olarak kullanıma uygundur (21, 22).

Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte diş hekimliğinde geleneksel iş akışlarına alternatif olarak yeni malzemeler ve gelişmiş teknolojiler içeren sistemler kullanılmaya başlanmıştır. Bu alanda en yaygın kullanılan ileri teknoloji çözümlerinden biri, bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) sistemidir (23).

CAD/CAM sistemi diş hekimliğinde ilk kez 1970 yılında Francois Duret ve Jack Preston tarafından kullanılmıştır. Duret, 1984 yılında CAD/CAM teknolojisini kullanarak frezeleme yöntemiyle ilk kronu üretmiştir (24). 1985 yılında ise İsviçre’de diş hekimi Prof.

Dr. Werner Mörmann ve elektrik mühendisi Marco Brandestini, ilk CAD/CAM sistemi olarak kabul edilen CEREC (bilgisayar destekli seramik rekonstrüksiyonu) sistemiyle restorasyonlar üretmeye başlamıştır (25).

CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım), bir tasarımın oluşturulması, düzenlenmesi, analiz edilmesi ve optimize edilmesi sürecinde bilgisayarların kullanılmasını ifade eder. CAD yazılımları, 3D tasarımlar oluşturur ve üretim süreci için gerekli dijital verileri sağlar. Bu yazılımlar açık ve kapalı sistemler olarak sınıflandırılır: Kapalı sistemler yalnızca kendi donanım ve yazılımlarıyla çalışırken, açık sistemler farklı markaların tarayıcılarıyla uyumlu olup STL formatı gibi evrensel dosya türlerini destekler. Tarama işlemi tamamlandıktan sonra CAD yazılımı otomatik bir taslak tasarım oluşturur; ardından kullanıcı, malzeme kalınlığı, keskin açılar yumuşatılması gibi tasarım parametrelerini düzenleyerek restorasyonu şekillendirir. Bu süreç estetik ve fonksiyonel açıdan optimize edilmiş restorasyonların hızlı ve kontrollü şekilde üretilmesini sağlar (26).

Tüm CAD/CAM sistemler aşağıda belirtilen 3 ana aşamadan oluşur;

1. Verilerin elde edilmesi ve/veya taranması
2. Bilgisayar destekli tasarım (CAD)
3. Bilgisayar destekli üretim (CAM) (27).

CAM yazılımının ilk sürümleri yalnızca malzeme seçiminin ayarlanmasına odaklanırken, yeni sürümler tamamlanmış tasarımın otomatik olarak üretime hazırlanmasını sağlayan daha gelişmiş özellikler sunmaktadır. Örneğin kalıpların eklenmesi veya sanal restorasyonun frezeleme ya da 3D baskı için malzeme bloğuna en uygun şekilde yerleştirilmesi gibi işlemler yapılabilmektedir. Bu süreç, “yuvalama” olarak adlandırılır.

CAM yani bilgisayar destekli üretim iki kategoriye ayrılabilir:

1. Frezeleme veya taşlamayı içeren eksiltmeli üretim
2. Mum baskı ve lazer sinterleme gibi eklemeli üretim (26).

2.1.1. Eksiltmeli Üretim Tekniği

Son yıllarda CAD/CAM sistemlerinde yaşanan teknolojik ilerlemeler özellikle yazılım algoritmalarının geliştirilmesi ve cihazların kompakt hale getirilerek maliyetlerin düşürülmesi bu sistemlerin endüstriyel alandaki kullanımını büyük ölçüde artırmıştır. Bu gelişmeler CAD/CAM teknolojisinin tıp ve diş hekimliği gibi çeşitli disiplinlere

entegrasyonunu da kolaylaştırmıştır. Diş hekimliğinde dijital yaklaşımlar sayesinde hastalara özel restorasyonların ve protezlerin üretimi geleneksel laboratuvar yöntemlerine bağlı kalınmadan gerçekleştirilebilmektedir.

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemleri diş preparasyonlarının veya mum modelasyonlarının üç boyutlu dijital verilerine dayanarak çalışır. Bu dijital veriler farklı üretim tekniklerinde kullanılmaktadır:

- a) Doğrudan seramik frezeleme (Örn: Vita MK II, Empress CAD),
- b) Seramik tozunun sinterlenmesi için genişletilmiş kalıp oluşturma (Örn: Procera sistemi),
- c) Kısmen sinterlenmiş seramik blokların işlenip sonrasında sinterlenmesi (“yeşil işleme” tekniği; Örn: Cercon, Lava, Vita YZ).

Bu yöntemler, yüksek hassasiyet ve malzeme verimliliği sağlayarak modern restoratif diş hekimliğinde önemli bir yer edinmiştir (28).

CAD/CAM sistemleri kullanım alanlarına göre üç ana grupta sınıflandırılabilir:

Klinik Tipi (Chairside) Sistemler;

- Tüm üretim süreci klinik ortamında gerçekleştirilir.
- Preparasyonların ölçüsü intraoral tarayıcılarla alınır.
- Restorasyonlar klinikteki freze makineleri veya 3D yazıcılarla üretilir.
- Restorasyon tek seansta hastaya teslim edilebilir.
- CEREC Omnicam, E4D Planmeca sistemleri klinik tipi sistemlere örnek olarak verilebilir (29, 30).

Laboratuvar Tabanlı Sistemler;

- Alçı modeller veya elastomer ölçülerden elde edilen verilerle çalışır.
- Temel amaç metal/porselen altyapıların (koping, köprü iskeleti) üretimidir.
- Son katman porselen uygulamaları geleneksel tekniklerle tamamlanır.
- CEREC inLab (Dentsply Sirona), Cercon Brain (Dentsply), Everest (Kavo) laboratuvar tipi sistemlere örnek olarak verilebilir.
- Laboratuvar sistemleri, kompleks vakalarda (tam ark protezler, implant üstü restorasyonlar) klinik tipi sistemlere göre daha geniş endikasyon alanına sahiptir (31).

Merkezi Üretim Sistemleri (Milling Center);

- Dijital veriler bulut tabanlı sistemlerle merkezi laboratuvara gönderilir.
- Endüstriyel standartlarda seri üretim imkanı sunar.
- Kalite kontrol ve malzeme standardizasyonu gibi avantajlara sahiptir.
- Procera (Nobel Biocare), Lava Ultimate (3M ESPE) merkezi üretim CAD/CAM sistemlerine örnek olarak verilebilir.
- Merkezi üretimde kullanılan endüstriyel freze makineleri, ofis tipi cihazlara kıyasla 5-10 kat daha yüksek hassasiyete sahiptir (30).

Günümüzde diş hekimliğinde birçok CAD/CAM sistemi aktif olarak kullanılmaktadır. CEREC, Procera, Lava, Cercon, Kavo, Katana, DC-Zirkon, Everest ve ZENO TEC gibi sistemler en çok tercih edilenler arasındadır. CEREC sistemi, Almanya merkezli Sirona tarafından geliştirilmiş olup hem klinik hem laboratuvar uygulamaları için uygun tek entegre sistemdir. İlk versiyonu 1985'te sunulan CEREC, zamanla geliştirilmiş ve özellikle yüksek başarı oranlarına ulaşılmıştır. Sistem; optik tarama, restorasyon tasarımı ve frezeleme gibi aşamaları içerir. CEREC'in en yeni sistemleri aynı anda birden fazla restorasyonun tasarlanıp üretilmesine imkân tanır.

Lava sistemi (3M ESPE) laboratuvar ortamında kullanılan entegre bir sistem olup optik tarayıcı, freze makinesi, yazılım ve sinterleme fırınından oluşur. Procera (Nobel Biocare), dijital verilerle tasarlanan titanyum altyapıya porselen uygulanarak kron üretimini sağlar. Cercon sistemi ise dijital tasarım içermeyen, yarı sinterize zirkonyum bloklardan altyapı üretimi sağlayan bir sistemdir. Cicero, alüminyum oksitle güçlendirilmiş altyapılar üzerine porselen uygulayarak restorasyonların üretildiği bir başka CAD/CAM sistemidir (32). Diş hekimliğinde en çok kullanılan CAD/CAM sistemleri Tablo 1'de özetlenmiştir.

Tablo 1. Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemleri (33).

Klinikte Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	CEREC E4D Dentist
Üretim Merkezli CAD/CAM Sistemleri	Procera Cicero
Laboratuvarda Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	CEREC inLab DCS Precident Cercon Everest Lava

2.1.1.1 Eksiltmeli CAD/CAM Sisteminin Avantajları

Dijital diş hekimliği teknolojileri geleneksel yöntemlerin dezavantajlarını ortadan kaldırarak önemli klinik avantajlar sunar. Ölçü hataları ve distorsiyon riskini minimize eden dijital ölçümler tek seansta tedavi imkanı sağlayarak geçici restorasyon ihtiyacını ortadan kaldırır (33). Endüstriyel olarak üretilmiş seramik bloklarla daha homojen ve dayanıklı restorasyonlar elde edilir (34). İşlem basamaklarının azalması üretim sürecini basitleştirir. Laboratuvar aşamalarının minimize edilmesi çapraz enfeksiyon risklerini önemli ölçüde azaltırken tedavi sürelerinin kısalması ekonomik avantaj sağlar. Dijital tasarım yazılımları teknisyen iş yükünü hafifletir ve yapay zeka destekli CAD sistemleri oklüzal morfoloji uyumunda hekim hatalarını %67 oranında düşürür (35). Tam dijital iş akışıyla üretilen implant üstü protezlerde, geleneksel yöntemlere göre uyumsuzluk insidansı belirgin şekilde azalmıştır (36). Ölçü maddeleri ve model transferi gibi potansiyel kontaminasyon kaynaklarını elimine eden bu sistemler yüksek hassasiyet ve tekrarlanabilirlikle klinik başarıyı artırır (33, 37).

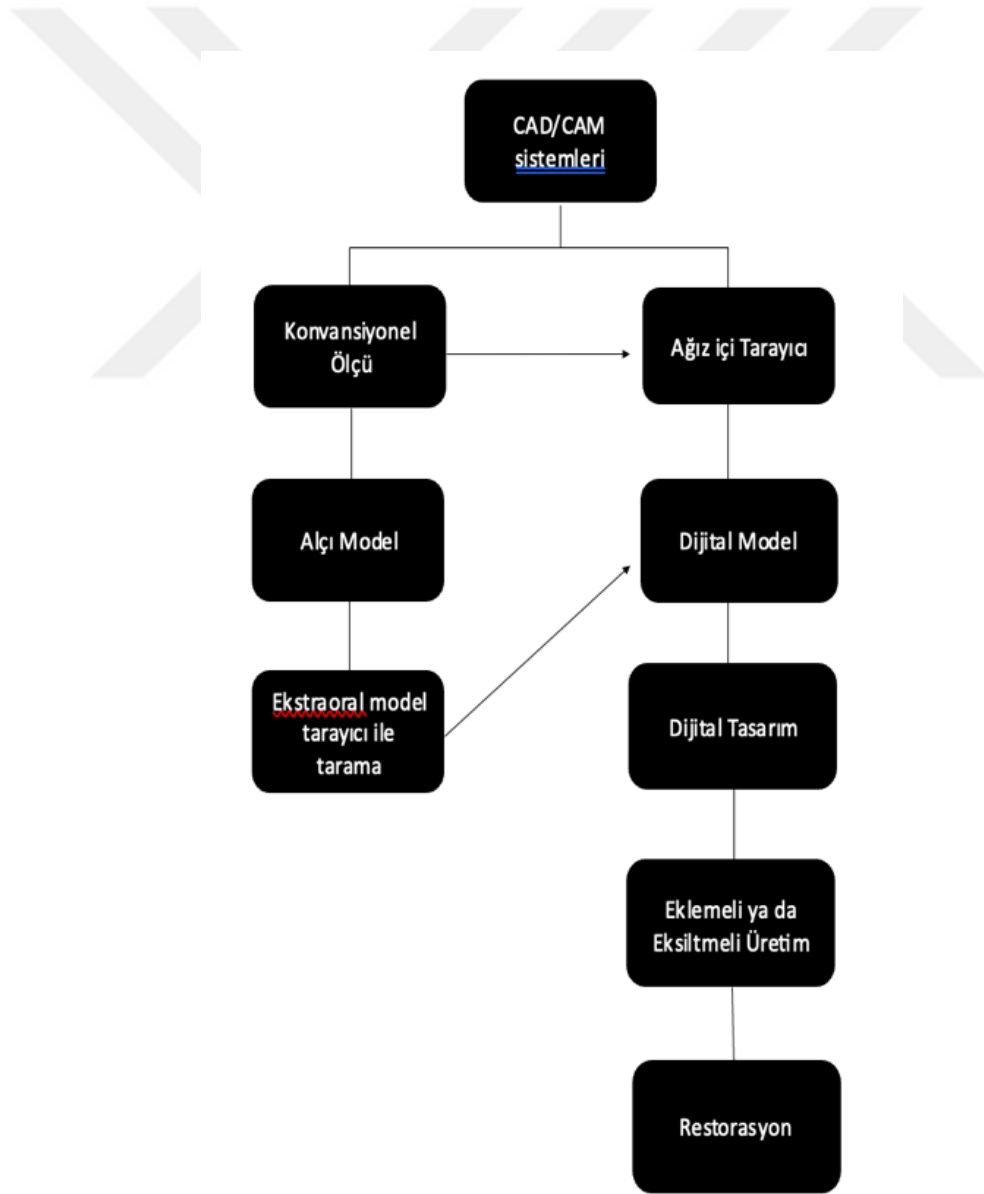
3.1.1.2. CAD/CAM Sisteminin Dezavantajları

CAD/CAM teknolojisi klinik uygulamalarda önemli bazı dezavantajlar içermektedir. Yüksek kurulum ve işletme maliyetleri özellikle küçük ölçekli klinikler için ekonomik bir engel oluşturur (33). Monolitik seramik blokların sınırlı renk geçişleri anterior bölgede ideal estetik sonuçları zorlaştırabilmektedir (38). Derin subgingival marjlinli preparasyonlarda dijital ölçü doğruluğunun düşmesi ek retraksiyon teknikleri gerektirmektedir (39). Ayrıca eksiltmeli üretim sürecindeki malzeme kaybı ekonomik ve çevresel sorunlar yaratmaktadır. Sistemin etkin kullanımı için klinisyen ve teknisyenlerin özel eğitim ihtiyacı adaptasyon sürecini uzatır (36). Yüksek başlangıç yatırım maliyetleri sistemin benimsenme hızını düşürmektedir (40). Seramik bloklarla estetik sınırlamalar kısmen aşılsa da bu malzemelerin yüksek maliyeti yaygın kullanımını kısıtlamaktadır.

2.1.1.3. Eksiltmeli Üretim Süreci

Dijital diş hekimliğinde eksiltmeli üretim süreci veri elde etme, dijital tasarım ve üretim olmak üzere üç temel aşamadan oluşur. İlk aşamada preparasyonun dijital ölçüsü ya doğrudan intraoral tarayıcılarla ya da alçı model veya ölçü üzerinden dolaylı olarak alınır. Tarama sistemleri mekanik profilometreler ve optik lazer tabanlı sistemler olmak üzere ikiye ayrılır. Yüksek çözünürlük sağlamalarına rağmen yavaş olan mekanik sistemlere karşılık, optik sistemler daha hızlı ve yaygın kullanımdadır. Tarayıcılar genellikle

sistemlere özgüdür ve uyumlu CAD yazılımlarıyla entegre çalışır. Modern sistemlerde 15–25 µm çözünürlük sağlanabilir. Tasarım aşamasında sistemler dijital kütüphanelerde yer alan anatomik formlar üzerinden hastaya özel modifikasyonlara imkân tanır. Bu aşamada intraoral taramalar veya CBCT verileriyle sanal artikülasyon oluşturularak oklüzal temaslar ve çiğneme dinamikleri simüle edilebilir. Tasarlanan restorasyon CAM ünitesine aktararak prefabrike bloklar elmas frezlerle 0.6–1.2 mm çapında uçlarla işlenir. Böylece materyalden kontrollü eksiltme ile istenen morfoloji elde edilir. Bu dijital iş akışı preparasyon morfolojisinin objektif değerlendirilmesine, üretim kalitesinde standardizasyon sağlanmasına ve hastaya özel restorasyonların yüksek doğrulukla üretilmesine olanak tanır (41, 42).



Şekil 1. CAD/CAM sistemleri ile üretim süreci (32).

2.1.1.4. Eksiltmeli Üretim Tekniğinde Kullanılan Daimi Kron Materyalleri

CAD/CAM sistemlerinde klinik kullanım için pek çok farklı materyal kategorisi bulunmaktadır. Bu materyaller frezeleme ünitelerine yerleştirilebilecek formda, yüksek yoğunluklu, homojen ve monolitik bloklar halinde üretilmektedir. Yüksek basınç altında sıkıştırılarak elde edildiklerinden dolayı porözite içermezler. Artık gerilim barındırmazlar ve üstün mekanik özellikler sergilerler. Bu özellikleri sayesinde restorasyonlar kısa sürede üretilmektedirler. Polisaj ve glaze gibi yüzey işlemleri ise kolaylıkla uygulanabilmektedir. Bu materyaller aşağıda özetlenmiştir.

Cam Seramikler

Feldspatik Seramikler: Feldspatik seramikler dental seramikler arasında en yüksek estetik potansiyele sahip materyallerdendir. Dişin doğal translusensini, yüzey dokusunu ve optik özelliklerini taklit edebilme kapasitesi nedeniyle ön bölgede yaygın kullanılır. Ancak mekanik direnci düşüktür (yaklaşık 100 MPa). Bu sebeple sadece düşük çiğneme kuvvetine maruz kalan alanlarda uygulanması önerilir. Yüzey karakteristikleri nedeniyle cilalama sonrası plak birikimine karşı dirençlidir (43).

Feldspatik seramikler silika temelli dental materyaller olup 1150°C sinterleme sıcaklığında üretilir ve ağırlıkça %5-25 oranında lösit kristalleri ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$) içerir. Bu seramiklerin yüksek cam faz içeriği doğal dişe benzer üstün estetik özellikler sunarken lösit partikülleri termal genleşme katsayısını düzenleme, çatlak ilerlemesini engelleme ve kırılma dayanımını artırma gibi kritik fonksiyonlar üstlenir. Geleneksel formülasyonlarda rastgele dağılım gösteren iri lösit kristalleri (50-300 µm) nedeniyle fleksural dayanımları 70-100 MPa ile sınırlı kalmaktadır.

CAD/CAM uygulamalarında en sık kullanılan prefabrike blok formları (Vita Mark II, Cerec Blok) başlıca şu durumlarda tercih edilir:

- İnley ve onley restorasyonlar
- Düşük oklüzal yüklü anterior bölge uygulamaları
- Geçici restorasyonlar.

Güncel gelişmelerle partikül boyutu optimizasyonu ve matriks ara yüz iyileştirmeleri sayesinde mekanik dayanımları 120-150 MPa seviyelerine çıkarılmış olsa da özellikle posterior bölgedeki yüksek oklüzal kuvvetler altında sınırlı performans göstermeleri klinisyenleri alternatif seramik sistemlere yönlendirmektedir. Bununla birlikte

üstün ışık geçirgenliği ve doğal dişe benzer renk geçişleri nedeniyle maksiller anterior bölgedeki metal-seramik restorasyonlarda sıklıkla tercih edilirler (44, 45).

Lityum Disilikat İçerikli Cam Seramikler: Lityum disilikat seramikler cam matriks içinde homojen olarak dağılmış yaklaşık 4 µm uzunluğunda ve 0.5 µm çapında kristallerden oluşur. Bu kristallerin hacimsel olarak %70 oranında yoğun bir şekilde yerleşmiş olması malzemeye yüksek mekanik dayanım kazandırır. Birbirine kenetlenmiş mikro yapı çatlak ilerlemesini engelleyerek seramiğin bükülme direncini 360-400 MPa seviyelerine çıkarır (46). Ayrıca lityum disilikat kristallerinin cam matriksle benzer kırılma indekslerine sahip olması yüksek kristal içeriğine rağmen malzemeye ışık geçirgen (translüsент) bir özellik kazandırır. Ivoclar Vivadent 1998 yılında yaklaşık 920°C’de presleme yöntemiyle üretilen ilk lityum disilikat seramik olan IPS Empress II’yi (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) tanıtmıştır (47).

Daha sonra geliştirilen IPS E.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile lityum disilikat seramiğin mekanik özellikleri ve ışık geçirgenliği iyileştirilmeye çalışılmıştır. Preslenebilir ingotlar yüksek ve orta opaklık ile düşük ve yüksek translüsensi gibi farklı seçeneklerde üretilmektedir. Bu malzeme monolitik inley, onley, posterior tek kronlar ve anterior bölgede üç üniteli köprülerin yapımında kullanıma uygundur (48).

CAD/CAM teknolojisinin dental restorasyonlarda yaygınlaşmasıyla birlikte 2005 yılında lityum disilikat esaslı IPS e.max CAD (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) blokları piyasaya sürülmüştür. Bu malzeme %40 oranında lityum metasilikat (Li_2SiO_3) kristalleri içeren ve yaklaşık 0.5 µm boyutundaki partiküllere sahip kısmen kristalize bir yapıdadır. Bu özellik blokların kolayca frezelenmesini sağlarken, işlem sırasında monolitik yapının bütünlüğünü korur. Seramik bu aşamada mavi renkli olup yaklaşık 130-150 MPa bükülme dayanımına sahiptir.

Sonrasında uygulanan sinterleme ve kristalizasyon işlemiyle malzemenin dayanımı 400 MPa’ya ulaşır (49). Tamamen kristalize edilmiş IPS e.max CAD, hacimce %70 lityum disilikat kristalleri içerir ve sinterleme sonrasındaki %0.2’lik büzülme oranı restorasyonların marjinal, proksimal ve oklüzal uyumunu olumsuz etkilemez. Bu seramik, tek kronlar, inley/onleyler ve anterior köprülerin yanı sıra adeziv veya konvansiyonel simantasyonla kullanılan kısa açıklıklı posterior köprüler için de endikedir (46).

Lösit İçerikli Cam Seramikler: Lösit içeren cam seramiklerin temel gelişimi W. Höland ve ekibinin cam matrikste kontrollü lösit kristalizasyonu tekniklerini geliştirmesiyle

başlamıştır. Üretim sürecinde, cam partikülleri öncelikle yaklaşık 700°C’de birincil fırınlamaya tabi tutulmakta, ardından ikinci bir ısıl işlemle monolitik yapıdan ikili ve dörtlü kristal sistemlere dönüşüm sağlanmaktadır (50). Bu kristalizasyon işlemi malzemenin mekanik dayanımını artırırken iç yapıdaki mikro çatlakların ilerlemesini de engellemektedir.

Bu seramiklerin kimyasal bileşiminde ağırlıklı olarak %67 kuartz ve %19 alümina (Al_2O_3) bulunmaktadır. 120-160 MPa aralığında bükülme direnci gösteren bu materyaller yüksek ışık geçirgenliği ve üstün estetik özellikleri nedeniyle klinik uygulamalarda sıklıkla tercih edilmektedir (34).

Translüsensi özelliklerine göre HT (Yüksek Translüsensi), MT (Orta Translüsensi) ve LT (Düşük Translüsensi) olmak üzere 3’e ayrılırlar. Bu sınıflandırmadaki temel amaç doğal dişin karakteristik renk özelliklerini ve ışık geçişlerini klinik restorasyonlarda simüle edebilmektir. Bu grubun en bilinen örneklerinden biri IPS Empress CAD sistemidir (51, 52).

Polikristalin Seramikler

Zirkonya Seramikler: Zirkonya sıcaklığa bağlı olarak kübik (2680–2370°C), tetragonal (2370–1170°C) ve monoklinik (1170°C–oda sıcaklığı) fazlara dönüşebilen polimorfik bir malzemedir (53). Bu faz geçişlerindeki hacimsel değişimler çatlak oluşumuna yol açabileceğinden saf zirkonyaya CaO, MgO veya Y_2O_3 gibi stabilizatörler eklenerek kısmen stabilize zirkonya elde edilir. Dental alanda en yaygın kullanılan form, biyouyumluluğu ve ince taneli mikroyapısı nedeniyle yttriyum ile stabilize edilmiş zirkonyadır (YSZ) (54). Monolitik zirkonya bloklar; 900–1200 MPa basınç dayanımı, nanoparçacıkların homojen dağılımı, düşük porozite ve %0.01’e indirilen Al_2O_3 içeriği sayesinde iyi translüsensi sunar. Ayrıca özel boyama teknikleriyle estetik uyumları da artırılabilir (55).

Alümina: Bu materyal yüksek oranda alümina (Al_2O_3) içermekte olup Nobel Biocare tarafından kor materyali olarak geliştirilmiştir. Frezeleme işlemi sonrası cam infiltrasyonu gerektirmez. Başlangıçta tek renkli üretilen bloklar, uygulanacak porselenin tonuna uyum sağlaması amacıyla özel boyalarla renklendirilir. 17–20 GPa aralığında sertlik ve mekanik direnç gösteren bu malzeme, dental seramikler arasında en yüksek elastik modül değerine sahiptir. Ancak bu özelliği, parçalı kırılmalara yatkınlık yaratmakta ve günümüzde zirkonya gibi daha dayanıklı alternatiflerin tercih edilmesine neden olmaktadır.

Rezin Matriks Seramikler

Seramiklerin yüksek aşındırıcılık ve en az 1.5–2 mm kalınlık gereksinimi gibi dezavantajları yeni materyal arayışlarını hızlandırmıştır. Bu doğrultuda organik kompozit matriks içinde inorganik seramik dolgu partikülleri barındıran hibrit yapıları rezin matriks seramikler geliştirilmiştir. Yüksek oranda inorganik içerik barındırmalarına rağmen 2013 yılında ADA (Amerikan Diş Hekimleri Birliği) tarafından porselen kategorisine dahil edilmişlerdir.

Rezin Nanoseramikler: Nanoseramik malzemeler yaklaşık %80 oranında zirkonya veya silisyum nanopartiküllerinden oluşan seramik ağ ile %20 oranında rezin matriksten oluşur. Kırılma dirençleri 200 MPa civarındadır. Mekanik olarak feldspatik ve lösit içeren seramiklere göre daha üstün ancak lityum disilikata göre daha düşüktür. Polimer matris içinde dağılmış nanopartikül dolgu maddeleri (boyut <100 nm) içeren bu malzemeler hem geleneksel hem de polikristalin seramik yapılarla üretilebilir.

Nanoseramik bloklar; yüksek mekanik dayanım, dentine benzer elastikiyet, stres dağılımını iyileştirme ve antagonist aşınmasının azlığı gibi avantajlara sahiptir. Ancak bisfenol-A gibi monomerlerin salınım riski nedeniyle biyouyumlulukları hâlâ tartışmalıdır (53). Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya), Cerasmart (GC, Leuven, Belçika), Tetric CAD (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn) en yaygın kullanılan rezin nanoseramik bloklardır.

Hibrit Seramikler: Seramikler yüksek fleksural dayanım ve renk stabilitesi gibi avantajlar sunarken karşı dişte aşınma riski ve en az 1.5-2 mm preparasyon ihtiyacı gibi sınırlamalar taşımaktadır. Kompozit materyaller bu kısıtlamaları bir ölçüde azaltmakla birlikte oklüzal kuvvetlere karşı aşınma dirençleri yetersiz kalmaktadır (57). Bu sınırlamaları aşmak amacıyla geliştirilen hibrit materyaller, seramik ve kompozitin avantajlı özelliklerini bir araya getirmektedir. Yüksek basınç ve sıcaklık altında üretilen bu malzemeler %85'e varan polimerizasyon oranı ve yoğun dolgu içeriği sayesinde geleneksel indirekt kompozitlere kıyasla üstün mekanik performans sunmaktadır (58).

Hibrit seramikler; anterior kronlar, veneerler (HT bloklar), renklenmiş diş restorasyonları (LT bloklar) ve inley/onley uygulamalarında kullanılmaktadır. Ancak üreticiler bu materyallerin köprüler ve brüksizimli hastalarda kullanımını önermemektedir. Restorasyon sonlandırmalarında özel cilalama protokollerinin uygulanması önemlidir (59).

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) bu grup içinde en sık kullanılan hibrit seramik bloklardandır.

2.1.2. Eklemeli Üretim Tekniği

“Eklemeli üretim” terimi Amerikan Test ve Malzeme Topluluğu (ASTM) tarafından “eksiltici üretim yöntemlerinden farklı olarak 3D model verilerinden nesneler oluşturmak için malzemelerin genellikle katman katman birleştirildiği bir süreç” olarak tanımlanır. Bu süreçte her yeni katman bir önceki katmana eritme, kaynaştırma veya polimerizasyon yoluyla eklenir. Mühendislik eklemeli üretim için farklı teknolojiler geliştirmiştir. Diş hekimliğinde en yaygın kullanılan 3D teknolojileri arasında stereolitografi (SLA), dijital ışık ileme (DLP), seçici elektron ışını eritme, lazer toz şekillendirme ve polijet fotopolimer baskı (PPJ) gibi yöntemler yer alır. Stereolitografi (SLA) Charles Hull tarafından oluşturulan ilk eklemeli teknolojidir.

Eklemeli teknolojilerle protetik diş hekimliğinde yoğun yapıya ve istenilen yüzey pürüzlülüğüne sahip polimerler, kompozitler, metaller ve alaşımlar gibi farklı malzemelerle üretim yapılabilir (60).

CAM yazılımı hızlı prototipleme makineleri için gerekli tüm hazırlık adımlarını otomatik olarak gerçekleştirebilir. Bu adımlar arasında 3D yazıcılar ve model üretim makineleri için en uygun yerleştirme ve yönlendirme, destek yapılarının oluşturulması ve makine ile iletişim süreçleri bulunur. Yazılımdaki son yenilikler verimliliği artırmak için benzer vakaların (örneğin aynı laboratuvarından gelenler) otomatik olarak gruplandırılmasına da olanak tanımıştır.

Stereolitografi de diş hekimliği endüstrisinde uzun yıllardır kullanılmaktadır. Özellikle cerrahi şablonlar (implant kılavuzları) gibi uygulamalarda tercih edilen bu yöntem, bir lazer ışını veya mavi ışıklı LED’ler (Dijital Işık İşleme, DLP) kullanarak sıvı reçinelerin (epoksi veya akrilat) katman katman polimerize edilip sertleştirilmesi prensibine dayanır.

Birkaç yıl öncesine kadar 3D yazıcılar yüksek maliyetleri nedeniyle sadece büyük üretim merkezleri veya endüstriyel firmalar tarafından kullanılabiliyordu. Ancak son yıllarda bu teknolojiler artık küçük ölçekli diş laboratuvarlarının da erişebileceği bir noktaya geldi. Ayrıca diş hekimliği sektörü dışındaki firmalar da dental pazara girerek eklemeli üretim seçenekleri sunmaya başladı. Günümüzde nispeten uygun maliyetli

ekipmanlara sahip diş laboratuvarları, çene modelleri, cerrahi şablonlar veya geçici restorasyonlar gibi uygulamalar için akrilik ve kompozit reçinelerden nesneler üretebilmektedirler (61).

Tamamlanmış tasarımlar lazer sinterleme makinelerinde tamamen otomatik şekilde hazırlanabilir. Bu süreç en uygun yerleştirme, özel destek yapıların oluşturulması ve tanımlama etiketlerinin eklenmesi gibi adımları içerir. Destek yapıları sinterleme sırasında bükülmeyi önleyecek şekilde tasarlanırken aynı zamanda kolayca çıkarılabilecek bir yapıya sahiptir. Ayrıca lazer sinterleme işlemleri için uyarlanabilir gruplama özelliği de sunularak üretim verimliliği artırılmaktadır. Yüksek dayanıklılığa sahip seramikler için eklemeli üretim teknikleri hala geliştirilme aşamasındadır (26). Süreç mühendisliği perspektifinden bakıldığında eklemeli üretim eksiltmeli yöntemlerin dezavantajlarını ortadan kaldırma potansiyeline sahiptir (62).

Eklemeli üretim diş hekimliğinde;

- Fiziksel tanı modelleri,
- Cerrahi kılavuzlar,
- Ekstraoral maxillo fasial protezler,
- Diş implantolojisi,
- Ortodonti,
- Okluzal splintler,
- Uzun süreli geçici protezler,
- Sabit ve hareketli protezlerin yapımı gibi birçok alanda kullanılmaktadır (63).

2.1.2.1. Eklemeli Üretim Tekniğinin Avantajları

Eklemeli üretim (3D baskı) süreci metal veya seramik blokların geleneksel eksiltmeli yöntemle (subtraktif) kıyasla malzeme kullanımında önemli ölçüde tasarruf sağlar. Bu yöntemin bir diğer önemli avantajı geleneksel bilgisayar destekli üretim (CAM) süreçlerinde takım boyutu ve makine eksen hareketleriyle sınırlanan tasarım ve üretim imkanlarını aşarak sınırsız tasarım özgürlüğü ve üretim esnekliği sunmasıdır. Bu durum özellikle dental implantlar, kron-köprü restorasyonları ve kişiye özel protezler gibi karmaşık dental ürünlerin üretiminde büyük bir avantaj sağlar (64). Tek seferde fazla sayıda restorasyon üretilebilir ve bilgiler veri tabanında saklanarak gerektiğinde aynı veya tasarımında gerekli düzeltmeler yapılarak benzerleri tekrardan basılabilir (65–67).

Eklemeli imalat (3D baskı) geleneksel frezeleme yöntemlerine kıyasla nesne geometrisinde daha az kısıtlama sunar ve malzeme israfını önemli ölçüde azaltır. Bu teknoloji günümüzde okluzal splintler, kişiye özel ölçü kaşıkları, cerrahi kılavuzlar ve hareketli protezler gibi dental uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Son yapılan materyal ve baskı araştırmaları 3D baskı ile üretilen reçine bazlı protezlerin uzun vadeli kullanım için uygun olduğunu göstermektedir (68). 3D baskılı uzun süreli geçici restorasyonlar geleneksel yöntemlerle üretilenlere kıyasla daha yüksek doğruluk, daha iyi marjinal adaptasyon, artan kırılma direnci ve üstün biyouyumluluk özellikleri sunmaktadır. Şu anda, sabit kalıcı restorasyonlar için sınırlı sayıda 3D baskı malzemesi mevcut olsa da birçok üretici uzun süreli geçici restorasyonlar için kullanılan 3D baskı reçinelerinin daimi sabit protezler olarak kullanımına yönelik tıbbi cihaz düzenlemeleri kapsamında onay almak için çalışmalarını sürdürmektedir (69–71).

2.1.2.2. Eklemeli Üretim Tekniğinin Dezavantajları

Eklemeli üretimin dezavantajlarının başında malzeme kısıtlılığı vardır. Özellikle daimi restorasyonlar için malzeme seçeneği azdır. Geçici restorasyonlar için malzeme çeşitliliği nispeten daha fazladır. Eklemeli yöntemlerde kullanılan reçine bazlı materyaller geleneksel metal ve seramiklere göre mekanik dayanıklılık ve aşınma direnci açısından daha zayıftır (27).

Eklemeli üretim süreçleri özellikle büyük ve karmaşık restorasyonlar için zaman alıcı olabilir. 3D yazıcılar ve ilgili ekipmanlar yüksek maliyetlidir. Ayrıca bu cihazların bakım ve onarım masrafları da önemli bir mali yük oluşturabilir. 3D baskı teknolojilerinin etkin kullanımı için diş hekimleri ve teknisyenlerin özel eğitim alması gerekir. Bu durum zaman ve maliyet gerektiren bir süreçtir (72, 73).

3D baskı süreçlerinde boyutsal doğrulukta sorun yaşanabilir. Bu durum da protezin uyumunu ve dayanıklılığını olumsuz etkileyebilir. Özellikle daimi restorasyonlarda kullanılan materyallerin uzun dönem biyouyumluluğu da hala tam olarak kanıtlanmamıştır (74, 75)

2.1.2.3. Eklemeli Üretim Adımları

1. Veri Toplama ve Dijital Modelleme: İlk adım, hastanın ağız yapısının dijital olarak taranması veya geleneksel ölçülerin dijitalleştirilmesidir. Bu, intraoral tarayıcılar veya dental CT (CBCT) gibi cihazlarla yapılır (76).

2. CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım): Elde edilen dijital veriler, CAD yazılımları kullanılarak restorasyonun (kron, köprü, implant kılavuzu vb.) tasarımı yapılır. Bu aşamada, restorasyonun boyutları, şekli ve fonksiyonu belirlenir (72).
3. STL Dosyasının Oluşturulması: CAD yazılımında tamamlanan tasarım, 3D baskı cihazı tarafından okunabilen bir STL dosyasına dönüştürülür. Bu dosya, üç boyutlu modelin geometrik bilgilerini içerir (73).
4. 3D Baskı Öncesi Hazırlık: STL dosyası, 3D baskı yazılımına aktarılır. Bu aşamada, baskı parametreleri (katman kalınlığı, destek yapıları, doluluk oranı vb.) ayarlanır (77).
5. 3D Baskı Süreci: Seçilen 3D baskı teknolojisine (örneğin, SLA, DLP, FDM) göre restorasyon katman katman üretilir. Bu süreçte restorasyonun asıl malzemesi (reçine, seramik tozu, metal tozu vb.) kullanılır (27).
6. Baskı Sonrası İşlemler (Post-Processing): 3D baskı tamamlandıktan sonra, restorasyon üretilirken sabit kalmasını sağlayan ince çubuk şeklindeki destek yapıları kaldırılır, yüzey pürüzlülüğü giderilir ve gerekiyorsa sinterleme, cilalama vb. ek işlemler uygulanır (74).
7. Kalite Kontrol ve Uyum Testi: Üretilen restorasyonun boyutsal doğruluğu, marjinal uyumu ve fonksiyonel özellikleri kontrol edilir. Bu aşamada dijital tarayıcılar veya mikroskoplar kullanılabilir (75).
8. Klinik Uygulama: Restorasyon hasta ağızında prova edilir ve gerekli uyumlamalar yapıldıktan sonra simante edilir. Bu aşamada, restorasyonun estetik ve fonksiyonel olarak hastanın ihtiyaçlarını karşılaması sağlanır (78).
9. Arşivleme ve Takip: Teslim edilen restorasyonun dijital verileri arşivlenir ve hasta takibi için kaydedilir. Bu işlem gelecekteki tedaviler için referans oluşturabilir (72).

2.1.2.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan 3D Yazıcı Sistemleri

Günümüzde eklemeli üretim yapılabilen birçok farklı sistem ve teknoloji vardır. Diş hekimliği alanında ve farklı endüstrilerde kullanılan, materyal tipine göre değişiklik gösteren baskı makineleri geliştirmiştir.

Tank (Vat) Fotopolimerizasyonu

En yaygın 3D baskı teknolojilerinden biri olan tank (vat) fotopolimerizasyonu, yüksek çözünürlük ve verimlilik sunar. Bu yöntemde, (met)akrilat bazlı sıvı fotopolimer

reçineler UV ışık ya da lazerle katman katman polimerize edilerek üç boyutlu yapılar elde edilir. Her polimerizasyon sonrası yapı taşıyan tabla, tabaka kalınlığı kadar hareket eder ve süreç tamamlanana dek tekrar eder (79). İşlem sonrası restorasyonlar üretici talimatına uygun alkolle temizlenir, ardından ısı ve ışıkla yapılan post-kürleme ile tam sertliğe ulaştırılır. Destek yapılar uzaklaştırılıp yüzey polisajı ile üretim tamamlanır. Bu yöntemle daimi kron, geçici restorasyon, tam protez ve splint üretimi mümkündür.

Stereolitografi (SLA)

Stereolitografi (SLA) eklemeli imalatın en eski ve yaygın yöntemlerinden olup diş hekimliğinde yüksek hassasiyet ve pürüzsüz yüzey gerektiren uygulamalarda sık tercih edilir. Klinik akışta intraoral tarayıcılarla ölçü alınır, CAD yazılımında restorasyon (kron, köprü, cerrahi kılavuz vb.) tasarlanır ve tasarım STL formatına dönüştürülerek SLA yazılımına aktarılır. Katman kalınlığı, destek yapıları ve doluluk gibi parametreler ayarlandıktan sonra UV ışık/lazer ile fotopolimer reçinenin katman katman kürlenmesi sağlanır; her katman CAD geometrisine göre oluşturulur ve baskı platformu her katmandan sonra bir sonraki katman için hareket eder.

Baskı tamamlandıktan sonra ürün reçine tankından çıkarılır ve fazla reçine temizlenir. Ardından, UV ışık altında son sertleştirme işlemi yapılır (77).

Stereolitografi (SLA) sistemlerinde Z eksen çözünürlüğü baskı kalitesini ve hassasiyetini belirleyen en önemli parametrelerden biridir. Z eksen çözünürlüğü bir katmanın kalınlığını ifade eder ve bu değer ne kadar düşükse, baskı o kadar yüksek detay ve pürüzsüzlük sunar. Z eksen çözünürlüğü düştükçe yüzey kalitesi artar, baskı süresi uzar ve mekanik özellikler olumlu etkilenir.

Diş hekimliğinde kullanılan yüksek hassasiyetli SLA cihazlarıdır ve 10-25 µm arası hassasiyet sunar. Daha büyük parçaların üretiminde kullanılan endüstriyel cihazların hassasiyeti ise 50-100 µm arasındadır.

Stereolitografi (SLA) diş hekimliğinde yüksek hassasiyet ve pürüzsüz yüzey kalitesi gerektiren uygulamalar için ideal bir eklemeli imalat yöntemidir. Hem klinik hem de laboratuvar uygulamalarında geniş bir kullanım alanına sahiptir. Ancak, malzeme sınırlamaları ve post-processing gereksinimleri gibi bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Bu teknolojinin gelecekteki gelişmelerle daha da yaygınlaşması beklenmektedir (27, 74, 77).

Dijital Işık İşleme (DLP) Tekniğı

DLP (Dijital Işık İşleme) yazıcılar, temel olarak SLA (Stereolitografi) yazıcılarla benzer prensiplere dayalı çalışır, ancak ışınlama tekniğı açısından önemli bir farklılık gösterir. DLP yazıcıların temel bileşenleri arasında bir dijital ışık projektörü, dijital mikro ayna cihazı (DMD), reçine tankı, yapı platformu ve platformun seviyesini hassas bir şekilde ayarlayan asansör mekanizması bulunur. Reçine tankının alt kısmı şeffaf bir tabakadan oluşur. Bu da projektörden gelen UV ışığının reçineye ulaşarak katmanların sertleşmesini sağlar. Dijital mikro ayna cihazı binlerce küçük aynadan oluşan bir düzendir ve her bir mikro aynanın açısı bağımsız olarak ayarlanabilir. Bu mikro aynalar ışığın yansıma yolunu kontrol ederek her bir katmanın tamamını aynı anda kürler. Görüntünün her pikseli bir mikro aynaya karşılık gelir. Bu da yüksek çözünürlüklü baskılar elde edilmesini sağlar (27, 62). DLP yazıcılar minimum 50 µm boyutunda baskı yapabilen yüksek çözünürlük sunar ve bu özellik diş hekimliğinde hassas restorasyonlar, cerrahi kılavuzlar ve ortodontik apareyler gibi uygulamalar için büyük bir avantaj sağlar. Ancak, mikro aynaların sayısı sınırlı olduğu için projeksiyon alanı da sınırlıdır ve bu nedenle DLP yazıcılar genellikle küçük boyutlu nesnelerin üretimi için kullanılır (80). Bu sınırlılık büyük ölçekli modellerin üretiminde SLA veya diğer teknolojilerin tercih edilmesine neden olur.

DLP (Dijital Işık İşleme) yazıcıların tasarımı, SLA (Stereolitografi) yazıcılarla benzerdir ancak temel fark ışık kaynağında yatar. SLA yazıcılar fotopolimer reçineyi katman katman sertleştirmek için bir UV lazer kullanırken, DLP yazıcılar kısa dalga boyundaki ışığı dijital mikro ayna cihazı (DMD) aracılığıyla yönlendiren bir projektör kullanır. Bu sayede DLP yazıcılar lazerle her bir alanı tek tek taramak yerine mikro aynalar sayesinde tek bir pozlama ile tüm katmanı aynı anda kürleyebilir. Bu özellik yapım süresini katman geometrisinden veya nesne sayısından bağımsız hale getirir ve nesnelerin daha kısa sürede basılmasını sağlayarak önemli bir zaman tasarrufu sunar (62). Ayrıca DLP yazıcılar SLA yazıcılara kıyasla daha sıkı bir reçine tabakası kullanır, bu da daha az atık oluşumuna neden olur. DLP yöntemi piksel tabanlı pozlama sayesinde daha yüksek çözünürlük sunar ve yüksek güçte LED ışık kaynakları kullanılarak ışık yoğunluğu hassas bir şekilde kontrol edilebilir.

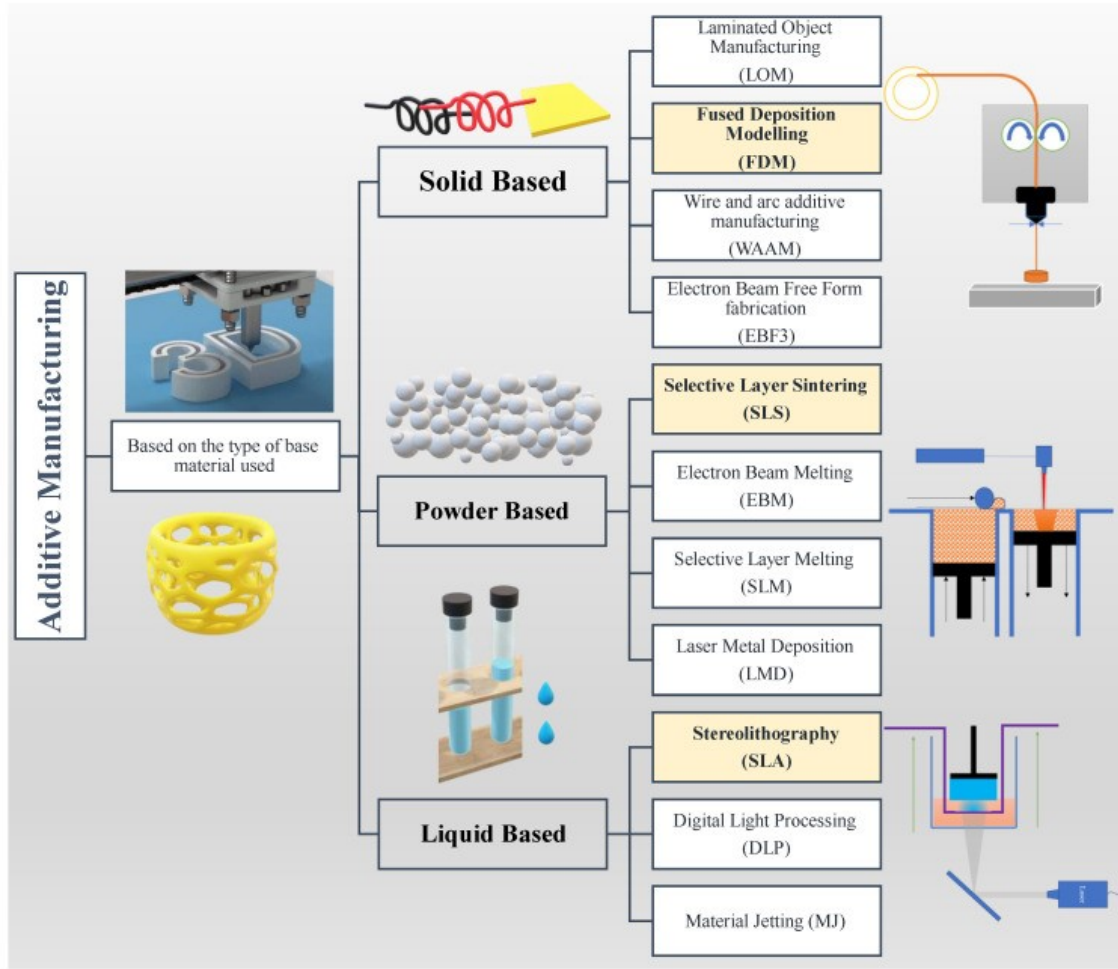
Hem SLA hem de DLP teknikleri, üç temel aşamadan oluşur: ışığa maruz kalma, platform taşıma ve reçine doldurma. Bu aşamalardan yalnızca ilki gerçek bir baskı işlemi

içerirken, diğer ikisi hazırlık ve tamamlayıcı işlemlerdir. Geleneksel SLA ve DLP sistemlerinde, baskılı katman reçine tankının yüzeyine yapışır ve platform her seferinde indirildiğinde yüksek bir sıyrılma kuvveti oluşur. Bu durum baskı sürecini yavaşlatabilir ve parça kalitesini olumsuz etkileyebilir. Bu sorunu çözmek için Sürekli Sıvı Ara Yüz Üretimi (CLIP - Continuous Liquid Interface Production) olarak isimlendirilen bir sistem geliştirilmiştir. CLIP teknolojisi parçaların sürekli olarak basılmasına izin verir ve yapım süresini önemli ölçüde hızlandırır. Bu sistemde reçine tankının üst kısmına oksijen geçirgen bir zar eklenir. Bu zar hem UV ışığını hem de oksijeni geçirerek “ölü bölge” adı verilen ince bir reçine tabakası oluşturur. Ölü bölge baskı sırasında parçanın altında her zaman taze bir reçine tabakasının bulunmasını sağlar, bu da baskının kesintisiz devam etmesine olanak tanır. Ölü bölgenin kalınlığı oksijen akışı ile kontrol edilebilir.

Ancak CLIP teknolojinin de bazı sınırlılıkları vardır. Örneğin reçine içindeki partiküller ölü bölgede kontrolsüz ışık saçılmasına neden olabilir, bu da UV ışığının yoğunluğunu azaltarak baskı kalitesini olumsuz etkileyebilir. Ayrıca farklı reçinelerin oksijene olan afiniteleri değişiklik gösterdiğinden ölü bölgenin kalınlığı ve oksijen penetrasyon hızı gibi parametrelerin her bir reçine türü için ayrı ayrı optimize edilmesi gerekir. Bu nedenle CLIP teknolojisinde baskı ayarlarına bu değişkenlerin de dahil edilmesi önemlidir (62, 81, 82).

Sıvı Kristal Ekran (Liquid Crystal Display-LCD) Tekniği

Fotokürleme esasına dayalı 3D baskı teknolojilerinde (SLA, DLP, LCD), temel fark ışık kaynağı ve görüntüleme sistemidir. LCD teknolojisi sıvı kristal ekran kullanarak bir katmanın tamamını eşzamanlı olarak kürler. LCD sistemler yüksek çözünürlük sunmasına rağmen düşük ışık geçirgenliği nedeniyle (yalnızca %10) daha düşük ışık yoğunluğuna sahiptir. Bu baskı hızını ve kürleme kalitesini etkiler. Düşük maliyet ve yüksek çözünürlük avantajlarına karşı LCD panellerin periyodik değişimi gerekir. Diş hekimliğinde DLP ile birlikte en yaygın kullanılan sistemlerden biridir (83).



Şekil 2. 3D Yazıcı tipleri ve çalışma prensipleri (84).

Malzeme Püskürtme

Çoklu Jet Füzyon (MJF - Multi Jet Fusion): Çoklu Jet Füzyon (MJF) toz halindeki termoplastik malzemelerin bağlayıcı ve detaylandırıcı ajanlarla katman katman birleştirilmesine dayanan bir 3D baskı teknolojisidir. Yüksek hız, çözünürlük ve karmaşık geometri üretimi gibi avantajları nedeniyle diş hekimliğinde özellikle hassas restorasyonlar, implant üst yapıları ve kişiye özel apareylerde yaygın şekilde kullanılmaktadır (27, 77). Yüzey pürüzlülüğü SLA veya DLP'ye göre daha fazladır ve ek işlem gerekebilir. Ayrıca cihaz ve malzeme maliyetleri küçük ölçekli laboratuvarlar için sınırlayıcı olabilir (62, 74). MJF'nin sunduğu hız ve detay avantajları özellikle kişiye özel ve kompleks restoratif çözümlerde kullanılabilir (72, 85).

Toz Yataklı Füzyon

Toz yataklı füzyon metal gibi malzemelerin ince tozlarının katmanlar hâlinde serilip lazer veya elektron ışınyla seçici olarak ergitilmesiyle 3D parçalar üretmeye yarayan bir tekniktir. Kullanılan güç kaynağına bağlı olarak farklı yöntemler içerir. Bunlar;

- Seçici lazer sinterleme
- Seçici lazer ergitme ve Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS - Direct Metal Laser Sintering)
- Elektron demeti ergitme olarak sıralanabilir.

Seçici Lazer Sinterleme (SLS) Yöntemi: Seçici Lazer Sinterleme (SLS) toz halindeki malzemenin lazerle katman katman sinterlenmesine dayanan bir 3D baskı teknolojisidir. Yüksek mekanik dayanıklılık, destek yapısı gerektirmemesi ve karmaşık geometrilerin üretilmesi gibi avantajları sayesinde diş hekimliğinde sıkça tercih edilir. SLS yazıcılarda genellikle poliamid, polikarbonat veya metal tozları kullanılır. Bu yöntem; metal altyapılar, implantlar, cerrahi kılavuzlar ve sabit protezlerin üretiminde yaygındır. Örneğin SLS ile üretilen implantlar yüksek dayanım ve biyouyumluluk sunarken cerrahi kılavuzlar hassas konumlandırma sağlar (72, 77).

SLS yazıcılar CAD yazılımıyla belirlenen geometriye göre her katmanı işlerken toz malzeme aynı zamanda destek görevi görür. Bu da ekstra destek yapısına ihtiyaç duyulmamasını sağlar. Ancak SLS'nin yüzey pürüzlülüğü SLA ve DLP gibi yöntemlere kıyasla daha fazladır ve bu da ek yüzey işlemleri gerektirebilir. Ayrıca yazıcı maliyeti ve toz tüketimi küçük ölçekli laboratuvarlar için dezavantaj oluşturabilir (27, 74).

Yüksek dayanıklılık, biyouyumluluk ve kişiye özel üretim imkânı, SLS'yi diş hekimliğinde özellikle daimi restorasyonlarda öne çıkarmaktadır. Ancak uygun teknoloji seçimi uygulama ihtiyacına göre yapılmalıdır (62).

Seçici Lazer Ergitme (SLM) Yöntemi ve Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS - Direct Metal Laser Sintering): SLS ve SLM teknikleri benzer prensiplere dayansa da SLM'de daha yüksek enerjili Nd:YAG lazerler kullanılır. Bu lazerler partikülleri tamamen eriterek her katmanı öncekiyle tam olarak birleştirir ve daha yoğun yapılar elde edilmesini sağlar. SLS'de genellikle tek tip malzeme ve kısmi sinterleme söz konusuysen SLM çoklu malzeme ile çalışabilir. SLS daha çok seramik ve polimer SLM ise metal objelerin üretiminde kullanılır. SLM; kron-köprü altyapıları, hareketli protez iskeletleri, implantlar,

overdenture barları ve kişiye özel abutment üretiminde etkilidir. Metal kullanıldığında bu yöntem “Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS)” olarak adlandırılır. DMLS ve SLM tekniklerinde yüzey pürüzlülüğü ve boyutsal değişimi azaltmak için genellikle fırınlama gibi post-processing uygulanır (86).

DMLS titanyum, kobalt-krom ve paslanmaz çelik gibi metal alaşımları ile çalışır ve diş hekimliğinde implant, cerrahi kılavuz ve sabit protez üretiminde yaygındır. Yüksek dayanıklılık, malzeme esnekliği ve karmaşık geometrilerin üretimi gibi avantajlar sunar. Özellikle titanyum implantlar DMLS ile üretildiğinde hem yüksek mekanik özellik hem de biyouyumluluk sağlar (72, 77).

Vakum ortamında çalışan DMLS yazıcılar katmanları CAD tasarımlarına göre üretir. Farklı metal alaşımlarının aynı parçada birleştirilebilmesi kişiye özel çözümler sağlar. Ancak yüzey pürüzlülüğü ve yüksek ekipman maliyeti gibi sınırlamaları vardır (27, 74). DMLS özellikle uzun ömürlü restorasyonlar ve hassas cerrahi uygulamalar için etkilidir. Titanyum implantlarda kemikle uyum sağlayarak klinik başarıyı artırır. Ancak yüksek maliyet bu teknolojinin yaygın kullanımını sınırlamaktadır (62, 85).

Elektron Işın Ergitme (EBM - Electron Beam Melting): Elektron Işın Ergitme (EBM) metal tozlarının yüksek enerjili elektron ışınıyla katman katman eritilmesi prensibine dayanan bir 3D baskı teknolojisidir. Özellikle titanyum ve kobalt-krom gibi alaşımların işlenmesinde kullanılır. Diş hekimliğinde implant, cerrahi kılavuz ve sabit protez üretiminde önemli rol oynar. Yüksek mekanik dayanıklılık, biyouyumluluk ve karmaşık geometrilerin üretimi gibi avantajlar sunar. Titanyum implantlar EBM ile üretildiğinde hem yüksek mukavemet hem de kemik dokusuna uyum sağlar (72, 77).

EBM yazıcılar vakum ortamında çalışır ve CAD tasarıma göre katmanlı üretim yapar. Erimemiş toz destek yapısı yerine geçerek post-processing ihtiyacını azaltır. Ancak yüzey pürüzlülüğü nispeten yüksektir ve maliyet ile enerji tüketimi küçük ölçekli laboratuvarlar için sınırlayıcı olabilir (27, 74).

EBM uzun ömürlü restorasyonlar ve kişiye özel cerrahi kılavuz üretimi açısından klinik başarıyı artıran etkili bir yöntemdir. Ancak yüksek ekipman maliyeti ve sınırlı erişilebilirlik yaygın kullanımını kısıtlamaktadır (62, 85).

Malzeme Ekstrüzyonu

Kaynaştırılmış Birikim Modelleme (FDM - Fused Deposition Modeling):

Kaynaştırılmış Birikim Modelleme (FDM) termoplastik filamentlerin eritilerek katman katman ekstrüde edilmesiyle çalışan bir 3D baskı teknolojisidir. Düşük maliyeti, kullanımı kolay olması ve geniş malzeme yelpazesi sunması nedeniyle diş hekimliğinde yaygın olarak tercih edilir. Genellikle PLA, ABS veya PC gibi biyouyumlu ve dayanıklı termoplastikler kullanılır. FDM protetik modeller, cerrahi kılavuzlar, geçici restorasyonlar ve ortodontik apareylerde yaygın olarak uygulanır (77, 78).

FDM sistemlerinde CAD verilerine göre şekillenen katmanlar baskı sırasında oluşturulur. Destek yapıları gerekebilir ve baskı sonrası kaldırılır. Düşük maliyeti ve erişilebilirliği FDM'yi cazip kılar. Ancak yüzey pürüzlülüğü ve sınırlı çözünürlük nedeniyle yüksek hassasiyet gerektiren durumlarda sınırlamalar mevcuttur (27, 74). FDM teknolojinin hızlı prototipleme özelliği acil tedavilerde avantaj sağlayabilir.

Levha Laminasyonu

Levha laminasyonu ilk eklemeli üretim tekniklerinden biri olup malzemenin katmanlar halinde kesilip yapıştırılmasıyla nesne oluşturulmasını sağlar. Katmanlar mekanik kesici veya lazerle şekillendirilip ya önce yapıştırılıp sonra kesilir ya da tersi uygulanır. Bu yöntemle polimer kompozit, seramik, kağıt ve metal gibi çeşitli malzemeler kullanılabilir; üretim sonrası son işlem gerekebilir. Ultrasonik Eklemeli Üretim ise düşük sıcaklıkta metal işleyebilen modern bir alt türdür. Levha laminasyonu büyük yapıların üretiminde maliyet ve zaman avantajı sunmaktadır. Düşük yüzey kalitesi ve sınırlı boyutsal doğruluğu nedeniyle karmaşık tasarımlar için uygun değildir.

Bağlayıcı Püskürtme: Binder Jetting olarak da bilinen bağlayıcı püskürtme diş hekimliğinde seramik veya metal tozların katmanlı olarak bağlayıcı maddeyle birleştirilmesi prensibine dayanan bir 3D baskı teknolojisidir. Bu yöntemde püskürtülen bağlayıcı sayesinde destek yapısı gerektirmeden katı nesneler oluşturulabilir ve çok renkli üretim yapılabilir. Avantajları arasında düşük maliyet, malzeme güvenliği ve hızlı üretim sayılabilir. Ancak düşük çözünürlük, kaba yüzey bitişi, tek malzeme kullanım zorunluluğu ve ısıyla sterilizasyon yapılamaması gibi sınırlamaları bulunmaktadır. Özellikle geçici restorasyonlar, prototipler ve renkli anatomik modeller gibi hassasiyet gereksinimi düşük uygulamalarda kullanıma uygun olan bu teknik, metal veya seramik baskılarda ek sinterleme işlemi gerektirir (87).

Doğrudan Enerji Biriktirme (DED): Doğrudan Enerji Biriktirme (DED) özellikle metal üretiminde kullanılan bir eklemeli imalat teknolojisidir. Bu yöntemde lazer veya elektron ışını gibi yoğun enerji kaynaklarıyla eritilen metal tozları/telleri çok eksenli hareket edebilen bir nozül aracılığıyla katmanlar halinde biriktirilir. Geleneksel tekniklere göre yüksek biriktirme hızı, düşük distorsiyon ve karmaşık geometrilerin üretimine imkan tanınması gibi avantajlar sunar. 4-5 eksenli sistemlerde uygulanan DED eriyik yığma modellemeye benzerlik göstermekle birlikte nozülün çok yönlü hareket kabiliyetiyle farklılaşır. Başlıca uygulama alanları arasında metal parça üretimi ve yüzey kaplamaları yer alır (88).

Tablo 2. Diş hekimliğinde kullanılan eklemeli üretim yöntemleri (27).

Üretim tekniği	Materyal	Avantaj	Dezavantaj	Uygulama Alanları
Vat Fotopolimerizasyon				
SLA	Fotopolimer rezin	Yüksek doğruluk. Pürüzsüz yüzey kalitesi. İyi mekanik mukavemet. İnce yapı ayrıntıları Düşük tolerans	Masraflı. Yüksek maliyet. Sadece fotopolimerize malzeme. Kırılma gerekli. Tek malzeme kazanı.	Cerrahi rehber. Rezin patern. Geçici restorasyonlar. Dental model.
DLP	Fotopolimer rezin	Hızlı. Pürüzsüz yüzey kalitesi. İnce yapı ayrıntıları.	Sadece fotopolimerize malzeme. Kırılma gerekli. Tek malzeme kazanı.	Döküm koping. Patern rezin.
Bağlayıcı püskürtme (Binder jetting)	Toz bulamaç	Hızlı imalat. Düşük malzeme maliyet.	Büyük tolerans. Düşük mekanik mukavemet. Pürüzlü yüzey.	Dental model yapımı
Malzeme Püskürtme (Material jetting)	Fotopolimer rezin	Hızlı imalat. Düşük malzeme maliyeti. Geniş malzeme seçenekleri.	Üretim sırasında katmanlar çökebilir. Sadece fotopolimerize malzeme. Kırılma gerekli.	Rezin mock-up. Dental model. Oklüzal splintler.
Toz yataklı füzyon				
SLS	Rezin, metaller ve seramik	%100 yoğunlukta nesne basmak mümkündür.	Pahalı. termal distorsiyon.	Daimi tek kronlar
SLM	Metaller	%100 yoğunlukta nesne basmak mümkündür.	Pahalı. termal distorsiyon.	Metal altyapılar. Hareketli protez iskeletleri. Kişiyeye özel abutmentler
DLMS	Metaller	%100 yoğunlukta nesne basmak mümkündür.	Pahalı, termal distorsiyon.	Titanyum implantlar

SLA = stereolithography; DLP = digital light processing; SLS = selective laser sintering; SLM = selective laser melting; DLMS = direct metal laser sintering

2.1.2.5. Eklemeli Üretim Tekniğinde Kullanılan Daimi Kron Materyalleri

Eklemeli üretim teknikleriyle daimi kron üretiminde seramik, kompozit, metal ve polimer bazlı malzemeler yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu malzemeler estetik, dayanıklılık ve biyouyumluluk açısından farklı avantajlar sunar. Hangi malzemenin seçileceği klinik gereksinimlere ve hastanın ihtiyaçlarına göre belirlenir.

1. Seramik Bazlı Materyaller

Seramikler daimi kron üretiminde en yaygın kullanılan malzemelerden biridir. Özellikle zirkonya (zirkonyum dioksit) ve lityum disilikat gibi seramikler yüksek estetik ve dayanıklılık özellikleri nedeniyle tercih edilir. Zirkonya lazer sinterleme (SLS) veya dijital ışık işleme (DLP) gibi yöntemlerle işlenebilir ve hem ön hem de arka dişlerde kullanım için uygundur. Lityum disilikat ise özellikle ön dişlerde mükemmel bir estetik sunar ve yüksek çözünürlüklü baskı yöntemleriyle üretilebilir (77).

2. Kompozit Reçineler

Kompozit reçineler özellikle fotopolimer bazlı malzemeler SLA ve DLP gibi yüksek çözünürlüklü baskı yöntemleriyle kullanılır. Bu malzemeler yüksek estetik ve kolay işlenebilirlik özellikleri nedeniyle daimi kron üretiminde tercih edilir. Nano-hibrit kompozitler seramik partiküller içerir ve bu da malzemenin dayanıklılığını artırır. Ayrıca kompozit reçineler kişiye özel renk ve şeffaflık ayarlamalarına olanak tanıyarak estetik açıdan tatmin edici sonuçlar sunar (74).

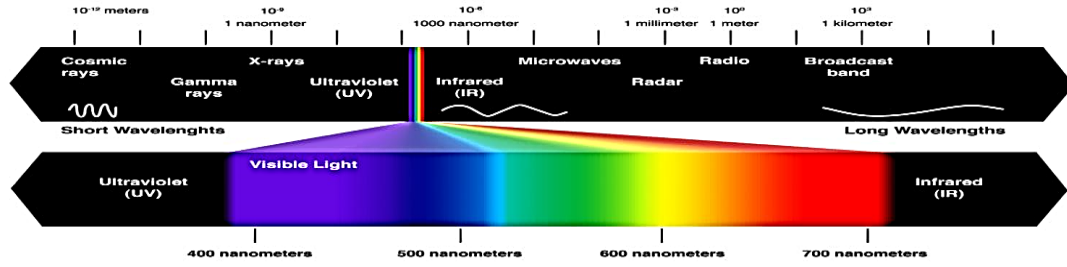
3. Metal Bazlı Materyaller

Metal alaşımlar özellikle kobalt-krom ve titanyum yüksek dayanıklılık ve uzun ömür özellikleri nedeniyle daimi kron üretiminde kullanılır. Kobalt-krom alaşımları yüksek mukavemet ve aşınma direnci sunar ve özellikle arka dişlerde tercih edilir. Titanyum alaşımları ise biyouyumluluk ve hafiflik açısından avantajlıdır ve implant üst yapılarında sıklıkla kullanılır. Bu malzemeler EBM (Elektron Işın Ergitme) veya DMLS (Doğrudan Metal Lazer Sinterleme) gibi yöntemlerle işlenebilir (27).

2.2. Diş Hekimliğinde Renk

Işık nanometre cinsinden ifade edilen dalga boylarının oluşturduğu görünür elektromanyetik radyasyondur ve kırılmaya uğradığında belirli bir spektrum ortaya çıkar. Spektrumun bir sınırında gama ışınları diğer ucunda ise radyo dalgaları yer alır. İnsan gözü

morötesi ile kızılötesi arasındaki yaklaşık 360–780 nm aralığındaki bandı algılayabilir. Görünür spektrum temel olarak kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere üç ana bileşene ayrılır; herhangi bir ışık kaynağının renk niteliği, içerdiği kırmızı, yeşil ve mavi ışınların oransal dağılımı ile tanımlanır (89, 90).



Şekil 3. Görünür ışık Spektrumu (91).

Renk, ışığın nesnelerden yansımaları sonucu retinada oluşan elektriksel uyarıların beyinde işlenmesiyle ortaya çıkan bir algıdır. Nesnelerin farklı renklerde görünmesi yansıttıkları ışık spektrumundaki dalga boyu dağılımına bağlıdır (92, 93). Renklerin standart şekilde tanımlanabilmesi için geliştirilen Munsell sistemi ve CIE $L^*a^*b^*$ renk uzayı günümüzde en yaygın kullanılan yöntemlerdir. CIE'nin 2001'de geliştirdiği ΔE_{00} formülü ise renk farklarının daha hassas ölçümüne olanak tanımıştır (94).

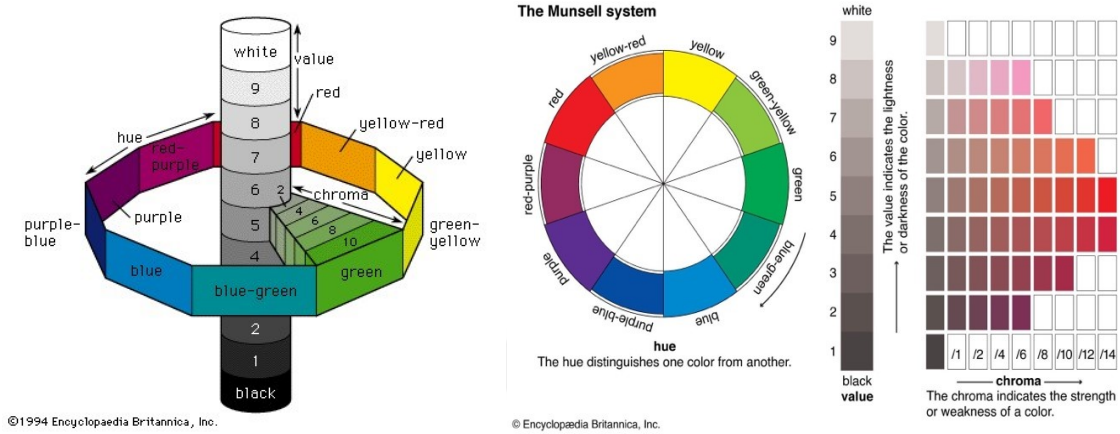
2.2.1. Munsell Renk Sistemi

İlbert H. Munsell tarafından 1905'te geliştirilen bu sistem, rengi hue (ton), value (açıklık) ve chroma (doygunluk) parametreleriyle tanımlayan ilk algısal eşit aralıklı renk modelidir. 1943 ve 1976'da yapılan güncellemelerle modern formuna kavuşmuştur (95). Dış hekimliğinde, Vita Classical gibi gölge kılavuzlarının temelini oluşturarak klinisyen ile laboratuvar iletişimini standartlaştırmıştır (96).

Sistemin temel bileşenleri:

- Hue: Ana renk tonu (Vita kılavuzlarındaki A-D harfleri)
- Value: Rengin açıklık/koyuluk derecesi
- Chroma: Rengin doygunluk seviyesi

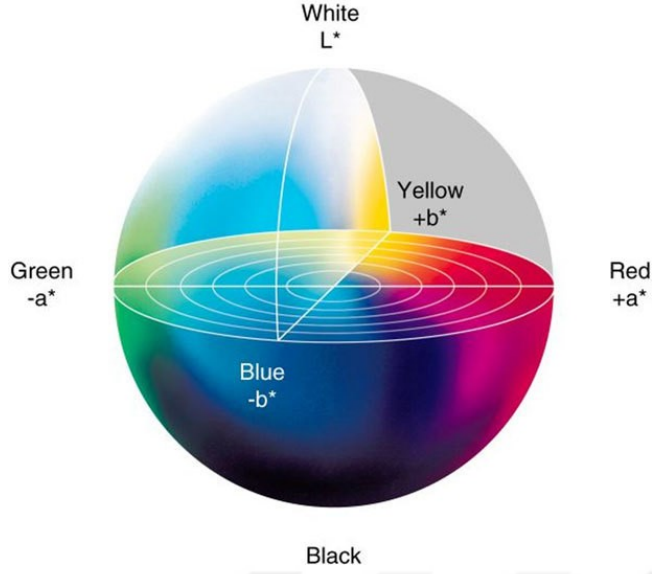
Günümüzde spektrofotometrik ölçümlerde CIE Lab* sistemine dönüştürülerek kullanılsa da, renk kavramının öğretilmesindeki netliği ve klinik uygulamalardaki pratikliği nedeniyle önemini korumaktadır (97).



Şekil 4. Munsell renk sistemi (98).

2.2.2. CIE L* a* b Renk Sistemi

CIE Lab* renk modeli, Munsell sistemine benzer şekilde rengi üç boyutlu uzayda tanımlar: L* (açıklık-koyuluk, 0-100), a* (kırmızı-yeşil eksen) ve b* (sarı-mavi eksen). Bu sistemin eşit aralıklı yapısı, renk farklarının (ΔE) matematiksel hesaplamasına olanak tanır: $\Delta E = \sqrt{[(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]}$. Dental araştırmalarda, 1.2'nin altındaki ΔE değerleri görsel olarak algılanamazken, 2.7'nin altındaki değerler klinik olarak kabul edilebilir olarak tanımlanır (99, 100). Bu özellikleri nedeniyle CIE Lab*, diş hekimliğinde renk değerlendirmeleri için altın standart olarak kullanılmaktadır.



Şekil 5. CIE L* a* b* renk sistemi (101).

2.2.3. CIEDE 2000 Renk Sistemi

CIE L*a*b* sisteminin sınırlamalarını aşmak amacıyla geliştirilen CIEDE2000 (ΔE_{00}) renk formülü 2001 yılında standart olarak kabul edilmiştir. Bu yeni nesil renk değerlendirme sistemi özellikle dental restorasyonlardaki minimal renk varyasyonlarının objektif ölçümünde belirgin avantajlar sunmaktadır.

Sistemin matematiksel formülü:

$$\Delta E_{00} = \sqrt{[(\Delta L'/kLSL)^2 + (\Delta C'/kCSC)^2 + (\Delta H'/kHSH)^2 + RT(\Delta C')(\Delta H')]}$$

Formüldeki ifadelerin anlamları:

- $\Delta L'$: Renk açıklığındaki (lightness) farklılıklar
- $\Delta C'$: Doygunluk (chroma) değişimleri
- $\Delta H'$: Renk tonu (hue) varyasyonları
- Ağırlık Katsayıları (SL, SC, SH): Renk uzayının farklı bölgelerindeki algısal farklılıkları kompanse eder (102).

CIEDE2000 renk değerlendirme sisteminin ayırt edici özellikleri, parametrik düzeltme faktörlerinin (kL, kC, kH) Ghinea ve ekibi (103) tarafından standardize edilmesi, rotasyonel düzeltme (RT) ile mavi tonlardaki algısal anomalilerin giderilmesi ve insan renk algısındaki non-lineer özelliklerin matematiksel olarak modellenmesidir. Dental uygulamalarda bu sistem, 0.5 ΔE_{00} seviyesindeki minimal renk farklarını bile tespit

edebilme yeteneğiyle yüksek duyarlılık sunarken, insan gözünün renk ayırt etme mekanizmasıyla gösterdiği yüksek uyum sayesinde klinik korelasyonu optimize etmektedir. Özellikle seramik restorasyonların doğal dişlerle renk harmonisinin sağlanmasında altın standart haline gelen bu sistemin, güncel araştırmalara göre anterior bölge restorasyonlarında ve veneer uygulamalarında CIEL*a*b* sistemine kıyasla %42 daha tutarlı sonuçlar verdiği kanıtlanmıştır. Bu üstün performans nedeniyle modern dental renk analiz cihazlarının büyük çoğunluğu, artık bu formülü temel alan algoritmalarla çalışmaktadır.

2.2.4. Renk ve Işık ile İlgili Kavramlar

Metamerizm: İki yüzey belirli bir ışık kaynağı altında aynı renkte görünüp aydınlatma değiştiğinde farklı tonlara bürünüyorsa bu olaya metamerizm denir. Doğal diş ile restorasyon arasında klinik lambası, gün-ışığı veya ev tipi LED aydınlatmada görülebilecek renk uyumsuzlukları malzeme seçiminde geniş spektral uyum ve çoklu ışık altında gölgelendirme yapılmasını gerektirir (103).

Transparanlık: Transparanlık ışığın bir malzemeden yön değiştirmeksizin geçme yeteneğidir. Mine görünür spektrumunda yarı geçirgen yakın kızılötesi (NIR) bölgede ise oldukça geçirgendir. Bu özellik NIR transilluminasyon ile erken çürük tespitinde kullanılır. Cam seramiklerde kristal boyutunu ışığın dalga boyunun altına indirmek ve gözenekli yapıyı azaltmak transparanlığı artırır (104).

Opasite: Opasite ışık geçişini engelleyerek alttaki yapıları örtme kapasitesidir. Kompozit veya seramikler kalınlaştıkça ve kırılma farkı büyür ve materyaller daha opak hâle gelir. Koyu dentin veya metal renklenmesini maskelemek için bu özellik kritik önemdedir. Örneğin 1-2 mm kalınlığındaki medium opasiteye sahip lityum disilikat lamineler altlarındaki koyu renkleri güvenilir şekilde gizlerler (105).

Opalesans: Opalesans tanecik boyutunun ışık dalga boyuna yakın olduğu ortamlarda kısa dalgaların (mavi) saçılıp uzun dalgaların (turuncu-kırmızı) iletilmesiyle oluşur. Bu nedenle mine yansıyan ışıktaki hafif mavimsi geçirimli ışıktaki turuncumsu görülür. Doğal minede opalesans indeksi yaklaşık 23'tür. Estetik materyaller genellikle daha düşük değerler gösterir (106).

Translusensi: Translusensi tam şeffaflık ile tam opaklık arasındaki “yarı geçirgenlik” durumudur. Işığın bir bölümü dağılırken bir bölümü geçer. Klinik olarak kontrast oranı

(CR) veya Translucency Parameter (TP) ile ölçülür (1 mm mine $\approx$ TP 15–19). Translucensi restorasyonun çevre diş dokusuyla kaynaşmasını ve ışıkla polimerizasyon derinliğini doğrudan etkiler (107).

Floresans: Floresans bir malzemenin ultraviyole (UV) gibi kısa dalga boylu ışığı absorbe ederek daha uzun dalga boylu görünür ışık yayması olarak tanımlanır. Bu optik özellik doğal dişlerin estetik görünümünde kritik bir rol oynar. Özellikle dentin dokusu mineye kıyasla daha belirgin floresans göstererek diş canlı ve dinamik bir parlaklık kazandırır. Klinik restoratif diş hekimliğinde lantanit oksitler (örn. seryum, europium) gibi fosfor katkıların seramik ve kompozit rezinlere eklenmesiyle bu doğal floresans etkisi taklit edilebilir. Ancak materyalin yaşlanması, yüzey aşınması veya farklı polisaj teknikleri gibi faktörler floresans şiddetini azaltarak restorasyonun optik davranışını değiştirebilir. Bu nedenle uzun vadeli estetik başarı için floresans özelliklerinin klinik koşullara uygun şekilde optimize edilmesi önem taşır (108).

2.2.5. Renk Ölçüm Yöntemleri

Modern diş hekimliğinde renk analizi temel olarak geleneksel görsel yöntemler ve dijital ölçüm sistemleri olmak üzere iki ana kategoride değerlendirilmektedir. Her iki yöntem de klinikte belirli bir diş renginin karakterizasyonu amacıyla kullanılmakta olup farklı avantaj ve sınırlılıklara sahiptir.

2.2.5.1. Görsel Renk Belirleme

Prensip: Vita Classical veya 3D-Master gibi fiziksel renk skalalarının doğal dişlerle karşılaştırılmasına dayanır.

Avantajlar:

- Klinik uygulamada pratiklik sağlarlar.
- Ek cihaz gerektirmezler.
- Düşük maliyetlidirler.

Sınırlılıklar:

- Operatör bağımlı subjektif değerlendirme riski vardır.
- Işık kaynağına (metamerizm) ve gözlemci deneyimine bağlı değişkenlik gösterebilir.

- Renk geçişlerinin (gradient) sayısal olarak tanımlanmasında yetersizlik olabilir (110, 111).

2.3.5.2. Dijital Renk Ölçüm Yöntemleri

Prensip: Spektrofotometrik veya kolorimetrik teknolojilerle objektif veri elde etmeyi sağlar (112).

Avantajlar:

- Yüksek tekrarlanabilirlik ($\Delta E < 1.5$) sağlarlar.
- CIELAB/CIEDE2000 gibi standart renk uzaylarında kantitatif sonuçlar verirler.
- Renk dağılım haritalama (mapping) yetenekleri vardır.
- Floresans ve opalesens özelliklerinin ölçülebilmesini sağlarlar.

Sınırlılıklar:

- Cihazları satın alma ve bakım maliyetleri vardır.
- Ortam ışığı ölçüm doğruluğunu etkileyebilir.
- Dış yüzeyinin temizlenmesi ve kurutulması gibi ön hazırlık şartları vardır.

Öncü Cihazlar:

- Vita Easyshade (Vita Zahnfabrik)
- ShadeEye NCC (Shofu)
- SpectroShade (MHT Optic Research)

Güncel çalışmalar dijital sistemlerin özellikle anterior bölge restorasyonlarında %89-94 doğruluk oranıyla geleneksel yöntemlere kıyasla belirgin üstünlük gösterdiğini ortaya koymaktadır (100).

Kolorimetreler

Kolorimetreler insan gözünün renk algısını taklit eden üç bantlı filtre sistemleriyle çalışarak XYZ veya $L^*a^*b^*$ renk değerlerini ölçer. Boyutlarının küçük ve maliyetlerinin düşük olması pratik kullanım avantajı sağlarken spektrofotometrelere kıyasla daha düşük hassasiyet sunarlar (112, 113). Dış morfolojisinin eğimli yapısı nedeniyle hizalama sorunları yaşayabilir, metamerizm değerlendirmesi yapamaz ve zamanla bozulan filtreleri ölçüm hatalarına yol açabilir.

Spektrofotometreler

Spektrofotometreler tam spektral analiz yaparak yüksek hassasiyetli renk ölçümleri sağlayan cihazlardır ve diş hekimliğinde altın standart olarak kabul edilen Vita Easyshade V, 45°/0° ölçüm geometrisi ve $\Delta E_{00} \leq 0.5$ tekrarlanabilirlik değeri ile öne çıkmaktadır. Bu cihazlar standart D65 ışık kaynağı sayesinde metamerizm etkisini minimize edebilme avantajına sahip olsalar da kavisli yüzeylerde $\pm 5^\circ$ 'lik prob sapmasının 1 ΔE_{00} ölçüm hatasına yol açabilmesi ve floresans gösteren kompozitlerde UV filtreleme gereksinimi gibi sınırlamalar bulunmaktadır. Yapılan klinik çalışmalar özellikle santral dişlerde $<1.2 \Delta E_{00}$ sapma ile en yüksek doğruluğun sağlandığını göstermekle birlikte anatomik uyum için özel prob adaptörleri kullanımı gerekliliğini ortaya koymuştur. Güncel gelişmeler VITA Easyshade 5 gibi yeni nesil cihazların çoklu açılı ölçüm algoritmaları ile bu sınırlamaların üstesinden gelmeye başladığını göstermektedir (114).

Spektroradyometreler

Spektroradyometreler spektrofotometrelere benzer şekilde çalışmakla birlikte mutlak ışık şiddeti ölçümü yapabilme avantajına sahiptir. Bu özelliği sayesinde seramiklerin translusensi ve opalesans indeksi gibi parametrelerin belirlenmesinde referans cihaz olarak kullanılır. Yüksek maliyet, hacimli yapı ve sterilizasyon zorluğu nedeniyle klinik uygulamadan çok in-vitro araştırmalarda kullanılmaktadır.

Dijital Kameralar ve Görüntü Temelli Sistemler

Dijital kameralar bütünsel yüzey renk bilgisini tek karede kaydederek dental renk analizinde giderek yaygınlaşmaktadır. Sistem, standart diş fotoğraflarını çeken dijital kamera, görüntü aktarım yazılımı ve CIE $L^*a^*b^*$ dönüşümü yapan analiz modülünden oluşur. Bu yöntem, noktasal ölçüm yerine tüm yüzeyin renk haritasını çıkarma avantajı sunar (115).

2.3. Yüzey Bitirme İşlemleri

Restorasyonlar klinikte uygulanmadan önce çeşitli yüzey iyileştirme protokollerine tabi tutulur. Üretim süreci sırasında ortaya çıkan mikropürüzlülüğü azaltmak ve yüzey parlaklığını artırmak amacıyla en yaygın kullanılan yöntemler glaze uygulaması ve mekanik polisajdır. Bu işlemler için farklı kimyasal bileşimde ve değişik uygulama biçimlerine sahip çok sayıda bitirme-polisaj malzemesi geliştirilmiştir:

- Mekanik polisajta silikon esaslı lastik taşlar,
- Alumina kaplamalı diskler,
- Parlatma pastaları,
- Glaze içinse fırınlanabilir sıvı/pasta-form materyaller,
- Sprey sistemleri başlıca örneklerdir.

Hangi yüzey bitirme yöntemi ve aracının seçileceği hem seramiğin yapısal özelliklerine hem de kullanılan üretim tekniğine bağlı olarak değişiklik gösterir (116).

2.3.1. Glaze

Eklemeli ve eksiltmeli üretimle elde edilen restorasyonların mikropürüzlü yüzeylerini optimize etmek için genellikle mekanik polisaj veya glaze işlemleri uygulanır. Glaze seramik restorasyonlara laboratuvar ortamında uygulanarak doğal parlaklık kazandıran, renk stabilitesini artıran ve plak birikimini azaltan bir yüzey bitirme yöntemidir (117). Bu işlem sayesinde yüzey pürüzlülüğü azalırken translusensi ve renk parametreleri daha kararlı hale gelir (118). Ancak ardışık fırınlama döngüleri glaze tabakasında mikrodeformasyonlara yol açabilir. Günümüzde geleneksel fırın glaze, pasta/sprey formda glaze ve ışıkla polimerize olan sistemler gibi çeşitli glaze seçenekleri mevcuttur (119, 120). Bu yöntemler kullanılan seramik türüne ve üretim sürecine göre farklı yüzey pürüzlülük değerleri üretebilmektedir.

2.3.2. Mekanik Polisaj

Mekanik polisaj CAD/CAM restorasyonlarında doğal mine pürüzsüzlüğünü sağlamak için kritik bir işlemdir. Klinik düzeltmeler sonrasında bozulan glaze tabakasının yenilenmesi gereklidir. Aksi takdirde artan yüzey pürüzlülüğü antagonist diş aşınması, plak birikimi ve estetik bozulmaya yol açabilir (118, 121). Güncel polisaj sistemleri elmas/karbür frezler, silikon taşlar, keçe diskler ve alümina patlar gibi çeşitli araçları içerir. Araştırmalar doğru uygulanan mekanik polisajın glaze ile karşılaştırılabilir yüzey düzgünlüğü sağladığını, özellikle reçineli seramiklerde zaman avantajı nedeniyle tercih edilebileceğini göstermektedir (122).

2.4. Fırça Abrasyonu ve Diş Macunları

Diş macunları diş ve restoratif yüzeylerin mekanik temizlikte diş fırçasıyla birlikte kullanılan formülasyonunda yüzey-aktif bileşenler içeren preparatlardır. Çoğu ticari ürün benzer ana ajanları barındırır;

- Aşındırıcı partiküller
- Nem tutucular
- Köpürtücüler ve deterjanlar
- Florür tuzları
- Oksitleyici ya da renk açıcı maddeler ve
- Aroma vericiler.

İleri formülasyon teknolojileri sayesinde günümüzde plak-tartar kontrolü başlangıç beyaz lezyonların remineralizasyonu ve kozmetik beyazlatma gibi çoklu etkinlik sunan ürünler geliştirilmektedir. Bir macunun abrazyon kapasitesi esas olarak içindeki partiküllerin sertlik derecesi, boyutu ve morfolojisine bağlıdır. Ancak fırçalama yöntemi, darbe sayısı ve yönü, uygulanan kuvvet ile kılların sertliği de toplam aşınmayı belirleyen önemli değişkenlerdir (123).

Diş macunları ağız kokusu kontrolü ve florürün demineralizasyonu gibi pek çok fayda sunar. Bu preparatların formülasyonunda belirli bir abrazyon kapasitesi sağlayan çeşitli partikül ve kimyasal bileşenler bulunur. Söz konusu aşındırıcılık yalnızca yüzeysel plak ve pigmentleri uzaklaştıracak düzeyde olmalıdır. Sert diş dokusuna ya da protetik yüzeylere zarar vermemelidir. Macunun aşındırma potansiyeli başta partikül türü, boyutu ve konsantrasyonu olmak üzere bileşenlerinin özelliklerine bağlıdır. Klinik kabul sınırlarını tanımlamak amacıyla “Rölatif Dentin Abrasivitesi” (RDA) standardı geliştirilmiş ve her diş macununa özgü nicel bir abrazyon değeri atanmıştır. Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) güvenli kullanım eşik değerini 250 RDA olarak belirlemektedir. İdeal günlük bakım için ise RDA’sı 150’nin altında bir macunla, günde iki kez ikişer dakikalık fırçalama önermektedir (124).

Günlük oral hijyen uygulamaları seramik yüzeylerin morfolojik ve optik özellikleri üzerinde önemli değişikliklere neden olabilmektedir. Mekanik fırçalama işlemi seramik yapıların karakteristik yüzey tabakasında aşınmaya yol açarak pürüzlülük değerlerinde artışa ve renk stabilitesinin bozulmasına sebep olmaktadır. Yapılan çalışmalar yüzey pürüzlülüğü 0.2 μm ’nin üzerine çıkan seramik restorasyonlarda ekstresek renklenme eğiliminin arttığını ortaya koymaktadır (127). Ayrıca bu pürüzlülük seviyesinin plak retansiyonunu artırarak hem çürük risk faktörlerini hem de periodontal inflamasyon potansiyelini yükselttiği bildirilmiştir. Diş fırçalama gibi rutin oral hijyen prosedürleri, restoratif materyallerin yüzey topoğrafyasında meydana gelen bu olumsuz değişimlerin

temel etiyolojik faktörlerinden birini oluşturmaktadır. Bu nedenle klinik açıdan farklı seramiklerin, uzun süreli fırçalama altındaki yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilite değerlerinin incelenmesi büyük önem taşımaktadır (125).

2.5. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

Dental restorasyonların uzun dönem başarısı yüzey pürüzlülüğü (Ra) ile doğrudan ilişkilidir. 0.2 μm 'yi aşan Ra değerleri mikroçatlak oluşumunu artırarak kırılma ihtimalini yükseltir (126). Bu durum plak retansiyonu ve renklenme riskini de beraberinde getirir (127). Yüzey karakterizasyonunda Ra (ortalama pürüzlülük), Rz (maksimum profil yüksekliği) ve Rq (kök ortalama kare) gibi parametreler kullanılır (128). Bu ölçümler için optik ve kontak profilometre, atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ve taramalı elektron mikroskobu (TEM) gibi ileri analiz yöntemleri uygulanmaktadır (129). Optimal yüzey düzgünlüğü restorasyonların mekanik dayanımını ve biyolojik uyumunu artıran kritik bir faktördür.

2.5.1. Temaslı (2D) ve Temassız (Optik, 3D) Profilometre

Kontakt profilometreler elmas veya tungsten karbür uçlu bir stilusun (2-5 μm yarıçaplı) 0.1-1 mN kuvvetle yüzeyi tarayarak Ra, Rz ve Rq gibi pürüzlülük parametrelerini 0.01 μm hassasiyetle ölçer. Buna karşılık optik profilometreler lazer/LED tabanlı non-invaziv yöntemlerle prob geometrisinden bağımsız yüksek çözünürlüklü ölçümler sunar. Optik sistemler numune bütünlüğünü koruma ve geniş alanları hızlı tarama avantajlarına sahiptir (130). Dental araştırmalarda kontakt profilometreler altın standart kabul edilirken optik versiyonlar özellikle kırılğan malzemeler için avantaj sağlamaktadır.

2.5.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

AFM nanometrik çözünürlükte yüzey analizi yapan ileri bir teknik olup kantilever üzerindeki probun van der Waals kuvvetlerini ölçerek 3D topoğrafik harita oluşturur (131, 132). Dental araştırmalarda; restoratif materyallerin yüzey morfolojisi, implant üstü kronlar ve biyomateryal-doku etkileşimlerinin incelenmesinde kullanılırlar (133). Ancak ölçüm alanının küçüklüğü (genellikle $<100 \times 100 \mu\text{m}$) ve uzmanlık gereksinimi klinik kullanımını sınırlandırmaktadır. Geleneksel profilometrelere kıyasla atomik düzeyde hassasiyet sunmasına rağmen bu özellik aynı bölgenin tekrar bulunmasını zorlaştırmaktadır.

2.5.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM)

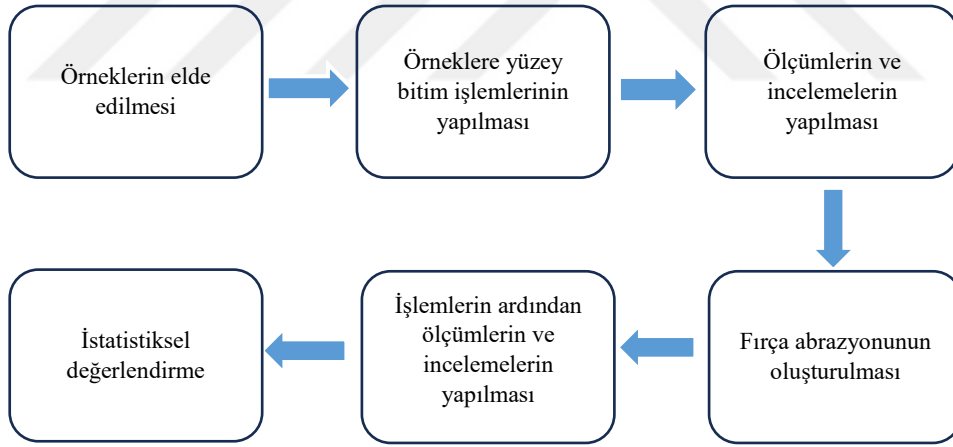
Elektron mikroskobu (EM) görüntüleme ve detaylı analiz için elektron demetlerini kullanan ileri bir mikroskopi tekniğidir. Geleneksel ışık mikroskoplarıyla (IM) karşılaştırıldığında EM' nin belirgin avantajları bulunmaktadır. Işık mikroskoplarında genellikle boyanmış preparatlar üzerinden geçen görünür ışık kullanılarak analiz yapılır ve bu yöntem tıp, bilimsel araştırmalar ve mühendislik gibi pek çok alanda yaygın olarak uygulanır. Ancak bu sistemler atomik boyutlardaki yapıların incelenmesi için gerekli olan yüksek büyütme oranlarını sağlayamamaktadır.

Elektron mikroskoplarında ise temel çalışma prensibi farklıdır. Vakum ortamında hızlandırılan elektronlar kullanılarak ışık mikroskoplarına kıyasla çok daha yüksek çözünürlüklü görüntüler elde edilebilmektedir. Görüntü kalitesi, netlik ve detay seviyesi doğrudan sistemin çözünürlük kapasitesiyle ilişkilidir. Işık mikroskoplarının çözünürlük sınırı yaklaşık 0.5-1 mikron iken elektron mikroskoplarında bu değer 2-20 angstrom seviyesine kadar düşebilmektedir (134).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışmasında lityum disilikat (E.max CAD) bloklardan, fedspatik seramik (Vita Mark II) bloklardan, seramik ilaveli kompozit (Tetric CAD) bloklardan ve 3D yazıcıdan üretilen daimi kron reçinesi (VarseoSmile Crown Plus) materyallerinden elde edilen örneklerle fırça abrazyonu oluşturuldu. Elde edilen örneklerin renk değişimleri, yüzey pürüzlülüğü değişimleri ve yüzey morfolojileri incelendi. Materyallerin renk ölçümleri spektrofotometre cihazıyla, yüzey pürüzlülükleri kontak profilometre cihazıyla ölçüldü. Yüzey morfolojileri ise taramalı elektron mikroskobuyla (TEM) incelendi.

Bu araştırma Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir. Çalışmanın tüm aşamaları KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı ve KTÜ Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü Malzeme Ana Bilim Dalı ve KTÜ Merkezi Araştırma laboratuvarlarında gerçekleştirildi. Çalışmada yapılan işlemler Şekil 6'da gösterilmiştir. Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 2'de verilmiştir.



Şekil 6. Tez çalışmasına ait iş akış şeması

Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyaller

Üretim Yöntemi	Materyal Tipi	Marka	Bileşim	Lot Numarası	Renk	Üretici Firma
Eksiltmeli Üretim	Lityum Disilikat Seramik	IPS E.max CAD	%57-80 SiO ₂ , %11-19 LiO ₂ , %0-13 K ₂ O, %0-11 P ₂ O ₅ , %0-8 ZrO ₂ , %0-8 ZnO, %0-5 Al ₂ O ₃ , %0-5 MgO	YB552S	A1-HT	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Eksiltmeli Üretim	Feldspatik Seramik	Vita Mark II	%56-64 SiO ₂ , %20-23 Al ₂ O ₃ , %6-9 NaO ₂ , %6-8 K ₂ O, %0.2-0.6 CaO, %0.0-0.1 TiO ₂	219250	A1-HT	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
Eksiltmeli Üretim	Rezin Kompozit	Tetric CAD	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, UDMA, baryum alüminyum silikat cam, silikon dioksit. Toplam doldurucu oranı ağırlıkça %71.1'dir.	Z000MS	A1-HT	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Eklemeli Üretim	Hibrit Seramik	Varseo Smile Crown Plus	Esterification products of 4,4'-isopropylidiphenol, ethoxylated and 2-methylprop-2enoic acid, silanized dental glass, methyl benzoylformate, diphenyl (2,4,6-trimethylbenzoyl) phosphine oxide, 30–50 wt%—inorganic fillers (particle size 700 nm)	601262	A1-DENTİN	BEGO, Bremen, Germany



Resim 1. Çalışmada kullanılan E.max CAD blokları



Resim 2. Çalışmada kullanılan Vita Mark II blokları



Resim 3. Çalışmada kullanılan Tetric CAD blokları



Resim 4. Çalışmada kullanılan VarseoSmile Crown Plus reçinesi

3.1. CAD/CAM Bloklarından Eksiltmeli Yöntem Grubu Örneklerinin Elde Edilmesi

Eksiltmeli yöntem grubundaki IPS e.max CAD ve Tetric CAD blokları 12×14×1 mm, VITA Mark II blokları ise 12×12×1 mm boyutlarında kesildi. Kesim işlemleri elmas kaplı hassas disk (Diamond cut-off wheel B100×0.3/10×12.7 mm, ATM Qness GmbH, Almanya) takılı düşük devirli kesme cihazı (Microcut 125, Metkon, Türkiye) ile su soğutması kullanılarak gerçekleştirildi. Son kalınlıklar 1 ± 0.05 mm olacak şekilde ayarlandı. IPS e.max CAD bloklarında kristalizasyon sonrası yaklaşık %20'lik büzülme hesaba katıldı. Bu nedenle bloklar başlangıçta daha büyük ebatla üretildi ve kristalizasyon sonrasında ise diğer örneklerle uyum sağlayacak şekilde 1 mm kalınlığa getirildi. Tetric CAD, IPS e.max CAD ve VITA Mark II gruplarının her birinden 26'şar numune elde edildi.



Resim 5. Düşük hızlı hassas kesme cihazıyla blokların kesilmesi.

3.2. 3D Daimi Kron Reçinesinden Eklemeli Yöntem Grubu Örneklerinin Elde Edilmesi

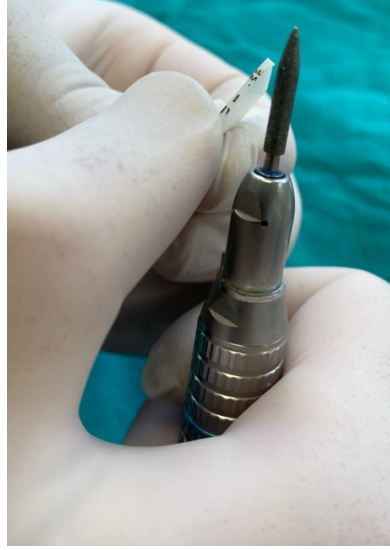
Eklemeli yöntem grubunda VarseoSmile Crown Plus reçinesi kullanılarak 12×14×1 mm boyutlarındaki örnekler üç boyutlu yazıcıda (Varseo XS BEGO, Germany) üretildi. Tasarımlar BEGO CAMcreator yazılımında konumlandırıldı. 3D yazıcı 50 µm katman kalınlığı ve 30 mm/saat baskı hızıyla çalıştırıldı. Baskı tamamlandıktan sonra destek yapıları uzaklaştırıldı. Örnekler izopropil alkol içinde ultrasonik banyo (UC-450, TPC Advanced Technology, ABD) ile ikişer kez üçer dakika yıkandı. Ardından 110 µm Al₂O₃ (Korox 110, BEGO, Almanya) ile kumlama uygulandı. Daha sonra otoflash cihazında kürlleme tamamlanarak tam polimerizasyon sağlandı. Reçine işleme kadar orijinal kapalı ambalajında 18–28 °C arasında, karanlık ve kuru koşullarda saklandı.



Resim 6. Çalışmada kullanılan 3 boyutlu yazıcı

3.3. Örneklerle Yüzey Bitim İşlemlerinin Yapılması

CAD/CAM bloklarından elde edilen örneklerin kenar çentikleri porselen frezi ile düzeltildi (Resim 7). Ardından CAD/CAM bloklarından ve 3D daimi kron reçinesinden elde edilen tüm örneklerin yüzeyleri sırasıyla 300, 500, 600, 800 ve 1200 grit silikon karbür zımpara kâğıtlarıyla zımparalanarak standartlaştırıldı. Bunu takiben tüm numuneler buhar temizleyicide yıkandı ve distile su içerisinde 10 dakika ultrasonik olarak temizlendi (Resim 8). Boyutsal doğruluk dijital kumpasla kontrol edildi ve tüm örneklerin kalınlığı 1.00±0.02 mm olarak doğrulandı (Resim 9).



Resim 7. Elde edilen örneklerin kenarlarının düzeltilmesi



Resim 8. Örneklerin distile su içerisinde ultrasonik olarak temizlenmesi



Resim 9. Dijital kumpas ile örnek kalınlıklarının ölçülmesi

IPS E.max CAD örneklerine Ivoclar Programat EP 5010 fırınında üretici talimatlarına uygun şekilde kristalizasyon ve glaze işlemi uygulandı (Resim 10).

Kristalizasyon ve glaze için uygulanan fırınlama protokolü tablo 4'te gösterilmiştir. Ardından distile su içerisinde 10 dk ultrasonik temizleme yapıldı.



Resim 10. E.max CAD örneklere kristalizasyon ve glaze işleminin uygulanması

Tablo 4. E.max CAD örneklere glaze ve kristalizasyon için uygulanan fırınlama protokolü

Fırınlama Aşaması	Parametreler
Başlangıç Sıcaklığı	403 °C
Bekleme Süresi (Start)	6 dk
Isıtma Hızı	60 °C/dk
Maksimum Sıcaklık	840 °C
Maksimum Sıcaklıkta Bekleme	7 dk
Soğuma Başlangıç Sıcaklığı	550 °C
Vakum	Uygulandı

VITA Mark II feldspatik seramik bloklardan elde edilen örneklere glaze işlemi öncesinde üretici talimatına uygun olarak mekanik polisaj uygulandı. Bu amaçla yüzey konturlarının ve frezle düzeltmeler sonrası oluşabilecek mikroskobik düzensizliklerin giderilmesi için sırasıyla orta ve ince taneli silikon esaslı kauçuk parlaticılar (VITA Polish Cera, VITA Zahnfabrik) kullanıldı.

Bu adım glaze uygulaması sırasında daha homojen bir yüzey elde edilmesini sağlamak ve camsı parlaklığı artırmak amacıyla gerçekleştirildi. Mekanik polisaj tamamlandıktan sonra örneklere firma talimatlarına uygun şekilde glaze işlemi uygulandı (Tablo 5).



Resim 11. Mekanik polisajda kullanılan porselen lastikler

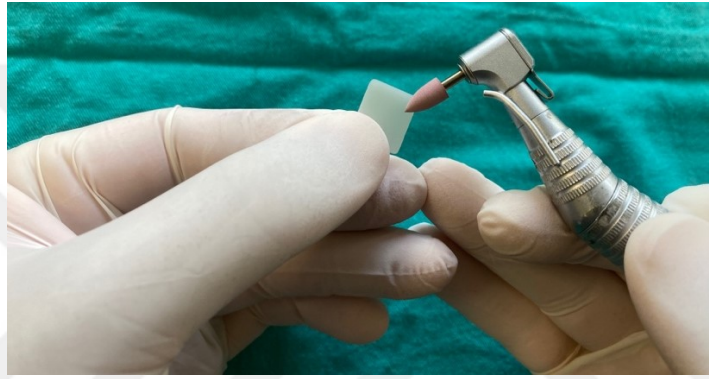
Tablo 5. Vita Mark II örneklere glaze için uygulanan fırınlama protokolü

Fırınlama Aşaması	Parametreler
Başlangıç Sıcaklığı	500 °C
Bekleme Süresi (Start)	6 dk
Isıtma Hızı	45 °C/dk
Maksimum Sıcaklık	910 °C
Maksimum Sıcaklıkta Bekleme	1 dk
Soğuma Başlangıç Sıcaklığı	800 °C
Vakum	Uygulanmadı

Tetric CAD ve VarseoSmile Crown Plus örneklerinin yüzey işlemleri çok kademeli polisaj diskleri, lastikleri ve fırçaları (Meisinger Polisaj Seti, Meisinger GmbH, Almanya) kullanılarak üç aşamalı bir protokol ile gerçekleştirildi. İlk aşamada kahverengi polisaj lastiği kullanılarak 100 µm ve üzeri partikül boyutuna sahip aşındırıcılar ile makroskobik düzensizlikler giderildi (Resim 13). Materyal bütünlüğünü korumak amacıyla düşük basınç uygulandı ve termal hasarı önlemek için aralıklı çalışma prensibi benimsendi.



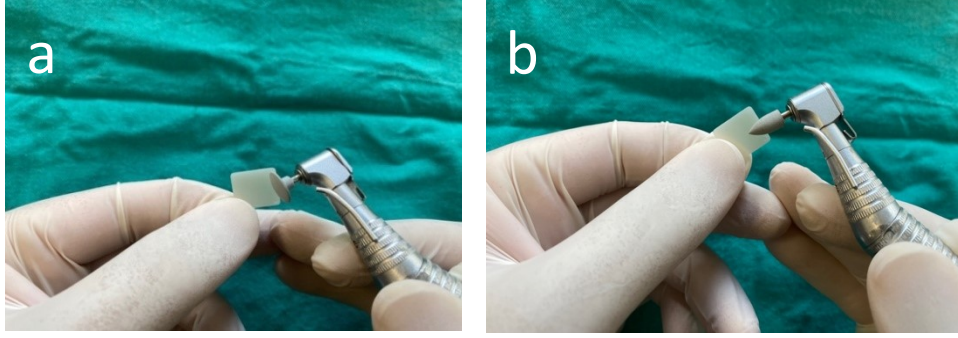
Resim 12. Meisinger polisaj seti



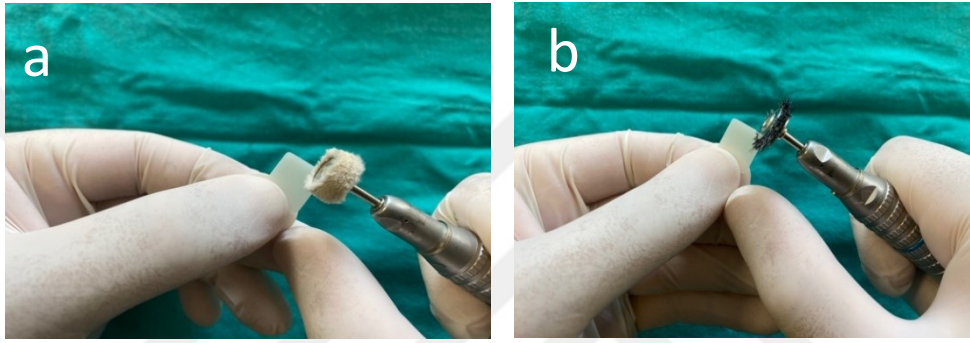
Resim 13. Kahverengi lastik frezin kullanılması

İkinci aşamada 15-20 μm partikül boyutlu yeşil renkli lastik frezlerle yüzey topoğrafyası iyileştirildi ve son olarak 0.3-20 μm aralığındaki mikro aşındırıcılar ile final polisaj işlemi uygulandı (Resim 14). Yüksek yüzey kalitesi elde etmek için Vita Karat elmas polisaj patı kıl ve pamuk fırça kombinasyonu kullanıldı (Resim 15).

Tüm işlemler tek operatör tarafından 15.000 devir/dakika maksimum hız limiti ve 60 sn'lik standart çalışma süreleriyle gerçekleştirildi. Enstrüman performansının sürekliliğini sağlamak amacıyla partikül boyutları düzenli olarak kontrol edildi ve gerektiğinde aşındırıcı uçlar yenilenerek tüm bu süreçlerin standardizasyonu sağlandı.



Resim 14. Silindirik (a) ve disk formundaki (b) yeşil lastik frezlerin uygulanması



Resim 15. Pamuk fırçanın (a) ve Kıl fırçanın (b) Uygulanması

Tüm örnekler yüzey işlemlerinin ardından ultrasonik temizleme cihazında (TPC Advanced Technology, Model UC-450, Los Angeles, ABD) distile su kullanılarak 10 dakika boyunca temizlendi. Bu işlemin ardından 1 ± 0.1 mm kalınlığında toplam 104 örnek elde edildi. Renk ve pürüzlülük ölçümlerinin gerçekleştirileceği yüzeyi belirlemek amacıyla örneklerin işlem görmeyen yüzeylerinin sol üst köşesine 20.000 rpm hızında çalışan yeşil kuşaklı elmas ront frez ile küçük bir işaret konuldu ve örnekler numaralandırıldı (Resim 16).

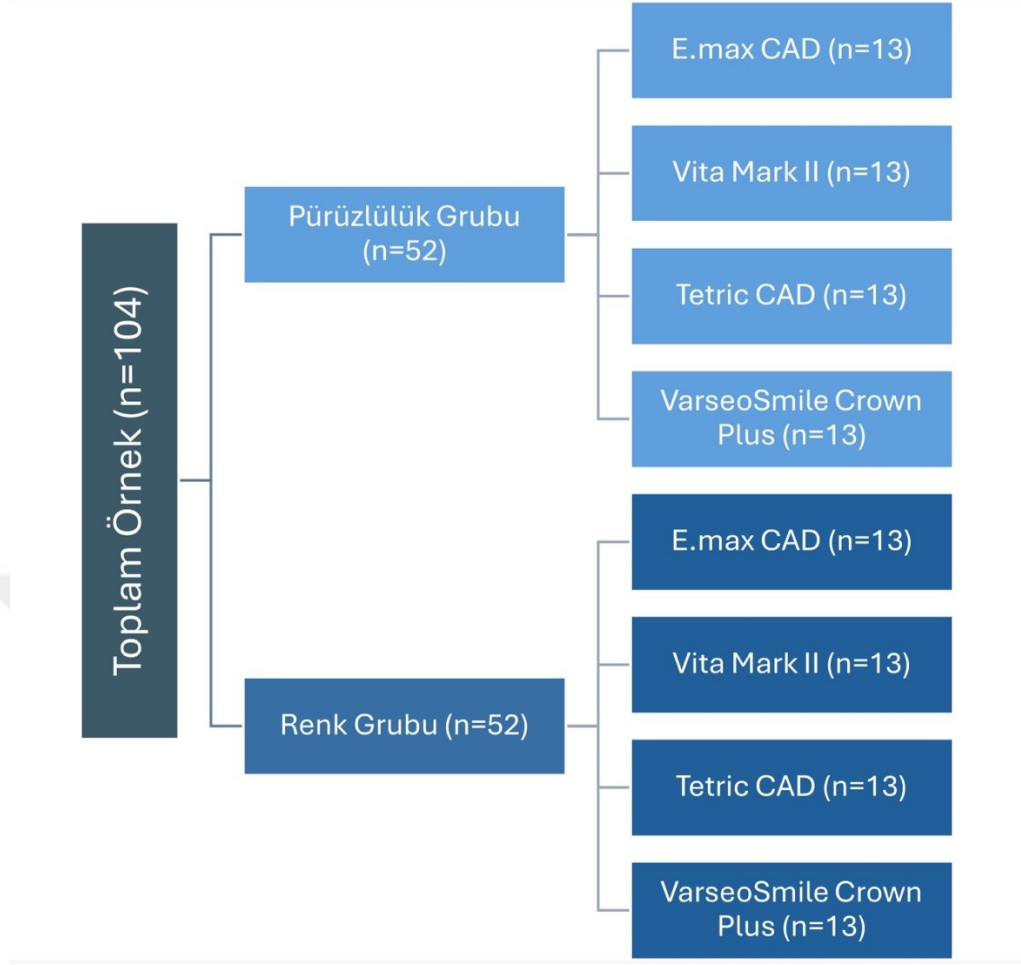


Resim 16. Ölçümlerin yapılacağı yüzeylerin işaretlenmesi

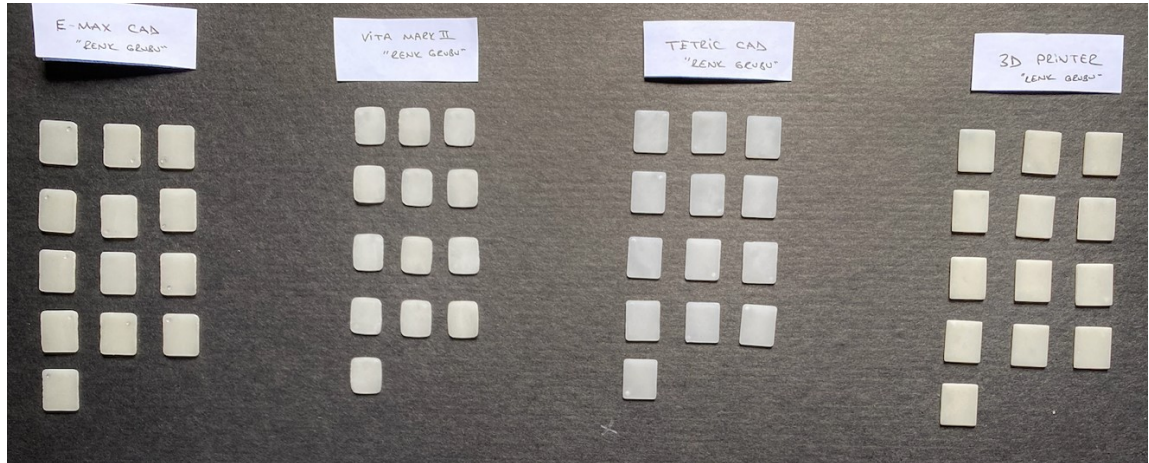
3.4. Deney Gruplarının Oluşturulması

Çalışmada VarseoSmile Crown Plus 3D daimi kron reçinesinden 26 adet, Lityum disilikat E.max CAD bloktan 26 adet, feldspatik seramik Vita Mark II bloktan 26 adet, kompozit Tetric CAD bloktan 26 adet materyal elde edilmiştir. Örneklem büyüklüğünün hesaplanmasında Ellakany ve arkadaşlarının (135) yapmış olduğu çalışma esas alınarak alfa hata=0.05, beta hata=0.20 ve etki büyüklüğü=0.8 olacak şekilde toplamda 13 örnek (her bir grup için) araştırmaya dahil edildi. Araştırmada kullanılacak dört farklı grup ve iki farklı test metodu bulunması nedeniyle toplamda 104 adet örneğin kullanılmasına karar verildi.

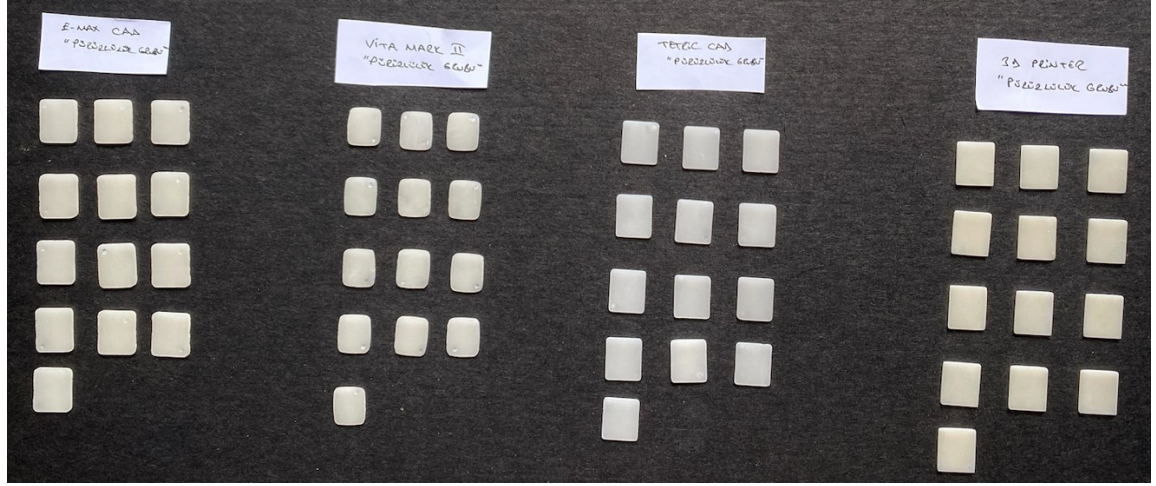
4 farklı materyal, renk ve pürüzlülük olarak 2'şer gruba ayrılarak toplamda 8 alt grup elde edildi (n=13). Oluşturulan deney grupları Şekil 7'de gösterilmiştir.



Şekil 7. Deney grupları



Resim 17. Renk ölçümü için hazırlanan örnekler



Resim 18. Pürüzlülük ölçümü için hazırlanan örnekler

3.5. Başlangıç Renk Değerlerinin Ölçümü

Çalışmada kullanılan tüm örnekler ölçüm öncesinde ultrasonik banyoda distile su ile temizlenerek yüzey kontaminasyon riski en aza indirildi. Renk değerleri dental spektrofotometre cihazı olan Vita Easyshade V (Vita Zahnfabrik, BadSäckingen, Almanya) ile ölçüldü (Resim 20). Renk ölçümlerinin standardizasyonu amacıyla D65 standard aydınlatma koşullarını sağlayan özel tasarımlı bir renk ölçüm kabini içinde çalışıldı (Resim 19). Spektrofotometrik analizler öncesinde cihaz, üretici firma protokolüne uygun olarak beyaz kalibrasyon plağı ile kalibre edildi. Ölçümler sırasında spektrofotometre probu her örneğin anatomik merkezine dik olacak şekilde konumlandırılarak L^* (ışıklık), a^* (kırmızı-yeşil eksen), b^* (sarı-mavi eksen) renk parametreleri kaydedildi. Bu yöntemle ölçüm varyasyonlarını en aza indirmek ve yapılan ölçümlerde hata ihtimalinin en az olması hedeflendi.



Resim 19. Renk ölçümlerinin yapıldığı kabin

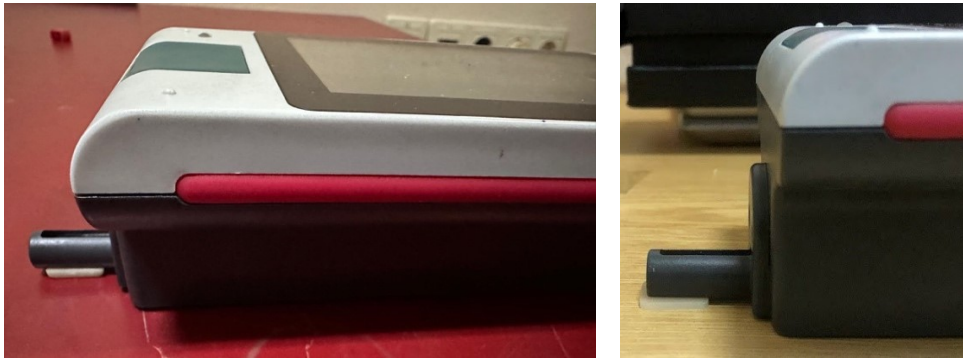


Resim 20. Renk ölçümlerinin yapıldığı spektrofotometre cihazı

3.6. Başlangıç Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerinin Ölçümü

Yüzey pürüzlülük ölçümleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Perthometer M2 model kontak tip profilometre (Mahr GmbH, Almanya) ile gerçekleştirildi (Resim 21). Ölçümler sırasında cihaz parametreleri; tarama hızı 0.1 mm/sn, cut off değeri 0.25 mm ve ölçüm uzunluğu 1.2 mm olarak ayarlandı.

Her ölçüm öncesinde cihazın kalibrasyonu yapılmış ve probunun dikey hareketleri dijital olarak kaydedildi. Örneklerin yüzey pürüzlülük değerlerinin belirlenmesinde her bir numunenin üç farklı bölgesinden (mesial, distal ve merkezi) eşit basınç ve açıyla ölçüm alındı ve bu değerlerin aritmetik ortalaması hesaplanarak ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (R_a) elde edildi. Bu standart protokol ölçümlerin tekrarlanabilirliğini ve güvenilirliğini sağlamak amacıyla titizlikle uygulandı.

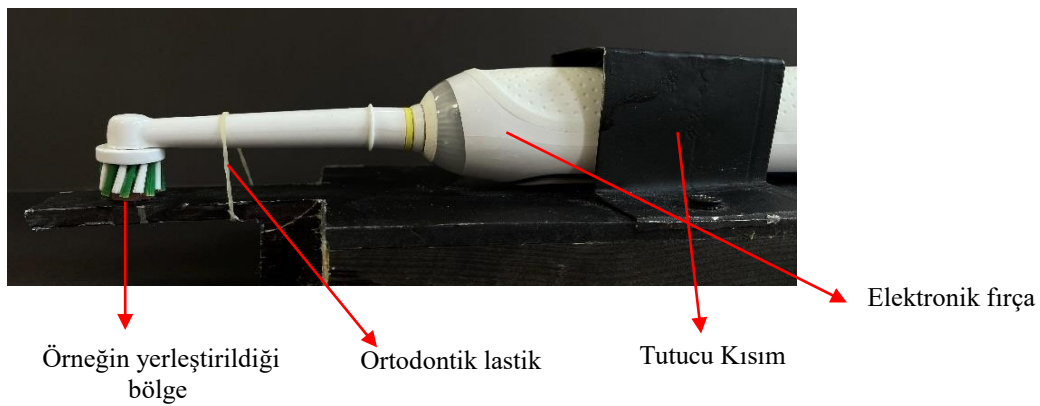


Resim 21. Profilometre cihazı ile yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin yapılması

3.7. Fırça Abrazyonunun Oluşturulması

Tüm örneklerde kontrollü ve tekrarlanabilir bir mekanik aşınma etkisi oluşturmak amacıyla fincan biçiminde fırça başlığına sahip (Cross Action Clean Maximizer; Oral-B Braun GmbH) bir elektrikli diş fırçası (Oral-B Smart 6000; Oral-B Braun GmbH, Kronberg, Almanya) kullanıldı. Fırça özel olarak tasarlanmış bir tutucu düzeneğe sabitlendi ve fırçalama işlemi tek bir odak alanında gerçekleştirildi. Örnekler cihaza ortodontik lastikler yardımıyla bağlanarak yaklaşık 2 N'luk sabit bir dikey kuvvet uygulandı (Resim 22). Fırçalama süreci cihazın “Derinlemesine Temizlik” modunda, dakikada 7600 titreşimli döner hareket gerçekleştirecek şekilde yapıldı.

Fırçalama işlemi sırasında Colgate Total® (Colgate-Palmolive Company, New York, ABD) marka florürlü diş macunu kullanıldı. Her uygulamada diş macunu dört damla distile su ile seyreltilerek standardize edildi. Bu sayede fırçalama ortamında homojen bir abrazyiv etki sağlandı. Klinik kullanım koşulları esas alınarak günde iki kez fırçalama pratiği ve posterior her dişin üç, anterior her dişin iki yüzeyinin fırçalanması gerekliliği göz önünde bulunduruldu. Bu doğrultuda yaklaşık 5 saniyelik fırçalama süresi bir günlük fırçalama etkinliğine eşdeğer kabul edildi ve her örnek 60 dakika süreyle fırçalanarak 2 yıllık diş fırçalama simülasyonu gerçekleştirildi. Diş fırçası kıllarında meydana gelen deformasyonların sonucu etkileme ihtimalini engellemek için her örnekte yeni fırça başlığı kullanıldı.



Resim 22. Örneklerin fırçalandığı düzenek

3.8. Yapılan İşlemlerin Ardından Renk ve Yüzey Pürüzlülüklerinin Ölçülmesi ve Değişim Değerlerinin Hesaplanması

Renk Değişimi

Fırça abrazyonu oluşturulduktan sonra tüm örnekler üzerinde ikinci ölçümler gerçekleştirildi. Bu ölçümler başlangıç ölçüm protokolünde tanımlanan yöntemle birebir aynı olacak şekilde şekilde uygulandı. Ölçüm öncesinde örneklerin yüzeyinde biriken kalıntıların ve olası partiküllerin uzaklaştırılması amacıyla her biri buharlı temizleyici ve ultrasonik temizleyici kullanılarak detaylı biçimde temizlendi ve ölçüme hazır hale getirildi. Renk analizinde her bir örneğin L*, a*, b* parametreleri spektrofotometre cihazı ile tekrar ölçülerek kaydedildi ve renk değişimi miktarları, CIEDE2000 renk farkı formülüne (ΔE_{00}) göre hesaplandı.

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

Yüzey Pürüzlülüğü Değişimi

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri ise kontakt profilometre cihazı ile her bir örnekte üç ayrı noktadan yapıldı. Elde edilen değerlerin ortalaması alınarak nihai yüzey pürüzlülüğü değerleri belirlendi.

3.9. Yüzeylerin Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) ile İncelenmesi

Her bir materyal grubundan rastgele seçilen birer örneğin fırçalama öncesi ve sonrasında yüzey morfolojilerinin değerlendirilmesi amacıyla taramalı elektron mikroskobu (TEM) ile görüntülemesi yapıldı. TEM analizleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan taramalı elektron mikroskobu (Thermo Scientific Apreo 2S, Thermo Fisher Scientific, ABD) kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 26). Görüntüleme işlemi x100 ve x2500 büyütme oranlarında yapıldı.

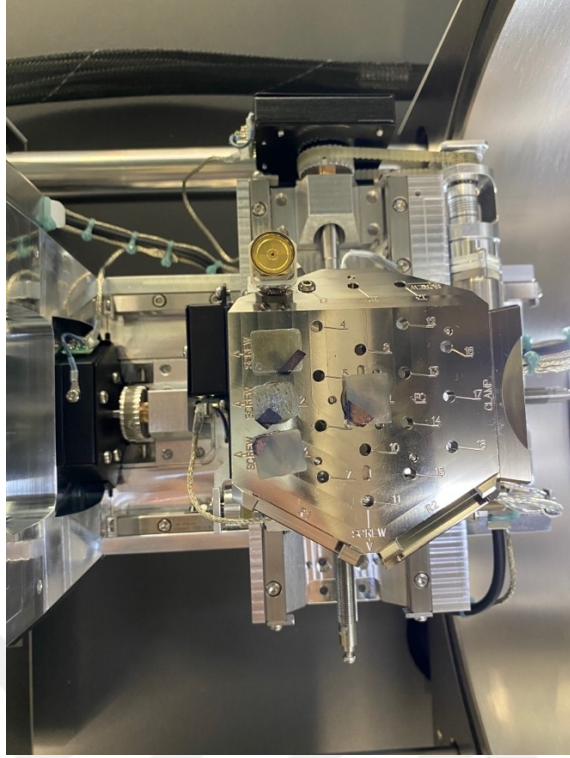
TEM analizinden önce yüzey iletkenliğini artırmak ve kaliteli görüntü elde edebilmek amacıyla her bir örneğin yüzeyi SPI-Module sputter coater cihazı (SPI Supplies of Structure Probe, Inc., ABD) kullanılarak vakum altında altın-paladyum alaşımı ile kaplandı (Resim 24).



Resim 23. Örneklerin altın palladyum alaşımı ile kaplanması



Resim 24. Altın palladyum alaşımı ile kaplanan örnekler



Resim 25. Örneklerin TEM cihazına yerleştirilmesi



Resim 26. Çalışmada kullanılan TEM cihazı

3.10. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizler SPSS for Windows 23.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tanımlayıcı istatistikler verilerin özelliklerine göre ortanca, minimum–maksimum ve standart sapma değerleri olarak ifade edilmiştir. Sürekli değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro–Wilk testi ile değerlendirilmiştir.

Gruplar arası karşılaştırmalarda ikiden fazla grup için Kruskal–Wallis testi, ikili karşılaştırmalarda ise Mann–Whitney U testi ve Bonferroni düzeltmesi uygulanmıştır. Grup içi karşılaştırmalarda iki ölçüm arasındaki farklar Wilcoxon testi ile değerlendirilmiştir. Değişkenler arası ilişkilerin incelenmesinde Spearman korelasyon analizi kullanılmıştır. Tüm analizlerde $p < 0.05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

IPS E.Max CAD (EM), Vita Mark II (VM), Tetric CAD (TC) bloklardan ve Bego VarseoSmile Crown Plus (VSC) 3D reçinesinden elde edilen daimi kron materyallerine fırça abrazyonu oluşturulan bu tez çalışmasında, yapılan işlemlerin öncesinde ve sonrasında renk parametreleri ve yüzey pürüzlülüğü değerleri ölçüldü. Ayrıca her materyalden rastgele seçilen birer örneğin işlemde önce ve işlemde sonra yüzey topoğrafyası incelendi.

4.1. Renk Değişimi Bulguları

Elde edilen örneklerin renk değerleri spektrofotometre cihazıyla fırçalama işlemi öncesinde ve sonrasında ölçülmüştür. Renk parametrelerini değerlendirmek için CIE $L^*a^*b^*$ ve ΔE_{00}^* parametreleri kullanılmıştır.

Tablo 6. Materyal ve fırçalama işlemine göre $L^* a^* b^*$ değerlerinin karşılaştırılması

Ortalama $\pm$ Standart Sapma ; Ortanca (minimum – maksimum)									
Materyal	L_0	L_1	p	a_0	a_1	p	b_0	b_1	p
EM	88.1 $\pm$ 1.19; 88.6(85.9-90.3)	87.9 $\pm$ 0.97; 88.1(86-89.1)	0.2	-2.8 $\pm$ 0.2; -2.8(-3.1,-2.4)	-2.9 $\pm$ 0.2; -2.9(-3.3,-2.5)	0.13	9.3 $\pm$ 0.56; 9.1(8.4-10.2)	9.4 $\pm$ 0.6; 9.2(8.8-10.7)	0.59
VM	90.6 $\pm$ 0.5; 90.8(89.5-91.3)	90.2 $\pm$ 0.79; 90.2(89.1-92.1)	0.054	-2.4 $\pm$ 0.13; -2.4(-2.8,-2.3)	-2.4 $\pm$ 0.12; -2.4(-2.6,-2.2)	0.1	8.4 $\pm$ 0.38; 8.5(7.2-9.1)	8.7 $\pm$ 0.38; 8.7(8-9.3)	0.036*
TC	85.8 $\pm$ 0.72; 85.6(84.6-86.7)	85.5 $\pm$ 0.9; 85.4(83.9-87.3)	0.027*	-2.2 $\pm$ 0.13; -2.2(-2.4,-2)	-2.4 $\pm$ 0.1; -2.4(-2.4,-2.1)	0.005*	9.7 $\pm$ 0.16; 9.6(9.4-10)	8.7 $\pm$ 0.7 9(7.3-9.3)	0.001*
VSC	88 $\pm$ 1.11; 88.4(85.2-89)	87.3 $\pm$ 1.34; 88.1(84.5-88.5)	0.004*	-1.7 $\pm$ 0.14; -1.7(-2,-1.5)	-2 $\pm$ 0.15; -2.1(-2.4,-1.8)	0.001*	20.9 $\pm$ 1.11; 21(19-23.2)	20.3 $\pm$ 0.9; 20.2(18.9-22.3)	0.042*
p	<0.001 EM-VM, EM-TC VM-TC, VM-VSC TC-VSC	<0.001 EM-VM, EM-TC VM-TC, VM-VSC TC-VSC		<0.001 EM-VM, EM-TC VM-TC, VM-VSC TC- VSC,EM- VSC	<0.001 EM-VM, EM-TC EM,VSC, VM-VSC TC-VSC		<0.001 EM-VM, EM-VSC VM-VSC TC-VSC	<0.001 EM-VM, EM-VSC VM-VSC, VM-TC TC-VSC	

L_0 Fırçalama öncesi L değerlerini, L_1 fırçalama sonrası L^* değerlerini göstermektedir.

a_0 Fırçalama öncesi a değerlerini, a_1 fırçalama sonrası a^* değerlerini göstermektedir.

b_0 Fırçalama öncesi b değerlerini, b_1 fırçalama sonrası b^* değerlerini göstermektedir.

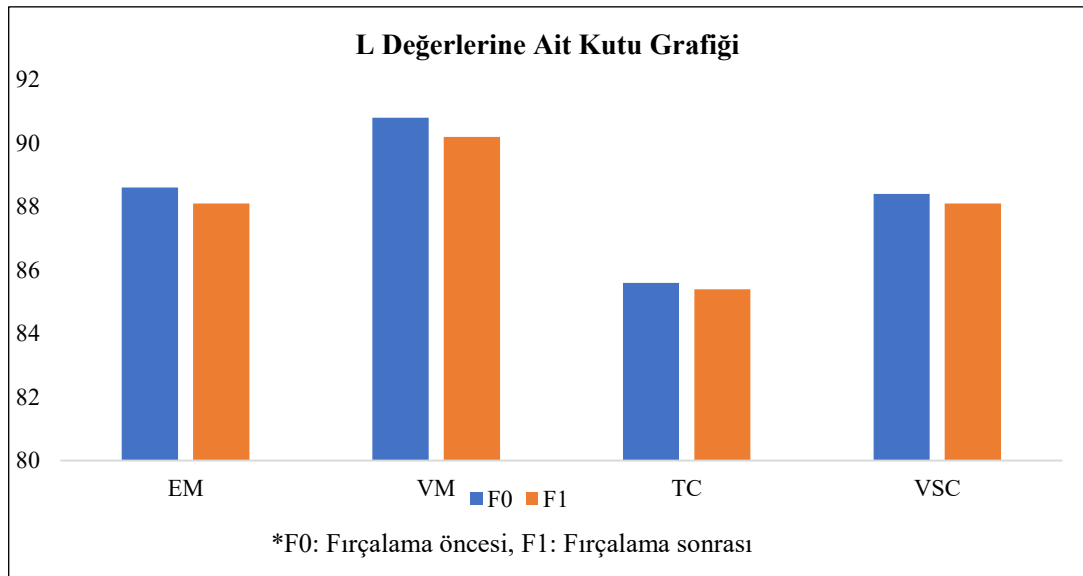
*işareti ilgili parametrenin materyalde anlamlı değişiklik olduğunu ifade etmektedir.

Materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olan gruplar tablonun en alt satırında belirtilmiştir. Diğer gruplar arasında anlamlı fark yoktur ($p>0.05$).

Materyallerin fırçalama işleminden önceki L değerleri değerlendirildiğinde ortalama L* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,001$). E.max CAD ile VarseoSmile Crown Plus arasında ve Vita Mark II ile Tetric CAD arasında başlangıç L* değerleri açısından anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$). E.max CAD ile Vita Mark II ve Tetric CAD arasında ve VarseoSmile Crown Plus ile Vita Mark II ve Tetric CAD arasında başlangıç L değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$).

E.max CAD ortalama L₀ değeri 88.6, Vita Mark II 90.8, Tetric CAD ortalama değeri 85.6 ve VarseoSmile Crown Plus ortalama değeri 88.4 olarak elde edildi. Fırçalama öncesi en yüksek ortalama L* değeri (90.6 ± 0.5) Vita Mark II’de gözlemlendi. Fırçalama öncesi en düşük ortalama L* değeri (85.8 ± 0.72) Tetric CAD’de gözlemlendi. Fırçalama sonrası genel olarak tüm materyallerin L* değerlerinde düşüş eğilimi vardı. En belirgin L* değeri düşüşü ise VarseoSmile Crown Plus reçinesinde gözlemlendi.

Fırçalama işlemi Tetric CAD ve VarseoSmile Crown Plus materyallerinin L* değerlerini anlamlı bir biçimde değiştirirken ($p<0,05$), E.max CAD ve Vita Mark II materyallerinin L* değerlerini anlamlı bir biçimde değiştirmedi ($p>0,05$). Etkileşimlere ait karşılaştırmalar Tablo 6 ve Şekil 8’de gösterildi.



Şekil 8. Gruplara ait ortalama L* değerleri

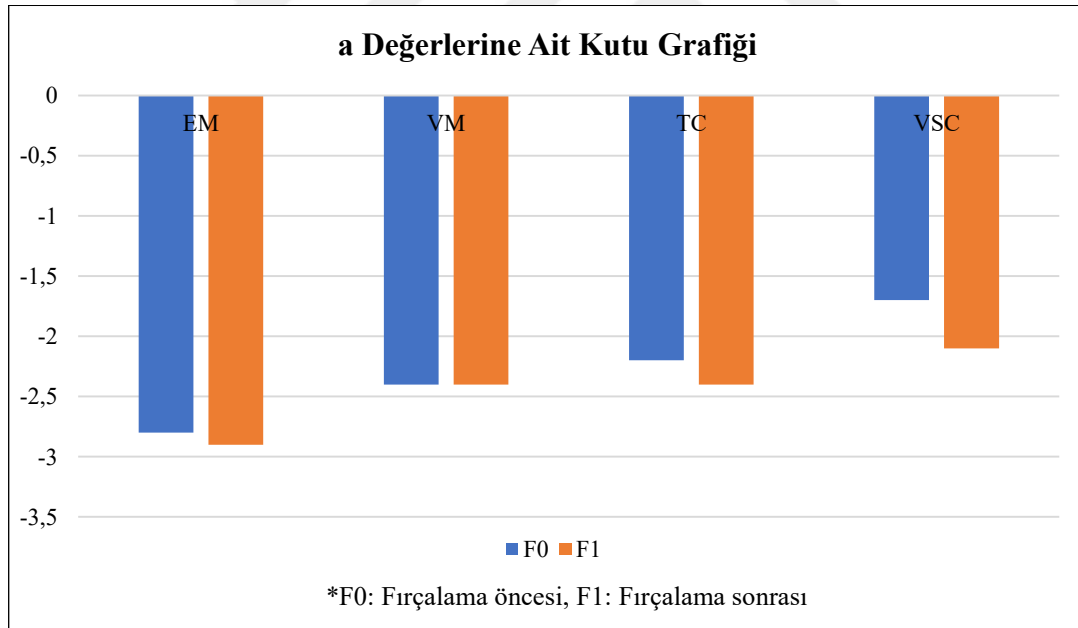
Fırçalama işleminden önce ortalama a* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,001$). E.max CAD ortalama a* değeri -2.8, Vita Mark II ortalama a* değeri

-2.4, Tetric CAD için ortalama a^* değeri -2.2 ve VarseoSmile Crown Plus ortalama değeri a^* -1.7 olarak elde edildi.

Fırçalama öncesi en yüksek ortalama a^* değeri (-1.71 ± 0.14) VarseoSmile Crown Plus 3D reçinesine aittir. Fırçalama sonrası Vita Mark II hariç diğer materyallerin a^* değerleri düşme eğilimindedir.

Fırçalama sonrası en belirgin a^* değeri düşüşü VarseoSmile Crown Plus 3D reçinesinde gözlemlendi.

Fırçalama işleminin sonraki ortalama a^* değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.001$). Fırçalama işlemi Tetric CAD ve VarseoSmile Crown Plus'ın a^* değerlerini anlamlı bir biçimde değiştirirken ($p < 0.001$) E.max CAD ve Vita Mark II'nin a^* değerlerinde anlamlı değişikliklere sebep olmadı ($p > 0.05$). Etkileşimlere ait karşılaştırmalar Tablo 6 ve Şekil 9'da gösterildi.

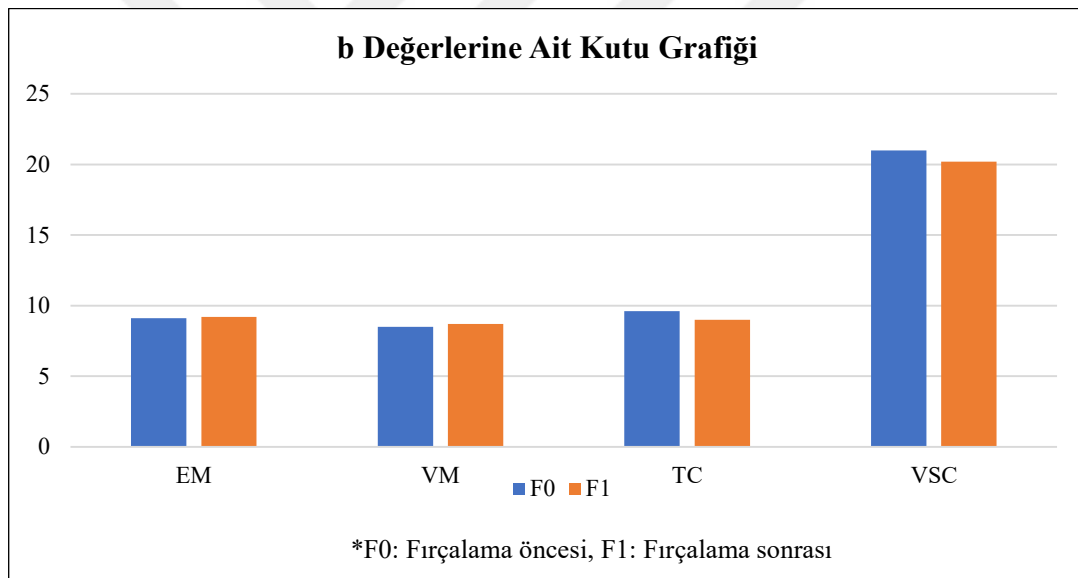


Şekil 9. Gruplara ait ortalama a^* değerleri

Fırçalama işleminden önceki b^* değerleri materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.001$). E.max CAD ortalama b^* değeri 9.1, Vita Mark II ortalama b^* değeri 8.5, Tetric CAD için ortalama b^* değeri 9.6 ve VarseoSmile Crown Plus ortalama değeri 21 olarak elde edildi.

Fırçalama öncesi en yüksek ortalama b^* (20.9 ± 1.11) değeri VarseoSmile Crown Plus 3D reçinesinde gözlemlendi. Fırçalama öncesi en düşük ortalama b^* (9.66 ± 0.16) değeri Vita Mark II' de gözlemlendi. Fırçalama sonrası b^* ortalama değerlerinde E.max CAD ve Vita Mark II' de yükselme eğilimi gözlenirken, Tetric CAD ve VarseoSmile Crown Plus'da düşme eğilimi gözlemlendi.

Fırçalama sonrası E.max CAD ile Tetric CAD ve VarseoSmile Crown Plus ile Tetric CAD ortanca b^* değerleri arasında fark yok iken diğer tüm gruplar arasında b^* değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır. Fırçalama işlemi sadece E.Max CAD materyalinin b^* değerinde anlamlı değişikliğe sebep olmadı ($p>0.05$). Diğer üç materyalin b^* değerleri fırçalama işlemi sonrası anlamlı değişiklik gösterdi ($p<0.05$). Etkileşimlere ait karşılaştırmalar Tablo 6 ve Şekil 10' da gösterildi.



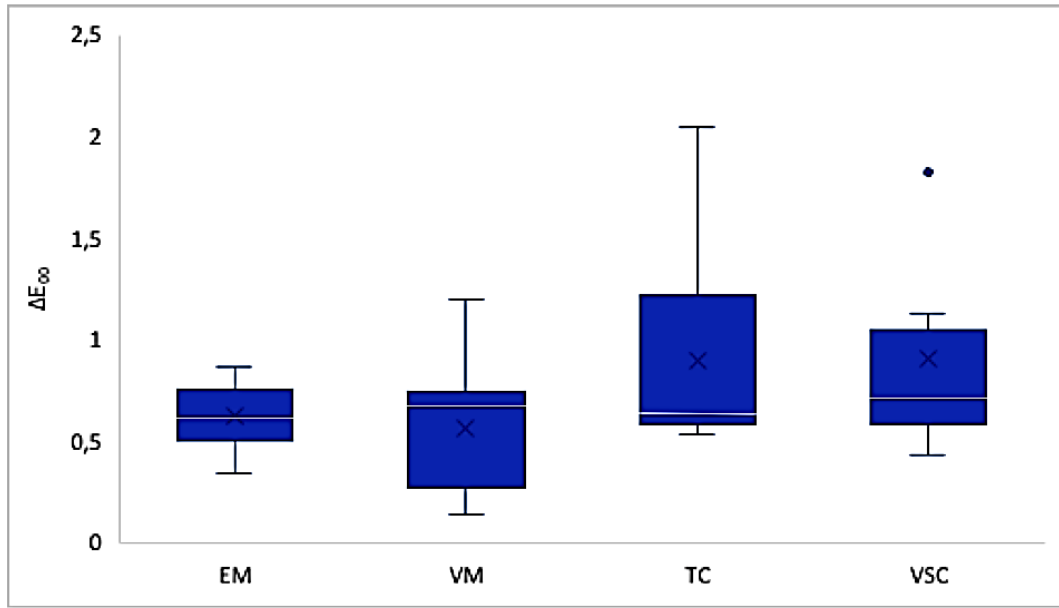
Şekil 10. Gruplara ait ortalama b^* değerleri.

Tablo 7. Materyallere göre ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılması

Materyal	Ortanca (min-mak)	Ortalama $\pm$ s.sapma	p
EM	0.63 (0.34 - 0.87)	0.63 $\pm$ 0.14	$p>0.05$
VM	0.67 (0.14 - 1.2)	0.57 $\pm$ 0.31	
TC	0.63 (0.54 - 2.05)	0.9 $\pm$ 0.49	
VSC	0.71 (0.44 - 1.86)	0.91 $\pm$ 0.46	

Materyallere göre ortalama ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0.238$). E.max CAD ortalama ΔE_{00} değeri 0.63, Vita Mark II ortalama ΔE_{00} değeri 0.67, Tetric CAD ortalama ΔE_{00} değeri 0.63 ve VarseoSmile Crown Plus ortalama ΔE_{00} değeri 0.71 olarak elde edildi.

ΔE_{00} ortalama değerlerine bakıldığında ise en düşük ortalama değer (0.57 ± 0.31) Vita Mark II' ye aitken en yüksek ΔE_{00} değeri (0.91 ± 0.46) VarseoSmile Crown Plus 3D reçinesine aittir.



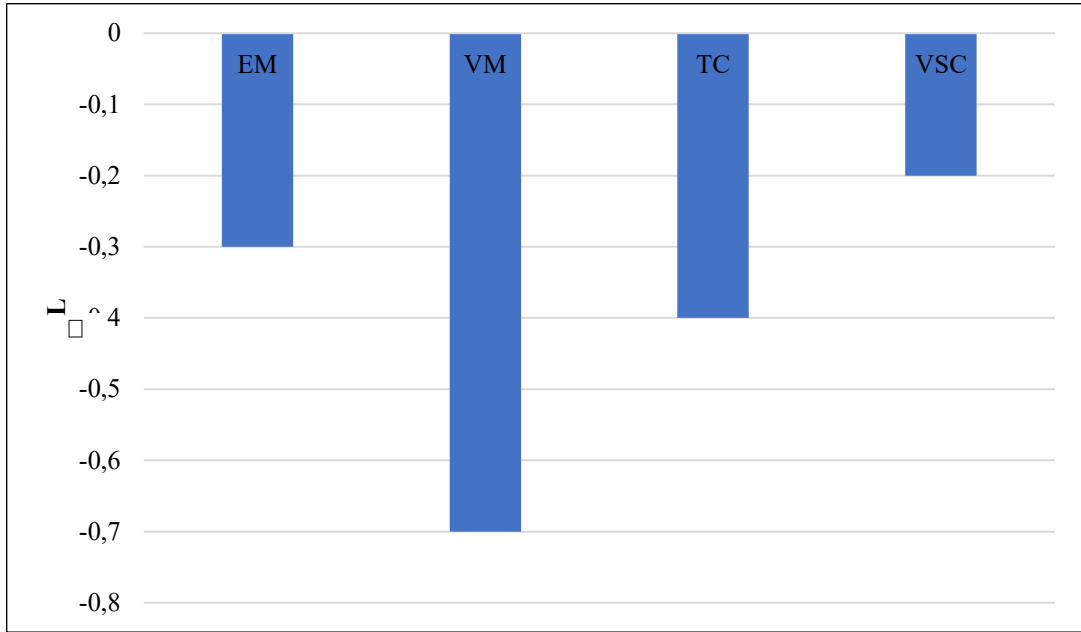
Şekil 11. Materyallere göre ΔE_{00} değerlerine ait Kutu-Çizgi grafiği

Tetric CAD ve VarseoSmile Crown Plus gruplarında ölçülen ortalama ΔE_{00} değerleri klinik olarak renk değişiminin farkedilebildiği değer olan 0.8'in üzerinde bulundu. Ancak bu iki materyalin renk değişim değerleri ortalaması klinik olarak kabul edilebilir değişim miktarı olan 1.8' in altındaydı.

E.max CAD ve Vita Mark II gruplarında ölçülen ortalama ΔE_{00} değerleri klinik olarak farkedilebilir değer olan 0.8' in altında bulundu.

Tablo 8. Materyallere göre ΔL değerlerinin karşılaştırılması

	Ortalama $\pm$ s.sapma	Ortanca (min-mak)	p
EM	-0.3 $\pm$ 0.58	-0.3 (-1.2 , 1.2)	p>0.05
VM	-0.7 $\pm$ 0.93	-0.5 (-2.8, 0.4)	
TC	-0.4 $\pm$ 0.77	-0.5 (-1.1 , 1.7)	
VSC	-0.2 $\pm$ 0.66	-0.3 (-1.2 , 1)	



Şekil 12. Materyallere göre ΔL ortalanca değerlerine ait Kutu grafiği

Fırçalama işlemi öncesinde ve sonrasında materyallerde oluşan L^* değerlerinin değişim miktarları ΔL olarak hesaplandı. Materyallerin ΔL değerleri arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$).

4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Elde edilen örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerleri fırçalama öncesinde ve sonrasında kontak profilometre cihazıyla μm cinsinden ölçülerek R_a parametresiyle değerlendirildi.

Tablo 9. Materyal ve fırçalama işlemine göre Ra değerlerinin karşılaştırılması.

Ortanca (minimum-maksimum); Ortalama±standart sapma				
Materyal	EM	VM	TC	VSC
F ₀	0.09(0.03-0.16) ^{Bc}	0.09(0.06-0.19) ^{ABc}	0.12(0.08-0.17) ^{ABa}	0.14(0.08-0.21) ^{Aa}
	0.09±0.03	0.12±0.04	0.12±0.03	0.14±0.04
F ₁	0.16(0.06-0.21) ^{Bd}	0.18(0.09-0.23) ^{ABd}	0.21(0.14-0.25) ^{Ab}	0.23(0.11-0.34) ^{Ab}
	0.14±0.05	0.17±0.04	0.2±0.03	0.24±0.07

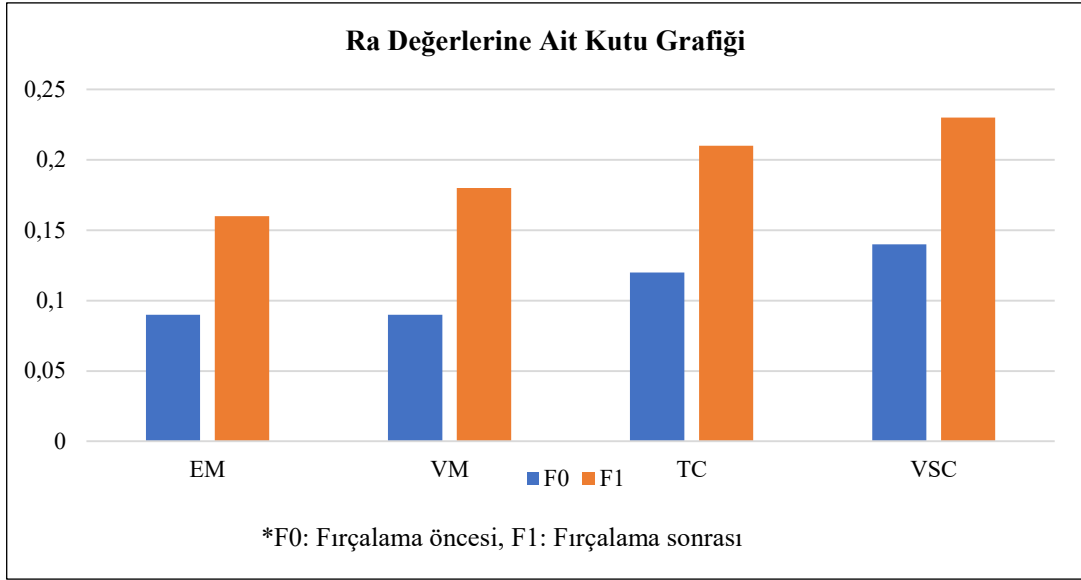
*F₀ fırçalama öncesi değerleri F₁ fırçalama sonrası değerleri ifade etmektedir.

*Ortak büyük harfe sahip materyal grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (p>0.05). Materyal kendi içerisinde ortak küçük harfe sahipse istatistiksel olarak anlamlı değişim yoktur (p>0.05).

Fırçalama işleminden önce E.Max CAD ve VarseoSmile Crown Plus materyallerinin ortalama Ra değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu (p<0.05). E.max CAD ortalama Ra değeri 0.09, Vita Mark II ortalama değeri 0.12, Tetric CAD ortalama değeri 0.12 ve VarseoSmile Crown Plus ortalama değeri 0.14 olarak elde edildi.

Fırçalama işleminden sonra E.Max CAD ile Tetric CAD ve VarseoSmile Crown Plus materyallerinin ortalama Ra değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu (p<0.05). Fırçalama işlemi bütün materyallerdeki pürüzlülük değerlerini anlamlı bir biçimde artırdı (p<0.05). En düşük ortalama Ra değeri 0.09 E.max CAD ve fırçalama öncesinde elde edildi. En yüksek ortalama Ra değeri 0.24 ile VarseoSmile Crown Plus ve fırçalama sonrasında elde edildi.

Fırçalama sonrasında E.max CAD ve Vita Mark II' nin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri kabul edilebilir sınırlar dahilinde ölçüldü. Tetric CAD ortalama Ra değeri ise tam 0.2 µm sınırında ölçüldü. Fırçalama sonrası VarseoSmile Crown Plus ortalama Ra değeri kabul edilebilir sınır olan 0.2 µm üzerinde ölçüldü.



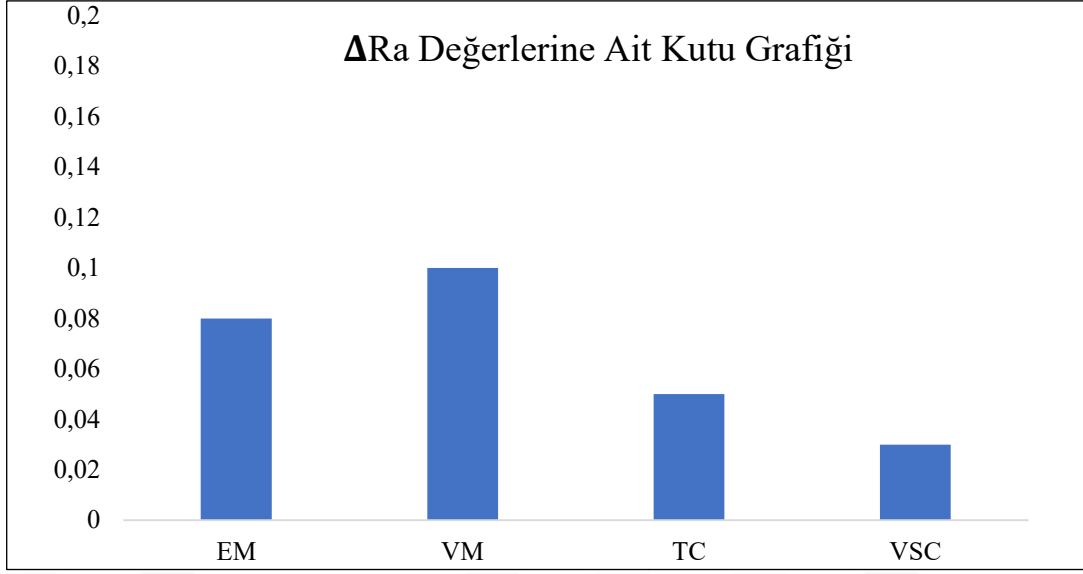
Şekil 13. Gruplara ait Ra ortalama değerlerinin dağılımı.

Tablo 10. Materyallere göre ΔRa değerlerinin karşılaştırılması.

	Ortanca (min-mak)	Ortalama $\pm$ s.sapma	p
EM	0.07 (0.04 – 0.15)	0.08 $\pm$ 0.03	p>0.05
VM	0.1 (0.02, 0.2)	0.1 $\pm$ 0.06	
TC	0.05 (0.01, 0.11)	0.05 $\pm$ 0.03	
VSC	0.06 (0.0, 0.1)	0.05 $\pm$ 0.03	

Materyallere göre ortalama ΔRa değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. E.max CAD ortalama ΔRa değeri 0.08, Vita Mark II ortalama ΔRa değeri 0.1, Tetric CAD ortalama ΔRa değeri 0.05 ve VarseoSmile Crown Plus ortalama ΔRa değeri 0.05 olarak elde edildi.

Fırçalama sonrasında materyallerin hepsinde pürüzlülük artışı görüldü. Ancak bu artış gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı (p>0.05).



Şekil 14. Gruplara Ait ΔRa ortanca değerlerinin kutu grafiği

Tablo 11. ΔE_{00} ve ΔRa değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi.

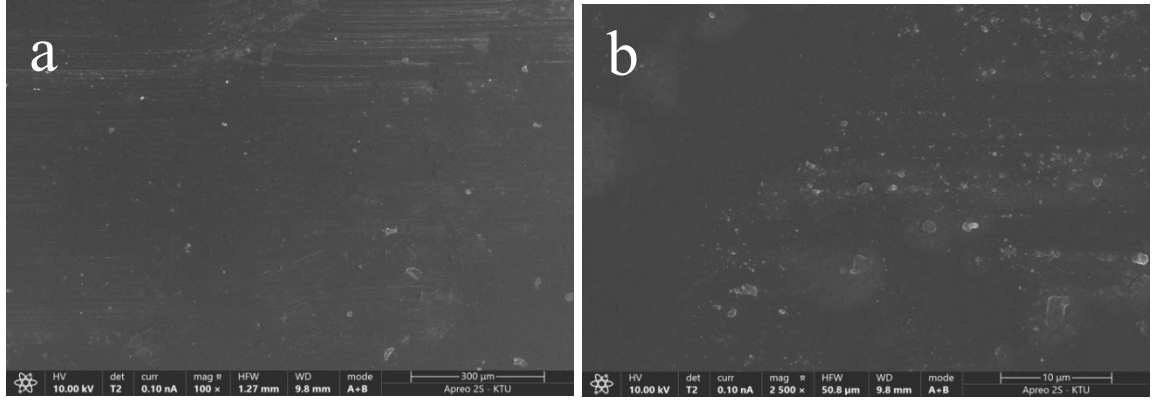
	ΔE_{00}	
	r	p
ΔRa	0.018	0.9

*Spearman's rho korelasyon

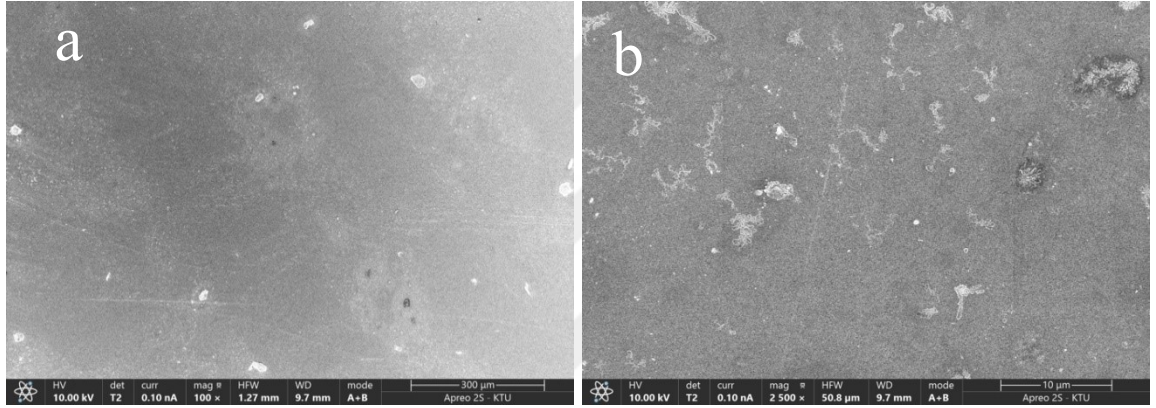
ΔE_{00} ve ΔRa değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p > 0.05$).

4.3. Yüzey Topoğrafyası Bulguları

Bu çalışmada kullanılan 4 farklı materyalden rastgele seçilen birer örneğin fırça abrazyonu oluşturulmadan önceki ve fırça abrazyonu sonrası yüzey topoğrafyalarının incelenmesi taramalı elektron mikroskobu (TEM) ile yapıldı.



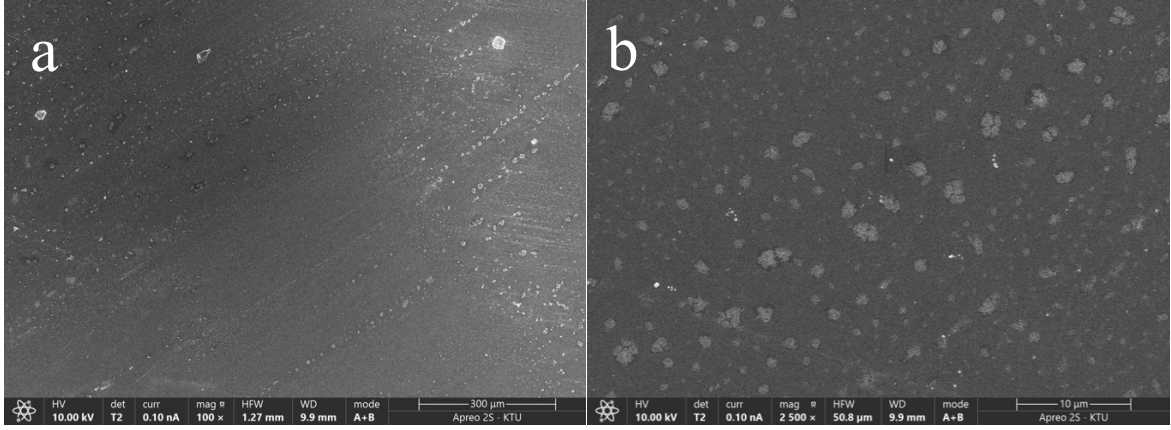
Resim 27. E.max CAD örneğinin fırçalama öncesi TEM görüntüleri. a: x100 büyütme, b: x2500 büyütme.



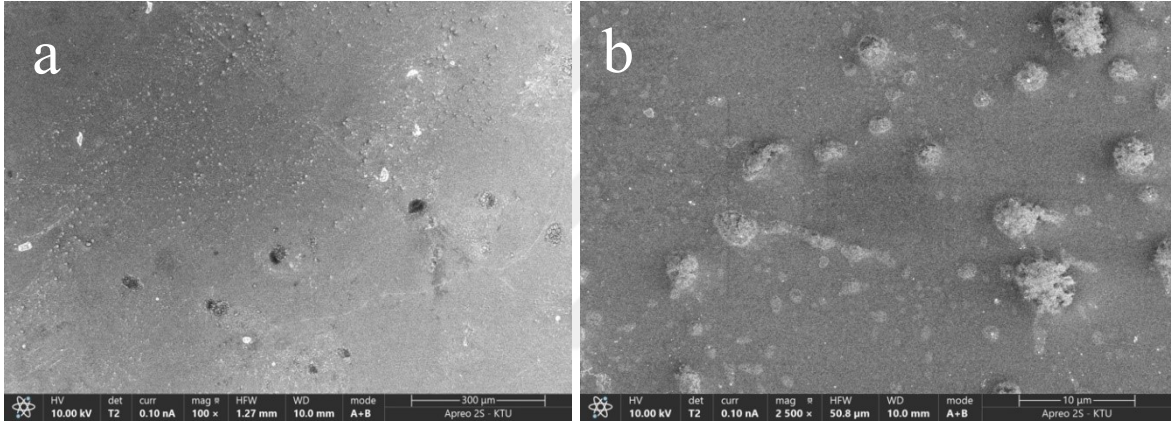
Resim 28. E.max CAD örneğinin fırçalama sonrası TEM görüntüleri. a: x100 büyütme, b: x2500 büyütme

E.max CAD örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi x100 büyütmedeki TEM görüntülerinin görsel değerlendirilmesinde yüzeyin homojene yakın ancak küçük yapıda bozukluklara olduğu görülürken x2500 büyütmede ise küçük çukurlar ve çizikler izlendi.

Fırça abrazyonu oluşturulduktan sonra x100 büyütmedeki TEM görüntüleri incelendiğinde yüzeydeki çiziklerin arttığı, x2500 görüntüye bakıldığında çukurcukların belirginleştiği görüldü.



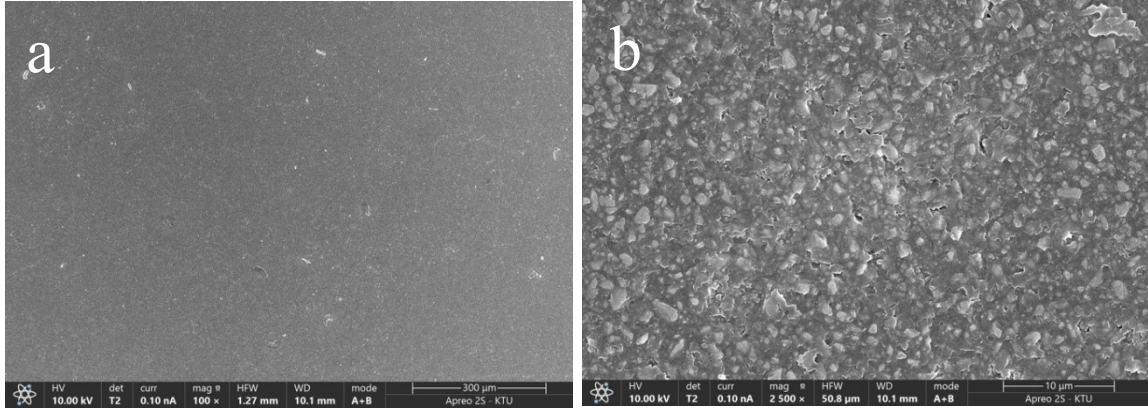
Resim 29. Vita Mark II örneğinin fırçalama öncesi TEM görüntüleri. a: x100 büyütme, b: x2500 büyütme.



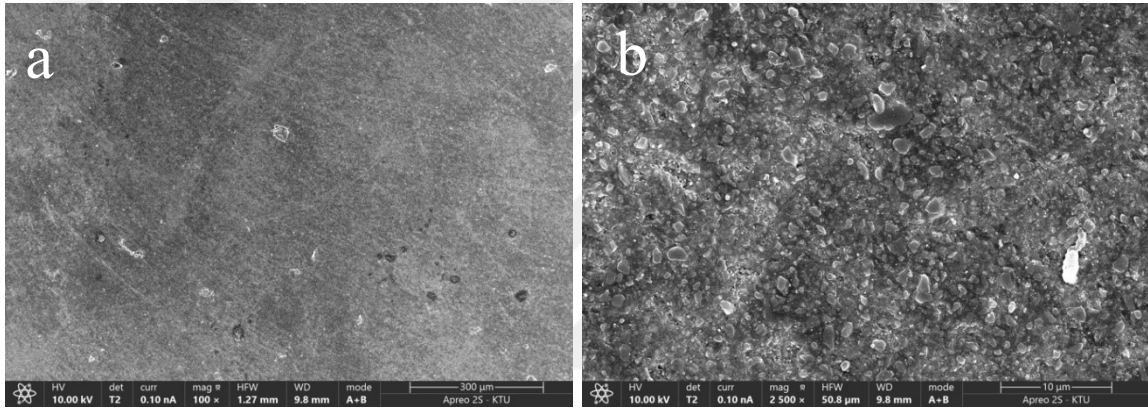
Resim 30. Vita Mark II örneğinin fırçalama sonrası TEM görüntüleri. a: x100 büyütme, b: x2500 büyütme.

Vita Mark II örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi TEM görüntülerinin x100 büyütmedeki görsel değerlendirilmesinde yüzeyde hafif çizikler olduğu görülürken x2500 büyütmedeki görüntüde ise homojen yapıyı bozan küçük çıkıntılar izlendi

Fırça abrazyonu oluşturulduktan sonra TEM görüntüleri incelendiğinde x100 büyütmede yüzeydeki çiziklerin arttığı ve çukurların oluştuğu izlenirken x2500 büyütmedeki görüntüde ise homojen yapıyı bozan çıkıntıların arttığı görüldü.



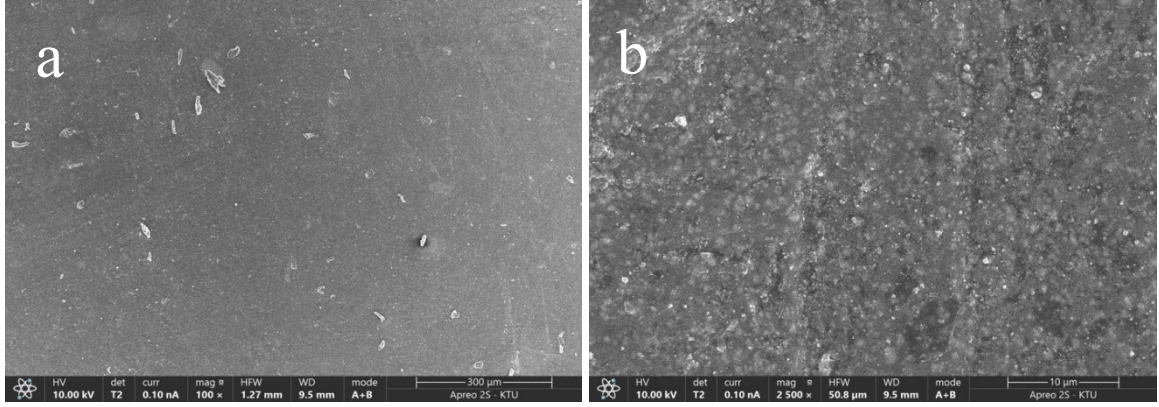
Resim 31. Tetric CAD örneğinin fırçalama öncesi TEM görüntüleri. a: x100 büyütme, b: x2500 büyütme.



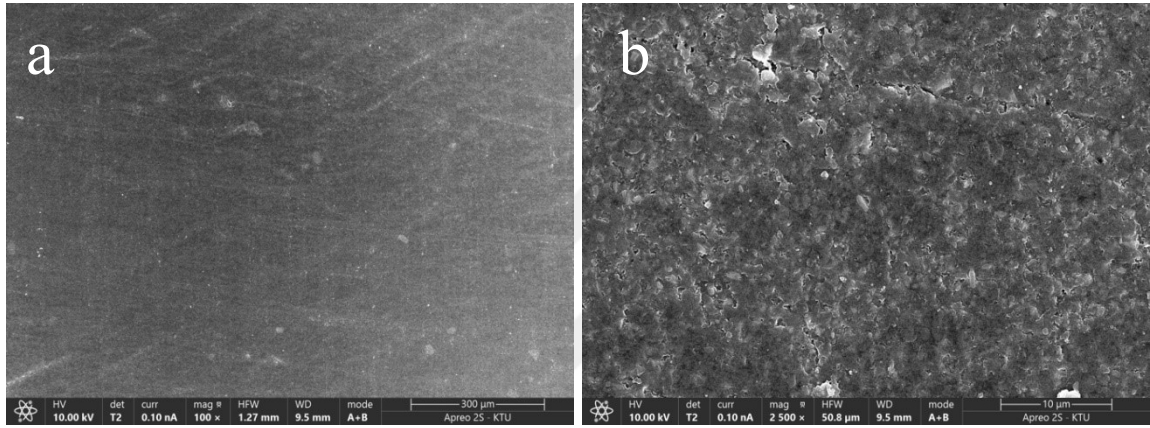
Resim 32. Tetric CAD örneğinin fırçalama sonrası TEM görüntüleri. a: x100 büyütme, b: x2500 büyütme.

Tetric CAD örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi x100 büyütmedi TEM görüntülerinin görsel değerlendirilmesinde yüzeyin homojene yakın ancak seyrek olarak küçük çukurcukların ve çiziklerin olduğu görülürken x2500 büyütmede ise daha düzensiz bir yapı ve çukurcukların sık olduğu izlendi.

Fırça abrazyonu oluşturulduktan sonra x100 büyütmedeki TEM görüntüleri incelendiğinde ise yüzeydeki homojene yakın yapının bozulduğu ve çiziklerin arttığı görülürken x2500 büyütmeye bakıldığında çukurcukların arttığı ve yüzeyin fırçalama öncesine göre olumsuz olarak etkilendiği belirgin şekilde izlendi.



Resim 33. VarseoSmile Crown Plus örneğinin fırçalama öncesi TEM görüntüleri. a: x100 büyütme, b: x2500 büyütme.



Resim 34. VarseoSmile Crown Plus örneğinin fırçalama sonrası TEM görüntüleri. a: x100 büyütme, b: x2500 büyütme.

VarseoSmile Crown Plus örneğinin fırçalama simülasyonu öncesi x100 büyütmedeki TEM görüntülerinin görsel değerlendirilmesinde yüzeyin düzgün ancak homojen olmadığı görülürken x2500 büyütmede ise yüzeyde çukurların olduğu izlendi.

Fırça abrazyonu oluşturulduktan sonra x100 büyütmedeki TEM görüntüleri incelendiğinde ise yüzeyde belirgin çiziklerin olduğu görülürken x2500 büyütmeye bakıldığında yüzeyde fırçalama öncesine göre belirgin bozulma ve çukurların derinleşip sayılarının arttığı izlendi.

5. TARTIŞMA

Bu in vitro çalışmada sabit protetik restorasyonlarda kullanılmak üzere tasarlanan dört farklı daimi kron materyalinin fırçalama işlemiyle beraber renk stabilitesi ve yüzey pürüzlülüğü değerlendirildi. Çalışma kapsamında; 3 boyutlu yazıcıyla eklemeli üretim yöntemiyle üretilen rezin bazlı VarseoSmile Crown Plus, rezin içerikli CAD/CAM bloğu Tetric CAD, lityum disilikat seramik CAD/CAM bloğu E.max CAD ve feldspatik seramik CAD/CAM bloğu Vita Mark II materyallerinden hazırlanan örnekler kullanıldı. Her bir materyalin fırçalama simülasyonu öncesi ve sonrası renk değişimi ile yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldı. Renk değişimleri CIEDE2000 sistemine göre ΔE_{00} olarak, yüzey pürüzlülüğü ise Ra parametresi üzerinden μm cinsinden ölçülerek değerlendirildi. Bu çalışmada eklemeli üretim teknolojisi ile elde edilen rezin bazlı seramik hibrit materyalin renk ve yüzey özelliklerinin, eksiltmeli üretim yöntemleri ile üretilen CAD/CAM materyalleri ile karşılaştırmalı performansı analiz edildi.

Elde edilen verilere göre fırça abrazyonu oluşturulduktan sonra tüm materyallerin renk değişimi (ΔE_{00}) değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulunmuş ve bundan dolayı birinci sıfır hipotezi kabul edilmiştir. Fırça abrazyonu sonrası yüzey pürüzlülüğünü ifade eden Ra değerlerindeki artışın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür ve buna göre ikinci sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Bu araştırmada, fırça abrazyonu sonrası ölçülen renk (ΔE_{00}) ve yüzey pürüzlülüğü (ΔRa) değişimleri materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark göstermediğinden üçüncü sıfır hipotezi kabul edilmiştir.

Günümüzde diş hekimliği uygulamalarında estetik taleplerin artış göstermesiyle birlikte, daimi kron materyallerinin yalnızca fiziksel ve mekanik özellikleri değil, aynı zamanda estetik performansı da klinik başarı açısından önemli bir belirleyici haline gelmiştir. Özellikle renk stabilitesi, yalnızca estetik bütünlüğün korunması bakımından değil, aynı zamanda materyallerin fizikokimyasal dayanıklılığını değerlendiren temel bir gösterge olarak öne çıkmaktadır (32, 136). Daimi kron materyallerinin uzun vadeli klinik başarısı için, başlangıçta sahip oldukları mekanik, optik ve yüzey özelliklerini koruyabilmeleri büyük önem taşımaktadır. Ancak ağız içi kullanım sürecinde restorasyonların yüzeylerinde zamanla aşınma ve renk değişiklikleri gelişebilmektedir. Özellikle yüzey pürüzlülüğünün artması karşıt diş veya restorasyon yüzeylerinde aşınmaya neden olabileceği gibi, renk stabilitesini de olumsuz etkileyebilmektedir. Bu durumlarda

restorasyon yüzeylerinin estetik ve fonksiyonel bütünlüğünü korumak amacıyla yeniden polisaj uygulaması gerekebilmektedir (9).

Literatürde geleneksel eksiltmeli CAD/CAM yöntemleriyle üretilen seramik restorasyonların renk stabiliteleri ve yüzey özellikleri üzerine kapsamlı veriler mevcuttur. Eklemeli üretim teknolojileri sunduğu tasarım esnekliği, malzeme tasarrufu ve karmaşık formların üretilmesini kolaylaştırma gibi avantajlara sahiptir (2, 23, 137). Tüm avantajlarına rağmen bu üretim yöntemiyle hazırlanan güncel dental materyallerin renk stabiliteleri ve yüzey özelliklerine dair çalışmalar oldukça sınırlıdır.

Günümüzde dijital diş hekimliğindeki ilerlemeler CAD/CAM sistemleriyle üretilen restorasyonların klinik kullanımını önemli ölçüde yaygınlaştırmış ve bu teknolojilerin geleneksel yöntemlerin önüne geçme sürecini hızlandırmıştır. CAD/CAM sistemleri başlıca iki farklı üretim prensibi üzerine kuruludur: eksiltmeli (subtraktif) ve eklemeli (additive) üretim metodolojileri (138, 139).

Eksiltmeli üretim prosesinde bilgisayar destekli CNC frezeleme teknolojisi yardımıyla prefabrike bloklardan kontrollü materyal uzaklaştırılarak restorasyonlar şekillendirilmektedir. Bu sistemlerle estetik restorasyon üretiminde çeşitli materyaller kullanılabilir (140). Ancak yapılan klinik çalışmalar, kompozit ve akrilik esaslı restorasyonların seramik alternatifleriyle karşılaştırıldığında plak retansiyonu, renk stabilitesi, aşınma direnci ve yüzey pürüzlülüğü gibi kritik parametrelerde daha düşük performans sergilediğini ortaya koymaktadır. Bu bulgular doğrultusunda klinik uygulamalarda, özellikle yüksek estetik beklentilerin ve uzun restorasyon ömrünün hedeflendiği vakalarda, lityum disilikatlar ve lösit takviyeli cam seramikler öncelikli tercihler arasında yer almaktadır (141, 142). Feldspatik porselenler de estetik ve uzun klinik kullanımın hedeflendiği durumlarda kullanılmaktadır (143).

Bu çalışmada yüksek estetik ve mekanik performans sunan iki farklı seramik materyal seçilmiştir. Bunlar lityum disilikat temelli IPS E.max CAD blokları ve feldspatik porselen temelli Vita Mark II bloklarıdır. Günümüz dental teknolojisindeki gelişmeler klinisyenlere hastanın bireysel ihtiyaçlarına, restorasyon lokalizasyonuna, sosyo-ekonomik faktörlere ve estetik beklentilere uygun geniş bir materyal yelpazesi sunmaktadır (52). CAD/CAM sistemlerindeki ilerlemeler feldspatik porselenlerden başlayarak lösit ve lityum

disilikat takviyeli cam seramiklere, cam infiltrasyonlu alümina sistemlerden rezin matrisli kompozit ve hibrit seramiklere kadar uzanan kapsamlı bir üretim olanağı sağlamıştır.

Son yıllarda kompozit ve seramik materyallerin avantajlı özelliklerini bir araya getirmek amacıyla rezin matris seramik materyaller geliştirilmiştir. Bu materyaller içeriklerindeki rezin fazı nedeniyle geleneksel seramiklere kıyasla daha yumuşak bir yapıya sahiptir ve bu durum yüzey düzeltme ve polisaj işlemlerinin daha kolay uygulanabilmesine olanak tanır (144). Ancak yapısal bileşimlerinde rezin bulunması nedeniyle yüksek sıcaklıkta fırınlama işlemleri bu materyaller için uygun değildir. Seramik partiküllerin varlığı ise materyale hem mekanik dayanıklılık hem de estetik özellikler kazandırır (144). Literatürde yapılan çeşitli çalışmalarda rezin matris seramiklerin cam seramiklere alternatif restoratif materyaller olarak kullanılabileceği bildirilmiştir (145, 146).

Çalışmamızda bu materyal çeşitliliğini temsil etmek amacıyla lityum disilikat seramik ve feldspatik seramiğe ek olarak 3D baskılı hibrit rezinlerle benzer kimyasal kompozisyona sahip olan kompozit CAD/CAM materyali Tetric CAD de değerlendirmeye alındı. Bu seçim ile güncel dijital diş hekimliğindeki materyal spektrumunun kapsamlı şekilde araştırılması hedeflenmiştir.

Eklemeli üretim dijital ortamda tasarlanan restorasyonların STL formatında katmanlara ayrılması ve sıvı rezin veya toz formundaki materyallerin katmanlı üretim prensibiyle ardışık olarak işlenmesiyle gerçekleştirilen bir üretim sürecidir (73). Bu teknolojinin en büyük avantajı üç boyutlu dijital tasarımlarda yüksek oranda tasarım esnekliği sunarak karmaşık geometrilere sahip yapıların kolaylıkla üretilebilmesine olanak sağlamasıdır. Eklemeli üretim yöntemleri malzeme kullanımında tasarruf sağlarken üretim hızını artırmakta ve ekonomik açıdan avantajlar sunmaktadır (64). Özellikle dijital diş hekimliği uygulamalarında geleneksel üretim yöntemlerine kıyasla daha düşük malzeme kaybı, daha hızlı üretim süreci ve maliyet etkinliği gibi avantajlar sayesinde eklemeli üretim modern dental tedavi yaklaşımlarında önemli bir alternatif haline gelmiştir (147).

Dijital diş hekimliğinde en sık tercih edilen üç boyutlu baskı yöntemleri SLA ve DLP teknolojileridir (148). Bu iki sistem yüksek çözünürlük ve doğruluk sağlamaları nedeniyle özellikle protetik restorasyonların üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır. Temel işleyiş prensipleri benzer olmakla birlikte aralarındaki en önemli fark ışıkla polimerizasyon yönteminde ortaya çıkmaktadır. SLA sistemleri lazer tabanlı bir UV ışık

kaynağını galvano aynalar aracılığıyla yönlendirerek katmanları polimerize ederken; DLP teknolojisi ise dijital mikro ayna dizileri kullanarak kısa dalga boylu ışığın yüzeye doğrudan ve eş zamanlı olarak yansıtılması esasına dayanmaktadır (149, 150). DLP sisteminin belirgin avantajı her katmanın tamamının aynı anda polimerize edilmesi sayesinde üretim süresinin kısaltılabilmesidir. Mevcut bilgiler ve güncel literatür dikkate alınarak bu çalışmada yüksek çözünürlüklü DLP teknolojisi ile çalışan BEGO Varseo XS 3D yazıcı cihazı kullanıldı.

Eklemeli üretim teknolojileri modern diş hekimliği pratiğinde çok geniş bir uygulama alanı bulmaktadır. Bu teknoloji; tanı ve çalışma modellerinin üretimi, implant cerrahisi kılavuzları, maksillofasiyal protezler, dental implant planlama ve uygulamaları, ortodontik apareyler, okluzal splintler, uzun süreli geçici restorasyonlar ile sabit ve hareketli protezlerin üretimi gibi pek çok alanda başarıyla kullanılmaktadır (147, 149).

Literatürde üç boyutlu baskı ile üretilen dental materyallerin mekanik özellikleri ve renk davranışları üzerine pek çok çalışma bulunmasına rağmen bu materyallerin ağız içi kullanım koşullarındaki davranışları, özellikle renk stabilitesi gibi optik özellikleri ve uzun dönem klinik performanslarıyla ilgili veriler oldukça sınırlıdır. Mevcut çalışmaların büyük çoğunluğu geçici restoratif materyaller üzerine yoğunlaşmıştır. Daimi protetik restorasyonlarda kullanılan 3D baskılı rezin materyallerin renk stabilitesi ve yüzey özelliklerindeki değişimleri sistematik olarak değerlendiren araştırmalar ise yetersiz kalmıştır.

Diş hekimliğinde daimi kron materyallerinin estetik ve fonksiyonel özelliklerini optimize etmeye yönelik kapsamlı araştırmalar yapılmaktadır. Klinik başarı için ideal bir restorasyonun doğal dişin renk tonunu, ışık yansıma özelliklerini ve yüzey özelliklerini aslına uygun şekilde yansıtması ve bu özelliklerini ağız içi ortamın zorlu koşullarına karşı uzun süre koruyabilmesi beklenmektedir (151). Özellikle yüzeyin düzgün ve pürüzsüz bir şekilde bitirilmesi, yalnızca estetik bütünlüğü sağlamakla kalmaz; aynı zamanda biyolojik uyum açısından da büyük önem taşır. Etkili polisaj uygulaması plak birikimini ve bakteri tutulumunu azaltarak restorasyonun dayanıklılığını artırır ve hastanın oral hijyenini destekler. Homojen yüzey yapısı ise renk stabilitesine katkıda bulunarak lekelenme riskini azaltır ve doğal görünümün uzun vadede korunmasına yardımcı olur (79). Literatürde Jones ve arkadaşlarının (152) yaptığı çalışmalar da restorasyonların yüzey pürüzlülüğünün doğal diş minesine benzer pürüzlülükte olması gerektiğini vurgulamaktadır.

Eklemeli ve eksiltmeli üretim yöntemleriyle elde edilen dental restorasyonlar üretim süreci tamamlandıktan sonra istenilen yüzey pürüzlülüğüne sahip olmayabilir. Literatürde yapılan çalışmalar bu restorasyonların frezeleme veya 3D baskı işlemlerinden sonra mikroskopik seviyede pürüzlü yüzey özellikleri gösterdiğini bu durumun plak birikimini artırma ve renk stabilitesini olumsuz yönde etkileme ihtimalini ortaya koyar. Bu nedenle, klinik uygulamalarda restorasyonların uygun bir bitirme ve polisaj sürecinden geçirilmesi çok önemlidir (153). Mekanik polisaj yöntemleri minimal materyal kaybıyla yüzey pürüzlülüğünü azaltarak daha pürüzsüz ve biyolojik olarak daha uyumlu yüzeyler elde edilmesine olanak tanır (154). Saraç ve arkadaşlarının (155, 156) araştırmaları da mekanik polisaj işleminin geleneksel glaze uygulamaları kadar etkili olabileceğini ve farklı seramik materyaller için özel olarak tasarlanmış polisaj protokollerinin gerekliliğini vurgulamıştır.

Bu çalışmada IPS E.max CAD, Vita Mark II ve Tetric CAD bloklar düşük devirli hassas kesim cihazı kullanılarak su soğutması altında kesildi. Varseo Smile Crown plus örnekleri ise eklemeli üretim yöntemiyle 3 boyutlu yazıcıda hazırlandı. Elde edilen örneklerin yüzeylerine mekanik parlatma amacıyla yüzey işlemleri uygulandı.

Bu çalışmada temel referans noktası elde etmek için ve bir yüzey standardizasyon yöntemi olarak tüm örnekler 600, 800, 1000, 1200 gridlik silikon karbür kağıt zımparalarla su soğutması kullanılarak parlatıldı. Bu yöntemin test edilen örneklerin kabul edilen bir yüzey pürüzlülüğü referansına sahip olmasını sağladığını göstermiştir (157, 158). Kul ve arkadaşları (159) farklı CAD/CAM materyallerinin renk stabiliteğini araştırdıkları çalışmalarında, materyal yüzeylerine 400, 800, 1200 ve 2400 gridlik kağıt zımparalarla bitirme uygulamışlardır.

Örneklere üretici firmaların talimatlarına uygun şekilde yüzey bitirme işlemleri uygulandı. IPS E.max CAD ve Vita Mark II örneklere glaze işlemi yapılırken Tetric CAD ve Varseo Smile Crown Plus örneklerinin polisajları Meisinger Polisaj Seti ile mekanik olarak yapıldı. Ayrıca, tüm materyallerin mekanik parlatma aşamasında elmas partikül içeren polisaj pastası kullanılmıştır. Ahmad ve arkadaşları (160) seramik yüzeylerde 10.000 rpm hızında yapılan mekanik polisaj işleminin materyalin mekanik özellikleri üzerinde güçlendirme veya zayıflatma yönünde anlamlı bir etkisinin bulunmadığını belirtmiştir. Bu çalışmada, tüm polisaj işlemleri üretici talimatlarına uygun şekilde 10.000 rpm sabit hızda ve belirlenen sürede standartlaştırılarak uygulanmıştır (160).

Estetik diş hekimliğinde renk seçimi tedavi başarısını doğrudan etkileyen temel unsurlardan biri olarak kabul edilmektedir. Özellikle estetik kaygıları ön planda olan hastalarda doğal görünüme sahip ancak aydınlık bir gülüş talebi yaygın olarak gözlemlenmektedir. Klinik deneyimler ve bilimsel çalışmalar bu doğrultuda A1 renk tonunun estetik restoratif uygulamalarda en çok tercih edilen renklerden biri olduğunu ortaya koymaktadır. Literatür incelendiğinde yapılan çalışmalarda seramik kalınlığı ve siman seçiminin renk sonuçlarına etkisi değerlendirilmiş ve genellikle 0.5 mm ile 1 mm kalınlığında A1, A3, opak ve yüksek translüsens özellikteki IPS Empress Esthetic diskleri kullanılmıştır (161). Yapılan başka bir çalışmada ise IPS Empress CAD materyalinin yüksek, düşük ve çoklu translüsens düzeylerindeki A1 ve B1 renk seçenekleri değerlendirilmiştir (162). Translüsensinin estetik başarı üzerindeki rolüne dikkat çeken bir diğer önemli çalışmada ise Kürklü ve arkadaşları (164), 0.5 mm ve 1 mm kalınlığındaki A1 renkli porselen lamina veneerlerde ışık geçirgenliğini detaylı şekilde analiz etmiştir. Bu bulgular restorasyonlarda translüsensinin estetik açıdan kritik öneme sahip olduğunu göstermektedir. Literatürdeki çok sayıda çalışma A1 renk tonunun farklı translüsens derecelerinde en çok tercih edilen renklerden biri olduğunu desteklemektedir. Bu çalışmanın metodolojisi belirlenirken, mevcut bilimsel kanıtlar doğrultusunda Vitapan Classical renk skalasından faydalanıldı. Vita Mark II ve IPS E.max CAD'de A1 HT bloklar kullanıldı. Bu seçim, hem yüksek estetik başarı sağlamak hem de hastaların beklentilerini en iyi şekilde karşılamak amacıyla yapılmıştır.

Son ve arkadaşlarının (166) seramik restorasyonlarda renk özellikleri üzerine yaptığı çalışmada, özellikle 1 mm kalınlığın renk parametreleri üzerinde belirgin etkiler oluşturduğu bildirilmiştir. Bu çalışmada da tüm örnekler standart 1 mm kalınlıkta hazırlanarak metodolojik tutarlılık amaçlandı. Ayrıca renk ve yüzey pürüzlülüğü analizlerinin güvenilirliğini artırmak adına yüzey işlemleri yalnızca numunelerin bir yüzeyine uygulandı ve tüm ölçümler bu standardize edilmiş yüzeyden alındı. Bu yöntem deneysel değişkenleri sınırlandırarak sonuçların karşılaştırılabilirliğini güçlendirmek amacıyla yapıldı.

Diş hekimliğinde renk değerlendirmeleri hem görsel yöntemler hem de cihaz destekli ölçüm teknikleriyle yapılabilmektedir. Görsel renk tayini pratik uygulanabilirliği ve düşük maliyet avantajı nedeniyle klinik uygulamalarda sıkça tercih edilmektedir. Ancak bu yöntemlerin en önemli dezavantajı sonuçların subjektif nitelik taşıması ve ölçümlerin

matematiksel temele dayanmamasıdır (168). Buna karşı cihaz destekli renk analizleri daha hızlı ve objektif sonuçlar sunmakta olup aynı zamanda elde edilen verilerin matematiksel olarak ifade edilmesine olanak sağlamaktadır (170, 172).

ISO/TR 28642 standardına göre diş hekimliğinde renk ölçümünde spektrofotometre, spektoradyometre ve kolorimetre gibi dijital cihazlar kullanılabilir. Literatürdeki çalışmalar geleneksel görsel değerlendirme yöntemleri ile karşılaştırıldığında, spektrofotometre cihazlarının ölçüm doğruluğunda %33 ve objektiflik açısından %93,3 oranında üstünlük sağlayabildiğini göstermektedir (172, 174). Vita Easyshade marka spektrofotometre cihazı, yapılan karşılaştırmalı araştırmalarda dikkat çekici bir performans sergilemiştir. Kim-Pusateri ve arkadaşlarının (176) gerçekleştirdiği kapsamlı araştırmada, bu cihazın %96,4 güvenilirlik oranı ile klinik renk analizinde altın standart konumuna ulaştığı, ayrıca %92,6'lık yüksek doğruluk oranıyla benzer cihazlara kıyasla üstün performans gösterdiği bildirilmiştir. Da Silva ve ekibinin (178) yaptığı önemli bir çalışmada ise geleneksel görsel değerlendirme ile spektrofotometrik analizler karşılaştırılmıştır. Araştırmacılar üç farklı görsel renk skalasını kullanarak yaptıkları değerlendirmelerde spektrofotometreyle hazırlanan kronların geleneksel yöntemlerle hazırlananlara göre daha yüksek renk uyumu sağladığını objektif olarak ortaya koymuştur. Dozić ve arkadaşlarının (180) yürüttüğü multidisipliner çalışma ise kolorimetrelerin yetersizliklerini vurgularken spektrofotometrik ölçüm yöntemlerinin hem in vivo hem de in vitro koşullarda yüksek tutarlılık gösterdiğini desteklemiştir. Bu güçlü bilimsel kanıtlar doğrultusunda çalışmamızda da Vita Easyshade V spektrofotometresi tercih edildi. Bu çalışmada renk ölçüm cihazı seçimi yalnızca teknik doğruluk nedeniyle değil aynı zamanda klinik uygulamalardaki pratik avantajları da göz önünde bulundurularak yapıldı.

Materyallerin optik özelliklerinin değerlendirilmesinde çevresel faktörlerin kontrol altında tutulması oldukça önemlidir. Özellikle diş hekimliğinde kullanılan materyallerin yarı saydam yapıları nedeniyle ölçüm sırasında kullanılan arka plan rengi ve ortam aydınlatma koşulları ölçüm doğruluğunu doğrudan etkileyebilir. Literatürdeki araştırmalar farklı arka plan renklerinin renk ölçüm sonuçları üzerinde anlamlı farklılıklara yol açtığını göstermiştir (182). Lee ve arkadaşları (184) kompozit rezinlerin yaşlandırma sonrası renk stabilitesini incelerken siyah ve beyaz arka planların etkisini karşılaştırmış ve zemin renginin renk değişimi sonuçlarını önemli ölçüde etkilediğini raporlamışlardır. Benzer

şekilde CAD/CAM bloklarla yapılan bir başka çalışmada da siyah ve beyaz arka planlar üzerinde renk değişimleri değerlendirilmiştir. Sonuçlar özellikle beyaz zemin üzerinde ölçülen değerlerde daha belirgin değişiklikler gözlemlendiğini ortaya koymuştur (145).

Bu çalışmada ölçüm doğruluğunu artırmak ve ortamdan kaynaklanabilecek hata payını en aza indirmek amacıyla çeşitli önlemler uygulandı. İlk olarak arka plan renginin ölçüm sonuçları üzerindeki etkisini ortadan kaldırmak için standart gri arka plan tercih edildi. Aydınlatma koşullarını standardize etmek amacıyla ise Uluslararası Aydınlatma Komisyonu'nun (CIE) önerdiği D65 aydınlatma standardına uygun 5500K renk sıcaklığına sahip özel bir ışık sistemi kullanıldı. Tüm ölçümler dış ortam ışığından tamamen izole edilmiş, bu standartları karşılayan özel bir renk ölçüm kutusu içerisinde gerçekleştirildi. Bu yapılanlarla elde edilen verilerin güvenilirliğinin artırılması amaçlandı (186).

ISO/TR 28642 standardına göre CIE tarafından tanımlanan renk farklılıkları “Delta E (ΔE)” terimiyle ifade edilmekte olup bu farkların hesaplanmasında iki temel yöntem kullanılmaktadır: ΔE_{ab} ve ΔE_{00} . CIE Lab renk sisteminde L^* değeri materyalin parlaklık seviyesini, a^* eksenini yeşil ile kırmızı arasındaki renk geçişlerini, b^* eksenini ise mavi ile sarı arasındaki renk yönelimini temsil etmektedir (188). Bu sistem sayesinde iki renk arasındaki fark sayısal olarak değerlendirilebilmekte ve bu farkların klinik olarak algılanabilirliği ile kabul edilebilirliği analiz edilebilmektedir.

Geleneksel ΔE_{ab} formülüne ek olarak 2001 yılında geliştirilen ΔE_{00} formülü daha yüksek doğruluk sağlamak amacıyla çeşitli düzeltme faktörleri eklenerek geliştirilmiş ve renk farklılıklarının daha hassas ölçülmesine olanak tanıyan bir yöntem olarak önerilmiştir (190, 192).

Daha önce yapılan çalışmalarda renk farkı hesaplama yöntemlerinin klinik geçerliliği sistematik olarak değerlendirilmiştir. Gomez-Polo ve arkadaşlarının (194) yürüttüğü kontrollü araştırmada ΔE_{00}^* ve ΔE_{ab}^* formüllerinin insan gözünün renk ayırım becerisiyle uyumu karşılaştırılmış ve ΔE_{00}^* formülünün, görsel algıyı istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha doğru şekilde yansıttığı gösterilmiştir. Benzer şekilde Wee ve arkadaşlarının (115) yaptığı araştırmada da, CIEDE2000* formülünün hesaplanan renk farkları ile daha güçlü bir korelasyon sağladığı bildirilmiş; bu formülün dış rengi değerlendirmelerinde küçük ton farklarını daha duyarlı biçimde tespit edebildiği, CIE Lab* formülüne kıyasla daha etkili olduğu vurgulanmıştır. Bu çalışmada da dental seramiklerdeki ince renk farklılıklarını daha hassas şekilde ortaya koyma yeteneği ve

güncel literatürde geniş kabul görmesi nedeniyle CIEDE2000 renk farkı formülü tercih edildi (195, 197, 199). Ayrıca literatürde renk farklarının klinik olarak algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik düzeylerini belirleyen çeşitli eşik değerler önerilmiştir. Ghinea ve arkadaşları $\Delta E_{00}=1.28$ değerinin algılanabilirlik, $\Delta E_{00}=2.24$ değerinin ise kabul edilebilirlik sınırı olarak kullanılabileceğini ifade etmiştir (201). Ancak daha güncel bir çalışmada Paravina ve arkadaşları (182) bu sınırların daha düşük değerlerde olması gerektiğini savunarak algılanabilirlik için $\Delta E_{00}=0.8$ ve kabul edilebilirlik için $\Delta E_{00}=1.8$ değerlerini önermiştir. Güncel bilimsel veriler doğrultusunda bu çalışmada materyallerin renk değişimleri incelenirken Paravina ve arkadaşlarının (182) önerdiği eşik değerler esas alınarak gerekli değerlendirmeler yapıldı.

Ra parametresi belirli bir ölçüm aralığındaki yüzey düzensizliklerinin (tepe ve çukurların) mutlak değerlerinin aritmetik ortalamasını ifade eder ve yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmede en yaygın kullanılan ölçüt olarak kabul edilir (163). Bu nedenle çalışmamızda örneklerin yüzey pürüzlülüğü karşılaştırmaları Ra değerleri temel alınarak gerçekleştirildi.

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin yüzey özellikleri, plak birikimi, renk değişimi, aşınma direnci ve estetik görünüm üzerinde doğrudan etkiye sahiptir. Özellikle yüzey pürüzlülüğü, protezin temas ettiği ağız içi dokuların sağlığını önemli ölçüde etkileyen kritik bir parametre olarak değerlendirilmektedir (204). Yapılan araştırmalar yüzey pürüzlülüğünde $0.3\ \mu\text{m}$ 'lik bir artışın hastalar tarafından dil ile hissedilebileceğini göstermiştir (152). Bu nedenle, düzgün ve pürüzsüz yüzeyler sadece estetik açıdan değil aynı zamanda hasta konforu ve ağız hijyeni açısından da avantaj sağlamaktadır. Literatürde $0.2\ \mu\text{m}$ yüzey pürüzlülüğünün bakteriyel kolonizasyon için kritik eşik değer olduğu, bu sınırın altında anlamlı bir bakteri birikiminin gözlenmediği bildirilmiştir (206). Ancak $2\ \mu\text{m}$ ve üzeri yüzey pürüzlülüğünde bakteri kolonizasyonunun belirgin şekilde arttığı bildirilmiştir (204, 208). Bu yapılan çalışmalar dikkate alındığında çalışmamızda da yüzey pürüzlülüğü eşik değeri $0.2\ \mu\text{m}$ olarak kabul edildi.

Restoratif materyallerin uzun dönem klinik başarısı büyük ölçüde yüzey topoğrafyası ve yüzey pürüzlülüğü ile ilişkilidir. Yüzey pürüzlülüğünün artması, mikroçatlakların oluşumunu ve bu çatlakların zamanla ilerlemesini kolaylaştırarak materyalin yapısal bütünlüğünü zayıflatabilir. Aynı zamanda, yüksek yüzey pürüzlülüğü restoratif materyallerin kırılma dayanıklılığını artırmakta ve böylece restorasyonun dayanıklılığını

olumsuz yönde etkilemektedir (126). Pürüzlülük restorasyonun yüzeyinde mikroskobik düzeydeki düzensizlikleri ifade eder ve diş hekimliğinde hem estetik hem de biyolojik uyum açısından önemli bir parametredir. Bu nedenle, seramik yüzeylerin topoğrafik yapılarının ve yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesinde; profilometre cihazları, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve atomik kuvvet mikroskobu (AFM) gibi ileri düzey analiz yöntemleri yaygın olarak kullanılmaktadır (129).

Materyallerin yüzey pürüzlülüğü değerlendirmeleri taramalı elektron mikroskobu gibi kalitatif yöntemlerle veya temaslı profilometreler gibi kantitatif ölçüm teknikleriyle gerçekleştirilebilmektedir (163). Literatürde yer alan benzer araştırmalarda bu yöntemlerin pürüzlülük analizinde kullanım kolaylığı, erişilebilirlik, ölçümlerde sağladığı netlik ve yüzey pürüzlülüğünü sayısal verilere dönüştürme avantajları sağladıklarını bildirilmiştir (165, 167, 169). Tüm bunlar dikkate alınarak çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü ölçümü için 2D profilometre cihazı yüzey topoğrafyasının incelenmesi için de taramalı elektron mikroskobu kullanıldı.

Mekanik polisaj işlemleri tamamlandıktan sonra Tetric CAD ve VarseoSmile Crown Plus materyallerinden hazırlanan örnekler, fırça abrazyonu oluşturulmadan önce 24 saat boyunca distile suda bekletildi. Bu uygulama ile rezin esaslı materyallerin üretim sürecinde polimerizasyonu tamamlanmamış artık monomerlerin ve reaksiyona girmemiş diğer bileşenlerin materyalden uzaklaştırılması amaçlandı. Literatürde polimerik materyallerde bileşenlerin ayrışma davranışının, kullanılan polimerin türü, dolgu partiküllerinin yüzey karakteristikleri ve temas edilen çözücünün türüne bağlı olarak değişkenlik gösterdiği bildirilmiştir. Yapılan çalışmalar rezin bazlı materyallerin distile su içerisinde 3 saat bekletilmesiyle serbest halde bulunan reaksiyona girmemiş bileşenlerin yaklaşık %50'sinin uzaklaştırılabildiğini; 24 saatlik distile su bekletme süresi sonrasında ise bu serbest bileşenlerin materyalden tamamen ayrıldığını ortaya koymuştur (171, 173, 175).

Daimi kron materyallerinin renkleri ve yüzey pürüzlülükleri pek çok dış faktörden etkilenmektedir. Bu faktörler arasında diş fırçası ve diş macunu kaynaklı abrazyon da önemli bir yer tutmaktadır. Fırçalamaya bağlı olarak oluşabilecek yüzey değişimlerinin; preslenmiş seramik materyaller, doğrudan uygulanan kompozit rezin restorasyonlar ve PMMA esaslı protez kaide materyalleri gibi farklı dental materyaller üzerindeki etkileri çeşitli çalışmalarda incelenmiştir (9, 177, 179). Ancak CAD/CAM teknolojileri ile üretilen

özellikle eklemeli yöntemler ile üretilen daimi kron materyallerinin fırçalama sonrasında yüzey pürüzlülüğü ve renk gibi fiziksel özelliklerinde meydana gelen değişikliklerin değerlendirilmesine yönelik literatürdeki çalışmaların sınırlı sayıda olduğu dikkati çekmiştir.

Diş macunlarında bulunan aşındırıcı ajanlar diş yüzeyindeki biyofilm yapısını bozarak lekelerin ve mikroorganizmaların uzaklaştırılmasını sağlayan inorganik partiküllerdir. En sık kullanılan aşındırıcı bileşenler arasında silika ve kalsiyum karbonat yer almaktadır. Bu partiküller diş macunlarının etkili olmasında temel rol oynamaktadır. Ancak yüksek aşındırıcılık düzeyi dişlerin sert ve yumuşak dokularında yapısal bozulmalara yol açabileceği gibi restorasyon yüzeylerinde matlaşmaya neden olarak parlaklık kaybına ve estetik kalitenin düşmesine neden olabilir. Bu durum hem dişlerin görünümünü hem de restorasyonların uzun dönem dayanıklılığını olumsuz etkileyebilir (181).

Diş macunlarının formülasyonlarında yer alan aşındırıcı bileşenler mine ve restoratif materyaller üzerinde yüzeysel değişimlere yol açabileceğinden bu etkileri sınırlandırmak amacıyla uluslararası düzeyde bazı standartlar geliştirilmiştir (183). Diş macunlarının aşındırma özellikleri ADA tarafından REA (Relative Enamel Abrasivity) ve RDA indeksleriyle sınıflandırılmakta ve diş macunlarına ait RDA değerlerinin 250'den fazla olmaması gerektiği bildirilmektedir (185). Göreceli dentin aşındırıcılığı (RDA) diş macunlarının aşındırma kapasitesini derecelendirilmekte ve yüksek, orta veya düşük aşındırıcılığa göre sınıflandırılmaktadır. RDA değeri arttıkça hem doğal diş dokularına hem de estetik restoratif materyallere zarar verme olasılığı da artmaktadır. Bu nedenle restoratif uygulamalarda kullanılacak diş macunlarının RDA değerleri dikkatle değerlendirilmelidir (187). Bu sebepten çalışmamızda da ekstra aşındırma ihtimali çok daha düşük olan, standart ve RDA değeri 250'den düşük diş macunu kullanıldı.

Bu çalışmada fırçalama süresi, bireylerin 28 dişinin tamamını günde iki kez 120 saniye boyunca fırçaladığı klinik protokollere dayandırılarak belirlendi(189, 191). Literatürde her dişin fırçalanması gereken birden fazla yüzeyinin bulunduğu dikkate alınıp tek bir yüzey için fırçanın temas süresinin ortalama 5 saniye olduğu bildirilmiştir (189, 193). Bu veriler doğrultusunda her bireyin günde iki kez diş fırçaladığı düşünülerek tüm örnekler 60-65 dakika arası fırçalanarak yaklaşık 2 yıllık fırçalama simüle edilmeye çalışıldı (196).

Diş fırçalarının kıllarının zamana bağlı olarak deforme olduğu ve bu deformasyonun da fırça abrazyonuna ilişkin çalışmaların sonuçlarını etkileyebileceği bilinmektedir. Kaynaklarda diş fırçasının ortalama değişme süresinin 2.5 ila 6 ay arasında olduğu belirtilmiştir. Güncel olan ise maksimum 3 ayda bir diş fırçası değişikliğinin önerilmesidir (198, 200). McKendrik ve arkadaşları (202) yaptıkları bir in vivo çalışmada diş fırçası kıllarında 10.5 haftadan itibaren değişiklikler olmaya başladığını ve aşınmanın fırçanın ömrü ile ters orantılı olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda her örnekte fırçaların başlıkları değiştirilerek fırça kıllarında meydana gelebilecek deformasyonun sonuçları etkilemesi önlenmeye çalışıldı.

İnsanlar arasında diş fırçalama alışkanlıkları açısından çiğneme kuvveti, kullanılan diş macununun aşındırıcılığı ve fırçalama sıklığı gibi birçok değişken farklılık göstermektedir. Ganss ve arkadaşlarının (203) 2009 yılında yaptıkları çalışmada hastaların diş fırçalama alışkanlıklarını analiz etmişler ve bu çalışmanın sonucunda hastaların uyguladıkları ortalama fırçalama kuvvetinin 2.3 ± 0.7 N olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmadaki katılımcıların sadece % 12.6'sı 1.5 N veya daha az, % 17.5'u ise 3 N veya daha fazla fırçalama kuvveti kullanmıştır.

Wiegand ve arkadaşları (205) ise manuel fırçalamanın elektrikli fırçalamaya kıyasla daha yüksek bir kuvvet gerektirdiğini ve ortalama fırçalama kuvvetinin 330–400 gram arasında olduğunu bildirmiştir. Literatürde insanların uyguladığı ortalama fırçalama kuvvetinin 2–3 Newton arasında değiştiği göz önünde bulundurularak çalışmamızda da standartlaştırmak amacıyla 2 N'luk fırçalama kuvveti uygulandı (9, 196).

Yeni geliştirilen dental materyallerin performansı, hem in-vivo hem de in-vitro çalışmalar aracılığıyla değerlendirilebilmektedir. Klinik başarının ve olası başarısızlıkların bilimsel olarak analiz edilebilmesi için bu iki yöntemden elde edilen bulgular önem taşımaktadır. İn-vivo çalışmalar, doğrudan klinik ortamı yansıttıkları için genellikle daha güvenilir kabul edilmekle birlikte; uzun takip süreleri, etik sınırlamalar, hasta uyumu ve standardizasyonun zor olması gibi nedenlerden dolayı uygulanabilirlik açısından kısıtlamalar barındırmaktadır (207, 209). Bu sebepler doğrultusunda bu tez çalışması in-vitro koşullarda yapıldı ve tüm materyaller standart laboratuvar protokollerine uygun şekilde değerlendirildi.

Pouranfar ve arkadaşları (210) araştırmalarında iki farklı rezin matris seramik materyal (Cerasmart, GC; Enamic, Vita) ile bir lityum disilikat esaslı materyali (IPS E.max

CAD, Ivoclar) fırçalama sonrası renk değişimi açısından karşılaştırmalı olarak değerlendirmiştir. Yumuşak kıllı diş fırçası kullanılarak yapılan fırçalama simülasyonlarında sırasıyla 3, 6, 9 ve 12 yıllık klinik kullanımı temsil eden süreler sonunda her bir grup için ortalama renk değişimi (ΔE) ve standart sapma değerleri hesaplanmıştır. Elde edilen bulgular, fırçalama işleminin özellikle rezin matriks içerikli materyallerde yüzey karakterizasyonunu etkileyerek belirli düzeyde renk değişimine yol açabileceğini göstermektedir. Ancak bu değişimin yaklaşık 6 yıllık kullanım süresine kadar klinik olarak çıplak gözle algılanabilecek seviyeye ulaşmadığı bildirilmiştir. Söz konusu çalışmada kullanılan lityum disilikat seramik materyal, bizim çalışmamızda kullanılan IPS e.max CAD ile aynı yapıda olup; Cerasmart ve Vita Enamic materyalleri de içerik bakımından bizim çalışmamızdaki Tetric CAD ve VarseoSmile Crown Plus ile benzer özellikler göstermektedir. Benzer şekilde, bizim çalışmamızda da tüm gruplarda fırçalama sonrasında belirli düzeyde renk değişimi saptanmış olmakla birlikte bu farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ve elde edilen ΔE_{00} değerleri klinik kabul edilebilirlik sınırlarının altında kaldı. Bu sonuçlar, restoratif materyallerin belirlenen süre boyunca renk stabilitelerini koruyabildiklerini ve klinik başarı açısından güvenle tercih edilebileceklerini desteklemektedir.

Mühlemann ve arkadaşları (211) tarafından gerçekleştirilen çalışmada iki farklı rezin nanoseramik (Lava Ultimate ve Cerasmart), bir rezin infiltre seramik (Vita Enamic) ve bir feldspatik seramik (Vita Mark II) olmak üzere çeşitli CAD/CAM restoratif materyaller fırçalama simülasyonu sonrası renk değişimi açısından değerlendirilmiştir. Araştırmacılar örnekler mekanik polisaj ve renklendirilmiş glaze ajanı uygulamış; beş yıllık fırçalamayı takiben glazelenmiş tüm materyallerde anlamlı düzeyde renk değişimi tespit etmişlerdir. Özellikle Lava Ultimate ve Cerasmart gruplarında bu değişimin daha belirgin olduğu mekanik polisaj uygulanmış Cerasmart örneklerinin ise glazelenmiş olanlara kıyasla daha düşük ΔE değerleri sergilediği bildirilmiştir. Aynı çalışmada yüzey parlaklığı analizlerinde ise Lava Ultimate ile Vita Mark II arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır.

Mevcut çalışmamızda ise tüm materyallerde fırçalama sonrası renk değişimi gözlenmekle birlikte bu değişimler istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Mühlemann ve arkadaşlarının (211) aksine yalnızca IPS e.max CAD ve Vita Mark II gruplarına glaze uygulanması, diğer gruplara mekanik polisaj tercih edilmesi ve fırçalama süresinin beş yıla

kıyasla daha kısa olması gibi metodolojik farklılıklar, renk değişimi sonuçlarımızın anlamlılık düzeyini etkilemiş olabilir. Bununla birlikte, söz konusu çalışmada Lava Ultimate ve Vita Mark II materyalleri arasında parlaklık değerleri açısından anlamlı fark bulunmamış olması, çalışmamızda benzer kompozisyona sahip Tetric CAD ve Vita Mark II grupları arasında CIE Lab sisteminde parlaklığa tekabül eden L* değerleri açısından anlamlı fark tespit edilmemesiyle örtüşmektedir. Tetric CAD ve Lava Ultimate'in her ikisinin de rezin matriks temelli, seramik dolgulu hibrit yapıya sahip olmaları bu benzerliğin olası açıklayıcı faktörü olarak değerlendirilebilir.

Yuan ve arkadaşları (127) gerçekleştirdikleri in-vitro çalışmada IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) lityum disilikat seramiği ile monolitik zirkonya materyalinin (Wieland Zenostar Translucent; Ivoclar Vivadent) uzun dönemli fırçalama ve termal siklus uygulamaları sonrası renk stabilitesini incelemişlerdir. Çalışmada, 5, 10 ve 15 yıllık ağız içi kullanım süreleri simüle edilmiş, ardından renk değişim değerleri hesaplanmıştır. Bulgular, lityum disilikat seramiğin tek başına fırçalama, yalnızca termal siklus veya her iki faktörün kombine uygulaması sonrasında bile anlamlı bir renk değişimi göstermediğini ortaya koymuştur. Elde edilen renk değişim değerlerinin algılanabilir renk farkı eşik değerinin altında kaldığı belirtilmiştir. Bu çalışmaya benzer şekilde bizim çalışmamızda da kullanılan IPS e.max CAD materyali, fırçalama sonrası renk değişim değerleri açısından değerlendirildiğinde, istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermemiş ve klinik olarak kabul edilebilir sınırların altında kalmıştır. Her iki çalışmada da lityum disilikat esaslı materyallerin renk stabilitesini koruduğu görülmekte olup bu bulgular söz konusu materyalin klinik olarak uzun dönem estetik başarı açısından güvenilirliğini desteklemektedir.

Alencar-Silva ve arkadaşları (212) IPS E.max CAD HT materyali üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmalarında, glaze ve mekanik polisaj uygulanmış örneklerin çeşitli renklendirici içecekler (kahve, siyah çay, kırmızı şarap, kola) ve diş fırçalama simülasyonuna maruziyeti sonrası renk stabilitesini değerlendirmişlerdir. Diş macunu olarak 70 RDA değerine sahip bir formülasyon kullanılmış ve 5 yıllık klinik kullanımı simüle eden fırçalama süresi boyunca ΔE_{00} renk değişim değerleri analiz edilmiştir. Çalışmada 1.30 değeri algılanabilirlik ve 2.25 değeri klinik kabul edilebilirlik eşiği olarak tanımlanmış olup kırmızı şarap dışında kalan tüm içecekler her iki yüzey işlem grubunda da algılanabilir eşik değerinin altında renk değişimlerine yol açmıştır. Yüzey işlemleri

arasında anlamlı fark gözlemlenmemesi, klinik ortamda uygulanan mekanik polisajın laboratuvar şartlarında yapılan glaze uygulaması kadar etkili olabileceğini düşündürmektedir. Mevcut çalışmamızda ise IPS e.max CAD materyaline yalnızca glaze işlemi uygulanmış ve diş fırçalama simülasyonu sonrası elde edilen ΔE_{00} değeri 0.8'in altında ($\Delta E_{00} = 0.63 \pm 0.14$) kalmıştır. Bu değer Paravina ve arkadaşlarının (100) tanımladığı algılanabilirlik eşiğinin altında olup, lityum disilikat seramiğin yüksek renk stabilitesini bir kez daha ortaya koymaktadır.

Nima ve arkadaşları (213) yaptıkları çalışmada diş fırçalamanın dört farklı CAD-CAM restoratif materyalin ve diş minesinin parlaklığı üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdir. Bu çalışma ışıkla polimerize olan bir kompozit rezin (Filtek Supreme Ultra; 3M), iki farklı rezin matris seramik [Lava Ultimate (3M) ve VITA Enamic (VITA Zahnfabrik)] ile bir feldspatik seramik (VITA Mark II; VITA Zahnfabrik) olmak üzere dört farklı materyali kapsamıştır. Kontrol grubu olarak sığır mine dokusu kullanılmış ve parlaklık ölçümleri 10.000, 20.000 ve 30.000 fırçalama döngüsünden sonra gerçekleştirilmiştir. Bulgular feldspatik seramik olan VITA Mark II materyalinin parlaklık değerini 30000 döngü fırçalama sonrasında dahi koruduğunu ortaya koymuş bu durum mevcut çalışmamızdaki VITA Mark II materyalinin parlaklığını sürdürmesiyle paralellik göstermiştir. Aynı çalışmada Lava Ultimate materyalinin ise 10.000 fırçalama döngüsünden itibaren parlaklık değerinde anlamlı bir azalma gösterdiği bildirilmiştir. Resin matris yapıya sahip Tetric CAD ile benzer içerik özelliklerine sahip bu materyalin bizim çalışmamızda kullanılan Tetric CAD materyaliyle benzer davranış göstermemesi dikkat çekicidir. Çalışmamızda Tetric CAD materyalinin parlaklık değerinde anlamlı bir azalma gözlenmedi. Bu farkın çalışmalarda kullanılan parlaklık değerlendirme sistemlerinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Nitekim ilgili literatürde parlaklık ölçümü Glos Ünitesi (GU) üzerinden değerlendirilmişken, bizim çalışmamızda parlaklık değişimleri CIE L* parametresi üzerinden analiz edildi. Bu metodolojik farklılık ölçüm sistemlerinin duyarlılık ve değerlendirme kriterlerindeki değişkenlik nedeniyle sonuçlar arasında farklılık oluşmasına neden olabilir. Ayrıca materyallerin partikül morfolojisi, yüzey işleme protokolleri ve test ortamı gibi parametrelerin de bu farklılığı etkileyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Labban ve arkadaşları (214) tarafından gerçekleştirilen araştırmada dört farklı hibrit seramik materyal Lava Ultimate (3M ESPE), VITA Enamic (VITA Zahnfabrik), Shofu HC

ve Crystal Ultra ile kontrol grubu olarak feldspatik seramik VITA Mark II değerlendirilmiştir. Çalışmada fırçalama simülasyonu sonrası bu materyallerin renk stabiliteleri ve translüsensi özellikleri incelenmiştir. Bulgular diğer materyallerle birlikte Lava Ultimate ve VITA Mark II materyallerinin de fırçalama sonrasında anlamlı düzeyde renk değişimi göstermediğini ortaya koymuştur. Bu sonuç bizim çalışmamızda elde edilen verilerle örtüşmektedir. Çalışmamızda da VITA Mark II materyali fırçalama sonrası klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde kalmış ve anlamlı bir renk değişimi sergilememiştir. Ayrıca içerik ve yapısal özellikleri Lava Ultimate ile benzerlik gösteren Tetric CAD materyali ve içerik olarak Vita Enamic ile benzerlik gösteren VarseoSmile Crown Plus materyali de fırçalama işleminden sonra ΔE_{00} değeri bakımından anlamlı bir renk değişimi göstermedi. Bu benzer sonuçlar, materyallerin rezin matriks yapısına, partikül dağılımına ve uygulanan yüzey işlemlerine bağlı olarak renk stabilitesini koruma yeteneğine sahip olduklarını desteklemektedir. Bununla beraber Labban ve arkadaşlarının (214) yaptıkları çalışmada Vita Mark II’de izlenen taramalı elektron mikroskobu görüntülerinde yüzeyde çatlakların arttığı gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmaya benzer şekilde TEM görüntülerinde çiziklerin ve çukurcukların arttığı gözlemlendi. Bu durum günlük kullanımların daimi kron materyallerinin yüzey özelliklerini etkileyebileceğine işaret edebilir.

Günümüzde CAD/CAM teknolojilerinin gelişimiyle birlikte hibrit seramik içeriğine sahip reçine bazlı materyaller dental restorasyonlarda giderek artan bir ilgiyle kullanılmaktadır. Bu materyaller kompozit reçinelerin işlenebilirliği ile seramiklerin mekanik dayanımını bir araya getirerek estetik ve fonksiyonel açıdan ideal bir denge sunmaktadır. Minimal invaziv restorasyonlara olanak tanıyan bu yapı, özellikle estetik beklentileri karşılamada önemli avantajlar sağlamaktadır. Bu çalışmada hibrit seramik içerikli materyallerin tercih edilmesinin temel nedeni söz konusu materyallerin klinik kullanım potansiyelinin yüksek olması ve estetik özellikleriyle dikkat çekmesidir. Hem eklemeli hem de eksiltmeli üretim teknolojileriyle elde edilebilen bu restoratif materyallerin renk stabilitesi ve optik performans gibi estetik parametreleri başarılı bir restorasyon için kritik öneme sahiptir. Bu doğrultuda, farklı üretim yöntemlerinin bu materyaller üzerindeki etkisini değerlendiren çalışmalar literatürde yer almaktadır (215–218). Gruber ve arkadaşları (219) farklı üretim tekniklerinin renk stabilitesi üzerindeki etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında, PMMA esaslı materyalleri 30 gün süreyle distile su, kırmızı şarap ve kahve gibi renklendirici potansiyeli yüksek solüsyonlara maruz bırakmışlardır. Bu çalışmada, eklemeli üretim teknolojisiyle elde edilen örneklerin,

konvansiyonel ve frezeleme yöntemiyle hazırlanan gruplara kıyasla anlamlı düzeyde daha fazla renk değişimi gösterdiği bildirilmiştir. Benzer şekilde, Alharbi ve arkadaşları (220) da laboratuvar koşullarında üretilen labial veneerlerin renk stabilitesini karşılaştırarak kahve, çay ve yapay tükürük maruziyeti sonrasında 3D baskı yöntemiyle hazırlanan restorasyonların, frezeleme yöntemiyle üretilen restorasyonlara göre renk değişimine karşı daha hassas olduğunu ortaya koymuşlardır. Bizim çalışmamızda bu çalışmalara benzer olarak, eklemeli üretim yöntemiyle hazırlanan VarseoSmile Crown Plus materyali, gruplar arasında en yüksek renk değişimi değerini gösterdi. Ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Tetric CAD ve VarseoSmile Crown Plus materyalleri, elde edilen ΔE_{00} değerleri açısından klinik olarak algılanabilir eşik değerinin (0.8) üzerinde yer aldılar ancak kabul edilebilirlik sınırı olan 1.8'in de altında kaldılar. Bu sonuçlar söz konusu materyallerin ağız ortamında maruz kalabilecekleri mekanik etkilere karşı belirli bir renk değişimi gösterse de bu değişimin klinik açıdan tolere edilebilir düzeyde olabileceği ihtimalini güçlendirebilir. Gruber ve Alharbi'nin çalışmaları (219, 220) ile elde edilen bulgular karşılaştırıldığında, bizim çalışmamızda materyaller arasında renk değişimi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamasının olası nedenlerinden biri renk değişimini artırabilecek çay, kahve ve şarap gibi yüksek pigmentasyon içeren solüsyonlara maruziyetin uygulanmamış olması olabilir. Bu durum renk değişiminin yalnızca mekanik etkilerle sınırlı kalmasını sağlayarak ΔE_{00} değerlerinin klinik kabul edilebilirlik sınırları içinde kalmasına katkıda bulunmuş olabilir. Dolayısıyla kullanılan materyalin üretim teknolojisine ek olarak, maruz kaldığı dışsal çevresel faktörlerin de renk stabilitesi üzerinde belirleyici rol oynadığı söylenebilir.

Yuan ve arkadaşları (127) tarafından 2018 yılında yapılmış bir çalışmada, lityum disilikat ve monolitik zirkonya seramik materyallerin renk stabilitesi ve yüzey pürüzlülüğü, uzun dönemli oral ortam simülasyonunu taklit eden fırçalama ve termal yaşlandırma protokolleriyle değerlendirilmiştir. Araştırmacılar 5, 10 ve 15 yıllık klinik kullanımı temsil eden fırçalama ve termal siklus işlemleri sonrasında lityum disilikat materyalde yüzey pürüzlülüğünün istatistiksel olarak anlamlı şekilde arttığını ancak bu artışa rağmen renk değişimi değerlerinin anlamlı olmadığını ve pürüzlülük ile renk farkı arasında anlamlı bir korelasyon bulunmadığını bildirmiştir. Bu bulgular çalışmamızda elde edilen verilerle örtüşmektedir. Bizim çalışmamızda da lityum disilikat materyali (IPS e.max CAD) fırçalama sonrası anlamlı düzeyde yüzey pürüzlülüğü artışı göstermesine rağmen renk değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Benzer şekilde incelenen tüm

materyallerde ΔE_{00} değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırların altında kaldı ve yüzey pürüzlülüğü ile renk değişimi arasında anlamlı bir korelasyon saptanmadı. Bu durum yüzeydeki mikroskobik düzeydeki düzensizliklerin, her zaman optik özelliklerde fark edilebilir düzeyde bir değişime yol açamayabileceğini ve estetik performansın yalnızca yüzey topoğrafyası ile açıklanamayacağını ortaya koyabilir.

Öztürk ve arkadaşları (221) tarafından gerçekleştirilen kapsamlı çalışmada, dokuz farklı CAD/CAM seramiği üzerinde 1 ve 5 yıllık fırçalama simülasyonu uygulanarak yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi değerlendirilmiştir. Bu materyaller arasında yer alan lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD; Ivoclar) ve feldspatik seramik (Cerec Blokları; Sirona) fırçalama sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir renk değişimi göstermemiştir. Söz konusu materyallerin ΔE_{00} değerleri, klinik olarak algılanabilirlik sınırı kabul edilen 0.8'in altında kalmıştır. Bununla birlikte, aynı materyallerde fırçalama sonrası yüzey pürüzlülüğünde anlamlı artış gözlenmiş ve bu durum, değişikliklerinin estetik performans üzerinde her zaman belirgin bir renk farkına yol açmadığını ortaya koymuştur. Bizim çalışmamızda elde edilen bulgular da bu literatür verileriyle paralellik göstermektedir. IPS e.max CAD ve Vita Mark II materyalleri, fırçalama sonrası yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı artış sergiledi ancak anlamlı renk değişikliği görülmedi. E.max CAD ve Vita Mark II'nin ΔE_{00} değerleri klinik algılanabilirlik sınırının altında kaldı. Tetric CAD bloğunun ve VarseoSmile Crown Plus 3D reçinesinin ΔE_{00} değerleri ise klinik algılanabilirliğin üzerinde kabul edilebilir sınırın altında kaldı. Bu sonuçlar hem lityum disilikat hem de feldspatik seramiklerin fırçalama kaynaklı yüzey değişimlerine karşı renk bütünlüğünü sürdürebilme potansiyelini desteklemekte ve bu materyallerin uzun dönem estetik stabilite açısından güvenilir restoratif seçenekler olabileceğini gösterebilir.

Mascaro ve arkadaşları (222) gerçekleştirdikleri çalışmada feldspatik seramik (VITA Mark II), rezin infiltre seramik (VITA Enamic) ve kompozit blok (Lava Ultimate) materyallerini, biri geleneksel diğeri yüksek RDA değerine sahip olmak üzere iki farklı diş macunu ile on yıllık fırçalama döngüsüne tabi tutarak renk değişimi (ΔE_{00}), yüzey pürüzlülüğü ve yüzey morfolojisini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda elde edilen ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar saptanmış olsa da feldspatik seramiğin ΔE_{00} değeri, bizim çalışmamızda olduğu gibi 0.8'lik klinik algılanabilirlik eşiğinin altında kalmıştır. Kompozit blok materyaller açısından bakıldığında Lava Ultimate örneklerinin ΔE değeri 0.8'in altında kalırken, çalışmamızda kullanılan benzer yapıdaki

Tetric CAD materyalinin ΔE değeri 0.9 olarak ölçüldü. Bu farklılık materyal bileşimindeki marka kaynaklı değişkenliklerden kaynaklanmış olabilir. Her iki çalışmada da kompozit blok grubunda fırçalamaya bağlı yüzey pürüzlülüğünde anlamlı artış gözlenmiştir. Feldspatik seramiğin geleneksel macunla fırçalanması sonrası yüzey pürüzlülüğü bu çalışmada anlamlı şekilde değişmezken bizim çalışmamızda anlamlı artış gösterdi. Bu farklılık fırçalama protokolündeki değişkenler ile birlikte kullanılan diş fırçasının kıllarının sertliği, macunun partikül boyutu ve abrasiv dağılımı olabilir. Ayrıca Mascaro ve arkadaşlarının (222) çalışmasında kullanılan feldspatik seramiğin üretim lotu veya mikroyapısal farklılıkları, materyalin aşındırıcılara karşı verdiği tepkiyi etkilemiş olabilir. Bu çalışmada yapılan taramalı elektron mikroskobu değerlendirmesinde fırçalama sonrası materyallerin yüzeylerindeki çukurcukların ve çiziklerin sayısı artmıştır. Taramalı elektron mikroskobu (TEM) görüntülemelerinde bizim çalışmamızda da fırçalama sonrası materyal yüzeylerinde çizik ve çukurcuk oluşumlarında artış saptanmıştır. Bu bulgular fırçalama kaynaklı yüzey morfolojisindeki değişimlerin mikroskobik düzeyde belirginleşebileceğini ancak bunun makroskopik renk stabilitesine her zaman yansımayaabileceğini gösterebilir.

Gad ve arkadaşları (223) tarafından yürütülen çalışmada üç farklı 3D baskı materyali (NextDent C&B, Formlabs Permanent Crown, VarseoSmile Crown Plus) ile iki farklı CAD/CAM seramik materyali (zirkonya oksit esaslı e.max ZirCAD ve hibrit seramik VITA Enamic) karşılaştırılmış; örnekler termal döngü işlemine tabi tutulmadan ve tutulduktan sonra yüzey pürüzlülükleri ve mekanik özellikleri değerlendirilmiştir. Termal döngü öncesi elde edilen verilerde, 3D baskı materyallerinin CAD/CAM seramiklerine kıyasla daha yüksek yüzey pürüzlülüğü gösterdiği bildirilmiş, bu bulgu çalışmamızla benzerlik göstermiştir. Ancak Gad ve arkadaşlarının (223) çalışmasında termal döngü sonrası tüm gruplar arasında yüzey pürüzlülüğü değerlerinde anlamlı bir farklılık gözlenmezken bizim çalışmamızda tüm gruplarda özellikle VarseoSmile Crown Plus grubunda fırçalama sonrası pürüzlülük artışı istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Bu farklılığın nedeni çalışmalarda karşılaştırılan materyal türlerinin farklılığına ve örneklerle uygulanan işlemlerdeki değişkenlere bağlanabilir. Örneğin, Gad ve arkadaşları (223) seramik grup olarak zirkonya bazlı ve hibrit seramik materyalleri tercih etmişken, bizim çalışmamızda lityum disilikat ve feldspatik seramik materyaller değerlendirildi. Ayrıca, fırçalama simülasyonu gibi mekanik bir aşındırıcı işlem yerine termal döngü gibi termal yaşlandırmanın kullanılması, yüzey değişikliklerinin derecesi üzerinde farklı etkiler

yaratmış olabilir. Bu bağlamda, materyalin yapısal özellikleri kadar uygulanan çevresel stres faktörleri de yüzey pürüzlülüğü üzerinde belirleyici rol oynayabilir.

Şen ve arkadaşları (224) tarafından yürütülen bir çalışmada kompozit rezin blok, Lava Ultimate, Vita Enamic ve Vita Mark II olmak üzere dört farklı CAD/CAM materyalinin fırçalama sonrası yüzey pürüzlülüğü değişimleri değerlendirilmiştir. Örnekler distile su ve standart bir fırça ile 2 N kuvvet uygulanarak fırçalama simülasyonuna tabi tutulmuş ve sonuçlar incelenmiştir. Araştırmada tüm gruplarda fırçalama sonrasında yüzey pürüzlülüğünde artış gözlemlenmiş, bu artışın Vita Mark II grubunda minimal olduğu en belirgin pürüzlülük artışının ise sırasıyla Vita Enamic, kompozit rezin blok ve Lava Ultimate gruplarında meydana geldiği rapor edilmiştir. Bu sonuçlar çalışmamızda elde edilen bulgularla benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda VarseoSmile Crown Plus reçinesi içerik olarak kendisine benzer olan Vita Enamic gibi en pürüzlü yüzeyi gösterdi. Ayrıca Tetric CAD'in yapısal olarak Lava Ultimate'e benzer şekilde seramik partiküllerle güçlendirilmiş kompozit esaslı bir materyal olması yüzey pürüzlülüğü davranışlarındaki benzerliği açıklayıcı bir unsur olarak değerlendirilebilir. Bu doğrultuda materyalin kompozit matris yapısı, fırçalama gibi mekanik streslere karşı daha duyarlı bir yüzey profili oluşturmaya neden olabilir.

De Andrade ve arkadaşları (125) yürüttükleri çalışmada polimer infiltre seramik (Vita Enamic), seramik takviyeli nanohibrit kompozit (Cerasmart), nanohibrit kompozit blok (Lava Ultimate), lösit takviyeli cam seramik (IPS Empress CAD) ve kompozit rezin blok materyallerini fırçalama simülasyonuna tabi tutarak, 100.000 siklus ve 2 N uygulama kuvvetiyle pürüzlülük değişimlerini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonunda tüm materyallerde yüzey pürüzlülüğünde anlamlı artış gözlemlenmiş; bu artışın en yüksek düzeyde kompozit rezin blok, Cerasmart ve Lava Ultimate gruplarında meydana geldiği bildirilmiştir. Buna karşı lösit takviyeli cam seramik olan IPS Empress CAD grubunda en düşük pürüzlülük değerleri elde edilmiştir. Bu bulgular çalışmamızda elde edilen sonuçlarla büyük ölçüde örtüşmektedir. Bizim çalışmamızda da fırçalama simülasyonu sonrasında tüm gruplarda yüzey pürüzlülüğünde artış kaydedildi. Seramik temelli materyal IPS E.max CAD en düşük pürüzlülük değerlerini sergilemiştir. Kompozit esaslı bir materyal olan Tetric CAD ise Lava Ultimate ile benzer içeriğe sahip olması nedeniyle IPS E.max CAD'e kıyasla daha yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü gösterdi. Ayrıca yine rezin esaslı olan VarseoSmile Crown Plus daimi kron reçinesinden elde edilen örneklerde de

seramik örneklere kıyasla daha fazla yüzey pürüzlülüğü görüldü. Bu durum hibrit, kompozit ve rezin matris yapısının fırçalama gibi mekanik etkiler karşısında daha hassas bir yüzey değişimiyle yanıt verebileceğini düşündürmektedir.

Çakmak ve arkadaşlarının (225) gerçekleştirdiği çalışmada, iki farklı eklemeli üretim materyali olan CrownTec ve VarseoSmile Crown Plus ile eksiltmeli üretimle elde edilen nanohibrit seramik Cerasmart üzerine konvansiyonel mekanik polisaj, Optiglaze ve VITA Akzent glaze işlemleri uygulanmış, ardından kahve solüsyonunda termal döngü uygulanarak yüzey pürüzlülüğü, renk değişimi (ΔE_{00}) ve Taramalı elektron mikroskobu ile yüzey morfolojileri değerlendirilmiştir. Söz konusu çalışmada sadece konvansiyonel polisaj grubuna ait bulgular bizim çalışmamızla karşılaştırmaya elverişli olduğundan dikkate alındı. Çünkü bizim çalışmamızda da hem VarseoSmile Crown Plus hem de içerik olarak Cerasmart ile benzerlik gösteren Tetric CAD örneklerine yalnızca konvansiyonel mekanik polisaj işlemi uygulandı.

Bahsi geçen çalışmada kahve termal döngüsü sonrasında konvansiyonel polisaj uygulanmış Cerasmart ve VarseoSmile Crown Plus grupları arasında anlamlı renk değişimi farkı (ΔE_{00}) saptanmıştır. Bu bulgu bizim çalışmamızla farklılık göstermektedir. Çünkü bizde bu iki gruba benzer materyaller arasında (Tetric CAD ve VarseoSmile Crown Plus) uygulanan fırçalama sonrası anlamlı bir renk farkı bulunmadı. Bu fark uygulanan termal yaşlandırma protokolü olan kahve-solüsyonlu termal döngünün bizim çalışmamızda yapılan uygulamadan oldukça farklı olmasından kaynaklanıyor olabilir. Buna karşılık, aynı çalışmada Cerasmart ve VarseoSmile Crown Plus arasında yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu sonuç bizim çalışmamızla uyumludur. Çünkü bizim çalışmamızda da Tetric CAD ile VarseoSmile Crown Plus arasında fırçalama sonrası yüzey pürüzlülüğü bakımından anlamlı bir farklılık saptanmadı. Bu bulgular benzer içerikli materyallerin uygulanan yaşlandırma protokolü ve yüzey işlemine bağlı olarak yüzey davranışlarında farklılık gösterebileceğini ortaya koymaktadır. Bu nedenle restoratif materyal seçimi yapılırken sadece materyal içeriği değil, uygulanacak klinik işlemler ve kullanım sürecinde karşılaşılabilecek dış etkenler de dikkate alınabilir.

Diş hekimliğinde eklemeli üretim teknolojilerindeki ilerlemeler protetik restorasyonlar için yeni malzeme seçenekleri sunarak daimi kron üretiminde alternatif bir yaklaşım sağlamıştır. Bu çalışmada DLP tabanlı eklemeli üretim yöntemiyle elde edilen 3D daimi kron reçinesi VarseoSmile Crown Plus (BEGO Bremen, Almanya) materyali,

eksiltmeli üretim tekniğiyle üretilmiş seramik takviyeli kompozit blok Tetric CAD, feldspatik porselen Vita Mark II ve lityum disilikat cam seramik E.max CAD materyallerinin renk stabiliteleri ve yüzey pürüzlülükleri karşılaştırıldı. Araştırmamız eklemeli üretimle elde edilen daimi kron materyallerinin fırçalama sonrası yüzey özelliklerinin ve renk değişimlerinin eksiltmeli üretim gruplarıyla karşılaştırıldığı az sayıdaki çalışmalardan biri olup literatüre bu açıdan katkı sağlamayı amaçlamaktadır.

Bununla birlikte, çalışmamızın bazı limitasyonları mevcuttur. İn vitro koşullar oral ortamın biyolojik, mekanik ve kimyasal karmaşıklığını tam olarak yansıtamayabilir. Ayrıca klinik durumlardaki doğal morfolojilere sahip diş yüzeyleri yerine standart düz yüzeyli örneklerin kullanılmış olması elde edilen sonuçların doğrudan ağız içi duruma genellenmesini güçleştirmektedir. Tükürük, beslenme alışkanlıkları, parafonksiyonel kuvvetler, kahve ve sigara kullanımı gibi ağız ortamındaki çok sayıda değişkenin etkisi bu çalışmada göz önüne alınamadı. Bu nedenle elde edilen verilerin klinik geçerliliğini değerlendirebilmek adına ileri düzey in vivo çalışmalara ve uzun dönemli klinik takiplere gereksinim duyulmaktadır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmamızdan elde edilen verilere göre;

1. Fırça abrazyonu oluşturulduktan sonra elde edilen renk değişimi (ΔE_{00}) değerleri materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.
2. E.max CAD ve VITA Mark II gruplarındaki renk değişimi klinik olarak algılanabilirlik sınırı olan 0.8'in altında kaldı. Tetric CAD ve VarseoSmile Crown Plus gruplarında ise ΔE_{00} değerleri klinik olarak algılanabilir düzeyde olmakla birlikte kabul edilebilir sınırlar içerisinde yer aldı.
3. Fırçalama simülasyonu incelenen tüm materyallerde yüzey pürüzlülüğünü istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artırdı.
4. Ortalama Ra verilerine göre en düşük değer E.max CAD grubunda en yüksek değer VarseoSmile Crown Plus grubunda görüldü.
5. Fırça abrazyonu sonrası tüm materyallerde yüzey pürüzlülüğünde artış gözlenmiş olsa da bu artış miktarları materyaller arasında anlamlı bir farklılık göstermedi.

Çalışmamızın sonuçları, bu araştırmada kullanılan eksiltmeli üretimle elde edilen daimi kron materyallerinin yüzey özellikleri ve renk stabilitesi açısından 3D daimi kron materyaline göre daha iyi performans sergilediğini ortaya koysa da eklemeli üretimde kullanılan daimi reçinelerin de klinik açıdan umut vadeden sonuçlar sunduğunu göstermektedir. Ancak bu bulguların daha kapsamlı değerlendirilebilmesi için farklı protokollerle (daha uzun süreli fırçalama simülasyonları, termal yaşlandırma, çay kahve uygulaması gibi) araştırmalar yapılmasına ihtiyaç vardır. Ayrıca 3D daimi kronların daha farklı materyallerle karşılaştırıldığı çalışmalar ile başka markaların 3D baskı reçinelerinin dahil edildiği araştırmaların literatüre katkı sunacağı düşünülmektedir. Bu verilerin klinik geçerliliğini desteklemek amacıyla in vivo çalışmalara ve uzun dönem klinik takiplere gerek duyulmaktadır.

7. KAYNAKLAR

1. Lauvahutanon S, Shiozawa M, Takahashi H, Iwasaki N, Oki M, Finger WJ, Arksornnukit M (2017). Discoloration of various CAD/CAM blocks after immersion in coffee. *Restorative Dentistry & Endodontics* 42: 9.
2. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E (2016). A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *The International Journal of Prosthodontics* 28: 227–235.
3. Sen N, Sermet IB, Cinar S (2018). Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 119: 308.e1-308.e7.
4. Della Bona A, Cantelli V, Britto VT, Collares KF, Stansbury JW (2021). 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dental Materials* 37: 336–350.
5. 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: 384–389.
6. 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: 30–36.
7. Awada A, Nathanson D (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 114: 587–593.
8. Chander Ng (2020). An overview on 3D printing in prosthodontics. *The Journal of Indian Prosthodontic Society* 20: 121.
9. Garza LA, Thompson G, Cho S-H, Berzins DW (2016). Effect of toothbrushing on shade and surface roughness of extrinsically stained pressable ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 115: 489–494.
10. Vandiver PB, Soffer O, Klima B, Svoboda J (1989). The Origins of Ceramic Technology at Dolni Věstonice, Czechoslovakia. *Science* 246: 1002–1008.
11. Johnson WW (1959). The history of prosthetic dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 9: 841–846.
12. Jones DW (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental clinics of North America* 29: 621–44.
13. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 75: 18–32.
14. McLean JW (1991). The science and art of dental ceramics. *Operative dentistry* 16: 149–56.

15. McLean J (1979). The cast metal-ceramic crown (design). The Science and Art of Dental Ceramics chicago: Quintessence Publishing Co.
16. Brecker SC (1956). Porcelain baked to gold—A new medium in prosthodontics. The Journal of Prosthetic Dentistry 6: 801–810.
17. McLean JW, Hughes TH (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. British dental journal 119: 251–67.
18. McLean JW (1967). The alumina reinforced porcelain jacket crown. The Journal of the American Dental Association 75: 621–628.
19. GROSSMAN DG (1972). Machinable Glass-Ceramics Based on Tetrasilicic Mica. Journal of the American Ceramic Society 55: 446–449.
20. Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT (2003). Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. The Journal of Prosthetic Dentistry 90: 18–23.
21. Abdul-Hamid Naji G, Anita Omar R, Yahya R (2018). An Overview of the Development and Strengthening of All-Ceramic Dental Materials. Biomedical and Pharmacology Journal 11: 1553–1563.
22. McCabe JF, Walls AW (2009). Applied Dental Materials John Wiley & Sons.
23. Rawlings RD, Wu JP, Boccaccini AR (2006). Glass-ceramics: Their production from wastes-A Review. Journal of Materials Science 41: 733–761.
24. Duret F, Blouin JL, Duret B (1988). CAD-CAM in dentistry. Journal of the American Dental Association (1939) 117: 715–20.
25. Tokgöz Çetindağ M, Meşe A (2016). Diş Hekimliğinde Kullanılan Cad/Cam (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) Sistemleri Ve Materyaller. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 524–524. doi:10.17567/ataunidfd.290443.
26. Ferencz JL, Silva NRFA, Navarro JM (2014). High-Strength Ceramics: Interdisciplinary Perspectives. In: Ferencz JL, editor. High-Strength Ceramics: Interdisciplinary Perspectives chicago: Quintessence Publishing, pp 273–275.
27. Alharbi N, Wismeijer D, Osman R (2017). Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review. The International Journal of Prosthodontics 30: 474–484.
28. Jain R, Takkar RR, Jain G, Deora N (2016). CAD-CAM the future of digital dentistry: a review. Annals of Prosthodontics & Restorative Dentistry 2: 33–36.
29. Fasbinder DJ (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. The Journal of the American Dental Association 137: 22S–31S.
30. Liu P-R (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995) 26: 507–8, 510, 512 passim; quiz 517, 527.

31. Ille C-E, Jivănescu A, Pop D, Stoica ET, Flueraş R, Talpoş-Niculescu I-C, Cosoroabă RM, Popovici R-A, Olariu I (2025). Exploring the Properties and Indications of Chairside CAD/CAM Materials in Restorative Dentistry. *Journal of Functional Biomaterials* 16: 46.
32. Palin W, Burke F (2005). Trends in Indirect Dentistry: 8. CAD/CAM Technology. *Dental Update* 32: 566–572.
33. Karaalioglu OF, Yeşil Duymuş Z (2008). Diş Hekimliğinde Uygulanan CAD/CAM Yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 18: 25–32.
34. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 88: 10–5.
35. Kattadiyil MT, Alhallak K, Goodacre CJ (2023). Artificial intelligence in occlusal design: A machine learning approach. *Journal of Dentistry* 131: 104456.
36. Joda T, Brägger U (2015). Digital vs. conventional implant prosthetic workflows: a cost/time analysis. *Clinical Oral Implants Research* 26: 1430–1435.
37. Feuerstein P (2004). Can technology help dentists deliver better patient care? *The Journal of the American Dental Association* 135: 11S-16S.
38. Zhang Y, Kelly JR (2017). Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dental Clinics of North America* 61: 797–819.
39. Christensen GJ (2001). Computerized restorative dentistry. *The Journal of the American Dental Association* 132: 1301–1303.
40. Ruse ND, Sadoun MJ (2014). Resin-composite Blocks for Dental CAD/CAM Applications. *Journal of Dental Research* 93: 1232–1234.
41. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay PŞ (2008). Sabit Restorasyonlarda CAD/CAM Uygulamaları. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 32: 58–72.
42. Rekow ED (2020). Digital dentistry: The new state of the art — Is it disruptive or destructive? *Dental Materials* 36: 9–24.
43. Giordano R (2006). Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *The Journal of the American Dental Association* 137: 14S-21S.
44. Fasbinder DJ (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 31: 702–709.
45. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A (2014). CEREC CAD/CAM Chairside System. *ORAL & implantology* 7: 57–70.
46. Höland W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H (2008). Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Review of Medical Devices* 5: 729–745.

47. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental Materials* 20: 441–448.
48. Reich S, Schierz O (2013). Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clinical Oral Investigations* 17: 1765–1772.
49. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research* 53: 297–303.
50. Denry IL (1996). Recent Advances in Ceramics for Dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 7: 134–143.
51. Giordano R, McLaren EA (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ : 1995) 31: 682–4, 686, 688 passim; quiz 698, 700.
52. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NRFA, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *The International journal of prosthodontics* 23: 434–42.
53. Piconi C, Maccauro G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20: 1–25.
54. Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Ammann P, Jobin M, Wiskott HWA (2011). Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. *Acta Biomaterialia* 7: 858–865.
55. Zarone F, Russo S, Sorrentino R (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. *Dental Materials* 27: 83–96.
56. Goldberg M, Dimitrova-Nakov S, Schmalz G (2014). BPA from dental resin material: where are we going with restorative and preventive dental biomaterials? *Clinical Oral Investigations* 18: 347–349.
57. Elsaka SE (2015). Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dental Materials Journal* 34: 161–167.
58. Bahadır HS, Bayraktar Y (2020). Evaluation of the repair capacities and color stabilities of a resin nanoceramic and hybrid CAD/CAM blocks. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 12: 140.
59. Eldwakhly E, Ahmed DRM, Soliman M, Abbas MM, Badrawy W (2019). Color and translucency stability of novel restorative CAD/CAM materials. *Dental and Medical Problems* 56: 349–356.
60. Katreva I, Dikova T, Abadzhiev M, Tonchev T, Dzhendov D, Simov M, Angelova S, Pavlova D, Doychinova M (2016). 3D-printing in contemporary prosthodontic treatment. *Scripta Scientifica Medicinae Dentalis* 2: 7.

61. Schweiger J, Edelhoff D, Güth J-F (2021). 3D Printing in Digital Prosthetic Dentistry: An Overview of Recent Developments in Additive Manufacturing. *Journal of Clinical Medicine* 10: 2010.
62. Kessler A, Hickel R, Reymus M (2020). 3D Printing in Dentistry—State of the Art. *Operative Dentistry* 45: 30–40.
63. Osman R, Alharbi N, Wismeijer D (2017). Build Angle: Does It Influence the Accuracy of 3D-Printed Dental Restorations Using Digital Light-Processing Technology? *The International Journal of Prosthodontics* 30: 182–188.
64. Hems E, Knott NJ (2014). 3D printing in prosthodontics. *Faculty Dental Journal* 5: 152–157.
65. Lavery DP, Thomas MB, Clark P, Addy LD (2016). The use of 3D metal printing (direct metal laser sintering) in removable prosthodontics. *Dental Update* 43: 826–835.
66. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA (2008). Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dental Materials* 24: 1400–1404.
67. Chen J, Zhang Z, Chen X, Zhang C, Zhang G, Xu Z (2014). Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 1088-1095.e1.
68. Sampaio CS, Niemann KD, Schweitzer DD, Hirata R, Atria PJ (2021). Microcomputed tomography evaluation of cement film thickness of veneers and crowns made with conventional and 3D printed provisional materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 33: 487–495.
69. Peng C-C, Chung K-H, Yau H-T, Ramos V (2020). Assessment of the internal fit and marginal integrity of interim crowns made by different manufacturing methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 123: 514–522.
70. Reepomaha T, Angwaravong O, Angwarawong T (2020). Comparison of fracture strength after thermo-mechanical aging between provisional crowns made with CAD/CAM and conventional method. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 12: 218.
71. Zimmermann M, Ender A, Egli G, Özcan M, Mehl A (2019). Fracture load of CAD/CAM-fabricated and 3D-printed composite crowns as a function of material thickness. *Clinical Oral Investigations* 23: 2777–2784.
72. van Noort R (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials* 28: 3–12.
73. Bibb R, Eggbeer D, Williams R (2015). The use of 3D printing in dentistry. *Proceedings of the International Conference on Additive Manufacturing in Products and Applications* pp 123–130.
74. Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, Ferracane JL, Bertassoni LE (2018). 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental Materials* 34: 192–200.

75. Hazeveld A, Huddleston Slater JJR, Ren Y (2014). Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 145: 108–115.
76. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S (2017). Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health* 17: 149.
77. 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: 146–158.
78. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A (2015). 3D printing in dentistry. *British Dental Journal* 219: 521–529.
79. Gibson I, Rosen D, Stucker B, Khorasani M (2021). *Additive Manufacturing Technologies* Cham: Springer International Publishing. doi:10.1007/978-3-030-56127-7.
80. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X (2020). Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioactive Materials* 5: 110–115.
81. Jockusch J, Özcan M (2020). Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dental Materials Journal* 39: 345–354.
82. Groth C, Kravitz ND, Jones PE, Graham JW, Redmond WR (2014). Three-dimensional printing technology. *Journal of clinical orthodontics : JCO* 48: 475–85.
83. Wu L, Zhao L, Jian M, Mao Y, Yu M, Guo X (2018). EHMP-DLP: multi-projector DLP with energy homogenization for large-size 3D printing. *Rapid Prototyping Journal* 24: 1500–1510.
84. Kafle A, Luis E, Silwal R, Pan HM, Shrestha PL, Bastola AK (2021). 3D/4D Printing of Polymers: Fused Deposition Modelling (FDM), Selective Laser Sintering (SLS), and Stereolithography (SLA). *Polymers* 13: 3101.
85. Gebler M, Schoot Uiterkamp AJM, Visser C (2014). A global sustainability perspective on 3D printing technologies. *Energy Policy* 74: 158–167.
86. Kaleli N, SD (2014). Protetik Diş Tedavisinde Lazer Sinterleme Sistemleri. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 15: 27–33.
87. Gaytan SM, Cadena MA, Karim H, Delfin D, Lin Y, Espalin D, MacDonald E, Wicker RB (2015). Fabrication of barium titanate by binder jetting additive manufacturing technology. *Ceramics International* 41: 6610–6619.
88. Pou JRA, Davim JP (2021). *Additive Manufacturing* Elsevier.
89. Anusavice K PR (2003). *Phillips' Science of Dental Materials* St. Louis: Elsevier.
90. Westland S (2003). Review of the CIE System of Colorimetry and Its Use in Dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 15.

91. Wikimedia Commons (2024, October 16). EM spectrumrevised.png (Electromagnetic Spectrum Diagram).
https://commons.wikimedia.org/wiki/File:EM_spectrumrevised.png.
92. Villarroel M, Fahl N, DE Sousa AM, DE Oliveira OB (2011). Direct Esthetic Restorations Based on Translucency and Opacity of Composite Resins. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 23: 73–87.
93. Rosenstiel LF (2006). *Contemporary Fixed Prosthodontics* St. Louis: Mosby/Elsevier.
94. Brewer JD, Wee A, Seghi R (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics of North America* 48: 341–358.
95. Wyszecki G, Stiles WS (2000). *Color Science: Concepts and Methods, Quantitative Data and Formulae* New York: Wiley-Interscience.
96. Todorov R, Yordanov B, Peev T, Zlatev S (2020). Shade Guides Used in the Dental Practice. *Journal of IMAB - Annual Proceeding (Scientific Papers)* 26: 3168–3173.
97. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR (2022). *Phillips' Science of Dental Materials* St. Louis: Elsevier.
98. ResearchGate (2024, July 15). Munsell color system.
https://www.researchgate.net/figure/Munsell-color-system_fig2_357179578.
99. Gómez-Polo C, Muñoz MP, Lorenzo Luengo MC, Vicente P, Galindo P, Martín Casado AM (2016). Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 115: 65–70.
100. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, Sakai M, Takahashi H, Tashkandi E, Mar Perez M del (2015). Color Difference Thresholds in Dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 27.
101. ResearchGate (2024, July 15). The CIELAB color space diagram.
https://www.researchgate.net/figure/The-CIELAB-color-space-diagram-The-CIELAB-or-CIE-L-a-b-color-system-represents_fig1_338303610.
102. Wee AG, Lindsey DT, Shroyer KM, Johnston WM (2007). Use of a porcelain color discrimination test to evaluate color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 98: 101–109.
103. Hein S, Westland S (2024). Illuminant metamerism between natural teeth and zirconia restorations evaluated with a chromatic adaptation transform. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 132: 1020–1027.
104. Bounds AD, Girkin JM (2021). Early stage dental caries detection using near infrared spatial frequency domain imaging. *Scientific Reports* 11: 2433.
105. Lee Y-K (2016). Criteria for clinical translucency evaluation of direct esthetic restorative materials. *Restorative Dentistry & Endodontics* 41: 159.
106. Lee Y-K, Yu B (2007). Measurement of opalescence of tooth enamel. *Journal of Dentistry* 35: 690–694.

107. Durães I, Cavalcanti A, Mathias P (2021). The Thickness and Opacity of Aesthetic Materials Influence the Restoration of Discolored Teeth. *Operative Dentistry* 46: 559–565.
108. Volpato CAM, Pereira MRC, Silva FS (2018). Fluorescence of natural teeth and restorative materials, methods for analysis and quantification: A literature review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 30: 397–407.
109. Klinken TU, Hannak WB, Böning K, Jakstat HA, Prause E (2023). Visual Tooth Color Determination with Different Reference Scales as an Exercise in Dental Students' Education. *Dentistry Journal* 11: 275.
110. Ruiz-López J, Perez MM, Lucena C, Pulgar R, López-Toruño A, Tejada-Casado M, Ghinea R (2022). Visual and instrumental coverage error of two dental shade guides: an in vivo study. *Clinical Oral Investigations* 26: 5961–5968.
111. Joiner A, Hopkinson I, Deng Y, Westland S (2008). A review of tooth colour and whiteness. *Journal of Dentistry* 36: 2–7.
112. Perez M del M, Ghinea R, Herrera LJ, Ionescu AM, Pomares H, Pulgar R, Paravina RD (2011). Dental ceramics: A CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *Journal of Dentistry* 39: e37–e44.
113. Paravina RD, Powers JM (2004). *Esthetic Color Training in Dentistry* St. Louis: Mosby Inc.
114. Lee J-H, Kim H-K (2024). A comparative study of shade-matching performance using intraoral scanner, spectrophotometer, and visual assessment. *Scientific Reports* 14: 23640.
115. Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM (2007). Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 97: 178.
116. 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: 767–774.
117. Manziuc M, Gasparik C, Burde A V., Colosi HA, Negucioiu M, Dudea D (2019). Effect of glazing on translucency, color, and surface roughness of monolithic zirconia materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 31: 478–485.
118. Alhabdan A (2015). Comparison of Surface Roughness of Ceramics after Polishing with Different Intraoral Polishing Systems using Profilometer and SEM. *Journal of Dental Health, Oral Disorders & Therapy* 2.
119. Rani V, Mittal S, Sukhija U (2021). An In vitro Evaluation to Compare the Surface Roughness of Glazed, Reglazed and Chair Side Polished Surfaces of Dental Porcelain. *Contemporary Clinical Dentistry* 12: 164–168.
120. 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: 486.

121. Silva TM da, Salvia ACRD, Carvalho RF de, Silva EG da, Pagani C (2015). Effects of Different Polishing Protocols on Lithium Disilicate Ceramics. *Brazilian Dental Journal* 26: 478–483.
122. Sagsoz O, Demirci T, Demirci G, Sagsoz NP, Yildiz M (2016). The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 8: 417.
123. Davies R, Scully C, Preston AJ (2010). Dentifrices; an update. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal* e976–e982. doi:10.4317/medoral.15.e976.
124. Erkal, T.A.E (n.d.). Fırça Abrazyonunun Farklı CAD/CAM Seramiklerinin Renk ve Parlaklığı Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi Van: Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi.
125. de Andrade GS, Augusto MG, Simões BV, Pagani C, Saavedra G de SFA, 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: 469.e1-469.e6.
126. Kara D, Tekçe N, Fidan S, Demirci M, Tuncer S, Balcı S (2021). The Effects of Various Polishing Procedures on Surface Topography of CAD/CAM Resin Restoratives. *Journal of Prosthodontics* 30: 481–489.
127. Yuan JC-C, Barão VAR, Wee AG, Alfaro MF, Afshari FS, 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: 1000–1006.
128. Santos PMD, Júlio ENBS (2013). A state-of-the-art review on roughness quantification methods for concrete surfaces. *Construction and Building Materials* 38: 912–923.
129. Dilber E, Yavuz T, Kara HB, Ozturk AN (2012). Comparison of the Effects of Surface Treatments on Roughness of Two Ceramic Systems. *Photomedicine and Laser Surgery* 30: 308–314.
130. Alkhadim YK, Hulbah MJ, Nassar HM (2020). Color Shift, Color Stability, and Post-Polishing Surface Roughness of Esthetic Resin Composites. *Materials* 13: 1376.
131. Incesu E, Yanikoglu N (2020). Evaluation of the effect of different polishing systems on the surface roughness of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 124: 100–109.
132. Yi Y, Liu H, Wang C, Tian J, Wen N (2008). In vitro evaluation of low-temperature aging effects of Y₂O₃ stabilized tetragonal zirconia polycrystals dental ceramics. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 43: 172–177.
133. You HX, Yu L (1999). Atomic force microscopy imaging of living cells: progress, problems and prospects. *Methods in Cell Science* 21: 1–17.
134. Kapakin (2006). Scanning-Elektron Mikroskobu. *Yüzüncü Yıl Üniversitesi Veteriner Fakültesi Dergisi* 17: 55–58.

135. Ellakany P, Fouda SM, AlGhamdi MA, Aly NM (2023). Comparison of the color stability and surface roughness of 3-unit provisional fixed partial dentures fabricated by milling, conventional and different 3D printing fabrication techniques. *Journal of Dentistry* 131: 104458.
136. Denissen H, Dozić A, van der Zel J, van Waas M (2000). Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 84: 506–513.
137. Fasbinder DJ (2012). Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)* 33: 50, 52–8.
138. Seghi RR, Sorensen JA (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *The International journal of prosthodontics* 8: 239–46.
139. Reich S, Hornberger H (2002). The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry* 88: 44–9.
140. Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N (2005). The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 93: 459–466.
141. Bissasu SM, Al-hourri NA (2014). Replacement of missing lateral incisors with lithium disilicate glass-ceramic veneer-fixed dental prostheses: a clinical report. *Clinical Case Reports* 2: 128–132.
142. Wang X-D, Jian Y-T, Guess PC, Swain M V., Zhang X-P, Zhao K (2014). Effect of core ceramic grinding on fracture behaviour of bilayered lithium disilicate glass–ceramic under two loading schemes. *Journal of Dentistry* 42: 1436–1445.
143. Chen C, Yang B, Yin Y, Wang X, Zhao K (2023). Maxillary midline diastema closure with sectional feldspathic porcelain veneers: A case series followed 1 to 4 years. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 35: 1022–1029.
144. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB (2014). Resin Bond to Indirect Composite and New Ceramic/Polymer Materials: A Review of the Literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 26: 382–393.
145. Al-Harbi FA, Ayad NM, ArRejaie AS, Bahgat HA, Baba NZ (2017). Effect of Aging Regimens on Resin Nanoceramic Chairside CAD/CAM Material. *Journal of Prosthodontics* 26: 432–439.
146. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials* 30: 564–569.
147. Taskonak B, Mecholsky JJ, Anusavice KJ (2005). Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials* 26: 3235–3241.
148. Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J (2014). Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental Materials Journal* 33: 79–85.

149. Raigrodski AJ (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North America* 48: 531–544.
150. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP (2007). Fracture of Porcelain-veneered Structures in Fatigue. *Journal of Dental Research* 86: 142–146.
151. Ryou H, Amin N, Ross A, Eidelman N, Wang DH, 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.
152. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *British Dental Journal* 196: 42–45.
153. Haralur SB (2012). Evaluation of efficiency of manual polishing over autoglazed and overglazed porcelain and its effect on plaque accumulation. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 4: 179.
154. Fasbinder DJ, Neiva GF (2016). Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient <sc>CAD</sc> / <sc>CAM</sc> Restorative Materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 28: 56–66.
155. Sarac D, Sarac YS, Kulunk S, Ural C, Kulunk T (2006). The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 96: 33–40.
156. Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S (2006). The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 96: 122–128.
157. Maciel LC, Silva CFB, de Jesus RH, Concílio LR da S, Kano SC, Xible AA (2019). Influence of polishing systems on roughness and color change of two dental ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 11: 215.
158. Yahyazadehfar N, Azimi Zavaree M, Shayegh SS, Yahyazadehfar M, Hooshmand T, Hakimaneh SMR (2021). Effect of different surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of dental zirconia. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects* 15: 210–218.
159. KUL E, Abdulrahim R, Bayındır F, Matori KA, Gül P (2021). Evaluation of the color stability of temporary materials produced with CAD/CAM. *Dental and Medical Problems* 58: 187–191.
160. Ahmad R, Morgano SM, Wu BM, Giordano RA (2005). An evaluation of the effects of handpiece speed, abrasive characteristics, and polishing load on the flexural strength of polished ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 94: 421–429.
161. Turgut S, Bagis B (2013). Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 109: 179–186.

162. Turgut S, Bagis B, Ayaz EA (2014). Achieving the desired colour in discoloured teeth, using leucite-based cad-cam laminate Systems. *Journal of Dentistry* 42: 68–74.
163. Filiz H, Avunduk ATE, Yanardağ EC (2023). Diş hekimliğinde yüzey pürüzlülüğü araştırma yöntemleri: Derleme makalesi. *Uşak Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2: 28–35.
164. Kürklü D, Azer SS, Yilmaz B, Johnston WM (2013). Porcelain thickness and cement shade effects on the colour and translucency of porcelain veneering materials. *Journal of Dentistry* 41: 1043–1050.
165. Carrillo-Marcos A, Salazar-Correa G, Castro-Ramirez L, Ladera-Castañeda M, López-Gurreonero C, Cachay-Criado H, Aliaga-Mariñas A, Cornejo-Pinto A, Cervantes-Ganoza L, Cayo-Rojas CF (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: 3053.
166. Son H-J, Kim W-C, Jun S-H, Kim Y-S, Ju S-W, Ahn J-S (2010). Influence of dentin porcelain thickness on layered all-ceramic restoration color. *Journal of Dentistry* 38: e71–e77.
167. 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: 1339.
168. Omar H, Atta O, El-Mowafy O, Khan SA (2010). Effect of CAD–CAM porcelain veneers thickness on their cemented color. *Journal of Dentistry* 38: e95–e99.
169. 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.
170. BAYINDIR F., WEE A. G. (2006). Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg(Clinical Dentistry and Research)* 30: 40–46.
171. KOKSAL T, DIKBAS I (2008). Color Stability of Different Denture Teeth Materials against Various Staining Agents. *Dental Materials Journal* 27: 139–144.
172. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry* 38: e2–e16.
173. Ferracane JL, Condon JR (1990). Rate of elution of leachable components from composite. *Dental Materials* 6: 282–287.

174. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N (2004). Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *The International journal of periodontics & restorative dentistry* 24: 222–31.
175. Gürdal P, Akdeniz BG, Hakan Sen B (2002). The effects of mouthrinses on microhardness and colour stability of aesthetic restorative materials. *Journal of Oral Rehabilitation* 29: 895–901.
176. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 101: 193–199.
177. Teixeira ECN, Thompson JL, Piascik JR, Thompson JY (2005). In Vitro Toothbrush-Dentifrice Abrasion of Two Restorative Composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 17: 172–181.
178. Da Silva JD, Park SE, Weber H-P, Ishikawa-Nagai S (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 99: 361–368.
179. Richmond R (2004). An evaluation of the surface changes in PMMA biomaterial formulations as a result of toothbrush/dentifrice abrasion. *Dental Materials* 20: 124–132.
180. Dozić A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G (2007). Performance of Five Commercially Available Tooth Color-Measuring Devices. *Journal of Prosthodontics* 16: 93–100.
181. Kodaka T (2001). Effects of brushing with a dentifrice for sensitive teeth on tubule occlusion and abrasion of dentin. *Journal of Electron Microscopy* 50: 57–64.
182. Paravina RD, Ontiveros JC, Powers JM (2002). Curing-Dependent Changes in Color and Translucency Parameter of Composite Bleach Shades. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 14: 158–166.
183. Hamza B, Attin T, Cucuzza C, Gubler A, Wegehaupt FJ (2020). RDA and REA Values of Commercially Available Toothpastes Utilising Diamond Powder and Traditional Abrasives. *Oral health & preventive dentistry* 18: 807–814.
184. Lee Y-K, Powers JM (2007). Influence of background color on the color changes of resin composites after accelerated aging. *American journal of dentistry* 20: 27–30.
185. de Moraes Rego Roselino L, Tonani Torrieri R, Sbardelotto C, Alves Amorim A, Noronha Ferraz de Arruda C, Tirapelli C, de Carvalho Panzeri Pires-de-Souza F (2019). Color stability and surface roughness of composite resins submitted to brushing with bleaching toothpastes: An in situ study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 31: 486–492.
186. Yamanel Ç (2007). Diş Renginin Belirlenmesinde Kullanılan Yöntemler. *Ankara Diş Hekimleri Odası Klinik Bilimler Dergisi* 2: 49–54.

187. Gallob J, Petrone DM, Mateo LR, Chaknis P, Morrison BM, Panagakos F, Williams M (2016). Comparative Efficacy of a Soft Toothbrush with Tapered-tip Bristles to an ADA Reference Toothbrush on Gingival Abrasion over a 12-Week Period. *The Journal of clinical dentistry* 27: 48–53.
188. Rosenstiel SF, Johnston WM (1988). The effects of manipulative variables on the color of ceramic metal restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 60: 297–303.
189. Bizhang M, Schmidt I, Chun Y-HP, Arnold WH, Zimmer S (2017). Toothbrush abrasivity in a long-term simulation on human dentin depends on brushing mode and bristle arrangement. *PLOS ONE* 12: e0172060.
190. Stevenson B, Ibbetson R (2010). The effect of the substructure on the colour of samples/restorations veneered with ceramic: A literature review. *Journal of Dentistry* 38: 361–368.
191. Creeth JE, Gallagher A, Sowinski J, Bowman J, Barrett K, Lowe S, Patel K, Bosma ML (2009). The effect of brushing time and dentifrice on dental plaque removal in vivo. *Journal of dental hygiene : JDH* 83: 111–6.
192. Lagouvardos PE, Fougia AG, Diamantopoulou SA, Polyzois GL (2009). Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 101: 40–45.
193. Hooper S, West NX, Pickles MJ, Joiner A, Newcombe RG, Addy M (2003). Investigation of erosion and abrasion on enamel and dentine: a model in situ using toothpastes of different abrasivity. *Journal of Clinical Periodontology* 30: 802–808.
194. Gómez-Polo C, Muñoz MP, Lorenzo Luengo MC, Vicente P, Galindo P, Martín Casado AM (2016). Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 115: 65–70.
195. Gawriolek M, Sikorska E, Ferreira LF V., Costa AI, Khmelinskii I, Krawczyk A, Sikorski M, Koczorowski ProfR (2012). Color and Luminescence Stability of Selected Dental Materials In Vitro. *Journal of Prosthodontics* 21: 112–122.
196. Lee J-H, Kim S-H, Han J-S, Yeo I-SL, Yoon H-I (2019). Optical and Surface Properties of Monolithic Zirconia after Simulated Toothbrushing. *Materials* 12: 1158.
197. Köroğlu A, Sahin O, Dede DÖ, Yilmaz B (2016). Effect of different surface treatment methods on the surface roughness and color stability of interim prosthodontic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 115: 447–455.
198. Sforza NM, Rimondini L, Di Menna F, Camorali C (2000). Plaque removal by worn toothbrush. *Journal of Clinical Periodontology* 27: 212–216.
199. Arocha MA, Basilio J, Llopis J, Di Bella E, Roig M, Ardu S, Mayoral JR (2014). Colour stainability of indirect CAD–CAM processed composites vs. conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions. *Journal of Dentistry* 42: 831–838.

200. Glaze PM, Wade AB (1986). Toothbrush age and wear as it relates to plaque control*. *Journal of Clinical Periodontology* 13: 52–56.
201. Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry* 38: e57–e64.
202. McKendrick AJ, McHugh WD, Barbenel LM (1971). Toothbrush age and wear. An analysis. *British Dental Journal* 130: 66–68.
203. Ganss C, Schlueter N, Preiss S, Klimek J (2009). Tooth brushing habits in uninstructed adults—frequency, technique, duration and force. *Clinical Oral Investigations* 13: 203–208.
204. Quirynen M, Bollen CML (1995). The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. *Journal of Clinical Periodontology* 22: 1–14.
205. Wiegand A, Burkhard JPM, Eggmann F, Attin T (2013). Brushing force of manual and sonic toothbrushes affects dental hard tissue abrasion. *Clinical Oral Investigations* 17: 815–822.
206. Zissis AJ, Polyzois GL, Yannikakis SA, Harrison A (2000). Roughness of denture materials: a comparative study. *The International journal of prosthodontics* 13: 136–40.
207. Braga RR, Meira JBC, Boaro LCC, Xavier TA (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dental Materials* 26: e38–e49.
208. Bollenl CML, 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: 258–269.
209. Çekiç Nagaş I, Eğilmez F, Ergün G, Vallittu P, Lassila L (2017). The effect of different surface treatments on light transmittance of nano-hybrid and polymer-infiltrated ceramics. *Acta Odontologica Turcica*. doi:10.17214/gaziaot.291767.
210. Pouranfar FL, Sheridan R, Salmon C, Vandewalle KS (2020). Effect of Toothbrushing on Surface Color of Ceramic-polymer Materials: An In Vitro Study. *The journal of contemporary dental practice* 21: 1054–1058.
211. Mühlemann S, Stromeier S, Ioannidis A, Attin T, Hämmerle C, Özcan M (2021). Change in Color and Gloss Parameters of Stained Monolithic Resin-Ceramic CAD/CAM Materials After Simulated Aging: An In Vitro Study. *The International Journal of Prosthodontics* 79–87. doi:10.11607/ijp.7019.
212. Alencar-Silva FJ, Barreto JO, Negreiros WA, Silva PGB, Pinto-Fiamengui LMS, Regis RR (2019). Effect of beverage solutions and toothbrushing on the surface roughness, microhardness, and color stainability of a vitreous CAD-CAM lithium disilicate ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 121: 711.e1-711.e6.

213. Nima G, Lugo-Varillas J, Soto J, Faraoni J, Palma-Dibb R, Correa-Medina A, Giannini M (2021). Effect of Tooth Brushing on the Surface of Enamel and Direct and Indirect CAD/CAM Restorative Materials. *The International Journal of Prosthodontics* 34: 473–481.
214. 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.
215. Vichi A, Balestra D, Scotti N, Louca C, Paolone G (2023). Translucency of CAD/CAM and 3D Printable Composite Materials for Permanent Dental Restorations. *Polymers* 15: 1443.
216. Buyukkaplan SU, Özarslan MM, Barutçigil Ç, Arslan M, Barutçigil K, Yoldan EE (2017). Effects of staining liquids and finishing methods on translucency of a hybrid ceramic material having two different translucency levels. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 9: 387.
217. Shin J-W, Kim J-E, Choi Y-J, Shin S-H, Nam N-E, Shim J-S, Lee K-W (2020). Evaluation of the Color Stability of 3D-Printed Crown and Bridge Materials against Various Sources of Discoloration: An In Vitro Study. *Materials* 13: 5359.
218. Kang Y-A, Lee H-A, Chang J, Moon W, Chung SH, Lim B-S (2020). Color Stability of Dental Reinforced CAD/CAM Hybrid Composite Blocks Compared to Regular Blocks. *Materials* 13: 4722.
219. Gruber S, Kamnoedboon P, Özcan M, Srinivasan M (2021). CAD/CAM Complete Denture Resins: An In Vitro Evaluation of Color Stability. *Journal of Prosthodontics* 30: 430–439.
220. Alharbi N, Alharbi A, Osman R (2021). Stain Susceptibility of 3D-Printed Nanohybrid Composite Restorative Material and the Efficacy of Different Stain Removal Techniques: An In Vitro Study. *Materials* 14: 5621.
221. Kaynak Öztürk E, Karakoca Nemli S, Turhan Bal B, Bankoğlu Güngör M (2024). Evaluation of the optical and surface properties of monolithic CAD-CAM ceramics after simulated tooth-brushing. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 132: 1325.e1-1325.e8.
222. Mascaro BA, Guimarães RR, dos Santos Nunes Reis JM (2025). Color stainability, fluorescence, opalescence, and surface analyses of extrinsically stained resin-matrix CAD-CAM materials after toothbrushing and thermocycling. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 134: 470.e1-470.e9.
223. Gad MM, Al Mahfoudh HA, Al Mahfuth FA, Hashim KA, Khan SQ, Al-Qarni FD, Baba NZ, Al-Harbi FA (2024). A comparative study of strength and surface properties of permanent 3D-printed resins with CAD-CAM milled fixed dental prostheses. *Journal of Prosthodontics*. doi:10.1111/jopr.13990.

224. Şen N, Tuncelli B, Göller G (2018). Surface deterioration of monolithic CAD/CAM restorative materials after artificial abrasive toothbrushing. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 10: 271.
225. Çakmak G, Oosterveen-Rüegsegger AL, Akay C, Schimmel M, Yilmaz B, Donmez MB (2024). 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* 33: 467–474.

