



T.C.  
FIRAT ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI



**KAHVE ISIL DÖNGÜSÜNÜN EKLEMELİ VE  
EKSİLTMELİ YÖNTEMLER İLE ÜRETİLEN DAİMİ  
KRON MATERYALLERİNİN MİKROSERTLİĞİ, YÜZEY  
PÜRÜZLÜLÜĞÜ, YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE RENK  
STABİLİTESİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Nurgül ERSOY**

**TEZ DANIŞMANI**

**Doc. Dr. Samet TEKİN**

**ELAZIĞ 2025**

**T.C.**  
**FIRAT ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**KAHVE ISIL DÖNGÜSÜNÜN EKLEMELİ VE EKSİLTMELE YÖNTEMLER  
İLE ÜRETİLEN DAIMİ KRON MATERYALLERİNİN MİKROSERTLİĞİ,  
YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ, YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE RENK STABİLİTESİ  
ÜZERİNDEKİ ETKİSİ**

**UZMANLIK TEZİ**  
**Nurgül ERSOY**

**TEZ DANIŞMANI**  
**Doc. Dr. Samet TEKİN**

**ELAZIĞ 2025**

## ONAY SAYFASI

---

Prof. Dr. Tuba TALO YILDIRIM

Dekan

Bu tez Uzmanlık Tezi standartlarına uygun bulunmuştur.

---

Dr. Öğr. Üyesi Ayşe RENÇBER KIZILKAYA

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Doc. Dr. Samet TEKİN

Danışman

---

Uzmanlık Tezi Değerlendirme Jüri Üyeleri

Doc. Dr. Samet TEKİN

---

Prof. Dr. Yalçın DEĞER

---

Doc. Dr. Eyyüp ALTINTAŞ

---

Doc. Dr. Güler YILDIRIM AVCU

---

Dr. Öğr. Üyesi Ayşe RENÇBER KIZILKAYA

---



## ETİK BEYAN



Kendime ait çalışmalar ile bu tez çalışmasını gerçekleştirdiğimi, çalışmaların planlanmasından, bulguların elde edilmesine ve yazım yanlışına kadar tüm aşamalarında etiğe aykırı davranışım olmadığını, bu tezdeki tüm bilgileri ve verileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışması içinde yer alan ancak bu tez çalışmasının bulguları arasında yer almayan verilere, bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Nurgül ERSOY

...../...../2025

Doc. Dr. Samet TEKİN

Danışman

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

ELAZIĞ

2025

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, ihtiyaç duyduğumuz her konuda yanımızda olan, mesleki, hayati ve akademik tecrübelerini bizden esirgemeyen, daima yol gösteren çok kıymetli danışmanım Sayın Doc. Dr. Samet TEKİN'e en içten teşekkürlerimi sunuyorum.

Uzmanlık eğitimim boyunca değerli bilgi ve deneyimlerini bizlerle paylaşan, katkı ve desteklerini esirgemeyen Dr. Öğr. Üyesi Ayşe RENÇBER KIZILKAYA'ya ve Doç. Dr. Eyyüp ALTINTAŞ'a da teşekkür ederim.

Birçok vakada birlikte çalışarak uyum içinde başarılı sonuçlar elde ettiğimiz değerli meslektaşım, eş kıdemlim Uzm. Dt. Harun KURT'a teşekkür ederim.

Fırat Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda görev yapan tüm asistanlara, teknisyenlere, hemşirelere, personellere ve bölüm sekreterlerine desteklerinden dolayı teşekkür ederim.

Uzmanlık sınavına hazırlık sürecimde ve uzmanlık eğitimim boyunca her an yanımda olan, bana sonsuz güven duyan ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, varlığıyla güç veren sevgili eşim Ali Sefa ERSOY'a ve canım kızım Melis Amine ERSOY'a en derin teşekkürlerimi sunuyorum.

Her koşulda yanımda olan, fedakârlıkları ve desteğiyle bugünlere gelmemde en büyük paya sahip olan canım aileme ise minnettarım. Emekleri için sonsuz teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

|  |      |
|--|------|
| ONAY SAYFASI.....  | I    |
| TEŞEKKÜR .....   | III  |
| İÇİNDEKİLER .....  | IV   |
| TABLO LİSTESİ.....                                       | VII  |
| GRAFİK LİSTESİ.....                                      | VIII |
| ŞEKİL LİSTESİ.....                                       | IX   |
| SİMGELER VE KISALTMALAR .....                            | XI   |
| 1. ÖZET .....  | 1    |
| 2. ABSTRACT.....   | 4    |
| 3. GİRİŞ .....   | 7    |
| 4.GENEL BİLGİLER.....                                    | 10   |
| 4.1. Diş Hekimliğinde CAD/CAM Sistemleri .....           | 10   |
| 4.1.1. Eksiltmeli Üretim .....                           | 12   |
| 4.1.1.1.Eksiltmeli Üretimde Kullanılan Materyaller ..... | 13   |
| 4.1.2. Eklemeli Üretim .....                             | 16   |
| 4.1.2.1. 3B Yazıcılar .....                              | 18   |
| 4.1.2.1.1. Vat Polimerizasyon .....                      | 18   |
| 4.1.2.1.1.1. Stereolitografi (SLA).....                  | 18   |
| 4.1.2.1.1.2. Dijital Işık İşleme (DLP).....              | 19   |
| 4.1.2.1.1.3. Sıvı Kristal Ekran (LCD).....               | 20   |
| 4.1.2.1.1.4. Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi (CLIP).....     | 20   |
| 4.1.2.1.2. Malzeme Püskürtme (MJ).....                   | 20   |
| 4.1.2.1.3. Toz Bazlı Füzyon (PBF) .....                  | 21   |

|  |    |
|--|----|
| 4.1.2.1.3.1. Seçici Lazer Sinterleme (SLS) .....                       | 21 |
| 4.1.2.1.3.2. Seçici Lazer Eritme (SLM) .....                           | 21 |
| 4.1.2.1.3.3. Elektron ışın eritme (EBM) .....                          | 22 |
| 4.1.2.1.4. Malzeme Ekstrüzyonu- Erimiş Birikim Modellemesi (FDM) ..... | 22 |
| 4.1.2.1.5. Bağlayıcı Püskürtme (BJ) .....                              | 23 |
| 4.1.2.1.6. Lamine Nesne Üretimi (LOS) .....                            | 23 |
| 4.1.2.2. 3B Yazıcılarda Kullanılan Materyaller .....                   | 24 |
| 4.1.2.3. Diş Hekimliğinde 3B Yazıcıların Kullanım Alanları .....       | 26 |
| 4.2. Diş Hekimliğinde Renk .....                                       | 28 |
| 4.2.1. Renk Ölçüm Yöntemleri .....                                     | 32 |
| 4.2.1.1. Kolorimetre .....   | 32 |
| 4.2.1.2. Spektrofotometre .....  | 33 |
| 4.2.1.3. Dijital Kameralar .....                                       | 34 |
| 4.2.1.4. Hibrit Cihazlar .....   | 34 |
| 4.2.1.5. Spektroradyometreler .....                                    | 35 |
| 4.3. Diş Hekimliğinde Yüzey Özellikleri Ve Yüzey Pürüzlülüğü .....     | 35 |
| 4.3.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri .....                        | 37 |
| 4.3.1.1. Profilometre .....  | 37 |
| 4.3.1.2. Atomik kuvvet mikroskobu (AFM) .....                          | 38 |
| 4.3.1.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) .....                      | 39 |
| 4.4. Diş Hekimliğinde Mikrosertlik .....                               | 39 |
| 4.4.1. Vickers Sertlik Testleri .....                                  | 40 |
| 4.5. Diş Hekimliğinde Yapay Yaşlandırma Yöntemleri .....               | 41 |
| 4.5.1. Termal Siklus .....   | 41 |

|  |            |
|--|------------|
| 4.5.2. UV Yaşlandırma .....                              | 42         |
| 4.5.3. NaOCL Solüsyonunda Bekletme .....                 | 43         |
| 4.5.4. Suda bekletme .....                               | 43         |
| 4.5.5. Mekanik yaşlandırma .....                         | 43         |
| <b>5. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>                           | <b>45</b>  |
| 5.1. Numunelerin Hazırlanması .....                      | 46         |
| 5.2. Başlangıç Renk Ölçümlerinin Yapılması:.....         | 52         |
| 5.3. Başlangıç Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi: .....     | 53         |
| 5.4. Başlangıç Yüzey Özelliklerinin İncelenmesi:.....    | 55         |
| 5.5. Başlangıç Mikrosertlik Ölçümlerinin Yapılması:..... | 55         |
| 5.6. Kahve Termal Yaşlanmasının Uygulanması.....         | 56         |
| 5.7. İstatistiksel Analiz.....                           | 57         |
| <b>6. BULGULAR.....</b>                                  | <b>58</b>  |
| 6.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ve Yüzey Özellikleri.....         | 58         |
| 6.1.1. AFM Sonuçları .....                               | 60         |
| 6.1.2. SEM Analiz Sonuçları .....                        | 62         |
| 6.2. Mikrosertlik Ölçüm Sonuçları.....                   | 65         |
| 6.3. Optik Özellikler.....                               | 67         |
| <b>7. TARTIŞMA .....</b>                                 | <b>69</b>  |
| <b>8. SONUÇ ve ÖNERİLER .....</b>                        | <b>104</b> |
| <b>9. KAYNAKLAR .....</b>                                | <b>106</b> |
| <b>10. EKLER .....</b>                                   | <b>114</b> |
| <b>11. ÖZGEÇMİŞ .....</b>                                | <b>115</b> |

## TABLO LİSTESİ

|  |    |
|--|----|
| <b>Tablo 1.</b> Profilometre ve AFM Karşılaştırması..... | 38 |
| <b>Tablo 2.</b> Kullanılan Materyaller .....             | 47 |
| <b>Tablo 3.</b> Pürüzlülük değerlendirilmesi .....       | 58 |
| <b>Tablo 4.</b> Mikrosertlik değerlendirilmesi .....     | 66 |
| <b>Tablo 5.</b> $\Delta E$ değerlendirilmesi.....        | 67 |



## GRAFİK LİSTESİ

- Grafik 1.** Materyallere göre termal yaşlandırma öncesi ve sonrası pürüzlülük grafiği ..... 59
- Grafik 2.** Materyallere göre  $\Delta Ra$  grafiği ..... 59
- Grafik 3.** Materyallere göre termal yaşlandırma öncesi ve sonrası mikrosertlik grafiği ..... 66
- Grafik 4.** Materyallere göre  $\Delta Sertlik$  grafiği ..... 67
- Grafik 5.** Materyallere göre  $\Delta E$  grafiği ..... 68

## ŞEKİL LİSTESİ

|   |    |
|---|----|
| Şekil 1. Seramik Restoratif Materyal Sınıflandırması .....                  | 14 |
| Şekil 2. AM teknolojisi iş akışı .....                                      | 17 |
| Şekil 3. Munsell renk sistemi .....   | 30 |
| Şekil 4. Çalışmanın grafiksel şeması.....                                   | 46 |
| Şekil 5. Cerasmart CAD/CAM blok/ inLab MC X5 .....                          | 48 |
| Şekil 6. Mecatome T180 .....  | 48 |
| Şekil 7. C&B MFH resin- Crowntec resin / NextDent 5100.....                 | 49 |
| Şekil 8. LC-3DPrint box.....  | 49 |
| Şekil 9. Varseosmile Triniq resins / Asiga Ultra .....                      | 50 |
| Şekil 10. Otoflash G171 .....   | 50 |
| Şekil 11. Formlabs permanent resin / Form 3B.....                           | 51 |
| Şekil 12. Form Wash / Form Cure.....  | 51 |
| Şekil 13. Minitelch 233.....  | 52 |
| Şekil 14. Numunelerin kahve termal siklus öncesi ve sonrası .....           | 52 |
| Şekil 15. VITA Easyshade V spektrofotometresi.....                          | 53 |
| Şekil 16. Park System XE-7 AFM cihazı .....                                 | 53 |
| Şekil 17. Mahr MarSurf M 300C profilometre / kalibrasyonu .....             | 54 |
| Şekil 18. Profilometre ile yüzey pürüzlülük ölçümleri.....                  | 54 |
| Şekil 19. Zeiss EVO MA10 SEM cihazı .....                                   | 55 |
| Şekil 20. Shimadzu HMV-2 Vickers mikrosertlik test cihazı .....             | 56 |
| Şekil 21. Mikrosertlik ölçümü / girintilerin 40 x büyütmede görüntüsü ..... | 56 |
| Şekil 22. Thermocycler SD Mechatronik / kahve termal siklus işlemi .....    | 57 |
| Şekil 23. Bego yaşlandırma öncesi/sonrası .....                             | 61 |

|   |    |
|---|----|
| <b>Şekil 24.</b> Formlabs yaşlandırma öncesi/sonrası.....       | 61 |
| <b>Şekil 25.</b> Saremco yaşlandırma öncesi/sonrası.....        | 61 |
| <b>Şekil 26.</b> Nextdent yaşlandırma öncesi/sonrası .....      | 62 |
| <b>Şekil 27.</b> Cerasmart yaşlandırma öncesi/sonrası .....     | 62 |
| <b>Şekil 28.</b> Bego yaşlandırma öncesi/sonrası .....          | 63 |
| <b>Şekil 29.</b> Cerasmart 270 yaşlandırma öncesi/sonrası ..... | 63 |
| <b>Şekil 30.</b> Formlabs yaşlandırma öncesi/sonrası.....       | 64 |
| <b>Şekil 31.</b> Nextdent yaşlandırma öncesi/sonrası .....      | 64 |
| <b>Şekil 32.</b> Saremco yaşlandırma öncesi/sonrası.....        | 64 |

## SİMGELER VE KISALTMALAR

|                |  |
|----------------|--|
| <b>%.</b>      | : Yüzde  |
| <b>°C</b>      | : Santigrad derece                                       |
| <b>3B</b>      | : Üç Boyutlu   |
| <b>AFM</b>     | : Atomik Kuvvet Mikroskobu                               |
| <b>AM</b>      | : Katmanlı Üretim  |
| <b>CAD/CAM</b> | : Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üreti |
| <b>CIE</b>     | : Commission Internationale de L'eclairage               |
| <b>CT</b>      | : Bilgisayarlı Tomografi                                 |
| <b>DC</b>      | : Dönüşüm Derecesi                                       |
| <b>dk</b>      | : Dakika   |
| <b>DLP</b>     | : Dijital Işık İşleme                                    |
| <b>mm</b>      | : Milimetre  |
| <b>N</b>       | : Newton   |
| <b>n</b>       | : Örnek sayısı   |
| <b>NaOCl</b>   | : Sodyum Hipoklorit                                      |
| <b>nm</b>      | : Nanometre  |
| <b>PAEK</b>    | : Poliarileterketon                                      |
| <b>PCIN</b>    | : Polimer-sızdırılmış seramik ağ malzemeleri             |
| <b>PMMA</b>    | : Polimetil metakrilat                                   |
| <b>SEM</b>     | : Taramalı Elektron Mikroskobu                           |
| <b>SLA</b>     | : Stereolitografi  |
| <b>sn</b>      | : Saniye   |
| <b>STL</b>     | : Standart mozaikleme dili                               |
| <b>UV</b>      | : Ultraviyole  |
| <b>VHN</b>     | : Vickers Sertlik Sayısı                                 |
| <b>ΔE00</b>    | : Renk değişimi  |
| <b>µm</b>      | : Mikrometre   |

## 1. ÖZET

### **KAHVE ISIL DÖNGÜSÜNÜN EKLEMELİ VE EKSİLTMELE YÖNTEMLER İLE ÜRETİLEN DAIMİ KRON MATERYALLERİNİN MİKROSERTLİĞİ, YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ, YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE RENK STABİLİTESİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİ**

Bu çalışmanın amacı; CAD/CAM hibrit seramik blokları ile son yıllarda kullanımı artan üç boyutlu (3B) yazıcı reçineleri kullanılarak üretilen daimi restorasyonların, kahve termal siklus uygulaması sonrası renk stabilitesi, yüzey özellikleri, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değerlerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir.

Çalışmamızda eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan dört farklı kron reçinesi (VarseoSmile TriniQ, C&B MFH, CROWNTEC, Formlabs Permanent resin) ve bir adet CAD/CAM hibrit seramik blok CeraSmart 270 kullanıldı. Eksiltmeli yöntemle üretilen numunelerin üretimi için 3B yazılım programı Blender 4.0 ile 10 mm genişliğinde silindir bilgisayar ortamında tasarlandı. Numunelerin üretimlerini yapmak amacı ile hazırlanan tasarım STL (standard triangle language) formatında dışarıya aktarıldı ve inLab MC X5 frezeleme ünitesinde kazındı. Daha sonra elde edilen silindir hassas kesim cihazı kesildi.

Eklemeli yöntemler ile üretilen numuneler için 3B yazılım programı Blender 4.0 ile 10 x 2 mm boyutlarında diskler bilgisayar ortamında tasarlandı. Numunelerin üretimlerini yapmak amacı ile tasarım STL formatında dışarıya aktarıldı.

Nextdent C&B reçinesi ve Saremco Crowntec reçinesi üretimi için DLP teknolojisine sahip bir yazıcı olan NextDent 5100 cihazı kullanılmıştır. Bego VarseoSmile Triniq reçinesi üretimi için DLP teknolojisine sahip 3D yazıcısı (Asiga Ultra (50)) kullanıldı. Formlabs Permanent Crown reçinesi Reçinesi üretim için SLA

teknolojisine sahip Form 3B yazıcısı kullanıldı. Üreticinin talimatları doğrultusunda numunelerin yıkama ve kütleme işlemleri yapıldı.

Hazırlanan örneklerin spektrofotometresi ile renk ölçümleri yapıldı. Profilometre cihazı ve atomik kuvvet mikroskobu (AFM) kullanılarak yüzey pürüzlülüğü ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile yüzey özellikleri incelendi. Vickers mikrosertlik test cihazı ile örneklerin mikrosertlik değerleri ölçüldü. Başlangıç ölçüm değerleri kaydedildikten sonra, numunelere termal yaşlandırma işlemi uygulandı. Bu işlem için örnekler, termal siklus cihazına yerleştirildi. Her iki tanka da 177 mL distile su ve 1 yemek kaşığı kahve konsantrasyonunda hazırlanan solüsyon eklendi. Numuneler 5°C ile 55°C arasında, 10.000 döngüye maruz bırakıldı. Yaşlandırma işlemi sonrasında yapılan ilk ölçümler aynı cihazlarda aynı parametreler ile tekrarlandı. Elde edilen ilk ve son değerler karşılaştırılarak istatistiksel olarak değerlendirildi.

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 programı kullanıldı. Parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro Wilks testleri ile değerlendirilmiştir. Parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında One way ANOVA testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HSD testi kullanıldı. Parametrelerin grup içi karşılaştırmalarında paired sample t testi kullanıldı. Anlamlılık  $p < 0.05$  düzeyinde değerlendirildi.

Materyal grupları arasında termal yaşlandırma sonrası pürüzlülük ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı ( $p < 0.001$ ;  $p < 0.05$ ). Formlabs grubunun termal yaşlandırma sonrası pürüzlülük ortalaması diğer gruplardan anlamlı şekilde yüksekti ( $p < 0.05$ ). Test edilen tüm gruplarda termal yaşlandırma öncesi pürüzlülük ortalamasına göre termal yaşlandırma sonrasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıydı ( $p < 0.001$ ;  $p < 0.05$ ).

Materyal grupları arasında termal yaşlandırma sonrası mikrosertlik ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı (p:0.001; p<0.05). CeraSmart grubunun termal yaşlandırma sonrası mikrosertlik ortalaması, diğer gruplardan anlamlı şekilde yüksekti (p<0.05).Formlabs grubunda ve Nextdent grubunda; termal yaşlandırma öncesi mikrosertlik ortalamasına göre termal yaşlandırma sonrasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıydı (p:0.001; p<0.05).

Materyal grupları arasında  $\Delta E$  ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı (p:0.001; p<0.05). Formlabs grubunun  $\Delta E$  ortalaması, diğer gruplardan anlamlı şekilde yüksekti (p<0.05).

**Anahtar kelimeler:** eklemeli üretim, kahve termal siklus, yüzey pürüzlülüğü, renk stabilitesi, mikrosertlik

## **2. ABSTRACT**

### **THE EFFECT OF COFFEE THERMAL CYCLING ON THE MICROHARDNESS, SURFACE ROUGHNESS, SURFACE PROPERTIES, AND COLOR STABILITY OF PERMANENT CROWN MATERIALS MANUFACTURED VIA ADDITIVE AND SUBTRACTIVE TECHNIQUES**

The aim of this study is to comparatively evaluate the color stability, surface properties, surface roughness, and microhardness values of permanent restorations fabricated using CAD/CAM hybrid ceramic blocks and three-dimensional (3D) printer resins, whose usage has increased in recent years, after the application of coffee thermal cycling.

In this study, four different crown resins used in additive manufacturing methods (VarseoSmile TriniQ, C&B MFH, CROWNTEC, Formlabs Permanent resin) and one CAD/CAM hybrid ceramic block, CeraSmart 270 (GC Corp., Tokyo, Japan), were employed. For the subtractively manufactured specimens, 10 mm diameter cylinders were digitally designed using Blender 4.0 software and exported in STL (Standard Triangle Language) format. The designs were milled using the inLab MC X5 milling unit and sectioned using a precision cutting device.

For the additively manufactured specimens, 10 x 2 mm disks were designed in Blender 4.0 and exported in STL format. The NextDent 5100 printer, equipped with DLP technology, was used for fabricating the Nextdent C&B and Saremco Crowntec resins. The Bego VarseoSmile TriniQ resin was fabricated using the Asiga Ultra (50) 3D printer (DLP technology), and the Formlabs Permanent Crown resin was printed using the SLA-based Form 3B printer. Washing and post-curing procedures were carried out in accordance with the manufacturers' instructions.

Color measurements of the prepared specimens were performed using a spectrophotometer. Surface roughness was analyzed using a profilometer and atomic force microscope (AFM), while surface characteristics were evaluated with a scanning electron microscope (SEM). Microhardness was measured using a Vickers microhardness tester. After the initial measurements, all specimens underwent thermal aging. The samples were placed in a thermal cycling machine and exposed to a coffee solution (prepared by adding one tablespoon of instant coffee to 177 mL distilled water in each tank) at temperatures alternating between 5°C and 55°C for 10,000 cycles. Post-aging measurements were conducted using the same instruments and parameters, and the pre- and post-aging values were compared statistically.

The IBM SPSS Statistics 22 software was used for statistical analyses. The normality of the data distribution was evaluated using Kolmogorov-Smirnov and Shapiro-Wilk tests. One-way ANOVA was used for intergroup comparisons, with the Tukey HSD test employed for post hoc analysis. Paired samples t-tests were conducted for intragroup comparisons. The level of significance was set at  $p < 0.05$ .

There was a statistically significant difference in post-aging surface roughness among the material groups ( $p = 0.001$ ;  $p < 0.05$ ). The Formlabs group showed significantly higher roughness values compared to other groups ( $p < 0.05$ ). For all groups, the increase in roughness values after thermal aging compared to the pre-aging values was statistically significant ( $p = 0.001$ ;  $p < 0.05$ ).

There was a statistically significant difference in post-aging microhardness among the material groups ( $p = 0.001$ ;  $p < 0.05$ ). The CeraSmart group exhibited significantly higher microhardness values compared to the other groups ( $p < 0.05$ ). In both the Formlabs

and NextDent groups, the increase in microhardness values after thermal aging compared to the initial values was statistically significant ( $p=0.001$ ;  $p<0.05$ ).

There was a statistically significant difference in mean  $\Delta E$  values (color changes) among the material groups ( $p=0.001$ ;  $p<0.05$ ). The Formlabs group had significantly higher  $\Delta E$  values than the other groups ( $p<0.05$ ).

**Keywords:** additive manufacturing, coffee thermal cycling, surface roughness, color stability, microhardness



### 3. GİRİŞ

Kayıp diş sert dokularının restorasyonu, çeşitli materyaller ve farklı üretim teknikleri kullanılarak gerçekleştirilebilmektedir(1). Üretim tekniği tedavi sonucunu doğrudan etkilemese de, sürecin verimliliği, tekrarlanabilirliği ve hasta uyumu üzerinde önemli bir rol oynamaktadır. Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemlerinin diş hekimliğinde kullanıma girmesiyle birlikte, restorasyonların daha kısa sürede ve daha düşük maliyetle üretilebilmesi mümkün hale gelmiştir (2).

Dijital iş akışının önemli bir bileşeni olan CAD/CAM sistemleri, üç temel yapıdan oluşmaktadır: (1) dijital veri elde edilmesini sağlayan tarayıcılar, (2) bilgisayar ortamında üç boyutlu tasarım yapılmasını mümkün kılan yazılım programları ve (3) restorasyonun üretimini gerçekleştiren üretim cihazlarıdır (3). Restorasyon üretiminde iki temel yöntem kullanılmaktadır: eklemeli üretim ve eksiltmeli üretim. Eksiltmeli üretim yöntemi, CAD/CAM cihazlarında katı blok veya disklerden sulu ya da susuz frezeleme işlemiyle malzemenin kesilerek çıkarılması esasına dayanmaktadır (4). Bu teknik uzun yıllardır diş hekimliğinde başarıyla kullanılmakla birlikte, işlem sırasında yüksek oranda madde kaybı oluşmaktadır. Bu dezavantaj nedeniyle, son yıllarda alternatif bir yöntem olarak öne çıkan ve “hızlı prototipleme” olarak da adlandırılan üç boyutlu (3B) baskı yöntemiyle gerçekleştirilen eklemeli üretim, diş hekimliğinde giderek artan bir popülerite kazanmıştır. Artık malzeme oluşmaması, karmaşık yapıların kolaylıkla ve seri şekilde üretilebilmesi ile düşük üretim maliyetleri, bu yöntemin tercih edilmesinde etkili olan başlıca avantajlardır (5-7).

Restoratif materyaller, ağız içi ortamda sıcak ve soğuk yiyecek-ışeceklerin tüketimi, solunum ve çevresel faktörler nedeniyle sürekli sıcaklık değişimlerine maruz

kalmaktadır. Aynı zamanda, içeceklerde bulunan renklendirici pigmentler, çözücü maddeler ve asidik yapı, restoratif materyallerin yüzey yapısını bozarak renk stabilitesi ve mekanik dayanım üzerinde olumsuz etkiler yaratabilmektedir (8, 9). Renk stabilitesi, yüzey pürüzlülüğü, mekanik dayanım ve aşınma direnci gibi özellikler; materyalin dinamik ağız ortamına uyumu, hasta memnuniyeti ve estetik sonuçlar açısından kritik öneme sahiptir. Bu özelliklerin zamanla stabilitesini koruması, restorasyonların uzun ömürlü olması açısından gereklidir. Restorasyonlarda zamanla meydana gelen renk değişimleri genellikle restorasyonun değiştirilmesini gerektirirken, yüzey pürüzlülüğünün artması plak birikimine neden olarak dişeti inflamasyonu, restorasyon kenarlarında sekonder çürük oluşumu (10, 11) ve restorasyonlarda eşit olmayan stres dağılımı nedeniyle yapısal dayanımın azalmasına yol açabilir (12). Ayrıca, pürüzlü yüzeylerin ışığı düzensiz yansıtması estetik görünümü de olumsuz etkiler (12). Öte yandan, materyalin mikrosertliğinin yüksek olması aşınma direncini artırarak klinik olarak dikey boyut kaybını azaltır (13). Dijital diş hekimliğinin gelişimi ve bu alanda kullanılan materyallerin çeşitlenmesiyle birlikte, klinik uygulamalarda materyallerin uzun ömürlü kullanımını etkileyen yüzey pürüzlülüğü, renk stabilitesi ve mikrosertlik gibi özelliklerin ayrıntılı biçimde değerlendirilmesi büyük önem kazanmıştır. Kullanılabilecek tüm materyaller arasında karşılaştırmalı değerlendirme yapılabilmesi ve klinik endikasyonlara göre en uygun materyalin seçilebilmesi için, bu materyallerin fiziksel, mekanik ve optik özelliklerinin kapsamlı şekilde anlaşılması gerekmektedir.

Bu bağlamda, bu çalışmanın amacı; CAD/CAM hibrit seramik blokları ile son yıllarda kullanımı artan üç boyutlu (3B) yazıcı reçineleri kullanılarak üretilen daimi restorasyonların, kahve termal siklus uygulaması sonrası renk stabilitesi, yüzey

özellikleri, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değerlerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir.



## 4. GENEL BİLGİLER

### 4.1. Diş Hekimliğinde CAD/CAM Sistemleri

1960lı yıllarda uçak ve otomotiv endüstrisinde kullanılan CAD/CAM sistemleri teknolojiadaki ilerlemeler ve hasta, hekim beklentilerinin artması ile diş hekimliği alanında kullanılmaya ve yaygınlaşmaya başlamıştır. 1970li yıllarda ilk CAD/CAM cihazını geliştiren Dr. Duret ilk restorasyonunu 1983 yılında üretmiştir. Dr Mörmann ve elektrik mühendisi Dr. Marco Brandestini 1985 yılında, hasta başında optik tarayıcı ve freze cihazının bir kombinasyonunu kullanarak ilk inlay restorasyonu gerçekleştirmiş ve cihaza ‘bilgisayar destekli seramik rekonstrüksiyon’un kısaltması olan CEREC adını verdiler (14).

Sistemin avantajları (14, 15, 16);

1. Seans sayısı geleneksel yöntemlere göre azdır, aynı gün hastaya restorasyonun teslim edilmesi de mümkündür. Bu sayede hasta başında geçen süre azalmış ve verimlilik artmış olur.

2. Tüm işlemler ilk seansta yapılacağı için geçici restorasyonlara ihtiyacı ortadan kalkabilir.

3. Ölçü maddeleri, ölçü kaşığı, alçı gibi malzemelerin kullanımının önüne geçilir ve bu malzemelerin tasarrufu sağlanır.

4. Bulantı refleksi olan hastalarda ağız içi tarayıcılar ile bulantı refleksini minimum etkileyecek şekilde ölçü alınmasını sağlar.

5. Kullanılan malzeme sayısı daha azdır, geleneksel ölçü yöntemlerindeki gibi sıvı (kan ve tükürük) kontaminasyonunun önüne geçilmesi çapraz enfeksiyon riskini azalır.

6. İnaoral taramada lokal distorsiyonlar (tükürük kontaminasyonu, hatalı veri alımı vb.) durumunda, tam ark taraması tekrarlanmadan yalnızca hatalı bölgenin selektif olarak yeniden taranması mümkündür. Bu yöntem, dijital iş akışı verimliliğini artırır.

7. Tarama verileri arşivlenebilir ve farklı formatlara dönüştürülebilir.

8. CAD-CAM sistemleri ile tarama, tasarım ve üretiminin yapılması ile geleneksel yöntemlerindeki üretici hataların önüne geçilmiş olur.

9. Yapılan tasarımların sanal görüntüleri hastayla paylaşılabilir.

Dezavantajları (15);

1. CAD-CAM sistemlerinde kullanılan cihazlar pahalıdır. Bununla birlikte sisteme gelen güncellemeler ve bakımlar ek bir maliyet oluşturmaktadır.

2. Cihazların eğitimli personeller tarafından kullanılması gerekmektedir.

3. Subgingival bitim sınırlarında daha fazla olmakla beraber dişeti marjinlerinin ölçüye kaydedilmesi zordur bunun için ek retraksiyon gerekebilir.

4. Arkın tamamı taranırken geleneksel ölçü yöntemlerine göre ölçü başarısı daha düşüktür. Özellikle dişsiz kreterin taranması zordur.

5. Ağız içinde bulunan metal restorasyon yüzlerinden ve tükürüğün temas ettiği bölgelerdeki optik yansımalar tarama yapılmasını zorlaştırmaktadır.

Dijital iş akışında; diş ve çevre dokuları üç boyutlu tarayarak dijital verilere dönüştüren tarama işleminden sonra tasarım aşamasına geçilir. Bazı yazılım programlarında hazır şablonlar kullanılırken bazılarında ise restorasyonu tasarlayan kişi restorasyonu kendi istediği formda tasarlayabilir. InLab yazılımında mevcut olan ve CEREC tarafından patenti alınmış olan "biogeneric" özelliği ile hastanın komşu doğal dişleri ile uyumlu morfolojide restorasyon tasarımı ve üretimi yapılabilmektedir (17).

Üretim aşaması eklemeli ve eksiltmeli üretim olmak üzere iki farklı yöntem ile yapılmaktadır.

#### **4.1.1. Eksiltmeli Üretim**

Eksiltmeli üretim yönteminde restorasyon, bütün bir bloktan kazınarak elde edilir. Bu yöntemde iki farklı sistem kullanılır; sulu işleme ve kuru işleme. Sulu işleme kullanılan frezlerin aşırı ısınmasını engellemek amacı ile kazıma işlemi sırasında soğuk su spreyi mekanizması kullanılır. Kazıma sırasında oluşabilecek ısıdan zarar görme ihtimali olan metal ve cam seramik materyallerde bu işlem uygulanır. Ayrıca yüksek ısıda presinterli bir zirkonyum oksit blok kullanımı sırasında da sulu işlem önerilir. Bu sistemlere örnekler; Everest, Zeno 8060 ve CEREC İnLab'dır. Kuru işlem yöntemi düşük ısıda presinterli zirkonyum oksit blokların kazınması sırasında kullanılır. Bu yöntemin avantajlarından bazıları; cihazların maliyetinin düşük olması ve blokların kurutulmasına gerek kalmaması böylece işlemin daha kısa sürede tamamlanmasıdır. Fakat yapılan yarı sinterleme işlemi düşük ısıda olduğu için materyallerde büzölmeye neden olması bir dezavantajdır. Bu sistemde kullanılan cihazlar; Lava form, Cercon ve Zeno 4030 dır. Frezeleme cihazları, freze eksenlerinin sayısına göre isimlendirilir; 3 eksenli, 4 eksenli ve 5 eksenli sistemler. 3 eksenli cihazlar; frezeleme cihazının X -, Y - ve Z - değerleri olmak üzere üç yönde hareket dereceleri vardır. 4 eksenli cihazlar; üç eksenlilere ek olarak, bileşen için gerilim köprüsü de sonsuz değişken bir şekilde döndürülebilir. 5 eksenli cihazlar; bir öncekine ek olarak, 5. eksen olarak frezeleme milinin döndürülmesi olanağı da vardır. Restorasyonun kalitesini, tek başına işleme eksenlerinin sayısı arttırmaz, materyal özellikleri, dijitalleştirme, veri işleme ve üretim süreci gibi birçok bileşenin ortak sonucundan etkilenir (4).

Geleneksel yöntemlerde kullanılan porselen toz ve likit ayarlanması gerekliliği, kondesasyon uygulamaları ve porselenin fırınlanma derecesi gibi sınırlamalar vardır. Bu sınırlamalar dikkate alınmadığında, yüksek gözenek hacmi, kristallerin nonhomojen dağılımı ve büyüklük farklılıkları, fırınlama büzülmesi gibi dezavantajlara sebep olur (18). CAD/CAM sistemleri ile yapılan restorasyon üretimlerinde geleneksel yöntemlerde karşılaşılan bu hatalar elimine edilmiş olur.

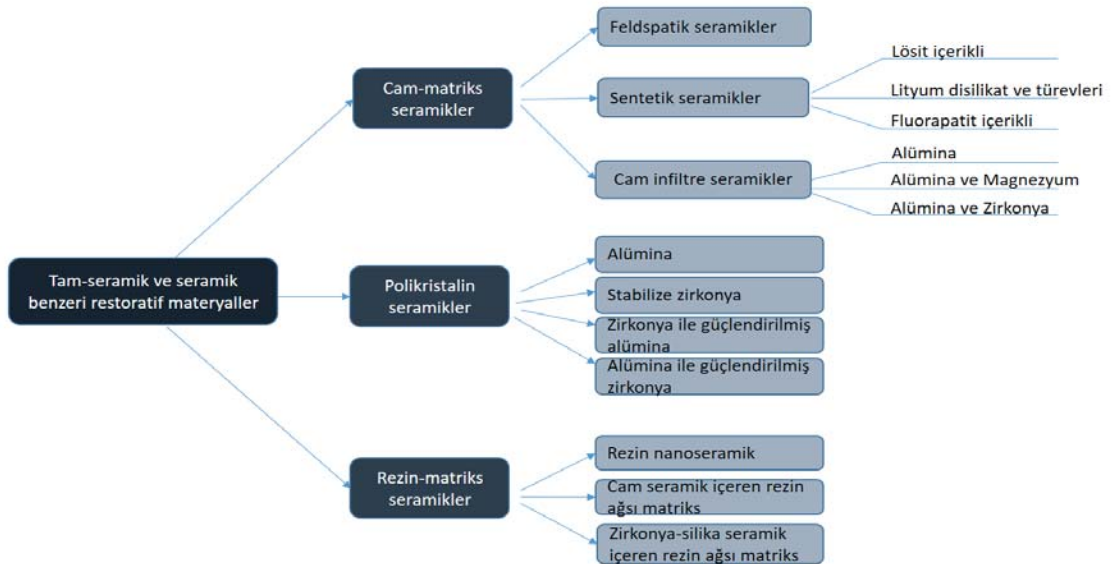
#### **4.1.1.1. Eksiltmeli Üretimde Kullanılan Materyaller**

CAD/CAM sistemlerinde materyal yelpazesi oldukça geniştir. Bu sistemde silikat seramikler, oksit seramikler, kompozit reçineler, PMMA (polimetil metakrilat), PAEK (poliarileterketon) ve PICN (polimer-sızdırılmış seramik ağ malzemeleri), titanyum, zirkonyum, krom-kobalt, cam seramik, hibrit seramikler, cam infiltre oksit seramikler, feldspatik seramikler, nanoseramikler, hibrit rezinler, poliüretan, dental mumlar kullanılmaktadır (16). CAD/CAM sistemlerinde kullanılan dental mumlar genellikle akrilat polimerlerden oluşur, dijital olarak tasarlanıp frezelenbildiğinden dolayı geleneksel yöntemlere göre zaman ve maliyet avantajı sunar. CAD/CAM kompozit reçine bloklar, diş hekimliğinde indirekt restorasyonlar için geliştirilmiş, polimerizasyon stresini minimize eden ve mekanik özellikleri geliştirilmiş malzemelerdir. Geleneksel direkt kompozitlerin en önemli dezavantajı olan polimerizasyon büzülmesi, bu bloklarda ağız dışında üretim süreci sayesinde kontrol altına alınmıştır. PAEK ailesi diş hekimliğinde restoratif ve protetik uygulamalarda, mekanik dayanıklılık, hafiflik ve üstün biyoyumluluk özellikleri nedeniyle klinisyenler tarafından giderek daha fazla tercih edilmektedir. Polietereterketon (PEEK), yüksek termal stabilitesi, kimyasal direnci ve kemik benzeri elastik modülü özelliklerinin yanı sıra metallere göre daha kolay frezelenbilir olması avantajlarına sahiptir. Krom-kobalt, titanyum gibi CAD/CAM metal

bloklar, CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliğindeki gelişimine önemli bir katkı sağlamıştır. Geleneksel döküm tekniklerine kıyasla nihai restorasyonlarda hata payını en aza indirerek daha hassas ve güvenilir sonuçlar sunar. Krom-kobalt, yüksek mukavemeti, aşınma direnci ve korozyona dayanıklı yapısıyla öne çıkar. Titanyum ise biyouyumluluğu ve hafifliğiyle bilinen, implant üstü restorasyonlar için sıklıkla tercih edilen bir malzemedir (11).

CAD/CAM de en sık kullanılan materyallerden olan seramikleri Gracis formülasyonlarındaki spesifik özelliklerine göre şu şekilde sınıflandırmıştır (19):

1. Cam matris seramikler: Cam fazı içeren metalik olmayan inorganik seramik malzemeler
2. Polikristalin seramikler: Herhangi bir cam fazı içermeyen metalik olmayan inorganik seramik malzemeler
3. Rezin matris seramikler: Porselenleri, seramikleri ve cam seramikleri içerebilen ağırlıklı olarak inorganik refrakter bileşikler içerenler.



Şekil 1. Seramik Restoratif Materyal Sınıflandırması (19)

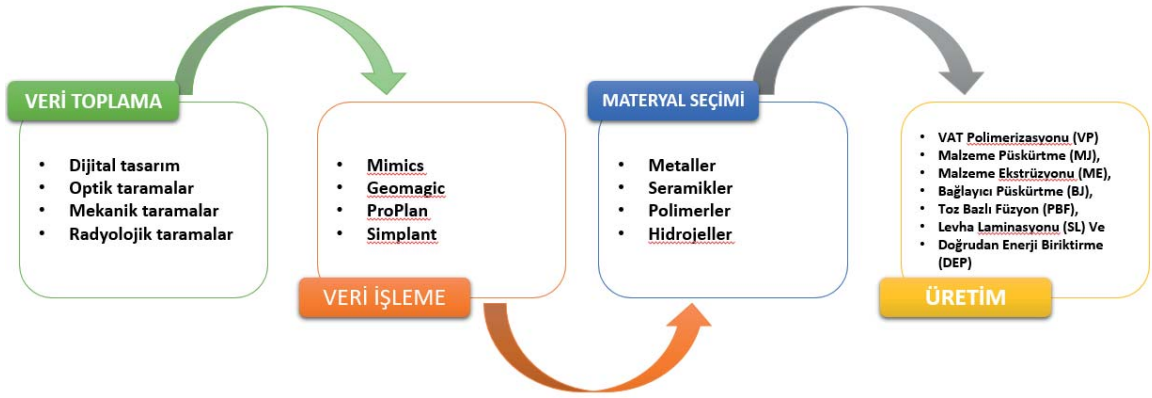
İlk grup olan cam matriks seramik ailesi kendi içerisinde üç alt gruba ayrılır: feldspatik seramikler, sentetik seramikler ve cam infiltre edilmiş seramikler. İkinci grup olan Polikristalin seramikler dört alt gruba ayrılır: alümina, stabilize zirkonya, zirkonya ile sertleştirilmiş alümina ve alümina ile sertleştirilmiş zirkonya. Son grup olan rezin matriks seramikler ise bileşimlerine göre üç alt gruplara ayrılmaktadır. Bunlar rezin nanoseramikler, cam sramik içeren rezin ağısı matriks, zirkonya-silika seramik içeren rezin ağısı matriks (19).

Rezin nanoseramikler; yüksek sıcaklıkta endüstriyel olarak polimerize edilen polimer bir matrise rastgele dağılmış nanometre boyutundaki silika veya zirkonyum seramik dolgulardan yapılır. Bu materyaller hem seramiklerin hem de kompozitlerin olumlu özelliklerini tek bir malzemede birleştirmektedir. Doğal dişlere benzer fiziksel özellikler gösterir. Bazı CAD/CAM seramiklerine göre kuvvet altında daha az çatlak yayılımı ve daha iyi kırılma dayanımı, yüksek aşınma direnci gösterebilmektedir ve onarılabirlik açısından tüm seramik malzemelere göre avantaj sunmaktadırlar (10, 20). Bununla birlikte, geleneksel seramiklere kıyasla karşıt dişleri nispeten daha aşındırır, bunun nedeni nanoseramiklerdeki polimer matrisin seramik bileşene göre aşınmaya daha yatkın olmasıdır. Nanoseramikler; inley/onley uygulamaları ve hem anterior hem de posterior tek kronlar ve köprüler dahil olmak üzere çeşitli endikasyonları bulur (16). Rezin nanoseramikler grubunda; Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya), Cerasmart (GC, Leuven, Belçika), Brilliant Crios(Coltene/ Whaledent AG, İsviçre), Shofu Block HC (Shofu Inc., Kyoto, Japan) ve Tetric CAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) yer almaktadır. Cerasmart 270, polimer matrise dağıtılmış nanometre boyutlu seramik dolgulardan oluşan bir nanoseramik bloktur. Cerasmart 270 içerik

olarak; Bis-MEPP, UDMA, dimetakrilat ko-monomerleri, %71 ağırlık silika (20 nm) ve baryum (300 nm) nanocamdır (21).

#### 4.1.2. Eklemeli Üretim

Eksiltmeli yöntemin dezavantajları arasında; frezlerin hızlıca aşınması, sınırlı geometrik yeniden üretilebilirlik ve restorasyonda mikroçatlakların oluşması bulunmaktadır (22). Bunun önüne geçebilmek için uzun yıllar otomotiv, endüstri, havacılık gibi birçok alanda kullanılan 3boyutlu (3B) üretim son yıllarda diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. 1980li yıllarda Charles Hull, ilk 3 boyutlu baskı cihazını geliştirmiş ve patentini almıştır. Katmanlı üretim (AM), hızlı üretim ve hızlı prototipleme gibi isimlendirmeler de yapılmaktadır. Eklemeli üretim dijital verilerden 3B katı bir nesne elde edilmesi amacı ile kullanılır. Amerikan Malzeme Test ve Üretim Derneği (ASTM) tarafından 'eksiltmeli üretim metodolojilerinin aksine genellikle katman katman, üç boyutlu (3B) model verilerinden nesnelere oluşturmak için malzemeleri birleştirme süreci' olarak tanımlanmaktadır (EN ISO/ASTM 52.900 terminoloji standardına göre). Artık madde oluşmaması, gelişmiş üretim doğruluğu, karmaşık yapıların bile rahatça ve seri üretilmesi, enerji verimliliği, maliyetlerinin düşük olması bu yöntemin avantajları ve popülerlik kazanmasındaki en önemli nedenlerdendir (6, 7, 23). Üretilen nesnelere katmanlı yapıda olması, daha büyük nesnelere üretilebilme imkanı, CT/MRI gibi 3B verilerden üretim sağlanabilmesi, frezeleme işlemi olmadığı için pasif bir üretim sağlanması, farklı materyaller kullanılarak özelleştirilmiş ürünlerin üretilebilmesi ile eksiltmeli üretimden ayrılmaktadır (5).



Şekil 2. AM teknolojisi iş akışı (6)

AM teknolojinin ana iş akışı; (1) veri toplama, (2) veri işleme, (3) üretim, temizleme ve kütleme olmak üzere son baskı prosedürünü içerir. İlk aşama olan veri toplama ve işleme adımları eksiltmeli üretimde olduğu gibi dijital bir görüntü elde etmek ve görüntülerin CAD yazılımları aracılığıyla dijital bir modelini oluşturmak için kullanılır. Elde edilen dijital veriler standart bir mozaikleme dili (STL) dosyasına dönüştürülür. Üretim aşaması, 3D yazıcıdaki STL dosyası kullanılarak nesnenin katman katman oluşturulmasıdır. Bu aşamada üretilecek nesnenin boyutu, yönü, baskı kalınlığı gibi parametreler kaydedilir. Nesnenin boyutsal doğruluğu, yazıcıya, materyale ve nesnenin karmaşıklığına bağlıdır. Daha sonra polimerizasyon sürecini tamamlamak için son işlem, nesne temizleme ve son kütleme gerçekleştirilir. Her yazıcı için üretici tarafından sağlanan farklı son işlem önerileri vardır (3).

3B yazıcıların performansı, temel olarak "doğruluk ve hassasiyet" parametreleri üzerinden değerlendirilir. Doğruluk, eklemeli yöntemler ile üretilen nesnenin boyutsal özelliklerinin, tasarım aşamasında belirlenen ideal geometriye olan yakınlığını ifade eder. Başka bir deyişle, gerçek nesne ile AM süreci sonucunda elde edilen transkript arasındaki boyutsal sapmaların derecesini ölçmektedir. Hassasiyet ise, aynı tasarımın tekrarlı üretimleri sırasında boyutsal tutarlılığın korunma derecesini yansıtır. Bir diğer ifadeyle,

bir AM transkriptinin birden fazla yinelenmesi arasındaki boyutsal uyum, sistemin yeniden üretilebilirlik ve tekrarlanabilirlik kapasitesini ortaya koyar. Bu iki parametre, 3B yazıcıların kalite kontrol süreçlerinde kritik rol oynamakta olup, imalat hatası analizleri ve proses optimizasyonu için temel ölçütler olarak kabul edilmektedir (5).

#### **4.1.2.1. 3B Yazıcılar**

AM teknolojilerini ASTM uluslararası komitesi F42 yedi kategoride sınıflandırmıştır (EN ISO 17296-2'ye göre):

- 1) VAT polimerizasyonu (VP)
- 2) Malzeme püskürtme (MJ),
- 3) Malzeme ekstrüzyonu (ME),
- 4) Bağlayıcı püskürtme (BJ),
- 5) Toz bazlı füzyon (PBF),
- 6) Levha laminasyonu (SL) ve
- 7) Doğrudan enerji biriktirme (DEP) (23, 24).

##### **4.1.2.1.1. Vat Polimerizasyon**

Vat polimerizasyon; "bir küvetteki sıvı fotopolimerin ışıkla aktive edilen polimerizasyonla seçici olarak kürlendiği 3B üretim süreçleri" olarak tanımlanmaktadır. Polimerizasyon için kullanılan ışık kaynağına göre sınıflandırılırlar; stereolitografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP), sıvı kristal ekran (LCD) tabanlı, aynı zamanda gün ışığı polimer baskı (DPP) ve sürekli sıvı arayüz üretimi (CLIP) (25).

##### **4.1.2.1.1.1. Stereolitografi (SLA)**

İlk olarak Chuck W. Hull tarafından tasarlanan ve 1986 yılında patentlenen SLA sistemlerinde, ultraviyole (UV) lazer ışık kullanılır. Yapı platformu, her katmanının kesit geometrisi tarafından belirlenen bir desende UV ışığına maruz bırakılarak reçine

polimerize edilir. ‘ Yukarı aşığı ’ prensibini kullanılır. Yapı platformu katman kalınlığına eşıt bir mesafede alçılır ve kürlenmemişı reçinenin önceki katmanı kaplamasına izin verir. Bu işlemler, basılı nesne üretilene kadar birkaç kez tekrarlanır. Bu teknolojiye polimerize edildikçe sıvıdan katıya yüksek doğrulukla geçebilen ışığa duyarlı polimerler kullanılır. SLA teknolojisi, hızlı üretim süresi, yüksek hassasiyet, pürüzsüz yüzeyler ve istikrarlı performans özelliklerine sahiptir (26, 27). SLA teknolojisi diş hekimliği alanında, geçici ve kalıcı kron ve köprülerin, cerrahi kılavuzların, şablonların ve diş modellerinin üretiminde uygulanmaktadır. Ancak basılı nesnelerin sitotoksitesisi, reaksiyona girmemiş reçine monomerlerinin sızmasıyla oluşabilir. Bu da, nesnelerin ömrünü etkileyebilmektedir (28).

#### **4.1.2.1.1.2. Dijital Işığ İşleme (DLP)**

DLP teknolojisini ilk olarak 1987 yılında Larry Hornbeck kullanmıştır. AM sınıflandırmasında SLA ile aynı kategoride olsa da kullanılan ışık kaynağı açısından farklıdır. DLP sisteminde de, dijital mikro ayna cihazı (DMD) olarak isimlendirilen ışığı yansıtmak ve her katmanı polimerize etmek için mikroskobik olarak küçük aynalar kullanılır. Aynalar ışığı projektörden projeksiyon lensine iletir. Işığ kaynakları arasındaki bu fark ile SLA bir seferde yalnızca bir noktayı, DLP ise bir katmanı polimerize etmektedir. DLP’de fiziksel nesne, SLA’daki gibi aşığı ve sıvı reçine içerisine girmek yerine, sıvı reçineden yukarı çekilir (7, 26). DLP sisteminde serbest radikal fotoduyarlı reçine kullanılır ve sistemin en büyük avantajı yüksek hassasiyette çalışmasıdır. Bu farklılıklardan dolayı SLA’da DLP’ye kıyasla karmaşık ve ince boyutlara sahip parçaların basılması yavaş fakat iyi kaliteyle sonuçlanırken, DLP yönteminde daha az ayrıntıya sahip daha küçük parçalar daha hızlı basılır (25) .

#### **4.1.2.1.1.3. Sıvı Kristal Ekran (LCD)**

LCD tekniği de DLP gibi foto-polimerizasyona dayanır ancak ışık projektörü yerine bir LCD monitörden parlayan bir dizi ışık yayan diyot (LED) ile üretilen UV ışığı kullanır. Diğer baskı yöntemlerine göre, LCD tekniği ucuzdur ve iyi çözünürlüğe sahiptir, ancak hizmet ömrünün kısa olduğu bilinmektedir (29).

#### **4.1.2.1.1.4. Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi (CLIP)**

DLP'nin gelişmiş bir tekniğidir. CLIP de, hem UV ışığına hem de oksijen geçirgen membran rezervuarın üst katmanına tutturulur. Alttaki UV projeksiyonu ışığa duyarlı reçineyi katılaştırdığı sırada oksijen inhibisyonu nedeni ile tankın altındaki sıvı reçine sabit bir sıvı alanı korur, 'ölü bölge' olarak adlandırılan bu alt katmanın polimerizasyonu önlenmiş olur. Bu sayede altta her zaman taze bir reçine kalmış olur ve baskının sürekliliği sağlanmış olur. DLP de kullanılan reçineler bu sistemde de kullanılabilir. Sistemin en büyük avantajı baskının hızlı olmasıdır. Katı modellerde ve yüksek viskoziteli reçinelerde verimliliği iyi değildir ayrıca sistemin anahtarı olan oksijen geçirgenlik membranı pahalıdır (25).

#### **4.1.2.1.2. Malzeme Püskürtme (MJ)**

Doğrudan mürekkep püskürtmeli baskı (DIP) veya polyjet baskı olarak da bilinmektedir. Malzeme püskürtmede bir bağlayıcı içeren bir süspansiyonun damlacıkları bir yapı platformuna seçici olarak biriktirilir. Damlacıklar alt tabakaya temas ettiğinde, kurutulur, soğutulur veya UV ışığı ile kürlenir. İkinci bir nozul seti tarafından eş zamanlı olarak oluşturulan destek yapılarının oluşturulur. Biriktirilen mürekkebin kurutulması ve çözücünün buharlaştırılması, yeşil parçaların yüksek yoğunluklu bir şekilde üretilmesini sağlar. Bu sistemde; metaller, seramikler ve polimerler kullanılabilir. MJ kullanılarak doğru boyutlarda düzgün kenarlara ve yüksek baskı çözünürlüğüne sahip nesnelere

oluşturulabilir. Bu teknolojinin en önemli avantajı, aynı anda birden fazla farklı malzemedan damlacıkları biriktirme yeteneğinde yatmaktadır (5, 30, 31).

#### **4.1.2.1.3. Toz Bazlı Füzyon (PBF)**

Bu sistem içerisinde seçici lazer sinterleme (SLS), seçici lazer eritme (SLM) ve elektro ışın eritme (EBM) olmak üzere üç farklı teknoloji mevcuttur. Sistemin en iyi özelliklerinden bir tanesi kullanılan tozun geridönüştürülebilirliğidir. Bu yazıcılarda toz ve yapı Odası olmak üzere iki oda bulunur ve tozu platforma yaymak için silindir veya bıçak kullanılır (32).

##### **4.1.2.1.3.1. Seçici Lazer Sinterleme (SLS)**

Seçici lazer sinterleme teknolojisi 1980'li yıllarda geliştirilmeye başlanmış, patenti 1989'da alınmıştır. Bu teknolojide lazer ışını toz parçacıklarına çarparak önce sıcaklığı erime noktasına kadar yükselterek bağ oluşturur, daha sonra birbirine ve daha önce oluşmuş katmana kaynaştırılır. Yazıcı platformu, tanımlanan katman yüksekliği kadar bir sonraki katmanın sinterlenmesi için alçaltılır. Bu sistemde en yaygın kullanılan lazer, karbondioksit (CO<sub>2</sub>) lazerlerdir. 3 boyutlu nesnenin elde edilmesi için ek bir destek gerekmez çünkü destek her katmandaki fazla toz ile sağlanır. Bu tip yazıcılarda kullanılan materyaller; metaller, seramik ve termoplastik polimerlerdir (polikarbonat (PC), poliarileterketon (PAEK) ailesi, poliamid (PA), polistiren (PS)). Elde edilen parçaların yüzeyinin pürüzlü, gözenekli olması ve üretim süresinin uzun olması bu sistemin dezavantajlarından (28, 33).

##### **4.1.2.1.3.2. Seçici Lazer Eritme (SLM)**

2005 yılında kullanıma sunulan bu sistemde sırası ile; CO<sub>2</sub> lazer, Nd: YAG fiber lazer ve ardından Yb: YAG fiber lazer kullanılmıştır. SLS tekniğindeki kısmi eritmenin yerini bu sistemde tam eritme almıştır. Yani SLS sisteminin daha yüksek enerjili lazer ile

kullanılan formudur. Daha güçlü lazerin kullanılması, odaklama boyutunun daha küçük ve katman kalınlığının daha ince olmasını sağlamıştır. Bunun sonucunda da SLS'ye göre daha güçlü ve yoğun parçalar üretilebilir. SLS daha çok polimer ve seramiklerin üretiminde kullanılırken, SLM metalik parçaların üretiminde daha yoğun kullanılmaktadır. Genellikle kullanılan metaller; kobalt-krom (Co-Cr), paslanmaz çelik, titanyum (Ti) alaşımlarıdır, son zamanlarda bunlara bakır ve alüminyumda eklenmiştir. Kullanılan metallerin oksidasyonunu engellemek amacı ile SLMde yapı odası inert bir gaz ile temizlenir (33).

#### **4.1.2.1.3.3. Elektron ışın eritme (EBM)**

En yeni teknolojilerden biridir. Kullanılan toz malzemenin eritilmesi için tungsten filamentten yayılan ve bir bobin tarafından düzenlenen elektron ışını kullanılır. Diğer toz yatağı füzyon sistemlerinden farkı da kullanılan bu enerji kaynağıdır. Elektronların gaz moleküllerine çarpmalarını engellemek için tüm süreç vakum odasında gerçekleşir (34).

#### **4.1.2.1.4. Malzeme Ekstrüzyonu- Erimiş Birikim Modellemesi (FDM)**

Erimiş filament üretimi olarak da bilinen bu sistem SLA'dan sonra en sık kullanılan ikinci 3B üretim yöntemidir. Bu sistemde, tel şeklindeki termoplastik malzemeler yumuşatılır. Isıtılmış viskoz plastik, bir ekstrüzyon başlığı (nozül) tarafından biriktirilir ve böylece nesne katman katman üretilir. Fakat bu katmanlar SLA' da olduğu gibi kendi içerisinde iyi bir bağlanmaya sahip değildir. Kullanılan materyaller düşük viskoziteli olmalıdır çünkü nozulları tıkamadan sürekli ekstrüzyon sağlamalıdır. En yaygın kullanılan FDM filamentleri; seramik, termoplastik polimerler ve düşük erime sıcaklığına sahip metallerdir. Diş hekimliği alanında en sık geçici kron

yapımında kullanılır. Diğer teknolojilere göre elde edilen ürünün yüzey kalitesi daha düşüktür ve cihazlar daha ucuzdur (28, 31).

#### **4.1.2.1.5. Bağlayıcı Püskürtme (BJ)**

1993 yılında patenti alınmış bağlacıyı püskürtme teknolojisinin geliştirilmesinde, mürekkep püskürtmeli yazıcılardan esinlenilmiştir. Üretim ilk olarak toz yatağında ince bir toz dağılımıyla başlar ve sonra bir silindir ile katman sıkıştırılır ve pürüzsüzleştirilir. Toz katman katman biriktirilir ve her katmanda sıvı bağlayıcı ile seçici olarak birleştirilir. Oluşturulan her katman sonrası platform aşağı iner. Bağlayıcıyı polimerize etmek için, basılı yapı yaklaşık 200 °C'lik düşük bir sıcaklıkta birkaç saat boyunca bir fırına yerleştirilir. Fırınlama sonrası son işlem olarak sinterleme yapılır. Farklı renkte parçalar üretilebilir. Üretilen nesnelere gözenekli yapıya sahip ve düşük mekanik özelliklere sahiptirler. Bu sistemde metal, seramik ve polimer kullanılmaktadır (24, 31, 35, 36).

#### **4.1.2.1.6. Lamine Nesne Üretimi (LOS)**

Eklenebilir ve eksiltilebilir üretimin beraber kullanıldığı bir tekniktir. Bu teknikte kullanılan materyaller önce levha haline getirilir, daha sonra bu levhalar ısı, basınç uygulaması ile birleştirilir. CO<sub>2</sub> lazer kullanılarak şekillendirme sağlanır. Bu teknikte; kağıtlar, kompozitler ve metaller kullanılabilir. Sistemin avantajı, doğruluğunun kabul edilebilir olması ve kullanılan materyallerin fiyatının nispeten düşük olmasıdır. Elde edilen nesnelere yüzeyinde belirgin merdiven deseni olması ve eksiltilebilir üretimde olduğu gibi fazla miktarda malzeme israf edilmesi sistemin dezavantajlarıdır (6, 37).

#### **4.1.2.1.7. Doğrudan Enerji Biriktirme (DEP)**

Doğrudan enerji biriktirme; üretim sırasında hem malzemenin hem de enerjinin aynı anda karakterize edildiği bir eklenebilir üretim yöntemidir. Enerji kaynağı olarak, lazer, elektron ışını ve plazma arkı kullanılır. Enerji kaynakları ile malzemeyi

eritilir ve erimiş madde bir nozul ile tel veya toz halinde biriktirilir. Oluşan katmanların önceki katmanlar üzerine biriktirilmesini sağlamak için hem nozul hem de enerji kaynağı yukarı doğru kayar. Nesne üretilene kadar bu işlem devam eder (38).

#### **4.1.2.2. 3B Yazıcılarda Kullanılan Materyaller**

Diş hekimliğinde 3B yazıcıların kullanılmaya başlanması biyomedikal uygulamalar için yeni materyallerin tanıtılmasına yol açmıştır. Eklemeli imalat estetik, mekanik, biyouyumluluk özelliklerinin yanı sıra üretim daha düşük maliyetli tedavilere olanak tanır. Eklemeli üretimde kullanılan materyaller; metaller, seramikler, polimerler ve hidrojellerdir (6, 7).

Dental ve tıbbi uygulamalarda kullanılan metallerin; biyouyumluluk, yeterli mekanik dayanım ve yüksek korozyon direnci gibi temel özellikleri sağlaması gerekmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan metaller; kobalt krom alaşımı, paslanmaz çelik ve titanyum ve titanyum alaşımlarıdır. Titanyum alaşımları ideal 3B metal malzemeler olarak kabul edilirler. Metal alaşımlar için sıklıkla SLS, SLM gibi PBF teknikleri kullanılmaktadır (6).

Seramik materyaller, estetik, biyouyumluluk, düşük yoğunluk, korozyon direnci, yüksek mukavemet, yüksek sıcaklık direncine sahip olmalıdır. En sık kullanılan seramik materyaller, alüminyum oksit veya alümina ( $Al_2O_3$ ) ve zirkonyumlardır. SLS, SLA ve toz bağlayıcı yazıcılar gibi teknikler ile üretilirler (39). Bağlayıcı püskürtme, malzeme ekstrüzyonu, malzeme püskürtme ve vat polimerizasyonu, doğrudan enerji biriktirme ve toz yatak füzyonunu gibi teknikler seramik üretiminde kullanılır (36).

%90 ila %99 oranında su içerikli ve 3B bir ağ yapısında hidrofilik polimer zincirlerine sahip olan hidrojeller, düşük immünojenite ve yüksek biyouyumluluk özellikleri gösterirler (6).

Diş hekimliğinde kullanılan polimerler, toz, filament, tabaka ve reçine formundadır. Yaygın olarak kullanılan çeşitleri; poliarileterketon (PAEK) ailesi, polilaktik asit (PLA), polikaprolakton (PCL), polimetil metakrilat (PMMA), PEG(polietil glikon), akrilonitril-bütadien-stiren (ABS), poli (laktik-ko-glikolik asit, PLGA) ve ultraviyole (UV) reçinelerdir (40). Polimerlerin üretiminde yaygın olarak SLS, SLA, FDM teknikleri kullanılmaktadır.

Eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan sıvı reçinelerde monomerlerin, oligomerlerin ve başlatıcıların kullanılması ile fotopolimerizasyon gerçekleşir. Foto başlatıcılar ve fotopolimerizasyona izin verecek UV emici bileşimler piyasada mevcut tüm reçineler arasında ortak olan yapılardır. Bu polimerizasyon için ya nesnenin her katmanını noktadan noktaya çizerek oluşturan SLA sistemi, ya nesnenin her katmanı için bir görüntü projeksiyonu oluşturan DLP sistemi ya da bir yüzey üzerine nozul yardımı ile reçine püskürtülmesi ile nesnenin oluşturulmasını sağlayan malzeme püskürtme (polyjet) sistemleri kullanılmaktadır. Bu sistemler içerisinde malzeme püskürtme hariç diğer ikisinde polimerizasyon için kütleme sonrası ek bir adım daha gerekmektedir (41, 42). Kullanılan bu sıvı reçinelerin bir litresinden yaklaşık olarak 300 adet tek kuran basılabilmektedir. Bu da maliyetten tasarruf edilmesini sağlamaktadır (43).

Diş hekimliğinde kullanılan reçineler akrilik bazlı fotopolimerlerdir. Fotopolimerize reçinelerin içerisine monomer yapısı olarak bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve üretan dimetakrilat (UDMA) kullanılabilir. Ancak bunlar yüksek viskoziteye sahip oldukları için bunların yerine etoksile edilmiş bisfenol A-dimetakrilat (Bis-EMA) gibi düşük viskoziteli monomerler tercih edilebilir. Buna ek olarak viskozitenin azaltılması için trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) da iyi bir alternatiftir. Mekanik özellikleri arttırmak amacı ile son yıllarda reçinelerin içerisine

seramik ilave edilmektedir. Seramik ilavesi ile birlikte nanohibrit reçine kompozitler olarak isimlendirilen yeni bir grup 3B üretim sınıflandırmasına eklenmiştir (43, 44).

Basılan nesnelerin doğruluğu katman kalınlığı, polimerizasyonun derinliği ve derecesi, yapı yönü, ışık kaynağının yoğunluğu ve açısı, katmanlar arasındaki büzülme, son kütleme gibi birçok parametreden etkilenmektedir. Yapı yöneliminin basılı nesnelerin biyouyumluluğunu ve doğruluğunu etkilediği düşünülmektedir. Yapılan bazı çalışmalarda nesnelerin basım açıları değiştirilmiş ve yük yönünün basılı katman yönüne dik olmasının dayanımı arttırdığı sonucuna ulaşılmıştır. Katman kalınlıklarının incelendiğinde, 100 µm katman kalınlığı üretimin süresini kısaltmasına rağmen doğruluğun azaltmasına neden olmaktadır. 50 µm'lik bir katman kalınlığı ile yapılan üretimin merdiven etkisini ve yüzey pürüzlülüğünü azalttığı düşünülmektedir. Aynı zamanda eğilme dayanımını arttırmaktadır. Bu nedenle 50 µm'lik katman kalınlığı üreticiler tarafından tavsiye edilmektedir (43, 45).

Daimi kron reçinesi olarak; Crowntec (Saremco, Dental AG, Switzerland), C&B MFH (Nextdent, Rock Hill, SC, USA), VarseoSmile TriniQ (Bego GmbH, VS), VarseoSmile Crown Plus (Bego GmbH, VS), CB Resin (FormlabsDental, Berlin, Germany), Sprintray Ceramic Crown, Rodin Sculpture 2.0, Detax Freeprint Crown composite, Irix Max (DWS) ve Irix Plus (DWS), Flexcera Smile Ultra+ kullanılmaktadır.

#### **4.1.2.3. Diş Hekimliğinde 3B Yazıcıların Kullanım Alanları**

Son yıllarda 3B yazıcıların diş hekimliğinde kullanımı yaygınlaşmaya başlamıştır. Ortodonti, protetik ve restoratif diş hekimliği, çene cerrahisi, implantoloji, periodontoloji gibi diş hekimliğinin birçok alanında kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde 3B yazıcılar ile; hareketli tam ve kısmi protezler, daimi kron ve köprüler, geçici kronlar, implant ve implant parçaları, çene yüz protezleri, okluzal splint, tanı modelleri, cerrahi şablonlar,

ortodontik apareyler, braketler, sert ve yumuşak doku rejenerasyonu için iskeletler üretilebilir (7, 40).

Tanı modellerinin 3B olarak üretilmesi alçı modellere göre daha düşük ağırlık, daha yüksek dayanıklılık ve aşınma direnci sunar. 3B modellerin tekrarlanma avantajı ile birlikte dijital verileri saklamak ve paylaşmak daha kolaydır. Geleneksel olarak üretilen geçici veya daimi kron ve köprüler teknisyenin tecrübelerine bağılıdır. Eksiltmeli yöntem ile üretilenlerde ise artık malzeme fazla kalmaktadır. Bu dezavantajlar 3B baskı ile üretilen kron/köprülerde görülmemektedir ve bu kronlar iyi bir marjinal uyum, yüksek dayanıklılık sunmaktadır. TME rahatsızlıklarının tedavisinde kullanılan oklüzal splintlerin üretimi yine geleneksel, eksiltmeli üretim tekniğı ve 3B baskı ile yapılmaktadır. Geleneksel yöntemin üretim hataları ve maliyeti, CAD/CAM'deki aynı anda maksimum iki splintin üretimi yapılması gibi dezavantajlarına karşı 3B yazıcı ile üretimde üretim verimliliğı fazladır bu sayede de maliyetten ve zamandan kazanç sağlanmaktadır (45).

Sabit protezler (kron, köprü, inlay, onlay vb) için konvansiyonel yöntemler hala yeterli değildir. Dijital yöntemler ile üretilen restorasyonların doğruluğı konvansiyonel üretim yöntemlerine göre daha iyidir. Aynı zamanda üretim hızı (yaklaşık 20 dakikada tek kron üretimi) yönünden de avantaj sağlamaktadır (6). Yapılan çalışmalarda 3B yazıcılar ile üretilen daimi kronların ağızıçi kullanıma uygun sertlik ve çekme mukavemetine sahip olduğı belirtilmiştir (46). Daimi kron restorasyonları üretimleri için sıklıkla SLA, nanoparitikül püskürtme (NPJ) ve DLP teknolojileri kullanılmıştır. En sık kullanılan daimi restorasyon materyalleri polimer bazlı kompozitler ve zirkonyumlardır. Eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan reçinelerin en temel dezavantajlarından biri doldurucu hacimleridir. Reçinenin fazla miktarda doldurucu içermesi, üretim sırasında

akışkanlığını azaltacağından mekanik özelliklerini bozabileceği düşünülmektedir. Bu nedenle eksiltmeli üretim ile kullanılan reçinelere (%80-85 ağırlık) kıyasla eklemeli yöntemlerde kullanılan reçineler önemli ölçüde daha az oranda dolgu maddesi (%30-50 ağırlık) içermektedir (47).

Tam protezlerin doku adaptasyonları protezler için önemli bir kriterdir. Eksiltmeli yöntem, 3B baskı ve geleneksel yöntemler ile üretilen tam protezlerin karşılaştırıldığı bir çalışmada 3B baskı ile üretilen protezlerin taban uyumu ve tutuculuğu daha iyi bulunmuştur (48).

Oral implantoloji alanında 3B yazıcıların kullanılması ile teknik hataların önüne geçilmiş, işlem süresi kısalmış ve basitleştirilmiştir. Cerrahi guide sayesinde implantların konumlarının doğru ayarlanması sağlanmış, tedavi sonuçları öngürülebilir hale gelmiştir (45).

#### **4.2. Diş Hekimliğinde Renk**

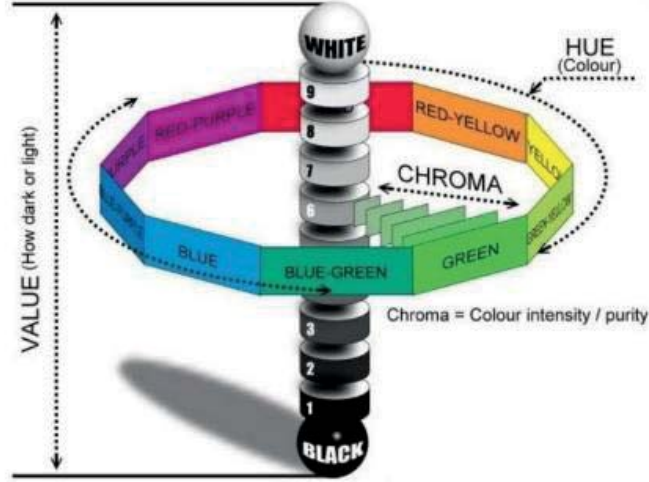
Diş hekimliğinde renk, restoratif ve protetik tedavilerin estetik başarısını doğrudan etkileyen kritik bir parametredir. Renk algısı, temelde üç bileşenin etkileşimi sonucu oluşan fizyolojik ve fiziksel bir süreçtir: ışık kaynağı, nesne ve gözlemci. Işık, elektromanyetik spektrumun insan gözü tarafından algılanabilen bölümünü oluşturan bir elektromanyetik radyasyon formudur. +360-760 nm dalga boylarına sahip ışık insan beyni tarafından algılanmaktadır. Işık maddeyle etkileşime girdiğinde üç temel fiziksel süreç gözlemlenir: yansıma, soğurulma ve iletim. Yansıma, ışık demetinin bir yüzeye karşılaştığında gelme açısına eşit açıyla geri dönmesi olayıdır. Soğurulma sürecinde ise, foton enerjisinin malzeme tarafından emilmesidir. İletim ise ışığın malzeme içinden geçişini ifade eder. Gözlemci faktörü, insan renk algısının biyolojik ve nörolojik boyutunu temsil eden insan gözü/beyin sisteminden oluşmaktadır. Görünür ışığın göze

girmesi ile insan retinasındaki renk reseptörleri uyarılır. Görme ile ilgili kranial sinir olan optik sinir aracılığıyla beynin görme ile ilgili korteksine iletilerek renk algısı oluşmaktadır (49).

Estetik diş hekimliğindeki gelişmeler ile birlikte kullanılan materyallerdeki renk stabilitesi daha çok önem kazanmıştır. Diş hekimliğinde renk eşleştirilmesinde iki temel kriter çok önemlidir; algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşikleri. İki örnek arasındaki renk farkı gözlemcilerin %50'si tarafından görülebiliyor ve diğer %50 hiçbir fark göremiyor ise, %50:50 algılanabilirlik eşigini ifade eder. Nesnelere arasındaki renk farkı gözlemcilerin %50'si tarafından kabul ediliyor ve diğer %50 kabul etmiyor ise, bu %50:50 kabul edilebilirlik eşigine karşılık gelir. Diş hekimliğinde algılanabilir ve kabul edilebilir bir renk eşleşmesi için bu eşik değerlerde ya da altında bir renk farkı olmalıdır. Bu değerler restorasyonlarda renk, yarı saydamlığını tanımlar (50, 51).

20. Yüzyılın ilk yıllarında Munsell renkleri hue, value ve chroma olarak ayırmış. Renk seçiminde önce value sonra chroma en son olarak da hue değerlendirilir. Hue, renklerin spektrumunda saf halinde bulunan adıdır, kırmızı, sarı, yeşil, mavi ve mor olmak üzere beş ana grup ve ana tonların ortasında bulunan beş ara tondan oluşur. Value, rengin açıklığını veya koyuluğunu ifade eder. Value, en aşağıda '0' değerini ifade eden siyahtan en üstte ise '10' değerinin ifade eden beyaza dikey ekseninde değişir. Bir rengin aynı değerdeki nötr renkten ayrılma derecesi olarak ifade edilen chroma ise rengin canlılığını belirtir, düşük chromalı renkler daha zayıf, yüksek chromalı renkler ise daha güçlüdür. Munsell renk sistemi, standart bir renk belirleme sistemi olarak birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır (Şekil 3). Renklerin üç boyutlu düzenlemesine Munsell renk uzayı denilmektedir. Daha sonra, bir rengin görsel olarak Munsell renk tabloları

kullanılarak değerlendirildiği şekilde hue, value ve chroma açısından bir harf/sayı kombinasyonu olarak ifade edildiği Munsell Renotasyon Sistemi olarak güncellendi (52).



Şekil 3. Munsell renk sistemi

İlk zamanlarda renk seçimi yapılırken geleneksel renk skalaları ile görsel seçimler yapılmıştır. Bunun için Vita firması tarafından Vita Lumin Vacuum renk kılavuzu (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) tanıtılmış daha sonra 90'lı yıllarda Chromascop renk kılavuzu (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) tanıtılmıştır. Vita Lumin Vacuum renk kılavuzu, A (kırmızımsı kahverengi), B (kırmızımsı sarı), C (gri) ve D (kırmızımsı gri) harfleriyle renk tonunu (hue) 4 grupta ayırmakta ve ayrıca artan chroma ve azalan value göre sayısal sıra ile göstermektedir. Toplamda 16 sekme bulunmaktadır. Chromascop renk kılavuzu ise renk tonuna (hue) göre 5 gruba ayrılır ve ayrıca chroma ve value göre sınıflandırılır. Grup 100 beyaz, grup 200 sarı, grup 300 açık kahverengi, grup 400 gri ve grup 500 koyu kahverengidir. Renk seçimini daha basitleştirmek, doğru rengi daha hızlı seçmek ve laboratuvar ile iletişimi hızlandırmak amacı ile ağartılmış dişler için de bir grup oluşturularak toplam 6 gruptan oluşan Vitapan 3D-Master renk kılavuzu (VITA Zahnfabrik) 1998 yılında tanıtılmıştır. Renk sekmeleri 3 basamaklı sayı-harf-sayı ile belirtilmektedir. İlk sayı value'yu, harf hue'yu ve son sayı da chroma'yı ifade

etmektedir. Kılavuzda L-M-R harfleri kullanılmaktadır, L harfi sarı tonu, M harfi orta tonu ve R harfi kırmızı tonu belirtir (53).

Diş hekimliğinde rutin olarak renk kılavuzlarındaki referans renk tonları ile renk seçimi yapılmaktadır. Fakat yaş, cinsiyet, göz yorgunluğu, görme bozuklukları ve aydınlatma gibi faktörler seçimi etkileyebileceğinden dolayı tartışmalı olduğundan güvenilirliği arttırmak amacı ile enstrümental renk ölçümü yapılmaktadır. L\*, a\* ve b\* olmak üzere 3 değer kullanılarak niceliksel olarak belirlenen bir renk sıralaması sistemi 1976 yılında Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) tarafından geliştirilmiştir ve nesne, aydınlatıcı ve gözlemci olmak üzere üç temel bileşeni vardır. CIE sistemindeki L\*, Munsell değerindeki value değişkenidir, a\* ve b\* ise chromaya karşılık gelmektedir (51); L\* değeri bir nesnenin açıklığının, a\* değeri kırmızılığın (pozitif değer) veya yeşilliğinin (negatif değer) ve b\* değeri sarılığın (pozitif değer) veya maviliğinin (negatif değer) ölçüsüdür (53). CIELAB renk sisteminde, iki örnek arasındaki renk farklılıkları Delta E ( $\Delta E$ ) formülü ile gösterilmektedir. Bu formül (51):

$$\Delta E^*_{ab} = ((\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2)^{1/2}$$

İki örneğin  $\Delta E$  değerleri arasındaki formül ise:

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

CIELAB sistemi ile restorasyonlardaki küçük renk farklılıklarının algılanmasında yaşanan sıkıntıları gidermek amacı ile 'International Commission on Illumination' 2001 yılında CIE2000 olarak isimlendirilen yeni bir formül sunmuştur. Güncellenen bu formül ile iki örnek arasındaki renk farkı CIEDE2000 ( $\Delta E_{00}$ ) formülü ile gösterilmektedir (50).

Ağız içerisinde uzun süre kullanım sonrası renk stabilitesinin korunması önemli bir konudur. Materyallerdeki renk değişimleri ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır ve  $\Delta E^*$  değerleri değerlendirilmiştir.  $\Delta E^* < 1$  olduğunda görsel olarak algılanamaz olarak kabul

edilir.  $1 < \Delta E^* < 3,3$  aralığında renk değişimi klinik olarak kabul edilebilir ve yalnızca tecrubeli kişiler tarafından tespit edilebileceği kabul edilir.  $\Delta E^* > 3,3$  olduğunda renk değişiminin klinik olarak kabul edilemez ve herkes tarafından kolayca algılanabileceği kabul edilir (54).

#### **4.2.1. Renk Ölçüm Yöntemleri**

Tüm renk ölçüm cihazları üç parçadan oluşur: bir dedektör, sinyal düzenleyici ve sinyali dış laboratuvarında veya operasyonda kullanılabilen verilerle dönüştüren yazılım. Kullanılan bu cihazlar için güvenilirlik ve tekrarlanabilirlik önemli bir husustur. Güvenilirlik, aynı ölçüm cihazı ile aynı nesnenin tekrarlanan ölçümlerinin aynı değerleri vermesi olarak tanımlanabilir. Kesinlik ise tekrarlanan ölçümlerin birbirine yakınlığını ifade eder (55). Aşağıda renk ölçüm cihazlarının örnekleri verilmiştir:

- 1) kolorimetreler
- 2) spektrofotometreler
- 3) dijital kameralar
- 4) hibrit cihazlar ve
- 5) spektrometreler (56).

##### **4.2.1.1. Kolorimetre**

Kolorimetre, insan gözü ile aynı hassasiyete sahiptir ve rengi (hue, chroma ve value) sabit aydınlatma ve gözlemci koşulları altında ölçülebilir. Temel optik elemanları; ışık kaynağı, dedektör (üç veya dört filtre) ve entegre küredir. Kolorimetreler genel olarak nesne tarafından yansıyan ışığı filtreleyerek tristimulus değerlerini (CIE XYZ) ölçer ve bunları CIELAB değerlerine dönüştürür (56). Kolorimetrelerin, iyi tekrarlanabilirliğe (%92,6) sahip olduğu ve renk farkı ölçümleri için doğru olduğu gösterilmiştir. Nispeten küçük ve taşınabilir cihazlardır. Kolorimetreler düz yüzeyleri ölçmek için tasarlanan

cihazlardır fakat diş yüzeyleri genellikle düz değildir ve yüzey anomalileri bulunabilmektedir, bu da bu cihazlar için bir dezavantajdır. Ayrıca 'edge loss effect' olarak adlandırılan dişlerin yarısaydam renginden dolayı diş kenarlarından ışık kaybına neden olarak ölçümde yanlış değerler verebilmektedir (57). ShadeEye NCC; Shofu Dental, Digital Shade Guide DSG4; Rieth), ShadeVision; X-Rite kolorimetreye örnek olarak verilebilir. ShadeEye nokta ölçüm cihazıdır, shadeVision ise tam diş ölçüm cihazıdır. Tam diş ölçüm cihazlarında kenar kaybı etkisi daha az görülmektedir (52).

#### **4.2.1.2. Spektrofotometre**

Spektrofotometreler genellikle yüzey renklerinin analizinde kullanılır. Temel olarak, ışık kaynağı, detektörden ve monokromatörden oluşur. Görünür spektrumda 1-25 nm aralıklarla bir nesneden yansıyan ışık enerjisi miktarını ölçen bir çeşit fotometredir. Işık önce giriş açıklığından ve test edilecek numuneden geçirilir. Numune tarafından dalga boyları seçici olarak emilir ve daha sonra ışık çıkış açıklığından geçerek detektöre çarpar (56). Ölçülen yansımayı renk koordinatlarına (CIELAB, CIEXYZ veya CIELCH) ve çeşitli renk tonu değerlerine dönüştürebilir. Bu ölçüm tek bir ton olabileceği gibi bir diş yüzeyindeki ince ton farklılıklarını haritalayabilir. Genel olarak, spektrofotometreler nokta ölçüm cihazı veya tüm diş ölçüm cihazı şeklinde sınıflandırılabilir. Spectroshade (MHT Optic Research AG, Crystaleye; Olympus) tüm diş ölçüm cihazlarına örnektir, tek bir görüntüde tüm dişin renkli topografik haritasını sunar ve bunun için de daha iyi tekrarlanabilirliğe sahiptir ve diş yapısı hakkında daha tutarlı bilgi sağladığı öne sürülmektedir. Vita Easyshade (Vita Zahnfabrik, Shade-X; X-Rite) ise nokta ölçüm cihazlarına örnektir, optik cihazın açıklığının çapı boyutlarında diş üzerindeki küçük bir alanı ölçer bu da birkaç referans ölçümü gereksinimine neden olmaktadır (55). Vita Easyshade ve Spectroshade cihazlarının renk ölçümleri için yapılan çalışmalarda

tekrarlanabilirliği sırasıyla %96,4 ve %96,9, doğrulukları sırasıyla %92,6 ve %80,2 olduğu gösterilmiştir. Ağız içerisinde kullanım sırasında dikkat edilmesi gerekmektedir çünkü bu cihazlarda buğulanma olması yanlış sonuçlara neden olabilmektedir, ayrıca temas ölçüm cihazları olduğundan, cihazların uçlarının sabit tutulması gerektiğinden hastada dişeti dokusunda hafif rahatsızlık meydana gelebilir (57).

#### **4.2.1.3. Dijital Kameralar**

Dijital kameralar, bir çeşit elektronik gölge eşleştirme cihazlarıdır. Spektrometreler gibi temassız ölçüm cihazlarıdır. Fotositler olarak adlandırılan milyonlarca küçük iřđa duyarlı parçadan oluşan yük-bağlantılı cihazlar kullanarak görüntü elde edilir. Dijital kameralar, her piksel için kırmızı, yeşil ve mavi (RGB) değerleriyle temsil edilen görüntüleri verir. Görüntü sonrası analiz için RGB değerleri cihazdan bağımsız CIE XYZ, CIE LAB vb. renk sistemlerine dönüştürülür. Renk eşlemesi ve iletişim için yaygın kullanılan bu cihazlar tüm diş yüzeyini değerlendirerek kapsamlı bir resmini oluşturur, yarı saydamlık ve düz olmayan yüzeylerden kaynaklanan hatalar azaltılır, kalıcı bir görüntü veritabanı sağlar. Genel olarak bir dezavantaj bildirilmemesine rağmen metamerizm fenomeni nedeniyle farklı işıklandırma koşulları altında farklı diş renklerinin aynı görünmesi sorunu yaşanabilmektedir bu da aydınlatmanın dijital görüntüleme sistemindeki önemini göstermektedir (56, 57).

#### **4.2.1.4. Hibrit Cihazlar**

Dijital kameraların ve spektrofotometrenin bir kombinasyonu (SpectroShade) olan cihazlardır (56).

#### 4.2.1.5. Spektrometreler

Spektrometreler, görünür spektrumda nesnelere yayılan veya yansıyan ışığa, parlaklık gibi radyometrik nicelikleri ölçer. Kolorimetrik değerleri renk koordinatlarına (CIEXYZ, CIELAB ve CIECLH) dönüştürülebilir.

Spektrometrenin spektrofotometreden temel farkı sabit bir ışık kaynağı içermemesi ve temaslı ölçüm cihazı olmasıdır. Temas ölçüm cihazlarında yarısaydam materyallerde yaşanan kenar kaybı etkisi bu cihazlarda görülmemektedir. İki farklı tasarım geliştirilmiştir. Geleneksel tarama cihazlarında, tek bir fotodiyot dedektör her dalga boyundaki ışık miktarını kaydeder, diğer tasarımda ise, her dalga boyu için özel bir elemanın mevcut olduğu bir diyot dizisi kullanılır. En hassas renk ölçümü yapan cihazlardır ve nispeten pahalıdır. Bu cihazlara örnek olarak; SpectraScan (PhotoResearch, ABD), Minolta CS1000 (Konica Minolta, Inc., Japan) gösterilebilir (56, 57).

#### 4.3. Diş Hekimliğinde Yüzey Özellikleri ve Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü; üretim sonrası materyalin yüzey yapısındaki düzensizlikler olarak belirtilmektedir. Pürüzsüz yüzeyli restorasyonlar hem estetik hem sağlık açısından diş hekimliği için önemlidir. Zayıf ağız hijyeni ve intraoral termal değişiklikler, kullanılan materyallerin yetersiz polimerizasyonu ve cilalama prosedürleri, su emilimi, yiyecek ve içeceklerden etkilenmesi gibi etkenler dental materyallerde pürüzlülüğe neden olmaktadır. Yüzeyin pürüzlü olması plak tutulumu ve renk bozulması ile doğrudan ilişkilidir. Pürüzlülüğün artması restorasyonda lekenlenmelere, plak birikiminin artması ile diş taşı oluşumuna, dişeti iltihaplanmalarına, sekonder çürüklere ve karşıt dişlerde aşınmalara dolayısıyla dikey boyut kaybına neden olmaktadır (10, 58, 59).

Yüzey pürüzlülüğü değerleri, yüzey profilinin en tepe noktaları ve en derin noktaları kaydedilerek elde edilmektedir. **Ra**, **Rz**, **Rq**, **Rt**, **Rsk** ve **Rku** gibi parametreler

yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde yüzey pürüzlülüğü parametresi olarak en sık Ra değeri kullanılmaktadır. Ra değeri yükseklik sapmalarının aritmetik ortalamasıdır. Basit ve anlaşılabilir bir parametredir (60). Yapılan çalışmalarda Ra eşik değeri 0,2 µm olarak belirtilmiştir (9). Bu değer plak birikim eşiğidir. Ra değerinin 10 µm ve üzeri olduğunda ise klinik olarak kabul edilemez denilmektedir (61). Rz değeri ölçülen yüzeylerdeki en yüksek tepe ile en derin çukurun arasındaki ortalama yükseklik farkıdır. Yüzeylerdeki en belirgin yükseklik farkının ölçülmesinde kullanılır (62). Rq değeri, yüzey boyunca ölçülen yükseklik sapmalarının karelerinin ortalamasının karekökünü verir. Yüzeydeki dalgalanmaları iyi bir şekilde yansıtmaktadır. Rt değeri, en yüksek tepe ile en derin çukur arasındaki mutlak farkı temsil etmektedir. Rsk değeri, yükseklik sapmalarının dağılımının simetrik olup olmadığını gösterir. Rku değeri ise yüzeydeki pürüzlerin şeklini değerlendirmek için kullanılır. Yani yüzeydeki pürüzlülüğün ne kadar sivri veya basık olduğunu göstermektedir (60).

Üretim sonrası materyallerin yüzeyleri direkt olarak kullanıma hazır değildir. Bu yüzden yüzeyleri hazırlamak amacı ile bazı işlemler uygulanmaktadır. Restorasyon yüzeylerini bitirmek için sıklıkla tungsten karbür bitirme frezleri, elmas döner aletler, silikon kauçuk diskler ve silikon karbür veya alüminyum oksit kaplı aşındırıcı diskler gibi aletler kullanılır (58). Fakat rezin matris içerikli CAD/CAM blokları içerikleri nedeni ile glaze fırına atılmaz, geleneksel parlatma işlemleri uygulanır. Son zamanlarda bu materyaller için yüzeyindeki mikroçatlakları doldurmak, aşınmalarını azaltmak ve renk değişikliklerini azaltmak amacı ile yeni materyaller piyasaya sunulmuştur. Optiglaze (GC Corporation, Tokyo, Japan (OG)) ve Palaseal denture lacquer (Kulzer GmbH, South Bend, IN (PS)), Vita Akzent LC; Vita Zahnfabrik (VA)) bu materyallere örnek olarak verilebilir (9).

### **4.3.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri**

Diş hekimliğinde yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için birçok farklı yöntemler tanıtılmıştır. Bunlar; optik ve taramalı elektron mikroskobu gibi nitel yöntemler ve temaslı iğne profilometrisi, optik/lazer temassız profilometri, atomik kuvvet mikroskobu gibi nicel yöntemlerdir.

#### **4.3.1.1. Profilometre**

Profilometreler farklı diş macunlarının dentin aşınmasına etkisini incelemek için diş hekimliği alanında ilk kez 1972 yılında kullanılmıştır. Profilometre ile yüzey morfoloji ve yüzey pürüzlülüğü değerleri iki boyutlu (2B) olarak elde edilir. Fiziksel bir prob kullanılarak veya ışık kullanılarak ölçümler yapılabilir. Temaslı ve temassız profilometreler olmak üzere iki tür profilometre mevcuttur. Temas profilometreleri ise yüzey boyunca hareket ettirilen bir prob ile yüzey profilini kaydeder. Probun dikey hareketi, 2 ila 250 µm arasında değişen derinliği gösteren bir dijital sinyale dönüştürür. Basit bir yöntem olsa da temas olması nedeni ile okuma etkilenebilir ve örneklerle zarar verme ihtimalleri vardır. Optik profilometre olarak da isimlendirilen temassız profilometrelerde yüzeyi taramak için lazer ışığı kullanır ve genellikle çapı 100 µm'nin altında olan bir ışık noktası yüzeye yönlendirilir. Bu tür profilometreler basit çizgi profili yerine yüzey düzlemi oluştururlar. Bu da hacimsel kayıp analizine neden olabilmektedir. Optik profilometreler, temas profilometrelerinde temas sonucu yaşanan sıkıntıları ortadan kaldırır. Fakat yarısaydam yüzeyler ölçüm sırasında tutarsızlıklara neden olabilir, bunu ortadan kaldırmak için optik profilometre tarafından taranan örneğin polivinil siloksan baskısını kaydetmek gerekir (63, 64). Temas profilometresine alternatif olarak son yıllarda konfokal lazer taramalı mikroskopisi (CLSM) tanıtılmıştır. Aşınmış mine yüzeyinde daha sıklıkla kullanılan bu yöntem bir lazer yardımı ile yüzeyi tarar ve

konfokal görüntüleme ile yüzeyin 3B görüntülerini üretir. CSLM 'odak dışı' floresan bilgilerini filtrelemesi ile daha geniş alanlı mikroskopi tekniklerinden ayrılır (64, 65).

#### 4.3.1.2. Atomik kuvvet mikroskobu (AFM)

AFM, ilk olarak Gerd Binnig, Calvin Quate ve Christoph Gerber tarafından 1986 yılında tanıtıldı. *AFM*, bir atom boyutu kadar olan yükseklik değişikliklerini hem 2B hem 3B olarak ölçebilen çok yüksek çözünürlüğe sahip bir mikroskopi biçimidir. Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmede en güvenilir yöntemdir (66). AFM 0,05 nm'ye kadar yüksek yanal çözünürlüklerde ve düşük gürültü seviyelerinde tarama yaparak niceliksel bilgi vermektedir. AFM'de uç ile örnek arasındaki atomik kuvvetlerin ölçülmesiyle görüntü elde edilir. AFM konsolunun sapmasına neden olan kuvvetler için "atomik kuvvet" terimi kullanılır ve AFM ölçümlerindeki en baskın atomlar arası kuvvetler van der Waals kuvvetleridir. Yüzey topografisini kaydetmek için en sık sabit kuvvet modu kullanılır ve bir yüzeyin sürtünme özellikleri hakkında bilgi edinilebilir. Sürtünme etkilerinin her zaman istenmediği çok yumuşak dokularda ise dokunma modu kullanılır. Temaslı, temassız ve aralıklı(dokunma) modu olmak üzere 3 modda tarama yapılmaktadır. Minedeki erozyonları erken safhalarında gösterebilmektedir (59, 64, 67). Yüzey pürüzlülüğünün AFM ile incelenmesinde diğer tekniklere göre daha yüksek çözünürlüklü ve daha ayrıntılı değerlendirme yapılır fakat maksimum ölçüm aralığı 100 µm x 100 µm boyutlarındaki bir yüzeyle sınırlıdır (58).

**Tablo 1.** Profilometre ve AFM Karşılaştırması

| Özellik            | Profilometre                    | Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)        |
|--------------------|---------------------------------|---------------------------------------|
| Çözünürlük         | Mikrometre (µm) düzeyinde       | Nanometre (nm) düzeyinde              |
| Ölçüm Alanı        | Geniş (milimetre düzeyinde)     | Küçük (mikrometre veya daha küçük)    |
| Hız                | Hızlı                           | Yavaş                                 |
| Kullanım Kolaylığı | Nispeten kolay                  | Karmaşık, uzmanlık gerektirir         |
| Maliyet            | Daha ucuz                       | Daha pahalı                           |
| Uygulama Alanı     | Klinik öncesi materyal testleri | Nanometre düzeyinde detaylı analizler |

#### **4.3.1.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)**

Taramalı elektron mikroskobunun ilk prototipi 1935'te geliştirilmiştir. SEM, nesnelerin çok ince bir ölçekte incelenmesini ve görüntülerin yüksek büyütme oranlarında (50x - 10.000x ve üzeri) taranmasını sağlar. SEM bir numunenin odaklanmış bir elektron demetiyle taranması prensibi ile çalışmaktadır. Elektron demeti numune yüzeyine ışınlanır, ikincil elektronlar yayılarak yüzey topografyasının görüntülenmesi için pozitif yüklü bir dedektöre çekilir. Elektron demeti numune içindeki atomlarla etkileşime girdiğinde ikincil elektronlar, geri saçılmış elektronlar, fotonlar ve X ışınları dahil olmak üzere çeşitli sinyaller yayılır. İkincil elektronlar, SEM sistemi tarafından genellikle yüksek çözünürlüklü ve büyütme malzemelerin morfolojik görüntülerini üretmek için kullanılır. Numuneler incelenmeden önce hazırlanması gerekmektedir. Malzemeler mekanik olarak inceltilir ve parlatılır. Eğer incelenecek olan materyal iletken olmayan bir malzeme ise karbon, altın, platin ile kaplanarak öncelikle iletken hale getirilmelidir (68, 69). SEM' de yüzey pürüzlülüğü, normal yüzey ile elektron ışını arasında oluşan eğim açısına bağlı olarak elde edilen iki görüntü arasındaki farklılıkların analiziyle belirlenir. Yüzeydeki mikro çatlaklar, porözite ve pürüzler gibi detayları görselleştirerek, materyallerin yüzey özelliklerinin kapsamlı bir şekilde analiz edilmesine olanak tanır (62).

#### **4.4. Diş Hekimliğinde Mikrosertlik**

Mikrosertlik, materyallerin girintiye karşı direnci olarak tanımlanan fiziksel bir özelliktir. Restorasyonların dayanıklılığı ile ilişkilidir ve materyallerin aşınma davranışlarından etkilenmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin ne çok sert ne de çok yumuşak olması istenmektedir, ideal sertlik; çiğneme kuvvetlerinin etkisi ile meydana gelen gerilimleri karşılayarak stabiliteyi ve anatomik formu koruyabilecek

yapıda olmalıdır (1). Mikrosertlik aynı zamanda materyallerin dönüşüm derecesini (DC) değerlendirirken de kullanılır. Mikrosertlik değerleri dönüşüm derecesi ve polimerik malzemelerdeki dolgu miktarı ile ilişkilidir, yüzey sertliğinin yüksek olması dolgu miktarı ve dönüşüm derecesinin de yüksek olduğu anlamına gelmektedir (1, 81).

Malzemelerin yüzey mekanik özelliklerini test etmenin en basit ve en güvenilir metodu girinti veya çizik testleridir. Bu testler metaller, polimerler ve seramik gibi diş hekimliğinde yaygın kullanılan materyallerin mikrosertlik ölçümlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Statik girinti testlerinde, top, piramit ve koni gibi farklı şekilde uçlar ile örneklerin yüzeyinde iz oluşturulur ve oluşan iz boyutları ölçüm yapılır. Sertlik ölçüm yöntemlerinde en yaygın kullanılan yöntemler; Brinell, Vickers, Knoop, Rockwell ve Sclerometry'dir (70, 71). Bu testlerde uygulanan maksimum yükün, temas alanına bölünmesiyle hesaplanan sertlik, nicel olarak hesaplanmaktadır. Testler, uygulanan kuvvetlere (F) ve elde edilen izlerin derinliklerine (h) bağlı olarak makro, mikro veya nano olarak tanımlanabilir (ISO 14577-1:2015); nano aralık:  $h \leq 0,2 \mu\text{m}$ , mikro aralık:  $2 \text{ N} > F$ ;  $h > 0,2 \mu\text{m}$  ve makro aralık:  $2 \text{ N} \leq F \leq 30 \text{ kN}$  olarak belirtilmektedir (72).

Girinti testlerinden farklı olarak Martens sertliği olarak da bilinen enstrümanlı girinti ölçüm yöntemleri de vardır (72).

#### **4.4.1. Vickers Sertlik Testleri**

Vickers sertlik test cihazı, 1920'li yıllarda Vickers Ltd. firmasının mühendisleri tarafından geliştirilmiştir. Bir materyalin plastik deformasyona karşı direnci olarak tanımlanan vickers sertliği, vickers sertlik sayısı (VHN) ile belirtilir. Kare tabanlı piramit şeklinde (zıt kenarları tepe noktasında  $136^\circ$  açıyla, kenarları  $148^\circ$  açıyla ve yüzleri  $68^\circ$  açıyla birleşir) elmas uçlu sertlik ölçüm cihazlarında belirli bir saniyede Newton veya gram cinsinden belirli bir kuvvet ile materyal yüzeyinde girinti oluşturulur (7). Uygulanan

yük (genellikle 9,8 N'dan daha az) kaldırılmadan 10–15 saniye boyunca uygulanır. Yük kaldırıldıktan sonra oluşan girintilerin köşegen uzunlukları bir mikroskop yardımı ile ölçülür(72). Vickers sertliğinin formülü (71) ;

$$HV = \frac{L}{A_c} = \frac{2L}{d^2} \sin \frac{136^\circ}{2} = 1.8544 \frac{L}{d^2}$$

Bu formülde L uygulanan yük,  $A_c$  ise temas alanı, d girinti izinin ölçülen köşegenlerinin ortalama boyutu (mm) dir.

#### 4.5. Diş Hekimliğinde Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif ve protetik materyallerin, ağız ortamının dinamik ve agresif koşullarına maruz kalmaları nedeniyle, uzun vadede fiziksel dayanıklılıklarını, biyolojik uyumlarını ve estetik bütünlüklerini korumaları kritik öneme sahiptir. İn vitro çalışmalar ile sıcaklık değişimleri, nem ve dişler üzerinde oluşan stresler gibi ağız içi koşulları simüle edebilmek ve materyallerin bu koşullardan nasıl etkilendiğini belirlemek için birçok yapay yaşlandırma prosedürleri uygulanmaktadır. En sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemleri olarak, termal devirleme (ısı döngü), otoklav ile yaşlandırma, suda bekletme, NaOCl solüsyonunda bekletme, okluzal yükleme ile yaşlandırma gibi yöntemler sayılabilir (73-75).

##### 4.5.1. Termal Siklus

Termal siklus testi, diş hekimliği materyallerinin *in vitro* yaşlandırılmasında kullanılan standart bir yöntem olup, ilk kez 1952 yılında uygulanmaya başlanmıştır. Bu prosedür, oral kavitenin dinamik koşullarını (özellikle termal stresi) simüle etmek amacıyla, materyallerin kontrollü sıcak ve soğuk sıvı banyoları arasında belirli sayıda döngüye maruz bırakılması esasına dayanır. Termal genişleme ve büzülme kaynaklı mekanik gerilimler, materyal yapısında mikroskobik çatlak oluşumuna ve

zamanla mekanik özelliklerin degradasyonuna yol açarak, klinik performansın öngörülmesine olanak sağlar. Proses sırasında, kabinler içerisinde sıklıkla su veya yapay tükürük kullanılmaktadır. Bu tekniğin kritik parametreleri; sıcaklık, döngü sayısı ve bekleme süresidir. Ağız içi sıcaklığı, ortalama olarak birçok birey için 37 °C olarak kabul edilmekle birlikte, gün içerisinde solunum, yiyecek ve içeceklerin sıcaklıkları gibi çeşitli faktörlerden etkilenmektedir. Uluslararası Standartlar Örgütü (ISO) 11405 önerilerine göre, termal siklus testleri için önerilen rejim; 5–55 °C sıcaklık aralığı  $\geq 20$  saniye bekleme süresi ve 500 döngü şeklindedir. Gale ve arkadaşları, 1 yıllık klinik fonksiyonu simüle etmek için 10.000 termal döngünün gerçekleştirilmesi gerektiğini öne sürmüşlerdir. Ancak, yapılan çalışmalarda bu üç parametre için farklı değerler denenmiş olmasına rağmen, henüz bu konuda bir fikir birliğine varılamamıştır (73).

#### **4.5.2. UV Yaşlandırma**

UV yaşlandırma, materyalleri farklı derecelerde ısı, sıcaklık ve nem koşullarına maruz bırakarak ultraviyole (UV) ışık kullanımıyla klinik koşulları simüle eden bir yöntemdir. Bu yaşlandırma süreci sonucunda, materyallerin renk değişimi, yüzey bozulmaları ve mekanik özelliklerindeki değişimler detaylı bir şekilde değerlendirilir. Yapılan çalışmalar, 1 yıllık klinik yaşlanmayı simüle etmek için materyallerin 150 kJ/m<sup>2</sup>'lik bir ultraviyole maruziyetine tabi tutulması gerektiğini bildirmektedir. Bu süreç, materyallerin klinik ortamda maruz kalacağı çevresel stres faktörlerini hızlandırılmış bir şekilde simüle ederek, uzun vadeli performanslarının değerlendirilmesine olanak tanır. Hızlandırılmış yaşlandırma işlemleri, özellikle dental seramiklerin performansını test etmek amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır(76). Yapay hızlandırılmış yaşlandırma,

UV radyasyonu, ıslak ve kuru koşulların kullanımı, görünür ışık ve ısıtma döngüleri içerir.

#### **4.5.3. NaOCL Solüsyonunda Bekletme**

Kollojen fibrillerindeki bozulmayı simüle etmek için proteolitik enzimleri taklit etmek amacı ile NaOCL solüsyonunda bekleterek yapay yaşlandırma işlemi yapılmaktadır. Bu yöntemde sıklıkla örnekler %10 NaOCl'ye 1 ile 5 saat arasında maruz bırakılmaktadır ve hızlı bir prosedürdür (74).

#### **4.5.4. Suda bekletme**

En yaygın kullanılan yapay yaşlandırma yöntemi, suda bekleme ile yaşlandırma tekniğidir. Örnekler 37C° de suda 2-3 aydan 12 aya kadar uzayan sürelerde bekletilmektedirler (75).

#### **4.5.5. Mekanik yaşlandırma**

Mekanik yaşlandırma yöntemi, restoratif materyallerin klinik kullanım sırasında maruz kalacağı tekrarlayan çiğneme kuvvetlerine karşı direncini değerlendirmek amacıyla kullanılan bir test prosedürüdür. Bu yöntemde, materyaller belirli bir yük altında ve önceden belirlenmiş döngü sayılarında tekrarlayan kuvvetlere maruz bırakılarak, çiğneme fonksiyonu sırasında oluşabilecek aşınma, kırılma ve deformasyon gibi mekanik bozulmalar simüle edilir (77).

Bu çalışmanın amacı, kahve termal siklusunun, eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan daimi kron reçineleri ile hibrit kompozit CAD/CAM blok materyalinin yüzey özellikleri, mikrosertliği ve renk stabilitesi üzerindeki etkilerini değerlendirmektir. Çalışma kapsamında test edilen hipotezler şunlardır:

Hipotez (1) Kahve termal siklusunun, incelenen materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve yüzey morfolojisi üzerinde anlamlı bir etkisinin olmayacağı;

Hipotez (2) Kahve termal siklusunun, materyallerin mikrosertlik değerlerini etkilemeyeceği;

Hipotez (3) Kahve termal siklusunun, materyallerin renk değişimi ve lekelenebilirliği üzerinde anlamlı bir etkisinin bulunmayacağıdır.

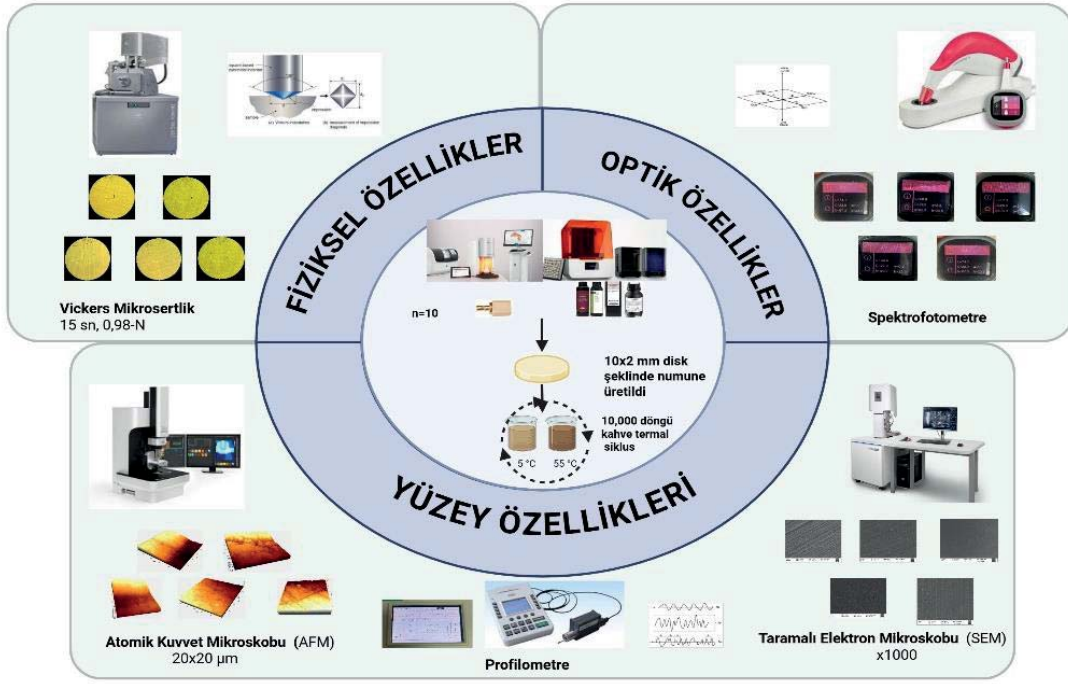


## 5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışmada 4 farklı 3B daimi kron reçinesi ve 1 adet CAD/CAM hibrit seramik bloktan elde edilen numunelerin, kahve termal siklus öncesi ve sonrası renk, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey özellikleri ve mikrosertliği karşılaştırılmıştır. Çalışma için Fırat Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurul'u onayı (11.09.24 tarihli 2024/12-33 oturum sayılı karar) alınmıştır. Bu çalışma Fırat Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Merkezi tarafından DHF.24.06 proje numarası ile desteklenmektedir.

Çalışmanın laboratuvar işlemleri şu sıra ile yapılmıştır;

- Tasarımın yapılması,
- Numunelerin üretilmesi ve yüzey işlemlerinin yapılması,
- Başlangıç renk ölçümlerinin yapılması,
- Başlangıç yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesi,
- Başlangıç yüzey özelliklerinin incelenmesi,
- Başlangıç mikrosertlik ölçümlerinin yapılması,
- Kahve termal siklusun uygulanması,
- Termal siklus sonrasında ilk ölçümlerin tekrarlanması,
- Termal siklus öncesi ve sonrasında yapılan ölçümlerin karşılaştırılması,
- İstatistiksel analiz.



Şekil 4. Çalışmanın grafiksel şeması

### 5.1. Numunelerin Hazırlanması

G\*Power 3.1.9.4 (Franz Faul, Universität Kiel, Kiel, Germany) paket programında yapılan power analizi sonucunda **%95 güç (power: 0.95)** ve **%5 ( $\alpha:0.05$ )** yanılma düzeyinde effect size d (etki boyutu):0.559 ve standart sapmasının 0.03 olması durumunda tespit edilen örneklem sayısı her grup için minimum  **$n=9$**  örnek olarak saptandı. Örneklem genişliği hesaplamaları yapılmıştır. Literatürde benzer çalışmalarda örneklem büyüklüğünün 10 tercih edildiği görülmüştür. Bu nedenle hem literatür ile uyumlu olmak hem de istatistiksel gücü arttırmak amacı ile bu çalışmada farklı materyal gruplarının her biri için grup başına 10 numune ( $n=10$ ) belirlenmiştir (1, 9). Toplam 5 grup oluşturulmuştur.

**Tablo 2.** Kullanılan Materyaller

| Materyal                       | Üretici   | Açıklama/ kompozisyon  |
|--------------------------------|---|--|
| CROWNTEC                       | Saremco,<br>Dental AG<br>Rebstein,<br>İSVİÇRE     | 4,4'-isopropylphenol esterification products, ethoxylated 2-methylprop-2enoic acid, dental glass silica, pyrogenic silica, initiators  |
| TRİNİQ                         | Bego GmbH &<br>Co. KG,<br>Bremen,<br>ALMANYA      | %30 ila %50 ağırlığında silanlanmış dental cam, pirojenik silika partikül boyutu 0,7 µm<br>4,4-Isopropylidenediphenol, ethoxylated 2-methylprop-2enoic acid, Benzeneacetic acid, alpha. -oxo-, methyl ester; diphenyl (2,4,6-trimethylbenzoyl) phosphine oxide.                                |
| NEXTDENT<br>C&B                | Vertex-Dental<br>B.V.<br>Soesterberg,<br>HOLLANDA | 7,7,9(or 7,9,9)-trimethyl-4, 13-dioxo3,14-dioxa-5, 12-diazahexadecane1, 16- diyl bismethacrylate; Ethylene dimethacrylate, 2-hydroxyethyl methacrylate, diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl) phosphine oxide   |
| FORMLABS<br>PERMANENT<br>CROWN | Formlabs Inc.<br>Somerville,<br>MA, USA           | 4,4'-isopropylidiphenol, ethoxylated and 2-methylprop-2enoic acid, silanized dental glass, methyl benzoylformate, diphenyl (2,4,6-trimethyl benzoyl) phosphine oxide Metakrilikasit ester bazlı reçine %30–50 ağırlık oranında inorganik dolgu maddesi (silanize camı, partikül boyutu 0,7 µm) |
| CERASMART<br>270               | GC Corp.,<br>Tokyo,<br>JAPONYA                    | Bis-MEPP, UDMA, DMA, %71 ağırlığında silica (20 nm) ve barium glass (300 nm)   |

Kısaltmalar: Bis-MEPP: 2,2-Bis(4-metakriloksipolietoksifenil) propan; UDMA: üretan dimetakrilat; DMA: dimetakrilat

Eksiltmeli yöntemle üretilen numunelerin üretimi için 3B yazılım programı Blender 4.0 (Blender for dental, New York, USA) ile 10 mm genişliğinde silindir bilgisayar ortamında tasarlandı. Numunelerin üretimlerini yapmak amacı ile hazırlanan tasarım STL (standard triangle language) formatında dışarıya aktarıldı. CAD/CAM ile 1 adet hibrit seramik blok CeraSmart 270 (GC Corp., Tokyo, Japan) inLab MC X5 (CEREC inLAB MC X5; Dentsply Sirona) frezeleme ünitesinde kazınmıştır.



**Şekil 5.** Cerasmart CAD/CAM blok/ inLab MC X5

Daha sonra elde edilen silindir hassas kesim cihazı (Mecatome T180, Bri -et-Angonnes, France) kesilmiştir.



**Şekil 6.** Mecatome T180

Eklemeli yöntemlerle üretilen numunelerin üretimini için 3B yazılım programını Blender 4.0 (Blender for dental, New York, USA) ile 10 x 2 mm boyutlarında diskler bilgisayar ortamında tasarlandı. Numunelerin üretimlerini yapmak amacı ile tasarım STL (standard triangle language) formatında dışarıya aktarıldı. 3B yazıcı ile 4 farklı daimi kron reçinesi VarseoSmile TriniQ,(BEGO GmbH & Co. KG Bremen, Almanya); C&B MFH, (NextDent, Vertex-Dental BV, Soesterberg, Hollanda); CROWNTEC, (Saremco Dental AG); Formlabs Permanent Resin, (FormlabsDental, Somerville, MA, ABD) kullanıldı. STL dosyaları reçinelerin üretimini için uygun olan 3B yazıcılara aktarıldı. Tüm

reçineler için baskı parametreleri, baskı kalınlığı (50 µm) ve yapı platformunun konumu aynıydı. Destekler otomatik olarak oluşturuldu.

C&B MFH reçinesi ve Crowntec reçinesi üretimi için DLP(Data loss prevention) teknolojisine sahip bir yazıcı olan NextDent 5100 (NextDent B.V., Soesterberg, Hollanda) cihazı kullanılmıştır. Baskı tamamlandıktan sonra numuneler 5 dakika boyunca ultrasonik bir ünite de %91 IPA'da temizlendi, basınçlı hava ile kurutuldu ve 30 dakika boyunca bir post-kürleme ünitesine (LC-3DPrint box, Nextdent, 3D Systems, Rock Hill, SC, ABD) yerleştirildi.



Şekil 7. C&B MFH resin- Crowntec resin / NextDent 5100



Şekil 8. LC-3DPrint box

VarseoSmile Triniq reçinesi üretimi için DLP teknolojisine sahip 3D yazıcısı (Asiga Ultra (50), ASIGA, Sidney, Avustralya) kullanıldı. Baskıdan sonra, fazla reçine %99 IPA ile temizlendi ve daha sonra üreticinin önerisi doğrultusunda her taraf için 2000 flaş (toplam 4000 flaş) bir kütleme ünitesinde (Otoflash G171, NK Optik) son kütleme işlemine tabi tutuldu.



**Şekil 9.** Varseosmile Triniq resins / Asiga Ultra



**Şekil 10.** Otoflash G171

Formlabs Permanent Crown reçinesi Reçinesi üretim için SLA teknolojisine sahip Form 3B (FormlabsDental, Somerville, MA, ABD) yazıcısı kullanıldı. Baskıdan sonra, numuneler %99 izopropanol alkolde 5 dakika yıkandı (Form Wash, Formlabs, Somerville, ABD) ve üreticinin önerilerine uyararak 60°C'de 20 dakika boyunca iki kez post-kütleme işlemine tabi tutuldu (Form Cure, Formlabs, Somerville, ABD).



**Şekil 11.** Formlabs permanent resin / Form 3B



**Şekil 12.** Form Wash / Form Cure

Temizlik ve kütleme sonrasında destekler kesme diski ile kesildi.

Tüm numunelerin yüzeyleri, standardizasyon sağlamak için 10 saniye boyunca sabit su irrigasyonu altında parlatma cihazında (Minitech 233, PRESI GmbH, Almanya) #600-800-1000-1200 silisyum karbür aşındırıcı kağıtlar (SIC) ile zımparalandı. Daha sonra parlatma diski ve patı ile yüzey cilalama işlemi yapıldı. Parlatma işlemlerinden sonra tüm numuneler dijital kumpas kullanılarak doğrulandı.



Şekil 13. Minitex 233

| Yaşlandırma / Materyal    | Kahve termal siklus öncesi | Kahve termal siklus sonrası |
|---------------------------|----------------------------|-----------------------------|
| <u>Crowntec</u>           |                            |                             |
| <u>Triniq</u>             |                            |                             |
| <u>C&amp;B Nextdent</u>   |                            |                             |
| <u>Formlabs permanent</u> |                            |                             |
| <u>Cerasmart 270</u>      |                            |                             |

Şekil 14. Numunelerin kahve termal siklus öncesi ve sonrası

## 5.2. Başlangıç Renk Ölçümlerinin Yapılması:

Renk ölçümleri, Fırat Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan VITA Easyshade V spektrofotometresi (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanılarak gri arka planda gerçekleştirildi. Her bir örneğin üç farklı noktasından ölçüm alınarak CIE L\*a\*b\* renk parametreleri kaydedildi. Ölçümler her örnek için üç farklı

yüzey bölgesinde tekrarlandı ve ortalama değerler hesaplandı. Ölçümler arasında cihazın probu kalibrasyon ünitesine yerleştirilerek spektrofotometrenin kalibrasyonu sağlandı.



Şekil 15. VITA Easyshade V spektrofotometresi

### 5.3. Başlangıç Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi:

Çalışmada yüzey pürüzlülük analizleri, atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile üç boyutlu (3B) ve kontakt profilometre ile iki boyutlu (2B) olarak gerçekleştirildi. Numunelerin AFM analizleri, Fırat Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde (FÜBTAM) bulunan Park System XE-7 model AFM cihazı kullanılarak yapıldı. Ölçümler,  $20 \mu\text{m} \times 20 \mu\text{m}$  tarama alanında sabit tarama hızı ile gerçekleştirilerek 3B topografik görüntüler elde edildi.



Şekil 16. Park System XE-7 AFM cihazı

Kontakt profilometre ölçümleri, Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda Mahr MarSurf M 300C model cihaz kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Ölçümler sırasında cihaz probu, 5.5 mm ölçüm uzunluğunda ayarlanarak sabit tarama hızında numune yüzeyi boyunca dikey ekseninde hareket ettirilmiş ve yüzey pürüzlülük değerleri kantitatif olarak değerlendirilmiştir. Her bir numunenin üç farklı bölgesinden ölçüm alınmış ve ölçüm grupları arasında cihaz kalibrasyonu yapılmıştır. Elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri kayıt altına alınmıştır.



Şekil 17. Mahr MarSurf M 300C profilometre / kalibrasyonu



Şekil 18. Profilometre ile yüzey pürüzlülük ölçümleri

#### 5.4. Başlangıç Yüzey Özelliklerinin İncelenmesi:

Numunelerin yüzey morfolojik analizleri, Fırat Üniversitesi Merkez Laboratuvarı'nda bulunan taramalı elektron mikroskobu Zeiss EVO MA10 (Carl-Zeiss, Germany) ile gerçekleştirilmiştir. Analiz öncesi numunelerin yüzeyine altın kaplama işlemi uygulanmıştır. Numuneler SEM örnek haznesine yerleştirilerek yüzey topografisinin değerlendirilmesi amacıyla 1000× büyütme altında görüntüler elde edilmiştir. Elde edilen SEM görüntüleri, deneyimli bir araştırmacı tarafından yüzey pürüzlülük karakteristiğine göre 'çok pürüzlü', 'orta pürüzlü' ve 'az pürüzlü' şeklinde nitel olarak sınıflandırılmıştır.



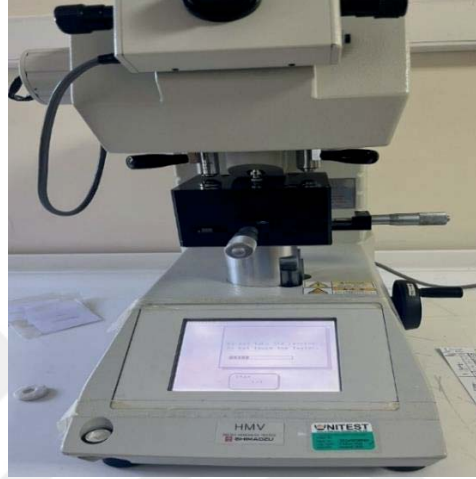
Şekil 19. Zeiss EVO MA10 SEM cihazı

#### 5.5. Başlangıç Mikrosertlik Ölçümlerinin Yapılması

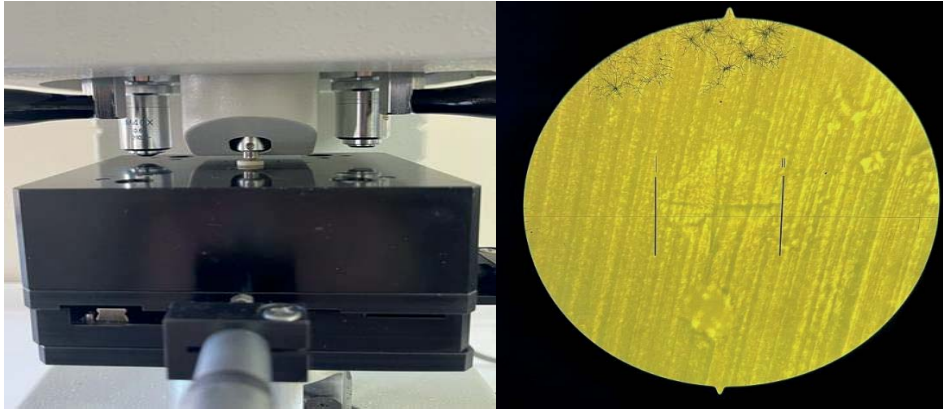
Numunelerin Vickers sertlik değerleri, ISO 6507 standardına uygun olarak bir mikrosertlik test cihazı (Shimadzu HVM-2) kullanılarak ölçülmüştür. Test prosedüründe, 0.98 N yük 15 saniye süreyle uygulanarak her numune yüzeyinde beş farklı noktada ölçüm yapılmıştır (44). Elmas uç, numune yüzeyine dik olacak şekilde konumlandırılmıştır. Oluşturulan girintilerin boyutları, cihazın 40× büyütmeli optik

sistemi ile ölçülmüş ve cihaz tarafından otomatik olarak hesaplanan Vickers mikrosertlik değerleri (HV) istatistiksel analizlerde kullanılmıştır. Mikrosertlik değerlerinin hesaplanmasında aşağıdaki standart formül uygulanmıştır:

$$HV = \frac{L}{A_c} = \frac{2L}{d^2} \sin \frac{136^\circ}{2} = 1.8544 \frac{L}{d^2}$$



Şekil 20. Shimadzu HMV-2 Vickers mikrosertlik test cihazı



Şekil 21. Mikrosertlik ölçümü / girintilerin 40 x büyütmede görüntüsü

### 5.6. Kahve Termal Yaşlanmasının Uygulanması

Başlangıç ölçüm değerleri kaydedildikten sonra, numunelere termal yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Bu işlem için numuneler, Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan termal siklus cihazına

(Thermocycler SD Mechatronic, Feldkirchen-Westerham, Germany) yerleştirilmiştir. Her iki tanka da 177 mL distile su ve 1 yemek kaşığı (Nescafé Gold; Nestlé) kahve konsantrasyonunda hazırlanan solüsyon eklenmiştir. Numuneler 5°C ile 55°C arasında, 25 saniye bekletme ve 10 saniye transfer süreleriyle toplam 10.000 döngüye maruz bırakılmıştır. Solüsyon 12 saatte bir yenilenmiş ve bu protokolün yaklaşık 1 yıllık klinik kullanımı simüle ettiği kabul edilmiştir. Yaşlandırma işlemi sonrasında numuneler distile su ile yıkanmış ve kurutulmuştur (78).



**Şekil 22.** Thermocycler SD Mechatronik / kahve termal siklus işlemi

Yaşlandırma işlemi sonrasında yapılan ilk ölçümler aynı cihazlarda aynı parametreler ile tekrarlandı. Elde edilen ilk ve son değerler karşılaştırılarak istatistiksel olarak değerlendirildi.

### **5.7. İstatistiksel Analiz**

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 programı kullanıldı. Parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro Wilks testleri ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır. Parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HDS testi kullanıldı. Parametrelerin grup içi karşılaştırmalarında paired sample t testi kullanıldı. Anlamlılık  $p < 0.05$  düzeyinde değerlendirildi.

## 6. BULGULAR

### 6.1. Yüzey Pürüzlülüğü ve Yüzey Özellikleri

Materyal grupları arasında termal yaşlandırma öncesi pürüzlülük ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı ( $p:0.001$ ;  $p<0.05$ ). Formlabs grubunun termal yaşlandırma öncesi pürüzlülük ortalaması, Bego ( $p:0.001$ ), CeraSmart ( $p:0.001$ ), Nextdent ( $p:0.001$ ) ve Saremco ( $p:0.001$ ) gruplarından anlamlı şekilde yüksekti ( $p<0.05$ ).

Materyal grupları arasında termal yaşlandırma sonrası pürüzlülük ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı ( $p:0.001$ ;  $p<0.05$ ). Formlabs grubunun termal yaşlandırma sonrası pürüzlülük ortalaması, CeraSmart ( $p:0.001$ ), Nextdent ( $p:0.001$ ) ve Saremco ( $p:0.001$ ) gruplarından anlamlı şekilde yüksekti ( $p<0.05$ ). Bego grubunun termal yaşlandırma sonrası pürüzlülük ortalaması, CeraSmart ( $p:0.001$ ), Nextdent ( $p:0.001$ ) ve Saremco ( $p:0.001$ ) gruplarından anlamlı şekilde yüksekti ( $p<0.05$ ). Bego ve Formlabs grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktu ( $p>0.05$ ). Nextdent ve Saremco grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktu ( $p>0.05$ ).

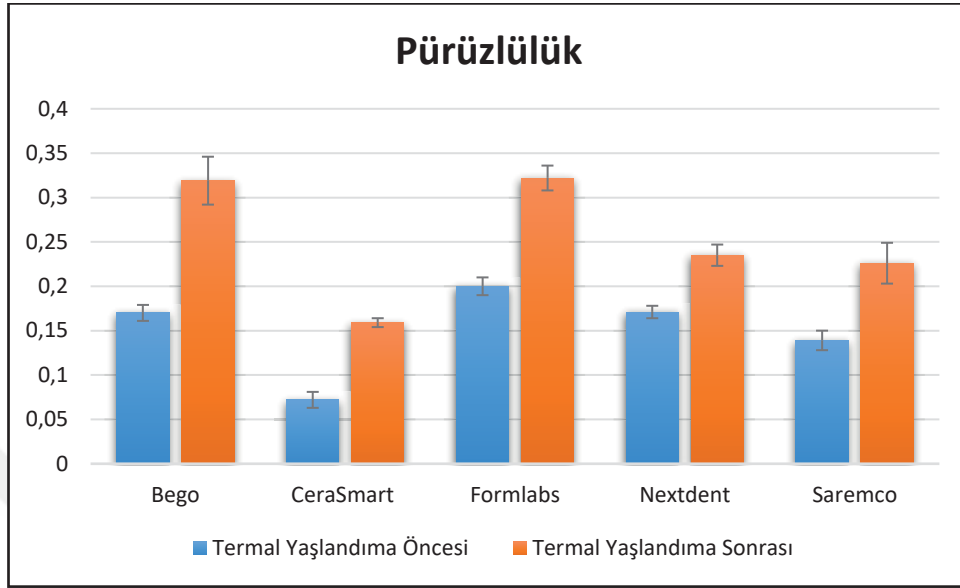
Test edilen tüm gruplarda termal yaşlandırma öncesi pürüzlülük ortalamasına göre termal yaşlandırma sonrasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıydı ( $p:0.001$ ;  $p<0.05$ ).

**Tablo 3.** Pürüzlülük değerlendirilmesi

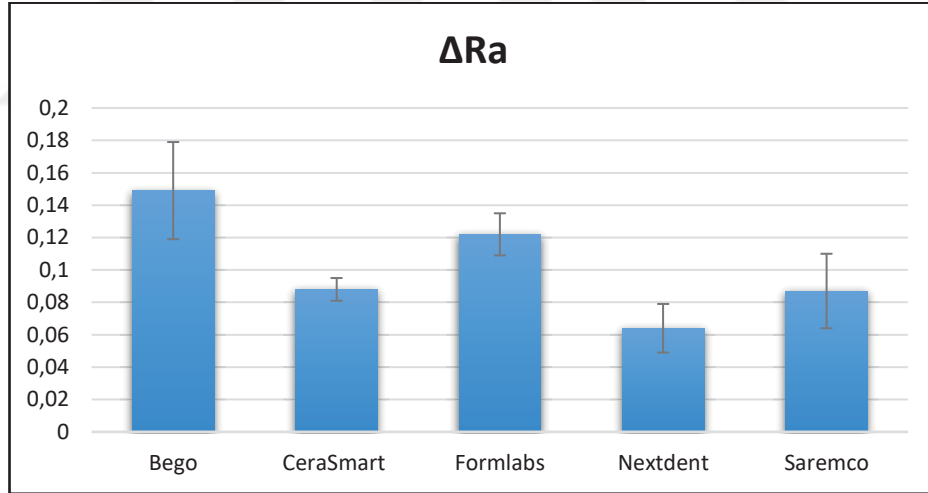
| Termal Yaşlandırma | Pürüzlülük                |                           |                           |                           |                           | <sup>1</sup> p |
|--------------------|---------------------------|---------------------------|---------------------------|---------------------------|---------------------------|----------------|
|                    | Bego Ort±SS               | CeraSmart Ort±SS          | Formlabs Ort±SS           | Nextdent Ort±SS           | Saremco Ort±SS            |                |
| Öncesi             | 0.170±0.009 <sup>Aa</sup> | 0.072±0.009 <sup>Ba</sup> | 0.200±0.010 <sup>Ca</sup> | 0.171±0.007 <sup>Aa</sup> | 0.139±0.011 <sup>Da</sup> | 0.001*         |
| Sonrası            | 0.319±0.027 <sup>Ab</sup> | 0.159±0.005 <sup>Bb</sup> | 0.322±0.014 <sup>Ab</sup> | 0.235±0.012 <sup>Cb</sup> | 0.226±0.023 <sup>Cb</sup> | 0.001*         |
| <sup>2</sup> p     | 0.001*                    | 0.001*                    | 0.001*                    | 0.001*                    | 0.001*                    |                |
| ΔRa                | 0.149±0.030 <sup>A</sup>  | 0.088±0.007 <sup>C</sup>  | 0.122±0.013 <sup>B</sup>  | 0.064±0.015 <sup>C</sup>  | 0.087±0.023 <sup>C</sup>  | 0.001*         |

<sup>1</sup>Oneway ANOVA Test      <sup>2</sup>Paired samples t test      \* $p<0.05$

Farklı büyük harfler materyaller arası farklılığı, farklı küçük harfler termal yaşlandırma öncesi-sonrasındaki değişimin anlamlılığını göstermektedir.



**Grafik 1.** Materyallere göre termal yaşlandırma öncesi ve sonrası pürüzlülük grafiği



**Grafik 2.** Materyallere göre  $\Delta Ra$  grafiği

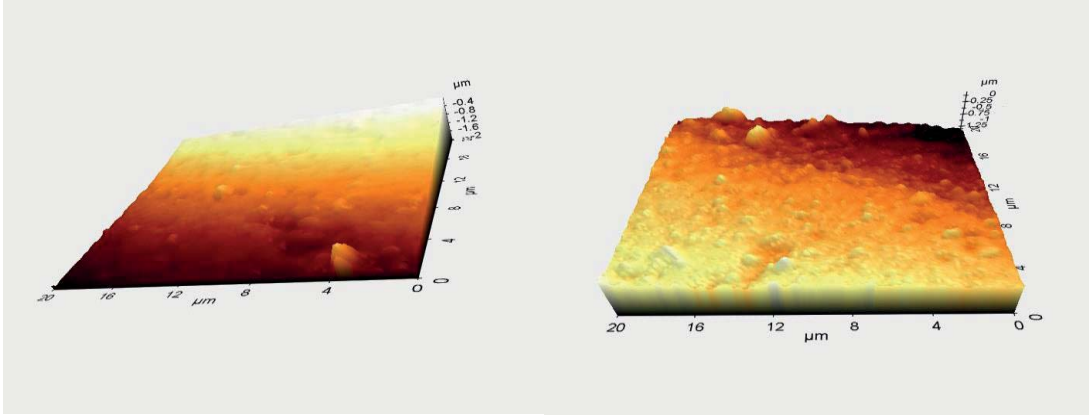
Materyal grupları arasında termal yaşlandırma öncesine göre sonrası pürüzlülük ortalamalarında görülen değişim ( $\Delta Ra$ ) açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı ( $p:0.001$ ;  $p<0.05$ ). Bego grubunun  $\Delta Ra$  ortalaması, CeraSmart ( $p:0.002$ ), Formlabs ( $p:0.027$ ), Nextdent ( $p:0.001$ ) ve Saremco ( $p:0.002$ ) gruplarından anlamlı şekilde yüksekti ( $p<0.05$ ). Formlabs grubunun  $\Delta Ra$  ortalaması, CeraSmart ( $p:0.002$ ),

Nextdent (p:0.001) ve Saremco (p:0.002) gruplarından anlamlı şekilde yüksekli (p<0.05). CeraSmart, Nextdent ve Saremco grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktu (p>0.05).

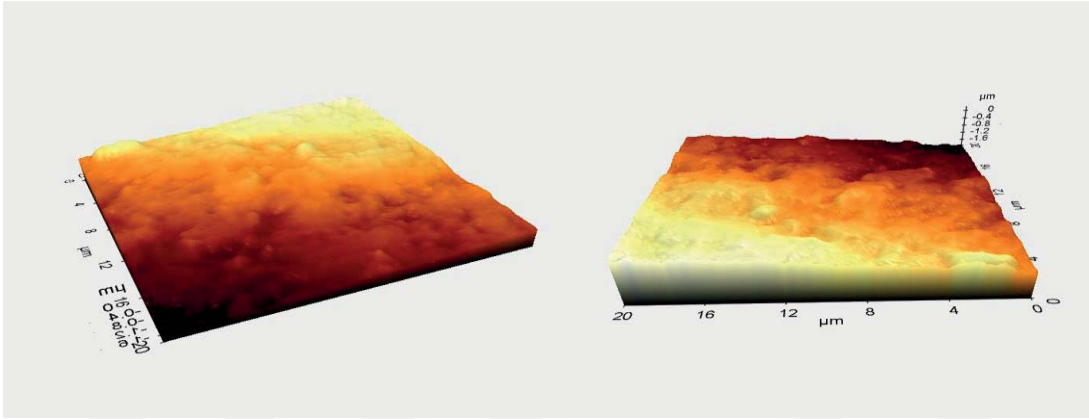
### **6.1.1. AFM Sonuçları**

Kahve termal siklus uygulaması öncesinde elde edilen AFM topografi görüntülerinde, yüzeyin homojen bir morfoloji sergilediği gözlemlenmiştir. Yüzey topografyası genel olarak düzgün olup, yükseklik farkları minimal düzeydedir. Gözlenen yüzey çıkıntıları nadir olup, boyutları genellikle küçük çaplıdır. Renk geçişleri yumuşak geçişlidir, bu da yüzeyde ciddi mikro-bozulmalar olmadığını göstermektedir. Bu durum, materyalin cilalama işlemleri sonrası yüzey pürüzlülüğünün düşük ve düzenli bir dağılıma sahip olduğunu göstermektedir.

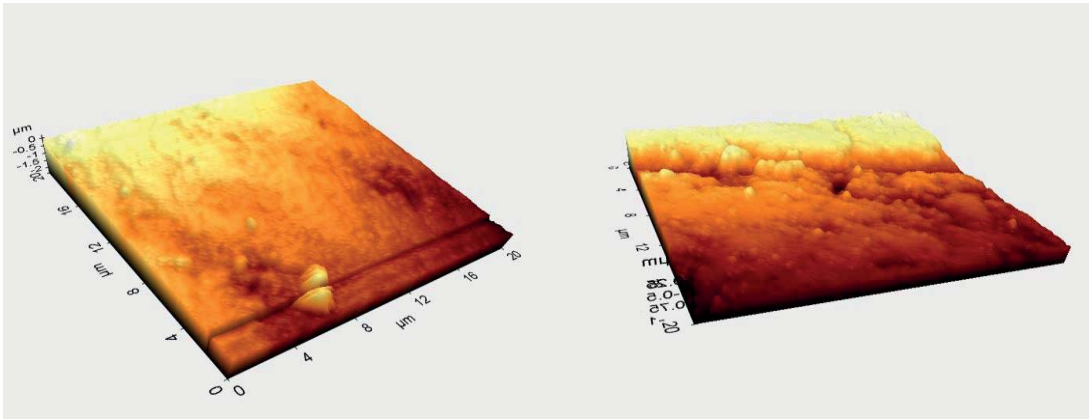
Termal siklus uygulamasının ardından elde edilen AFM görüntülerinde ise yüzey morfolojisinde bazı değişiklikler meydana geldiği saptanmıştır. Yüzeyde daha heterojen bir yapı gözlemlenmiş olup, granüler oluşumların yoğunluğu artmıştır. Önceki duruma kıyasla daha fazla sayıda ve daha belirgin tepe ve çukur oluşumları dikkat çekmektedir. Ayrıca, renk geçişlerinin daha keskin olması, yüzeydeki yükseklik farklarının arttığını ve yüzey pürüzlülüğünde artış yaşandığını ortaya koymaktadır. Bu bulgular, termal stresin materyal yüzeyinde mikroyapısal değişikliklere yol açtığını göstermektedir.



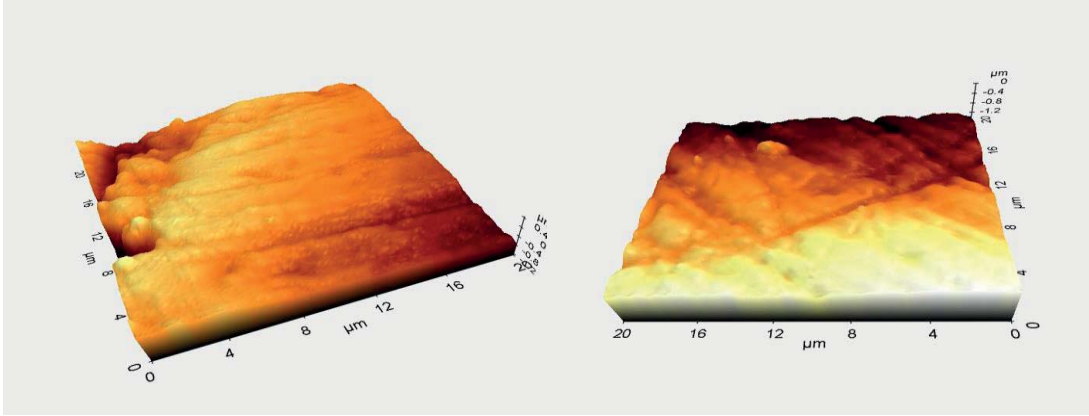
Şekil 23. Bego yaşlandırma öncesi/sonrası



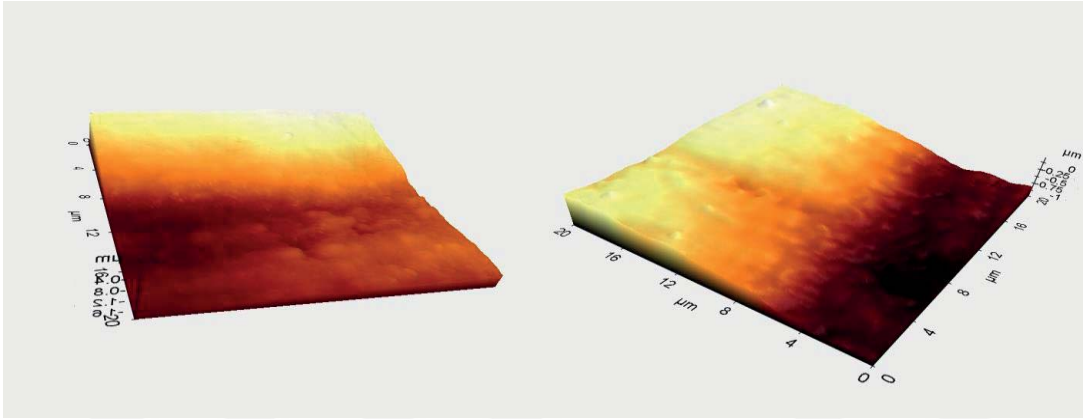
Şekil 24. Formlabs yaşlandırma öncesi/sonrası



Şekil 25. Saremco yaşlandırma öncesi/sonrası



Şekil 26. Nextdent yaşlandırma öncesi/sonrası

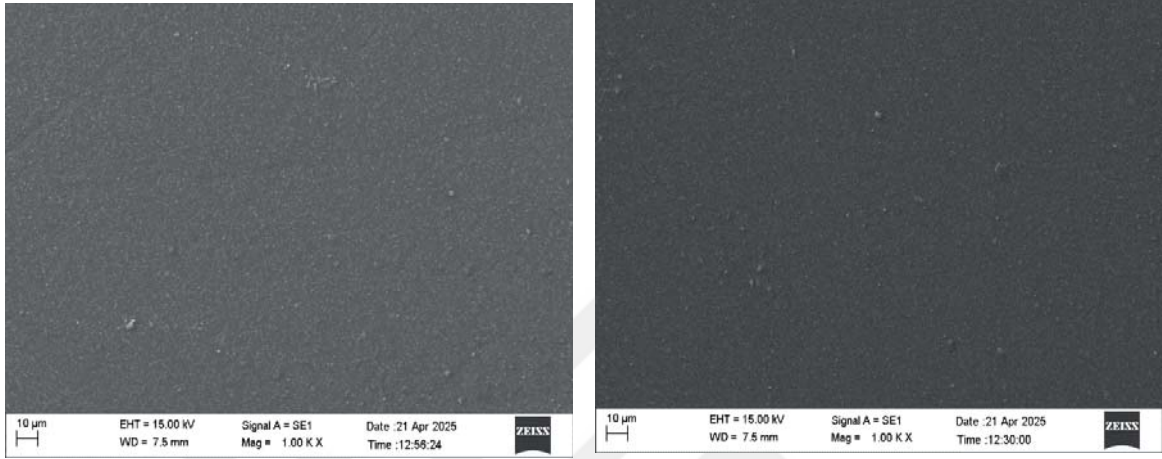


Şekil 27. Cerasmart yaşlandırma öncesi/sonrası

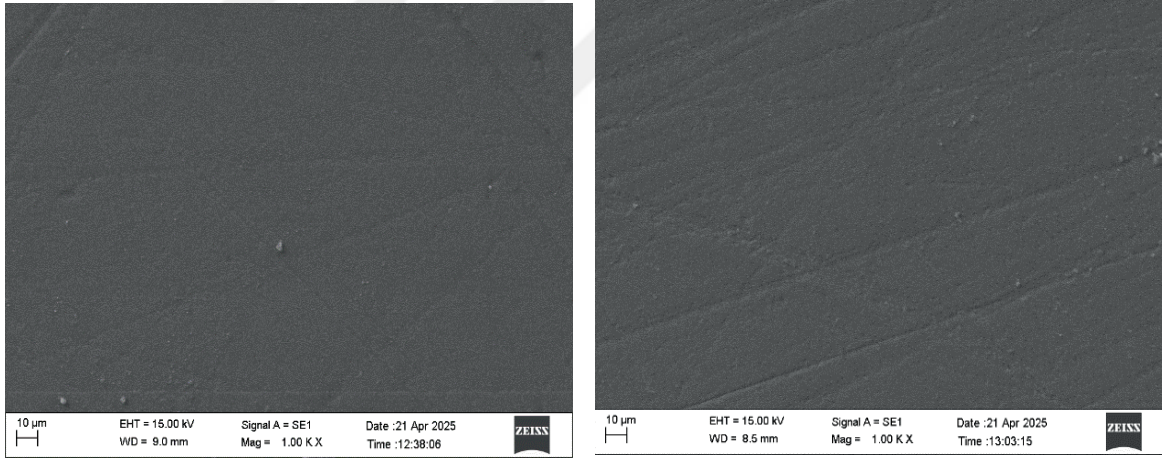
### 6.1.2. SEM Analiz Sonuçları

SEM görüntülerinin incelenmesi sonucunda, termal siklus öncesi materyal yüzeylerinin oldukça düzgün ve homojen bir yapıya sahip olduğu gözlemlenmiştir. Belirgin düzeyde partikül ayrışması veya mikro gözenek oluşumu tespit edilmemiştir. Üretim ve cilalama işlemleri sonrasında elde edilen bu yüzeyler, mikroskobik düzeyde kompakt ve pürüzsüz bir morfoloji sergilemektedir.

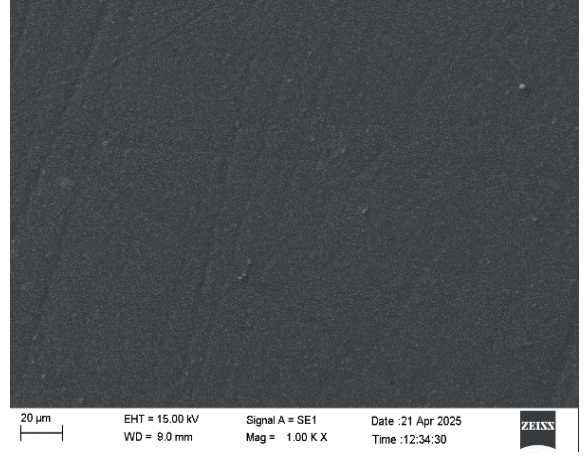
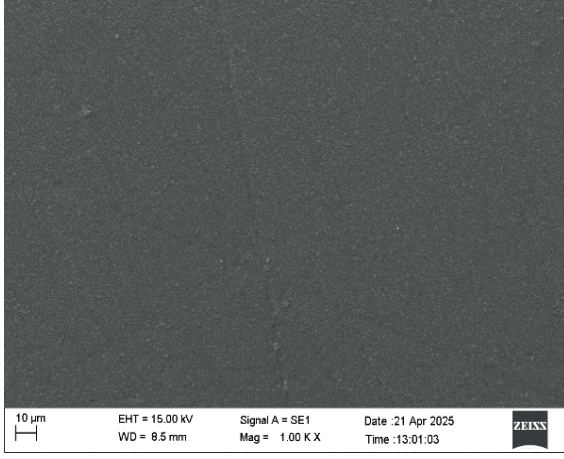
Yapay yaşlandırma (kahve termal siklus) uygulamasının ardından aynı parametrelerde çekilen görüntülerde mikroskobik düzeyde, bazı bölgelerde yüzey yoğunluğunda farklılıklar ile birlikte mikro düzensizliklerin ortaya çıktığı gözlemlenmiştir.



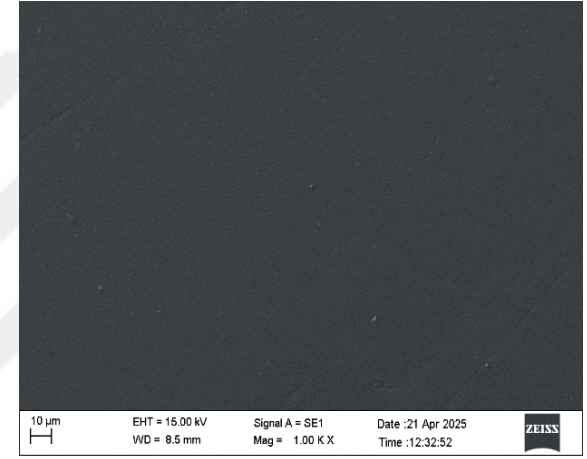
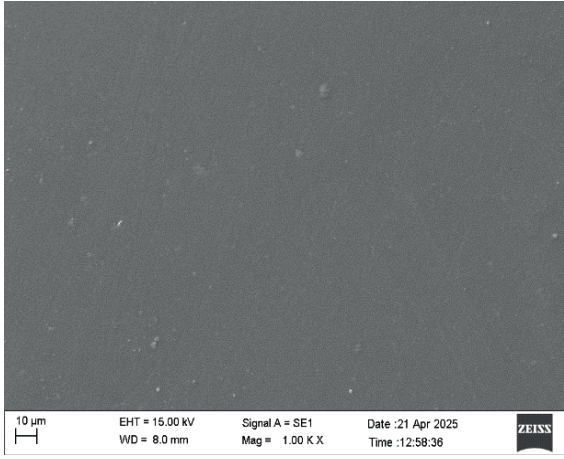
Şekil 28. Bego yaşlandırma öncesi/sonrası



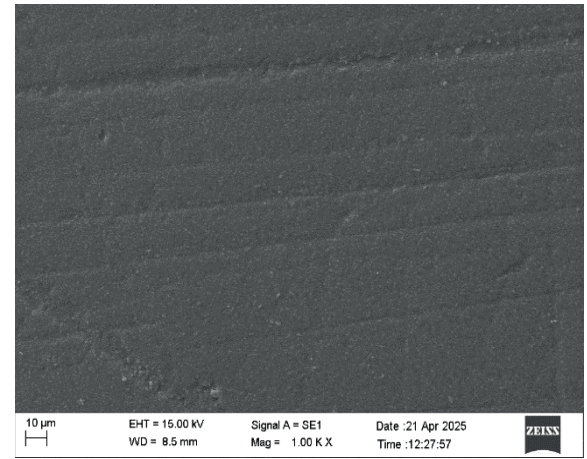
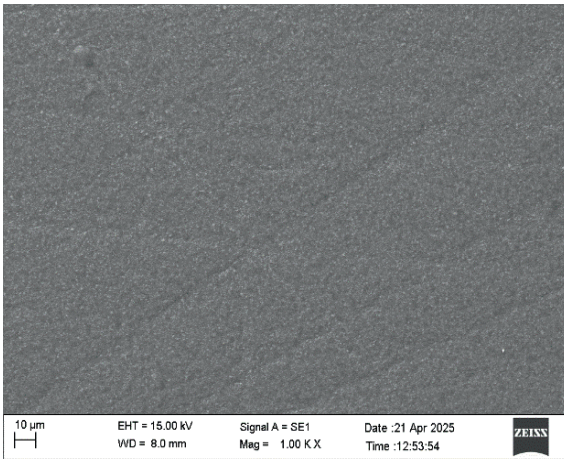
Şekil 29. Cerasmart 270 yaşlandırma öncesi/sonrası



Şekil 30. Formlabs yaşlandırma öncesi/sonrası



Şekil 31. Nextdent yaşlandırma öncesi/sonrası



Şekil 32. Saremco yaşlandırma öncesi/sonrası

## 6.2. Mikrosertlik Ölçüm Sonuçları

Materyal grupları arasında termal yaşlandırma öncesi mikrosertlik ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı ( $p:0.001$ ;  $p<0.05$ ). CeraSmart grubunun termal yaşlandırma öncesi mikrosertlik ortalaması, Bego ( $p:0.001$ ), Formlabs ( $p:0.001$ ), Nextdent ( $p:0.001$ ) ve Saremco ( $p:0.001$ ) gruplarından anlamlı şekilde yüksekti ( $p<0.05$ ).

Materyal grupları arasında termal yaşlandırma sonrası mikrosertlik ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı ( $p:0.001$ ;  $p<0.05$ ). CeraSmart grubunun termal yaşlandırma sonrası mikrosertlik ortalaması, Bego ( $p:0.001$ ), Formlabs ( $p:0.001$ ), Nextdent ( $p:0.001$ ) ve Saremco ( $p:0.001$ ) gruplarından anlamlı şekilde yüksekti ( $p<0.05$ ).

Bego grubunda; termal yaşlandırma öncesi mikrosertlik ortalamasına göre termal yaşlandırma sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmedi ( $p:0.648$ ;  $p>0.05$ ).

CeraSmart grubunda; termal yaşlandırma öncesi mikrosertlik ortalamasına göre termal yaşlandırma sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmedi ( $p:0.753$ ;  $p>0.05$ ).

Formlabs grubunda; termal yaşlandırma öncesi mikrosertlik ortalamasına göre termal yaşlandırma sonrasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıydı ( $p:0.001$ ;  $p<0.05$ ).

Nextdent grubunda; termal yaşlandırma öncesi mikrosertlik ortalamasına göre termal yaşlandırma sonrasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıydı ( $p:0.023$ ;  $p<0.05$ ).

Saremco grubunda; termal yaşlandırma öncesi mikrosertlik ortalamasına göre termal yaşlandırma sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmedi (p:0.334; p>0.05).

**Tablo 4.** Mikrosertlik değerlendirilmesi

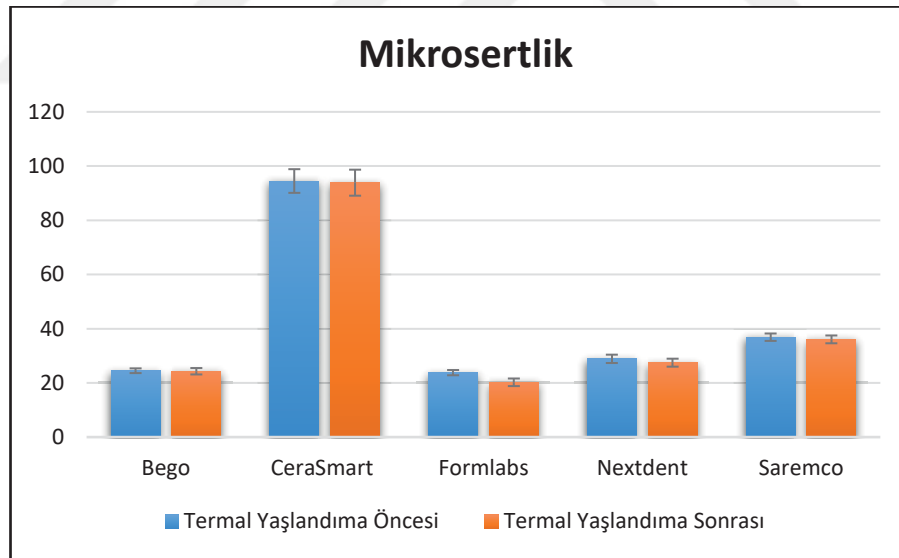
| Termal Yaşlandırma | Mikrosertlik             |                          |                          |                          |                          | <sup>1</sup> p |
|--------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|----------------|
|                    | Bego Ort±SS              | CeraSmart Ort±SS         | Formlabs Ort±SS          | Nextdent Ort±SS          | Saremco Ort±SS           |                |
| Öncesi             | 24.49±0.87 <sup>Aa</sup> | 94.48±4.37 <sup>Ba</sup> | 23.78±0.97 <sup>Ab</sup> | 28.88±1.54 <sup>Cb</sup> | 36.86±1.37 <sup>Da</sup> | 0.001*         |
| Sonrası            | 24.30±1.18 <sup>Aa</sup> | 93.87±4.80 <sup>Ba</sup> | 20.22±1.40 <sup>Da</sup> | 27.46±1.47 <sup>Ca</sup> | 36.06±1.44 <sup>Ea</sup> | 0.001*         |
| <sup>2</sup> p     | 0.648                    | 0.753                    | 0.001*                   | 0.023*                   | 0.334                    |                |
| ΔSertlik           | 0.19±1.26 <sup>A</sup>   | 0.61±5.99 <sup>A</sup>   | 1.42±1.64 <sup>A</sup>   | 3.56±1.90 <sup>A</sup>   | 0.81±2.50 <sup>A</sup>   | 0.152          |

<sup>1</sup>Oneway ANOVA Test

<sup>2</sup>Paired samples t test

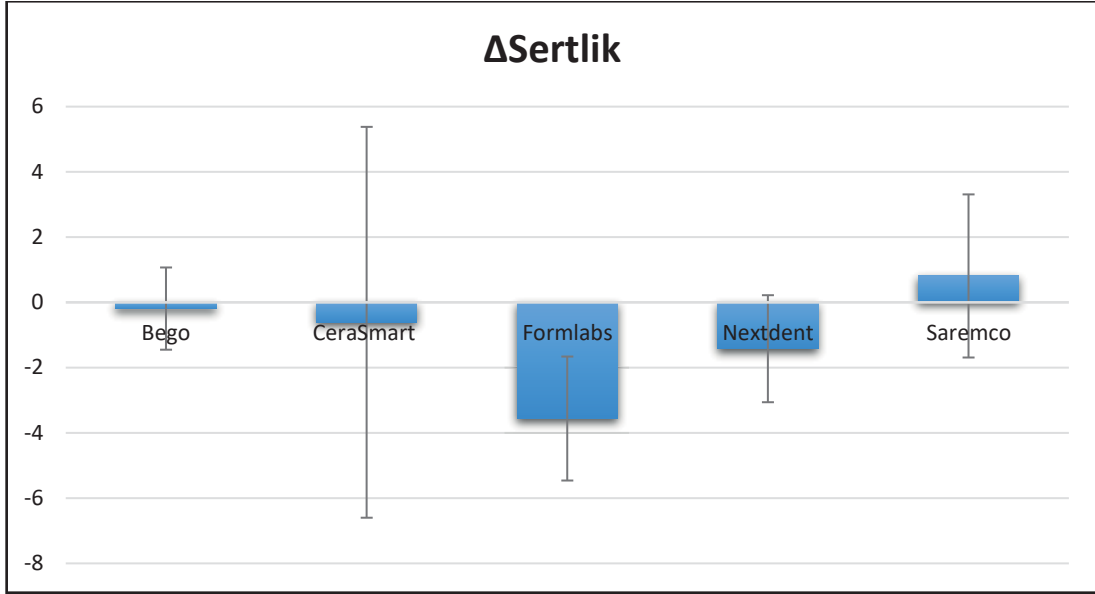
\*p<0.05

Farklı büyük harfler materyaller arası farklılığı, farklı küçük harfler termal yaşlandırma öncesi-sonrasındaki değişimin anlamlılığını göstermektedir.



**Grafik 3.** Materyallere göre termal yaşlandırma öncesi ve sonrası mikrosertlik grafiği

Materyal grupları arasında termal yaşlandırma öncesine göre sonrası mikrosertlik ortalamalarında görülen değişim (artış) miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktu (p:0.152; p>0.05).



**Grafik 4.** Materyallere göre ΔSertlik grafiği

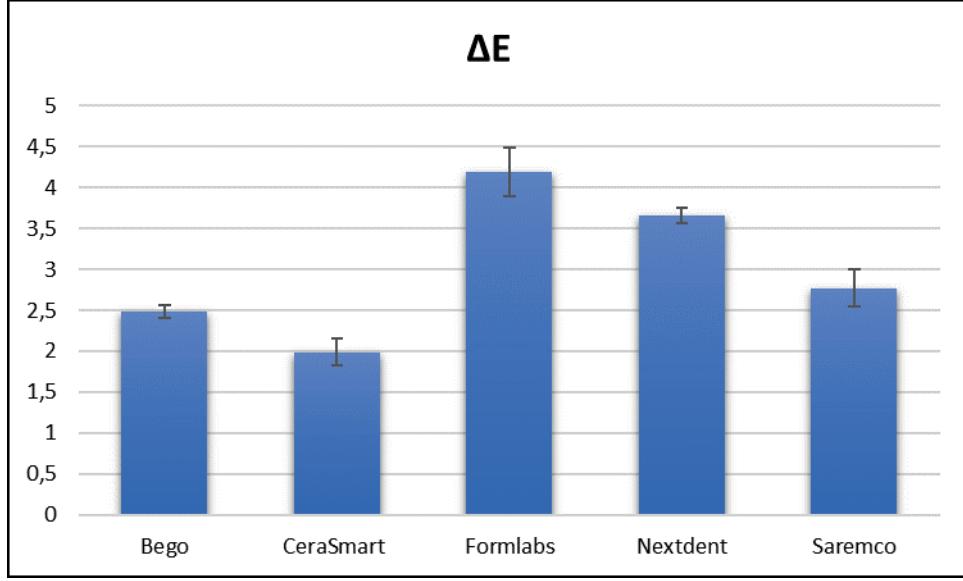
### 6.3. Optik Özellikler

Materyal grupları arasında ΔE ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı (p:0.001; p<0.05). Formlabs grubunun ΔE ortalaması, Bego (p:0.001), CeraSmart (p:0.001), Nextdent (p:0.001) ve Saremco (p:0.001) gruplarından anlamlı şekilde yüksekti (p<0.05).

**Tablo 5.** ΔE değerlendirilmesi

|           | ΔE                     |
|-----------|------------------------|
|           | Ort±SS                 |
| Bego      | 2.48±0.08 <sup>A</sup> |
| CeraSmart | 1.99±0.16 <sup>B</sup> |
| Formlabs  | 4.19±0.30 <sup>C</sup> |
| Nextdent  | 3.66±0.10 <sup>D</sup> |
| Saremco   | 2.77±0.23 <sup>E</sup> |
| p         | 0.001*                 |

<sup>1</sup>Oneway ANOVA Test \*p<0.05  
Farklı büyük harfler materyaller arası farklılığı göstermektedir.



**Grafik 5.** Materyallere göre ΔE grafiği

## 7. TARTIŞMA

Bu çalışmada kahve termal yaşlandırmasının 3B daimi kron reçinesi ve CAD/CAM hibrit seramiğin yüzey pürüzlülüğü, renk stabilitesi, yüzey özellikleri ve mikrosertliği üzerindeki etkisi incelenmiştir. Başlangıçta kahve termal siklusun bu özellikleri etkilemeyeceği öngörülse de yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrasında elde edilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir.

Diş hekimliğinde teknolojik ilerlemeler, hastaların estetik beklentilerini artırırken aynı zamanda hızlı, kişiselleştirilmiş ve tekrarlanabilir üretim taleplerini de beraberinde getirmiştir. Bu ihtiyaçlar doğrultusunda, CAD/CAM teknolojileri, geleneksel üretim yöntemlerinin yerini alarak diş hekimliği pratiğinde hızla yaygınlaşmıştır.

Başlangıçta CAD/CAM sistemleri, büyük ölçüde eksiltmeli (subtraktif) üretim yöntemi ile ilişkilendirilse de, günümüzde bu teknoloji hem eksiltmeli hem de eklemeli (additif) üretim tekniklerini kapsamaktadır. Son yıllarda, eklemeli üretim yöntemleri, malzeme israfının minimize edilmesi, yüksek tekrarlanabilirlik ve üretim hızı gibi avantajları nedeniyle eksiltmeli üretimin önüne geçmiştir (6). Eklemeli üretim teknolojileri, uzun yıllar otomotiv ve endüstriyel uygulamalarda kullanıldıktan sonra, tıp ve diş hekimliği alanlarında da benimsenmiştir. İlk aşamalarda, bu teknoloji tanı modelleri gibi ağız içi kullanımı gerektirmeyen üretimlerde kullanılmıştır. Ancak, biyouyumlu materyallerin gelişmesiyle birlikte, cerrahi kılavuzlar, geçici restorasyonlar, ortodontik apareyler, maksillofasiyal protezler ve implant destekli restorasyonlar gibi daha karmaşık uygulamalar mümkün hale gelmiştir (45). Özellikle daimi restorasyonların eklemeli üretimi, diş hekimliği alanında nispeten yeni bir gelişme olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu alanda kullanılan 3B yazıcı reçinelerinin uzun dönem klinik performansına ilişkin veriler halen sınırlıdır. Restorasyonların ağız ortamında

maruz kaldığı mekanik, kimyasal ve termal stresler düşünüldüğünde, bu materyallerin yüzey özellikleri, fiziksel dayanım parametreleri ve renk stabilitesi gibi kritik özelliklerinin detaylı şekilde incelenmesi büyük önem taşımaktadır. Bu çalışma, 3B yazıcı teknolojisiyle üretilen daimi restorasyon materyallerinin performansını değerlendirmeyi ve alandaki bilgi birikimine katkı sağlamayı amaçlamaktadır. Elde edilecek bulguların, hem klinik uygulamalara rehberlik etmesi hem de gelecekte yapılacak araştırmalar için temel oluşturması hedeflenmektedir.

3B yazıcılar ile başarılı bir üretim süreci için materyallerin yeterli akışkanlık özelliği göstermesi kritik bir gerekliliktir. Bu durum, materyallerin düşük viskoziteye sahip olmasını zorunlu kılar. Düşük viskozite, nozzle veya baskı tablası üzerinde homojen dağılım sağlayarak, katmanlı imalat sırasında yapısal bütünlüğün korunmasına ve yüksek çözünürlüklü baskıların elde edilmesine olanak tanır. Düşük viskozite ise doldurucu içerikleri ile doğru orantılıdır. Bu nedenle eklemeli üretilen reçinelerin dolgu içerikleri eksiltmeli tekniklerde kullanılan materyallerden daha düşüktür. Materyallerin bu mikro yapıları mekanik ve fiziksel özelliklerini etkilemektedir (1, 44, 79-82). Bu sonuçlar bizim çalışmamızda Cerasmart numunelerin eklemeli üretilen reçine numunelerine göre yapılan tüm analizlerde daha iyi performans göstermesi ile paralellik göstermektedir. Prause ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada (80), 1 adet 3B daimi reçine, 2 farklı CAD/CAM blok ve 1 adet direkt kompozitten silindir şeklinde numune elde etmişlerdir. Yüzey işlemleri sonrası numuneler altın kaplama yapılarak SEM incelemesi yapılmıştır. Eklemeli yöntemler ile üretilen reçinelerin, CAD/CAM bloklara göre dolgu parçacıklarının daha heterojen bir dağılım sergilemiş, fakat direkt kompozite kıyasla daha homojen bir yapıyı göstermiştir.

Güntekin ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen çalışmada (83), üç farklı CAD/CAM bloğu (Cerasmart, Vita Enamic, Grandio Vocove) bir adet eklemeli yöntemle üretilen daimi kron reçinesi (FormLabs Kalıcı Kron Reçinesi) kullanılarak termomekanik yaşlandırma işlemlerinin materyal özellikleri üzerindeki etkisi incelenmiştir. Çalışmada, yaşlandırma öncesi ve sonrasında numunelerin yüzey pürüzlülük değerleri (Ra) karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Elde edilen bulgulara göre, eklemeli yöntemler ile üretilen reçine grubunda, termomekanik yaşlandırma öncesi ve sonrasında ölçülen yüzey pürüzlülük değerlerinin diğer CAD/CAM materyallerine kıyasla nispeten daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bu sonuçlar bizim çalışmamızdaki pürüzlülük değerleri ile paralellik göstermektedir. Çalışmamızda da Formlabs reçinesinin yaşlanma sonrası Ra değerleri eşik değeri geçmekte, Cerasmart numunelerinin yaşlanma sonrası Ra değerleri eşik değerin altında kalmaktadır. Bu farklılığın, eklemeli yöntemler ile üretilen reçinelerin polimerizasyon sırasındaki akış davranışını optimize etmek için düşük viskozite gereksiniminden kaynaklanabileceği öne sürülmüştür. Düşük viskozitenin sağlanması amacıyla, reçine matrisindeki inorganik dolgu oranlarının azaltılması gerekmektedir. Ayrıca, 3B yazdırma sürecinde kullanılan parametrelerin (katman kalınlığı, baskı yönü, post-kürleme protokolleri ve baskı süresi gibi) de yüzey morfolojisinde varyasyonlara neden olabileceği vurgulanmıştır (83).

Doldurucu oranlarının ve boyutlarının materyallerin mikrosertlik değerleri üzerindeki etkisinin incelendiği bir çalışmada (44), eklemeli yöntem ile üretilen reçineler (C&B MFH, Ceramic Crown, OnX ve OnX Tough), geleneksel kompozit (Filtek Supreme), CAD/CAM kompozit blok (Lava Ultimate), bir adet seramik CAD/CAM blok (IPS e.max CAD) ile karşılaştırılmıştır. Hazırlanan numunelerin yüzeyleri en son #1200 SIC' e kadar parlatıldı. Vickers mikrosertlik test cihazı, 15 saniye bekleme süresinde IPS

e.max CAD için 9,8 N yük ve kalan diğer tüm malzemeler için 0,98 N yük ile kullanıldı. Numunelerin yüzeyinde beş girinti oluşturuldu, bu girintilerin ortalaması alınarak sertlik değerleri olarak kaydedildi. Çalışmada kullanılan eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan reçinelerin doldurucu oranları %3 ile %50 arasında değişmekteydi. Geleneksel veya CAD/CAM kompozit bloklarda ise bu oran %70 civarındadır. Çalışma sonucunda dolgu ağırlığı %'si ile sertlik değerleri arasında pozitif korelasyon olduğu doğrulanmıştır. Eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan reçineler diğer materyallere göre daha düşük eğilme mukavemeti ve sertlik değeri göstermesine rağmen kırılma olmayan plastik davranış göstermiştir. Bu sonuçlar çalışmamızdaki mikrosertlik sonuçları ile benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda kullandığımız Lava Ultimate'e benzer yapıya sahip Cerasmart, C&B MFH reçinesinden daha yüksek sertlik değeri göstermiştir.

Çalışmamızda eklemeli yöntem ile üretilen numuneleri katman kalınlıkları 50 µm olarak belirlenmiştir. Yapılan çalışmalarda üretim sırasında katman kalınlıklarının azalmasının materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerini iyileştirdiği görülmüştür (43). Sasany ve arkadaşlarının katman kalınlıklarının yüzey pürüzlülüğüne etkisini inceledikleri çalışmalarında (84), 100 µm katman kalınlığında üretilen numuneler en yüksek Ra değerleri göstermişlerdir. Hasanzade ve arkadaşları (85), 25, 50 ve 100 µm katman kalınlığında ürettikleri kronlar içerisinde en iyi marjinal ve internal uyumu 50 µm katman kalınlığında kronlarda gözlemlemişlerdir. Farkas ve arkadaşlarını yaptıkları bir çalışmada (86), katman kalınlığı ve üretim yönünün son ürünlerin doğruluğunu etkilediğini, 0,05 mm katman kalınlığında üretilen numunelerin 0,1 mm kalınlıkta üretilenlere göre daha fazla çekme mukavemeti gösterdiği sonucuna ulaşmışlardır.

Katman kalınlığının reçinelerin fiziksel özellikleri üzerindeki etkisinin incelendiği bir çalışmada (43), 4 farklı eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan reçineyi

iki farklı katman kalınlığında (50 ve 100 µm) üretmişlerdir. Numuneler #600 ve #1200 grit zımpara kağıdı ve daha sonra alümina süspansiyonuna (0,3 ve 0,05 µm) tabi tutularak son yüzey işlemleri yapıldı. Numunelerin yüzey morfolojisini görüntülemek için x1000 büyütmede SEM ile incelenmiştir. Analiz sonrasında elde edilen görüntülerde 50 µm katman kalınlığındaki numunelerin yüzeylerinin daha iyi olduğu, 100 µm katman kalınlığındaki numunelerde yüzeyde daha fazla kusur görülmüştür. Elde edilen bu sonuçlar, yüzey özellikleri açısından katman kalınlıkları arasındaki farkın önemini vurgulamaktadır.

Diş hekimliği materyallerinin klinik performansını değerlendirmede yapay yaşlandırma testleri kritik bir rol oynamaktadır. Yapay yaşlandırma yöntemleri, restoratif diş materyallerinin klinik performansını objektif olarak değerlendiren ve uzun vadeli dayanıklılık parametrelerini öngörmeye yarayan standartize test protokolleridir. Bu yöntemler, materyallerin ağız boşluğunun agresif ortamında maruz kalacağı multifaktöriyel stresleri kontrollü laboratuvar koşullarında simüle ederek, klinik öncesi değerlendirmeler için güvenilir veriler sağlamaktadır. Termal yaşlandırma, mekanik yaşlandırma, kimyasal yaşlandırma, UV ışını ile yaşlandırma ve nem ve ısı ile yaşlandırma diş hekimliğinde kullanılan yapay yaşlandırma yöntemleridir. Di Fiore ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada (87), fırçalama döngüsünün eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan reçinelerin yüzey pürüzlülüğüne etkisini incelemişlerdir. Çalışmalarında 50 µm kalınlığında disk şeklinde iki farklı daimi kron reçinesinden numuneler elde etmişlerdir. 1 yıllık klinik yaşlanmaya denk gelen 10.000 döngüyle, dakikada 180 vuruş hızında, 2,45 N'luk dikey bir yük uygulandı. Fırçalama simülatörü öncesi ve sonrasında temassız profilometre ile pürüzlülük ölçümleri yapıлып değerler

kaydedilmiştir. Yapay fırçalama simülasyonu sonrasında numunelerin pürüzlülük değerlerinde artış gözlenmiştir.

Termal yaşlandırma yöntemi kullanılarak sıcak ve soğuk yiyecek-içeceklerin tüketimi, solunum ve çevresel faktörler nedeniyle sürekli sıcaklık değişimlerine maruz kalan ağız içi ortamı simüle edilir. Bu sayede materyallerin termal stres altındaki değişimleri test edilir. Termal siklus sırasında materyallerde hidrosyona uğramanın yanı sıra sıcaklık değişimlerine bağlı olarak genleşme ve büzülme meydana gelir. Bu genleşme ve büzülme materyalde dolgu maddesi kaybına neden olmaktadır (8). Ayrıca termal siklus testleri, uluslararası standartlar (ISO 11405) tarafından önerilen bir yöntemdir (73).

Kahve, diş restorasyon materyallerinin fizikokimyasal özellikleri üzerinde önemli etkilere sahip kompleks bir solüsyondur. İçeriğindeki yoğun kromojenik bileşikler (özellikle klorojenik asit ve melanoidinler) ve düşük pH değeri nedeniyle, restoratif materyallerde renk değişimine (kromojenik etki) ve yüzey bozulmasına yol açmaktadır. Tannik asit ve diğer organik asitlerin varlığı, materyal yüzeylerinde çözünürlüğü artırarak mikroporozite oluşumuna neden olmaktadır. Bu özellikleri nedeniyle kahve, diş hekimliğinde materyallerin renk stabilitesi ve yüzey dayanımını değerlendirmek amacıyla standart bir yaşlandırma solüsyonu olarak kullanılmaktadır. Termal yaşlandırma protokollerinde kahve kullanımı, materyallerin hem termomekanik streslere (sıcak-soğuk döngüler) hem de kimyasal streslere (asidik ortam ve pigment penetrasyonu) maruz kalmasını sağlayarak, klinik koşulları daha gerçekçi şekilde simüle etmektedir. Bu kombine etki, restoratif materyallerin uzun dönem klinik performanslarının öngörülmesinde önemli avantajlar sunmaktadır (9, 78, 82, 88, 89). Bu nedenle bu çalışmada yapay yaşlandırma yöntemi olarak kahve termal yaşlandırması kullanılmıştır.

Alharbi ve arkadaşları (82), 1 adet 3B kron reçinesi ve 1 adet CAD/CAM bloktan hazırladıkları anterior restorasyon numuneleri daldırma solüsyonlarına bağlı olarak 3 farklı gruba ayırmışlardır. Hazırlanan solüsyonlar yapay tükürük, siyah çay ve kahvedir. İlk renk ölçümleri numunelerin hazırlanmasından 24 saat sonra yapılmıştır. Farklı boyama ortamlarına daldırıldıktan 12 ve 24 gün sonra renk ölçümleri tekrarlanmıştır. Yapılan istatistiksel analiz, boyama ortamlarının ve üretim yöntemlerinin materyallerin renklenmesi üzerinde etkisi olduğunu ortaya koymuştur. Tüm ortamlarda eksiltmeli yöntemle üretilen numunelerin renklenmesi eklemeli yöntemle üretilen numunelerden daha az görülmüştür. Bu farklılık materyallerin matrisinin türü ve dolgu maddesi içerikleri ile ilgili olabilir. Kahve ve çaya daldırılan tüm numunelerin  $\Delta E$  değerleri klinik olarak kabul edilemez bulunmuştur. Kahveye daldırılan numuneler diğer solüsyondaki numunelere göre daha fazla renk değişimi göstermiştir. Bu da kahvenin asidik yapısından kaynaklanmaktadır. Kahvenin diğer boyama solüsyonlara göre daha fazla boyama özelliğinden dolayı bizde çalışmamızda yaşlandırma işlemi olarak numunelere kahve termal siklus uyguladık. Bu çalışmanın sonuçlarına benzer olarak çalışmamızda da eksiltmeli yöntemle üretilen numuneler eklemeli yöntemle üretilen tüm numunelerden daha düşük  $\Delta E$  değeri göstermiştir.

Rotter ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada (90), biri cam dolgulu takviyeli kompozit reçine (Crowntec) ve diğeri de üretan akrilat bazlı reçine (Graphy) olmak üzere 2 farklı daimi kron reçinesinden elde ettikleri numuneleri postprodüksiyon temizleme solüsyonuna göre 3 gruba ayırmışlardır %96 etanol, su bazlı çözücü ve metil eter çözücü. Profilometre ile cilalama öncesi, cilalamadan sonra ve kahve termosiklusünden sonra olmak üzere numunelere üç defa pürüzlülük ölçümü yapılmıştır. Cilalama sonrası numuneler 5000 döngü kahve termal siklusuna tabi tutulmuştur. Ölçümler sonrasında

reçine-temizleme solüsyonu çiftlerinin Ra değerleri arasında önemli farklılıklar bulunmuştur. 6 aylık klinik kullanımı simüle eden kahve termal siklus sonrası numunelerin Ra değerleri klinik kabul edilebilir eşiği aşmamıştır. Bu değerler bizim çalışmamızın sonuçları ile farklılık göstermektedir. Çünkü çalışmamızda, Crowntec reçinesinin kahve termal siklus sonrasında ölçülen pürüzlülük değeri, belirlenen eşik değerinin çok az üzerinde tespit edilmiştir. Ra değerleri arasındaki bu farklılık post küreme solüsyonlarının farklı olmasından veya döngü sayıları arasındaki farklılıktan (çalışmamızda 10000 döngü uygulanmıştır) kaynaklanmış olabilir.

Daimi dental restorasyonlar, ağız boşluğunun kompleks ortamında uzun süreli olarak çiğneme kuvvetleri, termal değişimler, mekanik aşınma (firçalama), su absorpsiyonu ve kimyasal etkenlere maruz kalmaktadır. Bu multifaktöriyel stres faktörleri, restoratif materyallerin mekanik özelliklerinde (bükülme dayanımı, mikrosertlik) ve optik karakteristiklerinde (renk stabilitesi, yüzey pürüzlülüğü) zamanla degradasyona yol açabilmektedir. İdeal bir dental restoratif malzemeden beklenen, bu agresif oral ortam koşullarında mekanik ve estetik özelliklerini minimum düzeyde kaybederek (preferansiyel olarak hiç kaybetmeden) uzun süreli fonksiyonel ve estetik performansını koruyabilmesidir. Bu nedenle materyal geliştirme çalışmalarında, malzemelerin oral çevresel faktörlere karşı direncini değerlendirmek için standartize yaşlandırma protokolleri büyük önem taşımaktadır(10, 88, 91). Çakmak ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada (88), 2 farklı eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan reçine (Crowntec, VarseoSmile Crown Plus) ve 3 farklı CAD/CAM bloğundan (Brilliant Crios, Vita Enamic, Mark II) 10x1 mm boyutlarında disk şeklinde numuneler elde etmişlerdir. Numunelere 25000 döngü yapay firçalama ve daha sonra 10000 döngü kahve termal yaşlandırma işlemleri uygulamışlardır. Numunelerin polisaj öncesi, polisaj sonrası ve

yapay yaşlandırma işlemleri sonrası yüzey pürüzlülükler değerleri ölçülmüştür. Ölçümler sonrasında eksiltmeli teknik ile üretilen numunelerin Ra değerleri eklemeli yöntemler ile üretilen numunelerden göre daha düşük bulunmuştur. Bu sonuçlar çalışmamızın sonuçları ile paralellik göstermektedir. Çalışmamızda da eklemeli yöntemler ile üretilen numunelerin Ra değerleri Cerasmart'tan daha yüksek bulunmuştur. Elde edilen bu sonuç da eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan reçinelerin uzun vadede plak birikimine ve artan antagonist aşınmaya yatkın olabileceğini düşündürmektedir.

Restoratif diş materyallerinin klinik performansını belirleyen temel parametreler arasında yüzey pürüzlülüğü, renk stabilitesi, aşınma direnci, mekanik dayanıklılık ve mikrosertlik öne çıkmaktadır. Özellikle yüzey pürüzlülüğü, restorasyonun uzun dönem başarısını doğrudan etkileyen kritik bir faktördür. Artmış yüzey pürüzlülüğü; mikroorganizma kolonizasyonunu kolaylaştırarak periodontal inflamasyon riskini artırmakta, restorasyon-diş dokusu arayüzünde ikincil çürük oluşumuna zemin hazırlamakta ve mekanik stres konsantrasyonlarına neden olarak materyalin kırılma direncini düşürmektedir. Ayrıca, karşıt diş arkında premature kontaklara ve patolojik aşınmaya yol açabilmektedir. Optik açıdan ise pürüzlü yüzeyler, ışık geçirgenliğini azaltarak ve ışık saçılımını artırarak restorasyonların doğal diş dokularıyla uyumunu bozmakta, estetik sonuçları olumsuz etkilemektedir. Bu nedenle ideal restoratif materyallerin, oral ortamın agresif koşullarında dahi düşük yüzey pürüzlülüğünü koruyabilme kapasitesi klinik başarı için esastır (10, 12). Bu bağlamda değerlendirildiğinde, çalışmamızda elde edilen pürüzlülük bulguları materyallerin termal yaşlanma karşısındaki yüzey stabiliteelerini anlamak açısından oldukça önemlidir.

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemler arasında temaslı ve temasız profilometreler, atomik kuvvet mikroskobu

(AFM) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) en yaygın olarak tercih edilen tekniklerdir. Literatür incelendiğinde, çoğu çalışmada bu yöntemlerden yalnızca birinin veya ikisinin kombinasyonunun kullanıldığı görülmektedir. Bununla birlikte, aynı numuneler üzerinde birden fazla yüzey karakterizasyon tekniğinin sistematik olarak uygulandığı çalışmalar sınırlı sayıdadır. Özellikle 3B baskı ile üretilen dental reçinelerde AFM kullanılarak yapılan pürüzlülük analizlerini içeren çalışmalar oldukça nadirdir. Bu çalışmada, yüzey pürüzlülüğü hem kontakt profilometre hem de AFM ile ölçülmüş, ayrıca yüzey morfolojisi SEM ile detaylı olarak analiz edilmiştir. Elde edilen bulgular, AFM ile elde edilen 3B sonuçların profilometre ile ölçülen sayısal değerleri desteklediğini göstermiştir. Geleneksel profilometre teknikleri genellikle iki boyutlu (2B) lineer ölçümler sağlarken, AFM nano ölçekli çözünürlükte üç boyutlu (3B) topografik haritalama yapabilmektedir. AFM'in bu üstün çözünürlük yeteneği ve yüzey topografisini nicel ve nitel olarak ortaya koyabilmesi, onu yüzey pürüzlülüğü analizlerinde en güvenilir yöntemlerden biri haline getirmektedir (66). Bu çoklu analiz yaklaşımı, materyallerin yüzey özelliklerinin daha kapsamlı ve doğru bir şekilde karakterize edilmesine olanak tanımış, böylece klinik uygulamalar için kritik olan yüzey pürüzlülüğü parametrelerinin güvenilir bir şekilde belirlenmesi sağlanmıştır. Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü parametresi evrensel olarak kabul görmüş Ra değeri seçilmiştir. Ra değeri ‘’ ölçüm uzunluğu içindeki profilin tüm mutlak mesafelerinin ortalama aritmetik değeri’’ olarak tanımlanmaktadır (92). Ra değerinin klinik kabul edilebilir değeri 0,2  $\mu\text{m}$  dir (9). Di Fiore ve arkadaşları yaptıkları çalışmada numunelerin ilk yüzey pürüzlülüğünü ve fırçalama simülatörü sonrası yüzey pürüzlülüklerinin klinik eşik değerinin üzerinde bulmuştur (87). Antagonist dişte aşınmaya neden olduğu düşünülen restorasyon Ra değerinin 1,50  $\mu\text{m}$

olarak bildirilmiştir (92). Çalışmamızda yaşlandırma işlemi öncesinde ve sonrasında kaydedilen Ra değerleri bu değerlerin altındadır.

Çalışmamızda termal yaşlandırma işlemi, tüm materyallerde pürüzlülük değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı artışa neden olmuştur ( $p < 0.05$ ). Bu nedenle birinci hipotez reddedilmiştir. Özellikle Formlabs reçinesi, termal yaşlanma öncesi ( $0.200 \pm 0.010 \mu\text{m}$ ) ve sonrası ( $0.322 \pm 0.014 \mu\text{m}$ ) en yüksek Ra değerlerine sahip olmuştur (93). CeraSmart'ın en düşük Ra değerlerine (öncesi  $0.072 \pm 0.009 \mu\text{m}$ , sonrası  $0.159 \pm 0.005 \mu\text{m}$ ) sahip olması, CAD/CAM bloklarının optimize edilmiş yüzey işlemleriyle açıklanabilir (88). Bego Tring, Nextdent ve Saremco materyalleri ise termal yaşlanma sonrası orta düzeyde Ra değerleri göstermiştir. Eklemeli yöntemler ile üretilen numunelerin yüzey pürüzlülüğündeki artış Cerasmart 270 hibrit seramiğe göre daha yüksektir. Cerasmart'ın termal yaşlandırma işlemine karşı daha direçli olması, ön polimerize edilmiş bir rezin kompozit blok olması ve içerisindeki küçük boyutlardaki nanoseramik dolgu partiküllerinin rezin matrisi ile iyi bir uyum sağlaması ile açıklanabilir (9, 10, 83, 88). Bu bulgular, termal siklusun sıcaklık değişimlerinin neden olduğu genişleme-büzülme hareketlerinin yüzey mikromorfolojisini bozduğunu ve özellikle 3B yazıcı reçinelerinin bu tür çevresel etkilere karşı daha hassas olabileceğini göstermektedir (88). Özellikle polimer matris yapısına ve dolgu partikül oranına bağlı olarak ısı kaynaklı gerilimler pürüzlülük artışını tetikleyebilir. Pürüzlülük değerleri arasındaki fark materyallerin üretim yöntemlerine, viskozitelerine ve farklı kimyasal bileşimlerine bağlanabilir (83, 94). Formlabs reçinesi SLA tipi yazıcı ile üretilirken diğer reçinelerin üretiminde DLP tipi yazıcılar kullanılmıştır. Bu durum, literatürdeki benzer çalışmalarla uyumludur (93). Yapılan bir çalışmada DLP ile üretilen numunelerin SLA ile üretilen numunelere göre daha yüksek kesme-bağ mukavemeti gösterdiği görülmüştür (46).

Ayrıca pürüzlülük değerlerinde gözlemlenen farklılıklar materyallerin mikrosertlik değerlerine bağlı olabilir. Daha sert materyallerin daha az pürüzlülük değerleri gösterdiği daha önceki çalışmalarda belirtilmiştir (43,87). Çalışmamızda da CeraSmart 270 en yüksek sertlik değerini gösterirken Formlabs reçinesi en düşük sertlik değerlerini göstermiştir.

Çalışmamızda bazı numunelerin yaşlandırma sonrası Ra değerleri 0,2  $\mu\text{m}$  üzerindedir. Çakmak ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada (95), polimer bazlı materyaller kahve termal siklus sonrası Ra değerleri 0,2  $\mu\text{m}$  üzerine çıkmamıştır. Bu sonuç termal döngü sayısından kaynaklanabilir. Çakmak ve arkadaşları kahve termal yaşlandırmasını 5000 döngüde gerçekleştirmişken bizim çalışmamızda döngü sayısı 10000'dir. Çalışmamızda elde ettiğimiz değerler pürüzlülük değerleri 0,36  $\mu\text{m}$ 'u geçmemiştir. Bununla birlikte, sağlam insan minesinin Ra değerleri 0,45  $\mu\text{m}$  ile 0,65  $\mu\text{m}$  arasında değerler sergilediği bildirilmiştir. Sonuç olarak, çalışmada test edilen materyallerin kahve termal siklusundan sonra bile doğal mineye benzer bir yüzey pürüzlülüğü sergilediği sonucuna varılabilir (96).

Wang ve arkadaşları yaptıkları çalışmada (94), 6 farklı 3B yazıcıda üretilen daimi kron reçinelerinin (Crowntec, VarseoSmile Crown Plus, Tera Harz TC-80DP Graphy, C&B Permanent ODS, Formlabs Permanent Crown, HeyGears) yüzey özelliklerini incelemiştir. Numunelerin son yüzey işlemlerini P1200 ve P2500 silisyum karbür kağıt ile bitirmişlerdir. Profilometre ile yapılan ölçümlerde farklı yazıcılarda üretilen ve doldurucu oranları farklı olan numunelerin yüzey pürüzlülük değerleri farklılık göstermiştir. Aynı zamanda bu çalışmada bakteriyel korelasyonda incelenmiş ve yüzey pürüzlülüğü ile bakteriyel yapışmanın doğru orantılı olduğu görülmüştür. Çalışmamızda başlangıç yüzey pürüzlülük ölçümlerinde, Formlabs ve Nextdent reçinelerinin diğer

eklemeli yöntemler ile üretilen numuneler ile karşılaştırıldığında nispeten daha yüksek Ra değerleri sergilediği tespit edilmiştir. Bu bulgu, bahsedilen çalışmadaki verilerle paralellik göstermektedir. Yapılan çalışmalarda, termal yaşlanmanın reçine bazlı materyallerin yüzey pürüzlülüğünü artırdığını belirtmiştir (83, 97).

Gad ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada (93), 3 adet farklı 3B eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan reçine (NextDent C&B, Formlabs Permanent Crown, VarseoSmile Crown plus) ve 2 adet farklı CAD/CAM bloktan (IPS e.max ZirCAD LT ve VITA Enamic) ürettikleri disk şeklindeki numunelerin bitirme işlemlerini 800, 1500 ve 2000 grit boyutlarında silisyum karbür kağıdı kullanılarak yapmışlardır. 5000 döngüde yaşlandırma prosedürlerine tabi tutulan numunelerin yaşlanma sonrasında yüzey pürüzlülüğü değişimlerini incelemişlerdir. Termal yaşlanma öncesinde Formlabs örneği en yüksek pürüzlülük değerleri göstermiş, e.max örnek en düşük pürüzlülük değerleri göstermiş, diğer eklemeli yöntemler ile üretilen numuneler ile eksiltmeli yöntemle üretilen reçine arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmamızda Formlabs reçinesi, termal siklus testleri öncesinde ve sonrasında diğer tüm materyallere kıyasla daha yüksek Ra değerleri sergilemi bu çalışma ile paralellik göstermektedir. Ancak, Gad ve arkadaşlarının çalışmasında incelenen tüm materyallerin Ra değerlerinin eşik değeri aşması, bizim çalışmamızın sonuçlarından farklılık göstermektedir. Bu farklılığın muhtemel nedeni, numunelerin hazırlanma sürecindeki parlatma ve cilalama protokollerindeki farklılıklardan kaynaklanıyor olabilir. Özellikle uygulanan yüzey işleme tekniklerindeki metodolojik farklılıkların, materyallerin yüzey pürüzlülük özellikleri üzerinde belirgin etkiler yaratabileceği düşünülmektedir.

Bozoğullar ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen çalışmada (10), üç farklı CAD/CAM bloğu (Cerasmart 270, Vita Enamic, Vita Mark II) ve iki farklı daimi kron

reçinesi (Crowntec ve Permanent Crown Resin) kullanılarak termal siklusun bu materyallerin renk stabilitesi ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkileri incelenmiştir. Numunelerin üretimi sonrasında, yüzeyler bir zımparalama cihazı 600, 1000 ve 1200 gridlik silisyum karbür (SiC) kağıtlar ile zımparalanmış ve ardından SofLEX (3M) parlatma sistemi kullanılarak cilalanmıştır. Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri temassız optik profilometre ile, renk ölçümleri ise spektrofotometre kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Ölçümlerin ardından, numunelere termal siklus uygulanmış ve rastgele gruplara ayrılarak kahve ve distile su içeren solüsyonlarda 7 gün boyunca bekletilmiştir. Solüsyonlarda bekletme işlemi sonrasında, ölçümler tekrarlanmış ve elde edilen veriler karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre, termal yaşlanma ve boyama solüsyonlarında bekletme işlemi, hem eklemeli hem de eksiltmeli yöntemlerle üretilen numunelerin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesini olumsuz yönde etkilemiştir. Ancak, Cerasmart CAD/CAM bloğunun yüzey pürüzlülüğü, daimi reçinelerle karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemiştir. Bu durum, Cerasmart'ın yapısındaki nanoseramik dolgu partiküllerinin resin matrisi ile iyi bir bağlantı sağlamasından kaynaklanıyor olabilir. Bu çalışmanın sonuçlarına benzer olarak çalışmamızda da Formlabs reçinesi Crowntec reçinesi ve Cerasmarta göre daha yüksek Ra değerleri göstermiştir. Cerasmart'ın en düşük Ra değeri göstermesi bizim çalışmamızla paralellik göstermektedir.

Çakmak ve arkadaşları tarafından yürütülen çalışmada (9), kahve ve termal döngünün eklemeli ve eksiltmeli yöntemlerle üretilen dental materyaller üzerindeki etkileri incelenmiştir. Çalışmada, bir CAD/CAM bloğu (Cerasmart) ve iki farklı daimi reçine (Crowntec ve VarseoSmile Crown Plus) kullanılarak üretilen numunelerin başlangıç yüzey pürüzlülüğü (Ra değerleri) temassız profilometre ile ölçülmüştür. Daha

sonra numuneler rastgele üç gruba ayrılmış ve her bir gruba farklı parlatma prosedürleri uygulanmıştır. Bu prosedürler arasında konvansiyonel yöntem, Optiglaze ve Vita Akzent yer almaktadır. Parlatma işlemi sonrasında, numunelerin renk stabilitesi ve yüzey pürüzlülüğü ölçümleri tekrarlanmış ve ardından termal siklus uygulanmıştır. Termal siklus sonrasında aynı ölçümler yeniden yapılmış ve numunelerin yüzey morfolojisi 1000 büyütme altında taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir. Çalışmanın sonuçları, numunelerin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesinin uygulanan parlatma prosedürlerinden ve termal siklustan önemli ölçüde etkilendiğini göstermiştir. Özellikle Vita Akzent uygulanan numunelerde, klinik olarak kabul edilemeyecek düzeyde yüzey pürüzlülüğü tespit edilmiştir. Cerasmart numunelerinin  $\Delta E$  ve Ra değerleri termal siklus öncesi ve sonrasında eklemeli yöntemler ile üretilen numunelere göre daha düşük tespit edilmesi çalışmamız ile paralellik göstermektedir. Bu değerlerin nicel olarak farklılık göstermesi parlatma tekniklerinin farklılıklarından kaynaklandığı düşündürmektedir. Çakmak ve arkadaşlarının çalışma, dental materyallerin klinik performansını optimize etmek için uygun parlatma tekniklerinin seçilmesinin önemini göstermektedir.

Nam ve arkadaşlarının çalışmada (98), cilalama işleminin yüzey özelliklerine etkisini incelemişlerdir. 3 farklı daimi kron reçinesi kullanarak ürettikleri numuneleri 3 gruba ayırmış ve her gruba farklı yüzey işlemleri uygulamışlardır. Farklı çözeltilerde 1 hafta bekletilen numuneler daha sonra yapay fırçalama cihazında 20000 döngüde fırçalandı. Yapay fırçalama öncesi ve sonrasında iğne profilometresi ile yüzey pürüzlülükleri ölçülmüştür. İnceleme sonrasında yüzey işlemleri yapılan numunelerin Ra değerleri işlenmemiş numunelere göre daha küçük bulunmuştur.

Vichi ve arkadaşları (92) tarafından gerçekleştirilen çalışmada, farklı bitirme ve cilalama işlemlerinin daimi reçinelerin yüzey özellikleri üzerindeki etkileri incelenmiştir.

Bu amaçla, bir daimi reçineden üretilen numuneler sekiz farklı gruba ayrılmış ve her bir gruba farklı yüzey bitirme ve cilalama protokolleri uygulanmıştır. Çalışmada, cilalama işlemi öncesinde ve sonrasında tüm numunelerin yüzey pürüzlülüğü (Ra değerleri) ve parlaklık ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Araştırmacılar, başlangıçta numunelerin farklı bitirme ve cilalama işlemlerinden etkilenmeyeceği yönünde bir hipotez öne sürmüşlerdir. Ancak çalışmanın sonuçları, bu hipotezin reddedilmesine neden olmuştur. Elde edilen bulgular, kullanılan sekiz farklı yüzey bitirme ve cilalama yönteminin, numunelerin yüzey pürüzlülüğü ve parlaklığı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip olduğunu göstermiştir. Bu sonuçlar, yüzey işlemlerinin daimi reçinelerin estetik ve fonksiyonel özelliklerini önemli ölçüde değiştirebileceğini ortaya koymaktadır. Özellikle klinik uygulamalarda, reçinelerin yüzey kalitesini artırmak ve uzun vadeli performansını optimize etmek için doğru bitirme ve cilalama protokollerinin seçilmesinin kritik öneme sahip olduğu vurgulanmıştır.

Baytur ve arkadaşları (99) tarafından gerçekleştirilen çalışmada, kütleme süresi ve sıcaklığının daimi reçineler üzerindeki etkileri incelenmiştir. Bu kapsamda, bir daimi reçine, üretici tarafından önerilen değerlerin yanı sıra bir üst ve bir alt değerler de dahil edilerek dokuz farklı gruba ayrılmıştır. Her bir grup, farklı kütleme parametrelerine tabi tutulmuştur. Kütleme işlemi sonrasında, numuneler su altında 400, 600 ve 1200 gridlik silisyum karbür (SiC) kağıtlar kullanılarak zımparalanmıştır. Termal siklus öncesinde, numunelerin renk stabilitesi, yarısaydamlık, yüzey pürüzlülüğü (Ra değerleri) ve eğilme mukavemeti gibi fiziksel ve mekanik özellikleri ölçülmüştür. Yaşlandırma işlemi tamamlandıktan sonra bu ölçümler tekrarlanmış ve elde edilen veriler karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre, farklı kütleme parametreleri altında incelenen tüm numunelerin yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri, kabul edilen eşik değerlerin üzerinde

tespit edilmiştir. Araştırmada, polimerizasyon hızının düşük olmasının, zayıf bir yüzey bütünlüğüne neden olabileceği ve bu durumun daha düşük Ra değerleri ile sonuçlanabileceği vurgulanmıştır. Bu bulgular, kütleme parametrelerinin reçinelerin yüzey özellikleri ve mekanik performansı üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu ortaya koymaktadır. Çalışma, klinik uygulamalarda optimal kütleme koşullarının belirlenmesine yönelik önemli bir katkı sağlamaktadır.

Yapılan başka bir çalışmada (91), farklı solüsyonlarda bekletilen reçine içerikli iki farklı CAD/CAM bloğu (Cerasmart 270 ve Grandio Blocs) ve iki farklı daimi kron reçinesinin (Crowntec ve Permanent Crown) yüzey pürüzlülükleri incelenmiştir. Hazırlanan numuneleri parlatmak için iki aşamalı elmas parlatma kiti kullanılmıştır. Solüsyonda bekletme işlemi öncesinde ilk pürüzlülük ölçümleri yapılmıştır. Üç farklı gruba ayrılan numunelerin her biri hazırlanan özel bölmelere tek tek yerleştirilmiş ve üzerlerine çay, kahve ve distile su eklenmiştir. Her 24 saatte bir yenilenen solüsyonlarda numuneler 30 gün boyunca bekletilmiştir. 30 gün sonrasında numunelerin yüzey pürüzlülükleri tekrar ölçülmüştür. Cilalama sonrasında 3B reçinelerin ve CAD/CAM blokların başlangıç pürüzlülük ölçümleri benzer bulunmuştur. Ancak bu sonuç, bizim çalışmamızın bulgularıyla ve literatürdeki başka bir çalışmayla (10) çelişmektedir. Bu tutarsızlığın temel nedeni olarak, farklı parlatma ve bitirme protokollerinin uygulanmış olması gösterilebilir. Çalışmamızda uygulanan termal siklus işleminin, materyallerin yüzey pürüzlülük değerleri üzerinde daha belirgin bir etkiye sahip olduğu düşünülmektedir. Bununla birlikte, solüsyonlarda bekletme işlemi sonrasında yapılan ölçümlerde, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir.

Sandmair ve arkadaşları (59) seramik dolgulu 3B hibrit materyalden 3 adet numune elde etmiştir. 3 noktalı eğilme testi sonrasında numunelerin yüzeylerini AFM ile

incelemişlerdir. Eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan reçine materyallerin yüzey pürüzlülüğü geleneksel malzemelerden daha yüksek olmasına rağmen test öncesi ve sonrasında da kabul edilebilir değerler elde edilmiştir. Ayrıca AFM'nin eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan reçineler için uygun olduğu sonucuna varılmıştır.

Kim ve arkadaşları (100) 5 farklı CAD/CAM bloklarından (IPS e.max CAD, CeltraDuo, Vita Enamic, Cerasmart, Lava Plus Zirconia) 12,0 × 10,0 × 1,5 mm boyutlarında plakalar üretildi. Numuneler üç gruba ayrılmış ve her gruba 3 farklı yaşlandırma prosedürü uygulanarak yüzey özelliklerindeki değişimi incelemişlerdir. En yüksek pürüzlülük değerleri Cerasmart materyalinde görülmüştür. Bunu materyalin su emmesi sonucu resin matrisinin genişlemesine ve silan bağlama materyalinin hidrolizi sonucunda yüzey dolgularının bozulmasına bağlamıştır.

Baytur ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada (101) SLA yazıcı ile ürettikleri disk şeklinde numuneleri (Formlabs Permanent Crown) farklı kütleme prosedürlerine tabi tutmuşlardır. Termal siklus öncesi ve sonrası ölçümleri karşılaştırarak kütleme parametrelerinin yüzey özellikleri üzerinde etkisini incelemişlerdir. x250, x1000 ve x10000 büyütmede inceledikleri numunelerin termal yaşlanma sonrasında homojen yapısının bozulduğu ve yüzeyinde aşınmalar, mikro çatlaklar olduğunu görülmüştür. Çalışmadaki Ra değerleri çalışmamızdan farklı olarak eşik değer üzerinde bulunmuştur. Bu farklılığın parlatma ve cilalama işlemlerinin farklılıklarından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Park ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada (8), süt dişleri için 2 adet farklı kron reçinesi ve 1 adet zirkonya CAD/CAM bloktan kron üretimi yapmışlardır. Hazırlanan numunelere çiğneme simülatörü ve termal siklus uygulamışlardır. Materyallerdeki değişiklikleri 100×, 500×, 1000× ve 5000× büyütmede SEM cihazı ile incelemişlerdir.

Hidrasyona ile beraber termal siklustaki sıcaklık değişimlerine bağlı olarak materyalde meydana gelen genleşme ve büzülme sonrası dolgu maddelerinde kayıplara neden olmaktadır. Dolgu kaybı sonrası yüzeyde oluşan pürüzlülük materyalde renk değişimine neden olmaktadır. Materyalde meydana gelen bu çatlaklar ve çukur alanlar SEM ile doğrulanmıştır.

Gül ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada (102), 3 farklı CAD/CAM bloğu Grandio Voco, breCAM HIPC ve Shofu HC), 4 farklı daimi kron reçinesi (Nexdent C&B MFH, Permanent Bridge Saremco, VarseoSmile Crownplus, Şenertek P-Crown) kullanılmıştır. Hazırlanan numuneler iki yıllık klinik süreyi taklit etmek için termomekanik yaşlandırma işlemine tabi tutulmuştur. Numuneleri kırılma testi sonrasında SEM ile 50x ve 99x büyütmede bakılmıştır. Eklemeli yöntemler ile üretilen numunelerden meydana gelen çatlaklar ve katmanlar arası bağların ayrılması SEM gözlemlenmiştir. 3B üretimde maksimum emilen kuvveti katmanlar arasındaki bağlantıya göre değişmesi ve kırık bölgesinde meydana getirdiği hasarlar SEM ile gözlemlenmiştir. CAD/CAM blokları eklemeli yöntemler ile üretilen numunelere göre daha yüksek kırılma kuvveti göstermiştir.

Mikrosertlik, restoratif materyallerin dayanıklılığını ve klinik performansını belirleyen kritik bir mekanik özelliktir. Yüksek mikrosertlik değerine sahip materyaller, çiğneme kuvvetleri ve fırçalama gibi tekrarlayan mekanik streslere karşı daha dirençli olup, aşınma ve deformasyon riskini önemli ölçüde azaltmaktadır. Bu durum, özellikle oklüzal bölgelerdeki restorasyonların fonksiyonel ömrünü uzatan temel bir faktördür. Ek olarak, yüksek mikrosertlik gösteren materyallerin yüzey pürüzlülüğü daha düşük olma eğilimindedir. Mikrosertlik ölçümlerinde yaygın olarak kullanılan Vickers yöntemi, materyallerin plastik deformasyona karşı gösterdiği direnci niceliksel olarak

değerlendirmektedir. Elde edilen Vickers sertlik değerleri (HV), restoratif malzemelerin mekanik dayanımı ve aşınma direnci hakkında öngörüle bulunmayı mümkün kılmaktadır. Bu nedenle, klinik başarı için materyal seçiminde mikrosertlik parametrelerinin dikkate alınması gerekmektedir(1). Temizci ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (103) 3 adet CAD/CAM blok (Cerasmart 270, Vita Enamic, Vita Mark II) ve 2 adet eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan daimi kron reçinesinden (Saremco Print Crowntec, Formlabs Permanent Crown Resin) 14 × 14 × 2 mm boyutlarında numuneler elde edilmiştir. Numuneleri 2 gruba ayırıp yarısına termal siklus (5000 döngü) uygulanmış diğer yarısına uygulanmamıştır. Çalışma sonucunda en düşük mikrosertlik değerleri eklemeli yöntemlerde kullanılan kron reçinelerinde görülmüştür. Kırılma sonrasında yüzeyler SEM ile incelenmiş ve en pürüzsüz yüzey CeraSmart 270 numunelerinde görülmüştür. Yapılan çalışmanın sonuçları, bizim çalışma bulgularımızla uyum göstermektedir. Çalışmamızda da Cerasmart reçinelerinin, diğer eklemeli yöntemler ile üretilen numuneler ile karşılaştırıldığında anlamlı derecede yüksek Vickers sertlik değerleri sergilediği tespit edilmiştir. Ayrıca, yaşlandırma protokolü sonrasında yapılan değerlendirmede, Cerasmart ve Crowntec materyallerinin sertlik değerlerinde istatistiksel açıdan anlamlı bir değişim gözlenmemesi mevcut çalışma ile paralellik göstermektedir. Bu bulgular, Cerasmart materyalinin termal yaşlandırma koşulları altında daha stabil mekanik özellikler sergilediğini düşündürmektedir.

Husain ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada (1), 6 adet farklı eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan reçine (Optiprint Temp, C&B MFH, Saremco print CROWNTEC, Temp Print, 3DELTA ETEMP, MED690) ve 6 adet yüksek ve düşük viskoziteli farklı geleneksel üretilen kompozit rezinlerin (Gradia Direct, Clearfil Majesty, Tetric EvoCeram, Gradia Direct Flo, Clearfil Majesty Flow, Tetric EvoFlow) termal

yaşlandırma sonrası mikrosertlik değerlerinin değişimini incelemiştir. Numuneler üretimden sonra yüzey standardizasyonu sağlamak amacı ile #1200 SIC ile parlatıldı. Tüm numuneler rastgele iki gruba ayrıldı; ilk gruba 6000 döngüde termal siklus uygulandı, diğer gruba yaşlandırma işlemi uygulanmamıştır. Vickers sertlik ölçümü için numunelere 15 saniye boyunca 0,98-N yük ile üç girinti yapıldı ve üçünün ortalaması kaydedildi. Eklemeli yöntemler ile üretilen numunelerden viskozite değerleri yüksek viskoziteli kompozit rezinlere benzer bulunmuştur. Geleneksel kompozit materyaller eklemeli yöntemler ile üretilen numunelere göre daha yüksek sertlik değerleri göstermiştir. Çalışmamızla paralel bir şekilde Saremco reçinesi Nextdent reçinesinden yaşlandırma öncesi ve sonrasında daha yüksek mikrosertlik değeri göstermiştir. Bu farklılık kompozisyonundaki farklı dolgu oranı ve/veya kimyasal bağlanma özellikleriyle açıklanabilir (1, 81) .

Çalışmanın ikinci hipotezi kısmen reddedilmiştir. Çünkü kahve termal siklus sonrası mikrosertlik değerlerinde CeraSmart, Bego ve Saremco gruplarında anlamlı değişim gözlenmezken, Formlabs ve Nextdent reçinelerinde sertlikte azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (sırasıyla  $p=0.001$  ve  $p=0.023$ ). Termal siklus öncesi değerlendirildiğinde, en yüksek mikrosertlik değerine CeraSmart materyali sahip olmuştur ( $94.48 \pm 4.37$ ), bu durum CeraSmart'ın yüksek oranda seramik partikül içeriğine ve polimer matrise entegre hibrit yapısına bağlanabilir (104). Aynı dönemde en düşük mikrosertlik ise Formlabs grubunda gözlemlenmiştir ( $23.78 \pm 0.97$ ). Termal siklus sonrası da benzer bir eğilim devam etmiş; CeraSmart,  $93.87 \pm 4.80$  değeriyle mikrosertlik açısından en dirençli materyal olarak öne çıkarken, Formlabs grubu  $20.22 \pm 1.40$  değeri ile en düşük mikrosertliği göstermiştir. Bu sonuçlar, CeraSmart'ın termomekanik stabilitesinin daha yüksek olduğunu ve 3B yazıcı ile üretilen reçine bazlı materyallere

kıyasla yapısal bütünlüğünü termal sıkluslara karşı daha iyi koruyabildiğini ortaya koymaktadır (79). Yapılan çalışmalarda eksiltmeli yöntem ile üretilen materyallerin eklemeli yöntemler ile üretilen materyallere göre daha yüksek mikrosertlik değerleri gösterdiği görülmüştür (91, 97). Bu sonuçlar da çalışmamızı desteklemektedir.

Kahve termal siklus ve fırçalama simülasyonunun mikrosertlik üzerindeki etkisini inceledikleri bir çalışmada Çakmak ve arkadaşları (88), 2 adet farklı 3B daimi kron reçinesi (Crowntec, VarseoSmile Crown Plus) ve 3 farklı CAD/CAM blok (Brilliant Crios, Vita Enamic, Mark II) kullanmışlardır. Bu materyallerden 10x1mm boyutlarında disk şeklinde numuneler elde etmişlerdir. Numunelerin vickers mikrosertlik değerlerinin ölçümü için numuneler 10sn boyunca 980,7 mN yükü 5 farklı noktadan ölçüm yapıldı ve bu değerlerin ortalaması kaydedildi. Ölçüm sonrası numuneler 25000 döngü yapay fırçalamaya (50000 vuruş) ve daha sonra 5°C-55°C'de 10 saniye transfer süresi ve 30 saniye bekleme süresi ile kahve solüsyonunda 10000 termal döngüye tabi tutuldu. Yaşlandırma işlemleri sonrası numuneler su altında fırçalanmış ve kurutulmuştur. Yaşlanma işlemi sonrası mikrosertlik ölçümleri ilk ölçümleri ile aynı şekilde yapılmıştır. Yapılan analiz sonrasında yaşlandırma prosedürleri ile materyallerin sertlik değerlerinde azalma görülmüştür. Eksiltmeli teknik ile kullanılan materyallerin sertlik değerleri zaman aralıklarından bağımsız olarak eklemeli yöntemler ile üretilen numunelerden daha yüksek bulunmuştur. Bu sonuç CAD/CAM bloklarının kontrollü ve standardize koşullar altında üretilmesinden ve içeriğindeki dolgu maddesi oranlarından kaynaklanabilir (88). Bu çalışmanın sonuçları, bizim araştırma bulgularımızla önemli ölçüde paralellik göstermektedir. Çalışmamızda da eklemeli yöntemler ile üretilen numunelerin CAD/CAM bloğuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük mikrosertlik değerleri sergilediği tespit edilmiştir. Bu bulgular, CAD/CAM bloklarının daha yüksek

dolgu oranı ve daha homojen partikül dağılımı gibi faktörler nedeniyle mekanik özellikler açısından avantaj sağladığını düşündürmektedir (44,79).

Di Fiore ve arkadaşlarının iki farklı daimi kron reçinesinin (Saremco print Crowntec, Varseo Smile Crown Plus) mikrosertlik değerlerini incelediği bir çalışmada (87) , 50 µm kalınlığında disk şeklinde numuneler elde etmişlerdir. Numunelerin yarısı kuru ölçülmüş kalan yarısı ise 30 gün suda bekletildikten sonra ölçümler yapılmıştır. Vickers mikrosertlik değerlerinin ölçümü için piramit şeklindeki elmas bir uç, 20 saniyelik bir bekleme süresiyle 4,9 N'luk bir yük uygulayarak beş girinti oluşturulmuş ve bu girintilerin ortalaması sertlik değerleri olarak kaydedilmiştir. Kuru ve suda bekletilmiş numuneler arasında sertlik değerlerinde belirgin farklılıklar gözlenmiştir. Suda bekletilen numunelerin mikrosertlik değerleri daha düşük ölçülmüştür.

Karaoğlanoğlu ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada (91), 2 adet CAD/CAM blok (Cerasmart 270 ve Grandio Blocs) ve iki farklı daimi kron reçinesi (Crowntec ve Permanent Crown kullanılarak 96 adet numune hazırlanmıştır. 3 alt gruba ayrılan numuneler çay, kahve ve damıtılmış suya koyularak 30 gün bekletilmiştir. Bekletme öncesi ve sonrası numunelerin mikrosertlik değerleri ölçülmüştür. Çalışma sonucunda eklemeli yöntemler ile üretilen numuneler eksiltmeli yöntem ile üretilen numunelerine göre daha düşük mikrosertlik değerleri göstermiştir. Çalışmada SLA tipi yazıcı ile üretilen numunelerin mikrosertlik değerleri DLP ile üretilen numunelere göre daha yüksek bulunmuştur. Ancak bu sonuç, bizim çalışmamızın bulgularıyla ve literatürdeki başka bir çalışmayla (93) çelişmektedir. Bu tutarsızlığın temel nedeni olarak literatürdeki diğer çalışma ile bizim çalışmamızda yaşlandırma işlemi olarak termal siklus kullanılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Kürlemenin eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan reçinelerin sertlik değerleri üzerindeki etkisinin incelendiği bir çalışmada Karademir ve arkadaşları (81), 2 farklı kron reçinesi (Crowntec, Varseosmile Crown Plus) kullanmışlardır. Numuneler gruplara ayrılarak her gruba farklı kütleme süreleri uygulanmıştır. Yüzey standardizasyonu için 600, 800, 1000 grit zımpara kağıdı kullanılmış sonrasında parlatma işlemleri yapılmıştır. Vickers mikrosertlik cihazında 15 saniye boyunca 100 g yük uygulanarak 3 bölgeden ölçüm yapılmış ve materyallerin sertlik değerleri olarak ortalamaları alınmıştır. Kütleme süresinin artması materyallerin sertlik değerlerini arttırmıştır.

Gad ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada (93) 3 adet eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan reçine (NextDent C&B, Formlabs permanent crown ve VarseoSmile crown plus, 50 µm katman kalınlığında) ve 2 adet CAD/CAM bloktan (IPS e.max ZirCAD LT ve VITA Enamic) ürettikleri disk şeklindeki numunelerin bitirme işlemlerini 800, 1500 ve 2000 grit boyutlarında silisyum karbür kağıdı kullanılarak yapmışlardır. 6 aylık klinik kullanımına karşılık gelen 5000 döngüde yaşlandırma prosedürlerine tabi tutulan numunelerin yaşlanma sonrasında mikrosertlik değerleri incelendi. Vickers mikrosertlik test cihazı ile 30 saniye bekleme süresi ve 50 g yük uygulanarak 3 farklı bölgede girinti oluşturuldu. Bu üç değerın ortalaması materyallerin sertlik değerleri olarak kaydedilmiştir. Varseosmile numunelerinin sertlik değerleri diğer eklemeli yöntemler ile üretilen numunelere göre en yüksek değer, VitaEnamic bloklar ile benzer değer göstermiştir. Termal siklus sonrası tüm materyallerin sertlik değerlerinde azalma görülmesi ve eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan reçinelerin CAD/CAM bloklarından daha düşük sertlik değerleri bizim çalışmamız ile benzerlik göstermektedir.

Borella ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada (43), 4 farklı eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan reçineyi (VarseoSmile Crown Plus, NextDent C&B MFH,

Nanolab, Resilab 3D Temp) iki farklı kalınlıkta (50 ve 100 µm) üretim yaparak katman kalınlığının reçinelerin mekanik özellikleri üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Numuneler son yüzey işlemleri olarak; #600 ve #1200 grit zımpara kağıdı ve daha sonra 0,3 ve 0,05 µm alümina süspansiyonuna tabi tutuldu. Vickers mikrosertlik değerleri için beş girinti oluşturuldu ve girintilerin ortalaması alınarak ölçüldü. Yapılan testler sonucunda 50 µm katman kalınlığına sahip numunelerin, 100 µm kalınlığında olan numunelere göre mikrosertlik değerleri daha yüksek bulunmuştur. Çalışma sonucunda reçinelerin sertlik değerlerinin katman kalınlığından etkilendiği görülmüştür. Çalışmalarda 50 µm katman kalınlığının daha iyi sonuçlar göstermesi nedeni ile biz de çalışmamızda 50 µm katman kalınlığında üretim yapıldı (43,86). Nextdent reçinesinin daha düşük sertlik değeri göstermesi bizim çalışmamız ile benzerlik göstermektedir.

Eklemeli ve eksiltmeli teknikler ile kullanılan reçinelerin mekanik özelliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada (79), 3 adet farklı CAD/CAM blok (Gaudio Blocks, Brilliant Crios, Vita Enamic) ve 1 adet eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan reçine (Varseo Smile Crown plus) kullanılmıştır. Eklemeli yöntemler ile üretilen numunelerden 2 farklı gruba ayrılmıştır. Grup A platforma dikey olarak basılmış, Grup B ise X ve Y eksenlerine göre 45 derece açıyla döndürülerek basılmıştır. Yüzey parlatma işlemlerinden sonra vickers test cihazı 980,7 mN (HV 0,1) yük ve 10 saniye bekleme süresi ile kullanılarak 5 girinti oluşturulmuş ve bu girintilerin ortalaması alınarak materyallerin mikrosertlik değerleri ölçülmüştür. Analiz sonrasında CAD/CAM blokların mikrosertlik değerleri eklemeli yöntemler ile üretilen numunelerde daha yüksek bulunmuştur. Bu sonuç bizim çalışmamızla paralellik göstermektedir. Çalışmamızda da eklemeli yöntemler ile üretilen numunelerin sertlik değerleri daha düşük bulunmuştur. Eklemeli yöntemler ile üretilen numunelerden içerisinde grup B' nin sertlik değerleri grup A'nın

sertlik değerlerinden daha yüksek bulunsa da bu değerler istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Elde edilen sertlik değerleri materyallerin doldurucu oranları ile yüksek pozitif korelasyon göstermiştir. Bu sonuçlar doğrultusunda eklemeli yöntemler ile üretilen malzemelerin aşınmasının daha hızlı ilerleyeceği varsayılabilir (79).

Restorasyonların renk stabilitesi, estetik başarıyı ve hasta memnuniyetini doğrudan etkileyen kritik bir parametredir. Renk değişimine uğrayan restorasyonlar, erken yenilenme ihtiyaı doğurarak hem hastalar açısından ek maliyet ve zaman kaybına yol açmakta, hem de tekrarlayan dental müdahaleler nedeniyle diş dokusunda fazla kayba neden olmaktadır. Bu durum, klinik başarının uzun vadeli sürdürülebilirliği açısından büyük önem taşımaktadır. Günümüzde, yiyecek ve içeceklerin içerdiği boyayıcı ajanlar ile sıcaklık değişimleri, restoratif materyallerde lekelenme ve renk değişimlerinin başlıca nedenleridir. Boyayıcı moleküller, materyallerin organik fazına absorbe olarak kimyasal etkileşime girmekte, ayrıca dinamik sıcaklık dalgalanmaları polimerizasyon sonrası stabiliteyi bozabilmektedir. Bunun yanı sıra, boyama solüsyonlarının pH değerleri ve bekleme süreleri de renk stabilitesini önemli ölçüde etkilemektedir. Asidik ortamlar, yüzey pürüzlülüğünü artırarak mikroskobik aşınmalara ve renk pigmentlerinin tutunmasına zemin hazırlamaktadır. Reçine bazlı restoratif materyallerin renk stabilitesi, fotobaşlatıcı sistemlerin verimliliği ve dolgu maddesi oranı gibi içsel faktörlere de bağlıdır. Yüksek dolgu içeriğine sahip kompozitler, daha düşük polimerizasyon büzülmesi ve daha iyi renk stabilitesi sergilemektedir (78, 81, 82, 89, 105). Renk stabilitesini artırmak amacıyla restorasyonlara yüzey cilalama ve nanohibrit kaplamalar gibi işlemler uygulanmaktadır. Bu yöntemler, yüzey pürüzlülüğünü minimize ederek biyofilm birikimini ve boya absorpsiyonunu azaltmaktadır (44, 90). Yüzey cilalama işlemlerinin renk stabilitesi üzerindeki etkisinin incelendiği bir çalışmada (44),

2 farklı eklemeli üretim yöntemleri ile kullanılan reçine kullanılmıştır. Kron reçinesinin iki farklı renk tonu (A2, A3) kullanılmıştır. Hazırlanan numuneler 4 farklı gruba ayrılmıştır; ilk grubu yüzey hazırlama işlemi olarak pomza kullanılmış, ikinci gruba optiglaze ajanı uygulanmış, üçüncü gruba herhangi bir işlem uygulanmamış son grup ise oda sıcaklığında karanlık bir ortamda bekletilmiştir. Karanlık ortamda bekletilme nedeni ise herhangi bir renk değişimine mağruz bırakacak etkenin olmamasıdır. Numunelerin spektrofotometre ile ilk renk ölçümleri yapılmış ve  $\Delta E$  değerleri olarak kaydedilmiştir. Numuneler daha sonra kahve, kırmızı şarap ve distile suda 37 °C' de bekletilmiştir. 14, 30 ve 60. günlerde renk ölçümleri tekrarlanmıştır. Çalışma sonucunda yüzey işlemlerinin materyallerin renk stabilitesi üzerinde etkisi olduğu görülmüştür. Cilalanmamış materyaller istatistiksel olarak en fazla renk değişimi göstermiştir.

Renk stabilitesi, modern restoratif diş hekimliğinde yalnızca estetik bir kriter olarak değil, aynı zamanda restorasyonların fonksiyonel dayanıklılığı ve biyolojik uyumu açısından da kritik öneme sahiptir. Yüksek renk stabilitesi gösteren materyaller, hasta memnuniyetini artırmanın yanı sıra restorasyonun klinik ömrünü uzatmakta ve tekrarlayan tedavi ihtiyacını azaltmaktadır. Bu nedenle ideal restoratif materyal seçiminde mekanik özelliklerle birlikte optik parametrelerin de kapsamlı bir şekilde değerlendirilmesi gerekmektedir. Bu çalışmada, klinik koşulları simüle etmek amacıyla kahve solüsyonu ile kombine edilmiş termal siklus test protokolü uygulanmıştır. Bu yöntem sayesinde restoratif materyallerin renk stabilitesi, yüzey morfolojisi ve mikrosertlik değerleri üzerindeki kombine etkileri değerlendirilmiştir.

Çalışmanın üçüncü hipotezi reddedilmiştir. Çünkü termal yaşlandırma sonrası tüm materyallerde istatistiksel olarak anlamlı renk değişimleri ( $\Delta E$ ) gözlenmiştir ( $p<0.05$ ). Formlabs grubu en yüksek  $\Delta E$  değerini göstermiştir ( $4.19\pm 0.30$ ). CeraSmart en

düşük  $\Delta E$  değeriyle ( $1.99 \pm 0.16$ ) en iyi renk stabilitesini sergilemiş ve klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde kalmıştır. Bu sonuçlar pürüzlülüğü fazla olan materyallerin renklenmeye daha açık olduğunu belirten literatür çalışmaları ile uyumludur (10). Klinik anlamda, literatürde kabul edilen renk farkı algı eşiği  $\Delta E=3.3$ 'tür; bu değerin üzerindeki farklar hasta tarafından fark edilebilir düzeydedir ve genellikle estetik açıdan kabul edilemez olarak değerlendirilir (54). Bu bağlamda değerlendirildiğinde, yalnızca CeraSmart, Bego ve kısmen Saremco gruplarının renk değişimi klinik olarak tolere edilebilir sınırlar içerisinde kalmıştır. Buna karşılık, Formlabs ve Nextdent gruplarında gözlemlenen  $\Delta E$  değerleri, klinik anlamda görünür ve olumsuz estetik etki yaratabilecek düzeyde olup, bu materyallerin renk stabilitesi açısından zayıf performans sergilediğini ortaya koymaktadır. Bu farklılık CeraSmartın stabil bir şekilde üretilmesinde ve doldurucu oranlarının eklemeli yöntemler ile üretilen numunelerden yüksek olmasından kaynaklanabilir (78, 82, 88).

Eklemeli üretim teknikleriyle üretilen dental restorasyonlar, eksiltmeli yöntemlerle üretilenlere kıyasla renk stabilitesi açısından dezavantajlar sergilemektedir. Yapılan çalışmalar, bu restorasyonların hem renk bozulmasına daha yatkın olduğunu hem de yapay yaşlandırma işlemlerinden daha fazla etkilendiğini göstermektedir. Bu durumun temel nedeni, 3B yazıcılar ile üretilen materyallerin genellikle daha düşük doldurucu içeriğine sahip olmasıdır. Düşük doldurucu oranı, materyallerin su emme kapasitesini artırmakta ve hidrolitik bozulmaya yol açmaktadır. Artan su absorpsiyonu, polimer matriste mikroporozite oluşumuna neden olmakta ve bu durum renk pigmentlerinin penetrasyonunu kolaylaştırarak renk değişimlerini tetiklemektedir. Ek olarak, eklemeli üretimin doğası gereği katmanlı yapıda olması, materyal içinde fazla sayıda ara yüz oluşmasına yol açmaktadır. Bu ara yüzler, hem mekanik zayıflık noktaları oluşturmakta

hem de boyayıcı ajanların birikimi için uygun bölgeler yaratmaktadır (47). Çakmak ve arkadaşları (88) 2 adet farklı 3B daimi kron reçinesi (Crowntec, VarseoSmile Crown Plus) ve 3 farklı CAD/CAM blok (Brilliant Crios, Vita Enamic, Mark II) kullanarak yaptıkları bir çalışmada, fırçalama simülasyonu ve kahve termal siklusunun materyallerin renk stabilitesi üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Disk şeklinde üretilen numuneler daha sonra cilalanmıştır. Spektrofotometre ile ilk renk ölçümleri yapıldıktan sonra numuneler 25000 döngü yapay fırçalamaya ve 10000 döngü kahve termal siklusuna tabi tutuldu. Yaşlandırma işlemleri sonrası renk ölçümleri tekrarlandıktan sonra  $\Delta E$  değerleri hesaplanmıştır. Test prosedürlerinden en çok etkilenen ise malzemelerin  $b^*$  değerleri (sarılığı) olmuştur. Yapılan analiz sonrasında çıkartmalı üretim yapılan numunelerin renk değişimleri klinik olarak kabul edilebilir, eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan reçinelerin renk değişimleri ise klinik olarak kabul edilemez bulunmuştur. Bu sonuçlar bizim çalışmamızda eksiltmeli yönteme üretilen numunelerin eklemeli yöntemler ile üretilen numunelerde göre daha düşük  $\Delta E$  değerleri göstermesi ile benzerlik göstermektedir.

Taşın ve arkadaşlarının çalışmalarında (78) , 3 adet farklı CAD/CAM blok (IPS e.max CAD, Vita Enamic, Cerasmart) ve 2 adet farklı eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan daimi kron reçinesi (VarseoSmile Crown Plus, Permanent Crown) kullanmışlardır. Plaka şeklinde hazırladıkları numuneleri standardizasyon sağlamak amacı ile son işlem olarak #600, #800, #1000, #1500, #2000 SIC ile parlatmışlardır. Numunelerin ilk renk ölçümleri bir spektrofotometre ile yapıldı. Daha sonra numuneler kahve termal siklusa 10000 döngüye tabi tutuldu. Siklus sonrası numuneler su altında fırçalandı ve kurutuldu. Yaşlandırma işlemi sonrası numunelerin renk ölçümleri ilk ölçümler ile aynı protokolleri takip ederek tekrarlandı. Kahve termosiklusu sonrasında,

tüm malzemeler için  $L^*$  değerleri azalırken  $a^*$  ve  $b^*$  değerlerinde artış görülmüştür. Eklemeli yöntemler ile üretilen numunelerin boyanabilirliğinin fazla olması içerisinde yüksek oranlarda bulunan foto-inhibitörlere ve kalıntı monomere bağlanmıştır. Çalışmamızın sonuçları, incelenen çalışmayla uyum göstermektedir. Renk stabilitesi değerlendirmelerinde, eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan reçinelerin CAD/CAM materyaline kıyasla daha yüksek renk değişimi ( $\Delta E$ ) sergilediği tespit edilmiştir. Benzer şekilde, kahve solüsyonu içeren termal siklus testi sonrasında tüm numunelerin  $L^*$  değerlerinde (açıklık parametresi) azalma gözlenmiştir. Bu bulgular, eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan reçinelerin renk stabilitesi açısından CAD/CAM materyallerine göre daha dezavantajlı olabileceğini düşündürmektedir.

Yılmaz ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada (105), materyal kalınlıklarının ve kahve termal siklusun renk stabilitesi üzerindeki etkisini incelemişlerdir. 3 adet farklı 3B daimi kron reçinesi ve 2 adet farklı CAD/CAM blok kullanarak 3 farklı kalınlıkta (1mm, 1,5 mm, 2mm) numuneler elde etmişleridir. Eklemeli üretimde numuneler 50  $\mu\text{m}$  katman kalınlığında basılmıştır. Numuneler yüzey stabilizasyonu sağlamak için #280, #360, #1000 SIC ile parlatılmıştır. Digital bir spektrofotometre ile numunelerin renk koordinatları ölçülmüştür. İlk ölçüm sonrası numuneler 10000 döngüde kahve termal siklus uygulanmıştır. Kahve kalıntıları su altında temizlendikten ve kurutulduktan sonra renk ölçümleri tekrarlanmıştır. Farklı kalınlıktaki materyaller kahve termal sikluseden farklı oranlarda etkilenmiştir. Kalınlığın artması yarı saydamlığı önemli ölçüde azaltmıştır. Kalınlığın farklılığı renk değişimini etkilemiştir. Eklemeli yöntemler ile üretilen numuneler kalınlıktan bağımsız olarak kullanılan materyallere göre farklı oranlarda renk değişimi göstermiştir. Reçinelerin materyale bağlı olarak renk değişimi göstermesi materyallerin monomer içeriğine bağlanmıştır. Çünkü materyaller

içerisindeki monomerler su bağlama özelliğine sahiptir. Eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan reçinelerin bazıları Bisfenol A etoksile dimetakrilat (Bis-EMA) yapısı içermektedir. Bu monomerin yüksek oranda bulunduğu reçinelerin daha az su emme özelliği bulunmaktadır, çünkü bu monomer hidroksil grubu içermemektedir. Çalışmamızda da benzer şekilde eklemeli yöntemler ile üretilen numunelerden daha yüksek renk değişimi gözlenmiştir.

Rotter ve arkadaşları (90), son işlem solüsyonlarının ve kahve termal siklusun 3B daimi reçinelerin renk stabilitesi üzerindeki etkisini incelemiştir. 2 farklı daimi reçineden (Crowntec, A1 color; Saremco Dental AG, TC-80DP, A1 color; Graphy), elde ettikleri numuneleri son temizleme solüsyonlarına göre üç gruba ayırmışlardır; %96 etanol, su bazlı çözücü ve metil eter çözücü. Cilalamadan önce, cilalamadan sonra ve kahve termal siklus (5000 döngü) sonrası renk koordinatları ölçülmüştür. Son işlem temizleme solüsyonları numunelerin renk değişimlerini etkilemiştir. Kahve termal siklus sonrası renk değişimi cam dolgu içerikli reçinede üretilen akrilat bazlı reçineye göre daha düşük izlenmiştir. Gözlemlenen bu farklılık reçinelerin parçacık boyutuna, pigment stabilitesi, monomerlerin polaritesi, başlatıcı sistem gibi kimyasal bileşimlerine bağlanabilir. Son işlem solüsyonlarına bağlı olarak farklı renk değişiklikleri ise bu solüsyonların emilimindeki farklılıklara bağlanabilir. Tüm numunelerde kahve termal siklus sonrası L\* değerleri azalmıştır.

Kim ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada (106), 3B reçinelerin su emilimine bağlı renk değişimlerini ölçmüşlerdir. 5 adet farklı 3B reçinelerden (DT-1 A2 ve A3, NextDent C&B MFH N1 ve NextDent C&B A3.5, DIONavi C&B A3) elde ettikleri 1 mm ve 2 mm kalınlığındaki disk şeklindeki numuneleri standardizasyon sağlamak için #1200 SIC ile parlatma işlemi yapılmıştır. İlk renk ölçümü spektrofotometre kullanılarak

yapıldıktan sonrası distile suda bekletmişlerdir. Suda bekletmede 1 saat, 1 gün, 1 hafta, bir ay ve altı ay sonra ölçümler tekrarlanmıştır. Çalışma sonucunda renk stabilitesinin materyallere ve saklama süresine bağlı olduğu görülmüştür. Çalışmada kabul edilen  $\Delta E \geq 3,7$  eşik değeri 1 haftalık bekletme sonrası aşılmıştır. Tüm materyallerde 6 aylık su depolama sonrası daha koyu, daha sarımsı ve daha opak görünüm elde edilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları, bizim araştırmamızla kısmen farklılık göstermektedir. Çalışmamızda, 1 yıllık kahve termal siklus testi sonrasında bazı eklemeli yöntemler ile üretilen numunelerin renk değişim değerlerinin ( $\Delta E$ ) klinik kabul edilebilir eşik değeri ( $\Delta E < 3.3$ ) aşmadığı gözlemlenmiştir. Bu farklılık, muhtemelen kullanılan reçinelerin ve deneysel protokol farklılıklarından kaynaklanmaktadır.

Karademir ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada (81), 2 farklı kron reçinesinden (Saremco print Crowntec, Varseosmile Crown Plus) elde ettikleri disk şeklinde numuneleri farklı kürlenme sürelerine (5, 10, 30dk) tabi tutmuşlardır. #600, #800, #1000 SIC ile yüzey standardizasyonu sağlandıktan sonra parlatma işlemleri yapılmıştır. Spektrofotometre ile ilk renk ölçümleri kaydedilmiştir. Numuneleri 1 ay kahve solüsyonunda beklettikten sonra renk ölçümleri tekrarlanmıştır. Çalışma sonucunda mikrosertlik değerleri ile renk stabilitesi arasında pozitif korelasyon görülmüştür. Kürlenme süresi fazla olan numunelerde lekelenme daha az görülmüştür. Kürlenme dışında materyallerin fotobaşlatıcı konsantrasyonu ve düşük dolgu maddesi içeriğine sahip olması, boyayıcı solüsyonlara daldırma süresi de renk stabilitesini etkilediği düşünülmektedir. Çalışmada renk değişimlerinin klinik kabul edilebilirlik eşliğini geçtiği sonucuna ulaşılmıştır. Çalışmada klinik kabul edilebilir eşik değeri  $\Delta E = 1.80$  olarak kabul edilmiştir. Çalışmamızın sonucunda elde edilen değerler de bu değer üzerinde bulunmuştur.

Lee ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada (89), katman kalınlığının ve baskı yönünün materyallerin renk stabilitesini incelemişlerdir. Örnekler bir DLP yazıcısında farklı kalınlık (25 µm, 100 µm) ve farklı baskı yönlerinde (0,45,90 derece) 3B daimi reçineden (C&B 5.0 Hybrid) üretildi. Numuneler standardizasyon sağlamak amacı ile #1200 SIC ile parlatıldı. Numunelerin ilk ölçümleri yapıldıktan sonra 3 farklı gruba ayrılarak solüsyonlarda (damıtılmış su, kahve, kırmızı şarap) bekletildi. Bekleme süresinde 1, 3, 7, 15 ve 30 gün ölçümleri tekrarlandı. Kırmızı şarapta bekletilen numuneler 30. günde en yüksek  $\Delta E$  değerlerini gösterirken kahvede bekletilen numuneler 15. Günden sonra  $\Delta E$  değerlerinde azalmalar gözlenmiştir. Bu farklılık da solüsyonların renklendirici içeriklerinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir. 0 derece baskı yönü grubundaki numuneler aynı zaman diliminde aynı kalınlıktaki 45 ve 90 derecedeki gruplara göre daha az renk bozulması göstermiştir. Aynı koşullar altındaki 100 µm kalınlığındaki numuneler 25 µm kalınlığındaki numunelere göre daha az renk değişimi göstermiştir. Bu da katman kalınlığı ve baskı yönünün numunelerin boyanabilirliği üzerinde etkili olduğunu göstermektedir.

Kahve termal yaşlandırma işlemlerinin renk stabilitesi üzerindeki etkisinin araştırıldığı bir çalışmada (9), bir adet CAD/CAM blok (Cerasmart) ve iki farklı daimi reçineden (Crowntec ve VarseoSmile Crown Plus,50 µm katman kalınlığı) numuneler elde edilmiştir. Elde edilen numuneler 3 gruba ayrılmış, her gruba farklı yüzey parlatma işlemleri uygulanmıştır. Spektrofotometre ile renk ölçümü kaydedildikten sonra numunelere yapay yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. 10.000 döngüde 10 saniye transfer süresi ve 30 saniye bekleme süresi ile 5–55 °C'de bir kahve solüsyonunda yapay yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Kahve termal siklattan sonra renk ölçümleri tekrarlanmıştır. Çalışma sonucunda materyallerin lekelenebilirliğinin malzemenin

türünden ve parlatma tekniklerinden etkilendiği görülmüştür. Cerasmart'ın  $\Delta E_{00}$  değerleri her üç parlatma tekniğinde de daha düşük bulunmuştur. Çalışmamızın sonuçları ile mevcut çalışma arasında farklılıklar gözlemlenmiştir. Özellikle benzer materyal gruplarında ölçülen renk değişim ( $\Delta E$ ) değerlerinin çalışmamızda daha yüksek bulunması dikkat çekicidir. Bu farklılığın temel nedeni olarak, her iki çalışmada uygulanan yüzey işlem protokollerindeki metodolojik varyasyonlar öne sürülebilir. Nitekim, parlatma işleminde kullanılan aşındırıcı disklerin tane boyutu, cilalama süresi ve uygulanan basınç gibi parametrelerin farklılığı, materyallerin yüzey morfolojisini ve dolayısıyla renk stabilitesini etkileyebilmektedir.

Bu çalışmanın temel sınırlılıklarından biri, in vitro düzenekte tükürük enzimleri ve dinamik çiğneme kuvvetlerinin simüle edilememiş olmasıdır. İn vivo koşullarda restorasyonlar; tükürük pH'sı, enzimatik aktivite ve devamlı mekanik yüklemelere maruz kalmaktadır. Bu faktörlerin eksikliği, elde edilen sonuçların klinik gerçekliği yansıtmaderecesini sınırlandırmaktadır. Çalışmanın bir diğer metodolojik sınırlaması ise tüm test materyallerinin tek bir standart kalınlıkta (2 mm) değerlendirilmiş olmasıdır. Oysa klinik uygulamalarda restorasyon kalınlıkları anatomik varyasyonlara bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Materyal kalınlığının renk stabilitesi üzerinde doğrudan etkisi olduğu bilinmektedir, bu nedenle farklı kalınlıklardaki davranışın araştırılmamış olması bir eksikliklerdir. Yöntemsel bir diğer sınırlama, test protokolünde numunelerin her iki yüzeyinin de boyayıcı solüsyonlara maruz bırakılmasıdır. Klinik senaryolarda ise sadece cilalanmış oklüzal yüzeyler oral ortamlarla temas etmektedir. Bu deneysel yaklaşım, materyallerin gerçek kullanım koşullarına kıyasla daha agresif bir renk değişimine maruz kalmasına neden olmuş olabilir. Sonuçların klinik translasyonu yapılırken bu metodolojik farklılıkların dikkate alınması gerekmektedir. Bu sınırlamalara rağmen çalışma, farklı

restoratif materyallerin yüzey özellikleri, sertlik değerleri, renk stabilitesi gibi performanslarını karşılaştırma olarak değerlendirmek açısından önemli bir temel oluşturmaktadır. Ancak bulguların klinik geçerliliğini doğrulamak için ileri in vivo çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.



## 8. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmanın bulgularına dayanarak aşağıdaki sonuçlar çıkarıldı:

1. Test edilen tüm materyallerin **yüzey pürüzlülük (Ra)** değerleri, malzeme türü ve kahve termal siklustan önemli ölçüde etkilenmiştir. Kahve termal siklus sonrası tüm materyallerde yüzey pürüzlülük değerlerinde artış gözlenmiştir. İstatistiksel olarak pürüzlülük değişimi en fazla Bego sonrasında da Formlabs materyallerinde görülmüştür. Diğer materyallerin  $\Delta Ra$  değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir.
2. Çalışma sonucunda sadece yaşlandırma sonrası Formlabs ve Bego materyalleri klinik kabul edilebilirlik eşiğinden ( $Ra= 0.2$ ) daha yüksek görülmüştür.
3. **Mikrosertlik** değerleri, materyal türüne bağlı olarak anlamlı farklılıklar göstermiştir. Cerasmart, hem yaşlandırma öncesi hem yaşlandırma sonrası en yüksek mikrosertlik değerleri sergilemiştir. Bu materyali sırasıyla Saremco, Nextdent, Bego ve Formlabs seyretmiştir.
4. Kahve termal siklusu, tüm materyallerin sertlik değerlerinde azalmaya neden olmuştur. Fakat Formlabs ve Nextdent materyallerinin yaşlandırılma sonrası mikrosertlik değerlerinin değişiminin istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.
5. Tüm materyaller, kahve termal siklusundan **renk değişimi ( $\Delta E$ )** açısından etkilenmiştir. Renk değişimi açısından en iyi sonuçlar sırasıyla Cerasmart, Bego, Saremco, Nextdent ve Formlabs grubunda görülmüştür. Yalnızca Formlabs ve Nextdent materyalleri klinik olarak kabul edilebilir renk değişimi eşiğini ( $\Delta E > 3.3$ ) aşmıştır.

Bu çalışmanın bulguları, günümüzde dental uygulamalarda kullanımı giderek yaygınlaşan eklemeli üretim teknolojisiyle üretilen daimi kron reçinelerinin, eksiltmeli

imalat yöntemleriyle üretilen geleneksel kron materyallerine kıyasla, yapay yaşlandırma sonrasında yüzey pürüzlülüğü, mikrosertlik ve optik özellikler ( $\Delta E$ ) açısından istenilen seviyede olmadığını ortaya koymaktadır. Elde edilen bu ön sonuçların klinik geçerliliğinin değerlendirilebilmesi için, randomize kontrollü çalışmalar ve uzun dönem prospektif klinik takiplerle desteklenmesi önerilmektedir.



## 9. KAYNAKLAR

1. Husain NA-H, Al-Khafaji MA, Alhijazi MJ, Naji SA, Jasim AM, Al-Ani AA, et al. Effect of hydrothermal aging on the microhardness of high- and low-viscosity conventional and additively manufactured polymers. *J Prosthet Dent.* 2022;128(4):822.e1-822.e9.
2. Nassif M, Alabdullah MA, Alzoubi IA, Al-Ahmad HT, Al-Ali BM, Alwattar BA, et al. Materials and manufacturing techniques for occlusal splints: a literature review. *J Oral Rehabil.* 2023;50(11):1348-54.
3. Revilla-León M, Meyers MJ, Zandinejad A, Özcan M, Block MS, Alharbi N, et al. A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2019;31(1):51-7.
4. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204(9):505-11.
5. Jockusch J, Özcan M. Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dent Mater J.* 2020;39(3):345-54.
6. Huang G, Huang H, Ye X, Zhou X, Liao X, Chen Y, et al. Main applications and recent research progresses of additive manufacturing in dentistry. *Biomed Res Int.* 2022;2022:5530188.
7. Pot GJ, Vercruyse CWJ, Chys S, Muts R, Vandamme K, Van Meerbeek B, et al. Mechanical properties of additive-manufactured composite-based resins for permanent indirect restorations: a scoping review. *Materials (Basel).* 2024;17(16):3951.
8. Park S, Shin J, Shin SM, Kim SH, Lee JH, Ahn J, et al. Strength and surface characteristics of 3D-printed resin crowns for the primary molars. *Polymers (Basel).* 2023;15(21):4241.
9. Çakmak G, Korkut E, Dalkılıç EE, Kahvecioğlu F, Bayraktar G, Ayna E, et al. 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. *J Prosthodont.* 2024;33(5):467-74.
10. Bozoğulları HN, Temizci T. Evaluation of the color stability, stainability, and surface roughness of permanent composite-based milled and 3D printed CAD/CAM restorative materials after thermocycling. *Appl Sci.* 2023;13(21):11895.
11. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry—A review. *J Esthet Restor Dent.* 2020;32(2):171-81.
12. Alnasser M, Alrahlah A, Alhamed M, Aleidan R, Alrashdan M, Ali S, et al. Effect of acidic pH on surface roughness of esthetic dental materials. *J Prosthet Dent.* 2019;122(6):567.e1-567.e8.
13. Al-Qahtani AS, Alshareef M, Alsharari A, Alghamdi K, Alqurashi H, Alshahrani A, et al. Surface properties of polymer resins fabricated with subtractive and additive manufacturing techniques. *Polymers (Basel).* 2021;13(23):4077.
14. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2011;55(3):559-70.

15. Bakıç H, Kocacıklı M, Korkmaz T. Diş hekimliğinde güncel intraoral tarayıcılar. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2021;31(2):289-304.
16. Rexhepi I, Smajlaj E, Selmani S, Isufi R, Thaqi A, Hoti B, et al. Clinical applications and mechanical properties of CAD-CAM materials in restorative and prosthetic dentistry: a systematic review. *J Funct Biomater*. 2023;14(8):431.
17. Akgungor G, Sen D, Bal BT, Ozturk AN, Akgungor S, Unal S, et al. Simultaneous replacement of maxillary central incisors with CEREC biogeneric reference technique: a case report. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2013;7(2):112.
18. Luo XP, Zhang L. Effect of veneering techniques on color and translucency of Y-TZP. *J Prosthodont*. 2010;19(6):465-70.
19. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRFA, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015;28(3):227-35.
20. Zhu X, Jin X, Xu H, Bai J, Zhang L, Zhang Y, et al. Influence of cold atmospheric plasma on surface characteristics and bond strength of a resin nanoceramic. *Materials (Basel)*. 2022;16(1):44.
21. Faria-e-Silva AL, Moraes RR, Lima GS, Magalhães CS, Martins LRM, Feitosa SA, et al. Coulometric titration of water content and uptake in CAD/CAM chairside composites. *Dent Mater*. 2022;38(5):789-96.
22. Javid M, Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: a literature-based review. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2019;9(3):179-85.
23. Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF. 3D printing in digital prosthetic dentistry: an overview of recent developments in additive manufacturing. *J Clin Med*. 2021;10(9):2010.
24. Methani MM, Alshahrani FA, Almalki A, Fareed MA, Sghaireen MG, Vohra F, et al. Additive manufacturing in dentistry: current technologies, clinical applications, and limitations. *Curr Oral Health Rep*. 2020;7:327-34.
25. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie Y, Jin L, et al. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioact Mater*. 2020;5(1):110-5.
26. Revilla-León M, Özcan M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *J Prosthodont*. 2019;28(2):146-58.
27. Alammari A, Tosun Z, Dede DÖ, Karataşlıoğlu E, Koc V, Alshawaf B, et al. Additive manufacturing technologies: current status and future perspectives. *J Prosthodont*. 2022;31(S1):4-12.
28. Khorsandi D, Mahmoudi M, Abazari M, Karkhaneh A, Khorsandi S, Sabahi N, et al. 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: printing techniques, materials, and applications. *Acta Biomater*. 2021;122:26-49.
29. Moon W, Chae JM, Choi JW, Kim SH, Jeong CM, Yun MJ, et al. Dimensional accuracy evaluation of temporary dental restorations with different 3D printing systems. *Materials (Basel)*. 2021;14(6):1487.
30. Willems E, Rombouts M, Ruythooren W, Vleugels J, Kruth JP, Van Humbeeck J, et al. Additive manufacturing of zirconia ceramics by material jetting. *J Eur Ceram Soc*. 2021;41(10):5292-306.

31. Wang G, Liu X, Chen Y, Zhao K, He H, Zhang S, et al. Recent progress in additive manufacturing of ceramic dental restorations. *J Mater Res Technol.* 2023;27:5298-5317.
32. Singh R, Singh S, Prakash C, Goyal D, Dwivedi R, Ahuja I, et al. Powder bed fusion process in additive manufacturing: an overview. *Mater Today Proc.* 2020;26:3058-70.
33. Nouri A, Safari M, Li Y, Lin J, Fan Y, Dong H, et al. Additive manufacturing of metallic and polymeric load-bearing biomaterials using laser powder bed fusion: a review. *J Mater Sci Technol.* 2021;94:196-215.
34. Singh R, Saxena KK, Singhal P. Role of additive manufacturing in dental applications using ceramics: a review. *Mater Today Proc.* 2022;56:2359-64.
35. Mostafaei A, Elliott AM, Barnes JE, Li F, Tan W, Chmielus M, et al. Binder jetting of a complex-shaped metal partial denture framework. *Addit Manuf.* 2018;21:63-8.
36. Galante R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: a review. *Dent Mater.* 2019;35(6):825-46.
37. Rasiya G, Shukla A, Saran K. Additive manufacturing-a review. *Mater Today Proc.* 2021;47:6896-901.
38. Attarilar S, Ebrahimzadeh MH, Bai L, Ji A, Liu C, Zhao B, et al. 3D printing technologies in metallic implants: a thematic review on the techniques and procedures. *Int J Bioprint.* 2021;7(1):325.
39. Anadioti E, Kane B, Soulas E. Current and emerging applications of 3D printing in restorative dentistry. *Curr Oral Health Rep.* 2018;5:133-9.
40. Jeong M, Song J, Lee S, Kim J, Park S, Kim M, et al. Materials and applications of 3D printing technology in dentistry: an overview. *Dent J (Basel).* 2023;12(1):1.
41. Da Silva TM, Lopes RVV, da Costa WP, Soares PV, Machado V, Manso AP, et al. Photosensitive resins used in additive manufacturing for oral application in dentistry: a scoping review from lab to clinic. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2023;141:105732.
42. Atria PJ, Vidal R, Delgado A, Beltrán J, Escobar E, Tapia F, et al. 3D-printed resins for provisional dental restorations: comparison of mechanical and biological properties. *J Esthet Restor Dent.* 2022;34(5):804-15.
43. Borella PS, da Silveira LM, da Costa WP, Farias-Neto A, Arias-Greene LA, Soares PV, et al. Physical and mechanical properties of four 3D-printed resins at two different thick layers: an in vitro comparative study. *Dent Mater.* 2023;39(8):686-92.
44. Bora PV, Prithiviraj DR, Shabahat T, Zia Q, Khalid S, Kaur R, et al. Characterization of materials used for 3D printing dental crowns and hybrid prostheses. *J Esthet Restor Dent.* 2024;36(1):220-30.
45. Tian Y, Wang Y, Wei X, Zhang J, Chen J, Zhang L, et al. A review of 3D printing in dentistry: technologies, affecting factors, and applications. *Scanning.* 2021;2021:9950131.
46. Ersöz B, Gündoğdu M, Dede DO, Tuncer S, Acar O, Kara HB, et al. Effect of surface treatments applied to 3D printed permanent resins on shear bond strength. *J Clin Exp Dent.* 2024;16(9):e1059-65.

47. Balestra D, Ferracane JL, Moreira MS, Reis JM, Signori C, Puppini-Rontani RM, et al. 3D printed materials for permanent restorations in indirect restorative and prosthetic dentistry: a critical review of the literature. *Materials (Basel)*. 2024;17(6):1380.
48. Yoon HI, Kim SH, Lee HH, Kim WC, Kim JH, Lee DH, et al. Evaluation of the trueness and tissue surface adaptation of CAD-CAM mandibular denture bases manufactured using digital light processing. *J Prosthet Dent*. 2018;120(6):919-26.
49. Burkinshaw SM. Colour in relation to dentistry. *Fundamentals of colour science*. *Br Dent J*. 2004;196(1):33-41.
50. Akl MA, Alghazzawi TF, Alsharif MS, Alshehri MM, Aljohani FA, Alsulimani W, et al. Validation of two clinical color measuring instruments for use in dental research. *J Dent*. 2022;125:104223.
51. Gómez-Polo C, Gómez-Polo M, Celemin-Viñuela A, Martínez Vázquez de Parga JA, Montero J, Martín Casado AM, et al. Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *J Prosthet Dent*. 2016;115(1):65-70.
52. Rutkūnas V, Dirsė J, Bilius V. Accuracy of an intraoral digital scanner in tooth color determination. *J Prosthet Dent*. 2020;123(2):322-9.
53. Ahn JS, Lee YK. Color distribution of a shade guide in the value, chroma, and hue scale. *J Prosthet Dent*. 2008;100(1):18-28.
54. Yao Q, Song X, Yan Y, Song X, Gao J, Sun Y, et al. The effect of surface treatments on the color stability of CAD-CAM interim fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 2021;126(2):248-53.
55. Crespo PC, Díaz LA, Lorenzo MP, Freire AC, González-González I, Herrero-Climent M, et al. Variability in tooth color selection by different spectrophotometers: a systematic review. *Open Dent J*. 2022;16(1):1-9.
56. Alnusayri MO, Al-Aali KA, Vohra F, Abduljabbar T, Al-Thobity AM, Alrahlah A, et al. Shade selection in esthetic dentistry: a review. *Cureus*. 2022;14(3):e23017.
57. Joiner A, Luo W. Tooth colour and whiteness: a review. *J Dent*. 2017;67:S3-10.
58. Incesu E, Yanikoglu N. Evaluation of the effect of different polishing systems on the surface roughness of dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2020;124(1):100-9.
59. Sandmair MN, Keul C, Güth JF, Erdelt K, Edelhoff D, Liebermann A, et al. AFM analysis of a three-point flexure tested, 3D printing definitive restoration material for dentistry. *J Funct Biomater*. 2023;14(3):152.
60. Quezada MM, Urquieta E, Saavedra G, Fuentes R, Pradíes G, Suárez-García MJ, et al. A different approach to analyzing the surface roughness of prosthetic dental acrylic resins. *Appl Sci*. 2024;14(2):619.
61. Bozoğulları HN, Büyükerkmen EB, Büyüközer Özkan H. Comparison of surface roughness and color stability of different denture characterizing composite resins: the effect of different surface treatments. *J Prosthodont*. 2023;32(S1):53-60.

62. Rosentritt M, Schneider-Feyrer S, Kurzendorfer L. Comparison of surface roughness parameters Ra/Sa and Rz/Sz with different measuring devices. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2024;150:106349.
63. Paepegaey AM, Grégory N, Bouchard P, Montagne C, Goldberg M, Chaussain-Miller C, et al. Measuring enamel erosion: a comparative study of contact profilometry, non-contact profilometry and confocal laser scanning microscopy. *Dent Mater.* 2013;29(12):1265-72.
64. Field J, Waterhouse P, German M. Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *J Dent.* 2010;38(3):182-90.
65. Heurich E, Beyer B, Jager A, Gunther E, Lussi A, Schlueter N, et al. Quantification of dental erosion—a comparison of stylus profilometry and confocal laser scanning microscopy (CLSM). *Dent Mater.* 2010;26(4):326-36.
66. Yilmaz C, Kanik Ö. Investigation of surface roughness values of various restorative materials after brushing with blue covarine containing whitening toothpaste by two different methods: AFM and profilometer. *Microsc Res Tech.* 2022;85(2):521-32.
67. Burgo TL, Martini MB, de Oliveira VG, Colombo K, Marson FC, Salvador R, et al. AFM advanced modes for dental and biomedical applications. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2022;136:105475.
68. Syed J. Scanning electron microscopy in oral research. *J Pak Dent Assoc.* 2017;26(4):201-5.
69. House KL, Ammar I, Kinsella JM, Hume WR, Cavanagh HD, Leung VW, et al. Applications of scanning electron microscopy and focused ion beam milling in dental research. *Eur J Oral Sci.* 2022;130(2):e12853.
70. Bhandari NL, Dixit A, Rana S, Sahoo S, Thakur AK, et al. Depth-dependent indentation microhardness studies of different polymer nanocomposites. *Macromol Symp.* 2012;321-322(1):109-13.
71. Broitman E. Indentation hardness measurements at macro-, micro-, and nanoscale: a critical overview. *Tribol Lett.* 2017;65(1):23.
72. Ilie N, Hickel R, Valente L, Hickel S, Kunzelmann KH, Pfefferkorn F, et al. Academy of dental materials guidance—resin composites: Part I—mechanical properties. *Dent Mater.* 2017;33(8):880-94.
73. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, et al. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;29:295-308.
74. Nima G, Shahabi S, Daryaeian M, Abbasian S, Akhavan Zanjani H, Mahd S, et al. Effects of sodium hypochlorite as dentin deproteinizing agent and aging media on bond strength of two conventional adhesives. *Microsc Res Tech.* 2020;83(2):186-95.
75. Teixeira GS, Pereira GKR, Susin AH. Aging methods—an evaluation of their influence on bond strength. *Eur J Dent.* 2021;15(3):448-53.

76. Choi SH, Lee JY, Kim JW, Park SH, Shin SY, Kim JE, et al. Effects of ultraviolet weathering aging on the color stability and biocompatibility of various computer-aided design and computer-aided manufacturing glass–ceramic materials. *J Dent.* 2023;139:104746.
77. Amaral FL, Valandro LF, Bottino MA, Demarco FF, Carvalho RM, Pereira-Cenci T, et al. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19(6):340-53.
78. Taşın S, Ismatullaev A. Effect of coffee thermocycling on the color and translucency of milled and 3D printed definitive restoration materials. *J Prosthodont.* 2024;131(5):969.e1-969.e7.
79. Grzebieluch W, Klimek L, Kleczek P, Król M, Żurowski P, Mierzwińska-Nastalska E, et al. Printable and machinable dental restorative composites for CAD/CAM application—Comparison of mechanical properties, fractographic, texture and fractal dimension analysis. *Materials.* 2021;14(17):4919.
80. Prause E, Maier E, Herrmann S, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M. Microstructural investigation of hybrid CAD/CAM restorative dental materials by micro-CT and SEM. *Dent Mater.* 2024;40(6):930-40.
81. Aktug Karademir S, Bayrak G, Ozturk T, Keskin H, Polat N, Ceyhan A, et al. Effects of post-curing conditions on degree of conversion, microhardness, and stainability of 3D printed permanent resins. *BMC Oral Health.* 2025;25(1):304.
82. Alharbi N, Alharbi A, Osman R. Stain susceptibility of 3D-printed nanohybrid composite restorative material and the efficacy of different stain removal techniques: an in vitro study. *Materials.* 2021;14(19):5621.
83. Güntekin N, Tunçdemir AR. Comparison of volumetric loss and surface roughness of composite dental restorations obtained by additive and subtractive manufacturing methods. *Heliyon.* 2024;10(4):eXXX.
84. Sasany R, Samadzadeh M, Ramazani N, Forghani M, Ebrahimi F. Effect of printing layer thickness on optical properties and surface roughness of 3D-printed resins: An in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2024;37(7):165-73.
85. Hasanzade M, Bahrami G, Shojaeian S, Aghamiri SMR, Mahdian M. Comparison of the marginal and internal fit of PMMA interim crowns printed with different layer thicknesses in 3D-printing technique. *Clin Exp Dent Res.* 2023;9(5):832-9.
86. Farkas AZ, Galatanu SV, Nagib R. The influence of printing layer thickness and orientation on the mechanical properties of DLP 3D-printed dental resin. *Polymers.* 2023;15(5):1113.
87. Di Fiore A, Baldissara P, Franceschini G, Delucchi F, Marinotti F, Mammi S, et al. Comparison of mechanical and surface properties of two 3D printed composite resins for definitive restoration. *J Prosthet Dent.* 2024;132(4):839.e1-839.e7.
88. Çakmak G, Karakaya S, Buldur B, Yılmaz B, Köroğlu A, Belli S, et al. Surface roughness, optical properties, and microhardness of additively and subtractively manufactured CAD-CAM materials after brushing and coffee thermal cycling. *J Prosthodont.* 2025;34(1):68-77.

89. Lee EH, Kim SH, Jeon JH, Lee SJ, Lee JB, Park JK, et al. Effect of layer thickness and printing orientation on the color stability and stainability of a 3D-printed resin material. *J Prosthet Dent.* 2022;127(5):784.e1-784.e7.
90. Rotter NM, Schweiger J, Rosentritt M, Edelhoff D, Güth JF. Influence of nonhazardous postprocessing solutions and surface treatments on the surface roughness and color stability of resins used for additively manufactured definitive restorations. *J Prosthet Dent.* 2025;[Epub ahead of print].
91. Karaoğlanoğlu S, Kaya A, Uysal Ö, Keleştemur S, Aydın M, Demirci T, et al. Comparison of the surface properties of 3D-printed permanent restorative resins and resin-based CAD/CAM blocks. *Oper Dent.* 2023 Sep-Oct;48(5):588-598.
92. Vichi A, Balestra D, Louca C. Effect of different finishing systems on surface roughness and gloss of a 3D-printed material for permanent dental use. *Appl Sci.* 2024 Aug 15;14(16):7289.
93. Gad MM, Al-Harbi FA, Al-Turaif HA, Al-Qahtani SM, Al-Harbi SS, Almutairi AF, et al. A comparative study of strength and surface properties of permanent 3D-printed resins with CAD-CAM milled fixed dental prostheses. *J Prosthodont.* 2024 Jan;33(1):XX-XX.
94. Wang S, Liu Y, Zhang Y, Chen X, Li Z, Huang J, et al. Surface characteristics, cytotoxicity, and microbial adhesion of 3D-printed hybrid resin-ceramic materials for definitive restoration. *J Dent.* 2025 Feb;152:105436.
95. Çakmak G, Yılmaz B, Koçak MM, Kocabay Ö, Özkan Y, Alpaydın A, et al. Effect of coffee thermocycling on the surface roughness and stainability of nanographene-reinforced polymethyl methacrylate used for fixed definitive prostheses. *J Prosthet Dent.* 2023 Mar;129(3):507.e1-507.e6.
96. Vichi A, Balestra D, Louca C, Petrović M, Karanović M, Milutinović D, et al. Effects of repolishing systems on surface characteristics of a 3D-printed permanent material. *Appl Sci.* 2024 Jan 5;15(1):171.
97. Mandurino M, Costa MC, D'Alpino PHP, Borges GA, Silva TC, Bottino MA, et al. Mechanical properties of 3D printed vs. subtractively manufactured composite resins for permanent restorations: a systematic review. *Materials (Basel).* 2025 Mar 1;18(5):985.
98. Nam NE, Hwangbo NK, Kim JE. Effects of surface glazing on the mechanical and biological properties of 3D printed permanent dental resin materials. *J Prosthodont Res.* 2024 Apr;68(2):273-282.
99. Baytur S, Diken Turksayar AA. Effects of post-polymerization conditions on color properties, surface roughness, and flexural strength of 3D-printed permanent resin material after thermal aging. *J Prosthodont.* 2024.
100. Kim SY, Lee JH, Park EJ, Han SH, Choi YJ, Kwon YH, et al. The effects of thermocycling on the physical properties and biocompatibilities of various CAD/CAM restorative materials. *Pharmaceutics.* 2023 Aug 15;15(8):2122.

101. Baytur S, Diken Turksayar AA. Effects of post-polymerization conditions on color properties, surface roughness, and flexural strength of 3D-printed permanent resin material after thermal aging. *J Prosthodont*. 2025 Mar;34(3):298-307.
102. Gul BC, Aydin C, Demirci T, Karaoğlanoğlu S, Arslan B, Yilmaz B, et al. Mechanical analysis of 3D printed dental restorations manufactured using different resins and validation with FEM analysis. *BMC Oral Health*. 2025 Jan 20;25(1):131.
103. Temizci T, Bozoğulları HN. Effect of thermocycling on the mechanical properties of permanent composite-based CAD-CAM restorative materials produced by additive and subtractive manufacturing techniques. *BMC Oral Health*. 2024 Dec 10;24(1):334.
104. akmak G, Subaşı MG, Yilmaz B. Effect of thermocycling on the surface properties of resin-matrix CAD-CAM ceramics after different surface treatments. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021 Nov;117:104401.
105. Yilmaz D, Karaoğlanoğlu S, Demirci T, Aydin C, Yilmaz B, Gul BC, et al. Effect of material thickness and coffee thermocycling on the color stability and translucency of additively and subtractively manufactured resin-based materials for definitive restorations. *Int J Prosthodont*. 2024 Jan-Feb;37:143-150.
106. Kim JE, Lee SH, Kim HJ, Park YJ, Kim SS, Park JH, et al. Color and translucency stability of three-dimensional printable dental materials for crown and bridge restorations. *Materials (Basel)*. 2021 Feb 12;14(3):650.

## 10.EKLER

### Ek 1. Etik Kurul Kararı

Evrak Tarih ve Sayısı: 13.09.2024-26970



T.C.  
FIRAT ÜNİVERSİTESİ  
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR  
ETİK KURULU  
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR  
ETİK KURULU KARARLARI



Oturum Tarihi  
11.09.2024

Oturum Saati  
14:00

Oturum Sayısı  
2024/12-33

Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu 11.09.2024 tarihinde saat 14:00'da Kurul Başkanı Prof. Dr. Mustafa KAPLAN başkanlığında, aşağıda imzaları bulunan kurul üyelerinin katılımlarıyla toplanarak gündemdeki konuları görüşmüş ve aşağıdaki kararları almıştır.

Sorumlu Araştırmacı : Doç. Dr. Samet TEKİN  
Diğer Araştırmacılar : Arş. Gör. Nurgül ERSOY

“Kahve Isıl Döngüsünün Eklemeli ve Eksiltmeli Yöntemler İle Üretilen Daimi Kron Materyallerinin Mikrosertliği, Yüzey Pürüzlülüğü, Yüzey Özellikleri ve Renk Stabilitesi Üzerindeki Etkisi ” konulu tez çalışması kurumumuzca görüşülmüş olup; çalışmanın etik kurallara uygun olduğuna oy birliğiyle karar verilmiştir.

(Araştırmanın tüm süreçlerinde kurum ve kuruluşlardan gereken izinlerin alınmasından araştırmacılar sorumludur.)

#### Kurul Üyeleri:

Prof.Dr. Mustafa KAPLAN, Prof. Dr. Nevzat GÖZEL(Bulunmadı), Prof. Dr. Seval YILMAZ, Doç. Dr. Burcu GÜL(Bulunmadı), Doç. Dr. Fazilet ERMAN, Doç. Dr. Taner AKBULUT, Doç. Dr. Turgay BÖRK (Bulunmadı), Doç. Dr. Şafak ÖZER BALİN, Doç. Dr. İrem TAŞCI, Dr. Öğr. Üyesi Melek ATİLLE AYDIN(Bulunmadı), Dr. Öğr. Üyesi Merve YILMAZ BOZOĞLAN

Prof. Dr. Mustafa KAPLAN  
Kurul Başkanı

Prof. Dr. Seval YILMAZ

Doç. Dr. Fazilet ERMAN

Doç. Dr. Şafak ÖZER BALIN

Doç. Dr. Taner AKBULUT

Doç. Dr. İrem TAŞCI

Dr. Öğr. Üyesi Merve YILMAZ BOZOĞLAN

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Evrak sorgulaması <https://turkiye.gov.tr/ebd?eK=5392&eD=BS4AL67N7N&eS=26970> adresinden yapılabilir

